

Doctorat de l'Université de Toulouse

préparé à l'Université Toulouse - Jean Jaurès

Explorations et imageries fonctionnelles non invasives du
carrefour aérodigestif supérieur

Thèse présentée et soutenue, le 10 mars 2025 par

Yohan GALLOIS

École doctorale

CLESCO - Comportement, Langage, Éducation, Socialisation, Cognition

Spécialité

Neurosciences

Unité de recherche

LNPL - Laboratoire de NeuroPsychoLinguistique

Thèse dirigée par

Virginie WOISARD et Pascal GAILLARD

Composition du jury

M. Olivier DEGUINE, Président, Université de Toulouse

M. Sylvain MORINIERE, Rapporteur, Université de Tours

M. Pascal PERRIER, Rapporteur, Grenoble INP

Mme Marion SIMONETTA-MOREAU, Examinatrice, Université de Toulouse

M. Philippe SCHULTZ, Examineur, CNRS Alsace

Mme Virginie WOISARD, Directrice de thèse, Université de Toulouse

Membres invités

M. Pascal Gaillard, Co-encadrant, Université de Toulouse - Jean Jaurès

UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

École doctorale CLESCO

Unité de recherche Laboratoire LNPL - UR 4156 - UT2J

Thèse présentée par **Yohan GALLOIS**

Soutenue le **10 mars 2025**

En vue de l'obtention du grade de docteur de l'Université de Toulouse

Discipline **Neuroscience**

Explorations non invasives et écologiques du carrefour aérodigestif

Thèse dirigée par Virginie WOISARD directrice
Pascal GAILLARD co-directeur

Composition du jury

| | | | |
|----------------------------|--|--|-------------------|
| <i>Rapporteurs</i> | Sylvain MORINIÈRE Pascal PERRIER | professeur au CEPR, Université de Tours professeur au Gipsa-Lab, Grenoble INP | |
| <i>Examineurs</i> | Olivier DEGUINE Marion SIMONETTA MOREAU Philippe SCHULTZ | professeur au CERCO, UMR5549, Université de Toulouse 3 - Paul Sabatier/CNRS MCF au ToNIC, UMR1214, Université de Toulouse 3 - Paul Sabatier/INSERM professeur au CHRU Strasbourg | président du jury |
| <i>Directrice de thèse</i> | Virginie WOISARD | professeure au LNPL - UR 4156, Université de Toulouse 2 - Jean Jaures | |

Mots clés : carrefour aérodigestif, déglutition, imagerie neurofonctionnelle, spectroscopie fonctionnelle proche infrarouge, acoustique cervicale, explorations fonctionnelles non invasives

Keywords: upper aerodigestive tract, swallowing, functional neuroimaging, functional near infrared spectroscopy, cervical acoustics, non-invasive functional explorations

Cette thèse a été préparée au

Laboratoire LNPL - UR 4156 - UT2J

Maison de la Recherche
Université Toulouse - Jean Jaurès
5 allées Antonio Machado
31058 Toulouse Cedex 1
France



Liste des Abréviations

| | |
|-------|---|
| A-P | Axe antéro-postérieur |
| BOLD | Signal dépendant du niveau d'oxygène sanguin (Blood Oxygen Level Dependent) |
| CAD | Carrefour aérodigestif |
| CPG | Central pattern generator ("générateur de motifs centraux") |
| CRNN | Réseau de neurones récurrents convolutionnels (convolutional recurrent neural network) |
| EEG | Électroencéphalographie |
| EKG | Electroglottographie |
| EMG | Électromyographie |
| EVA | Échelle visuelle analogique |
| FEES | Fiber-optic Endoscopic Evaluation of Swallowing (Évaluation fibro-endoscopique de la déglutition) |
| fNIRS | functional Near Infrared Spectroscopy (Spectroscopie fonctionnelle proche infra-rouge) |
| FPLN | Fibroskopie Pharyngo-Laryngée par voie Nasale |
| HbO | Hémoglobine oxygénée |
| HbR | Hémoglobine désoxygénée |
| HRCA | High-Resolution Cervical Auscultation (Auscultation Cervicale Haute Résolution) |
| ICC | Coefficient de corrélation intra-classe |
| IMC | indice de masse corporelle |
| IRMf | Imagerie fonctionnelle par Résonance Magnétique |
| MEG | Magnétoencéphalographie |
| M-L | Axe médial-latéral |
| MMG | Méchanomyographie |
| RBF | Fonction de base radiale |
| ROP | Relative Overlapped percentge |
| RSB | Rapport signal-sur-bruit |
| rTMS | stimulation magnétique transcrânienne répétitive ("repetitive transcranial magnetic stimulation") |
| S-I | Axe supéro-inférieur |
| sEMG | Électromyographie de Surface |
| Sen | Sensibilité |
| Spe | Spécificité |
| SRNN | Réseau neuronal récurrent empilé (stacked recurrent neural network) |
| SSO | Sphincter Supérieur de l'Œsophage |
| tDCS | stimulation transcrânienne à courant continu (transcranial direct current stimulation) |
| TEPf | Tomographie fonctionnelle par Émission de Positron |
| VFS | Vidéo fluoroscopie |
| VPN | Valeur prédictive négative |
| VPP | Valeur prédictive positive |

EXPLORATIONS NON INVASIVES ET ÉCOLOGIQUES DU CARREFOUR AÉRODIGESTIF**Résumé**

Le carrefour aérodigestif est une structure complexe qui participe à plusieurs fonctions essentielles de la vie quotidienne comme la respiration, la déglutition et la phonation. Les explorations fonctionnelles de ce carrefour sont à l'heure actuelle essentiellement soit invasives (fibroscopie pharyngolaryngée), irradiantes (radioscopie) ou réalisées en position allongée (imagerie fonctionnelle par résonance magnétique). Il existe donc un réel besoin de développer des méthodologies d'exploration tant cervicale que cérébrale non invasive et dans des conditions naturelles. Ceci permettrait d'explorer la physiologie et la physiopathologie du carrefour et plus spécifiquement de la déglutition en condition de vie normale.

L'objet du présent travail est de proposer un protocole de mesure des activités cervicales et cérébrales associées aux fonctions du carrefour aérodigestif en condition écologique et de mettre en corrélation la physiologie cervicale observable avec ces corrélats neurologiques. En nous appuyant sur les données de revues narrative et systématique de la littérature, nous proposons un protocole innovant de mesures cervicales et corticales de ces fonctions. L'exploration cervicale s'appuie sur des mesures acoustiques. L'exploration corticale s'appuie sur la spectroscopie fonctionnelle proche infrarouge (fNIRS).

Nos hypothèses sont que 1) l'activité corticale de déglutition diffère en condition volontaire et spontanée; 2) que le type de bolus et la qualité des déglutitions sont corrélés à la réponse corticale associée; 3) que le réseau neurofonctionnel de la déglutition diffère de celui des autres fonctions du carrefour; 4) que différents profils physiopathologiques doivent s'accompagner de différences d'activités.

Nos objectifs sont de 1) comparer les activités de déglutition en condition volontaire et spontanée; 2) Mettre en corrélation l'activité corticale avec les caractéristiques des signaux cervicaux de la fonction de déglutition; 3) Comparer le réseau cortical mesuré en fNIRS des différentes fonctions du carrefour; 4) Comparer les activités cervicales et corticales de sujets ayant présenté des accidents de déglutition lors du test avec des sujets sans symptômes.

Nous avons appliqué ce protocole de mesures acoustiques et fNIRS synchronisées sur une population de 12 sujets sains qui ont réalisé différentes tâches de déglutition (salive volontaire ou spontanée, eau, textures et volumes différents), de hémage, de toux, de phonation, de mastication. Nos mesures de durées acoustiques, de latences et d'amplitude d'activité corticale illustrent les différences d'activité pour chaque tâche et confirment nos hypothèses. En particulier l'activité corticale varie entre les tâches de déglutition spontanée et volontaire au niveau des aires prémotrices et péricentrales. Les caractéristiques de la déglutition semblent corrélées à l'activité corticale de la région péricentrale. Le réseau cortical de la déglutition diffère des autres tâches bien que ces réseaux soient partagés. Enfin nous avons observé des comportements différents au sein de notre population de sujets sains, en relation avec des différences d'activités cervicale et corticale.

Nos données permettent de valider notre protocole, mais illustrent aussi les besoins d'études de physiologie du carrefour qui reste assez peu connue à l'heure actuelle. Nos résultats suggèrent en outre que notre protocole pourrait être utilisé en condition physiopathologique, notamment chez l'enfant dysphagique et le prématuré.

Mots clés : carrefour aérodigestif, déglutition, imagerie neurofonctionnelle, spectroscopie fonctionnelle proche infrarouge, acoustique cervicale, explorations fonctionnelles non invasives

NON INVASIVE FUNCTIONAL EXPLORATIONS AND IMAGING OF THE UPPER AERODIGESTIVE TRACT
Abstract

The upper aerodigestive tract is a complex structure involved in several essential functions of daily life, such as breathing, swallowing, and phonation. Functional explorations of this junction are currently mainly either invasive (pharyngolaryngoscopy), radiative (fluoroscopy), or performed in a lying position (functional magnetic resonance imaging). There is therefore a real need to develop non-invasive exploration methodologies for both cervical and cerebral activities under natural conditions. This would allow for the exploration of the physiology and pathophysiology of the junction, and more specifically swallowing, in normal life conditions.

The aim of this work is to propose a protocol for measuring cervical and cerebral activities associated with the functions of the upper aerodigestive tract under ecological conditions, and to correlate the observable cervical physiology with its neurological correlates. Based on data from narrative and systematic literature reviews, we propose an innovative protocol for measuring these functions both at the cervical and cortical levels. The cervical exploration is based on acoustic measurements, while the cortical exploration relies on functional near-infrared spectroscopy (fNIRS).

Our hypotheses are that: 1) cortical swallowing activity differs between voluntary and spontaneous conditions; 2) the type of bolus and the quality of swallowing are correlated with the associated cortical response; 3) the neurofunctional network of swallowing differs from that of other upper aerodigestive tract functions; 4) different pathophysiological profiles should be associated with differences in activities.

Our objectives are: 1) to compare swallowing activities in voluntary and spontaneous conditions; 2) to correlate the cortical activity with the characteristics of cervical swallowing signals; 3) to compare the cortical network measured by fNIRS across different upper aerodigestive tract functions; 4) to compare cervical and cortical activities in subjects who have experienced swallowing accidents during evaluations with those without symptoms.

We applied this protocol of synchronized acoustic and fNIRS measurements with a population of 12 healthy subjects who performed different swallowing tasks (voluntary or spontaneous saliva, water, different textures, and volumes), throat clearing, coughing, phonation, and chewing. Our measurements of acoustic durations, latencies, and cortical activity amplitudes illustrate the differences in activity for each task and confirm our hypotheses. In particular, cortical activity varies between spontaneous and voluntary swallowing tasks at the premotor and pericentral areas. Swallowing characteristics appear to be correlated with cortical activity in the pericentral region. The cortical network of swallowing differs from that of other tasks, although these networks are shared. Finally, we observed different behaviors within our population of healthy subjects, related to differences in cervical and cortical activities.

Our data validate our protocol, but also highlight the need for further studies on the physiology of the upper aerodigestive tract, which remains poorly understood at present. Our results also suggest that our protocol could be used in pathophysiological conditions, particularly in dysphagic children and premature infants.

Keywords: upper aerodigestive tract, swallowing, functional neuroimaging, functional near infrared spectroscopy, cervical acoustics, non-invasive functional explorations

Sommaire

| | |
|--|------------|
| Résumé | xi |
| Sommaire | xiii |
| Table des figures | xv |
| Introduction | 1 |
| I Etat de l'art : Explorations non invasives du carrefour aérodigestif | 3 |
| 1 Physiologie du carrefour aérodigestif | 5 |
| 2 Mesures fonctionnelles non invasives du carrefour aérodigestif | 31 |
| II Méthodologie de la recherche | 103 |
| 3 Hypothèses, Objectifs et Méthodologie pour l'exploration fonctionnelle cervicale et corticale non invasive du carrefour aérodigestif | 105 |
| III Résultats | 173 |
| 4 Exploration du rôle de la volition sur l'activité corticale de déglutition | 175 |
| 5 Corrélation entre activité cervicale et corticale de la déglutition | 219 |
| 6 Étude de la connectivité corticale des fonctions du CAD | 241 |
| 7 Exploration de la survenue de phénomènes anormaux | 259 |
| IV Discussion, perspectives et conclusions | 275 |
| 8 Discussion et conclusion | 277 |
| Références bibliographiques | 285 |
| A Annexes du chapitre 2 | 315 |

| | |
|--------------------------------|------------|
| B Annexes du chapitre 3 | 367 |
| C Annexes du chapitre 4 | 371 |
| D Annexes du chapitre 5 | 375 |
| E Annexes du chapitre 6 | 377 |
| Table des matières | 383 |

Table des figures

| | | |
|------|--|-----|
| 1.1 | Schéma de l'anatomie du carrefour aérodigestif. | 6 |
| 1.2 | Représentation de l'anatomie du larynx. | 8 |
| 1.3 | Représentation en vue postérieure ouverte de l'anatomie du pharynx | 10 |
| 1.4 | Représentation anatomique en vue latérale gauche des muscles du pharynx. . . | 11 |
| 1.5 | Phases de la déglutition alimentaire. | 13 |
| 1.6 | Représentation anatomique de la sangle labio-jugale. | 14 |
| 1.7 | Manométrie œsophagienne haute résolution. | 17 |
| 1.8 | Anatomie des noyaux des nerfs crâniens dans le tronc cérébral. | 20 |
| 1.9 | Schéma du contrôle du système nerveux central pour la déglutition humaine. . . | 24 |
| 1.10 | Homonculi moteur et sensitif selon Penfield en 1950. | 25 |
| 1.11 | Loci d'élévation du débit cérébral en IRM fonctionnelle selon tâches du carrefour aérodigestif selon Martin et Coll. 2004 | 25 |
| 1.12 | Carte moyenne de connectivité du réseau de la déglutition, d'après Luan et coll. 2013 | 28 |
| 1.13 | Schéma montrant l'interaction entre les structures neuronales corticales et sous- corticales et le CPG de déglutition. | 29 |
| | | |
| 2.1 | Courbes de réponse fréquentielles d'un microphone et d'un accéléromètre . . . | 42 |
| 2.2 | Illustrations des grands principes de la spectroscopie appliqués à la fNIRS. . . . | 99 |
| 2.3 | Illustration du couplage neurovasculaire. | 99 |
| 2.4 | Exemple de réponse hémodynamique typique mesurée en fNIRS | 100 |
| | | |
| 5.1 | Latences des réponses corticales des tâches de déglutition de liquides épaissis. . | 224 |
| 5.2 | Zscores moyens des activités des réponses corticales des tâches de déglutition de liquides épaissis selon les canaux d'étude. | 224 |
| 5.3 | Corrélations entre les durées de la phase de transport oropharyngée mesurée en acoustique et la latence de réponse corticale selon les canaux pour les tâches de déglutition d'eau et de salive volontaire et spontanée. | 225 |
| 5.4 | Corrélations entre les durées de la phase de transport oropharyngée mesurée en acoustique et le Z-score d'activité de la réponse corticale selon les canaux pour les tâches de déglutition d'eau et de salive volontaire et spontanée. | 227 |
| 5.5 | Corrélations entre les marqueurs corticaux (latences et Z-scores d'HbO) et les durées des tâches selon les volumes ingérés de liquides épaissis. | 229 |
| 5.6 | Corrélations entre les marqueurs corticaux (latences et Z-scores d'HbO) et les durées des tâches selon les textures ingérés de liquides épaissis. | 231 |
| 5.7 | Corrélations entre les marqueurs corticaux (latences et Z-scores d'HbO) et les volumes ingérés de liquides épaissis. | 233 |

| | | |
|-----|--|-----|
| 5.8 | Corrélations entre les marqueurs corticaux (latences et Z-scores d'HbO) et les textures ingérés de liquides épaissis. | 234 |
| 6.1 | Distributions temporelles des pics ascendant pour les tâches complexes. | 246 |
| 6.2 | Latences médianes des pics d'activité pour les tâches complexes. | 248 |
| 6.3 | Latences médianes des pics d'activité pour les tâches complexes selon les canaux de mesure. | 248 |
| 6.4 | Activités (Z-score) moyens de la population pour chaque tâche complexe selon les canaux. | 249 |
| 6.5 | Matrices de connectivité des différentes tâches entre les différents canaux. | 250 |
| 7.1 | Latences et activités des tâches de déglutition d'eau 100mL au verre et de la tâche motrice contrôle de mise en bouche. | 262 |
| 7.2 | Latences de l'activité selon les groupes avec ou sans événements inattendus, selon les tâches de déglutition simple et les canaux. | 265 |
| 7.3 | Z-score de l'activité selon les groupes avec ou sans événements inattendus, selon les tâches de déglutition simple et les canaux. | 267 |
| 7.4 | Latences d'activité selon les groupes avec et sans événements inattendus, selon les tâches de déglutition de 100mL d'eau ou de mise en bouche et les canaux. | 269 |
| 7.5 | Z-scores d'activité selon les groupes avec et sans événements inattendus, selon les tâches de déglutition de 100mL d'eau ou de mise en bouche et les canaux. | 270 |
| A.1 | Courbes de réponse fréquentielles d'un microphone et d'un accéléromètre | 330 |
| A.2 | Exemples de quelques technologies de mesures cervicales non invasives. | 334 |
| A.3 | Système de maintien de la sonde échographique proposé par Ma et Wrench 2022. | 336 |
| B.1 | Capture d'écran de l'interface de l'application Swallis. | 368 |
| B.2 | Données des tâches de chaque sujets, en terme de nombre de répétition et de durée. | 369 |
| B.3 | Scalp coupling index (SCI) de chaque canal pour chaque sujet. | 370 |
| C.1 | Distribution des latences des pics d'activité ascendants lors des tâches de déglutition. | 372 |
| C.2 | Comparaison des latences de chaque sujet pour l'eau, la salive volontaire et la déglutition spontanée. | 373 |
| C.3 | Comparaison des latences de chaque sujet pour les déglutitions volontaires IDDSI 3 et IDDSI 4. | 374 |
| D.1 | Données des tâches de chaque sujet, en termes de nombre de répétition et de durée pour l'ensemble des tâches effectuées. | 376 |
| E.1 | Comparaison des latences médianes individuelles des pics d'activité pour chaque tâche complexe. | 378 |
| E.2 | Comparaison des latences médianes d'activité de chaque tâche complexe chez chaque sujet. | 379 |
| E.3 | Comparaison des Z-score médians d'activité de chaque tâche complexe selon chaque canal. | 380 |

Introduction

Le carrefour aéro-digestif (CAD) est une structure complexe qui participe à plusieurs fonctions essentielles de la vie quotidienne : la déglutition (rôle nutritionnel et de protection des voies aériennes), la respiration (rôle d'hématose) et la phonation (impliquée notamment dans la communication orale). Cette structure associe plus de 30 structures neuromusculaires synchronisées à l'étage cervical (LUDLOW, 2005). Cette synchronisation est le fruit d'un contrôle neurologique précis par plusieurs centres neurofonctionnels localisés dans le tronc cérébral (JEAN, 2001 ; LUDLOW, 2005). Ce contrôle peut être modulé par des centres encéphaliques et notamment corticaux (LUDLOW, 2015). L'ensemble de ces contrôles permet le bon déroulement des différentes fonctions du CAD avec des implications à la fois physiopathologiques et sociales. Tout processus pathologique entrainera un dérèglement de ces fonctions, pouvant s'exprimer cliniquement par une dysphagie (trouble de la déglutition), un trouble de la parole ou une dyspnée (trouble de la respiration).

La bonne compréhension des mécanismes physiologiques impliqués dans ces différentes fonctions s'appuie sur les résultats de différentes explorations fonctionnelles. Comme pour toute fonction de l'organisme, ces explorations sont classiquement périphériques ou centrales, chacune bénéficiant de différentes technologies à disposition. L'exploration au niveau périphérique cervical regroupe essentiellement deux technologies en pratique clinique : la radioscopie et la Fibroscopie Pharyngo-Laryngée par voie Nasale (FPLN). En association, ces 2 méthodes sont les étalons de mesure actuels de l'évaluation du CAD, en particulier en situation pathologique de dysphagie (FARNETI, 2014; LANGMORE, 2003). Ces deux examens sont essentiels pour objectiver la physiopathologie de la dysphagie afin d'orienter la rééducation, de renforcer la mécanique de déglutition et de prévenir le risque de complications que sont les pneumopathies d'inhalation et la dénutrition. Ils ont donc un caractère pronostique respiratoire et nutritionnel essentiel à la prise en charge du patient dysphagique.

Leurs répétitions permettent d'orienter la rééducation et de valider les effets de la correction posturale ou du renforcement de la commande neurologique chez le patient dysphagique (B.-H. PARK et al., 2013; YOUNG et al., 2015). Ils permettent en effet de mettre en évidence la réduction, voire la disparition de ces inhalations suite à la prise en soins par exemple. Cette prise en charge reste empirique, s'appuyant sur la comparaison subjective des examens avant/après rééducation. Cette subjectivité explique l'expertise nécessaire à l'analyse de ces examens, ce qui peut en limiter la reproductibilité.

L'exploration fonctionnelle du système nerveux central reste présentement du domaine de la recherche. Si la mécanique pharyngo-laryngo-oesophagienne est aujourd'hui bien connue, ses corrélats neurologiques restent moins explorés. Pendant de nombreuses années, la déglutition était ainsi considérée comme un mécanisme purement sous-cortical (JEAN, 2001). La fin des années 1990 et les années 2000 ont montré que l'activité de certaines aires cérébrales serait en fait majorée durant la déglutition, au même titre que les autres fonctions du CAD. Plusieurs outils d'imagerie neurofonctionnelle ont pu être utilisés chez l'adulte sain. Les standards restent

l'Imagerie fonctionnelle par Résonance Magnétique (IRMf) (HAMDY, MIKULIS et al., 1999; HAMDY et al., 1996; MARTIN et al., 2004; SASEGBON & HAMDY, 2017), l'Electroencéphalographie (EEG) (JESTROVIĆ et al., 2014), ou encore la Tomographie fonctionnelle par Emission de Positron (TEPf) (J.-W. PARK et al., 2017).

Si ces étalons de mesure sont essentiels pour notre compréhension actuelle des mécanismes physiologiques des fonctions du CAD, ils présentent tous des limitations qui imposent des conditions de laboratoire. Cela rend difficile l'extrapolation de leurs résultats aux conditions écologiques naturelles de réalisation des fonctions du CAD. Au-delà du problème de reproductibilité des résultats déjà évoqué de la FPLN et de la radioscopie, à laquelle s'ajoute le manque d'accessibilité à l'IRMf, chaque examen présente ses propres limites spécifiques qui en réduisent la répétition. En effet, la FPLN est un examen transnasal invasif qui peut être douloureux et en altérer les résultats. La radioscopie et la TEPf sont toutes deux irradiantes. Enfin, l'IRMf et la TEPf nécessitent d'effectuer la tâche en position allongée, ce qui n'est pas écologique pour la fonction de déglutition en dehors du sommeil. Devant ces constatations, il semble légitime de s'interroger sur la possibilité de mesurer ces activités cervicales et cérébrales en conditions plus écologiques, plus naturelles. Le développement de méthodologies non invasives, non irradiantes, plus reproductibles apparaît ainsi nécessaire.

L'objet du présent travail est ainsi de mesurer l'activité cérébrale associée aux fonctions du CAD en conditions écologiques et de mettre en corrélation la physiologie cervicale observable avec ses corrélats neurologiques. Ces mesures en conditions écologiques et naturelles amélioreront la compréhension des mécanismes de ses fonctions et la physiopathologie de leurs troubles, pour améliorer les évaluations diagnostiques, pronostiques et la prise en soin des troubles dysphagiques.

Nous nous concentrerons principalement sur la fonction de déglutition sans être exclusifs, car il s'agit d'une fonction vitale du CAD. En outre, il s'agit de la première fonction active du CAD, son rôle étant essentiel dès la vie intra-utérine à l'inverse de la respiration ou de la phonation. En dépit de cela, cette fonction reste moins étudiée que les autres.

Après une introduction à l'anatomie descriptive et fonctionnelle du CAD et de son contrôle neurologique, nous nous intéresserons aux technologies écologiques existantes au niveau cervical puis au niveau neurofonctionnel pour l'étude du CAD afin de sélectionner les plus pertinentes dans l'objectif de proposer un protocole d'examen des fonctions du CAD, d'en illustrer et d'en discuter les résultats, en particulier sur la fonction de déglutition.

Première partie

Etat de l'art : Explorations non invasives du carrefour aérodigestif

Physiologie du carrefour aérodigestif

1.1 Anatomie du carrefour aérodigestif

Le CAD est une structure essentielle à l'homéostasie énergétique, tant par son versant nutritionnel que sur le versant respiratoire. Cette structure participe à deux fonctions intriquées vitales que sont la fonction de respiration et à la fonction de déglutition. Sur le versant respiratoire, le carrefour guide les flux aériens vers le tractus trachéo-broncho-pulmonaire où se font les échanges gazeux. Sur le versant nutritionnel, le CAD assure le transport des aliments de la cavité orale vers le tube digestif, lieu de la digestion et de l'assimilation des nutriments. Comme son nom l'indique, le CAD est donc l'intersection du tractus respiratoire et du tractus digestif par l'intermédiaire du pharynx (Figure 1.1). Cette position "à cheval" sur deux tractus de fonctions différentes participe à la complexité de son fonctionnement.

1.1.1 Les voies respiratoires supérieures

Les voies respiratoires supérieures regroupent classiquement trois structures traversées par le flux aérien : les fosses nasales, le pharynx et le larynx, suivis de la trachée. La bonne perméabilité de ces structures doit permettre la bonne réalisation du cycle respiratoire pour assurer l'homéostasie gazeuse au niveau des poumons.

À l'inspiration, l'air chemine d'abord à travers les fosses nasales, cavités osseuses bilatérales et symétriques creusées dans le massif facial. La muqueuse respiratoire qui les tapisse permet le réchauffement et l'humidification de l'air inhalé ainsi que la filtration de microparticules et de gaz hydrosolubles (DELMAS et al., 2018; ESCABASSE et al., 2023). L'air ainsi filtré réchauffé et humidifié pénètre ensuite le nasopharynx, la partie supérieure du pharynx. En cas d'anomalie de perméabilité des fosses nasales, la cavité buccale peut être une voie accessoire bien sûr, mais les fonctions de filtrations perdent en efficacité.

Le flux aérien traverse ensuite le pharynx pour atteindre le larynx : c'est une véritable porte d'entrée vers les voies aériennes inférieures, composées successivement de la trachée, des bronches et des poumons, lieu de l'hématose respiratoire. Le larynx regroupe un ensemble de structures cartilagineuses articulées entre elles par plusieurs structures fibreuses et musculaires (Figure 1.2). Il est le support des cordes vocales et est donc aussi à l'origine de la phonation (LAGIER & LTAIEF-BOUDRIGUA, 2021).

Pendant la déglutition, sa capacité de fermeture par adduction des cordes vocales, bascule

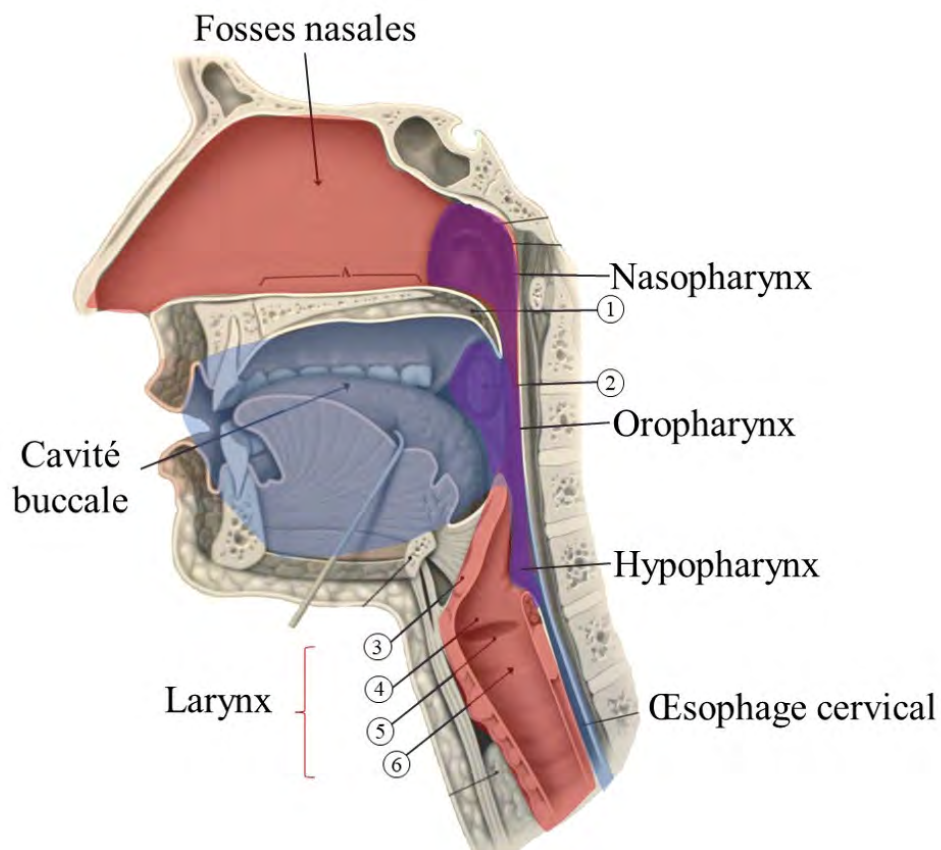


FIGURE 1.1 – Schéma de l'anatomie du carrefour aérodigestif. Les zones rouges présentent la voie respiratoire et les zones bleues, la voie digestive, telles qu'elles sont classiquement décrites. La zone violette est l'intersection des 2 voies et correspond au pharynx. 1. Voile du palais ; 2. Tonsilles palatines ; 3. Epiglotte ; 4. Pli vestibulaire laryngé ; 5. Pli vocal (ou corde vocale) ; 6. Cartilage cricoïde. In LAGIER, 2019.

postérieure de l'épiglotte et constriction des plis vestibulaires, reste essentielle pour éviter toute fausse route de bolus alimentaire dans les voies respiratoires inférieures (cf section 1.2.1, p12). En effet, de telles inhalations dans l'espace trachéo-broncho-pulmonaire exposent à un risque infectieux par pneumopathie d'inhalation.

Lorsque le flux aérien est expiratoire, la voie respiratoire permet l'élimination du CO_2 , mais aussi la phonation lorsque les cordes vocales entrent en contact et vibrent. L'anatomie de la voie respiratoire peut alors modifier les caractéristiques phonatoires.

1.1.2 Les voies digestives supérieures

À l'instar du tractus respiratoire, les voies digestives supérieures font classiquement intervenir trois structures successives : la cavité buccale, le pharynx et l'œsophage cervical. Le bolus alimentaire va traverser ces 3 structures de manière successive.

La cavité buccale est fermée en avant par le muscle orbiculaire des lèvres, prenant le rôle sphincter antérieur. Elle est limitée en latéral par les joues. En haut se situe le palais dur, en bas le plancher buccal, et en arrière l'isthme du gosier, zone de transition vers le pharynx (Figure 1.1). Cette cavité buccale contient la langue, composée de dix-sept muscles (huit muscles pairs et un muscle impair), et les arcades dentaires, composées de 20 à 32 dents, selon la denture. La cavité buccale est essentielle dans la manipulation et la préparation des aliments, mais aussi dans la communication orale.

Après propulsion depuis la cavité buccale, le bolus traverse le pharynx et atteint la bouche œsophagienne, véritable sphincter supérieur de l'œsophage dans sa portion cervicale. Ce Sphincter Supérieur de l'Œsophage (SSO) est constitué d'un épaississement musculaire circonférentiel émanant de trois muscles adjacents : le muscle constricteur inférieur du pharynx, son faisceau le plus inférieur aussi connu sous le nom de muscle cricopharyngien et la musculature de l'œsophage cervical. L'œsophage est un conduit musculaire strié et lisse dans sa portion cervicale, qui devient musculaire lisse en thoracique. Son péristaltisme (la contraction rythmique de proche en proche) permet la propulsion du bolus vers l'estomac, où l'essentiel de la digestion se poursuit.

1.1.3 Anatomie pharyngée

Le pharynx est donc l'organe central du carrefour en reliant la cavité buccale à l'œsophage pour la voie digestive et les fosses nasales au larynx et la trachée pour la voie respiratoire, comme présenté dans la Figure 1.3. Sa position étant littéralement et anatomiquement centrale, un point anatomique approfondi semble utile.

Classiquement, le pharynx est assimilé à un tube musculaire s'étendant de la base du crâne au cartilage cricoïde laryngé et à la bouche œsophagienne (AKGOZ KARAOSMANOGLU & OZGEN, 2022; FAKHRY et al., 2014; RAHIM et al., 2023; RAOL & HARTNICK, 2015). Le pharynx est habituellement séparé en 3 segments.

Le nasopharynx, segment cranial, s'insère sur la base du crâne et s'ouvre en avant sur les fosses nasales à travers les choanes. Le nasopharynx est schématiquement enveloppé par le muscle constricteur supérieur du pharynx (muscle *constrictor pharyngis superior*).

L'oropharynx, segment intermédiaire, s'ouvre en avant sur la cavité buccale par l'isthme du gosier. Il est enveloppé dans le muscle constricteur moyen du pharynx (muscle *constrictor pharyngis medius*).

Enfin, le segment le plus caudal est l'**hypopharynx**, qui s'ouvre en bas et en avant sur le larynx et en bas et en arrière sur le sphincter supérieur de l'œsophage. L'hypopharynx est quant à lui drapé du muscle constricteur inférieur du pharynx (muscle *constrictor pharyngis inferior*), dont nous avons vu qu'il participe au SSO par son faisceau crico-pharyngien.

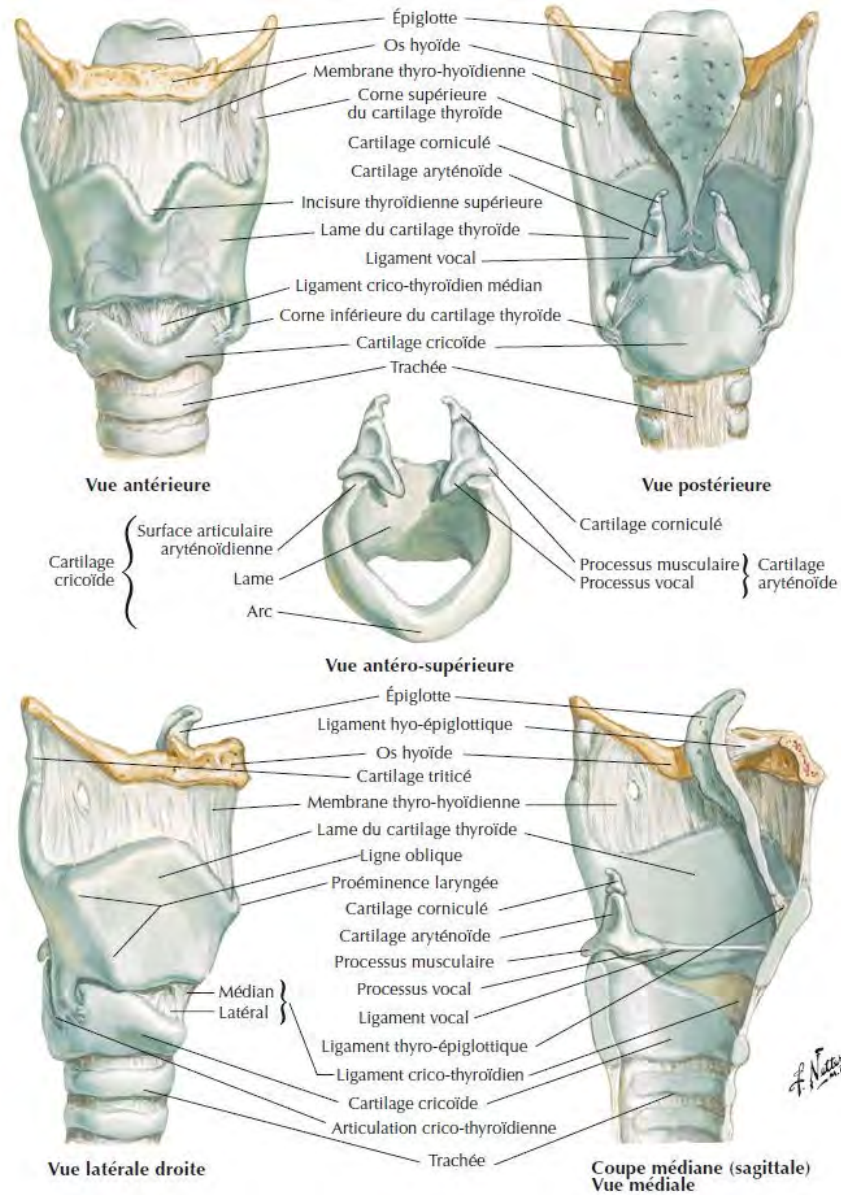


FIGURE 1.2 – Représentation de l'anatomie du larynx présentant les différents cartilages qui le composent et leurs relations. In : Atlas d'Anatomie Humaine, 5e édition, F.H. Netter, Elsevier Masson (NETTER, 2012)

Au-delà de ces 3 muscles constricteurs, Chancholle décrit 3 boucles musculo-aponévrotiques comme unités fonctionnelles des voies aérodigestives supérieures (CHANCHOLLE, 1980). Chaque boucle comprendrait un muscle constricteur et des structures musculaires antérieures :

- le muscle constricteur supérieur avec les muscles du voile, le muscle buccinateur et le muscle mylohyoïdien ;
- le muscle constricteur moyen avec le muscle génioglosse et l'appareil hyoïdien ;
- le muscle constricteur inférieur avec la musculature laryngée extrinsèque à hauteur du cartilage cricoïde (Figure 1.4).

Ces trois boucles musculo-aponévrotiques striées présentent un fonctionnement réflexe en réponse à la stimulation pharyngée et agissent comme des sphincters. Physiologiquement, la contraction séquentielle de haut en bas des trois boucles crée un gradient de pression vertical dirigé vers le bas qui permet la progression d'un bolus alimentaire de l'oropharynx vers le SSO. Cette contraction est poursuivie par le péristaltisme œsophagien (cf section 1.2.1, p12).

Pour que chaque fonction du carrefour se déroule normalement, les différents segments peuvent être physiologiquement isolés les uns des autres. En effet, le nasopharynx et l'oropharynx sont séparés par le sphincter vélo-pharyngé. Ce sphincter peut être fermé par le palais mou, structure musculaire faisant la continuité du palais dur en postérieur (Figure 1.3). Ce palais mou se compose de 4 muscles symétriques (les muscles *Levator veli palatini*, *Tensor veli palatini*, *Palatopharyngeus* et *Palatoglossus*) et d'un muscle médian formant la luette (*Musculus uvulae*). En se contractant, le palais mou s'élève, se tend et recule, venant ainsi obturer le nasopharynx. Le contrôle fin et spontané de cette obturation permet au bolus alimentaire de ne pas faire fausse-route dans le nasopharynx et les fosses nasales. Au-delà de la fonction de déglutition, le voile du palais participe à la modulation de la parole pour permettre la formation de phonèmes d'articulation vélaire ou uvulaire (DWORKIN et al., 2004 ; RAOL & HARTNICK, 2015).

La séparation anatomique entre l'oropharynx et l'hypopharynx se fait classiquement à hauteur du cartilage épiglottique du larynx. Lorsqu'elle est relevée, l'épiglotte protège le larynx en formant un bouclier qui dirige le bol alimentaire vers les sinus piriformes. Lors du passage du bolus alimentaire, l'épiglotte participe à la fermeture du larynx et l'isole du pharynx pour protéger les voies respiratoires des pénétrations et inhalations. Cette fonction de protection de l'épiglotte est un mécanisme passif permis à la fois par sa forme de bouclier et par sa bascule grâce au recul actif de la base de la langue et à l'ascension laryngée lors de la déglutition. Ce mécanisme est renforcé par la fermeture du plan glottique lors de la déglutition, comme nous le verrons ci-dessous (cf section 1.2, p9).

1.2 Généralités sur les fonctions du carrefour

Les fonctions du carrefour aérodigestif sont nombreuses. Certaines ont un rôle vital, telles que la respiration pour l'hématose et la déglutition pour les besoins nutritionnels. À ces 2 fonctions vitales s'ajoute la protection des voies aériennes, essentielle lors de la déglutition, mais aussi en contexte physiopathologique tel que les vomissements ou en cas de corps étranger en position pharyngée. La fonction de phonation et de vocalise est essentielle pour la communication et la vie sociale. Les fonctions sensorielles tactiles, gustatives et olfactives du carrefour sont particulièrement importantes à but nutritionnel, mais aussi pour se protéger d'un danger.

Le carrefour acquiert ces différentes fonctions de manière progressive lors du neurodéveloppement. La fonction respiratoire apparaît dès les premières secondes d'adaptation à la vie extra-utérine. De même, la fermeture glottique partielle associée au premier cri permettrait la bonne ouverture des voies respiratoires chez le nouveau-né et la bonne adaptation à la vie

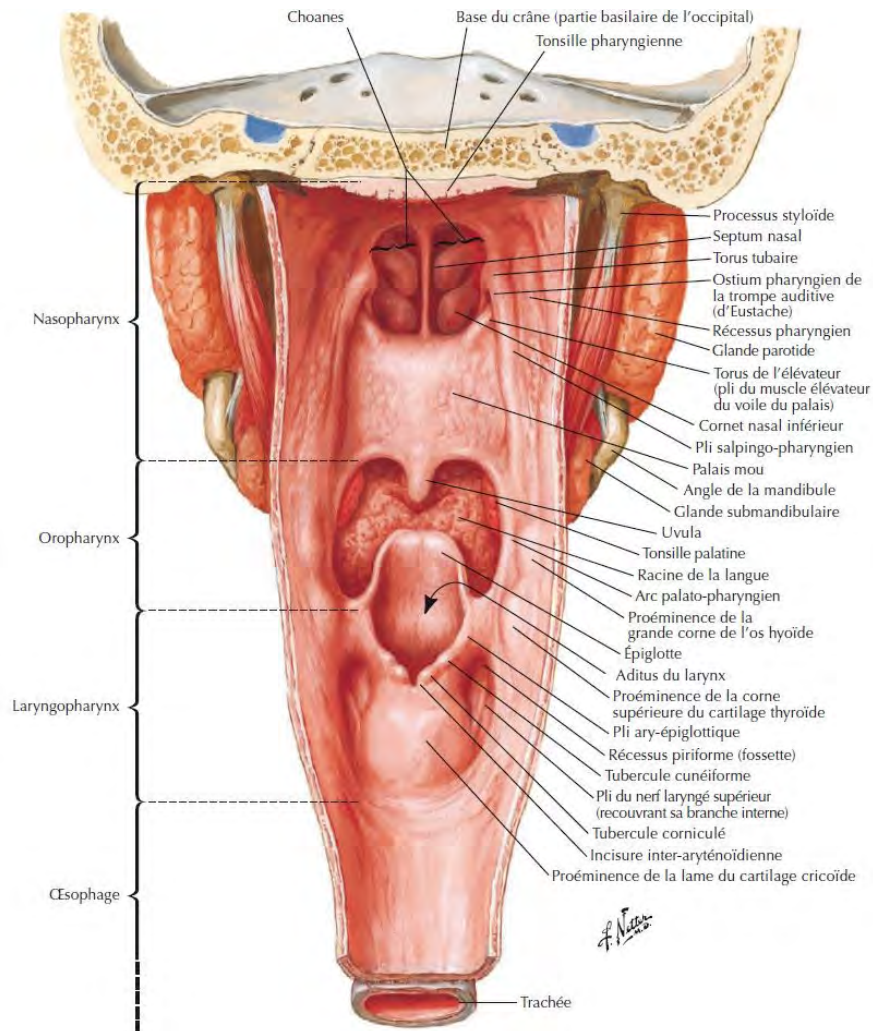


FIGURE 1.3 – Représentation en vue postérieure ouverte de l'anatomie du pharynx présentant ses trois composantes, nasopharynx, oropharynx et hypopharynx. Le voile du palais est bien identifiable avec ses rapports avec les fosses nasales, la cavité buccale, le larynx et l'œsophage cervical. In : Atlas d'Anatomie Humaine, 5e édition, F.H. Netter, Elsevier Masson (NETTER, 2012)

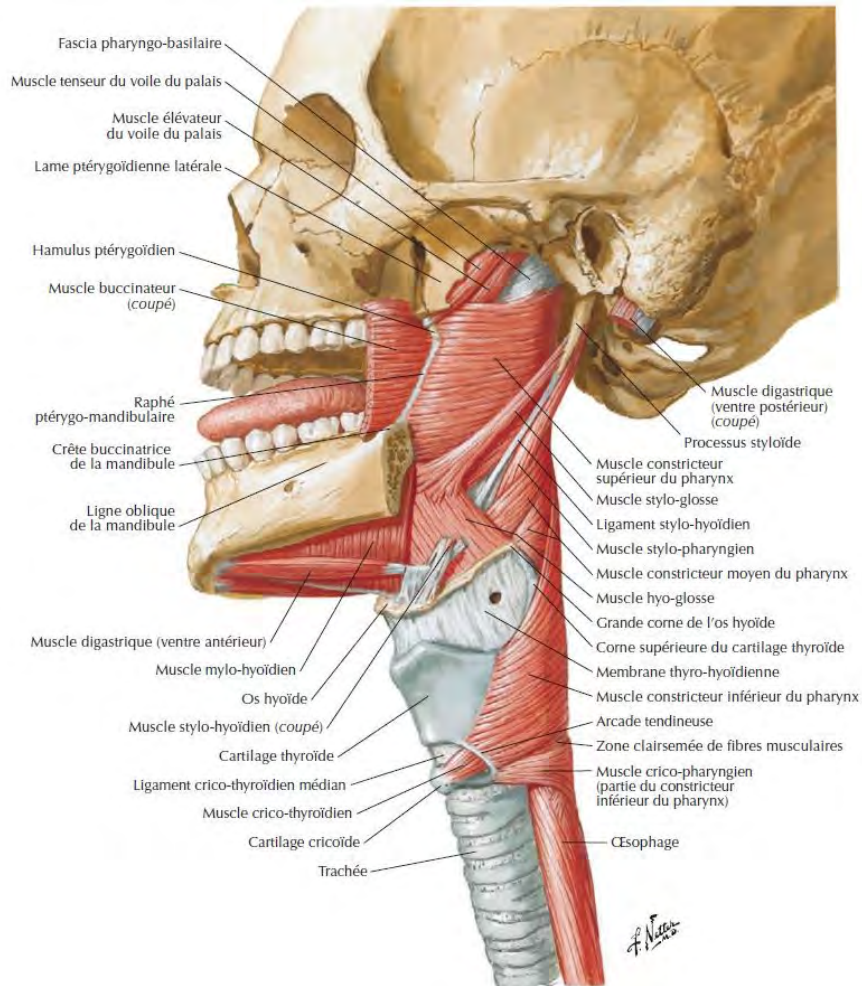


FIGURE 1.4 – Représentation anatomique en vue latérale gauche des muscles constricteurs supérieur, moyen et inférieur du pharynx. In : Atlas d'Anatomie Humaine, 5e édition, F.H. Netter, Elsevier Masson (NETTER, 2012)

extra-utérine (VAN MANEN, 2017). Ce mécanisme de vocalisation innée va ensuite se développer pour produire des vocalises à but de communication.

La fonction de déglutition est une fonction singulière du carrefour par son rôle essentiel dès la vie intra-utérine (HURI et al., 2023; VAN MANEN, 2017; YANG et al., 2023). La déglutition est en effet un mécanisme important de la régulation du liquide amniotique chez le fœtus, le volume de liquide amniotique reflétant sa vitalité (BRACE et al., 2013; DUBIL & MAGANN, 2013; HURI et al., 2023; ROSS & NIJLAND, 1997). Cette déglutition fœtale peut être observée en échographie (MILLER et al., 2003; YANG et al., 2023) bien que l'interprétation des images reste parfois difficile (van den BRINK & STOUTENBEEK, 2006). La fonction de déglutition est aussi singulière par sa complexité, faisant intervenir plus de 30 structures neuromusculaires différentes (JEAN, 2001). La synchronisation de l'ensemble de ces structures concourantes doit se faire lors de l'alimentation bien sûr, mais aussi en dehors des repas. La sécrétion salivaire est en effet un processus continu dont le débit est régulé grâce à la déglutition spontanée de manière inconsciente pour éviter toute inhalation salivaire. C'est cette triple fonction nutritive, de protection et de régulation qui nous amène à nous porter plus spécifiquement sur cette fonction.

1.2.1 Déroulé de la déglutition normale

La déglutition normale est classiquement composée de 3 phases concourantes : la phase orale, la phase pharyngée et la phase œsophagienne, comme l'illustre la Figure 1.5. Cela étant, de nombreux auteurs séparent la phase orale en une phase de préparation orale et une phase de transport oral compte tenu de fonctions et de régulations différentes (K. MATSUO & PALMER, 2008; PANARA et al., 2024; WOISARD & PUECH, 2011). Une fois la phase de préparation achevée, l'ensemble de la séquence de déglutition se déroule selon un mouvement régulier, de la phase orale à la phase œsophagienne, bien décrit en Electromyographie (EMG) (JEAN, 2001) ou en manométrie œsophagienne (PAL et al., 2003). Martin-Harris et coll. retiennent un total de 15 étapes pour une déglutition complète (MARTIN-HARRIS et al., 2008) :

1. Fermeture des lèvres
2. Position de maintien/commande de la langue
3. Préparation/mastication du bolus
4. Transport du bolus et mouvement lingual
5. Initiation de la déglutition pharyngée
6. Élévation du palais mou
7. Élévation laryngée
8. Mouvement de l'os hyoïde antérieur
9. Mouvement épiglottique
10. Fermeture du larynx
11. Vague d'effeuillage pharyngé
12. Contraction du pharynx
13. Ouverture du Sphincter supérieur de l'œsophage
14. Rétraction de la base de la langue
15. Dégagement de l'œsophage en position verticale

La phase de préparation orale

La phase de préparation orale est essentielle pour l'alimentation solide, mais peut être très restreinte pour la consommation de liquide et n'est pas toujours nécessaire à la régulation du flux salivaire de repos.

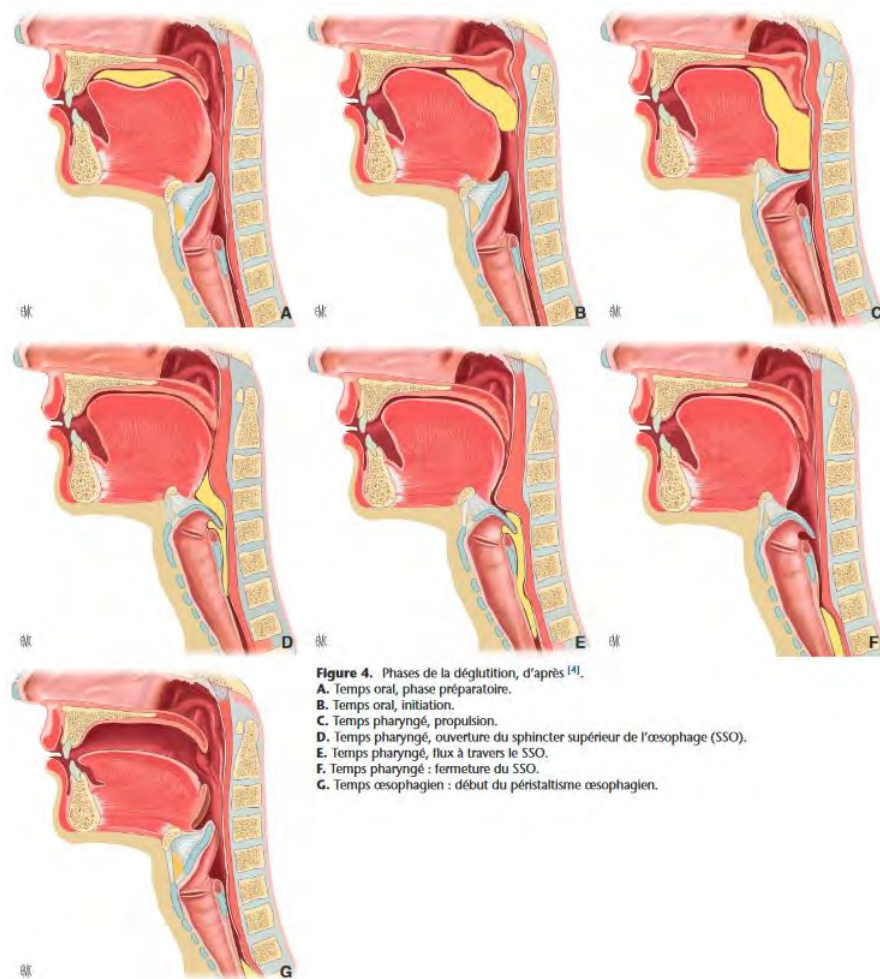


FIGURE 1.5 – Phases de la déglutition alimentaire d'après (WOISARD & PUECH, 2011). In (MARMOUSET et al., 2022)

Cette phase de préparation débute par une phase d'ouverture de la fente labiale puis de fermeture et de préhension alimentaire grâce à la sangle musculaire labio-jugale et le tonus du muscle *orbicularis oris*. Ce muscle est le seul constricteur de la fente orale, les autres muscles faciaux péribuccaux ayant une fonction de dilatation et d'ouverture de la fente labiale (Figure 1.6). Le mécanisme de préhension est aussi assuré par les arcades dentaires, maintenues en fermeture par les muscles masticateurs qui fixent la mandibule (muscle masséter, muscle temporal, muscles ptérygoïdiens médial et latéral). La langue ramène ensuite le bolus derrière l'arcade dentaire pour initier la préparation. Matsuo et coll. considèrent d'ailleurs la phase d'ingestion avant la préparation orale comme une phase à part entière, le stade I du transport oral selon les auteurs (K. MATSUO & PALMER, 2008).

Une fois le bolus en bouche, le relâchement et la contraction successive de ces muscles masticateurs vont permettre la mastication du bolus entre les arcades dentaires et son insalivation : c'est la phase préparatoire de la déglutition. La sangle labio-jugale assure un rôle de continence labiale antérieure. La continence postérieure est assurée par la base de langue et le voile du palais, bien que cette continence glosso-vélique ne soit pas toujours complète lors de la mastication, notamment pour permettre la rétro-olfaction (BUETTNER et al., 2001). La langue mobilise le bolus dans le plan frontal en refoulant les aliments de la région rétro alvéolaire vers les arcades dentaires (K. MATSUO & PALMER, 2009). Le tonus jugal du muscle buccinateur permet aussi de ramener les aliments du vestibule jugal vers les arcades dentaires latérales. Cette phase de préparation orale est essentiellement volontaire.

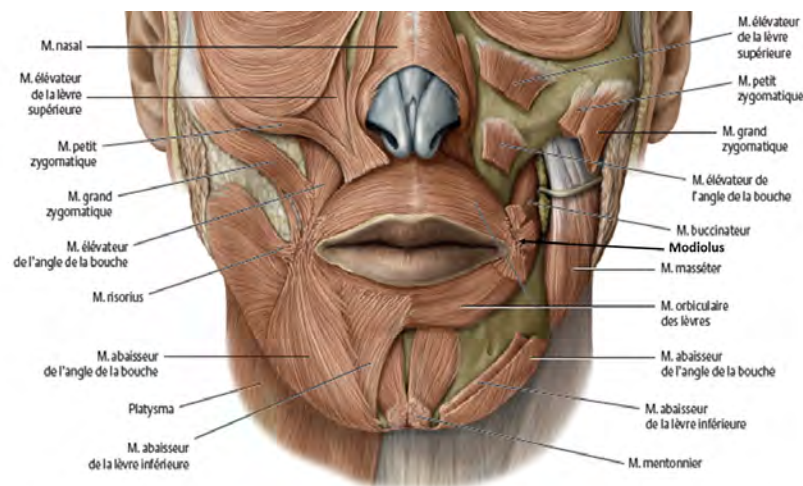


FIGURE 1.6 – Représentation anatomique de la sangle labio-jugale. La position du muscle orbiculaire des lèvres fait de lui le seul muscle constricteur de la fente labiale. Les autres muscles insérés sur le modiolus ont un rôle dilatateur et d'ouverture du sphincter, en plus de leur rôle dans la mimique. La position du muscle buccinateur à la face interne de la joue lui permet de mobiliser les aliments du vestibule jugal. In LAGIER, 2019

La phase de transport oral

Lorsque la préparation est suffisante, la phase de transport oral proprement dite va pouvoir s'initier pour permettre la propulsion du bolus vers le pharynx. Matsuo et coll. nomment cette phase le stade II du transport oral (K. MATSUO & PALMER, 2008). Pour cette phase, la fermeture

des différentes voies est nécessaire. Les lèvres vont donc se fermer, les muscles masticateurs fixer la mandibule. Les muscles du voile se rigidifient pour fermer l'isthme du gosier et prévenir une pénétration trop rapide du bolus dans le pharynx alors que le larynx est encore ouvert. La pointe de la langue vient faire contact avec la région rétroalvéolaire du palais, en arrière des incisives supérieures. La langue prend une forme de cupule qui permet au bolus de progresser vers l'arrière. Cette progression est amplifiée par la formation d'un gradient de pression antéro-postérieur par l'ascension progressive du massif lingual vers le palais dur, d'avant en arrière, assurée par la contraction synchrone et successive des muscles mylohyoïdiens et géniohyoïdiens. Le bolus progresse ainsi jusqu'au voile du palais (JEAN, 2001 ; MARMOUSET et al., 2022). Cette phase est en partie volontaire à son début et plus réflexe à sa fin.

Lorsque le bolus entre en contact avec le voile à la fin du temps oral, la langue se déforme à sa partie moyenne et se projette en bas et en arrière formant un plan incliné. Le recul de la langue s'accompagne d'une ascension hyo-laryngée par contraction des muscles sus-hyoïdiens. Ces deux phénomènes participent à la fermeture laryngée par bascule de l'épiglotte. Le voile s'élève en ouvrant l'isthme du gosier, permettant le transport oropharyngé du bolus par l'élévation de la pression linguale sur le palais. Cette étape initie la phase pharyngée (PAL et al., 2003).

La phase pharyngée

La phase pharyngée est une phase réflexe qui vise à orienter le bolus vers la bouche œsophagienne tout en évitant les pénétrations nasales et laryngées. Les mécanismes de protection contre les pénétrations sont multiples. La pause respiratoire lors de la phase pharyngée, aussi appelée "apnée de déglutition", est essentielle pour cela et estimée entre 0.5 et 1.5s (LOCH et al., 1982 ; PANARA et al., 2024). La durée de cette apnée correspond aussi à la durée estimée de la phase pharyngée (K. MATSUO & PALMER, 2008 ; MORINIÈRE et al., 2006). De manière synchrone à cette apnée, la contraction et l'ascension vélaire associée à la contraction du muscle constricteur supérieure assurent la fermeture vélo-pharyngée du nasopharynx pour éviter toute fuite nasale et maintenir le gradient de pression vers le pharynx et l'œsophage. De manière similaire, le larynx va se fermer de manière séquentielle et assurer la protection des voies respiratoires basses. Ce mécanisme débute par la fermeture du plan glottique, puis des plis vestibulaires, suivi d'un rapprochement des aryténoïdes et enfin le recul de la base de langue accompagné de la bascule de l'épiglotte (ABE & TSUBAHARA, 2011). Cette séquence de fermeture ascendante permet en outre l'élimination d'éventuelles pénétrations laryngées.

La propulsion du bolus se fait par la contraction séquentielle des trois muscles constricteurs pharyngés de haut en bas. La bascule de la base de langue participe aussi à la propulsion du bolus vers l'hypopharynx.

L'ensemble de ces phénomènes s'accompagne d'une ascension vers l'avant du complexe hyoïdo-laryngé par contraction des muscles sus-hyoïdiens, ascension qui améliore la fermeture des voies aériennes et la fixation de la base de langue. Cette translation vers le haut et l'avant initie l'ouverture mécanique du SSO qui jusqu'ici maintenait une pression élevée. Cette ouverture mécanique est complétée par le relâchement réflexe du tonus du SSO, permettant le passage du bolus vers l'œsophage (PAL et al., 2003). La vitesse de progression du bolus lors de cette phase est estimée entre 10 et 40 cm/s (CLAVÉ et al., 2006).

Cette phase peut aussi être la première de la séquence de déglutition pour la régulation du flux salivaire qui s'accumule dans les sinus piriformes en dehors des repas ou lors du sommeil. Ce flux représente 1L à 1,5L par jour et doit être régulé par la déglutition (HUMPHREY & WILLIAMSON, 2001). Le caractère réflexe de la phase pharyngée permet cela et explique que la position ou l'état

d'éveil ne semblent pas influencer la durée de cette phase (GUIU HERNANDEZ et al., 2019). La fréquence de ces déglutitions spontanées est évaluée à 0.21/min [0.09;0.52] chez les sujets sains de plus de 60 ans et à 0.98/min [0.67;1.42] chez les sujets sains de moins de 60 ans, d'après la méta-analyse de BULMER et al., 2021. Compte tenu du rôle protecteur de ces déglutitions, le terme de "déglutition de protection" a pu être employé (LUDLOW, 2005).

La phase œsophagienne

L'ouverture du SSO provoque une baisse de pression qui augmente le gradient de pression avec le pharynx, sous l'effet des constricteurs pharyngiens. Le bolus est ainsi propulsé dans l'œsophage où il poursuivra sa course grâce au péristaltisme des fibres musculaires œsophagiennes striées puis lisses jusqu'à l'estomac. Au niveau segmentaire chez l'humain, les contractions péristaltiques durent 1 à 4s, permettant la progression du bolus à une vitesse estimée d'environ 6cm/s (ROMAN et al., 2010). Le transit œsophagien total est estimé entre 8 et 20 secondes (JEAN, 2001).

Ces éléments sont bien visibles en manométrie œsophagienne comme l'exemple fourni par Marmouset (Figure 1.7). Cet exemple est un résultat de manométrie pharyngo-œsophagienne qui présente la pression (gradient de couleur) au cours du temps (en abscisse) selon la hauteur de mesure (en ordonnées). Au niveau du SSO, on observe un tonus basal (bande rouge horizontale). À hauteur du pharynx (tout en haut), en début de déglutition, on observe une légère élévation de pression (1^e pic jaune), une chute de pression (passage bleu) puis une mise en pression du bolus (zone rouge), le tout sur une durée d'environ 500ms. L'élévation de pression pharyngée s'accompagne de la chute de la pression du SSO (seule zone bleutée sur la zone du SSO). La phase œsophagienne est ensuite bien visualisée avec le déplacement vers le bas de l'onde péristaltique au cours du temps, créant un aspect visuel de pente forte, jusqu'au sphincter inférieur de l'œsophage qui s'ouvre sur l'estomac (zone jaune plus horizontale). Sur cet exemple, la progression du bolus sur toute la hauteur de l'œsophage dure environ 4s, si l'on s'en tient aux pressions du péristaltisme. Pour chaque niveau œsophagien, la durée de contraction est d'environ 1.5s (durée entre le début et la fin de la zone verte).

1.3 Contrôle neurologique de la déglutition

Comme nous l'avons vu, si la phase orale est en grande partie volontaire pour sa phase préparatoire, son déroulé devient progressivement de plus en plus réflexe à partir de la phase de transport oral. Ainsi, pendant de nombreuses années, la déglutition a été considérée comme une fonction purement sous-corticale, le contrôle de cette fonction par le tronc cérébral ayant été bien décrit. Hamdy et coll. s'intéressent à la question du contrôle cortical dès 1996 à travers une étude de l'effet de la stimulation magnétique transcrânienne répétitive ou "repetitive transcranial magnetic stimulation" (rTMS) où ils proposent une cartographie du cortex de la déglutition (HAMDY et al., 1996). Ils affineront leurs résultats en 1999 en montrant l'activation du cortex péricentral inférieur en IRMf et en TEPf (HAMDY, ROTHWELL et al., 1999; HAMDY, MIKULIS et al., 1999). C'est durant les années 2000 que la question d'un contrôle neurologique cortical émerge particulièrement, notamment par l'apport des études en IRMf. Les travaux de revue de littérature de Jean en 2001 puis de Ludlow en 2005 et 2015 permettent de détailler cette physiologie (JEAN, 2001; LUDLOW, 2005, 2015).

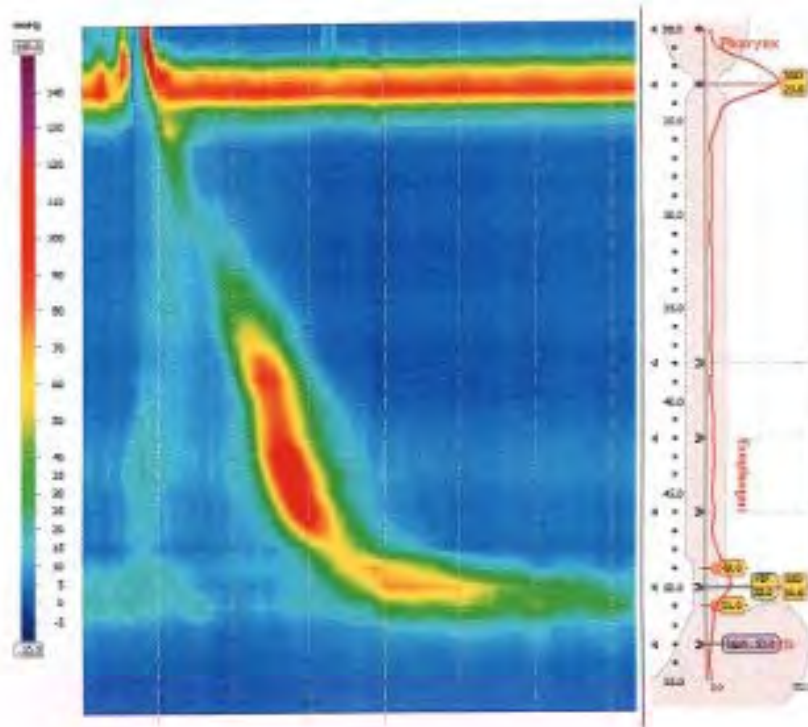


FIGURE 1.7 – Manométrie œsophagienne haute résolution. Noter la pression basale, puis l'augmentation transitoire de la pression du sphincter supérieur de l'œsophage (SSO) avant l'ouverture et la baisse de pression brutale de celui-ci, suivie d'une remontée en pression, et l'onde qui descend dans l'œsophage. En abscisses : temps (s); en ordonnées à droite : distance aux lèvres (cm); échelle de couleurs : pression (mmHg). SIO : sphincter inférieur de l'œsophage. In (MARMOUSET et al., 2022)

1.3.1 Rôle du tronc cérébral et du système nerveux périphérique dans la déglutition

Chaque phase de la déglutition fait intervenir des afférences et des efférences sous-corticales, portées par différents nerfs crâniens. Ces stimuli sensoriels de la muqueuse bucco-pharyngo-laryngée permettent l'activation des boucles réflexes au niveau du tronc cérébral et induisent les contractions péristaltiques successives des boucles musculaires de haut en bas.

Contrôle de la phase de préparation orale

La muqueuse bucco-pharyngée est pavée de mécano et chémorécepteurs sensibles au contenu du carrefour. Le travail de revue de Alvarez-Berdugo et coll. présente bien la disposition anatomique de ces afférences (ALVAREZ-BERDUGO et al., 2016). Il existe aussi des propriocepteurs dans l'ensemble des structures musculaires, ligamentaires et articulaires de la cavité buccale, permettant un rétrocontrôle de la position des éléments de la cavité buccale lors de la phase de préparation. Par exemple, Takeda et coll. ont observé que la force de contraction masséterine volontaire était corrélée négativement avec le délai d'activité EMG des muscles sus-hyoïdiens lors de la déglutition. Ceci fait évoquer aux auteurs un effet réflexe inhibiteur de ce rétrocontrôle proprioceptif (TAKEDA & SAITOH, 2016).

Lors de la phase de préparation orale, les stimuli sensoriels tactiles et gustatifs du bolus appliqués à l'ensemble de la muqueuse buccale et linguale renseignent sur l'état du bolus lors de sa manipulation et permettent d'adapter sa consistance lors de la phase de préparation. Les récepteurs sensitifs tactiles et thermiques de la muqueuse linguale en avant du V lingual sont innervés par le nerf lingual, branche du nerf trijumeau (V) (ALVAREZ-BERDUGO et al., 2016). C'est aussi le nerf trijumeau (V) qui innerve le reste de la muqueuse buccale par ses branches maxillaires et mandibulaires.

Les stimulations gustatives des 2/3 antérieurs de la langue sont portées par des neurones afférents qui empruntent le trajet du nerf lingual (branche du nerf trijumeau, V) puis par le nerf corde du tympan (branche du nerf facial VII bis) avant de rejoindre le noyau solitaire à hauteur de la moelle allongée. Nous pouvons mentionner les stimulations olfactives, qui bénéficient de l'ouverture glosso-vélaire lors de la mastication pour stimuler les fibres du nerf olfactif par rétro-olfaction (BOJANOWSKI & HUMMEL, 2012; BUETTNER et al., 2001).

Les informations sensitives acheminées par le nerf trijumeau atteignent le noyau sensitif principal du nerf trijumeau à hauteur du pont (Figure 1.8). À ce niveau, des synapses vont activer le noyau moteur du trijumeau pour orienter l'activité des muscles masticateurs par la branche motrice du trijumeau (associée à la branche V3 mandibulaire).

Une partie des informations sensorielles est acheminée par le tractus solitaire et descend dans la moelle allongée pour faire synapse avec le noyau moteur du nerf trijumeau et du nerf facial (VII) à hauteur du sillon bulbo-pontique et le noyau du nerf hypoglosse (XII) dans la moelle allongée. Ces 2 connexions permettent la mobilisation des muscles faciaux (VII), vélaire (V) et linguaux (XII), essentiels à la continence antérieure labiale, postérieure glosso-vélique et à la manipulation du bol alimentaire. Ce processus reste en partie conscient et implique un contrôle cortical associé, mais il présente une part d'automatisme.

Ainsi, lors de la préparation orale, les muscles mylohyoïdiens, digastriques antérieurs et ptérygoïdiens latéraux innervés par le nerf trijumeau (V) présentent une activité rythmique typique (JEAN, 2001). Certains stimuli peuvent provoquer des mouvements linguaux rythmiques

réflexes, surtout en relation avec la densité des aliments. Cette part réflexe de l'activité préparatoire reste mal documentée, mais a été observée notamment par Thexton et coll. chez des cochons décérébrés (THEXTON et al., 2009). En étudiant les effets des mouvements répétés de la langue et de la mandibule sur le déclenchement de la propulsion oropharyngée, ils ont pu faire plusieurs constatations. La première est celle de la persistance de mouvements rythmiques linguaux et mandibulaires chez 7 des 38 cochons. La seconde est que cette activité rythmique était suivie d'une réponse électromyographique du muscle génio-hyoïdien typique de la propulsion orale de la déglutition. Les auteurs concluent à l'existence d'une boucle réflexe entre la mobilisation linguale et mandibulaire rythmique et l'initiation de la propulsion oropharyngée. L'absence de réaction rythmique chez 31 cochons reste en faveur d'un phénomène en grande partie volontaire.

Contrôle de la phase de transport oropharyngée

Les mécanismes de transports oral et pharyngé présentant des mécanismes similaires, nous les traiterons de manière commune. La phase de transport oral utilise les mêmes voies que précédemment pour sa partie la plus antérieure. C'est à hauteur de l'oropharynx que s'ajoute le rôle des branches des nerfs glossopharyngiens (IX) et vagues (X). Comme décrit par Alvarez-Berdugo, les récepteurs sensitifs de la base de langue (en arrière du V lingual), des amygdales et des piliers amygdaliens sont innervés par la branche linguale du nerf glossopharyngien (IX) (ALVAREZ-BERDUGO et al., 2016). L'innervation hypopharyngée et laryngée est assurée par le nerf laryngé supérieur interne, branche du nerf vague (X). Les parois pharyngées latérales et postérieures présentent une innervation sensitive mixte par un plexus anastomotique entre les branches pharyngiennes du IX et du X. Des études de cette sensibilité ont montré un rôle différencié des différents nerfs. En effet, la stimulation des zones postérieures à partir des piliers amygdaliens jusqu'aux sinus piriformes, innervées par le IX et le X, aurait un effet facilitateur de la déglutition pharyngé. À l'inverse, les stimulations plus antérieures dans les aires trigéminales (V) ont montré un effet plutôt inhibiteur (ALVAREZ-BERDUGO et al., 2016).

L'ensemble des informations sensitives du IX et du X est acheminé par le neurone afférent sensitif et convergent jusqu'au noyau du tractus solitaire au niveau de la moelle allongée (Figure 1.8). C'est à cet endroit que les synapses de la boucle réflexe se trouveraient, entre le noyau du tractus solitaire et les noyaux ambigus et rétroambigus, sièges des corps cellulaires des motoneurons pharyngo-laryngés (LUDLOW, 2005). Les motoneurons de ces noyaux ambigus et rétroambigus vont ensuite émerger de la moelle allongée par les nerfs IX et X. Pour le pharynx, ils cheminent ensuite dans les branches pharyngées du IX et du X. Pour le larynx, ils cheminent dans la branche interne du nerf laryngé supérieur et dans le nerf laryngé inférieur (ou nerf récurrent). Ils vont ainsi innerver les muscles striés de la paroi pharyngée et du larynx pour assurer à la fois la propulsion du bolus et la fermeture laryngée. Nous pouvons ajouter la fermeture vélo-pharyngée, assurée à la fois par le V pour le voile et par le IX pour le constricteur supérieur du pharynx.

La zone de synapse entre les afférences sensitives et les efférences motrices est en fait un complexe neuronal agissant comme un "central pattern generator" ("générateur de motifs centraux") (CPG). Cela signifie que ce complexe génère sa propre activité spontanée, à l'instar du CPG respiratoire qui crée le rythme respiratoire spontané (FOGARTY & SIECK, 2020; FOGARTY et al., 2018; JEAN, 2001).

Jean décrit l'existence d'un CPG de déglutition de chaque côté de la moelle allongée. Les deux CPG sont à la fois complémentaires et synchronisés sur la base des études de Doty en 1968. Chez l'animal, la section médullaire longitudinale sur la ligne médiane suivie d'une stimulation des nerfs laryngés supérieurs provoquait une contraction oropharyngée uniquement ipsilatérale, à l'exception de certaines espèces qui présentaient une contraction bilatérale uniquement pour

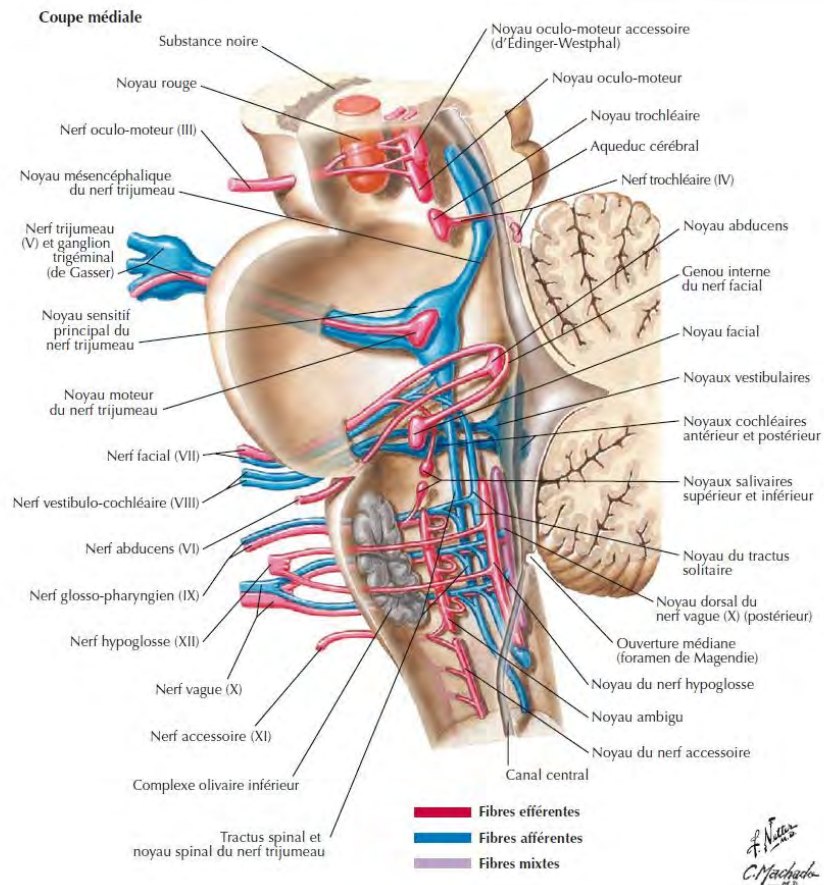


FIGURE 1.8 – Anatomie des noyaux des nerfs crâniens dans le tronc cérébral. In : Atlas d'Anatomie Humaine, 5e édition, F.H. Netter, Elsevier Masson (NETTER, 2012)

les constricteurs moyen et inférieur (DOTY, 1968 ; JEAN, 2001). Il existe tout de même une communication entre les 2 CPG, la stimulation unilatérale provoquant une contraction simultanée bilatérale en condition physiologique.

Pris de manière individuelle, chaque CPG se compose d'un réseau dorsal, le groupe dorsal de la déglutition (DSG, dorsal swallowing group) et un réseau ventral, le groupe ventral de la déglutition (VSG, ventral swallowing group) (LUDLOW, 2015). Le DSG se situe entre le noyau du tractus solitaire et la substance réticulée. Il reçoit l'ensemble des afférences sensibles. Le DSG stimule alors le VSG. Ce VSG se situe au niveau du noyau ambigu, en contact direct avec les motoneurons pharyngo-laryngés. En plus de cette organisation sensitivo-motrice postéro-antérieure, l'organisation du CPG serait aussi viscérotopique. Chez le rat par exemple, le CPG présente plusieurs sous-noyaux (JEAN & DALLAPORTA, 2013). La partie haute du pharynx est représentée dans la portion interstitielle du noyau du tractus solitaire, la portion basse dans sa partie intermédiaire et l'œsophage dans sa partie centrale (BROUSSARD & ALTSCHULER, 2000). Cette disposition permettrait une activité synchronisée et différentielle selon l'étage.

L'activité du CPG lors de la déglutition est stéréotypée, séquentielle et étagée. C'est-à-dire qu'une déglutition va s'accompagner d'une décharge neuronale d'abord au niveau de l'oropharynx, puis de l'œsophage cervical, puis de l'œsophage thoracique. La fréquence des décharges neuronales diminue de manière régulière entre l'oropharynx et le bas œsophage d'après JEAN et DALLAPORTA, 2013.

Cette activité stéréotypée reste modulable en fonction des afférences sensorielles. Le type de bolus (notamment thermique) et la position de la tête sont des facteurs qui semblent modifier la dynamique de la déglutition (ERTEKIN et al., 1997 ; ERTEKIN et al., 2001 ; KAATZKE-MCDONALD et al., 1996). De même, l'anesthésie locale des afférences sensibles modifie la réponse motrice : la force de contraction est alors augmentée et les mécanismes de protections, moins efficaces (GOULD & TANABE, 1975 ; JAFARI et al., 2003 ; LUDLOW, 2005).

Il existe aussi des interactions entre le CPG de déglutition et les CPG des différentes fonctions du CAD. La synchronisation réflexive de la déglutition spontanée avec la respiration est essentielle. En stimulant les afférences neuronales de chaque CPG chez le chat, Dick et coll. ont montré que l'activité du CPG de déglutition pourrait inhiber le CPG respiratoire, mais que le CPG respiratoire pourrait également moduler l'activité du CPG de déglutition (DICK et al., 1993). Certains aspects physiologiques de cette coordination sont bien décrits, car il a été démontré que la déglutition spontanée se produit principalement pendant la phase expiratoire du cycle respiratoire. La séquence de déglutition a été observée associée à une pause pendant le cycle respiratoire, appelée « apnée déglutitive » par Shaker et coll. et d'autres auteurs depuis (HATTORI et al., 2022 ; SHAKER et al., 1992 ; YAGI et al., 2017). Au quotidien, cette synchronisation permet la gestion de la salive lorsque nous parlons ou respirons (FUKUIKE et al., 2015). De même, pendant le sommeil, la synchronisation de la respiration et de la déglutition est toujours nécessaire pour assurer une ventilation normale et prévenir les pneumopathies d'inhalation, même si la fréquence de déglutition spontanée est réduite en fonction du stade de sommeil (ERTEKIN, 2011 ; SATO, 2020).

L'activation du VSG du CPG provoque la contraction pharyngée séquentielle avec augmentation de la pression pharyngée. Ceci va créer un rétrocontrôle sur le CPG qui va provoquer une inhibition vagale du tonus du SSO. Ceci, associé à la traction antérieure mécanique du SSO, provoque son ouverture, signant la fin de la phase pharyngée s'accompagnant du transport pharyngo-œsophagien.

Contrôle de la phase œsophagienne

En suivant l'ouverture du SSO, l'entrée du bolus dans l'œsophage provoque un péristaltisme qui lui permet de progresser. L'œsophage, outre sa muqueuse, comporte 2 couches musculaires, une interne circulaire et une externe longitudinale (RICHARDS & SUGARBAKER, 1995). C'est cette structure qui lui confère son péristaltisme et son pouvoir de propulsion. Cette motricité de la phase œsophagienne est totalement réflexe, mais elle varie entre l'œsophage cervical et ses portions thoracique et abdominale. L'œsophage cervical (son tiers supérieur) est composé de fibres musculaires striées en continuité avec le SSO et la musculature pharyngée. Ces fibres striées sont soumises au contrôle direct du noyau ambigu via le nerf vague (X) au même titre que le pharynx.

Le CPG de la déglutition est là aussi impliqué dans la motricité comme expliqué précédemment (BROUSSARD & ALTSCHULER, 2000; MÉLOTTE et al., 2023). Progressivement, la musculature se modifie en faveur de fibres musculaires lisses, composantes essentielles des deux tiers inférieurs de l'œsophage. Ces fibres musculaires lisses sont contrôlées par l'intermédiaire du système sympathique. Des neurones préganglionnaires moteurs vagues émanant du noyau moteur dorsal de la moelle allongée se projettent sur le plexus myentérique d'Auerbach. Ils font synapses avec les neurones postganglionnaires qui vont stimuler les fibres musculaires lisses (RICHARDS & SUGARBAKER, 1995).

Il existe aussi un mécanisme de péristaltisme secondaire directement provoqué par la distension œsophagienne (RICHARDS & SUGARBAKER, 1995). Au tiers supérieur de l'œsophage, ce réflexe est de type vaso-vagal. Pour les deux tiers inférieurs, ce réflexe serait un mécanisme local. Le plexus sous-muqueux de Meisner présente des fibres afférentes renseignant sur la distension œsophagienne. Ces fibres afférentes se projettent sur les motoneurons du plexus myentérique via des interneurons. Les interneurons proximaux sont plutôt excitateurs par effet cholinergique, les interneurons distaux étant plutôt inhibiteurs pour permettre le relâchement de l'œsophage distal et sa vidange (KUMAR & PHILLIPS, 1989; RICHARDS & SUGARBAKER, 1995).

Si la phase œsophagienne semble purement réflexe, il semble possible d'adapter la contractilité œsophagienne à la contractilité pharyngée. L'équipe de Lever et coll. a ainsi observé au cours de 2 études différentes qu'une déglutition "forte" s'accompagnait d'une plus grande amplitude de pressions en manométrie qu'une déglutition sans effort (LEVER et al., 2007; NEKL et al., 2012). Les mécanismes de cette régulation restent mal connus.

Pour conclure sur le contrôle de la déglutition par le tronc cérébral, la phase de préparation orale, la phase de transport oropharyngée et la phase œsophagienne ont des fonctionnements différents dès le niveau sous-cortical. Comme le souligne la revue de littérature de Mélotte et coll., la phase orale (de l'ouverture buccale à la propulsion linguale) est une phase volontaire, qui peut être interrompue à n'importe quel moment. La phase pharyngée est un réflexe somatique, qui ne peut donc pas être interrompu, mais peut être inhibé et influencé à un certain degré. La phase œsophagienne en revanche est un réflexe du système sympathique, qui ne peut être interrompu ou influencé. L'implication du contrôle cortical de ces phases est particulièrement dépendante de ces éléments (MÉLOTTE et al., 2023).

1.3.2 Corrélats corticaux de la déglutition

Approche localisationniste

Si la part réflexe de la déglutition et les structures périphériques impliquées sont bien établies, l'idée d'un contrôle cortical reste récente et émerge dans la deuxième partie des années 90 avec

les travaux de Shaheen Hamdy, Kristine Mosier puis de Ruth Martin. Ces premières études ont bénéficié de l'émergence de techniques d'imagerie fonctionnelle comme l'IRMf (HAMDY, MIKULIS et al., 1999; MARTIN et al., 2001, 2004; MOSIER et al., 1999; SASEGBON & HAMDY, 2017) ou la TEPf (J.-W. PARK et al., 2017), ainsi que la rTMS (HAMDY et al., 1996).

La revue de littérature de Ludlow de 2015 reprend les résultats des études publiées jusque là (LUDLOW, 2015). Outre les structures du tronc cérébral déjà évoquées, Ludlow décrit l'aire centrale de la déglutition ("central swallowing area", CSA), située à la partie inférieure du cortex sensori-moteur péricentral latéral et inférieur (Figure 1.9). Cette aire correspond au cortex moteur et sensitif primaire de la fonction de déglutition, c'est à dire à la partie inférieure des aires de Brodmann (BA) 4 (aire motrice primaire) et 1, 2 et 3 (aires sensorielles primaires).

Cette description des résultats des études topographiques est cohérente avec les descriptions de l'Homunculus moteur et sensitif de Penfield (PENFIELD & BOLDREY, 1937; PENFIELD & RASMUSSEN, 1950) qui localise les aires motrices et sensitives bucco-pharyngo-laryngées à la partie basse du sillon central, avec une partie entrant dans le sillon latéral (Figure 1.10). Pour rappel, ces données de 1937 avaient été obtenues à partir de stimulations corticales directes lors de 126 gestes neurochirurgicaux ayant nécessité une craniotomie. Ces données ont été étayées chez le macaque par la suite. La stimulation électrique de ces régions provoquait des déglutitions ainsi que des mouvements répétitifs de la mandibule ressemblant à de la mastication. (MARTIN et al., 1999).

La CSA reçoit bien sûr des afférences sensorielles. D'après Ludlow, lorsque le complexe du groupe dorsal de déglutition ("dorsal swallowing group", DSG) reçoit des informations bucco-pharyngo-laryngées (cf. section 1.3.1, p18), une partie de ces informations est transmise au thalamus, qui les relai à la CSA. La CSA reçoit aussi des informations de préparation à partir du Cingulum, de l'Insula et des aires prémotrices (LUDLOW, 2015).

Martin et coll. en 2004 ont montré en IRMf que la déglutition impliquait des aires corticales motrices et sensitives spécifiques (MARTIN et al., 2004). En comparant les profils d'activation de la déglutition volontaire, de l'élévation linguale et de l'action d'opposition digitale, il apparaissait que le gyrus latéral postcentral, le gyrus supramarginal, le cuneus et le précuneus présentaient des zones d'activation spécifiques de la déglutition (Figure 1.11, loci rouges).

En 2009, Soros et coll. comparaient les profils d'activation entre une tâche de déglutition d'eau ou de salive par rapport à une tâche de repos. Ils retrouvaient des aires d'activation communes au niveau des régions pré et postcentrales, du cingulum et de l'insula. La latéralisation de chaque tâche était variable (SÖRÖS et al., 2009).

Des études en Magnétoencéphalographie (MEG) et EEG avec analyse en composante principale ou analyse en composante indépendante mettaient aussi en évidence le rôle de la région péricentrale inférieure lors de tâche de déglutition. Avec une tâche de déglutition au rythme du sujet, Cuellar mettait ainsi en évidence des perturbations spectrales EEG émanant de la région précentrale (BA4) et prémotrice (BA6) (CUELLAR et al., 2016).

En MEG et avec une tâche similaire, l'équipe de Dziewas et Teismann mettait en évidence une activité émanant surtout des aires BA 4 (motrice), mais aussi 1, 2 et 3 (aires sensorielles primaires et secondaires). Le profil d'activation reste très dépendant de la tâche, de sa difficulté, de son caractère volontaire ou spontané.

Approche connectiviste du réseau de la déglutition

Le nombre d'aires impliquées reflète le caractère multimodal du réseau cortical de la déglutition, au même titre que la fonction elle-même. La revue de littérature de Wei et coll. décrit bien les rôles potentiels de chaque région impliquée (WEI et al., 2024) et l'étendue du réseau de

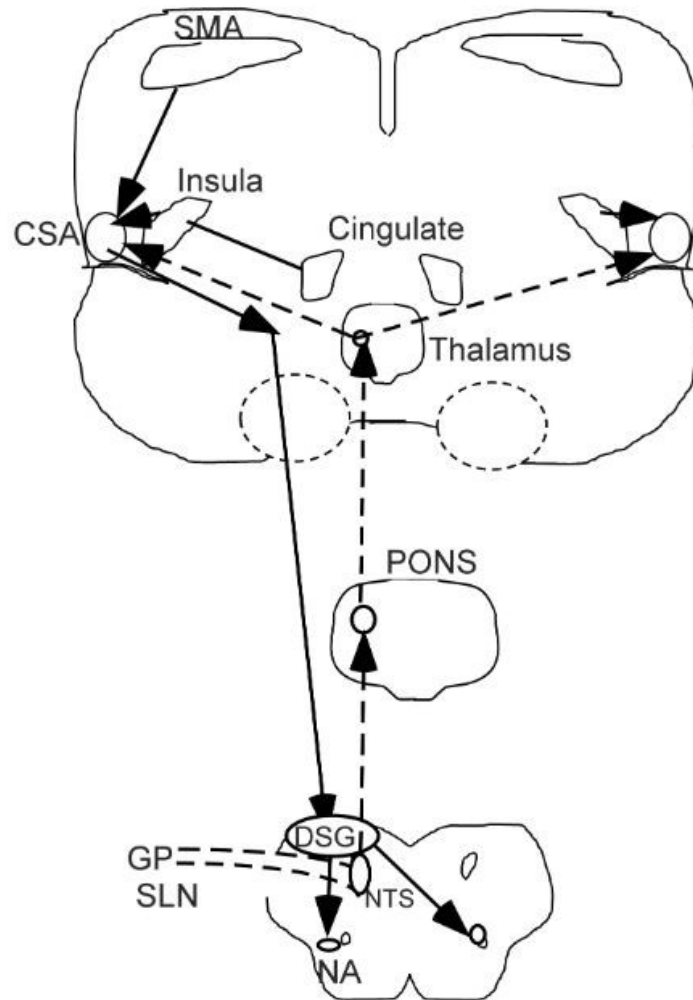


FIGURE 1.9 – Schéma du contrôle du système nerveux central pour la déglutition humaine. Les connexions ne sont représentées que d'un côté, mais le même système est présent des côtés gauche et droit. Les entrées afférentes au système de déglutition sont représentées par des lignes pointillées et proviennent des nerfs glossopharyngiens (GP) et laryngés supérieurs (SLN) vers le noyau du tractus solitaire (NTS) et le groupe dorsal des neurones de déglutition (DSG). Les neurones du DSG fournissent des motifs aux neurones prémoteurs du groupe ventral de déglutition et aux motoneurones du tronc cérébral, le noyau ambigu (NA) étant l'endroit où les neurones prémoteurs ont des entrées vers les motoneurones laryngés par exemple. Les entrées sensorielles du NTS sont relayées au pont et interagissent avec les entrées gustatives du pont, puis sont transmises au noyau postérieur ventral du thalamus. Le thalamus est lui-même relié aux régions faciales orales du cortex sensoriel adjacentes à l'aire centrale de déglutition (CSA) dans le cortex moteur et sensoriel latéral péricentral. Les entrées du CSA proviennent également de l'aire motrice supplémentaire (SMA) et de l'insula antérieure. La sortie du CSA se fait par la voie corticobulbaire vers la région dorsale. In (LUDLOW, 2015)

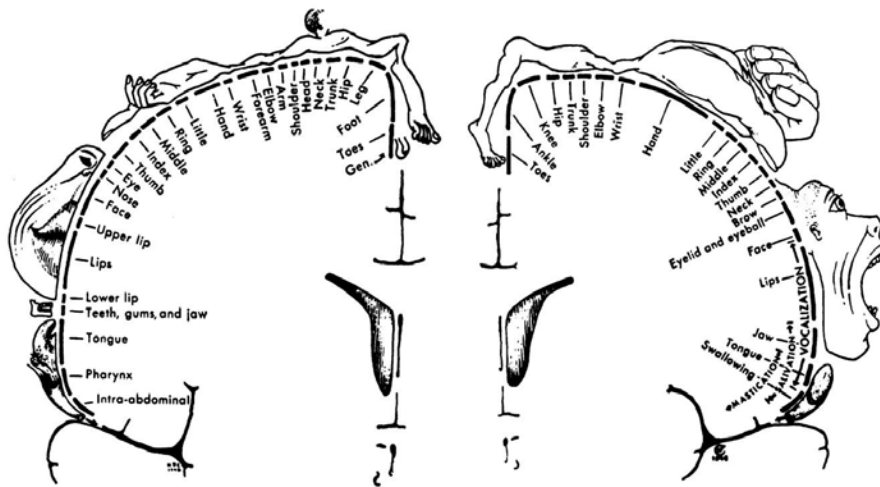


FIGURE 1.10 – Homonculi moteur et sensitif selon Penfield en 1950. Dans les deux cas, les régions bucco-pharyngo-laryngées sont représentées à la partie inférieure et latérale du cortex péricentral. In (LUDLOW, 2015)

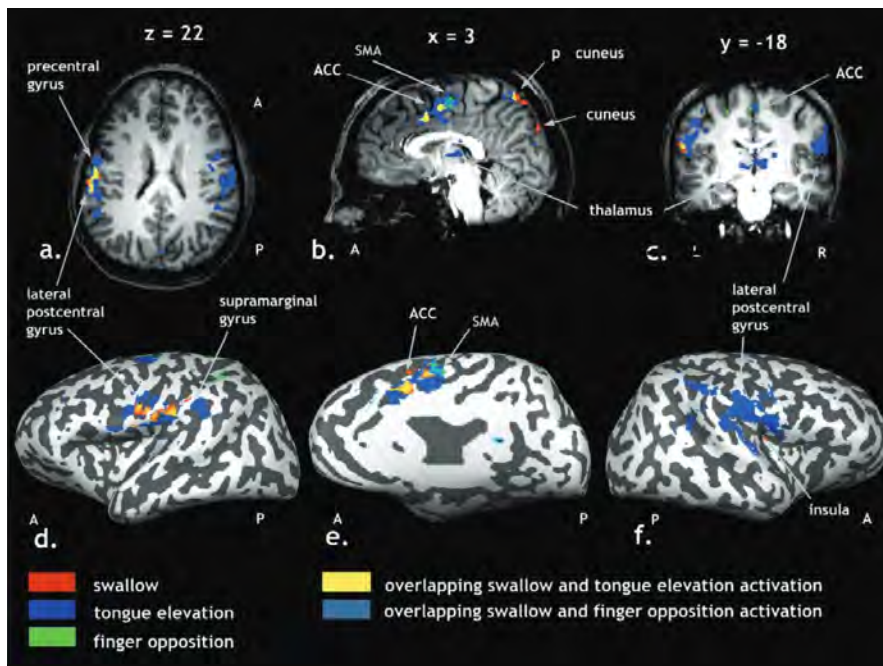


FIGURE 1.11 – Loci d'élévation du débit cérébral en IRM fonctionnelle selon 3 tâches : déglutition («swallow»), élévation linguale («tongue elevation»), et l'opposition digitale («finger opposition») selon Martin et coll. In (MARTIN et al., 2004)

la déglutition. À celle-ci s'ajoute celle de Sasegbon sur le rôle du cervelet dans cette fonction (SASEGBON & HAMDY, 2023). Si la région péricentrale reflète l'activité primaire sensorielle (gyrus post-central) et motrice (gyrus précentral), le reste du réseau participerait à la déglutition à travers d'autres aspects de cette fonction.

La région pariéto-temporale permet classiquement l'intégration sensori-motrice, participant à la planification motrice (ARIANI et al., 2015; KIERNAN, 2012). Un rôle attentionnel est aussi suggéré (STEINHAGEN et al., 2009). Les lésions de cette région favoriseraient le retard de déclenchement ou l'absence de déclenchement de la déglutition (WILMSKOETTER et al., 2020).

Le cortex insulaire est considéré comme un carrefour central d'intégration. L'insula contient elle-même le cortex gustatif, mais est richement connectée aux bulbes olfactifs, au cortex sensoriel, au système limbique, au thalamus, au cortex frontal et au noyau du tractus solitaire (GOGOLLA, 2017). Ses connexions font évoquer une fonction gustative associée à la motivation, la préparation et l'initiation de la déglutition (GOGOLLA, 2017; UDDIN et al., 2017). Il est à l'heure actuelle difficile de préciser quelles parties de l'insula sont les plus importantes pour la déglutition.

Le rôle du cortex cingulaire dans la déglutition est encore mal compris. Pour le Cortex singulaire antérieur, nous ne pouvons que supposer que son rôle est associé soit à la gestion des émotions et de l'attention lors de tâche volontaire pour sa partie craniale (WATANABE et al., 2004), soit à la régulation du mouvement pour sa partie caudale comme cela est classiquement décrit (DEVINSKY et al., 1995). Le cortex cingulaire postérieur a pu être activé lors de tâche de hemmage (MALANDRAKI et al., 2009) ou de déglutition volontaire (HAMDY, MIKULIS et al., 1999). Son rôle d'intégration sensoriel habituel (YUKIE, 1995) est probablement à l'œuvre lors de ces tâches, avec un possible effet de modulation de la réponse motrice (HAMDY, MIKULIS et al., 1999).

L'ensemble de ces aires sont reliées entre elles et au tronc cérébral par l'intermédiaire de plusieurs noyaux gris centraux qui semblent impliqués directement dans la fonction de déglutition. Wei met en avant le striatum, le globus pallidus, le noyau sous-thalamique et la substance noire (WEI et al., 2024). Ils joueraient un rôle de contrôle, de coordination du mouvement et dans l'intégration des informations cognitives et limbiques de la déglutition. Les lésions de ces différents noyaux (AVC, maladie de Parkinson) et de la substance blanche qui les entourent s'accompagnent fréquemment de dysphagie (STEINHAGEN et al., 2009; SUNTRUP et al., 2012; SUTTRUP & WARNECKE, 2016).

Le thalamus est complémentaire des autres noyaux gris centraux en relayant les informations sensori-motrices. Ainsi, une lésion thalamique s'accompagne de trouble de la déglutition dans la moitié des cas (MAESHIMA et al., 2014). L'étude en Vidéo-fluoroscopie (VFS) de Wilmskoetter et coll. à par la suite mis en évidence une corrélation significative entre un défaut d'excursion hyoïdienne lors de la déglutition et un accident vasculaire cérébral thalamique (WILMSKOETTER et al., 2019). Au-delà de l'effet cortical direct du Thalamus comme relais des informations sensori-motrices, il faut évoquer ses connexions avec le cervelet. Une lésion des voies cérébello-thalamo-corticales, par exemple par atteinte du noyau thalamique ventral intermédiaire s'accompagne d'une marche ataxique et d'une déglutition ataxique (AUMANN, 2002; CHIU et al., 2020; MÜCKE et al., 2018).

Le cervelet semble aussi jouer un rôle propre sur le contrôle du mouvement de déglutition par ces mêmes voies cérébello-thalamo-corticales. La stimulation par rTMS du cervelet a montré un effet de majoration de l'excitabilité du cortex moteur primaire du pharynx (JAYASEKERAN

et al., 2011 ; VASANT et al., 2015) et une majoration des potentiels évoqués moteurs du pharynx (JAYASEKERAN et al., 2011). Une étude chez un patient dysphagique montrait l'amélioration des résultats de VFS après rTMS cérébelleuse. Sur le plan fonctionnel, la stimulation par rTMS des hémisphères cérébelleux provoquait un effet cortical excitateur (SASEGBON et al., 2020). À l'inverse, la stimulation du vermis provoquait un effet de suppression de l'excitabilité du cortex pharyngé, s'accompagnant d'une dégradation de la qualité de la déglutition (SASEGBON et al., 2021). À l'heure actuelle, il n'existe à notre connaissance pas de description plus avancée des régions cérébelleuses impliquées dans la déglutition.

En 2013, Luan et coll. mettaient en évidence ce **réseau de déglutition** en représentant la connectivité de l'activité IRMf des aires cérébrales lors d'une tâche de déglutition (Figure 1.12) (LUAN et al., 2013). La complexité de la microarchitecture de ce réseau a été étudiée par l'équipe d'Iva Jestrović en EEG. L'analyse du signal EEG par la théorie des graphes leur a permis de mettre en évidence une microarchitecture en "petit monde" ("small-worldness") dont le coefficient de clustering et la longueur caractéristique de chemins ("characteristic path length") varient selon l'épaisseur du bolus, la position de la tête (JESTROVIĆ et al., 2016) ou la présence de distracteur par exemple (JESTROVIĆ et al., 2018).

En conclusion et d'après Wei, le réseau de la déglutition s'articule autour d'une boucle cortico-striato-thalamo-cortical ("cortical-basal ganglia-thalamo-cortical loop") qui régule l'ensemble de la fonction (Figure 1.13). Les régions corticales seraient surtout impliquées dans l'initiation et la coordination de la déglutition à partir des informations afférentes et les noyaux gris centraux seraient responsables de la régulation et du contrôle du mouvement (WEI et al., 2024).

1.4 Altération de la physiologie de la déglutition : la dysphagie et ses besoins en termes d'évaluation fonctionnelle

Devant la complexité du système de déglutition, il est aisé de comprendre que toute altération anatomique cervicale (tumeur du carrefour, chirurgie des voies aérodigestives), des voies neurologiques périphériques (paralysie d'un nerf laryngé récurrent) ou des systèmes de contrôle centraux (accident vasculaire cérébral, maladie neurodégénérative) va s'accompagner de troubles de la déglutition avec une dysphagie exprimée par le sujet concerné.

La dysphagie est définie comme l'altération ressentie de la fonction de déglutition. S'il peut parfois s'agir du simple ressenti d'un sujet sur sa déglutition, sans présager de son caractère pathologique, la dysphagie n'en reste pas moins fréquemment associée à un défaut de protection des voies aériennes. Cela peut se traduire par un risque de pneumopathie d'inhalation, de dénutrition, de déshydratation et possiblement de décès. La prévalence de la dysphagie serait d'environ 16% dans la population générale, avec des variations de 2 à 20% selon les études (ADKINS et al., 2020 ; ESLICK & TALLEY, 2008 ; STREICHER et al., 2018). Cette prévalence augmenterait à 20% des sujets consultants en cabinet de médecine générale (McCARTY & CHAO, 2021). Si l'on se porte spécifiquement sur les pathologies neurologiques, cette prévalence varie de 25% à 80% selon le contexte (BARER, 1989 ; CALCAGNO et al., 2002 ; EL FASSI et al., 2022 ; MANN et al., 1999 ; SUTTRUP & WARNECKE, 2016).

Les pneumopathies d'inhalations et la dénutrition induites par la dysphagie représenteraient une part importante de la morbi-mortalité des pathologies neurologiques et cancéreuses (ALTMAN et al., 2010 ; GOURIN et al., 2015).

En 1997, Murray et coll. estimaient que les infections pulmonaires représentaient la 3e cause de décès mondial, avec près de 4,3 millions de décès annuels (C. J. L. MURRAY & LOPEZ,

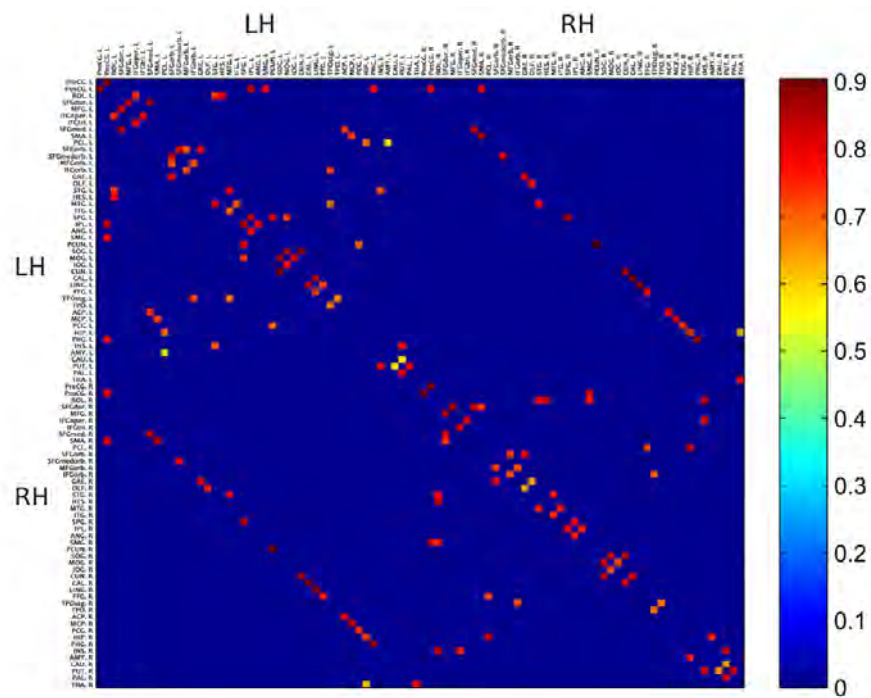


FIGURE 1.12 – Carte moyenne des matrices de connectivité pondérées moyennées sur les 22 sujets. L'ensemble des aires rouges correspond au réseau de la déglutition salivaire. In (LUAN et al., 2013)

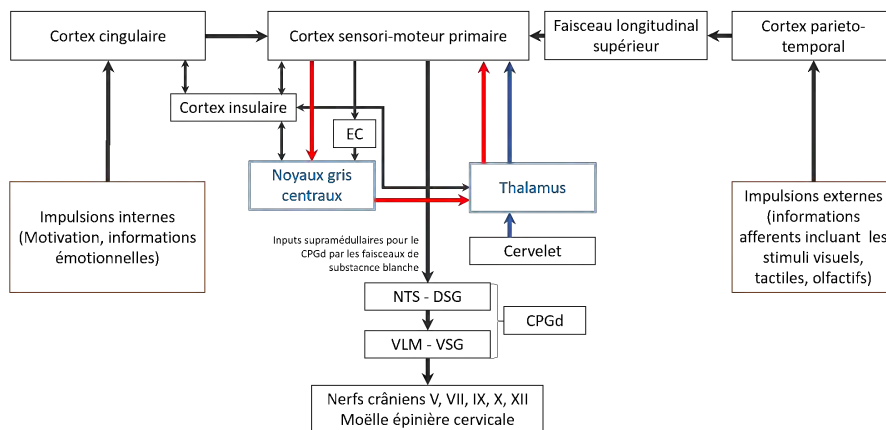


FIGURE 1.13 – Schéma montrant l'interaction entre les structures neuronales corticales et sous-corticales et le CPG de déglutition (sCPG). Notez que le sCPG peut être divisé en parties dorsale (NTS-DSG, noyau du tractus solitaire-groupe de déglutition dorsal) et ventrale (VLM-VSG, groupe de déglutition ventrale de la moelle ventrolatérale). Le NTS-DSG reçoit des entrées supramédullaires et active en outre le VLM-VSG. Le VLM-VSG contrôle en outre les motoneurones des noyaux des nerfs crâniens au niveau du tronc cérébral. Notez également que la boucle cortico-striato-thalamo-corticale a été présentée avec les flèches rouges et la voie cérébello-thalamo-corticale a été présentée avec les flèches bleues. In (WEI et al., 2024)

1997). L'étude de Teramoto et coll. nous permet d'affiner cette analyse en différenciant les pneumopathies d'inhalation des autres formes de pneumopathies. Ainsi, dans cette étude, il est estimé que les pneumopathies d'inhalations représenteraient 60,1% des pneumopathies acquises en dehors des structures hospitalières et 86,7% des pneumopathies acquises en structures hospitalières (TERAMOTO et al., 2008).

Sur le plan nutritionnel, une étude néerlandaise a évalué qu'en maison de retraite, la prévalence de la dénutrition était 50% plus importante chez les sujets atteints de dysphagie. Une autre étude portant sur 23 549 sujets en maison de retraite en Amérique du Nord et en Europe observait que les troubles nutritionnels touchaient 53,4% des sujets atteints de dysphagie, contre 29,2% des sujets non dysphagiques ($p < 0,001$) (STREICHER et al., 2018). Les sujets atteints de dénutrition clinique présentaient un "odds ratio" de mortalité de 1.45 par rapport aux sujets non dénutris. Compte tenu de cette morbi-mortalité spécifique, le surcoût hospitalier de la dysphagie serait d'environ 40% à 60% (ALLEN et al., 2020; ATTRILL et al., 2018; BONILHA et al., 2014).

D'après ces chiffres, la prise en charge de la dysphagie pourrait donc réduire cette morbi-mortalité de 40% environ en cas de correction complète. Un tel projet de soin nécessite une évaluation fonctionnelle complète dans les conditions les plus proches de la vie quotidienne du sujet à prendre en charge. Cette fonction étant complexe, les mécanismes de la dysphagie sont nombreux et leur évaluation nécessite des examens précis et reproductibles pour diriger la rééducation et réduire cette morbi-mortalité quand cela est possible. Une exploration complète nous semble devoir intéresser à la fois la fonction de déglutition, mais aussi les autres fonctions, compte tenu de leurs intrications et de leur régulation précises les unes par rapport aux autres. L'analyse devrait pouvoir couvrir l'exploration périphérique du CAD ainsi que l'évaluation de la commande neurologique centrale.

Mesures fonctionnelles non invasives du carrefour aérodigestif

Une exploration fonctionnelle complète doit permettre une évaluation de l'effecteur périphérique et de son réseau de contrôle neurologique. Nous cherchions à éviter tout examen invasif ou irradiant et à favoriser une méthode utilisable en condition naturelle et écologique. C'est dans ce but que nous avons cherché à sélectionner les technologies les plus adaptées en nous appuyant sur les données de la littérature. Nous nous sommes donc intéressés aux méthodes d'explorations non invasives et non irradiantes, transposables à la pratique clinique au niveau cervical et cérébral. Au niveau cervical, notre choix a été orienté par une revue narrative de la littérature et s'est porté sur l'High Resolution Cervical Auscultation (Auscultation Cervicale Haute Résolution) (HRCA), en particulier l'acoustique dans le cadre de cette thèse. Pour le choix de la technologie d'exploration cérébrale, nous nous sommes appuyés sur une revue systématique de la littérature selon la méthodologie PRISMA, qui a fait l'objet d'une publication dans le Journal of Clinical Medicine en 2022 (GALLOIS et al., 2022). Cette revue systématique nous a conduits à choisir la fonctionnelle Near Infra-Red Spectroscopy (fNIRS). Nous vous proposons ci-après les éléments de ces deux revues de littérature nous ayant amenés à ces choix méthodologiques.

2.1 Mesures fonctionnelles non invasives cervicales

De nombreuses technologies permettent d'explorer la physiologie et la physiopathologie du CAD. Certaines méthodes sont à l'heure actuelle plus développées que d'autres et chaque méthode apporte ses propres spécificités. Après un rappel sur les étalons de mesure actuels, nous listerons l'ensemble des technologies existantes et développerons les quatre ayant bénéficié d'un développement conséquent et dont les avantages et limites ont guidé notre choix de l'HRCA et plus spécifiquement de l'acoustique dans le cadre du présent mémoire. Nous avons utilisé les mesures acoustiques pour segmenter manuellement nos signaux dans le cadre de ce travail, mais cette technologie devrait permettre une segmentation automatisée à moyen terme.

Pour plus de clarté, nous avons limité cet argumentaire aux quatre technologies les plus utilisées, mais nous vous proposons en annexe un argumentaire plus exhaustif sur l'ensemble de ces méthodes.

2.1.1 Étalon de mesure et limitations

En pratique clinique courante, deux méthodes sont fréquemment utilisées pour analyser l'effecteur cervical lors de la déglutition. Il s'agit de la FPLN et la VFS (FARNETI, 2014; LANGMORE, 2003). Ces méthodes, si elles sont les plus fréquemment utilisées, n'en restent pas moins invasives. La naso-fibroscope peut être douloureuse et source de réflexe nauséux. Ceci modifie les résultats du test de déglutition par modification antalgique de la posture du patient et modifie la mobilité pharyngo-laryngée par présence de la fibre optique (ADACHI et al., 2017). La vidéofluoroscopie reste un examen irradiant. Dans ces 2 techniques, la qualité de l'examen dépend de l'expertise de l'examineur, ce qui engendre un manque de reproductibilité et de fiabilité (BAIJENS et al., 2011). Devant ces différentes limites, il est légitime de poser la question de la pertinence de la répétition de ces examens, actuellement nécessaires à la validation des méthodes de rééducation et de l'évaluation de leur efficacité, en l'absence d'alternative de routine (B.-H. PARK et al., 2013; YOUNG et al., 2015).

Des alternatives non invasives et sans risque pour le patient existent, mais restent peu développées dans le domaine clinique. Cette partie vise à mettre en exergue ces technologies alternatives qui, pour certaines, seront utilisées pour le présent projet. L'objectif étant de sélectionner une technologie adaptée, nous en présenterons les caractéristiques habituelles, les limitations et les solutions employées pour les corriger ainsi que les utilisations actuelles dans le cadre de l'étude de la déglutition. La revue de littérature de Wu et coll. et celle de Malandraki sont de bonnes introductions à l'ensemble de ces technologies (MALANDRAKI, 2023; WU et al., 2024). Nous aborderons dans cette partie les différentes méthodologies d'explorations cervicales écologiques existantes dans la littérature afin de sélectionner la méthode qui nous apparaît la plus adaptée en fin de chapitre.

2.1.2 Méthodes d'exploration cervicale non invasives de la déglutition

Les 4 technologies qui méritent d'être approfondies pour justifier notre choix final sont :

- **L'électromyographie de surface (sEMG)**
- **L'accélérométrie**
- **L'acoustique cervicale**
- **L'auscultation cervicale haute résolution (HRCA)**

Par ailleurs, nous pouvons nommer comme autres technologies innovantes :

- La mesure du flux respiratoire nasal
- Les mesures pressionnelles
 - Mesures de pression barométrique
 - Manométrie linguale
 - Manométrie cervicale
- L'échographie cervicale
- Electrolottographie
- Mesure de bioimpédance
- Suivi du mouvement, "motion tracking"
- Méchanorécepteur piézoélectrique
- Analyse magnétique des mouvements laryngés
- Mesure optique de la pression cervicale lors de la déglutition
- Myotonométrie
- Méchanomyographie

Ces dernières technologies sont assez peu abouties à l'heure actuelle et ne seront donc pas développées ici. L'annexe A (p315) les décrit de manière plus approfondie. Certaines technologies ont pu être associées les unes aux autres. Nous détaillerons plus amplement l'HRCA et certaines autres associations sont présentées elles aussi dans l'Annexe A.

2.1.3 Électromyographie de surface

Principes et méthodologie

La première technologie mise en avant par Wu et coll. est l'électromyographie (EMG) dans son ensemble. L'EMG mesure l'activité électrique associée à la contraction d'un ou de plusieurs muscles lors d'un travail moteur. L'électromyogramme (tracé de cette activité électrique) prend alors la forme de la sommation des potentiels d'action des unités motrices musculaires impliquées. L'activité électrique mesurée est directement corrélée à l'intensité de la contraction musculaire et au nombre de muscles impliqués (Wu et al., 2024). Elle peut se faire à l'aide d'électrodes intramusculaires ou d'électrodes cutanées de surface. Puisque nous nous limitons aux méthodes non invasives, nous nous limiterons à l'électromyographie de surface (sEMG), dont la présentation ci-dessous peut-être complétée par la lecture de l'Annexe A p315.

En 2012, Stepp proposait une revue de la littérature sur l'utilisation de la sEMG pour l'étude de la déglutition, soulignant son caractère non invasif (STEPP, 2012). Au-delà d'une première partie dédiée aux caractéristiques communes à l'ensemble des applications de la sEMG (par exemple l'effet de l'impédance cutanée, de la distance interélectrode, du contenu du signal de l'EMG, des méthodes de filtrage), l'auteur aborde ensuite les spécificités liées à l'utilisation de la sEMG pour la déglutition. Ainsi, elle souligne la petite taille des muscles dédiés à la déglutition qui en limite la qualité des mesures.

Limites de la sEMG

L'enregistrement sEMG des muscles supra-hyoïdiens ou de la musculature laryngée intrinsèque est limité. Au niveau du plancher buccal, il est possible de mesurer l'activité du muscle mylo-hyoïdien et du ventre antérieur du muscle digastrique, activité réduite par un tissu adipeux sous mental plus important (STEPP, 2012). Cette difficulté est amplifiée par le chevauchement de l'ensemble des muscles de la base de la langue (cf. section 1.1, p5).

Une autre des difficultés de la sEMG est la prise en compte des sources de bruit. Ce bruit est en partie inhérent à la méthode elle-même. En effet, d'autres muscles cervicaux peuvent être source de bruit pour les mesures sEMG. Ces muscles ont été bien étudiés par Palmer et Jaffe, en comparant l'activité musculaire cervicale en sEMG à l'activité individuelle de chaque muscle mesuré en EMG à l'aiguille. Les auteurs décrivent ainsi une activité sEMG des muscles peauciers du cou (ou muscle platysma) et génioglosse lors de la déglutition (PALMER et al., 1999). Ces activités restaient moindres que celle des muscles mylohyoïdiens, géniohyoïdiens et du ventre antérieur du muscle digastrique. Au-delà de ces autres muscles cervicaux, tout mouvement (des membres par exemple) peut induire des artefacts à prendre en compte dans l'analyse du signal.

D'après Wu et coll., ces éléments rendent subjective l'analyse des paramètres temporels et d'amplitude de l'Electromyographie de Surface (sEMG) (WU et al., 2024).

Application à l'étude de la déglutition

Nonobstant ces limites, l'ensemble des caractéristiques de la sEMG a amené différents auteurs à utiliser la sEMG pour l'analyse de différents paramètres de la déglutition. On distingue deux types d'utilisations : une utilisation visant à analyser les paramètres sEMG associés à la déglutition

et une utilisation pour détecter la survenue d'une déglutition, cette dernière servant de repère pour l'analyse d'une seconde mesure neurologique par exemple.

Dans le premier cas, l'analyse des paramètres d'intérêts se porte essentiellement sur l'amplitude de l'activité sEMG, l'analyse fréquentielle et la durée de l'activité électromotrice produite par le groupe musculaire sous-jacent à l'électrode (STEPP, 2012). En analysant le pic d'amplitude et en le corrélant à des images échographiques de l'os hyoïde, SONIES et coll. ont observé que le pic d'amplitude en sEMG interviendrait lorsque l'os hyoïde prend sa position la plus haute lors de la déglutition et cela, quel que soit le type bolus dégluti (SONIES et al., 1997). Il est de même possible de comparer les activités de différentes tâches.

Ainsi, Ng et coll. ont comparé les signaux sEMG sous-mentale de déglutitions à effort maximal et de déglutitions à effort minimal par rapport à des déglutitions standards (NG et al., 2022). Les auteurs observaient une augmentation des amplitudes et un allongement significatif de la durée à effort maximal et une réduction de l'amplitude sans modification de la durée en déglutition à effort minimal. Bahia et Lowell ont aussi comparé le signal de la sEMG entre une tâche de déglutition volontaire normale et à effort maximal en se concentrant sur un muscle masticateur : le muscle masséter. Ces auteurs ont aussi observé que l'activité sEMG du muscle masséter était corrélée à l'intensité de la tâche de déglutition (BAHIA & LOWELL, 2024).

Le signal obtenu en sEMG est aussi dépendant du bolus ingéré. McKeown et coll. ont exploré le signal sEMG obtenu par les mesures conjointes de 14 électrodes cervico-faciales avec différentes consistances alimentaires (MCKEOWN et al., 2002). Ils observent que les mesures sont très variables d'une déglutition à l'autre pour un même bolus chez un même sujet et entre les sujets. Ils sont cependant parvenus à réduire cette variabilité grâce à une analyse en composantes indépendantes. Les composantes étaient alors peu variables chez un même sujet. Cette analyse a permis de mettre en évidence 8 composantes que les auteurs associent aux facteurs suivants selon leurs données : les mouvements de la langue, l'élévation laryngée, l'activation du muscle cricopharyngien, les artefacts électrocardiographiques, l'activation du muscle constricteur supérieur du pharynx, l'activation du complexe sous-mental, l'activation des muscles masticateurs et possiblement l'activation des muscles interaryténoïdiens. Il est notable que les composantes associées aux muscles crico-pharyngien et constricteur supérieur du pharynx étaient modifiées par la consistance du bolus.

Le travail de Alfonsi et coll. met aussi en évidence un effet de l'âge et du volume du bolus sur la reproductibilité du signal sEMG sous mental et EMG intramusculaire cricopharyngien de déglutition, l'augmentation de ces deux facteurs réduisant cette reproductibilité (ALFONSI et al., 2015). Kohyama et coll. ont quant à eux observé que l'activité sEMG des muscles suprahyoïdiens était plus importante à la fin de la phase orale, avant la phase pharyngée. Cette activité sEMG était aussi modulée sur ses composantes temporelles et d'amplitude par la texture du bolus, avec surtout une corrélation avec l'adhésivité du bolus (mais pas avec l'extensibilité, l'élasticité, la fermeté, l'effort de coupe ou le taux de fusion en bouche) (KOHYAMA et al., 2015).

Dans le second cas, la sEMG est utilisée afin de détecter la survenue d'une déglutition, permettant un décompte précis du nombre de déglutitions au cours du temps (donc le calcul de leur fréquence) ou d'obtenir un repère temporel pour segmenter une autre mesure. Un exemple de détection est celle de Crary et Groher qui définissent l'événement de déglutition comme un signal sEMG avec "une forte pente ascendante par rapport à la ligne de base au repos, un pic reconnaissable et une pente descendante assez forte" (CRARY & GROHER, 2000). Cette détection s'appuie principalement sur le début de la phase de préparation orale puisque les muscles sus-hyoïdiens sont la source principale du signal. Ce type d'utilisation a par exemple permis à DZIEWAS et al., 2003 de segmenter le signal cérébral mesuré en MEG pour leurs analyses.

En conclusion, l'sEMG est un bon outil de détection des événements de déglutition, mais les résultats peuvent être difficiles à rapprocher de phénomènes physiologiques précis, l'origine de l'activité pouvant rester difficile à clarifier. Les éléments précédents illustrent son intérêt pour l'étude de la phase de préparation orale, la majorité du signal sEMG émanant des muscles sus-hyoïdiens et masticateurs associés à cette phase. Cette phase étant principalement volontaire et très variable selon le bolus, il nous semble préférable de nous porter sur une méthode permettant de bien identifier la phase oropharyngée, plus réflexe. Son intérêt particulier en cas de pathologie neuromusculaire reste à souligner. Son potentiel en rééducation en reflétant l'activité musculaire s'avère tout de même particulièrement intéressant. L'annexe A (cf. p315) décrit de manière plus détaillée les applications possibles de la sEMG en étude de la déglutition. Le tableau en Annexe A.1 p340 reprend les principales études récentes portant sur la sEMG, d'après la revue de littérature de Wu et coll. réactualisée.

2.1.4 Mesures accélérométriques

Les explorations vibratoires cervicales semblaient permettre de corriger certaines limites de la sEMG. Nous présentons quelques éléments de compréhension, une version plus exhaustive est disponible en Annexe A p319.

Principes et méthodologie

La mobilisation du complexe os hyoïde - larynx, les phénomènes d'ouverture et de fermeture laryngées et du SSO produisent des vibrations qui peuvent être mesurées à l'aide d'accéléromètres. L'accéléromètre est un appareil qui mesure les variations de vitesse dans une direction donnée. Ces variations sont en fait calculées à partir de la mesure du déplacement ou de la force inertielle appliquée à la masse inertielle présente dans l'accéléromètre. La plupart des accéléromètres utilisés actuellement dans l'exploration de la déglutition sont tri-axiaux, mais il en existe des mono-axiaux et bi-axiaux. L'onde étant mécanique et vibratoire, il est intéressant de noter que les études de la fin des années 90 et début des années 2000 proposaient le terme "d'auscultation cervicale" pour l'accélérométrie cervicale (CICHERO & MURDOCH, 2002 ; TAKAHASHI et al., 1994a). Depuis les années 2010, les méthodes acoustiques (mesures microphoniques) et accélérométriques sont bien différenciées (DUDIĆ, COYLE & SEJDIĆ, 2015).

Si plusieurs équipes ont utilisé l'accélérométrie par le passé, l'équipe de Ervin Sejdić (avec Catriona Steele et Tom Chau avant lui) est actuellement la seule réellement active avec cette technologie dans son utilisation isolée et cela depuis les années 2010. Elle se distingue de plus par l'étendue de sa production académique, le nombre de sujets inclus, la haute technicité de ses analyses du signal (analyse par théorie de l'information). L'étendue de cette connaissance de l'outil leur a permis d'étendre son application à l'étude EEG de la microarchitecture du réseau de la déglutition, menée par Iva Jestrović, en utilisant la théorie des graphes (cf. chapitre 2.2, Article 1, p47, Tableau 4 de l'article). De nombreuses références seront faites à leurs travaux, mais il faut garder à l'esprit que certaines de ces méthodes peuvent dépasser l'applicabilité clinique à l'heure actuelle.

Pour les études cervicales, l'accéléromètre est en général placé à hauteur du cartilage thyroïde ou cricoïde sur la ligne médiane. Ce positionnement correspond aux résultats de Takahashi et coll. en 1994 qui ont comparé 24 positions cervicales différentes pour rechercher la position optimale de l'accéléromètre, ciblant celle avec la meilleure amplitude et la moindre variance du signal (TAKAHASHI et al., 1994b). Leurs données les orientaient vers une position médiane située entre le

cartilage thyroïde et l'échancrure supra-sternale ou une position plus latérale de la trachée juste sous le cartilage cricoïde. Cette même équipe a aussi confirmé qu'une mesure unilatérale était suffisante (TAKAHASHI et al., 1994a). Cette position permet d'estimer la mobilisation du complexe hyoïdo-laryngé dans les différents plans de l'espace : déplacements verticaux (supéro-inférieur (S-I)), horizontaux d'avant en arrière (antéro-postérieur (A-P)) ou sur les côtés (médial-latéral (M-L)) du complexe hyoïdo-laryngé. Si les premières études n'utilisaient que l'axe vertical (REYNOLDS et al., 2002, 2003; TAKAHASHI et al., 1994a), les études plus récentes utilisent le plus souvent un accéléromètre bi-axial (J. LEE, STEELE & CHAU, 2009), voire tri-axial (DUDIK, KUROSU et al., 2015; MOVAHEDI et al., 2017a). C'est en 2020 que cette même équipe a modélisé les résultats d'enregistrement de VFS selon l'échelle PAS (Penetration Aspiration Scale) en fonction des trois axes, de l'âge et de la texture ingérée, pour modéliser le risque d'inhalation ($PAS \geq 3$). Cette modélisation a été réalisée à partir de 1433 enregistrements chez 265 sujets suspects de dysphagie. Il s'avère que l'axe A-P était le seul prédictif du risque d'inhalation. La distance antérieure maximale était inversement corrélée au fait d'obtenir un score PAS supérieur ou égal à 3.

L'un des avantages de l'accéléromètre est sa plus grande amplitude de réponse en fréquence par rapport à un microphone, qui permettrait un enregistrement plus complet des signaux émis par le CAD. Nous pouvons noter l'exemple de l'étude de Takahashi et coll. : selon les auteurs, l'accéléromètre présentait une réponse en fréquence étendue de 2Hz à 40kHz contre seulement 50Hz à 15kHz pour le microphone électret (TAKAHASHI et al., 1994b). Cette même étude mettait aussi en évidence une sensibilité très réduite aux bruits extérieurs, là où le microphone était bien plus parasité. Une des évolutions est le développement de dispositifs sans fil, qui faciliteraient leur utilisation (K. LEE et al., 2020).

Limites de l'exploration accélérométrique

Une première limite est le défaut de reproductibilité de la mesure. En effet, dans leur étude de 1994, Takahashi et coll. se sont intéressés à la reproductibilité du signal accélérométrique de déglutition chez des sujets sains. Ils ont comparé les durées de signal de déglutition en analysant le coefficient de variation de ces durées (TAKAHASHI et al., 1994a). Si les auteurs ne notaient pas de différence significative entre les côtés gauche et droit, ils notaient une variabilité intra-sujet qui pouvait être importante, le coefficient de variation du signal pour un même côté et un même sujet s'étendant de 15% à 65% selon les sujets. Les auteurs conseillaient alors de réaliser plusieurs mesures pour un même sujet. Malgré cela, les auteurs défendaient l'accéléromètre par rapport au microphone.

L'intensité du signal obtenu peut aussi être limitante. Cichero et coll. ont ainsi comparé les rapport signal-sur-bruit (RSB) d'un microphone et d'un accéléromètre. Ce RSB était compris entre 36.7dB et 43.2 dB avec le microphone et réduit entre 23.0dB et 36.6dB avec l'accéléromètre (CICHERO & MURDOCH, 2002).

Il s'agit en outre d'une méthode sensible aux mouvements de la tête, même si le capteur est fixé au cou. C'est ce qu'ont illustré Sejdíć et coll. en comparant les données spectrométriques d'un accéléromètre bi-axial cervical lors de mouvements répétés de la tête (SEJDIĆ, STEELE & CHAU, 2010b). Ces mouvements faisaient apparaître des composantes spectrales dans le signal, en modifiant le centroïde spectral et en modifiant les bandes passantes du signal. Ces modifications restent non-dominantes, mais les auteurs invitent les utilisateurs d'accélérométrie à les prendre en compte. Enfin, les accéléromètres sont souvent plus onéreux que les microphones, limitant leur accessibilité (CICHERO & MURDOCH, 2002).

Application à l'étude de la déglutition

Devant la question de l'identification spécifique de la phase pharyngée, difficile en sEMG, les mesures accélérométriques apparaissaient intéressantes.

L'accélérométrie a fait l'objet de nombreux travaux, la mettant au premier plan des méthodes non invasives de détection des événements de déglutition, au même titre que l'acoustique. La première utilisation retrouvée d'un accéléromètre pour l'étude de la déglutition est celle de Logan et coll. en 1967. Ces auteurs utilisaient alors un "microphone inertiel de gorge" (que l'on appellerait accéléromètre de nos jours) et avaient décrit le spectrogramme associé typique de la déglutition à l'époque (LOGAN et al., 1967). Il est intéressant de noter que Logan se plaçait déjà en opposition avec les travaux de son contemporain Lear qui utilisait un microphone miniature conventionnel d'aide auditive (LEAR et al., 1965). Logan et coll. avaient alors souligné qu'à leurs yeux, le spectrogramme obtenu avec leur système était plus facilement identifiable que celui de Lear.

Comme explicité précédemment, l'équipe de Ervin Sejdić (avec Catriona Steele et Tom Chau avant lui) est actuellement l'une des plus prolifiques avec cette technologie. Dès 2009, le travail de son équipe a visé à décrire les composantes du signal (J. LEE, CHAU & STEELE, 2009; J. LEE et al., 2011), à perfectionner le traitement du signal accélérométrique (SEJDIĆ, STEELE & CHAU, 2010a), à définir l'apport de chaque axe de mesure (DUDIK, JESTROVIĆ et al., 2015; J. LEE, STEELE & CHAU, 2009; SEJDIĆ, KOMISAR et al., 2010) et à y appliquer les méthodes d'apprentissages profonds (DUDIK, COYLE & SEJDIĆ, 2015). Ces différents investissements les ont conduits à des applications physiopathologiques concrètes, notamment sur la détection automatique d'inhalations silencieuses chez les sujets dysphagiques (STEELE et al., 2013). Si l'on peut extraire de grandes lignes méthodologiques sur l'ensemble de ce travail, il faut rester alerte sur le fait que chaque étude présentait sa propre méthodologie, bien souvent non reproduite dans l'exactitude. Cela explique certaines redondances de lecture d'une étude à l'autre malgré le caractère unique de celle-ci. L'étendue complète de ces études et le niveau d'expertise des analyses restent en dehors du cadre de ce mémoire, mais sont proposés dans l'Annexe A (cf. p319), qui décrit en détail l'ensemble de ces études et des applications. Le tableau A.2 présente les résultats des études centrées sur l'accélérométrie.

En résumé et conclusion, l'accélérométrie est un outil puissant et prometteur, et dont l'analyse nécessite une compréhension et une maîtrise poussée de la théorie de l'information. Le parallèle avec les connaissances de physiologie de la déglutition peut être assez abstrait, ce qui rend cette technique difficilement abordable en particulier dans le domaine clinique, expliquant peut-être le monopole actuel de l'équipe de Sejdić. Les limites évoquées nous ont amenés à nous intéresser plus amplement aux mesures acoustiques cervicales, souvent associées à l'accélérométrie.

2.1.5 Mesures acoustiques et auscultation cervicale

Nous nous sommes ensuite intéressés aux mesures acoustiques cervicales et celles-ci nous semblaient répondre à la fois à la problématique de la détection de la phase pharyngée, moins facile en sEMG et à la problématique de la difficulté de l'analyse du signal soulevée par l'accélérométrie. La présente thèse se concentrera donc sur cet outil pour la réalisation des mesures cervicales.

Principes et méthodologie

Dès 1897, Meltzer utilisait un stéthoscope pour écouter les bruits de la déglutition, décrivant un bruit biphasique (MELTZER, 1897). L'auscultation cervicale a été utilisée par certains auteurs pour différencier les déglutitions normales et anormales (LESLIE et al., 2004), mais aussi pour

rechercher des inhalations, des pénétrations et la présence de stases ou résidus (SANTAMATO et al., 2009; STROUD et al., 2002; ZENNER et al., 1995). Lors d'une tâche de déglutition (ou toute autre tâche du carrefour) des bruits sont en effet produits par les frottements associés aux mouvements tissulaires et par les flux liquidiens qui génèrent des ondes mécaniques sonores, sans compter l'éventuelle vibration des cordes vocales. Ces ondes mécaniques peuvent être mesurées à l'aide d'un microphone. Ce microphone est placé sur la surface cutanée cervicale antérieure, et permet d'enregistrer les flux aériens respiratoires (HATTORI et al., 2022; YAMASHITA et al., 2014), les bruits générés par le passage du bolus alimentaire (HAMMOUDI et al., 2014; MORINIÈRE et al., 2006) et les bruits d'origine vocale (F. HE et al., 2022).

La position du microphone est variable selon les études. Devant ce constat, Pan et coll. ont recherché la localisation optimale pour placer le microphone en comparant 20 positions différentes au niveau cervical (PAN et al., 2016). Ils ont ainsi identifié deux sites principaux : au bord latéral du cartilage cricoïde et à mi-distance entre l'os hyoïde et l'angle mandibulaire. Les régions au bord latéral du cartilage thyroïde et à mi-distance entre le bord du cartilage thyroïde et le bord antérieur du muscle sterno-cléido-mastoïdien semblent aussi donner de bons résultats en prenant en compte la variabilité interindividuelle. Si, lors d'études ultérieures, la position du microphone a pu varier d'une étude à l'autre, il semble qu'un consensus émerge pour placer le microphone à côté de l'arbre trachéolaryngé, en dedans du muscle sterno-cléido-mastoïdien de n'importe quel côté, à hauteur du cartilage cricoïde (CICHERO & MURDOCH, 2002; DUDIK, JESTROVIĆ et al., 2015; MORINIÈRE et al., 2006; YAMASHITA et al., 2014). Nous avons utilisé cette même position pour notre protocole.

La bande fréquentielle mesurée est comprise entre 10Hz et 20kHz, parfois réduite à 50Hz-16kHz avec de bons résultats selon les microphones utilisés (BAQUÉ et al., 2023; MORINIÈRE et al., 2006). Ceci permet d'inclure l'ensemble des phénomènes acoustiques cervicaux (DUDIK, JESTROVIĆ et al., 2015; HATTORI et al., 2022). Pour l'étude de la déglutition, la bande fréquentielle la plus optimale reste tout de même discutée. En effet, Fontana et coll. ont comparé les résultats de détection de deux microphones : un subsonique (mesurant les fréquences sous 5Hz) et un sonique (mesurant les fréquences de 20Hz à 2,5kHz). La précision des microphones était similaire pour la détection de déglutitions en présence de signaux de phonation et d'autres bruits associés à un repas (FONTANA et al., 2011). Quelques années plus tard, Dudik et coll. ont étudié précisément les bandes fréquentielles d'intérêt en auscultation cervicale avec un microphone ayant une bande fréquentielle de 10Hz-18kHz. Leur étude retrouve un centroïde spectral (ou "fréquence centrale") situé à 150Hz chez les hommes et 110Hz chez les femmes. Le pic fréquentiel était en revanche situé à 25Hz chez les hommes et 14Hz chez les femmes (DUDIK, JESTROVIĆ et al., 2015). Cela étant, la bande de fréquence 125Hz semble être critique pour une bonne détection de la dysphagie d'après cette étude, le pic fréquentiel apparaissant moins pertinent. Yamashita et coll. ont ensuite renforcé l'importance de cette bande 125Hz en association à la bande 1kHz pour la détection d'inhalation et de pénétration à partir de bruits expiratoires avec un taux diagnostique de 85.4% (YAMASHITA et al., 2014). Le microphone utilisé dans ce projet avait été créé par une entreprise spécialisée dans l'étude de la déglutition et couvrait une bande fréquentielle adaptée comprise entre 15Hz et 2,5kHz.

Limites de l'exploration acoustique

La lecture de la littérature semble faire émerger plusieurs limites aux analyses acoustiques. Les travaux de l'équipe de Morinière et coll. se concentrent essentiellement sur l'analyse temporelle des séquences de déglutition (MORINIÈRE et al., 2008; MORINIÈRE et al., 2006, 2011). La place de paramètres plus classiques dans l'analyse sonore, tels que l'amplitude ou la puissance acoustique,

n'est que plus rarement mise en exergue, à l'inverse de travaux sur la phonation. Cela reflète vraisemblablement la source différente de l'origine des bruits de déglutition. Si la phonation utilise la vibration des cordes vocales, l'acoustique de la déglutition proviendrait plutôt de l'écoulement du bolus et de frottements tissulaire, sans phénomène vibratoire contrôlé, sans que la source précise n'ait pu être clairement mise en évidence.

Par ailleurs, il semble que l'analyse auditive des signaux reste très subjective et difficilement reproductible même pour des experts selon l'objectif entrepris. En effet, en 2002, Stroud et coll. ont demandé à 5 orthophonistes expérimentées de statuer sur l'existence ou non d'inhalations à partir de bruits de déglutition (STROUD et al., 2002). L'accord entre évaluateurs était modéré ($\kappa=0.28$) et l'accord pour un même évaluateur était variable ($\kappa=0.55$, allant de 0.31 à 0.85). Si l'accord était élevé en cas d'inhalations vraies, il y avait surtout un excès de détection d'inhalations sur les déglutitions normales (Sensibilité (Sen)=0.86, Spécificité (Spe)=0.56, Valeur prédictive positive (VPP)=0.31, Valeur prédictive négative (VPN)=0.94). En 2004, Leslie et coll. ont aussi demandé à 19 orthophonistes ayant l'expérience de l'auscultation cervicale de juger si des signaux de déglutition étaient "normaux" ou "anormaux", cela à 2 reprises. Ces signaux provenaient de 10 sujets sains et de 10 sujets dysphagiques dont les pénétrations et inhalations avaient été observées en VFS. Le coefficient kappa de fiabilité intra-évaluateur variait de -0.12 à 0.71, sans lien avec les années d'expérience, le type de pratique ou l'utilisation. Le coefficient kappa de fiabilité inter-opérateur n'était que de 0.17. Ceci illustre bien le défaut de reproductibilité et de fiabilité d'une analyse "à l'oreille" et renforce le besoin d'outils d'analyse avancés (LESLIE et al., 2004). D'autres études retrouvent des résultats similaires comme le confirme la revue systématique de littérature de LAGARDE et al., 2016. Leur analyse de 6 études (dont les deux évoquées précédemment) révélait des sensibilités et spécificités limitées pour la détection de la dysphagie (Sen=62%, Spe=66%), pour la détection d'une déglutition anormale (Sen=84%-86% Spe=56%-71%) ou la détection de stases pharyngées (Sen=23%, Spe=74%). La fiabilité intra-opérateur n'était étudiée que par les deux études déjà évoquées.

À l'inverse, le lien entre le signal acoustique mesuré et la dysphagie ressentie reste incertain. Ainsi, Takagawa et coll. ont demandé à plusieurs sujets sains d'évaluer sur une Echelle Visuelle Analogique (EVA) la qualité de leur déglutition en position assise et en décubitus latéral, avec une mesure acoustique de l'activité cervicale. Si l'EVA était significativement meilleure en position assise, les paramètres acoustiques (durée, intensité sonore) n'étaient, quant à eux, pas modifiés (TAKAGAWA et al., 2022).

Application à l'étude de la déglutition

Malgré ces limites, l'analyse de certains paramètres acoustiques reste possible et fréquemment utilisée dans la littérature sur la déglutition. En 2002, Cichero et Murdoch proposaient des abaques obtenus à partir de mesures réalisées chez 59 sujets sains à partir de déglutition de 5mL, 10mL et 15mL (CICHERO & MURDOCH, 2002). De ces mesures, les auteurs extrayaient la durée de la déglutition, le délai de survenue du pic d'intensité, l'intensité acoustique du signal, l'étendue fréquentielle et l'intensité spectrale de l'événement de déglutition.

Une première analyse de reproductibilité des mesures retrouvait 100% de correspondance (reproductibilité réalisée sur 10% du corpus). Les auteurs ont ensuite analysé les effets de l'âge, du genre et du volume ingéré sur les caractéristiques acoustiques, par analyse multivariée. Pour la durée de déglutition, ils ont ainsi retrouvé un effet propre du volume, une interaction du volume et de l'âge et une interaction du volume et du genre. Les auteurs ne trouvaient pas d'effet de ces facteurs sur l'intensité ou la fréquence du signal mesuré, en dehors d'une interaction volume-genre pour la fréquence. Suite à cette première analyse exhaustive, nous comprenons que l'analyse la plus classique retrouvée par la suite dans la littérature est une description qualitative

temporelle des composantes des événements de déglutition.

En effet, en 2006, Morinière et coll. décrivaient, chez des sujets sains, 3 composantes sonores pour une déglutition et les intervalles les séparant (MORINIÈRE et al., 2006). Il est notable que les deux composantes les plus reproductibles étaient les deux premières, présentes respectivement dans 96% et 98% des cas. Ces composantes n'avaient alors pas été rattachées à leur phase de déglutition correspondante. C'est en 2008 que ces mêmes auteurs ont mis en parallèle ces signaux acoustiques avec les images d'une radioscopie de déglutition. Ceci leur a permis d'associer la première composante "oropharyngée" à l'ascension de l'os hyoïde et la progression du bolus dans le pharynx. La deuxième composante dite "d'ouverture du SSO" était associée au passage du bolus dans le SSO. La troisième et dernière composante "d'ouverture laryngée" était associée à la descente de l'os hyoïde avec ouverture du pharyngo-larynx après le passage du bolus (MORINIÈRE et al., 2008).

Un élément intéressant de cette même étude est la description des signaux chez des sujets laryngectomisés. En cas de laryngectomie partielle (seul le plan glottique a été réséqué du larynx, avec conservation de l'épiglotte et des aryténoïdes), ces 3 composantes sont maintenues avec des modifications de leur durée. À l'inverse, en cas de laryngectomie totale (exérèse de l'ensemble du larynx et abouchement de la trachée à la peau), on observe le maintien des deux premières composantes (oropharyngée et ouverture du SSO). La 3e composante, l'ouverture du larynx, était absente, en relation avec l'exérèse de cette structure. Les auteurs ont complété cette étude en 2011 en décrivant chez ces mêmes patients les modifications des signaux mesurés entre les périodes pré et postopératoires (MORINIÈRE et al., 2011). Après laryngectomies partielles, les auteurs décrivent ainsi un allongement de la durée totale de déglutition, un raccourcissement de la composante d'ouverture du SSO et un allongement de la composante d'ouverture laryngée. Cette dernière composante était inconstante, présente chez 71% des sujets avant chirurgie et 53% des sujets après chirurgie. À l'inverse, en cas de laryngectomie totale, la durée totale de déglutition était plus courte, la durée de la composante d'ouverture du SSO était aussi réduite. La troisième composante (rebaptisée "ouverture pharyngée" en l'absence de larynx après chirurgie) était présente chez 42% des sujets avant et 21% des sujets après chirurgie, sans modification significative de durée. Forts de cette expérience, les auteurs ont ensuite pu comparer les effets de différents bolus (en texture et volume) et observé une augmentation de la durée des composantes (en particulier la composante d'ouverture du SSO) avec l'augmentation des volumes et de la viscosité (HAMMOUDI et al., 2014).

L'équipe de Morinière s'est appuyée sur cette description triphasique pour segmenter et comparer le déroulement d'un repas expérimental pour un groupe de sujets de 50 à 70 ans et un groupe de sujets de plus de 70 ans (BAQUÉ et al., 2023). Ils ont ainsi illustré l'allongement significatif du temps de repas et de l'intervalle inter-déglutition avec l'âge. Ces 3 composantes sont aussi bien décrites par d'autres auteurs, même si leurs dénominations varient au fil des publications. Ainsi, Honda et coll. décrivent bien trois "ondes acoustiques de déglutition" ("swallowing sound waves") successives (HONDA et al., 2015, 2016). En comparant avec les images d'échographie puis de VFS, les auteurs retrouvaient les mêmes phases oropharyngée, pharyngée (avec ouverture du SSO) et œsophagienne (avec relâchement laryngé). Wu et coll. reprendront quant à eux les termes de Shirazi et coll. en décrivant un "son discret initial" (IDS : Initial discrete sound) suivi d'un "son de passage globulaire" (BTS : Bolus transit sound) parfois suivi d'un "son discret final" (FDS : Final discrete sound) correspondant à ces 3 mêmes composantes (SHIRAZI & MOUSSAVI, 2011 ; WU et al., 2024). Pour la suite de notre propos, nous ferons référence à ces phases en les appelant respectivement T_1 , T_2 et T_3 comme cela est fait dans de nombreux articles. Cette description en trois composantes étant l'approche la plus aisée et la plus consensuelle dans la littérature, c'est celle que nous avons utilisée pour la segmentation manuelle du signal

acoustique dans le cadre de notre projet.

Les analyses d'amplitudes des trois phases sont aussi possibles, bien que les résultats puissent apparaître moins discriminants en particulier concernant les types des textures. Taniwaki et coll. ont comparé les durées de déglutition et les racines carrées de la moyenne des carrés (Root Mean Square, RMS) des amplitudes acoustiques mesurées entre plusieurs textures différentes (eau, yaourt, gelée de konjac). Pour les trois textures, les auteurs avaient mesuré (yaourt et konjac) ou fourni (eau) plusieurs paramètres mécaniques de ces fluides pour illustrer leurs différences : la viscoélasticité dynamique, la viscosité, la force de pénétration et de compression. L'analyse acoustique de la composante $T2$ était la seule modifiée significativement par la texture. Les durées de déglutition de cette phase s'allongeaient progressivement du yaourt vers la gelée de konjac jusqu'à l'eau. Cependant, le RMS de l'amplitude du signal acoustique n'était pas significativement modifié entre le yaourt et la gelée de konjac. Le RMS d'amplitude de l'eau restait plus important que pour les deux autres textures (TANIWAKI et al., 2013). L'analyse d'amplitude a aussi été utilisée pour évaluer l'efficacité de certaines prises en charge thérapeutiques. Ainsi, Wen et coll. ont observé une augmentation de l'amplitude des sons de déglutition et de leur fréquence moyenne suite à la réalisation de manœuvres de rééducation cervicale de la déglutition (WEN et al., 2021).

Devant les limitations de certains de ces paramètres, l'acoustique a par la suite été complétée par l'usage des méthodes d'apprentissage profond pour la détection automatique d'événements. Sarraf et Moussavi ont ainsi pu, à l'aide d'un algorithme de clustering par k-moyennes floues ("fuzzy k-means clustering") et en s'intéressant aux flux respiratoires post-déglutition, détecter des inhalations silencieuses chez des sujets dysphagiques avec une précision de 82.3% (Sen=84.8%; Spe=81.4%) (SARRAF SHIRAZI & MOUSSAVI, 2012). En 2009, Makeyev et coll. utilisent un classificateur neuronal à aire réceptive limitée (LIRA) pour différencier les déglutitions, la parole et les mouvements de la tête (MAKEYEV et al., 2009). Avec cette méthode, les auteurs obtiennent des taux de reconnaissance supérieurs à 95%, mais cette étude se limite à un seul sujet. Plus récemment, l'équipe de Morinière a approfondi la méthode avec des résultats encourageants. En 2021, avec un laryngophone, leur méthode de segmentation automatique s'appuyait sur un seuil de détection de l'intensité sonore et sur un paramètre de richesse sonore du signal. Si ces paramètres étaient concordants, le signal était considéré comme un signal de déglutition (RAYNEAU et al., 2021). Cet algorithme permettait de détecter les déglutitions avec une VPP de 88 à 97% et une Spe de 93% à 97% chez des sujets sains et chez des sujets atteints de cancers ORL opérés.

En conclusion, malgré une analyse paramétrique potentiellement limitée, l'analyse acoustique semble être un outil prometteur pour la détection cervicale d'événements du CAD, dont le parallèle avec le fonctionnement physiologique de la déglutition en fait un outil d'abord facile. Le tableau en Annexe A.3 p351 reprend plusieurs études ayant employé cette méthodologie.

2.1.6 Cas particulier de l'HRCA

D'après la littérature, plusieurs associations de technologies ont été essayées, la première association logique de signaux s'étant portée sur les deux précédentes méthodes : l'acoustique et l'accélérométrie (Figure A.2a). Il est apparu pour certains auteurs que les limitations de ces deux techniques les rendaient complémentaires et qu'elles pouvaient être associées. Cette association prit le nom d'HRCA. Au-delà du présent mémoire, nous pouvons conseiller la lecture de l'annexe A.2.4 p329 ou la lecture de la revue de littérature de Coyle et Sejdíć sur le sujet (COYLE & SEJDIĆ, 2020).

C'est le constat de cette complémentarité qui nous a mis en collaboration avec l'entreprise Swallis Medical™ qui produisait un dispositif d'HRCA, le Swallis DSA®. Dans le cadre de notre

projet, des mesures acoustiques et accélérométriques ont bien été réalisées. Cela étant, nous nous limitons ici aux données acoustiques en tant qu'étape préliminaire. L'utilisation complète de l'HRCA fera l'objet de travaux et publications futures qui dépassent donc le cadre de ce mémoire, à la fois par l'implémentation future des données accélérométriques et par l'implémentation des méthodes d'intelligence artificielle et d'apprentissage profond en collaboration avec l'Institut de Recherche en Informatique de Toulouse. Vous trouverez tout de même ici l'état de l'art sur les avantages de l'association de ces deux types de signaux qui justifient à notre sens leur utilisation conjointe.

Comparativement, chaque signal (acoustique et accélérométrie) présente des spécificités. En 1994, Takahashi mettait en avant l'accéléromètre pour une réponse fréquentielle plus large que le microphone (TAKAHASHI et al., 1994b). En 2002, Cichéro et Murdoch répondaient en défendant le microphone qui présentait un RSB plus élevé de 12dB, soit une différence de pression acoustique 15 fois plus forte en échelle logarithmique (CICHERO & MURDOCH, 2002). De manière similaire, Reynolds et coll. dans leur étude comparative des deux techniques, concluaient que les deux méthodes "peuvent être adéquate, selon l'application désirée", un microphone étant suffisant pour une simple analyse des sons cervicaux, l'accélérométrie permettant des analyses plus complexes (REYNOLDS et al., 2009). Ces mêmes auteurs soulignaient la différence de réponse fréquentielle de ces deux méthodes avec leur matériel, expliquant ces différences d'application (Figure 2.1). Si la réponse accélérométrique restait plate, la réponse acoustique s'effondrait en dessous de 100Hz et au-dessus de 20kHz. Il existe en outre des pics de réponses acoustiques sur certaines fréquences qui provoquent une amplification artificielle du signal sur lesdites fréquences. La forme du signal est aussi différente entre les deux technologies, reflétant les phénomènes mesurés différents.

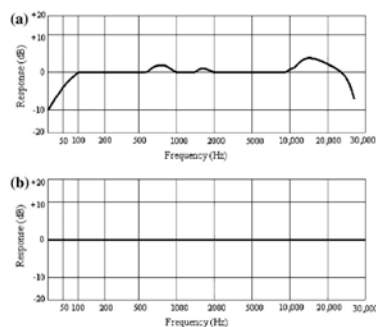


FIGURE 2.1 – Courbes de réponse fréquentielles du microphone (a) et de l'accéléromètre (b) utilisés par Reynolds et coll. (in REYNOLDS et al., 2009).

Le travail ultérieur de l'équipe de Dudik, Sejdić et coll. a permis d'abonder ces conclusions. Différentes études de Sejdić et coll. de 2013 à 2017 retrouvaient que l'association des 2 types de signaux permettait une meilleure qualité de détection des événements de déglutition. Les deux types de signaux apparaissaient complémentaires et indissociables (DUDIK, JESTROVIĆ et al., 2015; JESTROVIĆ et al., 2013; MOVAHEDI et al., 2017b).

La segmentation automatique de déglutitions restant limitée avec l'accélérométrie et l'acoustique utilisées isolément, l'HRCA apparaissait comme un outil prometteur pour outrepasser ces limites. C'est en 2020 que Khalifa, Sejdić et coll. parviennent à obtenir des résultats satisfaisants dans ce domaine, avec un réseau de neurones profond entraîné avec les signaux HRCA

de plus de 3000 déglutitions (248 sujets dysphagiques) (KHALIFA et al., 2020). En appliquant l'algorithme sur un corpus de données de 16 sujets sains, ils parviennent à une détection supérieure à 95% des déglutitions, principalement grâce à l'axe A-P de l'accéléromètre. Les meilleurs résultats sont obtenus en détection des déglutitions isolées avec une fenêtre temporelle restreinte de 200 à 225ms. Dans ces conditions, la sensibilité et la spécificité sont comprises entre 90% et 100%. Il est intéressant de noter que l'axe S-I fournit les moins bons résultats malgré son rapport direct à la physiologie.

Une part de leur travail a porté sur la description et la prédiction des phénomènes physiologiques. Kurosu et coll. ont étudié les liens entre les différents mouvements de déglutition visualisés en VFS et les signaux d'HRCA (KUROSU et al., 2018). En décrivant 9 étapes de déglutition sur la VFS (de l'ascension de l'os hyoïde à son retour en position normale), les auteurs ont observé que les paramètres mesurés dans le signal HRCA étaient statistiquement associés à plusieurs étapes particulières : l'ascension de l'os hyoïde et son retour en position normale ; la fermeture et l'ouverture du vestibule laryngé ; l'ouverture du sphincter supérieur de l'œsophage ; le contact entre la base de langue et la paroi pharyngée postérieure. Suite à cette étude, plusieurs études vont préciser chaque étape. Rebrion et coll. se sont concentrés sur les mouvements de l'os hyoïde et ont confirmé la corrélation entre les signaux acoustiques et accélérométriques avec ces mouvements (REBRION et al., 2018).

En 2020, Mao et Sabry se sont concentrés sur l'ouverture et la fermeture du vestibule laryngé dans un protocole commun. Ils ont proposé l'utilisation de Réseau de neurones récurrents convolutionnels, "convolutional recurrent neural network" (CRNN) pour détecter dans le signal HRCA les temps de fermetures laryngées chez des sujets sains et dysphagiques, avec une précision de 78.94% pour le groupe dysphagique et 74.89% pour le groupe de sujets sains.

Khalifa s'intéressait à l'ouverture du SSO en 2021, en utilisant là aussi des CRNN et une méthodologie similaire d'apprentissage, à partir de 116 sujets dysphagiques et 710 déglutitions (KHALIFA et al., 2021). Pour la détection de l'ouverture du SSO, la précision moyenne sur les données d'entraînement était de 90.39%

Devant l'intérêt grandissant pour chaque sous-étape individualisable de la déglutition se pose la question de normes pour les paramètres de ces étapes. C'est en 2021 que Donohue publie ces normes issues des données de 70 sujets sains, en prenant soin de les comparer avec des données de référence précédemment colligées à partir d'images de VFS seules par Steele (DONOHUE, KHALIFA, MAO et al., 2021a ; STEELE et al., 2019). Sans rentrer dans les détails, cet article décrit les durées entre le déclenchement de la phase pharyngée, l'ascension de l'os hyoïde, la fermeture du vestibule laryngé, l'ouverture du SSO, l'ouverture du vestibule laryngé. Cet article reflète aussi les différences inhérentes aux différentes méthodes, certaines durées étant significativement différentes entre l'étude de Donohue et celle de Steele.

L'équipe a étudié les possibilités de l'HRCA pour détecter les phénomènes physiopathologiques, au-delà du fait que la majorité des études citées précédemment portaient sur des sujets dysphagiques qui bénéficiaient d'une VFS dans le cadre de leur évaluation clinique, à l'aide de méthodes d'intelligence artificielle.

Grâce à l'HRCA, les auteurs ont ainsi pu illustrer que les déglutitions dites "saines" des sujets sains et des sujets dysphagiques avaient des profils différents (DUDIK, KUROSU et al., 2018). Ils ont aussi pu détecter la survenue d'inhalations chez des sujets dysphagique, avec une précision tout de même limitée de l'ordre de 65 à 75% (SHU et al., 2022 ; YU et al., 2019). Donohue a utilisé en 2021 plusieurs des modèles développés pour comparer la dynamique de déglutition de sujets atteints de pathologie neurovégétative avec des sujets sains (DONOHUE, KHALIFA, MAO et al., 2021b). La détection automatique de l'ouverture et de la fermeture du vestibule laryngé, l'ouverture du SSO et la position de l'os hyoïde leur ont permis de décrire les différences entre

leurs deux populations, avec tout de même des précisions restreintes, de 44 à 85% selon le paramètre étudié.

Si l'HRCA est très prometteuse, l'une des principales limites reste le défaut de cadre analytique commun. En effet, la revue de littérature de So et coll. de 2023 illustre que les études ont une importante hétérogénéité méthodologique (So et al., 2023). Cette revue s'intéressait spécifiquement à la détection de déglutition normale. Avec ce critère, sur les 11 études incluses, seule la moitié obtenait une précision supérieure à 90% de détection. Cette différence de résultats était liée à plusieurs facteurs. Les méthodes d'analyses du signal étaient spécifiques de chaque étude, que ce soit par le seuil d'amplitude, la fenêtre temporelle, la classification des événements utilisés ou le modèle d'apprentissage profond utilisé (lorsque cette dernière méthode était employée). Il existait aussi des différences dans le nombre de technologies à l'étude (au-delà de l'HRCA elle-même), allant de 1 à 3 et associant à l'acoustique et/ou l'accélérométrie, d'autres technologies telles que la manométrie pharyngée, la méchanomyographie ou l'sEMG par exemple (voir section A.2.6, p339). L'HRCA n'en reste pas moins l'outil semblant le plus abouti à l'heure actuelle pour l'exploration cervicale de la déglutition. Le Tableau A.4, p356 présente les principales études sur le sujet.

En conclusion, les apports mutuels de l'accélérométrie et de l'acoustique, associés aux méthodes d'apprentissage profond sont les plus avancées tant dans le domaine de la détection des événements de déglutition que dans la détection objective de signes de dysphagie. Cet outil nous semble à l'heure actuelle le plus abouti pour notre projet global, au-delà du cadre de ce mémoire.

2.1.7 Sélection finale

Dans un esprit de synthèse, parmi l'ensemble des méthodes disponibles, l'analyse de la littérature mettait en exergue la sEMG et l'HRCA. La sEMG étant plus adaptée à la phase de préparation orale et souhaitant privilégier la phase de transport oropharyngé, car plus stable, les méthodes acoustiques et accélérométriques nous semblaient les plus adaptées à ce projet. Il s'agit de plus de la méthode la plus avancée sur le plan de la détection automatique d'événements de déglutition et la différenciation des événements normaux et pathologiques. L'HRCA nous apparaissait comme étant la plus simple d'utilisation pour l'étude cervicale de la déglutition, en particulier dans une perspective d'application clinique. Nous avons donc privilégié cette méthodologie.

Pour ce faire, nous sommes entrés en contact avec une entreprise Toulousaine, l'entreprise Swallis Medical™, qui développait un collier cervical de mesure basé sur les technologies acoustiques et accélérométriques tri-axiales. Cette même entreprise développait en parallèle des protocoles de recherches avec l'Institut de Recherche en Informatique de Toulouse (IRIT) pour implémenter les méthodes d'intelligences artificielles. Ces différentes collaborations ont été décisives pour le choix de cet appareil et synergiques pour le développement de ce travail. Nous avons utilisé cette méthode pour mesurer des paramètres cervicaux et segmenter notre signal cérébral d'intérêt (cf. section 3.5). Si les deux types de signaux ont bien été enregistrés (acoustiques et accélérométriques), les signaux acoustiques semblent d'interprétation plus aisée pour notre approche exploratoire, car le parallèle avec la physiologie de la déglutition est plus intuitif, comme le montre notre revue de littérature. Cette thèse se centre donc sur ces signaux acoustiques, l'analyse des signaux accélérométriques fera l'objet d'une étude ultérieure.

2.2 Mesures fonctionnelles non invasives cérébrales de la déglutition

L'exploration de la commande neurologique des fonctions de l'organisme est en plein essor, en relation avec des applications thérapeutiques en développement, telles que le neurofeedback. Cet engouement s'accompagne d'un essor de différentes technologies non invasives, dans de nombreux domaines, dont l'exploration des fonctions du CAD. Notre choix s'est ainsi porté sur la fNIRS à partir d'une lecture systématique de la littérature. Après un bref rappel des étalons de mesures actuels, nous décrirons les résultats de notre revue systématique de littérature qui permettra aussi de poser les applications à l'étude de la déglutition, avant de développer les principes fondamentaux de la fNIRS pour la compréhension de notre méthodologie de recherche.

2.2.1 Étalon de mesure et limitations

À l'instar des explorations cervicales, les méthodologies les plus utilisées pour l'exploration de la commande neurologique centrale du CAD présentent des limites. L'IRMf reste la plus utilisée dans l'étude du CAD (HAMDY, MIKULIS et al., 1999; HAMDY et al., 1996; MARTIN et al., 2004; SASEGBON & HAMDY, 2017) comme dans bien des domaines. Les deux limitations principales à l'exploration de la déglutition sont la durée prolongée d'examen qui peut s'étendre jusqu'à 50 min et la position allongée nécessaire, qui n'est pas naturelle pour une fonction comme la déglutition (HERTZ-PANNIER et al., 2000). L'autre méthodologie fréquemment utilisée est la TEPf (HAMDY, ROTHWELL et al., 1999), qui présente l'inconvénient d'être irradiante (LAMEKA et al., 2016).

Si les connaissances apportées par ces deux méthodes sont évidemment fondamentales, il apparaît tout de même nécessaire de trouver des alternatives à ces techniques pour proposer des mesures non irradiantes et réalisables en condition de repas normal. Pour ce faire, nous avons réalisé une revue systématique de la littérature selon la méthode PRISMA, visant à retrouver l'ensemble de ces outils alternatifs (cf. section 2.3, p47). Cette revue a fait l'objet du premier article de cette thèse (GALLOIS et al., 2022). Ce travail de revue de littérature est à l'origine de notre choix de privilégier la fNIRS comme outil d'imagerie neurofonctionnelle. Le présent chapitre présentera dans un premier temps les résultats de notre revue systématique qui nous ont amenés à ce choix méthodologique. Les applications de la fNIRS à l'étude de la déglutition en condition naturelle sont aussi présentées dans l'article, tout en abordant deux autres outils potentiellement utilisables eux aussi en conditions écologiques, l'électroencéphalographie et la magnétoencéphalographie, ainsi que leurs résultats. L'analyse des caractéristiques techniques et des modalités d'utilisation de chaque technologie justifie finalement l'usage de la fNIRS pour notre projet.

2.2.2 Résumé et mise à jour de l'article 1 : Les méthodes écologiques de mesures de l'activité cérébrale associée à la déglutition : Revue systématique de la littérature

Introduction

Nous cherchions à retrouver l'ensemble des techniques utilisées pour l'exploration de la fonction de déglutition en conditions naturelles et écologiques.

Article original : Matériel et méthode

Selon les lignes directrices PRISMA, une revue des outils neurofonctionnels non invasifs et non irradiants a été menée pour explorer l'activité cérébrale lors de la déglutition pendant la prise alimentaire naturelle. En utilisant Embase et PubMed, nous avons inclus des études humaines axées sur l'imagerie neurofonctionnelle pendant une tâche de déglutition écologique, publiées à la date du 30 septembre 2021. Les études présentant une méthode douloureuse, une position non adaptée pour la prise alimentaire, une méthode modifiant activement l'activité cérébrale ont été exclues.

Article original : Résultats

À partir de 5948 enregistrements uniques, nous avons retenu 43 articles originaux, rendant compte de trois techniques différentes : 21 articles portaient sur la magnétoencéphalographie (MEG), 10 sur l'électroencéphalographie (EEG) et 11 sur la spectroscopie fonctionnelle proche infrarouge (fNIRS). Un total de 32 études portaient sur des sujets sains, 10 sur des sujets sains et dysphagiques et 1 uniquement sur des sujets dysphagiques. Les sujets dysphagiques présentaient de nombreuses pathologies différentes : accidents vasculaires cérébraux, maladie de Parkinson, sclérose latérale amyotrophique, maladie de Kennedy, botulisme, dysphagie fonctionnelle, béance buccale antérieure. Trois études avaient étudié l'apport de la stimulation transcrânienne à courant continu (transcranial direct current stimulation) (tDCS) et une, l'apport du neurofeedback dans la prise en charge des troubles de la déglutition.

Mise à jour : Matériel et méthode

Nous avons réalisé une mise à jour de cette revue de la littérature sur la période du 30 Septembre 2021 au 15 Décembre 2024. Pour cela, nous avons appliqué la même syntaxe de recherche en utilisant Embase et Pubmed. Nous avons employé les mêmes critères d'inclusion et d'exclusion.

Mise à jour : Résultats

La recherche croisée entre Pubmed et Embase a retrouvé un total de 2080 articles candidats à l'inclusion. Après exclusion des articles non pertinents, nous avons retrouvé un total de 13 nouveaux articles originaux supplémentaires publiés depuis cette revue : 2 utilisant la MEG (CLAUS et al., 2021 ; LABEIT et al., 2022), 3 l'EEG (DU et al., 2022 ; KOGANEMARU et al., 2021 ; WANG et al., 2024) et 9 la fNIRS (CHUA & CHAN, 2024 ; GRIFFIN et al., 2022 ; KANG et al., 2024 ; KNOLLHOFF et al., 2022 ; LIU et al., 2022 ; X. MA et al., 2024 ; K. L. MURRAY et al., 2024 ; WANG et al., 2024 ; WEN et al., 2023), dont un article associant fNIRS et EEG (WANG et al., 2024). Un total de 7 études portait sur des sujets sains (CHUA & CHAN, 2024 ; GRIFFIN et al., 2022 ; KANG et al., 2024 ; KNOLLHOFF et al., 2022 ; KOGANEMARU et al., 2021 ; K. L. MURRAY et al., 2024 ; WANG et al., 2024), 2 études chez des sujets dysphagiques (CLAUS et al., 2021 ; LIU et al., 2022) et 4 études comparaient les deux populations (DU et al., 2022 ; LABEIT et al., 2022 ; X. MA et al., 2024 ; WEN et al., 2023). Les sujets dysphagiques présentaient soit un antécédent d'accident vasculaire cérébral, une maladie de parkinson ou une presbyphagie. Deux études portaient sur les effets de la rTMS (DU et al., 2022 ; LIU et al., 2022), 1 sur les effets de la tDCS (GRIFFIN et al., 2022) et 1 sur l'apport de rééducation (CLAUS et al., 2021).

Discussion

Pendant la déglutition, les trois techniques ont montré une activité du cortex péricentral latéral, mais aussi d'autres aires du réseau de la déglutition : insula, cortex cingulaire, régions prémotrices. Les variations de cette activité étaient associées à la modalité du processus de déglutition (volontaire ou non) et à la substance utilisée (principalement de l'eau et de la salive). L'EEG se distingue par son utilisation dans l'étude approfondie de la structure en "petit monde" ("small worldness") du réseau neuronal de la déglutition et de ses variations physiologiques (JESTROVIĆ et al., 2015, 2016). C'est la technique pour laquelle l'analyse du signal semble la plus aboutie. Les études en MEG se distinguent par la précision de la localisation de l'activité cérébrale, souvent plus précise que l'IRMf. Il s'agit de la technique la plus utilisée et de nombreuses applications en contexte pathologique sont à signaler, en particulier les travaux de l'équipe de Dziejwas (DZIEWAS et al., 2005 ; SUNTRUP-KRUEGER et al., 2021 ; TEISMANN et al., 2008). La fNIRS se distingue par le faible nombre de répétitions d'une même tâche nécessaire, entre 10 et 20 (contre 50 pour les autres techniques). L'intérêt croissant pour cette technique reflète cette relative facilité d'utilisation. Elle se distingue aussi par ses utilisations potentielles en neurofeedback pour la rééducation de la dysphagie (S. KOBER & WOOD, 2014 ; S. E. KOBER et al., 2019).

En comparaison de l'EEG et de la MEG, la mise à jour met en avant l'augmentation actuelle de l'utilisation de la fNIRS dans l'évaluation de la physiologie et de la physiopathologie de la déglutition, ainsi que ses nouvelles applications, notamment dans l'évaluation de l'efficacité de la TMS dans la prise en charge de la dysphagie (DU et al., 2022 ; LIU et al., 2022).

Conclusion

En conclusion, l'EEG et la MEG sont les techniques les plus avancées, les plus précises et les plus maîtrisées, mais la fNIRS est la plus prête à l'emploi et la plus prometteuse sur le plan thérapeutique. En effet, des protocoles de rééducation par neurofeedback des capacités de déglutition sont déjà à l'étude, notamment par l'équipe de Kober et collaborateurs qui présente des résultats intéressants sur l'augmentation de la réponse hémodynamique corticale par les techniques d'imagerie mentale de la déglutition (S. E. KOBER et al., 2014 ; S. E. KOBER, GRESSENBERGER et al., 2015 ; S. E. KOBER et al., 2019). Le développement continu de ces techniques soutiendra et améliorera notre compréhension future du contrôle cérébral de la déglutition.

2.3 Article 1 : Les méthodes écologiques de mesures de l'activité cérébrale associée à la déglutition : Revue systématique de la littérature

Vous trouverez ci-après l'article dans sa forme publiée et le tableau complet des études incluses pour la revue systématique de la littérature. Ce tableau a été publié comme matériel supplémentaire.

Notre étude nous a permis d'orienter notre choix sur la méthode d'imagerie neurofonctionnelle adaptée à notre projet. Ce choix a été guidé par le fait que nous souhaitions utiliser un système permettant une utilisation lors d'un repas, ou toute situation regroupant de nombreuses tâches différentes, en l'occurrence, l'ensemble des fonctions du CAD. Si l'EEG et la MEG sont des techniques très précises, elles nécessitent un grand nombre de répétitions (une cinquantaine de répétitions) d'une même tâche pour pouvoir en analyser les résultats (cf. Tableau 3 de l'Article 1). Ce nombre semble peu compatible avec des tâches de déglutition répétées, ce d'autant que

nous souhaitions réaliser plusieurs tâches différentes. Le bruit induit par les mouvements est aussi reconnu comme important, ce qui peut en limiter l'utilisation lors d'un repas normal.

La fNIRS semblait permettre l'obtention de résultats avec un nombre moins important de répétitions d'une même tâche, une dizaine de répétitions semblant suffisantes dans certaines études sur la déglutition. Elle serait aussi moins sensible aux artefacts de mouvements. Notre choix s'est donc tourné vers cette technique.

Les principes et méthodologie de la fNIRS sont présentés après l'article à la section suivante 2.4, p96.

Lien de l'article en accès libre : <https://www.mdpi.com/2077-0383/11/18/5480/s1?version=1663500161>



Systematic Review

Can Swallowing Cerebral Neurophysiology Be Evaluated during Ecological Food Intake Conditions? A Systematic Literature Review

Yohan Gallois, Fabrice Neveu, Muriel Gabas, Xavier Cormary, Pascal Gaillard, Eric Verin, Renée Speyer and Virginie Woisard





Systematic Review

Can Swallowing Cerebral Neurophysiology Be Evaluated during Ecological Food Intake Conditions? A Systematic Literature Review

Yohan Gallois ^{1,2,*} , Fabrice Neveu ³, Muriel Gabas ⁴, Xavier Cormary ⁵, Pascal Gaillard ⁶, Eric Verin ⁷, Renée Speyer ^{8,9,10} and Virginie Woisard ^{1,11}

- ¹ Laboratory LNPL—UR4156, University of Toulouse-Jean Jaurès, 31058 Toulouse, France
 - ² ENT, Otoneurology and Pediatric ENT Department, Pierre Paul Riquet Hospital, University Hospital of Toulouse, 31059 Toulouse, France
 - ³ Independent Researcher, Swallis Medical, 31770 Colomiers, France
 - ⁴ Laboratory CERTOP—UMR CNRS 5044, Maison de la Recherche, University of Toulouse-Jean Jaurès, 31058 Toulouse, France
 - ⁵ Independent Researcher, 31600 Muret, France
 - ⁶ Laboratory CLLE CNRS UMR5263, University of Toulouse-Jean Jaurès, 31058 Toulouse, France
 - ⁷ Department of Physical and Rehabilitation Medicine, Rouen University Hospital, 76000 Rouen, France
 - ⁸ Department Special Needs Education, University of Oslo, 0318 Oslo, Norway
 - ⁹ Curtin School of Allied Health, Faculty of Health Sciences, Curtin University, Perth, WA 6102, Australia
 - ¹⁰ Department of Otorhinolaryngology and Head and Neck Surgery, Leiden University Medical Centre, 2333 ZA Leiden, The Netherlands
 - ¹¹ Voice and Deglutition Unit, Department of Otorhinolaryngology and Head and Neck Surgery, Larrey Hospital, University Hospital of Toulouse, 31059 Toulouse, France
- * Correspondence: gallois.y@chu-toulouse.fr; Tel.: +33-561772039



Citation: Gallois, Y.; Neveu, F.; Gabas, M.; Cormary, X.; Gaillard, P.; Verin, E.; Speyer, R.; Woisard, V. Can Swallowing Cerebral Neurophysiology Be Evaluated during Ecological Food Intake Conditions? A Systematic Literature Review. *J. Clin. Med.* **2022**, *11*, 5480. <https://doi.org/10.3390/jcm11185480>

Academic Editor: Lee Michael Akst

Received: 8 July 2022

Accepted: 16 September 2022

Published: 18 September 2022

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: Swallowing is a complex function that relies on both brainstem and cerebral control. Cerebral neurofunctional evaluations are mostly based on functional magnetic resonance imaging (fMRI) and positron emission tomography (PET), performed with the individual laying down; which is a non-ecological/non-natural position for swallowing. According to the PRISMA guidelines, a review of the non-invasive non-radiating neurofunctional tools, other than fMRI and PET, was conducted to explore the cerebral activity in swallowing during natural food intake, in accordance with the PRISMA guidelines. Using Embase and PubMed, we included human studies focusing on neurofunctional imaging during an ecologic swallowing task. From 5948 unique records, we retained 43 original articles, reporting on three different techniques: electroencephalography (EEG), magnetoencephalography (MEG) and functional near infra-red spectroscopy (fNIRS). During swallowing, all three techniques showed activity of the pericentral cortex. Variations were associated with the modality of the swallowing process (volitional or non-volitional) and the substance used (mostly water and saliva). All techniques have been used in both healthy and pathological conditions to explore the precise time course, localization or network structure of the swallowing cerebral activity, sometimes even more precisely than fMRI. EEG and MEG are the most advanced and mastered techniques but fNIRS is the most ready-to-use and the most therapeutically promising. Ongoing development of these techniques will support and improve our future understanding of the cerebral control of swallowing.

Keywords: cerebral activity; swallowing function; fNIRS; magnetoencephalography; electroencephalography

1. Introduction

The swallowing function is critical to ensure survival in all species, allowing both nutrition and airway protection. Its volitional and spontaneous coordination involves about 30 nerves and muscles [1], through three phases: the oral phase, the pharyngeal

phase and the esophageal phase. Each phase has its own neuromuscular structures with specific brainstem control centers. The peripheral motor function has been well-described by many authors through multiple techniques such as flexible endoscopy of swallowing, videofluoroscopy, pharyngo-esophageal manometry and cervical electromyography. Its brainstem reflexive regulation is also well-described in anatomical and neurofunctional studies [2,3]. Anatomical studies suggest that a swallowing central pattern generator is located in the nucleus ambiguus and retroambiguus in the medulla [1,4].

However, less is known about the central cortical regulation of swallowing. For many years, swallowing was thought to be a reflex action, it was believed to involve solely the brainstem. It was Hamdy et al.'s work using transcranial magnetic stimulation (TMS) and functional magnetic resonance imaging (fMRI) that suggested otherwise, resulting in TMS and fMRI being the new gold standard for neurofunctional explorations [5,6].

For instance, with fMRI, Martin et al. compared the cortical activation associated with the swallowing function and non-swallowing tongue motility [7]. They showed specific swallowing activation located in the lateral post central gyrus, the supra marginal gyrus, the cuneus and precuneus. Next, Luan et al. explored the connectivity of the complex swallowing network with fMRI, showing it to be bilateral and symmetrical [8].

Dysphagia is the symptomatic expression of swallowing difficulties. Its pathophysiological mechanisms are numerous, in accordance with the numerous structures involved in the swallowing function. Dysphagia can result from many different underlying diseases affecting either the muscles involved in swallowing or the neurological control of swallowing.

At the neurofunctional level, the results from previous neurological studies have limited value in the daily clinical evaluation of dysphagia and may not be easily generalizable from one subject to another, particularly in case of neurologic disease (dystonia) or in children. Indeed, MRI is not widely available, and, above all, the subject must be lying down, which is not a natural position for meals in adults. Moreover, motion artifacts highly impair fMRI results; thus, a prolonged immobility is required for good analysis. Therefore, subjects presenting with dystonia, uncontrolled movement or unable to lay down properly due to neurologic disease and children are not easy populations to perform fMRI, even if they would be of interest. Another neurofunctional imaging method, the positron emitting tomography (PET), shares similar drawbacks, in addition to its radiating nature that increases the risk of neoplastic diseases. Electroencephalography being an invasive technique, requiring a surgical placement over the cortex, it is also not adapted for the aforementioned situations and is reserved for patients undergoing cranial surgery. It appears that non-invasive non-radiating explorations of the cerebral activity would be of particular interest in the study of the swallowing function.

The present study aims to systematically review non-invasive non-radiating neurofunctional tools, other than fMRI and PET, that can be used to explore the cerebral activity during a food swallowing task occurring in a natural setting. Furthermore, we will describe their results in the light of possible applications in routine clinical assessments.

2. Materials and Methods

2.1. Protocol and Registration

We performed this literature review according to the preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses (PRISMA) statement [9]. The PRISMA statement guides researchers in their reports of systematic reviews. This protocol was registered on Prospero as ID 319150 (University of York, York, UK).

2.2. Data Sources and Search Strategies

We performed systematic literature searches from Embase (Elsevier, Amsterdam, Netherlands) and PubMed (MEDLINE, Bethesda, MD, USA). All publications prior to 30 September 2021 were included, with no limitations regarding publication dates. The

complete search strategies including both subject headings (e.g., MeSH and thesaurus) and free text terms are presented in Table 1.

Table 1. Search strategies.

| Database | Search Terms (Subject Headings and Free Text Words). | Number of Records |
|----------|---|-------------------|
| Embase | (Dysphagia/OR Swallowing/) AND (functional near-infrared spectroscopy/OR functional neuroimaging/OR spectrophotometry/OR spectroscopy/OR electroencephalogram/OR magnetoencephalography/OR automated pattern recognition/OR brain computer interface/OR brain blood flow/OR brain electrophysiology/OR brain mapping/OR brain metabolism/OR brain cortex/OR brain/OR computer assisted diagnosis/OR hemoglobin/OR deoxyhemoglobin/OR oxyhemoglobin/OR brain radiography/OR electroencephalography/OR hemodynamics/OR oxyhemoglobin/OR neurovascular coupling/OR brain computer interface/OR noninvasive brain-computer interface/OR fluorescence imaging/OR oxygen/) | 4259 |
| Pubmed | ("Deglutition"[Mesh] OR "Deglutition Disorders"[Mesh]) AND ("Functional Neuroimaging"[Mesh] OR "Spectroscopy, Near-Infrared"[Mesh] OR "Spectroscopy, Fourier Transform Infrared"[Mesh] OR "Proton Magnetic Resonance Spectroscopy"[Mesh] OR "Carbon-13 Magnetic Resonance Spectroscopy"[Mesh] OR "Dielectric Spectroscopy"[Mesh] OR "Photoelectron Spectroscopy"[Mesh] OR "Terahertz Spectroscopy"[Mesh] OR "Spectroscopy, Electron Energy-Loss"[Mesh] OR "Magnetic Resonance Spectroscopy"[Mesh] OR "Electron Spin Resonance Spectroscopy"[Mesh] OR "Spectrometry, Mass, Secondary Ion"[Mesh] OR "Single Molecule Imaging"[Mesh] OR "Nuclear Magnetic Resonance, Biomolecular"[Mesh] OR "Spectrometry, Mass, Matrix-Assisted Laser Desorption-Ionization"[Mesh] OR "Spectrometry, Mass, Fast Atom Bombardment"[Mesh] OR "Spectrum Analysis, Raman"[Mesh] OR "Mass Spectrometry"[Mesh] OR "Spectrometry, Fluorescence"[Mesh] OR "Spectrophotometry, Atomic"[Mesh] OR "Ultraviolet Rays"[Mesh] OR "Infrared Rays"[Mesh] OR "Terahertz Radiation"[Mesh] OR "Spectrophotometry"[Mesh] OR "Spectrophotometry, Ultraviolet"[Mesh] OR "Spectrophotometry, Infrared"[Mesh] OR "Spectrophotometry, Atomic"[Mesh] OR "Spectrometry, Fluorescence"[Mesh] OR "Electroencephalography"[Mesh] OR "Electroencephalography Phase Synchronization"[Mesh] OR "Electrocorticography"[Mesh] OR "Magnetoencephalography"[Mesh] OR "Pattern Recognition, Automated" [Mesh] OR "Brain-computer interfaces" [Mesh] OR "Brain mapping" [Mesh] OR "Brain Diseases, Metabolic, Inborn"[Mesh] OR "Cerebral Cortex"[Mesh] OR "Brain"[Mesh] OR "Brain/blood"[Mesh] OR "Brain/blood supply"[Mesh] OR "Brain/diagnostic imaging"[Mesh] OR "Brain/metabolism"[Mesh] OR "Diagnosis, Computer-Assisted" [Mesh] OR "Hemoglobins"[Mesh] OR "deoxyhemoglobin" [Supplementary Concept] OR "Oxyhemoglobins"[Mesh] OR "Electroencephalography Phase Synchronization"[Mesh] OR "Electrocorticography"[Mesh] OR "Hemodynamics"[Mesh] OR "Oxyhemoglobins"[Mesh] OR "Neurovascular Coupling" [Mesh] OR "Brain-Computer Interfaces"[Mesh] OR "Oxygen"[Mesh]) | 1968 |

Four reviewers participated in the two-step inclusion process. For every article, two reviewers filled each of the eligibility criteria and an excel function permitted to include/exclude each article according to these criteria to prevent errors of selection (e.g., inclusion in spite of the presence of an exclusion criteria). In case of divergent opinion, the reviewers discussed the article until they found a consensus. The selection process flowchart is shown in Figure 1.

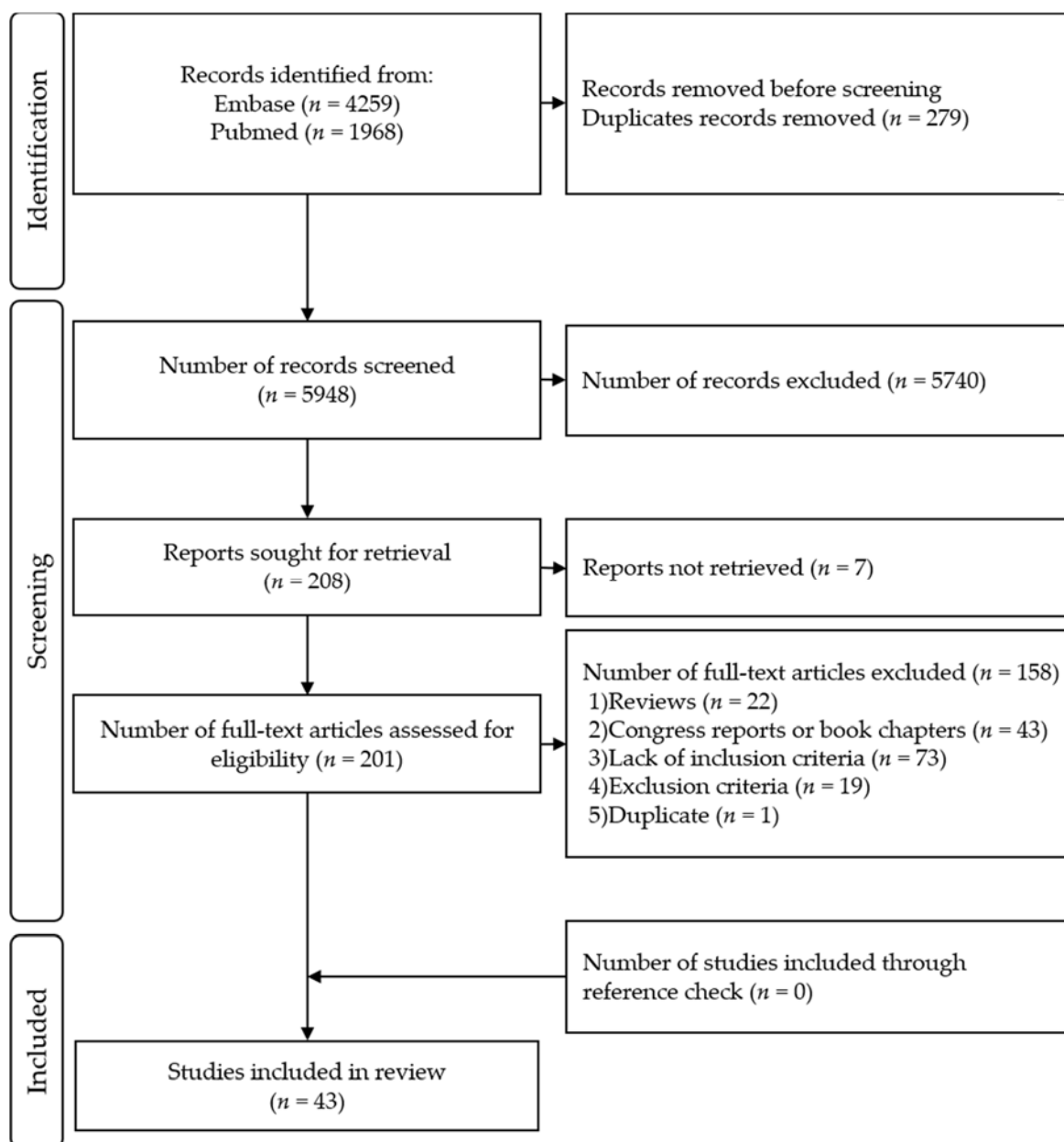


Figure 1. PRISMA Flow Diagram.

2.3. Eligibility Criteria

The first step of screening was based on titles and abstract reviewing. Inclusion criteria for this step were the following: studies reported on (1) swallowing function and/or dysphagia; (2) brain structures, (3) brain signals (4) with an “ecological” swallowing situation. “Ecological” refers to any food intake situation in a usual/natural position (seated or standing up) with no invasive evaluation method. Invasive (e.g., intracerebral electrodes) and/or radiating techniques (e.g., PET), inappropriate head or body positioning (e.g., laying down for MRI) were considered “non-ecological”. Studies using these methods, without any other eligible task or technique, were thus excluded. Only articles published in English or French were eligible.

Case reports, animal studies, reviews, congress papers, post-mortem or fetal studies and articles involving a technique that was clearly “non-ecological” were excluded.

The second step of inclusion was based on the full article reading. Inclusion criteria were slightly refined with the following additional criteria: (1) during task the subjects were requested to swallow and/or specifically focus on their swallow; (2) awake and alert

during task (excludes swallowing during sleep); (3) the meal position had to be stated (whether sitting or standing up); (4) the brain signal had to be clearly recorded during the swallowing task.

2.4. Methodological Quality, Level of Evidence, and Risk of Bias

Methodological quality assessment was rated by two independent researchers, after which a consensus was reached with the involvement of a third reviewer, when necessary. Two tools were used to assess the quality of the included articles. To assess their level of evidence, we used the National Health and Medical Research Council (NHMRC) Evidence Hierarchy, ranging from I (Systematic Review) to IV (Case Serie) [10]. To assess their methodological quality, we used the QualSyst critical appraisal tool published by Kmet et al. [11]. The QualSyst tool is a systematic and replicable assessment tool evaluating the methodological quality of a broad range of study designs. The Qualsyst has a three-point ordinal scoring system (yes = 2, partial = 1, and no = 0). The total Qualsyst score can be converted into a percentage score: strong quality for scores from 80 to 100%; good quality for 60 to 79%; adequate quality for 50 to 59%; and poor quality below 50% scores.

2.5. Data Extraction and Synthesis of the Results

Once studies were included and their quality was evaluated as sufficient (Qualsyst score above 50%), data across all studies was extracted. To achieve this, comprehensive data extraction forms were used, focusing on: the number of subjects and subjects characteristics (healthy versus dysphagic, their age, gender and hand lateralization); the neurofunctional method used, the number of channels/captors and cerebral coverage; the studied outcome parameters (type of tasks, bolus types and period of recording, e.g., swallowing preparation and/or execution) and statical analysis methods; and lastly, the authors principal conclusions. Geographic bibliometric data were also recorded.

We grouped the studies according to the technology used, as analysis methods vary according to the type of signal recorded. Motor imagery and direct pharyngo-esophageal stimulation without swallowing execution were not considered as part of the focus of this review. Results of the inclusions are presented below.

Based on studied population and performed tasks, we classified the studies as referring to “physiology” (classical swallowing condition in healthy subjects), “adaptive physiology” (modification of a specific characteristic of interest during the task in healthy subjects, such as body and head positioning or sensory stimulation), “pathology” (comparison between dysphagic population and healthy subjects) and “patho-physiologic” (if the study would fall under both “pathology” and “adaptive-physiology”).

Two triggering methods for the swallowing task were differentiated: non-volitional and volitional tasks. The non-volitional tasks, included both “provoked swallowing” (shunt of the oral phase) and “spontaneous swallowing”, whilst the volitional tasks, included both “cued swallowing” (investigator-driven or informatically driven) and “self-paced swallowing” (subject-driven).

2.6. Data Presentation and Analysis

The descriptive data is presented at a global level and per technique. When possible, we described numeric data using means, standard deviations and range (Mean \pm SD; Range), unless specified otherwise.

3. Results

3.1. Study Selection

A total of 5948 unique records were retrieved. Each of the four reviewers assessed 50% of all records. After title and abstract selection, 208 full-text articles were screened for eligibility, of those, 43 articles were included in this review (Figure 1). The list of the included articles and their methodological quality as evaluated by QualSyst are presented in Table 2. Their respective results are available in Tables S2–S4.

Table 2. Methodological quality rating according to the QualSyst critical appraisal tool [11] and the NHMRC level of evidence [10] of the 43 included articles.

| Technique | Reference | QualSyst (%) * | Methodology Quality * | NHMRC Level of Evidence ** |
|------------------------------|------------------------------|----------------|-----------------------|----------------------------|
| EEG | M. L. Huckabee 2003 [12] | 17/20 (85%) | Strong | IV |
| | T. Satow 2004 [13] | 18/20 (90%) | Strong | IV |
| | K. Hiraoka 2004 [14] | 15/22 (68%) | Good | IV |
| | T. Nonaka 2009 [15] | 19/22 (86%) | Strong | IV |
| | I. Jestrović 2014 [16] | 20/24 (83%) | Strong | IV |
| | I. Jestrović 2015 [17] | 19/22 (86%) | Strong | IV |
| | I. Jestrović 2016 [18] | 20/22 (91%) | Strong | IV |
| | M. Cuellar 2016 [19] | 18/22 (82%) | Strong | IV |
| | Y. Yuan 2017 [20] | 22/26 (85%) | Strong | III2 |
| | I. Jestrović 2018 [21] | 19/22 (86%) | Strong | IV |
| C. Restrepo 2020 [22] | 18/24 (75%) | Good | III2 | |
| MEG | R. Loose 2001 [23] | 16/22 (73%) | Good | IV |
| | S. Abe 2003 [24] | 14/22 (64%) | Good | IV |
| | R. Dziewas 2003 [25] | 18/22 (82%) | Strong | IV |
| | P. L. Furlong 2004 [26] | 18/22 (82%) | Strong | IV |
| | Y. Watanabe 2004 [27] | 16/20 (80%) | Strong | IV |
| | R. Dziewas 2005 [28] | 19/22 (86%) | Strong | IV |
| | I. K. Teismann 2007 [29] | 20/24 (83%) | Strong | IV |
| | I. K. Teismann 2008 [30] | 19/22 (86%) | Strong | III3 |
| | I. K. Teismann 2009 [31] | 21/24 (88%) | Strong | IV |
| | I. K. Teismann 2009 [32] | 20/22 (91%) | Strong | IV |
| | R. Dziewas 2009 [33] | 20/22 (91%) | Strong | III3 |
| | I. K. Teismann 2010 [34] | 20/22 (91%) | Strong | III3 |
| | I. K. Teismann 2011 [35] | 21/22 (95%) | Strong | III3 |
| | I. K. Teismann 2011 [36] | 21/22 (95%) | Strong | III3 |
| | S. Suntrup 2013 [37] | 21/22 (95%) | Strong | III3 |
| | S. Suntrup 2013 [38] | 27/28 (96%) | Strong | III1 |
| | S. Suntrup 2014 [39] | 21/22 (95%) | Strong | III3 |
| | S. Suntrup 2015 [40] | 26/28 (93%) | Strong | III1 |
| | S. Suntrup-Krueger 2018 [41] | 24/26 (92%) | Strong | II |
| P. Muhle 2021 [42] | 24/28 (86%) | Strong | IV | |
| S. Suntrup-Krueger 2021 [43] | 20/22 (91%) | Strong | IV | |
| fNIRS | S. E. Kober 2014 [44] | 20/22 (91%) | Strong | IV |
| | S. E. Kober 2015 [45] | 17/22 (77%) | Good | III3 |
| | S. E. Kober 2015 [46] | 23/28 (82%) | Strong | IV |
| | K. Inamoto 2015 [47] | 17/22 (77%) | Good | IV |
| | R. Mulheren 2016 [48] | 22/22 (100%) | Strong | IV |
| | R. Mulheren 2017 [49] | 22/24 (92%) | Strong | III2 |
| | E. Kamarunas 2018 [50] | 23/24 (96%) | Strong | IV |
| | S. E. Kober 2018 [51] | 21/22 (95%) | Strong | IV |
| | J. Lee 2018 [52] | 20/22 (91%) | Strong | III3 |
| | S. E. Kober 2019 [53] | 24/28 (86%) | Strong | III2 |
| M. Matsuo 2021 [54] | 17/22 (77%) | Good | IV | |

* Methodological quality: strong (>80%); good (60–79%); adequate (50–59%); and poor (<50%). ** NHMRC hierarchy: Level 1, systematic reviews; level II, randomized control trials; level III-1, pseudo-randomized control trials; level III-2, comparative studies with concurrent controls and allocation not randomized (cohort studies), case control studies, or interrupted time series with a control group; level III-3, comparative studies with historical control, two or more single-arm studies, or interrupted time series without a control group; level IV, case series.

3.2. Neurofunctional Imaging Techniques

We identified three techniques used in neurofunctional swallowing assessment that were both non-invasive, non-radiating and usable in standard meal positions: electroencephalography (EEG), magnetoencephalography (MEG) and functional Near Infrared Spectroscopy (fNIRS). A total of 21 (50.0%) articles focused on MEG, 11 (26.2%) on fNIRS and 10 (23.8%) on EEG. Table 3 summarizes the complete Supplementary Table S1 as a presentation of each method’s technical characteristics in comparison to fMRI, the Gold Standard of functional neuroimaging. A detailed report on the contributions provided by each technique, with regards to the cerebral activity during swallowing, will be provided. The results will be presented according to the methods, analyses and limitations of each technique.

Table 3. Technical characteristics of EEG, fNIRS, MEG, methodology, swallowing sequences and measure of interest as reported in the included studies, compared to fMRI. See Supplementary Table S1 for the complete results.

| Technique and Signal Type | Spatial and Temporal Resolutions | Studied Phase of Swallowing Act | Type of Analyses ^a (Number of Studies) | Median Time Window from Swallowing Act Onset (ms) [Start:End] | Task Iterations (Min-Max) | Regions of Interest ^c |
|---|----------------------------------|---------------------------------|---|---|---------------------------|--|
| EEG Whole head cerebral electrical activity | 1 mm 200–500 Hz | Preparation | Topographic (n = 3) | –5000: +1000 | 50–480 | Cz, Fz, FCz, Pz, |
| | | | Topographic (n = 1) | –1024: 0 | 20 | P3, P4, C3, C4, F4, T5, T5 |
| | | | Topographic (n = 1) | –1500: +1000 | 50 | C3, C4, Cz |
| | | Preparation and execution | Network micro-architecture (n = 4) | - | 5 | Whole head |
| fNIRS Targetted optical hemoglobins concentrations HDR | 2–3cm 7–50Hz (HDR > 1 s) | Execution | Topographic (n = 1) | –1000: +3000 | 80 | C3, C4,Cz |
| | | | Topographic (n = 6) | –5000: + 37,500 | 3–30 | Caudal pericentral Cx PMC, SMA, PFC |
| | | | Topographic (n = 5) | –5000: +25,000 | 10–20 | Inferior frontal gyrus |
| | | Preparation | Tomographic (n = 2) | –2500: +500 | 30–50 | Whole head Cingulate gyrus SMA Insula Inferior frontal gyrus |
| | | Preparation and execution | Tomographic (n = 16) | –3000: + 2000 | 40–100 | Whole head Pericentral Cx PMC, SMA, PFC Parietal Cx Insula |
| | | Execution | Topographic (n = 1) Tomographic (n = 2) | –500: +1500 0 | 100 20–100 | Whole head: No result Whole head Pericentral Cx Parietal Cx |
| MEG Whole head cerebral electro-magnetic activity | 1 mm 400–600 Hz | Preparation and execution | Topographic (n = 1) | –500: +1500 | 100 | Whole head: No result |
| | | Execution | Tomographic (n = 2) | 0 | 20–100 | Whole head Pericentral Cx Parietal Cx |

Table 3. *Cont.*

| Technique and Signal Type | Spatial and Temporal Resolutions | Studied Phase of Swallowing Act | Type of Analyses ^a (Number of Studies) | Median Time Window from Swallowing Act Onset (ms) [Start:End] | Task Iterations (Min-Max) | Regions of Interest ^c |
|--|----------------------------------|---------------------------------|---|---|---------------------------|--|
| fMRI ^b Whole head BOLD signal HDR | 3–5 mm 14.5 Hz (HDR > 1 s) | Preparation and execution | Tomographic | - | 10 | Primary sensorimotor Cx, PMC, SMA, PFC, Heschl's gyrus, cingulate gurus, insula, Broca's areas, superior temporal gyrus, precuneus |

BOLD: Blood oxygen level dependent; Cx: Cortex; HDR: Hemodynamic response; PFC: Prefrontal cortex; PMC: Premotor cortex; SMA: Supplementary motor area;^a A topographic analysis is limited to the superficial cortical layer, whereas a tomographic method can explore deeper structures (e.g., grey nuclei, insula, cingulum).^b fMRI data as reported in reviews by Malandraki et al. [55] and Ludlow et al. [1,4].^c The region of interest is defined based on the technique data reported in the included studies. Only the most relevant electrode/channels/areas across studies were reported. For MEG studies, the whole head coverage was reported as necessary to calculate the source of the activity. For details and equivalence between the 10–10 system, Brodmann areas and gyrus, see Supplementary Tables S2–S4.

3.3. Quality Assessment

According to the QualSyst score [11], 36 studies displayed a strong methodology (EEG: 9; MEG: 19; fNIRS: 8) and the remaining 7 had good methodology (EEG: 2; MEG: 2; fNIRS: 3).

Based on NHMRC evidence hierarchy [10], 1 MEG study was classified as level II (“Randomized control trial”), 2 MEG studies as level III-1 (“Pseudo randomized control trial”); 4 studies (EEG: 2; fNIRS: 2) were classified as level III-2 (“Comparative studies with concurrent controls and allocation not randomized [cohort studies], or case control studies”); 9 studies (MEG: 7; fNIRS: 2) were classified as III-3 (“Comparative studies with two or more single-arm studies”); 27 studies (EEG: 9; MEG: 11; fNIRS: 7) were classified as level IV (“Case series”). The full quality evaluation is displayed in Table 2.

Since no studies were found to be of poor quality, all 43 eligible studies were included. On the whole, all the studies selected were assessed as being of good quality; however, the majority of studies displayed a relatively low level of evidence (mostly level III and IV, see Table 2).

3.4. Bibliometric Data

Regardless of the technique used, multiple teams are involved in natural neurofunctional evaluation of swallowing, mainly in Europe, North America and Asia. We found 6 international collaborations. EEG is most used in the USA (N = 6) and Japan (N = 3), and we noted 1 collaboration between USA and Japan, and 1 between USA and Austria. MEG is the most used technique, mostly in Germany (N = 18). Germany had 2 collaborations, 1 with the United Kingdom and 1 with Canada. fNIRS has been the most experimented in Austria (N = 5) and Japan (N = 4). One collaboration between Austria and Germany was noted. The worldwide study distribution is displayed in Figure 2.

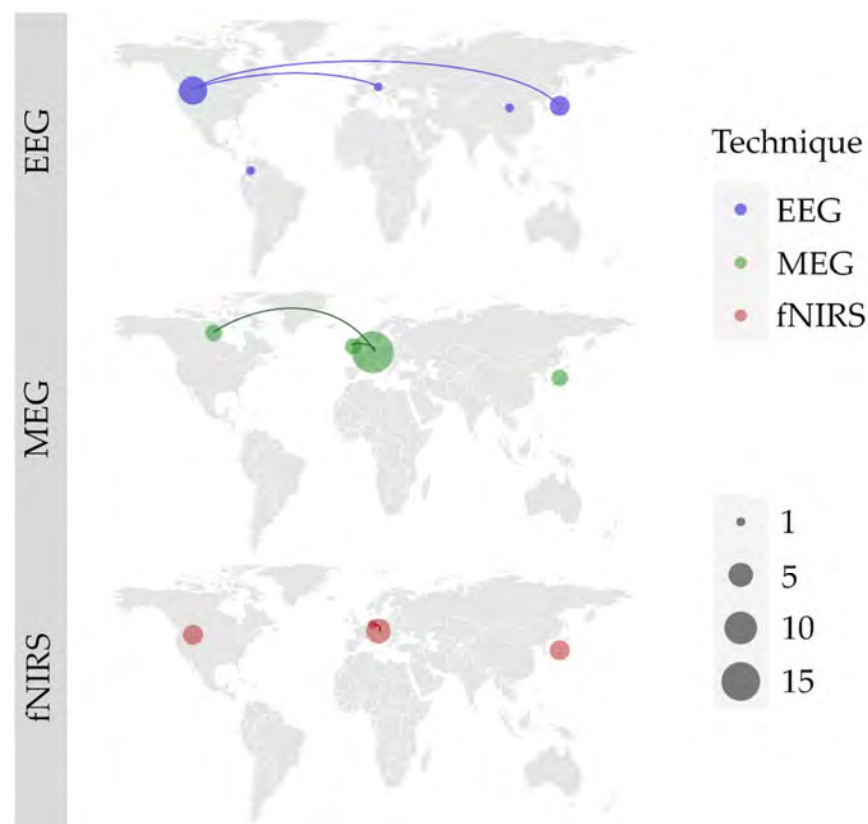


Figure 2. World locations of author’s affiliations, and collaborations (lines) between research teams for each of the three identified techniques: electroencephalography (EEG); magnetoencephalography (MEG); functional near infrared spectroscopy (fNIRS). Size of the point represents the number of articles published by each and every country.

EEG and MEG studies have been published since the 2000s, while most of fNIRS studies date from the mid 2010s as fNIRS is a younger technology (Figure 3).

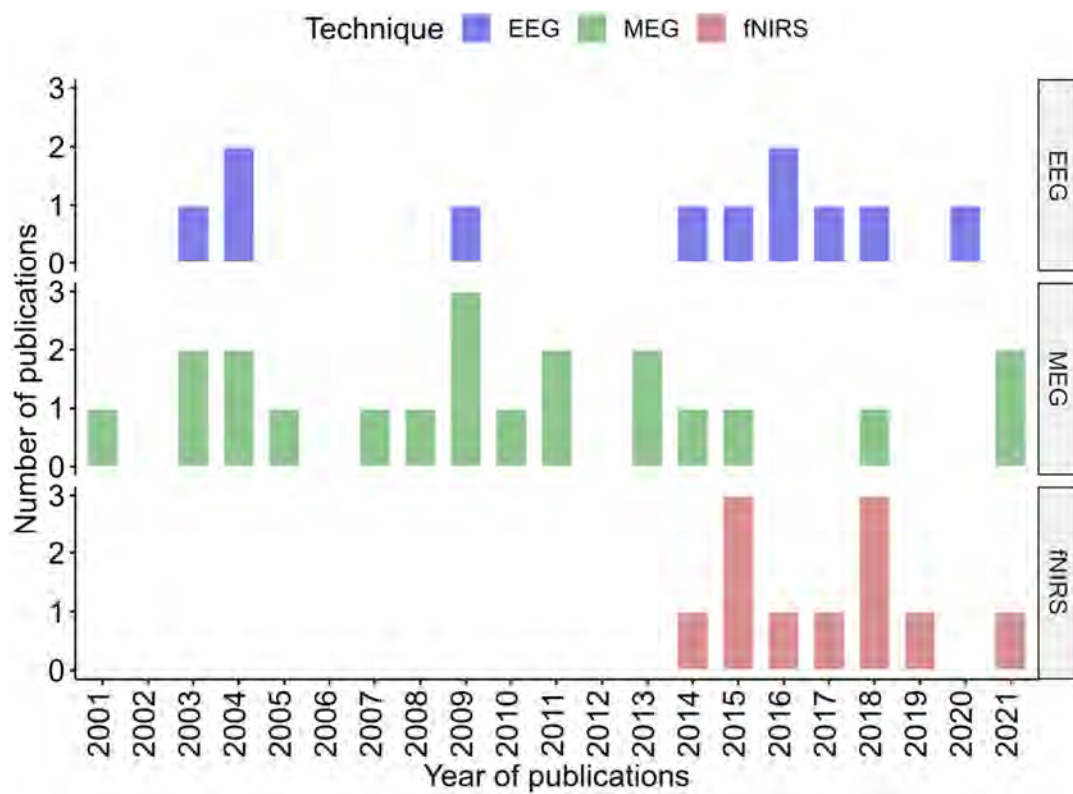


Figure 3. Distribution timeline, in years, of all included publication for each technique.

3.5. Participants

Amongst the 43 studies, the mean number of participants was 17.5 ± 13.4 , ranging from: 3 to 55 (EEG: 24.8 ± 20.1 ; Range= 7–55; MEG: 14.2 ± 9.2 ; Range= 3–44; fNIRS: 16.5 ± 9.8 ; Range = 6–43). Only 10 studies included 20 subjects or more (23.3%) [16–19,35–38,53], 31 studies included between 5 and 19 subjects (72.1%) [12–15,20–22,25–34,39–52], and the 2 studies that had less than 5 subjects (4.7%) [23,24] were the first published on this topic.

A total of 32 (74.4%) studies focused on healthy subjects [12–19,21,23–29,31,32,34,38,40, 42–44,46–51,53,54], 10 studies (23.3%) included both healthy and dysphagic subjects [20,22,30,33,35–37,39,45,52] and 1 study (2.3%) focused on only dysphagic subjects [41]. Table S1 displays these data per technique.

Only one EEG study focused on children aged from 10 to 13 years [22]. All other studies focused on adult subjects, aged between 18 and 80 years. More details can be seen in Table S1.

Regarding gender distribution, 7 (16.3%) studies did not display this data [14,17,18,24,27,33,41] and 1 study (2.3%) seemed to present a mistake describing “14 females and 7 females” [54]. Among the other 35 (81.4%) studies, gender distribution was slightly unbalanced, with a total of 268 females (F) and 305 males (M), with notably more women in fNIRS studies (97F/77M) and more men in MEG studies (101F/153M).

Hand lateralization can affect cortical activity distribution and should be recorded in studies on cortical activity. However, 17 studies (39.5%) did not present this data [16–18,21,22,30,33,37,39,41–43,46,47,50,52,53]. The 26 (60.5%) other studies focused mainly on right-handed subjects. Throughout these studies, only three ambidextrous subjects from three different studies [19,35,36] and one left-handed subject [35] were included. Unfortunately, their individual results were not specifically described. Therefore, further conclusions might be applicable only to right-handed subjects.

A quarter of studies (11, 25.6%) explored dysphagic subjects, either alone ($n = 1$; 2.3%) [41] or compared to healthy controls ($n = 10$; 23.3%) [20,22,30,33,35–37,39,45,52]. Looking at dysphagic subjects in more detail, they suffered from different diseases and conditions, including: stroke [20,35,45,52], Parkinson's disease [37], amyotrophic lateral sclerosis [36], Kennedy disease [33], botulism [30], anterior open bite [22] and functional dysphagia [39].

3.6. Types of Studies

The study types were the following: 17 (40%) “physiology” studies (5 EEG, 7 MEG, 5 fNIRS); 15 (35%) “adaptive physiology” studies (4 EEG, 7 MEG, 4 fNIRS), 2 (5%) “patho-physiology” (1 EEG, 1 fNIRS), and 9 (21%) “pathology” studies (1 EEG, 1 fNIRS, 7 MEG). More specifically, “adaptive physiology” focused on the effects of different conditions: differences in age [34,53], bolus viscosity [16,18], head positioning [17,18], bolus volume [21], distractors [21], taste [48], tactile stimulations [29,31,40,42,43,49], neurofeedback [46] and transcranial direct current stimulation (tDCS) [38,42]. The 2 “patho-physiology” studies focused on the effect of tDCS [20] and the taste perception differences [52] between stroke patients and healthy subjects.

The studies looked at different phases of the swallow. A total of 6 (14%) studies focused specifically on swallowing preparation (4 EEG, 2 MEG), 15 (35%) specifically on execution (1 EEG, 3 MEG, 11 fNIRS), and 22 (51%) focused on both (6 EEG, 16 MEG).

When studying the cortical activity of swallowing, the different types of boluses evaluated are of importance. The majority of studies evaluated swallowing with liquids (29 studies = 67%), or saliva (8 studies = 19%), or both (3 studies = 7%). The remaining study (2%) focused on solids through the swallowing of cucumber. The swallowing of liquids was mostly assessed with water in all but one study. The effect of viscosity on the swallow was also reported in 2 studies [16,18], using honey or nectar. Furthermore, one study used flavored jellies [52]. It is of note that taste, more than swallowing itself, was the major point of interest in two studies using water [43] or jelly [52].

The type of swallowing trigger can also influence the observed cortical activity. In terms of triggered swallow, 34 studies (79%) focused on self-paced, 7 studies (16%) on cued, 2 studies (5%) on spontaneous and 2 studies (5%) on provoked swallowing. Three studies compared different triggers: self-paced versus cued swallowing [15], cued versus provoked swallowing [20] and self-paced versus provoked swallowing [25].

See Tables 4–6 and their respective extended versions, Supplementary Tables S2–S4 for each study details.

Table 4. EEG studies data. See complete version in Supplementary Table S2.

| EEG Reference | Objectives | Tasks and/or Conditions (Bold: Eligible for the Review) | Review Conclusions | Locus of Interest 10-10 System ^a |
|--------------------|--|--|---|---|
| Physiology | | | | |
| Huckabee 2003 [12] | To evaluate the role of the cerebral cortex in the motor planning and initiation of deglutitive behavior, focusing on Bereitschaftspotential (BP) To investigate whether the act of swallowing utilizes cortical motor planning under the condition of volitional swallowing. | Task 1: Self-paced breathing 5 s pause-before volitional saliva swallowing “with effort” Task 2: Finger press movement | Swallowing evokes a 1 phase BP that can be measured on Cz, FCz, FC1z, FC2z Trend for lower amplitude for swallowing at 4 time points ($p < 0.10$) BP for finger tapping was not significantly earlier than for swallowing. No lateralization | Cz FCz FC1z FC2z |
| Satow 2004 [13] | To clarify whether the hemispheric dominance can be determined in the preparatory period of swallowing or not. | Task 1: Self-paced 2–3 mL water swallowing Task 2: Tongue protrusion | Earlier BP with swallowing ($p = 0.012$), maximum at vertex midline (Cz) during the [−3000 ms:0 ms] time window. No lateralization. | Cz |
| Hiraoka 2004 [14] | To differentiate among the cortical activities of motor preparation, execution, and regulation of swallowing using Movement Related Cortical potentials (MRCPs) To document the MRCPs associated with saliva and water swallowing | Task 1: Self-paced volitional saliva swallowing Task 2: Self-paced volitional water swallowing from glass in right hand (with 10s rest between infusion and swallowing) | MRCP/BP amplitude is greater with saliva than water ($p = 0.035$) and can be measured on C3, C4 and CZ within a [−1500 ms:0 ms] time window. Positive potential amplitude during execution is greater with water than saliva ($p = 0.048$) and can be measured on C3, C4 and CZ within a [0 ms:1000 ms] time window. No lateralization. | C3 C4 Cz |
| Nonaka 2009 [15] | To compare the waveforms of contingent negative variation (CNV) associated with the command swallowing task with those of movement related cortical potential (MRCP) associated with the volitional (self-paced) swallowing task in healthy adults. To elucidate the effects of human swallowing training on brain activities preceding the onset of swallowing. | Task 1: Self-paced breathing 4–6 s pause-preceded volitional saliva swallowing “with effort” Task 2: Auditory cued Breathing 4 s pause-preceded saliva swallowing task | Negative preparatory potentials (CNV and MRCP) can be measured on Fz, Cz, Pz, C3, and C4 (mostly Cz and Fz) up to 2 s before the swallowing muscular movement. Their onset time depends on the task type (cued or volitional). CNV amplitude stronger than MRCP amplitude ($p < 0.01$) Stronger CNV at Cz ($p < 0.05$) | Fz Cz Pz C3 C4 |
| Cuellar 2016 [19] | To use Independent Component Analysis (ICA) to identify bilateral sensorimotor mu components and infrahyoid muscle components in the primarily reflexive pharyngeal and esophageal phases of swallowing and a voluntary tongue-tapping task To use event-related spectral perturbation (ERSP) to provide measures of sensorimotor activity across time that can be referenced to infrahyoid muscle activity. To validate further use of this non-invasive means of measuring neural responses. | Task 1: Visually cued self-administered 5 mL water swallowing Task 2: Tongue tapping | Swallowing execution evokes bilateral Mu ERD rhythm localized in BA4 and BA6 with right lateralization and can be measured in a [0 ms:2000 ms] time window in α and β bands | C3 C4 Cz |

Table 4. *Cont.*

| EEG Reference | Objectives | Tasks and/or Conditions (Bold: Eligible for the Review) | Review Conclusions | Locus of Interest 10-10 System ^a |
|---------------------|--|--|--|---|
| Jestrovic 2014 [16] | To investigate the stationarity of the EEG signal during swallowing and the effect of sex, age, different brain regions, and the viscosity of the swallowed liquids. | Adaptive physiology | | |
| | | Task 1: Self-paced Saliva swallowing | | |
| | | Task 2: Self-paced water (1 cp) swallowing from cup | Whole head EEG shows that swallowing signal is non-stationary and needs specific methods to be studied. | |
| | | Task 3: Self-paced honey (150 cP) swallowing from cup | INS increase with viscosity and is the highest with saliva ($p < 0.01$). Male participants exhibited higher non-stationarity ($p < 0.01$), except for water swallows. | na |
| Jestrovic 2015 [17] | To compare the small-world properties of brain networks for swallowing in two head positions: the neutral or natural position, and the chin-tuck head position, | Task 4: Self-paced nectar (400 cP) swallowing from cup | | |
| | | Task 1: Self-paced saliva swallowing neutral position | Neutral and chin tuck position swallowing networks display small-world characteristics and seems to differ for some features (e.g., clustering coefficient and characteristic path length). Differences are found in α (inhibitory cognitive and motor tasks) and γ bands (performance of cognitive and motor tasks) | na |
| | | Task 2: Self-paced saliva swallowing chin-tuck head position | | |
| | | Task 1: Self-paced water (1 cP) swallowing | | |
| Jestrovic 2016 [18] | To compare the brain networks in term of small world properties, according to swallowing of various fluid viscosities, as well as between swallowing in the neutral and chin-tuck head positions | Task 2: Self-paced nectar (150 cP) swallowing | | |
| | | Task 3: Self-paced honey (400 cP) swallowing | | |
| | | Task position A: Self-paced neutral position swallowing (with either aforementioned thickness) | Significant differences in the brain networks in terms of clustering coefficient, characteristic path length and small-worldness depending on the bolus thickness (in α , β , γ , δ , θ bands, $p < 0.05$) and the head position (α , β , γ band, $p < 0.05$) | na |
| | | Task position B: Self-paced chin-tuck position swallowing (with either aforementioned thickness) | The functional brain network activated during swallowing has small-world properties. | |
| Jestrovic 2018 [21] | To investigate the effects of external distraction on brain activity during swallowing. | Adaptive physiology | | |
| | | Task 1/Condition 1: Self-paced 1 mL water swallow without distractor | | |
| | | Task 1/Condition 2: Self-paced 1 mL water swallow with distractor | Significant differences in the brain networks in terms of: clustering coefficient, characteristic path length and small-worldness depending on the presence of distractors and the swallowed volume (in α , β , γ , δ , θ bands, $p < 0.05$) | |
| | | Task 2/Condition 1: Self-paced 5 mL water swallow without distractor | The brain network is different for no-distraction swallowing compared with the brain network constructed during swallowing with distraction | na |
| Jestrovic 2018 [21] | | Task 2/Condition 2: Self-paced 5 mL water swallow with distractor | | |
| | | Task 3/Condition 1: Self-paced 10 mL water swallow without distractor | These results showed differences in the swallowing of boluses of various volumes in all frequency bands of interest. | |
| Jestrovic 2018 [21] | | Task 3/Condition 2: Self-paced 10 mL water swallow with distractor | | |

Table 4. Cont.

| EEG Reference | Objectives | Tasks and/or Conditions (Bold: Eligible for the Review) | Review Conclusions | Locus of Interest 10-10 System ^a |
|---------------|---|---|---|---|
| | | Patho-Physiology | | |
| | | Task 1: Auditory cued volitional water swallowing pre-tDCS | Regardless of tDCS Physiology: Volitional water swallowing increases ApEn in F4, C4, P3, P4, and T5 ($p < 0.01$) Reflexive swallowing increases ApEn in C4 ($p < 0.01$) Pathology: Volitional water swallowing did not modify ApEn Reflexive swallowing increased ApEn in left-sided regions (C3, P3, T5) | P3 P4 C3 C4 F4 T5 T5 |
| | | Task 2: Transnasally provoked water swallowing pre-tDCS | | |
| | To investigate the effect of tDCS on swallowing apraxia and cortical activation in stroke patients | Task 1 post-tDCS: Auditory cued water volitional swallowing | | |
| | | Task 2 post tDCS: Transnasally provoked water swallowing transnasally | | |
| | | Task 3: Rest pre-tDCS and post-tDCS | | |
| | | Pathology | | |
| | | Task 1: AOB group-10 s self-paced swallowing from glass of water | | |
| | | Task 1: Non-AOB group-10 s self-paced swallowing from glass of water | There was no difference between the two groups for the swallowing execution | |
| | | Task 2: AOB group-50 s phonation task | The only difference was found during the rest task between the two groups on C3 and C4 electrodes with a higher left-sided activity in the AOB group in α/θ band ($p = 0.05$) and on α band ($p = 0.02$). | Rest: C3 C4 |
| | | Task 2: Non-AOB group-50 s phonation task | | |
| | | Task 3: AOB group—Rest | | |
| | | Task 3: Non-AOB group-Rest | | |

AOB: Anterior open bite; BF: Bereitschaftspotential; CNV: Contingent Negative Variation; MRCP: Movement correlated cortical potential, contains Bereitschaftspotential and Negative slope; Na: not available; NF: Neurofeedback; NS: non significant; R/L: Right/Left; tDCS: Transcranial Direct-Current Stimulation; Bold text in objectives and tasks reflects the parts included in our review. ^a Correspondence between 10-10 system, Brodman areas and anatomical gyri are available in Supplementary Table S2. They were performed according to the article data but also Scrivener and Reader 2022 [56], Okamoto 2004 [57] and <http://bioimagesuite.com> (based on Lacadie et al. 2008 [58], accessed on 22 April 2022) when coordinates were available.

Table 5. fNIRS studies data. See complete version in Supplementary Table S3.

| fNIRS Reference | Objectives | Tasks and/or Conditions (Bold: Eligible for the Review) | Review Conclusions | Locus of Interest Anatomical Gyri ^a |
|---------------------|---|---|--|---|
| Physiology | | | | |
| Kober 2014 [44] | To examine cortical correlates of motor execution and imagery of swallowing using NIRS. | Task 1: Self-paced volitional 5–6 water swallowing through oral tube Task 2: Self-paced motor imagery of 5–6 swallowing through oral tube | Swallowing activity localized in the bilateral inferior frontal gyri, measured within a [0 ms:+25,000 ms] time window ($p < 0.05$) | Inferior frontal gyrus Pars opercularis |
| Inamoto 2015 [47] | To examine cerebral blood volume dynamics during volitional swallowing using multi-channel fNIRS To identify the specific regions of the cerebral cortex that exhibited activation. | Task: Orally cued 5 mL water swallowing | Using the OxyHb concentration changes, it is possible to visualize the swallowing cortical evoked CBF in the posterior frontal region and its surroundings ($p < 0.05$) | Precentral gyrus Postcentral gyrus Superior temporal gyrus Middle temporal gyrus Left middle frontal gyrus Inferior frontal gyrus Supramarginal gyrus |
| Kamarunas 2018 [50] | To determine the timing and amplitude characteristics of cortical activation patterns in the right and left precentral motor and postcentral somatosensory regions during spontaneous reflexive saliva swallows using fNIRS. | Task: Spontaneous swallowing during rest without instruction | In the four region, the mean peak times are situated during the [3–4 s] interval (early response) and during the [13–22.5 s] interval (late response). Spontaneous not cued swallowing evokes an early cortical response peak during the [0;8 s] period. Left S1 response was the earliest at onset (-2 s, $p < 0.008$) with stronger responses. This response is non-significantly followed by responses of right M1, right S1 and last left M1. Spontaneous un-cued swallowing evokes a late cortical response [8–35 s]. Time course across the regions was not significant for the late peak. The strongest HbO ₂ change were found in left S1 in comparison to left M1 ($p < 0.005$) regions during the early peak The four regions' activity seems independent, as activity correlations were insufficient, with the strongest correlations between left S1 and right M1 ($r = 0.63$) and both M1 ($r = 0.63$) | Precentral gyrus (M1) Postcentral gyrus (S1) |
| Physiology | | | | |
| Kober 2018 [51] | To investigate whether NIRS is sensitive enough to reveal differences in the hemodynamic response over the bilateral IFG between swallowing saliva and water in healthy adults. To compare the hemodynamic response over the two hemispheres | Task 1: Self-paced volitional 5 to 6 water swallowing through oral tube Task 2: Self-paced volitional 5 to 6 saliva swallowing | Strongest swallowing evoked response is located bilaterally in the inferior frontal region in pars opercularis (False discovery rate, $p < 0.10$) Differences between water and saliva with higher oxyHb responses for saliva ($p < 0.05$) | Inferior frontal gyrus Pars opercularis |
| Matsuo 2021 [54] | To investigate the cerebral hemodynamics associated with the MI and ME of a self-feeding activity with chopsticks | Task 1: Stopwatch-cued volitional cucumber eating with chopsticks Task 2: Assistant orally cued motor imagery of cucumber eating with chopsticks | Swallowing execution evokes a typical oxyHb HDR in SMC, PFC and pre-SMA and a oxyHb decrease in SMA and PMA between [5:25 s] after onset ($p < 0.05$) | PMC Pre-SMA, SMA Sensorimotor Cx PFC |

Table 5. *Cont.*

| fNIRS Reference | Objectives | Tasks and/or Conditions (Bold: Eligible for the Review) | Review Conclusions | Locus of Interest Anatomical Gyri ^a |
|---------------------|--|---|--|---|
| Adaptive physiology | <p>To address the question whether both hemodynamic parameters of fNIRS, oxy- and deoxy-Hb, can be modulated voluntarily by means of real-time neuro-feedback (NF), when participants imagine swallowing.</p> <p>To study the effects of NIRS-based NF training on swallowing related brain activation patterns, measuring the cortical correlates of ME and MI of swallowing before and after NF training.</p> | <p>Task 1: Before NF Self-paced volitional 5 to 6 water swallowing through oral tube before NF</p> <p>Task 1: After NF Self-paced volitional 5 to 6 water swallowing through oral tube</p> <p>Task 2: Before NF—Self-paced motor imagery of 5 to 6 swallowing through oral tube</p> <p>Task 2: After NF—Self-paced motor imagery of 5 to 6 swallowing through oral tube</p> | <p>Strongest swallowing evoked response is located bilaterally in the inferior frontal region and measured in a [0 ms:+25,000 ms] time window ($p < 0.01$)</p> <p>This response can be enhanced after deoxyHb Neurofeedback ($p < 0.05$)</p> | <p>Inferior frontal gyrus</p> |
| Mulheren 2016 [46] | <p>To determine whether swallowing function and hemodynamic responses differ in response to different tastes (sour and/or sweet) with mediation by genetic taster status.</p> | <p>Task 1: Self-paced swallowing 3 mL bolus medium sour</p> <p>Task 2: Self-paced swallowing 3 mL bolus strong sweet swallowing</p> <p>Task 3: Self-paced swallowing 3 mL bolus deionized water swallowing</p> <p>Task 4: Self-paced swallowing 3 mL bolus sour + water infusion (0.08 L/min) swallowing</p> <p>Task 5: Self-paced swallowing 3 mL bolus deionized + water infusion (0.08 L/min) swallowing</p> | <p>Swallowing evoked an early activity peak between [2–7 s] in M1, S1 and SMA that is not influenced by the taste ($p < 0.05$)</p> <p>[17–22 s] influenced by the taste, the highest activity being obtained with sour taste ($p < 0.05$)</p> <p>The oxyHb of the bilateral M1, S1 and SMA were similar during the early peak</p> <p>During the late peak, oxyHb was significantly greater in M1 and in S1, but was similar in SMA and the dummy region ($p < 0.05$)</p> | <p>Precentral gyrus (M1) Postcentral gyrus (S1) SMA</p> |
| Adaptive physiology | <p>To study the effects of different cervical vibrations protocols (different frequencies, either continuous or pulsed) on:</p> <ul style="list-style-type: none"> -the fundamental frequency of the voice during stimulation in comparison with voicing without stimulation. -the regulation of brain stem control of swallowing through the swallowing frequency. -the cortical swallowing network on fNIRS recordings during stimulation epochs <p>To compare the cortical effects of vibratory stimulation during stimulation or between stimulation periods during 20-min stimulation conditions in comparison with sham conditions.</p> | <p>Condition 1: Spontaneous Swallowing during 10 s cervical vibratory stimulation (8 different frequency conditions) 0–30 s without instruction</p> <p>Condition 2: Spontaneous Swallowing after 10 s cervical vibratory stimulation (8 different frequency conditions) 30–45 s without instruction</p> <p>Condition 3: Spontaneous Swallowing during sham stimulation 0–30 s without instruction</p> <p>Condition 4: Control cortical activity during 10 s vibration (regardless of swallowing)</p> | <p>Early HDR [4:7 s] detected in both M1 and S1 and late activity [14:17 s]</p> <p>Activity increased in both early and late response with vibrations compared to sham, with varying lateralization $p < 0.05$</p> | <p>Precentral gyrus (M1) Postcentral gyrus (S1)</p> |

Table 5. *Cont.*

| fNIRS Reference | Objectives | Tasks and/or Conditions (Bold: Eligible for the Review) | Review Conclusions | Locus of Interest Anatomical Gyri ^a |
|-------------------------|--|--|---|---|
| Kober 2019 [53] | <p>To compare the trainability of hemodynamic parameters between healthy young and older individuals within one neurofeedback training session.</p> <p>To investigate if NIRS signal change during executing and imagining swallowing movements is comparable between young and older individuals when no real-time feedback of brain signals is provided.</p> | <p>Task 1: Young group—Self-paced volitional 5 to 6 saliva swallowing before NF</p> <p>Task 1: Older group—Self-paced volitional 5 to 6 saliva swallowing before NF</p> <p>Task 2: Young group—Self-paced motor imagery of 5 to 6 saliva swallowing before NF</p> <p>Task 2: Older group—Self-paced motor imagery of 5 to 6 saliva swallowing before NF</p> | <p>During the swallowing task oxyHb was significantly greater on the left IFG than on the right IFG in the 2 groups ($p < 0.05$).</p> <p>No significant difference between young and older subjects (slightly stronger response in younger subjects)</p> | <p>Inferior frontal gyrus Pars opercularis</p> |
| Patho-physiology | | | | |
| Lee 2018 [52] | <p>To investigate prefrontal cortex activity using NIRS, in healthy volunteers and dysphagia patients during swallowing of sweetened/unsweetened and flavored/unflavored jelly</p> <p>To determine if taste and flavor stimuli modulate prefrontal cortex function in dysphagia patients.</p> | <p>Task 1: Self-paced swallowing of unflavored/unsweetened 2 mL jelly by straw</p> <p>Task 2: Self-paced swallowing of unflavored/sweetened 2 mL jelly by straw</p> <p>Task 3: Self-paced swallowing of flavored/unsweetened 2 mL jelly by straw</p> <p>Task 4: Self-paced swallowing of flavored/sweetened 2 mL jelly by straw</p> | <p>In healthy subjects In early prefrontal oxyHb response to swallowing is measured at about 10 s</p> <p>-A late peak is seen at about 26 s</p> <p>-Sweetness decreases the responses ($p < 0.001$); flavor increases the response ($p < 0.001$).</p> <p>No peak in dysphagic subjects.</p> <p>Comparing both groups' responses, unsweetened jelly evoked higher responses in controls ($p < 0.01$)</p> | <p>Prefrontal Cx (Superior frontal gyrus, Medial frontal gyrus)</p> |
| Pathology | | | | |
| Kober 2015 [45] | <p>To use NIRS to examine the cortical correlates of swallowing in patients with dysphagia.</p> <p>To compare the brain activation patterns associated with saliva swallowing between dysphagia patients and healthy-matched controls, in terms of time course and topographical distribution of the hemodynamic signal change (oxy-Hb and deoxy-Hb) during swallowing.</p> <p>To determine the extent to which Motor Imagery (MI) and Motor Execution (ME) of swallowing lead to comparable brain activation patterns in stroke patients.</p> | <p>Task 1: Self-paced volitional saliva swallowing 3 times—Controls</p> <p>Task 1: Self-paced volitional saliva swallowing 3 times—Cerebral stroke patients</p> <p>Task 1: Self-paced volitional saliva swallowing 3 times—Brainstem stroke patients</p> <p>Task 2: Self-paced motor imagery of saliva swallowing 3 times—Controls</p> <p>Task 2: Self-paced motor imagery of saliva swallowing 3 times—Cerebral stroke patients</p> <p>Task 2: Self-paced motor imagery of saliva swallowing 3 times—Brainstem stroke patients</p> | <p>The strongest swallowing activity is localized in the bilateral inferior frontal gyri ($p < 0.1$), measured within a [0 ms:+20,000 ms] time window with peak at 15 s</p> <p>Cerebral stroke patients show less activation than controls with later peak ($p < 0.1$)</p> <p>Brainstem stroke patients show stronger activation than controls with larger region of activity ($p < 0.1$)</p> | <p>Inferior frontal gyrus Pars opercularis</p> |

Cx: Cortex; Dysph.: Dysphagic; MI: Primary motor cortex; NF: Neurofeedback; NS: non significative; PFC: Prefrontal cortex; PMC: Premotor cortex; R/L: Right/Left; SMA: Supplementary motor area; SI: Primary sensory motor cortex; ^a Correspondence between 10–10 system, Brodman areas and anatomical gyri are available in Supplementary Table S3. They were performed according to the article data but also Scrivener and Reader 2022 [56], Okamoto 2004 [57] and <http://bioimagesuite.com> (based on Lacadie et al. 2008 [58]), accessed on 22 April 2022) when coordinates were available.

Table 6. MEG studies data. See complete version in Supplementary Table S4.

| MEG Reference | Objectives | Tasks and/or Conditions (Bold: Eligible for the Review) | Review Conclusions | Locus of Interest Brodmann Areas ^a |
|--|---|---|---|---|
| Physiology | | | | |
| Loose 2001 [23] | To study the sources of activation evoked by active tongue movement employing MEG | Task 1: Self-paced 5 mL water swallowing Task 2: Tongue protraction | No cortical source found | None |
| Abe 2003 [24] | To investigate whether the decision to drink is made just before swallowing, using a 306-channel whole-head neuromagnetometer. | Task: Self-paced 1 mL water bolus by tube | The magnetic dipole during the swallowing preparation is bilaterally located in the cingulate gyrus and SMA and is active between [−1500 and −1100 ms] before the volitional swallowing muscular activation. | BA24,32 BA6 |
| Dziewas 2003 [25] | To study cortical activation during volitional and reflexive water swallowing with whole-head MEG and synthetic aperture magnetometry (SAM) | Task 1: Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube Task 2: Provoked 10 mL/min water swallowing by transnasal tube with volitional tongue movement Task 3: Tongue propulsion Task 4: Resting stage | The most prominent and consistent activity (α and β ERD) is located in bilateral BA 1,2,3,4,7 in volitional preparation and execution (except only left-sided BA7 activity) Insula and frontal operculum activity (θ , low γ and high γ ERS) is specifically linked to preparation and execution of swallowing in this experiment Pharyngeal reflexive θ band ERS responses are located on left-sided over BA9 for preparation and BA7 for execution | BA1,2,3 BA4 BA7 BA9 BA13 BA44 |
| Watanabe 2004 [27] | To investigate serial positional changes in the entire activity areas in the cerebral cortex with time until the initiation of swallowing movement. To define the spatiotemporal relations among regions of the brain involved in the central initiation of human voluntary swallowing using the MEG technique with a larger subject size. | Task 1: Assistant administered cued 3 mL water by tube Task 2: Right middle finger extension | Swallowing preparation evoked bilateral responses located in ACC, PCC, MFG, IFG and Insula. The measured sequence is $PCC > SMA > ACC > SFG > MFG > IFG > Insula$ but only PCC and Insula had significant different onset times ($p < 0.003$) Insula and IFG activity where more consistent for swallowing than for finger extension The swallowing activity is measurable during the [−2375 ms:−1055 ms] time window | BA31, 23 BA13 BA44 BA 25, 24, 32, 33 |
| To use MEG to dissociate the relative cortical contributions of each of the separable components of swallowing in the sensorimotor sequence | | | | |
| Furlong 2004 [26] | To identify the spatio-temporal characteristics of cortical activation during swallowing. To enhance our appreciation of the relevance of cortical regions to swallowing and provide insight into the mechanisms underlying dysphagia after cerebral injury. | Task 1: Assistant administered 5 mL water in mouth by tube (no swallowing) Task 2: Cued 5 mL water swallowing Task 3: Cued tongue pressure Task 4: Resting state | Swallowing execution evokes an activation pattern shifting from caudal pericentral cortex activation to superior postcentral gyri and paracentral lobule In this study, activation (ERD) during swallowing appears more right-sided | BA 3, 1, 2 BA4 BA5 BA40 |
| Physiology | | | | |
| Dziewas 2005 [28] | To apply whole-head MEG in order to study the cortical processing of esophageal sensation in healthy humans | Task 1: Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube Task 2: Direct esophageal stimulation | During volitional swallowing, β and α activity is left lateralized within the primary sensorimotor cortex. | BA1,2,3 BA4 |

Table 6. *Cont.*

| MEG Reference | Objectives | Tasks and/or Conditions (Bold: Eligible for the Review) | Review Conclusions | Locus of Interest Brodmann Areas ^a |
|----------------------------|---|--|--|---|
| Teismann 2009 [32] | To investigate the temporal characteristics of human swallowing in healthy subjects by means of whole-head MEG and SAM. | Task: Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube | During the swallowing execution, the primary sensorimotor cortex α and β activity is left-sided during [−400;+200 ms] then is symmetric during [+200 ms;+400 ms] and last, right-sided during [+400;+600 ms] (in reference to muscle activation called M1 in the study). | BA1,2,3 BA4 |
| Adaptive physiology | | | | |
| Teismann 2007 [29] | To study cortical activity during self-paced volitional swallowing with and without topical oropharyngeal anesthesia with MEG To evaluate the impact of sensory input in healthy subjects. | Task 1: Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube Task 2: Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube after pharyngeal anesthesia | During volitional swallowing, β activity is bilateral within the primary sensorimotor cortex and maximum at 300 ms. Peripheral sensory suppression reduces the cortical responses, most predominantly on the left side (−35%, $p < 0.05$) VS the right side (−28%, $p < 0.05$) without significant lateralization | BA1,2,3 BA4 |
| Teismann 2009 [31] | To study cortical activity during self-paced volitional swallowing with and without preceding thermal tactile oral stimulation | Condition 1: Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube Condition 2: Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube after TTOS | In the control condition, the primary sensorimotor cortex α and β activity is stable during [−400;0 ms] then is left-sided during [0;200 ms] and right-sided during [200;600 ms]. Cold stimulation (TTOS) improves the left α and β activity ($p < 0.05$) during the whole execution sequence with a left lateralization through [−400 ms;+600 ms]. This suggests the volitional (Oral) phase seems more left-sided and the reflexive phase (pharyngo-oesophageal) seems more right-sided. | BA1,2,3 BA4 |
| Teismann 2010 [34] | To examine with whole-head MEG and compare changes in cortical swallowing processing in young versus elderly subjects | Condition 1: Young volunteers—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube Condition 2: Elder volunteers—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube | In elders, broader and stronger bilateral ($p < 0.05$) activation during preparation and execution in comparison to classical results in young subjects (BA4,3,2,1 α and β ERD bilateral symmetrical activity) | BA1,2,3 BA4 |
| Adaptive physiology | | | | |
| Suntrup 2013 [36] | To evaluate the effect of tDCS on the swallowing network activity by applying MEG. To gain insight into the underlying mechanism of action and to link neuroplastic with behavioral changes in swallowing. | Task 1: Pre-tDcs—Visually cued simple saliva swallowing—“Simple swallow task” Task 1: Post-tDCS—Visually cued simple saliva swallowing—“Simple swallow task” Task 2: Pre-tDCS—Visually cued fast saliva swallowing—“Fast swallow task” Task 2: Post-tDCS—Visually cued fast saliva swallowing—“Fast swallow task” Task 3: Pre-tDCS — 150 ms time window-targeted saliva swallowing—“Challenged swallow task” Task 3: Post-tDCS—150 ms time window-targeted saliva swallowing—“Challenged swallow task” | In control condition, activity similar to previous reports. The fast swallow task after tDCS increases the pericentral activity in all bands ($p = 0.006$). The challenged task after tDCS increases both pericentral and premotor (PMC and SMA) activity in all bands, and also the parieto-occipital α activity ($p = 0.007$) | BA1,2,3 BA4 BA6 |

Table 6. *Cont.*

| MEG Reference | Objectives | Tasks and/or Conditions (Bold: Eligible for the Review) | Review Conclusions | Locus of Interest Brodmann Areas ^a |
|---------------------|---|--|--|--|
| Suntrup 2015 [40] | <p>To contribute further knowledge on the cortical topography and frequency-specificity of activation pattern changes during the act of swallowing by taking advantage of MEG.</p> <p>To analyze the complete act of swallowing instead using a method allowing to explore the stimulation-induced alterations in the cortical large-scale oscillatory swallowing network beyond the pharyngeal motor cortex.</p> | <p>Condition 1: Before pharyngeal electrical or sham stimulation—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> <p>Condition 2: Immediately (about 6 min) after pharyngeal electrical stimulation—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> <p>Condition 3: Immediately (6 min) after sham stimulation—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> <p>Condition 4: 40–55 min after pharyngeal electrical or sham stimulation—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> | <p>Control conditions (n = 1, 3 and 4) displays similar results to previous reports.</p> <p>Right decrement during PES</p> | <p>BA1,2,3 BA4 BA6</p> <p>BA9, 10, 45 BA44 BA13 BA40</p> <p>BA43</p> |
| Adaptive physiology | <p>To investigate whether anodal tDCS (transcranial Direct Current Stimulation) and PES (Pharyngeal Electrical Stimulation) can reverse the effects of experimentally induced pharyngeal hypesthesia on the cortical swallowing network using MEG, using a “virtual lesion model” based on local anesthesia</p> | <p>Task 1: Baseline post local anesthesia-Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube after local pharyngeal anesthesia</p> <p>Task1: A-After tDCS—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube after local pharyngeal anesthesia</p> <p>Task 1: C—After Pharyngeal Electrical Stimulation—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube after local pharyngeal anesthesia</p> <p>Task 2: Baseline post local anesthesia-Pneumatic pharyngeal stimulation for 15 min through transnasal catheter</p> <p>Task 2: B—After tDCS—Pneumatic pharyngeal stimulation for 15 min through transnasal catheter</p> <p>Task 2: D—After PES—Pneumatic pharyngeal stimulation for 15 min through transnasal catheter</p> | <p>After pharyngeal anesthesia, beta, alpha and theta ERD are seen in pericentral cortex with maximum activity in BA6R ($p = 0.047$)</p> <p>PES had a positive treatment effect on cortical activity ($p = 0.01$) whereas tDCS had not. PES might be useful for peripheral damage of the swallowing system, whereas tDCS might be limited to central damage ($p > 0.05$)</p> <p>In their peripheral sensory lesion model of dysphagia, PES as a peripheral stimulation method was able to revert the detrimental effects of reduced sensory input on central swallowing processing, whereas tDCS as a central neuromodulation technique was not. Results may have implications for therapeutic decisions depending on the nature of dysphagia in the clinical context.</p> | <p>BA1,2,3 BA4 BA6</p> |

Table 6. *Cont.*

| MEG Reference | Objectives | Tasks and/or Conditions (Bold: Eligible for the Review) | Review Conclusions | Locus of Interest Brodmann Areas ^a |
|---------------------------|---|--|---|---|
| Suntrup-Krueger 2021 [43] | <p>To comprehensively investigate the effect of oral application of a capsaicin-containing red pepper sauce suspension on the biomechanics and neurophysiology of swallowing.</p> <p>To gather further information on the feasibility of capsaicin treatment for dysphagia potential desensitization due to overstimulation was evaluated and the duration and intensity of the effect were assessed by monitoring salivary SP level over time.</p> | <p>Condition 1/Task 1: 5 min preconditioning with pure water + 15 min Self-paced 10 mL/min pure water swallowing by oral tube</p> <p>Condition 1/Task 2: 5 min preconditioning with pure water + Challenged 10 mL/min pure water swallowing by oral tube</p> <p>Condition 2/Task 1: 5 min preconditioning with capsaicinoids + 15 min Self-paced 10 mL/min pure water swallowing by oral tube</p> <p>Condition 2/Task 2: 5 min preconditioning with capsaicinoids + challenged 10 mL/min pure water swallowing by oral tube</p> <p>Condition 3/Task 1: 5 min preconditioning with capsaicinoids + 15 min Self-paced 10 mL/min capsaicinoids swallowing by oral tube</p> <p>Condition 3/Task 2: 5 min preconditioning with capsaicinoids + challenged capsaicinoids 10 mL/min swallowing by oral tube</p> | <p>In control condition (Condition 1/Task1), activity was similar to previous reports.</p> <p>Challenging conditions (Task 2) increased α and β activity in parieto-occipital cortex</p> <p>Capsaicinoids had no effect on cortical MEG but had a direct peripheral effect</p> | <p>BA1,2,3 BA4 BA6</p> |
| Pathology | | | | |
| Teismann 2008 [30] | <p>To study the clinical and neurofunctional changes in swallowing performance and central swallowing processing during remission from botulism intoxication.</p> | <p>Condition 1: Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube—15 healthy subjects</p> <p>Condition 2: Slow self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube—1 healthy subject</p> <p>Condition 3: Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube—1 botulism subject—Day 20</p> <p>Condition 4: Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube—1 botulism subject—Day 25</p> | <p>During volitional swallowing, β activity is bilateral within the primary sensorimotor cortex with a max ERD in BA6. γ activity of the insula is linked to the swallowing frequency. Volitional reduction in the swallowing frequency reduces the activity in insula and shift the pericentral activity to the right.</p> <p>In the botulism patient, specific β activity of the pericentral cortex disappeared and a specific BA7 activity is observed. However, from a pathophysiological point of view, it is hard to conclude whether the modifications of the cortical activity (loss of activity) are due to Botulism cerebral lesions themselves or to swallowing frequency reduction.</p> | <p>BA1,2,3 BA4 BA6</p> <p>BA7 (pat.) BA13</p> |
| Dziewas 2009 [33] | <p>To investigate the cortical topography of volitional swallowing in patients with Kennedy disease</p> | <p>Condition 1: Kennedy disease—paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> <p>Condition 2: Healthy controls—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> | <p>In controls, during swallowing, the β activity of the primary motor cortex is focused in a small area and is left-sided during the preparation then more symmetric during execution ($p < 0.05$).</p> <p>In patients, during swallowing, the β activity of the primary motor cortex is stronger and extended to PFC and posterior parietal cortex and globally right-sided during preparation and execution ($p < 0.05$)</p> | <p>BA1,2,3 BA4 BA6</p> <p>BA7 (pat.) BA9,10</p> |

Table 6. Cont.

| MEG Reference | Objectives | Tasks and/or Conditions (Bold: Eligible for the Review) | Review Conclusions | Locus of Interest Brodmann Areas ^a |
|--------------------|---|--|--|---|
| Teismann 2011 [35] | To examine cortical swallowing processing in patients in this early subacute phase after stroke of the cerebrum or the brainstem and focusing on the side of the lesion. | <p>Condition 1: Healthy controls—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> <p>Condition 2: Hemispheric stroke without dysphagia—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> <p>Condition 3: Hemispheric stroke with dysphagia—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> <p>Condition 4: Brainstem stroke—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> | <p>In controls, activation is similar to previous studies with β ERD in [BA4,6+1,2,3,5,7] ($p < 0.05$)</p> <p>In case of hemispheric stroke, higher activity of the DLTPFC and insula.</p> <p>The presence of dysphagia modifies the results. Hemispheric stroke with dysphagia shows a reduction in ipsilateral pericentral activity with no contralateral activity whereas non dysphagic subject shows bilateral activity similar to controls.</p> <p>Brainstem stroke patients shows a right lateralization of their pericentral activity.</p> | BA1,2,3 BA4 BA6 BA45,46,47 |
| Pathology | | | | |
| Teismann 2011 [36] | To study cortical activity during self-paced volitional swallowing on fourteen patients suffering from sporadic ALS with bulbar onset with MEG. | <p>Condition 1: Healthy controls—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> <p>Condition 2: Mildly dysphagic patients—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> <p>Condition 3: Severely dysphagic patients—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> <p>Task: Controls—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> <p>Task: Non-dysphagic Parkinson's patients—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> <p>Task: Dysphagic Parkinson's patients—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> | <p>Healthy controls display similar results to previous reports. In ALS, the more dysphagic, the more right lateralized is the activity, with a global reduction in the pericentral activity in comparison to controls ($p < 0.05$). No local extension of activity.</p> <p>In all 3 groups: bilateral pericentral sensorimotor activation</p> <p>In patients, a strong decrease in activation was found ($p < 0.05$)</p> <p>In non-dysphagic patients: shift of peak activation toward lateral motor, premotor and parietal cortices, reduced and delayed SMA activity ($p < 0.01$)</p> <p>In dysphagic patients, reduced activation restricted to the sensorimotor areas ($p < 0.05$).</p> | BA1,2,3 BA4 BA6 BA40 BA43 |
| Suntrup 2013 [37] | To evaluate differences in swallow-related cortical activation in dysphagic versus non-dysphagic patients with Parkinson's disease and healthy control subjects using an established swallow paradigm | | | |

Table 6. *Cont.*

| MEG Reference | Objectives | Tasks and/or Conditions (Bold: Eligible for the Review) | Review Conclusions | Locus of Interest Brodmann Areas ^a |
|---------------------------|--|--|---|---|
| Suntrup 2014 [39] | <p>To investigate cortical swallow-related activation in patients diagnosed with functional dysphagia by means of MEG</p> <p>To determine whether functional dysphagia is associated with alterations in cortical swallowing processing.</p> | <p>Condition 1: Healthy controls—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> <p>Condition 2: Functional dysphagic subjects—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> | <p>Healthy controls display similar results to previous reports. In functional dysphagic patients, the pericentral activity is reduced and right lateralized (LI = −0.5050) with specific activity of the right SMA, right insula, right DLPFC and right inferolateral parietal lobe.</p> <p>Pericentral activity in healthy subjects is more rostro-medial and in functional dysphagic patient, is more caudo-lateral.</p> <p>Right lateralization in patients</p> | <p>BA1,2,3 BA4 BA6 BA9,45 BA44 BA13 BA40 BA43</p> |
| Pathology | | | | |
| Suntrup-Krueger 2018 [41] | <p>To contribute robust evidence to the value of tDCS in dysphagia rehabilitation and overcome some limitations of previous studies.</p> <p>To evaluate the efficacy of a patho-physiologically reasonable tDCS protocol to improve stroke-related oropharyngeal dysphagia, conducting a randomized controlled trial (RCT) in a sufficiently large patient sample with objective clinical outcome measures alongside functional neuroimaging.</p> <p>To identify predictors of treatment success, which they hypothesized to be patient-related (age, lesion location/size, stroke and OD severity) and /or treatment-related (timing, tDCS + training vs tDCS alone).</p> | <p>Condition 1: Sham group—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> <p>Condition 2: tDCS group—Self-paced volitional 10 mL/min water swallowing by oral tube</p> | <p>Control conditions (n = 1) displays similar results to previous reports.</p> | <p>BA1,2,3 BA4 BA6 BA45 BA23,31 BA40</p> |

BA: Brodmann area; NF: Neurofeedback; Pat.: Results specific to pathological subjects. R./L.: Right/Left. ^a Correspondence between 10-10 system, Brodmann areas and anatomical gyri were performed according to the article data but also Scrivener and Reader 2022 [56], Okamoto 2004 [57] and <http://bioimagesuite.com> (based on Lacadie et al. 2008 [58], accessed on 22 April 2022) when coordinates were available.

4. Discussion

The present review highlighted three different neuro-imaging techniques currently used for swallowing assessment purposes that meet our ecological process of swallowing. As we focused on the study of motor activity in an ecological swallow, other tasks such as motor imagery, direct pharyngo-esophageal stimulation and tongue movement without swallowing studies results were not included.

For each technique, it is important to understand how the cerebral area can be accessed in order to better understand their specific results. They share some similarities in terms of technical procedures, objectives and results but also have their own specificities, which explain their complementary nature.

4.1. Methodological Considerations

All three techniques can efficiently analyze the superficial cortical activity, but for deeper activity, fNIRS is limited and EEG or MEG are necessary. On the one hand, fNIRS is considered as a **topographical** (it is limited to the surface of the cortex, resembling a surface map) superficial technique since its signal is limited to the cortical area 3 cm below the scalp skin, which matches the most superficial part of the cortex. On the other hand, MEG and EEG are **tomographical** techniques that can render three-dimensional results. Those two are supposedly able to access both superficial cortices and deep brain regions, such as insula and deep grey nuclei, thanks to specific statistics analyses (e.g., independent component analysis, graph theory and/or wavelet analyses).

With this in mind, we will focus first on the regions of interest for this review; second, the variations according to different task types and bolus substances and lastly, the studies will be differentiated based on their physiologic and/or pathologic objectives and results.

4.1.1. Activity Localization

It is important to delineate the main swallowing regions of interest from this review. On the one hand, all three techniques showed good activity of the caudal pericentral cortex (Supplementary Table S1), gathering both primary sensory and motor cortices (Brodmann Areas (BA) 4,1,2,3). These regions likely focus on pharyngeal-laryngeal cortices according to both classical homunculus [59,60] and Ludlow et al.'s review [1]. Other areas can also be studied by both techniques, particularly in the premotor areas (premotor cortex [PMC], supplementary motor area [SMA] in BA6) and the prefrontal cortex (BA9, 10, 45) [20,33,39,47,52]. Over those regions, the three techniques allow for the study of both the precise localization of the activity and its chronology. These regions have also been described in fMRI studies and thus, are good candidates for further exploration in ecologic conditions [4,55].

On the other hand, some differences must be raised, as they are critical for the choice of the technique adapted to one's experiment. The insula, the anterior cingulum cortex (ACC) and posterior cingulum cortex (PCC) have been shown to play an important role in the swallowing process in fMRI studies [4,55]. However, as a topographical superficial technique, the fNIRS is currently unable to provide good activity data of these deep regions. Whereas MEG results included in our studies, using tomographical source positions analyses, provided results consistent with fMRI results. No EEG studies mentioned these deeper activities, as they mostly focused on preparation potential without gyrus dipole source localization approach, or they focused on the network microstructure. Actually, only one study focused on the dipole source location of the activity and found an activity centered on the motor BA4 and PMC BA6 [19] and one study used the electrode as a topographical source locator [20], without three-dimensional dipole localization approach. We would still expect EEG to also be able to individualize this activity using independent component analysis. Indeed, other studies with classical somatosensory stimulation were able to individualize deeper activities such as the anterior cingulum [61].

Some spatial limitations of these techniques appear to be the putamen and the cerebellum activities shown in fMRI reports [4,55], as neither EEG, nor MEG (and obviously fNIRS)

measured these activities in our review. This obstacle might not be crossable, but at least for the cerebellum, EEG and MEG could be of potential use according to Andersen et al. [62]. Similarly, fNIRS, EEG and MEG in their current technological state, appear impractical for exploring the brainstem and specifically the central pattern generator located in the nucleus ambiguus and retroambiguus. As mentioned previously regarding the cerebellum, EEG and MEG might be the future key explorations for this purpose.

4.1.2. Tasks Modalities

Secondly, in order to deepen each regions' role, we need to separate different types of swallowing tasks, according to two characteristics that should be highlighted: the way to trigger the swallowing task and the bolus type, as each characteristic has its specificities. Through the review, task triggering was either non-volitional or volitional.

Non-volitional swallowing can be divided in two sub-tasks: provoked swallowing (direct pharyngeal instillation by external source) and spontaneous swallowing (the subject being unaware of the swallowing task). Two studies focused on provoked swallowing execution, with transnasal instilled water. In this regard, EEG showed an increase in approximate entropy (compared to resting state) of the central region in healthy subjects, just before the muscular swallowing activity [20]. MEG showed activation of the prefrontal cortex (BA9) during preparation (reflecting anticipation) and of the parietal lobule (BA7) during execution [25]. The transnasal canula sensation could be the cause of the parietal activity during the preparation phase, as suspected by the authors. Interestingly however, it was shown with MRI that tactile stimulation of the mucosa of the anterior nose elicit responses over the caudal part of the primary sensorimotor cortex, without parietal response [63]. To our knowledge, no study has tested the back of the nose/choanae cerebral sensory pattern.

Spontaneous swallowing was the central point of two studies using fNIRS, focused on primary motor and primary sensory cortex. Without any instruction to the subject, they showed activity in the primary sensorimotor cortex [49,50]. It is of interest that the authors of those 2 fNIRS studies claim to be recording the BA4 but, according to the Bioimage suite tool (Yale School of Medicine, New Haven, CT, USA), might be recording the Broca Area (BA44). This detail might illustrate the lack of spatial resolution of current fNIRS system in comparison to EEG, MEG or fMRI, although its development is quickly improving. The fMRI was used in similar fashion (reported as "naïve saliva swallowing") and showed similar activation of the lateral pericentral and PMC on both sides [64]. They also observed activation of the right insula, the superior temporal gyrus, the middle and inferior frontal gyri (MFG and IFG) and frontal operculum. The two fNIRS study channels were limited to the primary sensory and motor cortex, thus, they could not measure those activities, besides the deepness of certain areas. A broader cortical fNIRS coverage might confirm those fMRI results in the future.

Volitional swallowing can be cued swallowing (no decision from the subject) or self-paced swallowing (with the subject's decision). For these tasks, studies focused either on the swallowing preparation and/or on the execution. It is also critical to take into account the swallowed substance, either saliva, liquids or solid.

With regards to cued preparation of saliva swallowing, with EEG, Hiraoka et al. were able to measure cued evoked negative preparation potentials called CNV ("contingent negative variations"). CNV appeared earlier and were about 2 to 4 times stronger than the self-paced preparation potential named MRCP ("Movement related cortical potential" which contains the "Bereischaftpotential" [BP]). Those negative potentials were detected in the vertex area (Pz, Fz, Cz, C3, C4) [15]. Regarding water cued swallowing preparation, with EEG, Yuan et al. also showed a broader approximate entropy over the parieto-fronto-temporo-central region in cued condition in comparison to provoked conditions, where it is more limited to the central region [20]. With MEG, Watanabe et al. measured, during cued water swallowing, bilateral preparation responses that seemed to follow the following

course, from the PCC, SMA, ACC, SFG, MFG, IFG and lastly, Insula, but only PCC and Insula had statistically significant different onset times ($p < 0.003$) [27].

During cued swallowing execution, EEG retrieved beta ERD in the motor and premotor regions (BA 4 and 6) with water in comparison to tongue tapping [19]. With fNIRS, an oxyHb increase can be measured in the whole pericentral, temporal and frontal regions associated to water swallowing [47], and also in SMC, PFC and pre-SMA while executing a swallowing task with chopsticks and cucumber slices [54]. This last task also evokes an oxyHb decrease in SMA and PMA after swallowing. This last study is the only to focus on the whole meal process, from the plate to the mouth. This illustrates its use in ecological conditions but could also be a source of confounding factors on its conclusions.

These results are consistent with fMRI results showing anterior cingulum, IFG, MFG, cuneus and precuneus region activation during volitional cued swallowing in comparison to spontaneous swallowing [64,65]. This cingulate activity appears to be linked with task complexity or with an imposed higher rate of swallowing [6]. With 18FDG-PET, Harris et al. showed broader activity of the left sensorimotor cortex, cerebellum, thalamus, precuneus, anterior insula, left and right lateral postcentral gyrus, and left and right occipital cortex [66].

Volitional self-paced swallowing preparation and execution were the most studied in the different articles. During preparation, all EEG studies tended to record a one-phase Bereitschaftspotential (BP), a negative preparation potential recorded from the vertex region before self-paced motor tasks, about 1500 ms before swallowing muscular activity [12–15]. This BP appeared to be stronger with saliva than with water [14]. With MEG and water, a similar activity was shown to be located in the Cingulate gyrus and SMA (thought to be the origin of the BP), but also in MFG, IFG and insula with similar time onset (from –1500 ms to 1000 ms before muscular activity) [24].

Regarding the execution, EEG and MEG studies confirmed that the majority of the activity is localized in the pericentral cortex in the alpha and beta bands of the recorded signal. The evoked potential in an EEG study of saliva self-paced swallowing execution showed greater amplitude than water in Hiraoka et al.'s study [14]. Self-paced swallowing execution MEG studies represent a major part of our review, as it gathers all the work of Dziewas et al., which deserves a focus as it is the most advanced in terms of both localization, temporal course of the activity and the implications of pathophysiological alteration on the swallowing network. They showed that in normal conditions, the alpha and beta activities are focused on the pericentral cortex and globally symmetric, but more precisely, they undergo a shift from the left to the right hemisphere from 400 ms before to 600 ms after the muscular activity onset, suggesting a left lateralization of the voluntary phases (oral) and a right lateralization of the reflexive tasks (pharyngeal). These results are consistent with other studies but are the most precise in terms of temporal course in these conditions. This high precision clearly illustrates MEG's higher temporal resolution than fMRI, which could only measure a global right insular lateralization [64].

4.2. Adaptive Physiology

Besides simple saliva and water studies, some teams studied the adaptive physiology of swallowing through other modifications of the bolus types and volumes, or other factors.

Dziewas' team is the only one that studied various swallowing condition modifications and their effects on the MEG signal with a consistent self-paced water swallowing protocol over all their studies. They studied the effect of age on cortical activity and showed that elders had a stronger and broader bilateral pericentral activity, predominantly in the β band. In comparison to their usual task, they showed an increased pericentral activity in faster and more challenging swallowing tasks, with specific activation of PMC and parieto-occipital cortex during their hardest task. They illustrated that sensorimotor cortical activity of swallowing is reduced by pharyngeal anesthesia [29] and increased by cold tactile thermal oral stimulation [31]. Following the latter, they tested the sensory effect of capsaicinoids. It

appeared that capsaicinoids would have a specific peripheral effect on muscular contraction without specific modification of swallowing cortical activity [43].

Some fNIRS studies also focused on adaptive physiology. In this regard, Kober et al. retrieved a cortical increase in oxyHb concentrations over the IFG in elders [53], similarly to the aforementioned Dziewas study. Mulheren et al. and Lee et al. studied the effect of taste on swallowing cortical activity. In healthy subjects, Mulheren et al. showed no pericentral or premotor (SMA) early effect (2 to 7 s after swallowing) on oxyHb concentrations but found a remanent effect at 17 to 22 s, with significant effect of a sour taste (in comparison to sweetness or water) [48]. Lee et al. focused on the prefrontal activity in healthy and brain-impaired dysphagic subjects. Although they showed globally increased oxyHb concentrations with flavor and decreased oxyHb with sweetness, they found no modifications in brain impaired dysphagic patients [52]. As previously noted, Matsuo's study with cucumber slices shows the feasibility of fNIRS studies on the ecological meal process, from the plate to the swallowing [54]. It should be noted that they focused only on premotor areas (PMC and SMA) and on cranial sensorimotor cortex, which is likely to exclude the laryngeal cortex and to include superior limb motor cortex. Nevertheless, this is the first neurofunctional study of the whole process of solid swallowing without pause, with other studies being limited to the swallowing part.

Some EEG studies tried to explore the whole process with liquids but introduced pauses between the self-instillation from a glass and the swallowing of the bolus. Cuellar et al.'s cued task comprised a cued self-instillation from cup into the mouth, a 7 s pause then a cued swallowing to reduce arm movement artifacts [19].

The studies of Jestrović et al. with EEG are of note, as they are original and illustrate the microarchitectural characteristics (also called "small-worldness") of the different global swallowing networks. They used a self-paced multiple successive swallowing from cup without pause between arm and mouth paradigm (but a 2–3 s pause between each swallowing) which made those tasks "self-feeding like", similarly to Matsuo, in order to study those networks. "Networks" here is plural as they show arguments of different microarchitectural characteristics for different head positions [17,18], bolus types and volumes [16,18,21] and in the presence of distractors [21], suggesting different networks at work. These characteristics could be of use in studying microarchitectural anomalies and better understand pathophysiology of dysphagia and the effect of rehabilitation [17], even though they do not have a "localizationist" value and their future usefulness in clinical conditions needs to be clarified.

To our knowledge, no other neurofunctional imaging studies of swallowing in ecological conditions have been performed with fMRI. The closest to ecological study is the one from Harris et al. with PET [66]. They performed a cued water swallowing task in ecological condition (seated position) during the 18F-FDG uptake and used the remanent fixation to neural network of FDG to perform the PET in lying position. Interestingly, they showed increased glucose metabolism in the left sensorimotor cortex, cerebellum, thalamus, precuneus, anterior insula, left and right lateral postcentral gyrus, and left and right occipital cortex, and decreased glucose metabolism were also seen in the right PMC, right and left sensory and motor association cortices, left posterior insula and left cerebellum. These results are quite consistent with our review, but it must be reiterated that PET being radiative, has been excluded of our review.

4.3. *Patho-Physiological Contexts*

4.3.1. Pathological Descriptions

As previously emphasized, these techniques have been used in pathological conditions. Dziewas' team is again the most advanced, as they observed that multiple pathological conditions (Amyotrophic lateral sclerosis [36], strokes [35], Parkinson's disease (PD) [37], etc . . .) seem to broaden the activity areas, which tends to be more right-sided in those patients. In these pathologic conditions, MEG found activity in the parietal cortex (BA7, 40, 43) but also in premotor (BA6) and prefrontal cortex (BA44, 45, 47). This broadening seems

more associated with the presence of dysphagia. Similar prefrontal activity could also be recorded with fNIRS [45] but might be highly dependent on the type and localization of the lesions and obviously on the position of the limited number of optodes of this technique. This general pattern actually shows specificities with each disease. For example, Teismann et al. studied the cortical modifications during swallowing found in cases of stroke. In the case of hemispheric stroke, regardless of dysphagia, they found a higher activity of the Dorsolateral PFC (DLPFC) and insula compared to healthy controls. The presence of dysphagia modifies pericentral activity as hemispheric stroke patients with dysphagia showed a reduction in ipsilateral pericentral activity with no contralateral activity, whereas non dysphagic subjects showed bilateral activity similar to controls. Lastly, brainstem stroke patients displayed a right lateralization of their pericentral activity. With fNIRS, Kober et al. compared the inferior frontal cortex (DLPFC) cortical activity of 2 hemispheric stroke patients, 2 brainstem stroke patients and 2 healthy subjects [45]. They found different results with the 4 patients. The hemodynamic responses (HDR) appeared to be of lower amplitude in cerebral stroke patients and of higher amplitude in brainstem stroke patients, compared to healthy subjects. The authors interpret these as a sign of cortical plasticity after stroke for the swallowing function. Liu's meta-analysis on fMRI in stroke dysphagic patients during swallowing found slightly different results. Indeed, in patients, they showed an hyperactivation of the left cingulate and precentral gyri and right posterior cingulate gyrus with hypoactivation of the right cuneus and left MFG. This discrepancy could reflect the difference of tasks position (lying down with fMRI and seated with MEG and fNIRS), difference of populations as strokes are different according to the region and their extension, or difference of temporal resolution between MEG (analysis over 200 ms intervals) and fMRI and fNIRS (analysis over a few seconds period).

The only pathology study with EEG compared children with anterior open bite with children with normal denture and found no difference of swallowing EEG activity between the two conditions [22].

4.3.2. Pathophysiological Experiments

These techniques have already been used for pathophysiological studies and pre-therapeutical objectives. These results were not specifically the objective of our review but are still interesting to point out. Yuan et al. used transcranial Direct Current Stimulation (tDCS) and compared EEG results before and after tDCS and showed an increase in swallowing cortical excitability in healthy and cerebral stroke subject with swallowing apraxia. Dziewas's team also showed an increase in cortical activity in healthy subjects on MEG with tDCS, associated with an improvement of swallowing skills during challenging tasks (e.g., fast swallowing). Based on that, they successfully used tDCS on dysphagic patients through a clinical prospective double-blind protocol, showing its efficiency on cortical activity [41]. They showed similar results in healthy subjects after thermal tactile oral stimulation (used for rehabilitation) [31] and a reduction in cortical activity after pharyngeal electrical stimulation (PES) [40]. They lastly showed that PES could increase cortical activity after pharyngeal anesthesia, which was not possible with tDCS [46].

EEG and fNIRS might also be powerful swallowing rehabilitation tools, through motor imagery and neurofeedback [46,53,67]. Kober et al. are the more advanced with regards to fNIRS neurofeedback of dysphagia. Their preliminary results suggest an ability of fNIRS to stimulate cortical plasticity of the swallowing network, which could lead to dysphagia improvement [46,53]. This actually needs further thorough evaluations and validations, but it is nevertheless a promising treatment.

4.4. Limitations and Perspectives

The three techniques showed encouraging results for the exploration of the swallowing function in near-ecologic conditions. However, they both have limitations for use during a mealtime that still needs to be taken into account and overcome.

The easiest tool seems to be fNIRS but it has some limitations. The actual limited number of optodes (the fNIRS captors) implies that one must know the region of interest before the experiment. As most of the activity is located in the caudal pericentral cortex and posterior inferior frontal cortex, it leaves a few optodes to explore other areas. Increasing the number of optodes in future systems should improve this drawback. Moreover, the inaccessibility of the insula and the cingulum limits the use of fNIRS. Some studies used high definition fNIRS systems to explore deeper brain layers (resembling a tomographic technique) but their transferability to swallowing exploration is not certain [68]. One last drawback of about half of the studies is the lack of proof of real HDR measurements. Indeed, almost half of studies only used the oxyHb concentration evolution. It is well known that, with fNIRS, HDR is defined as an inverse variation of oxyHb and deoxyHb [69]. On the contrary, if oxyHb and deoxyHb vary in the same way, it is considered to be non-hemodynamic signal and might be due to movement artifacts. Thus, it is hard to tell if those studies recorded HDR signal or artifacts. This problem also questions the validity of fMRI studies as BOLD (Blood oxygen level dependent) signal also only focus on oxyHb. The measures of both oxyHb and deoxyHb with fNIRS might help to validate or correct previous fMRI results on this matter. Moreover, the major interest of this technique is the low number of trials needed (~10) to record good signal, similarly to fMRI. Its use for motor execution seems promising but still needs more robust studies and its potential for swallowing preparation still needs to be assessed.

For deeper brain studies with more precision in both localization and time course of activity, both EEG and MEG are the best mastered techniques for ecological conditions in both preparation and execution of swallowing. However, the classical need for a lot of trials (50 to 100) is less adapted to classical meal modalities. It should be highlighted that decades of optimizations have allowed for their use with fewer trials (down to 5 [21,67]) but their clinical value is more limited. Another often raised drawback is the important effect of muscular contraction artifacts, but as our review suggests, many analyses can suppress those artifacts within these two techniques.

One way to overcome these limitations could be the use of both EEG or MEG (neuronal signal) and fNIRS (hemodynamic signal) to correlate both results. The EEG/fNIRS association has been used in other fields with promising results [70], but still needs to be evaluated for swallowing purposes. This could improve the data quality and reduce the number of needed trials. The association of the hemodynamic data from fNIRS and neuronal activity from EEG is particularly interesting, as they can be both portable (which is not the case for MEG) and some systems already integrate both signals. The fNIRS itself would also benefit from the short channel technology [71,72] to reduce the effects of non-hemodynamic blood flows, however, that has not been used for swallowing up to now.

Another limitation is the comparison with the gold standard which is the MRI. As we already discussed, when we compare these techniques' results with those of fMRI, there are some discrepancies that might be due to the position itself. Vertical MRI (called "weight-bearing MRI") have been used for two decades to study the effect of one's weight on one's joints [70]. Their use for functional imaging would allow researchers to differentiate the proper effect of the lying down position but the technology has not been used in this way up to now as the scanner's power is limited to 1.5T [73].

5. Conclusions

Neurofunctional imaging of the swallowing function in ecologic condition is possible through EEG, MEG and fNIRS but still needs to be improved. As each technique has its benefits and drawbacks, the improvement could well arise from multi-signal explorations to allow for meal-time analysis in the future. This will help to improve physiology and pathology comprehension and might lead to the rehabilitation of dysphagia in these subjects.

Supplementary Materials: The following supporting information can be downloaded at: <https://www.mdpi.com/article/10.3390/jcm11185480/s1>, Table S1: Technical characteristics of EEG, fNIRS, MEG: methodology, swallowing sequences and measure of interest as reported in the included studies, compared to the fMRI gold standard; Table S2: EEG studies data; Table S3: fNIRS studies data; Table S4: MEG studies data.

Author Contributions: Conceptualization, Y.G., P.G., R.S. and V.W.; methodology, R.S. and V.W.; formal analysis, Y.G.; data curation, Y.G., F.N., M.G. and X.C.; investigation, Y.G., F.N., M.G. and X.C.; writing—original draft preparation, Y.G.; writing—review and editing, Y.G., R.S., E.V. and V.W.; visualization, Y.G.; supervision, P.G. and V.W. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: Not applicable.

Informed Consent Statement: Not applicable.

Data Availability Statement: Not applicable.

Acknowledgments: We thank Anne Lasfargue-Delannoy for her help with english proof reading.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

- Ludlow, C.L. Central nervous system control of the laryngeal muscles in humans. *Respir. Physiol. Neurobiol.* **2005**, *147*, 205–222. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Ludlow, C.L. Recent advances in laryngeal sensorimotor control for voice, speech and swallowing. *Curr. Opin. Otolaryngol. Head Neck Surg.* **2004**, *12*, 160–165. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Jean, A. Brain Stem Control of Swallowing: Neuronal Network and Cellular Mechanisms. *Physiol. Rev.* **2001**, *81*, 929–969. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Ludlow, C.L. Central Nervous System Control of Voice and Swallowing. *J. Clin. Neurophysiol.* **2015**, *32*, 294–303. [[CrossRef](#)]
- Hamdy, S.; Aziz, Q.; Rothwell, J.; Singh, K.; Barlow, J.; Hughes, D.G.; Tallis, R.C.; Thompson, D.G. The cortical topography of human swallowing musculature in health and disease. *Nat. Med.* **1996**, *2*, 1217–1224. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Hamdy, S.; Mikulis, D.; Crawley, A.; Xue, S.; Lau, H.; Henry, S.; Diamant, N.E. Cortical activation during human volitional swallowing: An event-related fMRI study. *Am. J. Physiol. Liver Physiol.* **1999**, *277*, G219–G225. [[CrossRef](#)]
- Martin, R.E.; MacIntosh, B.J.; Smith, R.C.; Barr, A.M.; Stevens, T.K.; Gati, J.S.; Menon, R.S. Cerebral Areas Processing Swallowing and Tongue Movement Are Overlapping but Distinct: A Functional Magnetic Resonance Imaging Study. *J. Neurophysiol.* **2004**, *92*, 2428–2443. [[CrossRef](#)]
- Luan, B.; Sörös, P.; Sejdić, E. A Study of Brain Networks Associated with Swallowing Using Graph-Theoretical Approaches. *PLoS ONE* **2013**, *8*, e73577. [[CrossRef](#)]
- Page, M.J.; McKenzie, J.E.; Bossuyt, P.M.; Boutron, I.; Hoffmann, T.C.; Mulrow, C.D.; Shamseer, L.; Tetzlaff, J.M.; Akl, E.A.; Brennan, S.E.; et al. The PRISMA 2020 statement: An updated guideline for reporting systematic reviews. *BMJ* **2021**, *372*, n71. [[CrossRef](#)]
- National Health and Medical Research Council (NHMRC). *Guidelines for the Development and Implementation of Clinical Guidelines*, 1st ed.; National Health and Medical Research Council (NHMRC): Canberra, Australia, 1995.
- Kmet, L.M.; Cook, L.S.; Lee, R.C. Standard Quality Assessment Criteria for Evaluating Primary Research Papers from a Variety of Fields. Available online: <https://era.library.ualberta.ca/items/48b9b989-c221-4df6-9e35-af782082280e> (accessed on 21 December 2021).
- Huckabee, M.-L.; Deecke, L.; Cannito, M.P.; Gould, H.J.; Mayr, W. Cortical control mechanisms in volitional swallowing: The Bereitschaftspotential. *Brain Topogr.* **2003**, *16*, 3–17. [[CrossRef](#)]
- Satow, T.; Ikeda, A.; Yamamoto, J.-I.; Begum, T.; Thuy, D.H.D.; Matsushashi, M.; Mima, T.; Nagamine, T.; Baba, K.; Mihara, T.; et al. Role of primary sensorimotor cortex and supplementary motor area in volitional swallowing: A movement-related cortical potential study. *Am. J. Physiol. Liver Physiol.* **2004**, *287*, G459–G470. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Hiraoka, K. Movement-Related Cortical Potentials Associated with Saliva and Water Bolus Swallowing. *Dysphagia* **2004**, *19*, 155–159. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Nonaka, T.; Yoshida, M.; Yamaguchi, T.; Uchida, A.; Ohba, H.; Oka, S.; Nakajima, I. Contingent negative variations associated with command swallowing in humans. *Clin. Neurophysiol.* **2009**, *120*, 1845–1851. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Jestrović, I.; Coyle, J.; Sejdić, E. The effects of increased fluid viscosity on stationary characteristics of EEG signal in healthy adults. *Brain Res.* **2014**, *1589*, 45–53. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Jestrović, I.; Coyle, J.L.; Sejdić, E. Characterizing functional connectivity patterns during saliva swallows in different head positions. *J. Neuroeng. Rehabil.* **2015**, *12*, 61. [[CrossRef](#)]

18. Jestrović, I.; Coyle, J.L.; Perera, S.; Sejdić, E. Functional connectivity patterns of normal human swallowing: Difference among various viscosity swallows in normal and chin-tuck head positions. *Brain Res.* **2016**, *1652*, 158–169. [[CrossRef](#)]
19. Cuellar, M.; Harkrider, A.; Jenson, D.; Thornton, D.; Bowers, A.; Saltuklaroglu, T. Time–frequency analysis of the EEG mu rhythm as a measure of sensorimotor integration in the later stages of swallowing. *Clin. Neurophysiol.* **2016**, *127*, 2625–2635. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
20. Yuan, Y.; Wang, J.; Wu, D.; Huang, X.; Song, W. Effect of transcranial direct current stimulation on swallowing apraxia and cortical excitability in stroke patients. *Top. Stroke Rehabil.* **2017**, *24*, 503–509. [[CrossRef](#)]
21. Jestrović, I.; Coyle, J.L.; Perera, S.; Sejdić, E. Influence of attention and bolus volume on brain organization during swallowing. *Anat. Embryol.* **2018**, *223*, 955–964. [[CrossRef](#)]
22. Restrepo, C.; Botero, P.; Valderrama, D.; Jimenez, K.; Manrique, R. Brain Cortex Activity in Children with Anterior Open Bite: A Pilot Study. *Front. Hum. Neurosci.* **2020**, *14*, 220. [[CrossRef](#)]
23. Loose, R.; Hamdy, S.; Enck, P. Magnetoencephalographic Response Characteristics Associated with Tongue Movement. *Dysphagia* **2001**, *16*, 183–185. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
24. Abe, S.; Wantanabe, Y.; Shintani, M.; Tazaki, M.; Takahashi, M.; Yamane, G.-Y.; Ide, Y.; Yamada, Y.; Shimono, M.; Ishikawa, T. Magnetoencephalographic study of the starting point of voluntary swallowing. *CRANIO®* **2003**, *21*, 46–49. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
25. Dziewas, R.; Sörös, P.; Ishii, R.; Chau, W.; Henningsen, H.; Ringelstein, E.; Knecht, S.; Pantev, C. Neuroimaging evidence for cortical involvement in the preparation and in the act of swallowing. *NeuroImage* **2003**, *20*, 135–144. [[CrossRef](#)]
26. Furlong, P.; Hobson, A.; Aziz, Q.; Barnes, G.; Singh, K.; Hillebrand, A.; Thompson, D.; Hamdy, S. Dissociating the spatio-temporal characteristics of cortical neuronal activity associated with human volitional swallowing in the healthy adult brain. *NeuroImage* **2004**, *22*, 1447–1455. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
27. Watanabe, Y.; Abe, S.; Ishikawa, T.; Yamada, Y.; Yamane, G.-Y. Cortical regulation during the early stage of initiation of voluntary swallowing in humans. *Dysphagia* **2004**, *19*, 100–108. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
28. Dziewas, R.; Sörös, P.; Ishii, R.; Chau, W.; Henningsen, H.; Ringelstein, E.B.; Knecht, S.; Pantev, C. Cortical processing of esophageal sensation is related to the representation of swallowing. *NeuroReport* **2005**, *16*, 439–443. [[CrossRef](#)]
29. Teismann, I.K.; Steinstraeter, O.; Stoeckigt, K.; Suntrup, S.; Wollbrink, A.; Pantev, C.; Dziewas, R. Functional oropharyngeal sensory disruption interferes with the cortical control of swallowing. *BMC Neurosci.* **2007**, *8*, 62. [[CrossRef](#)]
30. Teismann, I.K.; Steinstraeter, O.; Warnecke, T.; Zimmermann, J.; Ringelstein, E.B.; Pantev, C.; Dziewas, R. Cortical recovery of swallowing function in wound botulism. *BMC Neurol.* **2008**, *8*, 13. [[CrossRef](#)]
31. Teismann, I.K.; Steinsträter, O.; Warnecke, T.; Suntrup, S.; Ringelstein, E.B.; Pantev, C.; Dziewas, R. Tactile thermal oral stimulation increases the cortical representation of swallowing. *BMC Neurosci.* **2009**, *10*, 71. [[CrossRef](#)]
32. Teismann, I.K.; Dziewas, R.; Steinstraeter, O.; Pantev, C. Time-dependent hemispheric shift of the cortical control of volitional swallowing. *Hum. Brain Mapp.* **2009**, *30*, 92–100. [[CrossRef](#)]
33. Dziewas, R.; Teismann, I.K.; Suntrup, S.; Schiffbauer, H.; Steinstraeter, O.; Warnecke, T.; Ringelstein, E.-B.; Pantev, C. Cortical compensation associated with dysphagia caused by selective degeneration of bulbar motor neurons. *Hum. Brain Mapp.* **2009**, *30*, 1352–1360. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
34. Teismann, I.K.; Steinstraeter, O.; Schwindt, W.; Ringelstein, E.B.; Pantev, C.; Dziewas, R. Age-related changes in cortical swallowing processing. *Neurobiol. Aging* **2010**, *31*, 1044–1050. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Teismann, I.K.; Suntrup, S.; Warnecke, T.; Steinsträter, O.; Fischer, M.; Flöel, A.; Ringelstein, E.B.; Pantev, C.; Dziewas, R. Cortical swallowing processing in early subacute stroke. *BMC Neurol.* **2011**, *11*, 34. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
36. Teismann, I.K.; Warnecke, T.; Suntrup, S.; Steinsträter, O.; Kronenberg, L.; Ringelstein, E.B.; Dengler, R.; Petri, S.; Pantev, C.; Dziewas, R. Cortical Processing of Swallowing in ALS Patients with Progressive Dysphagia—A Magnetoencephalographic Study. *PLoS ONE* **2011**, *6*, e19987. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
37. Suntrup, S.; Teismann, I.; Bejer, J.; Suttrup, I.; Winkels, M.; Mehler, D.; Pantev, C.; Dziewas, R.; Warnecke, T. Evidence for adaptive cortical changes in swallowing in Parkinson’s disease. *Brain* **2013**, *136*, 726–738. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
38. Suntrup, S.; Teismann, I.; Wollbrink, A.; Winkels, M.; Warnecke, T.; Flöel, A.; Pantev, C.; Dziewas, R. Magnetoencephalographic evidence for the modulation of cortical swallowing processing by transcranial direct current stimulation. *NeuroImage* **2013**, *83*, 346–354. [[CrossRef](#)]
39. Suntrup, S.; Teismann, I.; Wollbrink, A.; Warnecke, T.; Winkels, M.; Pantev, C.; Dziewas, R. Altered Cortical Swallowing Processing in Patients with Functional Dysphagia: A Preliminary Study. *PLoS ONE* **2014**, *9*, e89665. [[CrossRef](#)]
40. Suntrup, S.; Teismann, I.; Wollbrink, A.; Winkels, M.; Warnecke, T.; Pantev, C.; Dziewas, R. Pharyngeal electrical stimulation can modulate swallowing in cortical processing and behavior—Magnetoencephalographic evidence. *NeuroImage* **2015**, *104*, 117–124. [[CrossRef](#)]
41. Suntrup-Krueger, S.; Ringmaier, C.; Muhle, P.; Wollbrink, A.; Kemmling, A.; Hanning, U.; Claus, I.; Warnecke, T.; Teismann, I.; Pantev, C.; et al. Randomized trial of transcranial direct current stimulation for poststroke dysphagia. *Ann. Neurol.* **2018**, *83*, 328–340. [[CrossRef](#)]
42. Muhle, P.; Labeit, B.; Wollbrink, A.; Claus, I.; Warnecke, T.; Wolters, C.H.; Gross, J.; Dziewas, R.; Suntrup-Krueger, S. Targeting the sensory feedback within the swallowing network—Reversing artificially induced pharyngolaryngeal hypesthesia by central and peripheral stimulation strategies. *Hum. Brain Mapp.* **2021**, *42*, 427–438. [[CrossRef](#)]

43. Suntrup-Krueger, S.; Muhle, P.; Kampe, I.; Egidi, P.; Ruck, T.; Lenze, F.; Jungheim, M.; Gminski, R.; Labeit, B.; Claus, I.; et al. Effect of Capsaicinoids on Neurophysiological, Biochemical, and Mechanical Parameters of Swallowing Function. *Neurotherapeutics* **2021**, *18*, 1360–1370. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
44. Kober, S.; Wood, G. Changes in hemodynamic signals accompanying motor imagery and motor execution of swallowing: A near-infrared spectroscopy study. *NeuroImage* **2014**, *93*, 1–10. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
45. Kober, S.E.; Bauernfeind, G.; Woller, C.; Sampl, M.; Grieshofer, P.; Neuper, C.; Wood, G. Hemodynamic Signal Changes Accompanying Execution and Imagery of Swallowing in Patients with Dysphagia: A Multiple Single-Case Near-Infrared Spectroscopy Study. *Front. Neurol.* **2015**, *6*, 151. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
46. Kober, S.E.; Gressenberger, B.; Kurzmann, J.; Neuper, C.; Wood, G. Voluntary Modulation of Hemodynamic Responses in Swallowing Related Motor Areas: A Near-Infrared Spectroscopy-Based Neurofeedback Study. *PLoS ONE* **2015**, *10*, e0143314. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
47. Inamoto, K.; Sakuma, S.; Ariji, Y.; Higuchi, N.; Izumi, M.; Nakata, K. Measurement of cerebral blood volume dynamics during volitional swallowing using functional near-infrared spectroscopy: An exploratory study. *Neurosci. Lett.* **2015**, *588*, 67–71. [[CrossRef](#)]
48. Mulheren, R.W.; Kamarunas, E.; Ludlow, C. Sour taste increases swallowing and prolongs hemodynamic responses in the cortical swallowing network. *J. Neurophysiol.* **2016**, *116*, 2033–2042. [[CrossRef](#)]
49. Mulheren, R.W.; Ludlow, C.L. Vibration over the larynx increases swallowing and cortical activation for swallowing. *J. Neurophysiol.* **2017**, *118*, 1698–1708. [[CrossRef](#)]
50. Kamarunas, E.; Mulheren, R.; Palmore, K.; Ludlow, C. Timing of cortical activation during spontaneous swallowing. *Exp. Brain Res.* **2018**, *236*, 475–484. [[CrossRef](#)]
51. Kober, S.E. Hemodynamic signal changes during saliva and water swallowing: A near-infrared spectroscopy study. *J. Biomed. Opt.* **2018**, *23*, 015009. [[CrossRef](#)]
52. Lee, J.; Yamate, C.; Taira, M.; Shinoda, M.; Urata, K.; Maruno, M.; Ito, R.; Saito, H.; Gionhaku, N.; Iinuma, T.; et al. Prefrontal cortex activity during swallowing in dysphagia patients. *J. Oral Sci.* **2018**, *60*, 329–335. [[CrossRef](#)]
53. Kober, S.E.; Spörk, R.; Bauernfeind, G.; Wood, G. Age-related differences in the within-session trainability of hemodynamic parameters: A near-infrared spectroscopy-based neurofeedback study. *Neurobiol. Aging* **2019**, *81*, 127–137. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
54. Higashi, T.; Matsuo, M.; Iso, N.; Fujiwara, K.; Moriuchi, T.; Matsuda, D.; Mitsunaga, W.; Nakashima, A. Comparison of cerebral activation between motor execution and motor imagery of self-feeding activity. *Neural Regen. Res.* **2021**, *16*, 778–782. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
55. Malandraki, G.A.; Johnson, S.; Robbins, J. Functional MRI of swallowing: From neurophysiology to neuroplasticity. *Head Neck* **2011**, *33* (Suppl. S1), S14–S20. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
56. Scrivener, C.L.; Reader, A.T. Variability of EEG electrode positions and their underlying brain regions: Visualizing gel artifacts from a simultaneous EEG-fMRI dataset. *Brain Behav.* **2022**, *12*, e2476. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
57. Okamoto, M.; Dan, H.; Sakamoto, K.; Takeo, K.; Shimizu, K.; Kohno, S.; Oda, I.; Isobe, S.; Suzuki, T.; Kohyama, K.; et al. Three-dimensional probabilistic anatomical cranio-cerebral correlation via the international 10–20 system oriented for transcranial functional brain mapping. *NeuroImage* **2004**, *21*, 99–111. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
58. Lacadie, C.M.; Fulbright, R.K.; Rajeevan, N.; Constable, R.T.; Papademetris, X. More accurate Talairach coordinates for neuroimaging using non-linear registration. *NeuroImage* **2008**, *42*, 717–725. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
59. Penfield, W.; Rasmussen, T. *The Cerebral Cortex of Man; a Clinical Study of Localization of Function*; Macmillan: Stuttgart, Germany, 1950.
60. Penfield, W.; Roberts, L. *Speech and Brain Mechanisms*; Princeton University Press: Princeton, NJ, USA, 2014; ISBN 1-4008-5467-9.
61. Waberski, T.; Gobelé, R.; Darvas, F.; Schmitz, S.; Buchner, H. Spatiotemporal Imaging of Electrical Activity Related to Attention to Somatosensory Stimulation. *NeuroImage* **2002**, *17*, 1347–1357. [[CrossRef](#)]
62. Andersen, L.M.; Jerbi, K.; Dalal, S.S. Can EEG and MEG detect signals from the human cerebellum? *NeuroImage* **2020**, *215*, 116817. [[CrossRef](#)]
63. Gastl, M.; Brünner, Y.F.; Wiesmann, M.; Freiherr, J. Depicting the inner and outer nose: The representation of the nose and the nasal mucosa on the human primary somatosensory cortex (SI). *Hum. Brain Mapp.* **2014**, *35*, 4751–4766. [[CrossRef](#)]
64. Martin, R.E.; Goodyear, B.G.; Gati, J.S.; Menon, R. Cerebral Cortical Representation of Automatic and Volitional Swallowing in Humans. *J. Neurophysiol.* **2001**, *85*, 938–950. [[CrossRef](#)]
65. Kern, M.K.; Jaradeh, S.; Arndorfer, R.C.; Shaker, R. Cerebral cortical representation of reflexive and volitional swallowing in humans. *Am. J. Physiol. Liver Physiol.* **2001**, *280*, G354–G360. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
66. Harris, M.L.; Julyan, P.; Kulkarni, B.; Gow, D.; Hobson, A.; Hastings, D.; Zweit, J.; Hamdy, S. Mapping Metabolic Brain Activation during Human Volitional Swallowing: A Positron Emission Tomography Study Using [¹⁸F]fluorodeoxyglucose. *J. Cereb. Blood Flow Metab.* **2005**, *25*, 520–526. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
67. Jestrović, I.; Coyle, J.L.; Sejdić, E. Decoding human swallowing via electroencephalography: A state-of-the-art review. *J. Neural Eng.* **2015**, *12*, 051001. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
68. Khan, A.F.; Zhang, F.; Yuan, H.; Ding, L. Brain-wide functional diffuse optical tomography of resting state networks. *J. Neural Eng.* **2021**, *18*, 046069. [[CrossRef](#)]
69. Nishiyori, R. fNIRS: An Emergent Method to Document Functional Cortical Activity during Infant Movements. *Front. Psychol.* **2016**, *7*, 533. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

70. Uchitel, J.; Vidal-Rosas, E.E.; Cooper, R.J.; Zhao, H. Wearable, Integrated EEG–fNIRS Technologies: A Review. *Sensors* **2021**, *21*, 6106. [[CrossRef](#)]
71. Paranawithana, I.; Mao, D.; Wong, Y.T.; McKay, C.M. Reducing false discoveries in resting-state functional connectivity using short channel correction: An fNIRS study. *Neurophotonics* **2022**, *9*, 015001. [[CrossRef](#)]
72. Zhou, X.; Sobczak, G.; McKay, C.M.; Litovsky, R.Y. Comparing fNIRS signal qualities between approaches with and without short channels. *PLoS ONE* **2020**, *15*, e0244186. [[CrossRef](#)]
73. Fiani, B.; Griep, D.W.; Lee, J.; Davati, C.; Moawad, C.M.; Kondilis, A. Weight-Bearing Magnetic Resonance Imaging as a Diagnostic Tool That Generates Biomechanical Changes in Spine Anatomy. *Cureus* **2020**, *12*, e12070. [[CrossRef](#)]

Supplementary Table S1: Technical characteristics of EEG, fNIRS, MEG; methodology; swallowing sequences and measure of interest as reported in the included studies, compared to the fMRI gold standard.

| Technique and signal type | Standard number of captors | Spatial resolution | Temporal sampling rate | Studied phase of swallowing act | Number of studies | Measures | Type of analyses * | Median time window from swallowing act onset (ms) | | | Task iterations (Min-Max) | Region of interest |
|--|---|--------------------|---|---------------------------------|-------------------|--|----------------------------|---|-------------------------------|-----------------|---------------------------|--|
| | | | | | | | | Median start time | Median end time | [Min:Max] | | |
| EEG | Whole head 64 electrodes channels | 1mm | 200Hz-500Hz | Preparation | 3 | Negative potentials [12,13,15] MRCP, BP, CNV | Topographic | -5,000 [-6,000 : -3,000] | 1,000 [1,000 : 2,000] | 10-30s | 50-480 | Cz, Fz, FCz, Pz, |
| Whole head cerebral electrical activity | | | | | 1 | Signal complexity through Approximate entropy[20] | Topographic | -1,024 | 0 | 30s | 20 | P3, P4, C3, C4, F4, T5, T6 |
| | | | | Preparation and execution | 1 | Negative potentials (MRCP) and positive potential[14] | Topographic | -1,500 | 1,000 | 10s | 50 | C3, C4,Cz |
| | | | | | 4 | Time-frequency based synchrony[16-18,21] | Network micro-architecture | - | - | 2-3s | 5 | Whole head |
| | | | | | 1 | Time-frequency based magnitude[22] | Topographic | - | - | - | 1 | C3, C4 |
| | | | | Execution | 1 | Time frequency spectral power density [19] | Topographic | -1,000 | 3,000 | 2s | 80 | C3, C4,Cz |
| fNIRS | 16 to 32 optodes (half emitters, half detectors) | 2-3cm | 7-50Hz But the HDR has a temporal resolution >1s | Execution | 6 | OxyHb relative concentration alone[47-50,52,54] | Topographic | -5,000 [-20,000;-5,000] | 37,500 [22,000 : 60,000] | 30s [20:60s] | 3-30 | Caudal pericentral Cx PMC, SMA, PFC |
| Targetted optical hemoglobins concentrations HDR | | | | | 5 | OxyHb and DeoxyHb relative concentration [44-46,51,53] | Topographic | -5,000 [-5,000 : -5,000] | 25,000 [15,000 : 25,000] | 30s [30:30s] | 10-20 | Inferior frontal gyrus |
| MEG | Whole head 275 SQUID sensors (151 to 306) | 1mm | 400-600Hz | Preparation | 2 | Equivalent magnetic dipole localization [24,27] | Tomographic | -2,500 [-2,500 : -2,500] | 500 [500 : 500] | 30s | 30-50 | Whole head Cingulate gyrus SMA Insula Inferior frontal gyrus |
| Whole head cerebral electro-magnetic activity | | | | | 16 | Time-frequency domain ERD and ERD [25,29-39,40-43] | Tomographic | -3,000 [-4,000 : -400] | 2,000 [600 : 2,000] | 10-15s | 40-100 | Whole head Pericentral Cx PMC, SMA, PFC Parietal Cx Insula |
| | | | | Execution | 1 | Averaged time-series[23] | Topographic | -500 | 1,500 | 10s | 100 | Whole head : No result |
| | | | | | 2 | Time-frequency domain ERS and ERD[26,28] | Tomographic | 0 | 4,000 [3,000:5,000] | 6-15s | 20-100 | Whole head Pericentral Cx Parietal Cx |
| fMRI^b | BOLD signal | 3-5mm | 14.5Hz But the HDR has a temporal resolution >1s | Preparation and execution | - | - | Tomographic | - | - | 15s | 10 | Primary sensorimotor Cx, PMC, SMA, PFC, Heschl's gyrus, cingulate gyrus, insula, Broca's areas, superior temporal gyrus, precuneus |

BP : Bereitschaftspotential
 BOLD : Blood oxygen level dependent
 CNV : Contingent negative variation
 a. A topographic analysis is limited to the superficial cortical layer, whereas a tomographic method can explore deeper structure (e.g. grey nuclei, insula, cingulum).
 b. fMRI data as reported in reviews by Malandraki et al. [57] and Ludlow et al.[1,4].
 c. The region of interest is defined based on the technique data reported in the included studies. Only the most relevant electrode/channels/areas across studies were reported. For MEG studies, the whole head coverage was reported as necessary to calculate the source of the activity.
 For details and equivalence between the 10-10 system, Brodmann areas and gyrus, see supplementary tables 2 to 4.
 MRCP : Movement related cortical potential
 PFC : Prefrontal cortex
 PMC : Premotor cortex
 SMA : Supplementary motor area
 SQUID : superconducting quantum interference devices

Supplementary Table S2: EEG studies data.

| EEG Reference | QualSyst score (%) ^b | NHMRC ^c | Objectives | Number of subjects analyzed | Age | Female/Male | Tasks and/or conditions (bold: eligible for the review) | Number of trials | Measure | Review conclusions | Locus of interest 10-10 system ^a | Locus of interest Brodmann Areas ^a | Locus of interest Anatomical gyri ^a |
|---|---------------------------------|--------------------|---|-----------------------------|-----------------------|-------------|---|------------------|---|---|---|---|--|
| Physiology | | | | | | | | | | | | | |
| Huckabee 2003 [12] | 17/20 (85%) | IV | To evaluate the role of the cerebral cortex in the motor planning and initiation of deglutitive behavior, focusing on Bereitschaftspotential (BP) | 20 | Age range: 18-35 | 10/10 | Task 1: Self-paced breathing 5s pause-preceded volitional saliva swallowing "with effort" Task 2: Finger press movement | 180 | Negative potentials: BP onset time and amplitude | Swallowing evokes a 1 phase BP that can be measured on Cz, FCz, FC1z, FC2z during the [-500ms;0ms] time window Trend for lower amplitude for swallowing at 4 time points (p<0.10) | Cz FCz FC1z FC2z | BA4 BA6 BA6L BA6R | Precentral gyrus (MI) PMC and SMA |
| To investigate whether the act of swallowing utilizes cortical motor planning under the condition of volitional swallowing. | | | | | | | | | | | | | |
| Satow 2004 [13] | 18/20 (90%) | IV | To clarify whether the hemispheric dominance can be determined in the preparatory period of swallowing or not. | 8 | Age range: 24-38 | 1/7 | Task 1: Self-paced 2-3 ml water swallowing Task 2: Tongue protrusion | 240-480 | Negative potentials: BP amplitude, duration and laterality index | Earlier BP with swallowing (p=0.012), maximum at vertex midline (Cz) during the [-300ms;0ms] time window. No lateralization. | Cz | BA4 | Precentral gyrus (MI) |
| Hiraoka 2004 [14] | 15/22 (68%) | IV | To differentiate among the cortical activities of motor preparation, execution, and regulation of swallowing using Movement Related Cortical potentials (MRCPs) | 7 | Age range: 19-37 | na | Task 1: Self-paced volitional saliva swallowing Task 2: Self-paced volitional water swallowing from glass in right hand (with 10s rest between infusion and swallowing) | 50 | Negative potentials BP amplitude, duration and onset time -MRCP (negative slow cortical potential before uncued voluntary movement) | MRCP/ BP amplitude is greater with saliva than water (p=0.035) and can be measured on C3, C4 and Cz within a [-150ms;0ms] time window. Positive potential amplitude during execution is greater with water than saliva (p=0.048) and can be measured on C3, C4 and Cz within a [0ms;1000ms] time window. No lateralization. | C3 C4 Cz | BA1,3,4L BA1,3R BA4 | Left Pericalcaral sulcus (S1) Right Postcentral gyrus Precentral gyrus (MI) |
| To document the MRCPs associated with saliva and water swallowing. | | | | | | | | | | | | | |
| Nonaka 2009 [15] | 19/22 (86%) | IV | To compare the waveforms of contingent negative variation (CNV) associated with the command and swallowing task with those of movement related cortical potential (MRCP) associated with the volitional (self-paced) swallowing task in healthy adults. | 10 | Mean age: 27.5 (±1.9) | 5/5 | Task 1: Self-paced breathing 4-6s pause-preceded volitional saliva swallowing "with effort" Task 2: Auditory cued Breathing 4s pause-preceded saliva swallowing task | >50 | Negative potentials maximum amplitude, duration and area under curve -CNV (negative slow cortical potential before instructed 2nd stimuli cued motor response) -CNV (negative slow cortical potential before the muscle activity after instructed 2nd stimuli cued motor response) -MRCP | Negative preparatory potentials (CNV and MRCP) can be measured on Fz, Cz, Pz, C3, and C4 (mostly Cz and Fz) up to 2sec before the swallowing muscular movement. Their onset time depends on the task type (cued or volitional). CNV amplitude stronger than MRCP amplitude (p<0.01) Stronger CNV at Cz (p<0.05) | Fz Cz Pz C3 C4 | BA6 BA4 BA7 BA1,3,4L BA1,3R | PMC Precentral gyrus (MI) Parietal lobe Left pericalcaral sulcus (S1) Right Postcentral gyrus (S1) |
| To elucidate the effects of human swallowing training on brain activities preceding the onset of swallowing. | | | | | | | | | | | | | |
| Cuejar 2016 [19] | 18/22 (82%) | IV | To use Independent Component Analysis (ICA) to identify bilateral sensorimotor mu components and infrahypoid muscle components in the primarily reflexive pharyngeal and esophageal phases of swallowing and a voluntary tongue-tapping task To use event-related spectral perturbation (ERSP) to provide measures of sensorimotor activity across time that can be referenced to infrahypoid muscle activity. | 25 | Mean age: 29 | 20/5 | Task 1: Visually cued self-administered 5ml water swallowing Task 2: Tongue tapping | 80 | Time frequency domain ERS and Swallowing execution evokes bilateral Mu ERD from Mu rhythm ERD from Mu rhythm right lateralization and can be measured in a [0ms;2000ms] time window in alpha and beta bands | Time frequency domain ERS and Swallowing execution evokes bilateral Mu ERD from Mu rhythm right lateralization and can be measured in a [0ms;2000ms] time window in alpha and beta bands | C3 C4 Cz | BA4 BA6 | Precentral gyrus PMC |
| To validate further use of this non-invasive means of measuring neural responses. | | | | | | | | | | | | | |

Supplementary Table S2 (Continued)

| EEG Reference score (%) ^b | QualSyst NHMRC ^c | Objectives | Number of subjects analyzed | Age | Female/Male | Tasks and/or conditions (bold: eligible for the review) | Number of trials | Measure | Review conclusions | Locus of interest 10-10 system ^a | Locus of interest Brodmann Areas ^a | Locus of interest Anatomical gyri ^a |
|--------------------------------------|-----------------------------|--|-----------------------------|--|-------------|---|----------------------------------|--|---|---|---|--|
| Adaptive physiology | | | | | | | | | | | | |
| Jestrovic 2014 [16] | 20/24 (83%) Strong | To investigate the stationarity of the EEG signal during swallowing and the effect of sex, age, different brain regions, and the viscosity of the swallowed liquids. | 55 | Age range: 18-65 | 27/28 | Task 1: Self-paced Saliva swallowing Task 2: Self-paced water (1cp) swallowing from cup Task 3: Self-paced honey (150cP) swallowing from cup Task 4: Self-paced nectar (400cP) swallowing from cup | 5 5 5 5 | Stationarity (Distance between local and global spectra) and Index of non-stationarity INS increase with viscosity and is the highest with saliva (p<0.01). Male participants exhibited higher non-stationarity (p<0.01), except for water swallows. | Whole head EEG shows that swallowing signal is non-stationary and needs specific methods to be studied. INS increase with viscosity and is the highest with saliva (p<0.01). Male participants exhibited higher non-stationarity (p<0.01), except for water swallows. | na na na na | na na na na | na na na na |
| Jestrovic 2015 [17] | 19/22 (86%) Strong | To compare the small-world properties of brain networks for swallowing in two head positions: the neutral or natural position, and the chin-tuck head position, | 55 | Age range: 18-65 | na | Task 1: Self-paced saliva swallowing neutral position Task 2: Self-paced saliva swallowing chin-tuck head position | 5 5 | Phase synchronization characterized by degree of the Node, Clustering coefficient, Characteristic shortest path length, Local efficiency | Neutral and chin tuck position swallowing networks display small-world characteristics and seems to differ for some features (e.g. clustering coefficient and characteristic path length). Differences are found in α (inhibitory cognitive and motor tasks) and γ bands (performance of cognitive and motor tasks) | na na | na na | na na |
| Jestrovic 2016 [18] | 20/22 (91%) Strong | To compare the brain networks in term of small world properties, according to swallowing of various fluid viscosities, as well as between swallowing in the neutral and chin-tuck head positions | 55 | Age range: 18-65 Mean age: 38.58 (±14.84) | na | Task 1: Self-paced water (1cP) swallowing Task 2: Self-paced nectar (150cP) swallowing Task 3: Self-paced honey (400cP) swallowing Task position A: Self-paced neutral position swallowing (with either aforementioned thickness) Task position B: Self-paced chin-tuck position swallowing (with either aforementioned thickness) | 5 5 5 10 10 | Phase synchronization characterized by degree of the Node, Clustering coefficient, Characteristic shortest path length, Local efficiency | Significant differences in the brain networks in terms of clustering coefficient, characteristic path length and small-worldness depending on the bolus thickness (in α , β , γ , δ , θ bands, p<0.05) and the head position (α , β , γ band, p<0.05) The functional brain network activated during swallowing has small-world properties. | na na | na na | na na |
| Jestrovic 2018 [21] | 19/22 (86%) Strong | To investigate the effects of external distraction on brain activity during swallowing. | 15 | Age range: 18-35 | 0/15 | Task 1/Condition 1: Self-paced 1ml water swallow without distractor Task 1/Condition 2: Self-paced 1ml water swallow with distractor Task 2/Condition 1: Self-paced 5ml water swallow without distractor Task 2/Condition 2: Self-paced 5ml water swallow with distractor Task 3/Condition 1: Self-paced 10ml water swallow without distractor Task 3/Condition 2: Self-paced 10ml water swallow with distractor | 10 10 10 10 10 10 | Phase synchronization characterized by degree of the Node, Clustering coefficient, Characteristic shortest path length, Local efficiency | Significant differences in the brain networks in terms of clustering coefficient, characteristic path length and small-worldness depending on the presence of distractors and the swallowed volume (in α , β , γ , δ , θ bands, p<0.05) The brain network is different for no-distractor swallowing compared with the brain network constructed during swallowing with distraction These results showed differences in the swallowing of boluses of various volumes in all frequency bands of interest. | na na na na na na | na na na na na na | na na na na na na |

Supplementary Table S2 (Continued)

| EEG Reference score (%) ^b | QualSyst NHMRC ^c | Objectives | Number of subjects analyzed | Age | Female/Male | Tasks and/or conditions (bold: eligible for the review) | Number of trials | Measure | Review conclusions | Locus of interest 10-10 systems ^a | Locus of interest Brodmann Areas ^a | Locus of interest Anatomical gyri ^a |
|--------------------------------------|-----------------------------|--|--|--|-------------|--|-----------------------|---|--|--|--|---|
| Patho-physiology | | | | | | | | | | | | |
| Yuan 2017 [20] | 22/26 (85%) Strong | III2 To investigate the effect of tDCS on swallowing apraxia and cortical activation in stroke patients | 9 Stroke patients with swallowing apraxia=3 Healthy subjects=6 | Age range: 48-70 Patients: 5/4 Controls: 3/3 | | Task 1: Auditory cued volitional water swallowing pre-tDCS Task 2: Transasally provoked water swallowing pre-tDCS Task 1 post tDCS: Auditory cued water swallowing Task 2 post tDCS :Transally provoked water swallowing | 20 20 | Signal complexity through Approximate entropy (ApEn) ApEn can characterize the changes in brain function by quantifying and measuring the regularity of the signal. | Regardless of tDCS Physiology: Volitional water swallowing increases ApEn in F4, C4, P3, P4, and T5 (p<0.01) Reflexive swallowing increases ApEn in C4 (p<0.01) Pathology: Volitional water swallowing did not modify ApEn Reflexive swallowing increased ApEn in left sided regions (C3, P3, T5) | P3 P4 C3 C4 F4 T5 T5 | BA39L BA39R BA1,3,4L BA1,3R BA9R BA21 BA37 | Left angular gyrus Right angular gyrus Left pericentral Cx Right postcentral gyrus Right DLPFC Middle temporal gyrus Fusiform gyrus |
| Pathology | | | | | | | | | | | | |
| Restrepo 2020 [22] | 18/24 (75%) Good | III2 To determine the activity of the brain cortex of children with Anterior Open Bite (AOB) at rest and during phonation and deglutition To evaluate the association of intelligence quotient (IQ), attention [Test of Variables of Attention (TOVA)], and oxygen saturation with brain activity in subjects with AOB. | 14 Patients with AOB=7 Controls=7 | Age range: 10-13 Mean age: 11.9 | | Task 1: AOB group-10s self-paced swallowing from glass of water Task 1: Non-AOB group-10s self-paced swallowing from glass of water Task 2: AOB group-50s phonation task Task 2: Non-AOB group-50s phonation task Task 3: AOB group- Rest Task 3: Non-AOB group- Rest | 1 1 1 1 1 | Time-frequency domain: magnitude (Hertz) for each frequency The only difference was found during the rest task between the two groups on C3 and C4 electrodes with a higher left sided activity in the AOB group in α/θ band (p=0.05) and on α band (p=0.02). | Rest : C3 C4 Rest : BA1,3,4L BA1,3R | Rest : BA1,3,4L BA1,3R | Pericentral Cx | |

AOB: Anterior open bite
BA: Brodmann area
BP: Bereitschaftspotential
CNV: Contingent Negative Variation

Cx: Cortex
MRCP : Movement correlated cortical potential, contains slope
M1: Primary motor cortex
Na: not available
NF: Neurofeedback
NS: non significant

PFC: Prefrontal cortex
PMC: Premotor cortex
R/L: Right/Left
SE: Standard error

SMA: Supplementary motor area
S1: Primary sensory motor cortex
tDCS: Transcranial Direct-Current Stimulation
±: Standard deviation

Bold text in objectives and tasks reflects the parts included in our review.

a. Correspondance between 10-10 system, Brodmann areas and anatomical gyri were performed according to the article data but also Scrivener and Reader 2022 [79], Okamoto 2004 [80] and http://biomagesuite.com (based on Lacadie et al. 2008 [81]) when coordinates were available.
b. QualSyst score: Quality score from Kmet et al.[11].
c. NHMRC: National Health and Medical Research Council level of evidence. Level I, systematic reviews; level II, randomized control trials; level III-1, pseudo-randomized control trials; level III-2, comparative studies with concurrent controls and allocation not randomized (cohort studies), case control studies, or interrupted time series with a control group; level III-3, comparative studies with historical control, two or more single-arm studies, or interrupted time series without a control group; level IV, case series.

Supplementary Table S3. fNIRS studies data.

| fNIRS Reference | QualSyst score (%) ^b | NHMRC ^c | Objectives | Number of subjects analyzed | Age | Female/Male | Tasks and/or conditions (bold: eligible for the review) | Number of trials | Measure | Review conclusions | Locus of interest | Locus of interest Brodmann Areas ^a | Locus of interest Anatomical gyri ^a |
|---------------------|---------------------------------|--------------------|--|-----------------------------|----------------------------------|---------------|--|------------------|---|--|---|---|---|
| Physiology | | | | | | | | | | | | | |
| Kober 2014 [44] | 20/22 (91%) Strong | IV | To examine cortical correlates of motor execution and imagery of swallowing using NIRS. | 14 healthy subjects | Mean age: 31.86 | 7/7 | Task 1: Self-paced volitional oral through Task 2: Self-paced motor imagery of 5-6 swallowing through oral tube | 20 tube | OxyHb and DeoxyHb mean relative concentration amplitude | Swallowing activity localised in the bilateral inferior frontal gyrus, measured within a [0ms-25000ms] time window (p<0.05) | T3, T4, FT8 FC5, FC6, FT7, FT8 | BA 22 BA 44 | Inferior frontal Pars opercularis |
| Inamoto 2015 [47] | 17/22 (77%) Good | IV | To examine cerebral blood volume dynamics during volitional swallowing using multi-channel fNIRS | 15 healthy subjects | Mean age: 26.5 (±1.3) | 3/12 | Task: Orally cued 5ml water swallowing | 10 | OxyHb relative concentration mean amplitude from [+5s after end of task:-10s] | Using the OxyHb concentration changes, it is possible to visualize the cortical evoked CBF in the posterior frontal region and its surroundings (p<0.05) | C4, C3 T4,T3 T4,T3 F3,F7 F8,F7 P4,P3 | BA4,1 BA3 BA22 BA21 BA9,45 BA47 BA40 | Precentral gyrus Postcentral gyrus Superior temporal gyrus Middle temporal gyrus Left middle frontal gyrus Inferior frontal gyrus Supramarginal gyrus |
| Kamarunas 2018 [50] | 23/24 (96%) Strong | IV | To determine the timing and amplitude characteristics of cortical activation patterns in the right and left precentral motor and postcentral somatosensory regions during spontaneous reflexive saliva swallows using fNIRS. | 14 healthy subjects | Age range: 28-59 Mean age: 44 | 7/7 | Task: Spontaneous swallowing during rest without instruction | 12 | OxyHb and DeoxyHb relative concentration Z-score onset time and peak time -Early HDR at [-5:8s] -Late HDR at [8:35s] | In the four region, the mean peak times (early response) and during the interval (late response). Spontaneous unlearned swallowing evokes an early cortical response peak during the [0:8s] period. Left S1 response was the earliest at onset (-2s, p<0.008) with stronger responses. This response is non-significantly followed by responses of right M1, right S1 and last left M1. Spontaneous unlearned swallowing evokes a late cortical response [8:35s]. Time course across the regions was not significant for the late peak. The strongest HbO2 change were found in left S1 in comparison to left M1 (p<0.005) regions during the early peak The four regions' activity seems independent, as activity correlations were insufficient with strongest correlations between left S1 and right M1 (r=0.63) and both M1 (r=0.63) | C4, C3 MNI ^d BA1 | BA4 (BA44 in MNI ^d) BA1 | Precentral gyrus (M1) Postcentral gyrus (S1) |
| Kober 2018 [51] | 21/22 (95%) Strong | IV | To investigate whether NIRS is sensitive enough to reveal differences in the hemodynamic response over the bilateral IFG between swallowing saliva and water in healthy adults. | 16 healthy subjects | Mean age: 23.81 (SE=0.53) | 8/8 | Task 1: Self-paced volitional oral through Task 2: Self-paced volitional 5 to 6 saliva swallowing | 20 tube | OxyHb and DeoxyHb mean relative concentration amplitude and shape | Strongest swallowing evoked response is located bilaterally in the inferior frontal region in pars opercularis (false discovery rate, p<0.10) Differences between water and saliva with higher oxyHb responses for saliva (p<0.05) | FC5, FC6, FT7, FT8 E7,F8 | BA 44 BA 45 | Inferior frontal Pars opercularis |
| Matsuo 2021 [54] | 17/22 (77%) Good | IV | To compare the hemodynamic response over the two hemispheres | 21 healthy subjects | Mean age: 29.4 (±10.2) | 7/14 and 7/7? | Task 1: Stopwatch-cued volitional with chopsticks Task 2: Assistant orally-cued motor imagery of cucumber eating ith chopsticks | 3 chopsticks | OxyHb mean (5-second moving average with integral mode) relative concentration Z-score amplitude over inferior frontal gyrus | Swallowing execution evokes a typical oxyHb HDR in SMC, PFC and pre-SMA and a oxyHb decrease in SMA and PMA between [5:25s] after onset (p<0.05) | FC3,FC4,FC5,FC6 F1,F2,F3,F4,FC2,FC3,FC4 C3, C4 Fp1,Fp2,F3,F4 | BA6 lateral BA6 medial BA1, 4, 3 C4 BA9, 10 | PMC Pre-SMA, Sensorimotor PFC |

Supplementary Table S3 (Continued).

| fNIRS Reference score (%) ^b | QualSyst | NHMRC ^c | Objectives | Number of subjects analyzed | Age | Female/Male | Tasks and/or conditions (bold: eligible for the review) | Number of trials | Measure | Review conclusions | Locus of interest 10-10 system ^a | Locus of interest Brodmann Areas ^a | Locus of interest Anatomical gyri ^a |
|---|--------------|--------------------|--|-----------------------------|-------------------------------|-------------------|---|------------------|--|---|---|---|--|
| Adaptive physiology | | | | | | | | | | | | | |
| Kober 2015 [46] | 23/28 (82%) | IV Strong | To address the question whether both hemodynamic parameters of fNIRS: oxy- and deoxy-Hb, can be modulated voluntarily by means of real-time neuro-feedback (NF), when participants imagine swallowing. | 20 healthy subjects | Mean age: 31.86 (SE=0.47) | 10/10 | Task 1: Before NF swallowing through oral tube Self-paced volitional 5 to 6 water bolus before NF Task 2: After NF swallowing through oral tube Self-paced volitional 5 to 6 water bolus after NF | 20 | OxyHb and DeoxyHb mean relative concentration amplitude | Strongest swallowing evoked response is located bilaterally in the inferior frontal region and measured in a time window (p<0.01) This response can be enhanced after deoxyHb Neurofeedback (p<0.05) | FC5, FC6, FT7, FT8 T4,T3 T4, FT7, FT8 FL,FC1,FC3,FC5, FCz | BA 44 BA 45 BA 22 BA 6L | Inferior frontal gyrus |
| To study the effects of NIRS-based NF training on swallowing related brain activation patterns, measuring the cortical correlates of ME and MI of swallowing before and after NF training. | | | | | | | | | | | | | |
| Mulheren 2016 [48] | 22/22 (100%) | IV Strong | To determine whether swallowing function and hemodynamic responses differ in response to different tastes (sour and/or sweet) with meditation by genetic taster status. | 13 healthy (2 excl) | Age range: 20-55 Mean age: 29 | 11/4 (2 excluded) | Task 1: Self-paced swallowing 3ml bolus medium sour Task 2: Self-paced swallowing 3ml bolus strong sweet Task 3: Self-paced swallowing 3ml bolus deionizes water Task 4: Self-paced swallowing 3ml bolus sour+water infusion (0.08 l/min) Task 5: Self-paced swallowing 3ml bolus deionized+water infusion (0.08 l/min) swallowing | 30 | OxyHb relative concentration Z-score amplitude and timing | Swallowing evoked an early activity peak between [2-7s] in MI, SI and SMA that is not influenced by the taste (p<0.05) Swallowing evoked a late activity [17-22s] influenced by the taste, the highest activity being obtained with sour taste (p<0.05) | C4,C3 FL,F2,FC1,FC2,FC3, FC4,FT8,FT9,Fz | BA4 (BA44 in MNI 4) BA1 BA6 | Precentral gyrus Postcentral gyrus SMA |
| To study the effect of the presence/absence of a supplemental slow, steady water infusion on both swallowing pace and hemodynamic responses of the primary motor cortex | | | | | | | | | | | | | |
| Mulheren 2017 [49] | 22/24 (92%) | III2 Strong | To study the effects of different cervical vibrations protocols (different frequencies, either continuous or pulsed) on: -the fundamental frequency of the voice during stimulation in comparison with voicing without stimulation. -the regulation of brain stem control of swallowing through the swallowing frequency. -the cortical swallowing network on fNIRS recordings during stimulation epochs | 8 healthy | Mean age: 45.5 | 5/3 | Condition 1: Spontaneous cervical vibratory stimulation (8 conditions) 0-30s without instruction Condition 2: Spontaneous cervical vibratory stimulation (8 conditions) 30-45s without instruction Condition 3: Spontaneous stimulation 0-30s without instruction Condition 4: Control vibration (regardless of swallowing) | 30 | OxyHb relative concentration Z-score mean amplitude and timing | Early HDR [4:7s] detected in both S1 and late activity [14:17s] Activity increased in both early and late response with vibrations compared to sham, with varying lateralization p<0.05 | C4,C3 | BA4 (BA44 in MNI 4) BA1 | Precentral gyrus Postcentral gyrus (SI) |
| To compare the cortical effects of vibratory stimulation during stimulation or between stimulation periods during 20-min stimulation conditions in comparison with sham conditions. | | | | | | | | | | | | | |

Supplementary Table S3 (Continued).

| fNIRS Reference | QualSys score (%) ^b | NHMRC ^c | Objectives | Number of subjects analyzed | Age | Female/Male | Tasks and/or conditions (bold: eligible for the review) | Number of trials | Measure | Review conclusions | Locus of interest 10-10 system ^a | Locus of interest Brodmann Areas ^a | Locus of interest Anatomical gyri ^a |
|----------------------------|--------------------------------|--------------------|---|---|--|-------------|--|------------------|--|--|---|---|--|
| Adaptive physiology | | | | | | | | | | | | | |
| Kober 2019 [51] | 24/28 (86%) | Strong | To compare the trainability of hemodynamic parameters between healthy young and older individuals within one neurofeedback training session. To investigate if NIRS signal change during executing and imagining swallowing movements is comparable between young and older individuals when no real-time feedback of brain signals is provided. | 43 healthy Young: 24 Older: 19 | Age range: 21-28 Young: 60-84 | 29/14 | Task 1: Young group - Self-paced volitional saliva swallowing before NF Task 1: Older group - Self-paced volitional saliva swallowing before NF | 10 | OxyHb or deoxyHb mean relative concentration amplitude of inferior frontal gyrus | During the swallowing task oxyHb was significantly greater on the left IFG than on the right IFG in the 2 groups (p<0.05). No significant difference between young and older subjects (slightly stronger response in young) | FC5, FC6, F7, F8 F7, F8 | BA 44 BA 45 | Inferior frontal Pars opercularis |
| Patho-physiology | | | | | | | | | | | | | |
| Lee 2018 [52] | 20/22 (91%) | Strong | To investigate prefrontal cortex activity using NIRS, in healthy volunteers and dysphagia patients during swallowing of sweetened/unsweetened and flavoured/unflavored jelly To determine if taste and flavor stimuli modulate prefrontal cortex function in dysphagia patients. | 12 Brain impaired dysph.: 5 Controls: 7 | Age range: 66-85 Patients: 79-94 Mean age: 75.3 Controls: 46.6 | 8/4 | Task 1: Self-paced swallowing of unflavoured/unsweetened 2ml jelly by straw Task 2: Self-paced swallowing of unflavoured/sweetened 2ml jelly by straw Task 3: Self-paced swallowing of flavoured/unsweetened 2ml jelly by straw Task 4: Self-paced swallowing of flavoured/sweetened 2ml jelly by straw | 3 | OxyHb relative concentration Z-score amplitude and timing -Early HDR -Late HDR | In healthy subjects -An early prefrontal oxyHb response to swallowing is measured at about 10s -A late peak is seen at about 26s -Sweetness decreases the response (p<0.001); flavor increases the response (p<0.001). Comparing both groups responses, unsweetened jelly evoked higher responses in controls (p<0.01) | Fpz, Fp1, Fp2, F3, F4 | BA 9, 10 | Prefrontal frontal gyrus, Medial frontal gyrus |
| Pathology | | | | | | | | | | | | | |
| Kober 2015 [45] | 17/22 (77%) | Good | To use NIRS to examine the cortical correlates of swallowing in patients with dysphagia. To compare the brain activation patterns associated with saliva swallowing between dysphagia patients and healthy-matched controls, in terms of time course and topographical distribution of the hemodynamic signal change (oxy-Hb and deoxy-Hb) during swallowing. To determine the extent to which Motor imagery (MI) and Motor Execution (ME) of swallowing lead to comparable brain activation patterns in stroke patients. | 6 Brainstem stroke (R and L); 2 Cerebral stroke (R and R); 2 Gender and age-matched controls: 2 | Age range: 68-80 Patients: 64-67 Controls: 1/1 | 4/2 | Task 1: Self-paced volitional saliva swallowing 3 times - Controls Task 1: Self-paced volitional saliva swallowing 3 times - Cerebral stroke patients Task 1: Self-paced volitional saliva swallowing 3 times - Brainstem stroke patients Task 2: Self-paced motor imagery of saliva swallowing 3 times - Controls Task 2: Self-paced motor imagery of saliva swallowing 3 times - Cerebral stroke patients Task 2: Self-paced motor imagery of saliva swallowing 3 times - Brainstem stroke patients | 10 | OxyHb and DeoxyHb mean relative concentration amplitude and onset time | The strongest swallowing activity is localised in the bilateral inferior frontal gyri (p<0.1), measured within a [0ms;-20000ms] time window with peak at 15s Cerebral stroke patients show less activation than controls with later peak (p<0.1) Brainstem stroke patients show stronger activation than controls with larger region of activity (p<0.1) | FC5, FC6, F7, F8 F7, F8 | BA 44 BA 45 BA 47 | Inferior frontal Pars opercularis |

BA: Brodmann area
 Cx: Cortex
 Dysph.: Dysphagic
 Excl.: excluded
 M1: Primary motor cortex
 Na: not available
 NF: Neurofeedback
 NS: non significant
 PFC: Prefrontal cortex
 PMC: Premotor cortex
 R/L: Right/Left
 SE: Standard error
 SMA: Supplementary motor area
 S1: Primary sensory motor cortex
 ±: Standard deviation

a. Correspondence between 10-10 system, Brodmann areas and anatomical gyri were performed according to the article data but also Scriver and Reader 2022 [79], Okamoto 2004 [80] and <http://bioimagesuite.com> (based on Lacadie et al. 2008 [81]) when coordinates were available.
 b. QualSys score: Quality score from Kmet et al. [11].
 c. NHMRC: National Health and Medical Research Council level of evidence. Level I, systematic reviews; level II, randomized control trials; level III-1, pseudo-randomized control trials; level III-2, comparative studies with concurrent controls and allocation not randomized (cohort studies), case control studies, or interrupted time series with a control group; level III-3, comparative studies with historical control, two or more single-arm studies, or interrupted time series without a control group; level IV, case series.
 d. According to Bioimage Suite based on Lacadie et al. 2008 [81]. Bold text in objectives and tasks reflects the parts included in our review.

Supplementary Table S4 (Continued).

| MEG Reference score(%) ^b | Year | QualSyst NHMRC ^c | Objectives | Number of subjects analyzed | Age | Female/Male | Tasks and/or conditions (bold: eligible for the review) | Number of trials | Measure | Review conclusions | Locus of interest 10-10 system ^a | Locus of interest Brodmann Areas ^a | Locus of interest Anatomical gyri ^a |
|-------------------------------------|-------------|-----------------------------|---|-----------------------------|--|-------------|--|------------------------|---|---|---|---|--|
| Physiology | | | | | | | | | | | | | |
| Dziewas [28] | 19/22 (86%) | Strong | To apply whole-head MEG in order to study the cortical processing of esophageal sensation in healthy humans | 9 | Mean age: 35 (±8.4) | 2/7 | Task 1: Self-paced volitional swallowing by oral tube Task 2: Direct esophageal stimulation | 96±12 | Time-frequency domain ERS and ERD amplitude | During volitional swallowing, β and α activity is left lateralized within the primary sensorimotor cortex. | C3,C4 Cz, Cl,C2 | BA1,2,3 BA4 | Postcentral gyrus Precentral gyrus (M1) |
| Teismann [32] | 20/22 (91%) | Strong | To investigate the temporal characteristics of human swallowing in healthy subjects by means of whole-head MEG and SAM. | 10 | Mean age: 35.9 Age range: 22-60 | 2/8 | Task: Self-paced volitional swallowing by oral tube | 61,2±21.1 | Time-frequency domain ERS and ERD spectral power and lateralization index | During the swallowing execution, the primary sensorimotor cortex α and β activity is left sided during [-400:+200ms] then is symmetric during [+200ms:+400ms] and last, right sided during [+400:+600ms] (in reference to muscle activation called M1 in the study). | C3,C4 Cz, Cl,C2 | BA1,2,3 BA4 | Postcentral gyrus Precentral gyrus (M1) |
| Adaptive physiology | | | | | | | | | | | | | |
| Teismann [29] | 20/24 (83%) | Strong | To study cortical activity during self-paced volitional swallowing with and without topical oropharyngeal anesthesia with MEG To evaluate the impact of sensory input in healthy subjects. | 10 | Mean age: 35.9 Age range: 22-60 | 3/7 | Task 1: Self-paced volitional swallowing by oral tube Task 2: Self-paced volitional swallowing by oral tube after pharyngeal anesthesia | 60,2±21.5 52,7±20.5 | Time-frequency domain ERS and ERD spectral power density | During volitional swallowing, β activity is bilateral within the primary sensorimotor cortex and maximum at 300ms. Peripheral sensory suppression reduces the cortical responses, most predominantly on the left side (-35%, p<0.05) VS the right side (-28%, p<0.05) without significant lateralization | C3,C4 Cz, Cl,C2 | BA1,2,3 BA4 | Postcentral gyrus Precentral gyrus (M1) |
| Teismann [31] | 21/24 (88%) | Strong | To study cortical activity during self-paced volitional swallowing with and without preceding thermal tactile oral stimulation | 15 | Mean age: 30.4 Age range: 25-57 | 8/7 | Condition 1: Self-paced volitional swallowing by oral tube Condition 2: Self-paced volitional swallowing by oral tube after TTOS | 73.5 73.7 | Time-frequency domain ERS and ERD spectral power density and lateralization index | In the control condition, the primary sensorimotor cortex α and β activity is stable during [-400/0ms] then is left sided during [0:200ms] and right sided during [200:600ms]. Cold stimulation (TTOS) improves the left α and β activity (p<0.05) during the whole execution sequence with a left lateralisation through [-400ms:+600ms]. This suggests the volitional (Oral) phase seems more left sided and the reflexive phase (pharyngo-oesophageal) seems more right sided. | C3,C4 Cz, Cl,C2 | BA1,2,3 BA4 | Postcentral gyrus Precentral gyrus (M1) |
| Teismann [34] | 20/22 (91%) | Strong | To examine with whole-head MEG and compare changes in cortical swallowing processing in young versus elderly subjects | 18 | Young Mean age: 3.8 Elders=9 22-26 Older: Mean age: 1.6 Age range: 60-85 | 11/7 | Condition 1: Young volunteers - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube Condition 2: Elder volunteers - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube | 66.1 55.8 | Time-frequency domain ERS and ERD spectral power density | In elders, broader and stronger bilateral (p<0.05) activation during preparation and execution in comparison to classical results in young subjects (BA4,3,2,1 α and β ERD bilateral symmetrical activity) | C3,C4 Cz, Cl,C2 | BA1,2,3 BA4 | Postcentral gyrus Precentral gyrus (M1) |

Supplementary Table S4 (Continued).

| MEG Reference score(%) ^b | QualSysT NHRMC ^c | Objectives | Number of subjects analyzed | Age | Female/Male | Tasks and/or conditions (bold: eligible for the review) | Number of trials | Measure | Review conclusions | Locus of interest 10-10 system ^a | Locus of interest Brodmann Areas ^a | Locus of interest Anatomical gyri ^a |
|-------------------------------------|-----------------------------|---|-----------------------------|------------------------|-------------|--|--|---|--|---|--|--|
| Adaptive physiology | | | | | | | | | | | | |
| Suntrup 2013 [38] | III | To evaluate the effect of tDCS on the swallowing network activity by applying MEG. To gain insight into the underlying mechanism of action and to link neuroplastic with behavioral changes in swallowing. | 21 | Mean age: 26.76 (±3.4) | 11/10 | Task 1: Pre-tDCS - Visually cued simple saliva swallowing - "Simple swallow task" Task 1: Post-tDCS - Visually cued simple saliva swallowing - "Simple swallow task" Task 2: Pre-tDCS - Visually cued fast saliva swallowing - "Fast swallow task" Task 2: Post-tDCS - Visually cued fast saliva swallowing - "Fast swallow task" Task 3: Pre-tDCS -150ms time window-targeted saliva swallowing - "Challenged swallow task" | 40 40 40 | Time-frequency domain ERS and ERD spectral power density and lateralization index | In control condition, activity similar to previous reports. The fast swallow task after tDCS increases the pericentral activity in all bands (p=0.006). The challenged task after tDCS increases both pericentral and premotor (PMC and SMA) activity in all bands, and also the parieto-occipital α activity (p=0.007) | C _z , F1,F2,FC1,FC2,FC3, BA6 FC4,FT8,FT9,Fz | BA1,2,3 C1,C2BA4 | Postcentral gyrus Precentral gyrus PMC and SMA |
| Suntrup 2015 [40] | III | To contribute further knowledge on the cortical topography and frequency-specificity of activation pattern changes during the act of swallowing by taking advantage of MEG. | 14 | Mean age: 30.3 (±4.7) | 6/8 | Condition 1: Before pharyngeal electrical stimulation - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube Condition 2: Immediately (about 6min) after pharyngeal electrical stimulation - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube Condition 3: Immediately (6min) after sham stimulation - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube Condition 4: 40-55 min after pharyngeal electrical or sham stimulation - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube | 60 ^d 60 ^d 60 ^d 60 ^d | Time-frequency domain ERS and ERD spectral power density | Control conditions (n°1, 3 and 4) displays similar results to previous reports. Right decrement during PES | C3,C4 C _z F1,F2,FC1,FC2,FC3, BA6 FC4,FT8,FT9,Fz F3,F4,F7,F8 F7,F8,F17,FT8 na C5,C6,CP3,CP4,P3, BA40 P4 na | BA1,2,3 C1,C2BA4 FC4,FT8,FT9,Fz BA9, 10, BA44 BA13 BA40 BA43 | Postcentral gyrus Precentral gyrus PMC and SMA 45PPC Frontal Insula Lateral parietal cortex Subcentral area (pat.) |
| Mühlh 2021 [42] | IV | To investigate whether anodal tDCS (transient Direct Current Stimulation) and PES (Pharyngeal Electrical Stimulation) can reverse the effects of experimentally induced pharyngeal hypesthesia on the cortical swallowing network using MEG, using a "virtual lesion model" based on local anesthesia | 10 | Mean age: 29.0 (±6.8) | 5/5 | Task 1: Baseline post local anesthesia-Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube after local pharyngeal anesthesia Task1: A-After tDCS - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube after local pharyngeal anesthesia Task 1: C- After Pharyngeal Electrical Stimulation - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube after local pharyngeal anesthesia Task 2: Baseline post local anesthesia-Pneumatic pharyngeal stimulation for 15min through transnasal catheter Task 2: B- After tDCS - Pneumatic pharyngeal stimulation for 15min through transnasal catheter Task 2: D- After PES - Pneumatic pharyngeal stimulation for 15min through transnasal catheter | ≈ 70 ≈ 70 ≈ 70 ≈ 400 ≈ 400 ≈ 400 | Time-frequency domain ERS and ERD spectral power density | After pharyngeal anesthesia, beta, alpha and theta ERD are seen in pericentral cortex with maximum activity in BA6R (p=0.047) PES had a positive treatment effect on cortical activity (p=0.01) whereas tDCS had not. PES might be useful for periferal damage of the swallowing system, whereas tDCS might be limited to central damage (p>0.05) In their peripheral sensory lesion model of dysphagia, PES as a peripheral stimulation method was able to revert the detrimental effects of reduced sensory input on central swallowing processing, whereas tDCS as a central neuromodulation technique was not. Results may have implications for therapeutic decisions depending on the nature of dysphagia in the clinical context. | C3,C4 C _z , F1,F2,FC1,FC2,FC3, BA6 FC4,FT8,FT9,Fz | BA1,2,3 C1,C2BA4 FC4,FT8,FT9,Fz | Postcentral gyrus Precentral gyrus PMC and SMA Right BA6 for anesthesia |

Supplementary Table S4 (Continued).

| MEG Reference score(%) ^b | QuasiSyst NHMRC ^c | Objectives | Number of subjects analyzed | Age | Female/Male | Tasks and/or conditions (bold: eligible for the review) | Number of trials | Measure | Review conclusions | Locus of interest 10-10 system ^a | Locus of interest Brodmann Areas ^a | Locus of interest Anatomical gyri ^a |
|-------------------------------------|------------------------------|--|-----------------------------|--|-------------|---|---|--|---|---|---|--|
| Adaptive physiology | | | | | | | | | | | | |
| Suntrup-Krueger 2021 [43] | 20/22 (91%) Strong | To comprehensively investigate the effect of oral application of a capsaicin-containing red pepper sauce suspension on the biomechanics and neurophysiology of swallowing. | 10 | Mean age: 25.7 (±4.5) | 4/6 | Condition 1/Task 1: 5min preconditioning with pure water + 15 min Self-paced 10ml/min pure water swallowing by oral tube Condition 1/Task 2: 5min preconditioning with pure water + Challenged 10ml/min pure water swallowing by oral tube Condition 2/Task 1: 5min preconditioning with capsaicinoids + 15 min Self-paced 10ml/min pure water swallowing by oral tube Condition 2/Task2: 5min preconditioning with capsaicinoids + challenged 10ml/min pure water swallowing by oral tube Condition 3/Task1: 5min preconditioning with capsaicinoids + 15 min Self-paced 10ml/min capsaicinoids swallowing by oral tube Condition 3/Task2: 5min preconditioning with capsaicinoids+ challenged capsaicinoids 10ml/min swallowing by oral tube | 72±18 40 75±30 40 71±13 40 | Time-frequency domain ERS and ERD spectral power density | In control condition (Condition 1/Task1), activity was similar to previous reports. Challenging conditions (Task 2) increased α and β activity in parieto-occipital cortex Capsaicinoids had no effect on cortical MEG but had a direct peripheral effect | C3,C4 Cz, F1,F2,Fc1,Fc2,Fc3, BA6 FC4,FT8,FT9,Fz | BA1,2,3 C1,C2BA4 PMC | Postcentral Precentral PMC and SMA |
| Pathology | | | | | | | | | | | | |
| Teismann 2008 [30] | 19/22 (86%) Strong | To study the clinical and neurofunctional changes in swallowing performance and central swallowing processing during remission from botulism intoxication. | 16 | Mean age: 27.07 Age range: 22-34 | 7/9 | Condition 1: Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube - 15 healthy subjects Condition 2: Slow self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube - 1 healthy subject Condition 3: Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube - 1 botulism subject - Day Condition 4: Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube - 1 botulism subject - Day 25 | 69;3;2;1;4 35 38 20 45 | Time-frequency domain ERS and ERD spectral power density | During volitional swallowing, β activity is bilateral within the primary sensorimotor cortex with a max ERD in BA6. γ activity of the insula is linked to the swallowing frequency. Volitional reduction of the swallowing frequency reduce the activity in insula and shift na the pericentral activity to the right. In the botulism patient, specific β activity of the pericentral cortex disappeared and a specific BA7 activity is observed. However, from a pathophysiological point of view, it is hard to conclude whether the modifications of the cortical activity (loss of activity) are due to Botulism cerebral lesions themselves or to swallowing frequency reduction. | C3,C4 Cz, F1,F2,Fc1,Fc2,Fc3, BA6 FC4,FT8,FT9,Fz Pz BA7 BA13 | BA1,2,3 C1,C2BA4 PMC BA7 BA13 | Postcentral Precentral PMC and (pat.)Posterior parietal cortex Insula |
| Dziewas 2009 [33] | 20/22 (91%) Strong | To investigate the cortical topography of volitional swallowing in patients with Kennedy disease | 16 | Patients: Mean age: 53.1 Age range: patients=8 43-71 Age-matched Controls: Mean age: controls=8 44.6 Age range: 33-60 | na | Condition 1: Kennedy disease - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube Condition 2: Healthy controls - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube | 60 ^d 60 ^d | Time-frequency domain ERS and ERD amplitude, time and lateralization index | In controls, during swallowing, the β activity of C3,C4, the primary motor cortex is focused in a small area and is left sided during the preparation then more symmetric during execution (p<0.05). In patients, during swallowing, the β activity of the primary motor cortex is stronger and extended to PFC and posterior parietal cortex and globally right sided during preparation and execution (p<0.05) | C3,C4 Cz, F1,F2,Fc1,Fc2,Fc3, BA6 FC4,FT8,FT9,Fz Pz Fpz, Fp1,Fp2, F3, F4BA9,10 | BA1,2,3 C1,C2BA4 PMC BA7 (pat.)Posterior parietal cortex PFC | Postcentral Precentral PMC and SMA parietal cortex |

Supplementary Table S4 (Continued).

| MEG Reference | QualSys score (%) ^b | Objectives | Number of subjects analyzed | Age | Female/Male | Tasks and/or conditions (bold: eligible for the review) | Number of trials | Measure | Review conclusions | Locus of interest 10-10 system ^a | Locus of interest Brodmann Areas ^a | Locus of interest Anatomical gyri ^a |
|--------------------|--------------------------------|--|---|---|---|---|--|--|---|---|--|--|
| Pathology | | | | | | | | | | | | |
| Teismann 2011 [35] | 21/22 (95%) Strong | III3 To examine cortical swallowing processing in patients in this early sub-acute phase after stroke of the cerebrum or the brainstem and focusing on the side of the lesion. | 44 Stroke patients=37 Age: 63.5(±11.8) matched controls=7 Mean age: 66.3±8.2 | Age range: 33-81 Patients: 12/25 Controls: 2/5 | 14/30 | Condition 1: Healthy controls - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube Condition 2: Hemispheric stroke without dysphagia - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube Condition 3: Hemispheric stroke with dysphagia - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube Condition 4: Brainstem stroke - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube | 49/0(±12.6) Right: 42.1±11.6 Left: 43.8±18.7 Right: 45.7±20.3 Left: 40.5±19.4 | Time-frequency domain ERS and ERD spectral power density | In controls, activation is similar to previous studies with β ERD in [BA4,6+1,2,3,5,7] (p<0.05) In case of hemispheric stroke, higher activity of F7, F8, F3, F4 BA45,46,47 the DLPFC and insula. The presence of dysphagia modifies the results. Hemispheric stroke with dysphagia shows a reduction of ipsilateral pericentral activity with no contralateral activity whereas non dysphagic subject shows bilateral activity similar to controls. Brainstem stroke patients shows a right lateralization of their pericentral activity. | C3,C4 Cz F1,F2, FCL,FC2,FC3, BA6 FC4,FT8,FT9,Fz | BA1,2,3 C1,C2BA4 FC3, BA6 BA45,46,47 | Postcentral gyrus Precentral gyrus PMC PFC Right side for brainstem lesions patients |
| Teismann 2011 [36] | 21/22 (95%) Strong | III3 To study cortical activity during self-paced volitional swallowing on fourteen patients suffering from sporadic ALS with bulbar onset with MEG. | 21 ALS Patients: 58.9(±8.78) Patient(s)=14 44-74 Controls=7 Mean age: 57.6(±10.4) Age range: 41-71 | 5/9 | Condition 1: Healthy controls - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube Condition 2: Mildly dysphagic patients - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube Condition 3: Severely dysphagic patients - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube | 58.29 51.29 56.86 | Time-frequency domain ERS and ERD spectral power density | Healthy controls display similar results to previous reports. In ALS, the more dysphagic, the more right-lateralized is the activity, with a global reduction of the pericentral activity in comparison to controls (p<0.05). No local extension of activity. | C3,C4 Cz F1,F2, FCL,FC2,FC3, BA6 FC4,FT8,FT9,Fz | BA1,2,3 C1,C2BA4 FC3, BA6 FC4,FT8,FT9,Fz | Postcentral gyrus Precentral gyrus PMC Right lateralisation for ALS | |
| Suntrup 2013 [37] | 21/22 (95%) Strong | III3 To evaluate differences in swallow-related cortical activation in dysphagic versus non-dysphagic patients with Parkinson's disease and healthy control subjects using an established swallow paradigm | 30 Parkinson Controls: 10 Non-dysphagic Parkinson patients=10 Age and gender-matched controls=10 | Patient: 9/11 Controls: 5/5 Dysphagic Parkinson Controls: 65.5(±12.6) patients=10 66.3(±12.4) | 9/11 | Task: Controls - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube Task: Non-dysphagic parkinson - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube Task: Dysphagic parkinson - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube | In all 3 groups: bilateral pericentral sensorimotor activation In patients, a strong decrease in activation was found (p<0.05) In non-dysphagic patients: shift of peak activation toward lateral motor, premotor and parietal cortices, reduced and delayed SMA activity (p<0.01) In dysphagic patients, reduced activation restricted to the sensorimotor areas (p<0.05). | C3,C4 Cz F1,F2, FCL,FC2,FC3, BA6 FC4,FT8,FT9,Fz C5,C6,CP3,CP4,P3, BA40 P4 na | BA1,2,3 C1,C2BA4 FC3, BA6 FC4,FT8,FT9,Fz C5,C6,CP3,CP4,P3, BA40 BA43 | Postcentral gyrus Precentral gyrus PMC Lateral parietal Cx Subcentral area (pat.) | | |

Supplementary Table S4 (Continued).

| MEG Reference | QualSys score (%) ^b | Objectives | Number of subjects analyzed | Age | Female/Male | Tasks and/or conditions (bold: eligible for the review) | Number of trials | Measure | Review conclusions | Locus of interest 10-10 system ^a | Locus of interest Brodmann Areas ^a | Locus of interest Anatomical gyri ^a |
|---------------------------|--------------------------------|--|---|---|------------------------------|---|--|--|---|---|---|---|
| Suntrup 2014 [39] | 21/22 (95%) Strong | III3 To investigate cortical swallow-related activation in patients diagnosed with functional dysphagia by means of MEG | 10 Functional patients=41.8(±12.5) dysphagia patients=5 40.2(±16.1) Controls=5 | Mean age Patients : 41.8(±12.5) Controls : 40.2(±16.1) | Patients 2/3 Controls 2/3 | Condition 1: Healthy controls - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube Condition 2: Functional dysphagic subjects - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube | 53±9 50±24 | Time-frequency domain ERS and ERD spectral power density | Healthy controls display similar results to previous reports. In functional dysphagic patients, the pericentral activity is reduced and right lateralised (L=0.5/0.0) with specific activity of the right insula, right DLPFC and right inferolateral parietal lobe. | C3,C4 Cz F1,F2,F3,F4,F7,F8 F3,F4,F7,F8 na C5,C6,CP3,CP4,P3, P4 na | BA1,2,3 C1,C2,BA4 C1,C2,FC3,BA6 F4,FT8,FT9,Fz BA44 BA13 BA40 BA43 | Postcentral gyrus Precentral gyrus PMC and SMA PFC Frontal Insula Lateral parietal Cx (pat) Subcentral area (pat) |
| Suntrup-Krueger 2018 [41] | 24/26 (92%) Strong | II To contribute robust evidence to the value of tDCS in dysphagia rehabilitation and overcome some limitations of previous studies. To evaluate the efficacy of a pathophysiologically reasonable tDCS protocol to improve stroke-related oropharyngeal dysphagia, conducting a randomized controlled trial (RCT) in a sufficiently large patient sample with objective clinical outcome measures alongside functional neuroimaging. | 10 patients included 10 had MEG, over the 59 patients | Mean age tDCS: 68.9(±11.5) over Controls: 67.2(±14.5) Data from the whole population Sham group=5 N=59, no precise data for the MEG groups (N=10) | na (for the MEG group) | Condition 1: Sham group - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube Condition 2: tDCS group - Self-paced volitional 10ml/min water swallowing by oral tube | 60 ^d 60 ^d | Time-frequency domain ERS and ERD spectral power density | Control conditions (n=71) displays similar results to previous reports. | C3,C4 Cz F1,F2,F3,F4,F7,F8 F3,F4,F7,F8 na C5,C6,CP3,CP4, CP5,CP6 | BA1,2,3 C1,C2,BA4 F1,F2,FC1,FC2,FC3,BA6 F4,FT8,FT9,Fz BA45 BA23,31 BA40 | Postcentral gyrus Precentral gyrus PMC and SMA DLPFC Posterior cingulate gyrus Supramarginal gyrus |

BA: Brodmann area
Cx : Cortex
DLPFC : Dorsolateral PFC

M1 : Primary motor cortex
Na: not available
NF : Neurofeedback

NS: non significant
Pat.: Results specific to pathological subjects
PFC: Prefrontal cortex

PMC : Premotor cortex
SE: Standard error
SMA : Supplementary motor area

R/L: Right/Left
SI : Primary sensory motor cortex
±: Standard deviation

a. Correspondance between 10-10 system, Brodmann areas and anatomical gyri were performed according to the article data but also Scriver and Reader 2022 [79], Okamoto 2004 [80] and <http://bioimagesuite.com> (based on Lacadie et al. 2008 [81]) when coordinates were available.
b. QualSys score: Quality score from Kmet et al.[11].
c. NHMRC: National Health and Medical Research Council level of evidence. Level I, systematic reviews; level II, randomized control trials; level III-1, pseudo-randomized control trials; level III-2, comparative studies with concurrent controls and allocation not randomized (cohort studies), case control studies, or interrupted time series with a control group; level III-3, comparative studies with historical control, two or more single-arm studies, or interrupted time series without a control group; level IV, case series.
d. Calculated based on a 15min measures with 4 swallowing par min and according to previous similar experiments)

2.4 Principes et méthodologie de la spectroscopie fonctionnelle roche infrarouge fNIRS

Notre revue systématique de la littérature et nos besoins spécifiques pour nos expérimentations nous ont orientés vers la technique de fNIRS. Afin de bien appréhender cette technique, il convient de reprendre les grands principes de la spectroscopie, ses modalités pour l'exploration tissulaire et enfin d'approfondir la méthode d'imagerie neurofonctionnelle proprement dite. Ses applications dans le cadre de la déglutition ont déjà été traitées au sein de notre revue de littérature (Article 1, p.113).

2.4.1 Principes optiques de la spectroscopie

La spectroscopie est un outil photonique permettant d'évaluer la concentration d'une substance chimique ayant des capacités d'absorption lumineuse, substance aussi appelée "chromophore". Le principe général de la spectroscopie tient au fait que les chromophores possèdent des capacités propres d'absorption des photons avec un spectre lumineux d'absorption spécifique de chaque chromophore. Cette capacité d'absorption des chromophores est déterminée essentiellement par la longueur d'onde des photons, la concentration du chromophore et la distance parcourue par les photons entre l'émetteur et le détecteur photoniques (regroupés sous le terme commun aux capteurs optiques : "optodes").

Les premières études de l'absorption lumineuses des chromophores date des 18e et 19e siècles, successivement par Pierre Bouguer, Johann Heinrich Lambert et August Beer et formalisée dès 1913 par Luther et Nikopoulos (BEER, 1852; BOUGUER, 1729; LAMBERT, 1760; LUTHER & NIKOLOPOULOS, 1913; MAYERHÖFER et al., 2020). Cette absorption suit donc la loi dite de Beer-Lambert et Bouguer qui modélise l'effet de ces trois paramètres :

$$A(\lambda) = -\log(I/I_0) = \epsilon(\lambda).L.C \quad (2.1)$$

Avec A , l'absorption photonique; λ , la longueur d'onde du faisceau incident; I_0 , l'intensité lumineuse incidente; I , l'intensité lumineuse transmise; $\epsilon(\lambda)$, le coefficient d'extinction molaire de l'espèce chimique d'intérêt (spécifique de la longueur d'onde); L , la longueur parcourue; C , la concentration de l'espèce chimique d'intérêt.

2.4.2 Spectroscopie tissulaire

L'application de la spectroscopie proche infrarouge à l'étude tissulaire rend possible la mesure de différents chromophores, comme la myoglobine ou l'hémoglobine par exemple (NEMOTO, 2021). L'hémoglobine se révèle particulièrement intéressante pour l'évaluation spécifique de la perfusion tissulaire. L'intérêt de la mesure spécifique de l'hémoglobine est double. D'une part, le suivi de la concentration d'hémoglobine permet d'évaluer la perfusion tissulaire, signe indirect de l'activité tissulaire. D'autre part, l'hémoglobine se présente sous deux formes, Hémoglobine oxygénée (HbO) et Hémoglobine désoxygénée (HbR), ce qui affine les analyses de la dynamique de sa concentration. L'absorptiométrie de l'hémoglobine diffère en effet selon qu'elle est oxygénée (HbO) ou non (HbR). Schématiquement, sur une bande de longueurs d'onde lumineuse étendue de 600 à 900nm, l'HbO absorbe mieux les photons entre 800 et 900nm et l'HbR entre 650 et 700nm comme l'illustre la Figure 2.2 A (IZZETOGLU et al., 2007; NISHIYORI, 2016; SCHOLKMANN et al., 2014).

Ainsi, en utilisant des faisceaux photoniques de deux longueurs d'onde différentes, il est possible de mesurer indirectement l'évolution conjointe des concentrations relatives de l'HbO et

de l'HbR du tissu sous-jacent. Cette méthode optique a été fréquemment utilisée pour l'étude de la perfusion musculaire (DESANLIS et al., 2024; SAKAUE et al., 2024), mais aussi et bien sûr, pour les études d'activité corticale qui nous intéressent ici. En cela, la mesure en fNIRS se rapproche du signal dépendant du niveau d'oxygène sanguin, "Blood Oxygen Level Dependent" (BOLD) de l'IRMf, qui mesure la concentration relative de l'HbO au cours du temps.

Avant d'étudier les spécificités de la fNIRS en imagerie neurofonctionnelle proprement dite, un dernier point technique de la méthode spectroscopique utilisée pour cette thèse mérite d'être précisé. En effet, il existe trois techniques de spectroscopie différentes : la méthode en onde continue ("continuous wave"), la méthode utilisant le domaine temporel ("time domain") et la méthode utilisant le domaine fréquentiel ("frequency domain"). L'ensemble de la suite de notre propos porte spécifiquement sur la méthode en onde continue, dont l'analyse s'appuie sur la variation d'intensité du flux photonique continu. C'est aussi la méthode la plus utilisée en imagerie neurofonctionnelle. La revue de littérature de Scholkmanm et coll. de 2014 aborde succinctement les différences des trois techniques (SCHOLKMANN et al., 2014) et nous pouvons proposer aux lecteurs.trices curieux.ses la lecture des revues de littérature de TORRICELLI et al., 2014 sur la technique du domaine temporel et de FANTINI et SASSAROLI, 2020 pour la technique du domaine fréquentiel.

2.4.3 Utilisation de la fNIRS en imagerie neurofonctionnelle

Application des principes spectrométriques

Si les optodes sont placées sur le scalp, les photons émis par la source sont capables de traverser le cuir chevelu, la calvaria et le liquide céphalo-rachidien, car les tissus cutanés, osseux et l'eau absorbent peu les photons de fréquences proches infra-rouges (Figure 2.2A). Les photons entrent ensuite en contact avec le cortex cérébral. À ce niveau, une petite partie des photons est absorbée par différentes protéines, dont l'hémoglobine qui est la protéine au pouvoir d'absorption le plus important dans cette gamme fréquentielle. Une autre partie des photons 100 fois plus importante est dispersée, notamment en direction de la surface cutanée (SCHOLKMANN et al., 2014). Les photons résiduels sont alors comptabilisés par le détecteur. L'ensemble du trajet parcouru entre deux optodes (une émettrice et une réceptrice) prend la forme d'une banane comme le décrit la figure 2.2B (KAZANCI & CANPOLAT, 2015; PINTI et al., 2020).

Chaque canal de mesure entre deux optodes porte donc sur l'activité de l'ensemble de cette "banane photonique". La profondeur de cette "banane" est positivement corrélée à la distance entre les deux optodes. Plus la distance est grande, plus la profondeur de la zone mesurée est grande, mais plus le signal se dégrade, perdant en sensibilité et dégradant le RSB. Ainsi, la distance de 3 cm entre les optodes est fréquemment utilisée chez l'adulte pour un bon équilibre entre sensibilité et RSB (BRIGADOI & COOPER, 2015). Cette distance de 3cm permet, chez l'adulte, de positionner le centre de la "banane" au niveau du cortex cérébral, soit environ 2.5cm de profondeur (cf Figure 2.2B, distance d1 entre "Source" et "Detector 1"). Dans ces conditions, la majorité de l'absorption par l'hémoglobine se fera donc autour de ce point central, au milieu des deux optodes.

Il est tout de même à noter que la région cutanée étant présente dans le trajet des photons et étant perfusées, son propre débit vasculaire peut tout à fait générer du signal. C'est en partie le mécanisme des artefacts de mouvements détectés en fNIRS. Une solution consiste en l'utilisation de canaux courts ("short channels") de 8mm de long (cf Figure 2.2B, distance d2 entre "Source" et "Detector 2"). Selon cette même relation longueur-profondeur du faisceau, ces "short channels"

mesurent ainsi le flux sanguin cutané, qui peut ensuite être corrigé dans le signal des canaux standards pour améliorer le RSB (ZHOU et al., 2020).

Quel que soit le type de canal, le rapport entre photons "émis" et photons "détectés" et son évolution au cours du temps permet de mesurer indirectement l'évolution des concentrations relatives d'HbO et d'HbR, selon la loi de Beer-Lambert modifiée par Delpy. La loi de Beer-Lambert classique s'appliquant en milieu aqueux avec une transmission linéaire des photons, une adaptation est nécessaire pour une analyse corticale, prenant en compte les spécificités tissulaires locales et la forme de "banane" du flux photonique. Delpy et collaborateur proposaient ainsi en 1988 une version modifiée de la loi de Beer-Lambert prenant en compte ces limitations (DELPY et al., 1988; SCHOLKMANN et al., 2014) :

$$\Delta OD(\Delta t, \lambda) = -\log_{10}\left(\frac{I(t_1, \lambda)}{I(t_0, \lambda)}\right) = \sum_i \epsilon_i(\lambda) \Delta c_i DPF(\lambda) d \quad (2.2)$$

Cette loi décrit la densité optique (OD, sans unité) du tissu en fonction de la perte d'intensité lumineuse (I), des concentrations en chromophores (c, unités [M]), les coefficients d'extinction molaires (ϵ , [M-1 cm-1]), le facteur de longueur de trajet différentiel (DPF, sans unité), la distance source-détecteur (d, [cm]). Le DPF est un facteur correcteur variable selon la longueur d'onde et les tissus traversés. Sa valeur dans les études cérébrales chez l'adulte est fixe, mais elle peut nécessiter des adaptations chez les enfants selon leur âge (SCHOLKMANN & WOLF, 2013).

À partir de la loi de Beer-Lambert modifiée, il est alors possible de calculer la variation (Δ) des concentrations en [HbO] et [HbR] à travers les équations suivantes et l'absorption de deux longueurs d'onde différentes λ_1 et λ_2 de spectres différents entre les deux chromophores :

$$\Delta[HbO] = (d)^{-1} \begin{bmatrix} \epsilon_{HbO}(\lambda_1) \\ \epsilon_{HbO}(\lambda_2) \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \Delta OD(\Delta t, \lambda_1) / DPF(\lambda_1) \\ \Delta OD(\Delta t, \lambda_2) / DPF(\lambda_2) \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

$$\Delta[HbR] = (d)^{-1} \begin{bmatrix} \epsilon_{HbR}(\lambda_1) \\ \epsilon_{HbR}(\lambda_2) \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \Delta OD(\Delta t, \lambda_1) / DPF(\lambda_1) \\ \Delta OD(\Delta t, \lambda_2) / DPF(\lambda_2) \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

Ainsi, l'évolution de la densité optique mesurée permet de calculer l'évolution des concentrations de l'hémoglobine corticale, reflétant l'évolution des débits vasculaires corticaux, signe indirect de l'activité neuronale locale (NISHIYORI, 2016; SCHOLKMANN et al., 2014).

2.4.4 Principe du couplage neurovasculaire et réponse hémodynamique canonique en fNIRS

L'activité neuronale nécessite une adaptation des apports en oxygène et en glucose aux neurones les plus actifs. Pour que ces apports s'adaptent aux besoins, l'activité vasculaire doit s'adapter à l'activité neuronale. Plus une région est active, plus son flux sanguin est élevé. Cela est possible grâce au phénomène de couplage neuro-vasculaire (IADECOLA, 2017). L'activité neuronale s'accompagne de la libération de neurotransmetteurs, de potassium et de monoxyde d'azote qui stimuleraient les cellules des capillaires et artérioles de la région active (péricytes, endothélium et fibres musculaires lisses). Cette stimulation va induire une vasodilatation de cette microvascularisation, entraînant une augmentation du flux vasculaire cérébral local comme l'illustre la figure 2.3 (IADECOLA, 2017).

Cette vasodilatation augmente notamment l'apport d'HbO et réduit la part relative d'HbR (PINTI et al., 2020). Il est à noter que le couplage neurovasculaire dépasse les besoins neuronaux réels, avec un excès d'HbO par rapport aux besoins, mais tout de même corrélé à l'intensité de

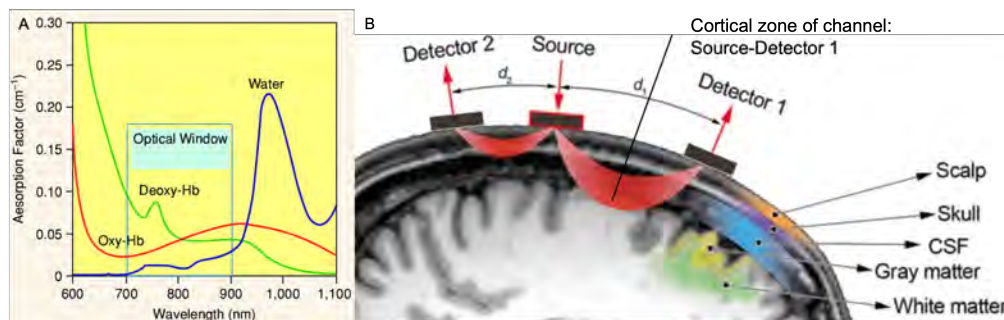


FIGURE 2.2 – Illustrations des grands principes de la spectroscopie appliqués à la fNIRS. (A) Coefficient d'absorption dans la fenêtre optique du proche infrarouge. In (IZZETOGLU et al., 2007). (B) Représentation schématique du passage des photons optiques à travers le scalp de la source aux détecteurs. S-D1 espacement de 30mm permettant de mesurer l'activité corticale superficielle. S-D2 : short channel. La ligne représente le point où les changements de concentration sont mesurés par l'absorption des photons lumineux par les chromophores (HbO et HbR). In : (PINTI et al., 2020)

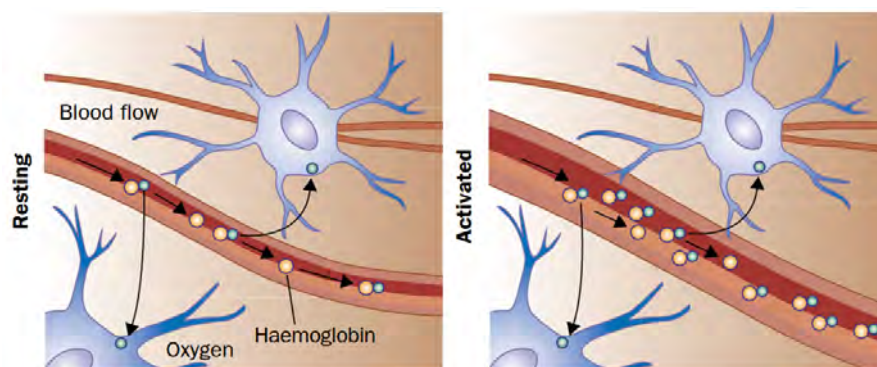


FIGURE 2.3 – Illustration du couplage neurovasculaire. Gauche : Activité de repos, avec une vasoconstriction relative de la microvascularisation permettant les apports minimaux nécessaires au fonctionnement neuronal basal. Droite : L'activation neuronale provoque une vasodilatation qui augmente le débit sanguin local, augmentant la part relative en HbO et réduisant la part relative en HbR. In : (ROSSINI et al., 2003).

l'activité neuronale. Cet excès d'HbO facilite sa mesure en imagerie neurofonctionnelle. L'évolution des concentrations d'HbO et d'HbR se fait sous la forme d'une réponse hémodynamique typique en trois phases : une première phase de baisse relative des concentrations d'HbO et de l'HbR liées à la dilatation vasculaire, une seconde phase d'ascension de l'HbO avec une HbR classiquement réduite ou stable et enfin un retour à la ligne de base des deux marqueurs, qui peut s'accompagner d'un dépassement de la ligne de base ("overshoot") (NISHIYORI, 2016; SCHOLKMANN et al., 2014). Les deux dernières phases sont les plus facilement identifiables. La Figure 2.4 présente un exemple typique de réponse hémodynamique canonique mesurée en fNIRS. La quantification de cette réponse hémodynamique peut se faire en termes d'amplitude et de latence et par la modélisation d'un modèle linéaire mixte afin de permettre la comparaison de l'activité des différents canaux de mesures et des différentes conditions d'activité.

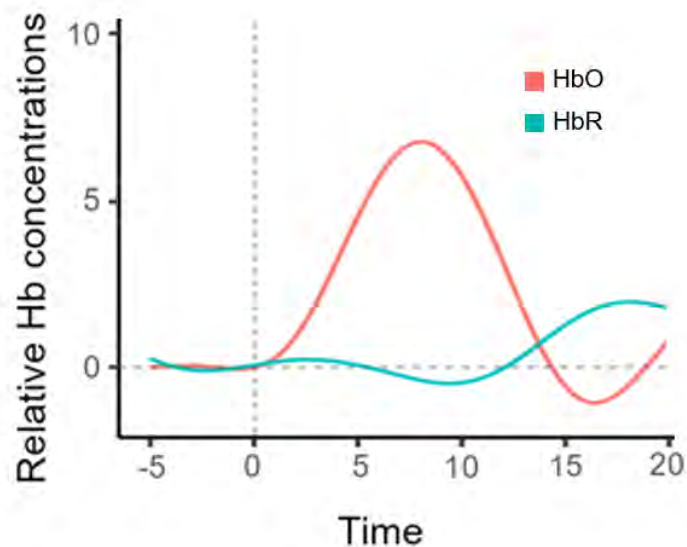


FIGURE 2.4 – Exemple de réponse hémodynamique typique mesurée en fNIRS d'une activation corticale avec une ascension de l'HbO accompagnée d'une réduction de l'HbR puis d'un retour à la ligne de base avec un "overshoot" (dépassement de la ligne de base). Cette courbe est un exemple issu de notre protocole.

La fNIRS se développe particulièrement depuis une vingtaine d'années et de nombreuses applications ont émergé, que ce soit la motricité des membres, les fonctions cognitives et bien sûr, l'étude de la déglutition. Notre revue de la littérature a mis en évidence l'ensemble des applications à notre domaine, qu'ils s'agissent d'études de physiologie, de physiopathologie ou même d'évaluation thérapeutique.

2.5 Conclusion générale : Choix final pour l'exploration cervicale et neurologique

Notre choix final, porté par la littérature, s'est donc posé sur l'HRCA (en particulier l'acoustique pour ce mémoire) et la fNIRS. Au-delà de leur caractère non invasif, ces deux technologies partagent une certaine simplicité d'utilisation tant dans l'installation que dans l'analyse minimale et surtout semblent permettre l'obtention de résultats avec un minimum de répétition et un

minimum de prétraitement du signal en comparaison des autres modalités. Ces éléments positifs nous semblaient répondre au besoin d'adaptabilité du protocole en contexte clinique ultérieur.

Deuxième partie

Méthodologie de la recherche

Hypothèses, Objectifs et Méthodologie pour l'exploration fonctionnelle cervicale et corticale non invasive du carrefour aérodigestif

C'est sur les bases fondamentales de physiologie et d'explorations non invasives du CAD précédemment décrites que nous avons souhaité proposer un protocole innovant d'exploration synchronisée de l'activité cervicale du CAD à partir de signaux acoustiques et de ses corrélats corticaux mesurés en fNIRS. Ce travail porte sur l'exploration des différences de résultats des fonctions du CAD et la mise en corrélation des paramètres cervicaux et corticaux, avec une attention particulière sur la fonction de déglutition. Le chapitre 3 (Article 2, p113) présente la méthodologie utilisée, les chapitre 4 (Article 3, p214), 5 (p219), 6 (p241) et 7 (p259) en présentent les résultats.

Afin de résumer les éléments de littératures importants pour la compréhension de notre protocole, nous vous proposons l'introduction suivante, inspirée de l'article 2 de méthodologie. Cela permettra de justifier pleinement la méthodologie utilisée et d'en faciliter la compréhension.

3.1 Justification et contexte

3.1.1 Fonctions du carrefour aérodigestif

Les voies respiratoires et le système digestif ayant des fonctions distinctes, le fonctionnement du CAD repose sur une synchronisation parfaite de l'ensemble des structures neuromusculaires qui le composent (LUDLOW, 2005). Cette synchronisation est cruciale pour de multiples fonctions concourantes et complémentaires, notamment la respiration, la déglutition, la phonation et la protection des voies respiratoires. En outre, cette coordination est essentielle dans des conditions réflexes comme volontaires.

La fonction respiratoire illustre bien ce point. Le diaphragme est le principal muscle impliqué et ses contractions cycliques spontanées peuvent être modulées volontairement selon diverses conditions spontanées ou volontaires (activités physiques, chant, toux, hoquet). Son activité

automatique respiratoire émane d'un "central pattern generator" (générateur de motifs centraux, CPG) situé dans les complexes Pré-Bötzing et Bötzing de la moelle allongée (FOGARTY & SIECK, 2020; FOGARTY et al., 2018). Cette activité est inconsciemment modulée par les chémorécepteurs du tronc cérébral et les mécanorécepteurs pulmonaires.

En cas de besoin, il est possible de contrôler volontairement l'activité du diaphragme. Les corrélats corticaux de ce contrôle semblent localisés dans le cortex moteur primaire postérieur près de la ligne médiane, avec un contrôle supérieur provenant de l'aire motrice supplémentaire et du cortex prémoteur (KHEDR & TRAKHAN, 2001; MCKAY et al., 2003). Il convient de noter que des preuves suggèrent que différentes tâches volontaires peuvent impliquer des réseaux corticaux distincts (HELOU & DUM, 2023). Ces réseaux corticaux modulent les activités des complexes Pré-Bötzing et Bötzing et pourraient également moduler un autre CPG spécifique à l'expiration forcée (JANCZEWSKI & FELDMAN, 2005).

La toux est également un mécanisme intéressant de coordination entre la respiration (via la contraction du diaphragme) et la fermeture puis l'ouverture glottique du larynx (FOGARTY et al., 2018). D'une part, sous sa forme réflexe, elle permet au tractus trachéobronchique de se débarrasser des sécrétions et/ou des substances inhalées en réponse à une stimulation locale. D'autre part, la toux volontaire ne nécessite pas strictement de stimulation trachéale pour être déclenchée. Dans les deux cas, la toux est suivie d'un réflexe de déglutition pour garantir le dégagement du pharynx des sécrétions/substances concernées (PITTS et al., 2013). Les toux spontanées et volontaires diffèrent cliniquement en termes de flux d'air (BRANDIMORE et al., 2015), ce qui pourrait refléter les différences de voies neurales entre ces deux types de toux (MAZZONE et al., 2013).

La phonation est une fonction particulière du CAD ayant principalement un rôle social. Elle implique tout de même une régulation précise de la respiration et de la déglutition pour la gestion de la salive afin qu'elles remplissent leurs rôles sans altérer l'intelligibilité. Chez les sujets sains, certaines études suggèrent que, pendant la parole, la durée de l'inspiration est corrélée à la longueur des phrases suivantes (FUCHS et al., 2013; WHALEN & KINSELLA-SHAW, 1997). Ce mécanisme suggère un rôle de la planification motrice de la parole, impliquant le cortex prémoteur. D'autres études ont montré que la longueur des phrases précédentes influence la durée et la profondeur de l'inspiration, renforçant ainsi le rôle de la respiration spontanée (KALLAY et al., 2019). Bien qu'il reste incertain que la respiration prépare ou corrige les effets de la parole (peut-être les deux), cela illustre bien leur coordination. Chez les patients atteints de la maladie de Parkinson, HUBER et al., 2012 ont identifié des données suggérant une altération des mécanismes respiratoires et cognitifs.

La déglutition présente ses spécificités en ce qui concerne ses activités réflexes ou volontaires. La synchronisation réflexe entre la déglutition spontanée et la respiration est essentielle. Par exemple, lorsque nous sommes éveillés, la salive est produite en continu et sa déglutition spontanée régule ce flux pendant des activités comme la parole ou la respiration (FUJIKI et al., 2015). De même, pendant le sommeil, la synchronisation entre respiration et déglutition demeure nécessaire pour assurer une ventilation normale et prévenir les pneumopathies d'inhalation, bien que leur fréquence varie selon les phases de sommeil (ERTEKIN, 2011; SATO, 2020).

Cela reflète le fait que les CPG de la respiration et de la déglutition interagissent, comme l'ont montré DICK et al., 1993 chez les chats. Ils ont démontré que l'activité du CPG de déglutition pourrait inhiber celle du CPG respiratoire, mais que le CPG respiratoire pourrait également moduler l'activité du CPG de déglutition. Certains aspects physiologiques de cette coordination sont bien décrits, car il a été montré que la déglutition spontanée se produit principalement pendant la phase expiratoire du cycle respiratoire. La séquence de déglutition a été observée en association avec une pause dans le cycle respiratoire, appelée "apnée de déglutition" par

Shaker et coll. et d'autres auteurs depuis (HATTORI et al., 2022; SHAKER et al., 1992; YAGI et al., 2017). Pendant cette apnée, le larynx est fermé par la contraction et la fermeture de la glotte, l'inclinaison antérieure des cartilages aryténoïdes et l'inclinaison postérieure de l'épiglotte (ABE & TSUBAHARA, 2011).

Cependant, cette coordination doit être adaptative en cas de déglutition volontaire (c'est-à-dire pendant les repas). Schématiquement, chez les jeunes sujets en bonne santé, l'apparition de cette "apnée de déglutition" varie en fonction des conditions de la tâche. Bien qu'elle se produise 55% du temps pendant la phase expiratoire du cycle lors de la déglutition de salive au repos, son occurrence expiratoire augmente à 90% pendant une tachypnée ou lors de la déglutition d'eau. Dans leur revue, Ertekin et coll. (2011) ont illustré que la différence critique réside dans la présence d'une phase orale pendant la déglutition volontaire, tandis qu'elle est moins systématique ou au moins plus courte pendant la déglutition spontanée (ERTEKIN, 2011). Cela conduit à des mesures montrant que la déglutition volontaire est plus longue que la déglutition spontanée (ERTEKIN, 2011). Les phases pharyngée et œsophagienne semblent similaires, car elles sont davantage réflexes et dépendent d'un CPG bulbaire spécifique (ERTEKIN, 2011). La régulation et l'adaptation de chaque fonction contribuent au bon déroulement des autres.

Comme on pourrait s'y attendre, tout dysfonctionnement du carrefour aérodigestif peut entraîner des complications vitales et sociales intriquées, altérant la qualité de vie du patient (JONES et al., 2018). Il est donc important de considérer chaque déficience fonctionnelle individuellement et de manière intriquée. En effet, comme dans les troubles neurodégénératifs ou les maladies respiratoires, ces déficiences accumulées entraînent une détérioration rapide du bien-être du sujet (MARTIN-HARRIS, 2008; SHAKER et al., 1992). Alors que la dysphagie augmente le risque de malnutrition et de pneumopathie d'inhalation, elle altère également la fonction respiratoire. Finalement, l'adjonction d'une dysphonie réduit les possibilités de recevoir de l'aide des soignants et conduit également à l'isolement du sujet, aggravant le pronostic.

Cette intrication complexe des fonctions implique une planification précise des autres lorsqu'une fonction est effectuée. Cela implique des réseaux neuronaux spécifiques à chaque tâche et à leur coordination, ces réseaux étant conçus pour des conditions volontaires ou réflexes. Cette complexité justifie la nécessité de protocoles spécifiques pour mesurer l'activité cérébrale dans chaque condition et leur corrélation avec la qualité de l'exécution de la fonction. Comme la littérature précédente se concentre sur une seule fonction et condition, et pour explorer les activités cervicales et corticales synchronisées, nous avons cherché à établir un protocole permettant de corréler ces différentes activités de manière non invasive et en situation proche de la vie quotidienne. Pour plus de clarté, nous nous concentrons sur la déglutition, mais proposons un protocole enregistrant une activité continue, incluant ainsi les fonctions non liées à la déglutition. Un tel protocole vise à mieux comprendre les diverses physiopathologies des incapacités du CAD et ouvre le champ à la réhabilitation de ces troubles. En effet, différentes lésions ou pathologies entraînent différentes présentations cliniques et adaptations neurologiques.

3.1.2 Évaluation cervicale des fonctions du carrefour aérodigestif

Au niveau cervical, les fonctions du CAD peuvent être explorées à l'aide de multiples technologies. En pratique clinique, les méthodologies actuelles de référence restent la fibroscopie par voie pharyngo-laryngée FPLN et spécifiquement pour la déglutition, la vidéofluoroscopie VFS. La FPLN permet d'observer les mouvements pharyngo-laryngés pendant la respiration, la parole et la déglutition (STACHLER et al., 2018). La VFS permet de suivre le transit du bol alimentaire pendant la déglutition et d'observer les mouvements musculaires pendant la déglutition et d'autres fonctions (HELLIWELL et al., 2023). Cependant, ces méthodes sont soit irradiantes, soit invasives (donc potentiellement douloureuses), et des alternatives sont nécessaires, en particulier

pour les enfants.

D'autres technologies ont été développées à cet effet, comme l'électromyographie de surface (DING et al., 2002; DZIEWAS et al., 2003; TEISMANN et al., 2007), l'accélérométrie (JESTROVIĆ et al., 2013) et les microphones (HAMMOUDI et al., 2014; JESTROVIĆ et al., 2013; MORINIÈRE et al., 2006). L'électromyographie explore les contractions musculaires, l'accélérométrie mesure les mouvements laryngés et les microphones captent les sons du bol alimentaire et des flux d'air à travers le CAD lors de chacune de leurs fonctions. Chaque technique a été utilisée pour explorer plusieurs fonctions du CAD avec des signaux spécifiques.

Par exemple, il a été montré que la force de déglutition est corrélée à l'amplitude et à la durée des signaux d'électromyographie de surface (sEMG) (NG et al., 2022) et à certaines propriétés de l'ingestion du bol alimentaire (KOHYAMA et al., 2015). Alfonsi et coll. ont utilisé la sEMG pour évaluer la dysphagie chez des sujets atteints de maladies neurologiques. Ils ont montré une augmentation de la durée de la séquence motrice chez les sujets atteints de la maladie de Parkinson et de sclérose en plaques (ALFONSI et al., 2007, 2013) et un manque de cohérence des activités musculaires chez les sujets atteints de sclérose latérale amyotrophique. De même, avec l'acoustique, Morinière et coll. (MORINIÈRE et al., 2006) ont illustré que les sons de déglutition suivent un modèle en trois composantes chez des sujets sains. Ce modèle était modifié chez les patients atteints d'un cancer du larynx après chirurgie, le modèle postopératoire étant corrélé au type de chirurgie (MORINIÈRE et al., 2011). En cas de laryngectomie partielle, les trois composantes persistaient avec un temps total de déglutition prolongé et une ouverture réduite du sphincter supérieur de l'œsophage. En cas de laryngectomie totale, la troisième composante T_3 (le son de relâchement laryngé) était soit supprimée dans la moitié des cas, soit remplacée par un son d'ouverture pharyngée dans l'autre moitié des cas.

Ces différentes technologies peuvent alors être utilisées pour détecter automatiquement les événements du CAD. En utilisant les caractéristiques des signaux corrélés au bol alimentaire ou à la tâche et des indices de maladies spécifiques via l'apprentissage profond, il devient possible de détecter automatiquement les événements normaux du CAD (DUDIK, COYLE et al., 2018; MAO et al., 2019) et leurs anomalies, comme les inhalations silencieuses (SHU et al., 2022), sans risque pour les sujets. De telles méthodologies écologiques sont cruciales pour explorer les corrélats neurologiques des fonctions du CAD avec un biais méthodologique réduit, en particulier chez les sujets atteints de maladies ou après des interventions chirurgicales.

3.1.3 Évaluation des corrélats neurologiques des fonctions du carrefour aéro-digestif (CAD)

Le contrôle neurologique du CAD a été montré comme provenant à la fois du tronc cérébral et du cortex cérébral à travers de multiples études anatomiques et neurofonctionnelles (JEAN, 2001; LUDLOW, 2005, 2015). Les premières études anatomiques ont suggéré que le noyau ambiguu et le noyau retro-ambiguu, situés dans la moelle allongée, regroupent plusieurs CPG réflexes pour les fonctions du CAD telles que la vocalisation, la toux et la déglutition, des résultats qui ont été confirmés par des études neurofonctionnelles (LUDLOW, 2005, 2015; S. P. ZHANG et al., 1995). Dans leur revue de la littérature axée sur les études anatomiques animales, l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf) et les études humaines de tomographie fonctionnelle par émission de positrons (fPET), Ludlow (2015) a décrit le contrôle central du tronc cérébral comme un CPG situé dans le noyau ambiguu (dans le groupe ventral de déglutition) qui active le nerf laryngé supérieur (Ludlow, 2015). Ils ont également décrit les zones corticales qui influencent ce CPG, avec l'association du cortex cingulaire, de l'insula, de la zone motrice supplémentaire et du cortex sensori-moteur péricentral latéral, que l'on désigne sous le nom de « zone corticale de la déglutition ». Cette dernière correspond à la zone pharyngolaryngée selon les

homonculi de Penfield (PENFIELD & BOLDREY, 1937; PENFIELD & RASMUSSEN, 1950). Ces centres neurologiques activent les muscles pharyngés et laryngés, qui propulsent alors séquentiellement le bol alimentaire de la bouche vers l'œsophage. L'une des limites de ces études est que la fPET est irradiante. De plus, tant la fPET que l'IRMf sont réalisées en position couchée, ce qui n'est pas écologique pour les fonctions normales du CAD et limite l'applicabilité de ces résultats. Une alternative écologique non irradiante pour étudier les corrélats cérébraux des fonctions du CAD permettrait de surmonter ces limitations.

Dans une revue précédente de la littérature (GALLOIS et al., 2022), nous avons constaté que de nombreuses études ont tenté de surmonter ces limitations à travers trois techniques d'évaluation cérébrale de la déglutition : l'électroencéphalographie (EEG), la magnétoencéphalographie (MEG) et la fNIRS.

D'une part, l'EEG et la MEG mesurent l'activité cellulaire neuronale, soit électrique (EEG), soit électromagnétique (MEG). Elles sont capables de localiser précisément l'activité corticale liée à la déglutition sur le cortex péricentral inférieur, similaire à la zone corticale de la déglutition décrite par Ludlow (2015). Avec l'EEG, Hiraoka a étudié le potentiel cortical lié au mouvement (MRCP, movement-related cortical potential) associé à l'acte de déglutition (HIRAOKA, 2004). Ils ont montré que le MRCP est situé au-dessus du cortex péricentral inférieur et du vertex, et que son amplitude est plus élevée avec la déglutition de la salive qu'avec celle de l'eau. Nonaka et coll. (2009) ont ensuite observé que l'amplitude du MRCP associé à la déglutition est augmentée en cas de tâche de déglutition supervisée par rapport à une tâche de déglutition volitionnelle à son propre rythme (NONAKA et al., 2009). En utilisant la MEG, Dziejwas et coll. ont montré l'implication du cortex péricentral latéral pour la fonction de déglutition (DZIEWAS et al., 2003; TEISMANN et al., 2009). Ils ont également montré les modifications de son activité chez les patients dysphagiques par rapport aux sujets sains (DZIEWAS et al., 2009; TEISMANN, SUNTRUP et al., 2011; TEISMANN, WARNECKE et al., 2011; TEISMANN et al., 2008). Puis, ils ont approfondi l'effet de thérapies potentielles comme la tDCS sur son activité (SUNTRUP-KRUEGER et al., 2018).

D'autre part, la fNIRS mesure les variations de l'HbO et de la HbR de manière similaire au signal BOLD mesuré avec l'IRMf. Ces signaux (fNIRS et BOLD) reflètent les variations du flux sanguin hémodynamique associées à une tâche et sont considérés comme une mesure indirecte de l'activité cellulaire. Selon ces principes, des études utilisant la fNIRS ont trouvé des résultats similaires montrant des réponses hémodynamiques au niveau du cortex péricentral inférieur avec moins de précision spatiale (S. E. KOBER, 2018; S. E. KOBER, BAUERNFEIND et al., 2015).

Ces trois méthodes sont capables de mesurer les différences selon le type de fonction, du type de bol alimentaire (quantité et viscosité) et de la difficulté de la tâche (GALLOIS et al., 2022). Par exemple, avec l'EEG, Jestrović et coll. ont montré les différences dans la structure micro-architecturale des réseaux cérébraux associés à la déglutition et leurs variations dues à l'effet de la texture (JESTROVIĆ et al., 2014), de la position de la tête (JESTROVIĆ et al., 2015, 2016) ou de la présence d'un distracteur cognitif pendant la tâche (JESTROVIĆ et al., 2018). Nonaka et coll. ont montré différentes activités corticales EEG entre une déglutition naturelle et une « déglutition avec effort » (NONAKA et al., 2009). Avec la fNIRS, Kober et coll. ont montré les différentes activités corticales liées à la déglutition d'eau et de salive (S. E. KOBER, 2018), ainsi que celles de l'exécution motrice et de l'imagerie motrice de la déglutition (S. E. KOBER, BAUERNFEIND et al., 2015). Avec la MEG, Suntrup et coll. ont étudié l'effet d'une déglutition difficile et d'une déglutition normale (SUNTRUP et al., 2013). Cependant, aucune étude n'a comparé la fonction de déglutition à d'autres fonctions dans un environnement écologique (c'est-à-dire similaire à un repas).

3.1.4 Analyse des signaux multiples

Il semble désormais intéressant d'associer ces mesures neurologiques et cervicales des signaux, et certains auteurs les ont déjà utilisées ensemble. Teismann, Suntrup et coll. ont synchronisé la sEMG (sEMG) avec leurs signaux MEG dans plusieurs études sur le réseau cortical de la déglutition chez des sujets atteints de maladies neurologiques (SUNTRUP et al., 2014; TEISMANN, SUNTRUP et al., 2011). Pour leur étude de la structure micro-architecturale du réseau de déglutition, Jestrović et coll. ont associé des mesures d'accélérométrie à leurs mesures EEG (JESTROVIĆ et al., 2015, 2016). Ces types d'associations permettent une synchronisation précise pour mettre en évidence les corrélats corticaux de l'activité sensorimotrice cervicale, ce qui permettrait également de mettre en corrélation les signaux cervicaux et corticaux, interrogeant l'effet des maladies sur ces corrélations.

Cependant, la plupart de ces études se concentrent uniquement sur une fonction du CAD et les signaux cervicaux sont principalement utilisés comme référence temporelle pour étudier le signal cortical. De plus, l'exploration de la corrélation entre les caractéristiques de l'activité cervicale de déglutition et de ses corrélats corticaux est restée limitée. Ainsi, la physiologie du CAD n'a jamais été abordée à la fois au niveau cervical et cérébral, ce qui limite le transfert de leurs résultats à la physiopathologie.

Nous avons donc proposé un protocole de mesures d'activités cervicales et corticales synchronisées, utilisable en conditions écologiques pour l'exploration des fonctions du CAD. L'activité cervicale a été enregistrée sous forme de signaux acoustiques et accélérométriques, mais seuls les signaux acoustiques sont traités dans ce travail. Les signaux accélérométriques feront l'objet de publications ultérieures. L'activité corticale a quant à elle été mesurée en fNIRS. Ce protocole devait permettre de différencier l'activité des fonctions du CAD entre elles et selon leurs caractéristiques de réalisation, avec le projet d'utiliser ce protocole aux sujets qui ne peuvent avoir accès aux étalons de mesures. Notre protocole nous a permis d'explorer plusieurs hypothèses afin de valider le protocole lui-même et d'enrichir les connaissances de la physiologie du CAD.

3.2 Hypothèses

Notre protocole écologique de mesures cervicales acoustiques devait nous permettre de mesurer précisément l'activité corticale fNIRS associée aux différentes fonctions du CAD et plus spécifiquement à la déglutition, en conditions volontaires et spontanées. Ainsi, ce travail a permis de couvrir plusieurs hypothèses :

1. Notre première hypothèse était que l'activité corticale associée à la fonction de déglutition différait en conditions volontaires et spontanées (M.-L. HUCKABEE et al., 2003).
2. Notre deuxième hypothèse était que le type de bolus et la qualité des déglutitions sont corrélés et modifient la réponse corticale associée (JESTROVIĆ et al., 2014; S. E. KOBER, 2018).
3. Notre troisième hypothèse supposait que le réseau neurofonctionnel de la déglutition différait de celui des autres fonctions du CAD (JESTROVIĆ et al., 2016).
4. Notre quatrième hypothèse était que différents profils physiopathologiques devaient s'accompagner de différences d'activités (S. E. KOBER, BAUERNFEIND et al., 2015).

3.3 Objectifs de la thèse

Nos objectifs ont donc été les suivants :

1. Comparer les activités cervicales et corticales du CAD associées à la fonction de déglutition, en condition volontaire et spontanée.
2. Mettre en corrélation l'activité corticale avec les caractéristiques des signaux cervicaux de la fonction de déglutition.
3. Comparer le réseau cortical mesuré en fNIRS des différentes fonctions CAD.
4. Comparer les activités cervicales et corticales de sujets ayant présenté des accidents de déglutition lors du test avec des sujets sans symptômes.

3.4 Étude des corrélats neuronaux des fonctions du carrefour aérodigestif en conditions naturelles : un protocole utilisant la spectroscopie fonctionnelle proche infrarouge, l'acoustique cervicale et l'accélérométrie

La première étape était donc de créer un protocole de mesures cervicales et corticales utilisant l'HRCA et la fNIRS de manière conjointe. Nous présentons ici la méthodologie de ce protocole. Cette méthodologie a fait l'objet d'une soumission au journal *Brain Organoids and Systems Neuroscience Journal*. Vous trouverez ci-après le résumé de cet article de méthodologie et l'article proprement dit au format PDF.

3.4.1 Résumé de l'article 2

Introduction

Nous avons déjà abordé de manière extensive la complexité physiologique du fonctionnement du CAD et les limitations des méthodes d'exploration habituellement utilisées. L'objectif de cet article était de présenter un protocole innovant visant à dépasser ces limitations. Notre protocole combine trois technologies non invasives pour étudier les fonctions du CAD en corrélant l'activité corticale et cervicale, pour une utilisation dans un cadre écologique et naturel.

Matériel et Méthodes

Population Des sujets adultes en bonne santé, âgés de plus de 18 ans et ne présentant aucun antécédent de troubles neurologiques, musculaires ou cervicaux, sont inclus dans l'étude. Une évaluation cognitive (test CODEX) est effectuée pour garantir l'absence de déficits cognitifs. Un questionnaire DHI (Déglutition Handicap Index) est rempli avant l'expérimentation pour s'assurer de l'absence de dysphagie préexistante (CRESTANI et al., 2011 ; WOISARD & LEPAGE, 2010). Un score de DHI inférieur à 11 est considéré comme normal et nécessaire pour l'inclusion. Les participants reçoivent des informations détaillées sur l'étude et signent un consentement éclairé avant leur inclusion. Le protocole a été validé par le comité d'éthique de l'Université de Toulouse (IRB n°00011835-2023-0221-635).

Protocole expérimental Les participants effectuent des tâches variées telles que la déglutition (volontaire et spontanée), la toux, le hémage, et la phonation, dans une position assise naturelle. Pour la déglutition, les bolus administrés varient en volume et en texture, conformément à la classification IDDSI (International Dysphagia Diet Standardization Initiative) (CICHERO et al., 2017). Les textures étudiées incluent la salive, des liquides (eau 10mL et 100mL), des liquides épaissis (IDDSI-3 et IDDSI-4), et des solides (biscuits IDDSI-7). Les tâches sont répétées plusieurs fois (environ 10 répétitions) sur trois sessions pour assurer une collecte de données suffisante.

Évaluation cervicale L'évaluation cervicale utilise le dispositif Swallis DSA™. Ce collier en silicone est équipé d'un microphone et d'un accéléromètre tri-axial, placés stratégiquement sur le cou pour capturer les signaux acoustiques et les mouvements associés aux fonctions du CAD. Cette technologie non invasive permet de détecter et d'analyser les événements comme les déglutitions, les toux et les phonations (MORINIÈRE et al., 2006). L'annotation des événements est réalisée manuellement en segmentant le début et la fin du profil acoustique et accélérométrique de la phase oropharyngée. Nous annotons aussi les éventuels événements involontaires tels que les déglutitions spontanées, les événements de toux et de hémages spontanés, en particulier associés à une déglutition.

Évaluation neurofonctionnelle Un système de fNIRS) 8/8 (8 sources et 8 détecteurs) est utilisé pour enregistrer l'activité hémodynamique corticale, notamment dans les régions péri-centrales latérales et la région pré-motrice de manière bilatérale (ZIMEO MORAIS et al., 2018). Le montage des optodes est optimisé pour cibler les zones cérébrales impliquées dans les fonctions du CAD, avec un accent particulier sur les aires de la déglutition (S. E. KOBER, BAUERNFEIND et al., 2015; LUDLOW, 2015).

Analyse des données Les paramètres extraits incluent les durées et les amplitudes des signaux cervicaux, ainsi que la latence des pics et l'activité moyenne des variations hémodynamiques (HbO et HbR). Les corrélations entre les signaux cervicaux et corticaux sont analysées statistiquement, avec des comparaisons entre différentes tâches, textures et volumes des bolus.

Analyse statistique Pour évaluer les différences entre les tâches et les caractéristiques des bolus, des analyses par modèles linéaires mixtes et Anova sont utilisées. Ces analyses permettent de comparer les durées et amplitudes des signaux enregistrés en fonction des conditions expérimentales (type de tâche, volume ou texture du bolus). Lorsque des différences significatives sont détectées, des tests post-hoc de Tukey sont réalisés pour identifier les comparaisons significatives. De plus, les corrélations entre les paramètres corticaux (HbO et HbR) et cervicaux (durée, amplitude) sont calculées à l'aide des coefficients de corrélation de Spearman ou de Pearson, en fonction de la normalité des données. Cette approche assure une analyse robuste des relations entre les signaux et des effets des différentes conditions expérimentales.

Résultats attendus

La validation du protocole se fera par l'analyse conjointe des signaux cervicaux et corticaux, qui permettra d'identifier des modèles spécifiques pour chaque fonction du CAD. Ces résultats serviront de base pour des études ultérieures sur des populations cliniques.

Ce protocole nous permettra de mettre en corrélation les paramètres cervicaux et corticaux. Les caractéristiques des bolus (volume, texture) et la nature des tâches (volontaire ou réflexe) devraient influencer les réponses corticales mesurées. Une corrélation entre l'intensité des signaux cervicaux et l'amplitude des réponses hémodynamiques est anticipée.

À terme, ce protocole sera appliqué en situation clinique avec des sujets atteints de dysphagie et pour lesquels les examens de référence ne peuvent se réaliser à cause de la position allongée ou de la nécessité de répéter ces examens qui peuvent être irradiants. Ce protocole pourrait améliorer le diagnostic des troubles du CAD, notamment chez les patients dysphagiques, neurologiques ou pédiatriques, souvent difficiles à évaluer avec les méthodes conventionnelles.

Discussion et perspectives

Ce protocole offre une approche unique pour explorer les fonctions du CAD dans des conditions proches de la vie quotidienne. Contrairement aux méthodes conventionnelles, il n'implique ni irradiation (comme dans la radioscopie) ni caractère invasif (comme dans la FPLN), le rendant adapté à une large gamme de sujets, y compris les enfants et les personnes fragiles.

Le processus d'annotation manuelle des signaux cervicaux est particulièrement chronophage, laborieux et susceptible d'erreurs. Cependant, des algorithmes d'apprentissage automatique pourraient automatiser cette étape à l'avenir. Par exemple, des modèles de réseau neuronal pourraient être entraînés à détecter les événements de déglutition à partir des signaux accélérométriques ou acoustiques (BAQUÉ et al., 2023; MAO et al., 2020; SABRY et al., 2020).

L'approche non invasive et écologique permettra d'évaluer plusieurs fonctions du CAD en continu, y compris des événements spontanés comme les inhalations silencieuses. Les corrélations entre signaux cervicaux et corticaux pourraient fournir des indices précieux sur la physiopathologie des troubles du CAD, ouvrant la voie à des applications diagnostiques et thérapeutiques. À terme, cette méthodologie pourrait être utilisée pour surveiller les fonctions du CAD pendant des repas complets ou dans des contextes cliniques. Les anomalies détectées pourraient être corrélées aux profils neurologiques des patients pour un diagnostic précoce des troubles neurodégénératifs par exemple.

Conclusion

Ce protocole novateur permet d'évaluer les fonctions du CAD de manière non invasive, écologique et exhaustive. Il offre un potentiel considérable pour transformer la prise en charge des troubles dysphagiques et neurologiques. Les futures études devraient explorer son application à des populations cliniques, notamment pour guider la réhabilitation des patients atteints de dysphagie ou d'autres troubles associés.

3.5 Article 2 : Étude des corrélats neuronaux des fonctions des voies aérodigestives supérieures en conditions naturelles : un protocole utilisant la spectroscopie fonctionnelle proche infrarouge, l'acoustique cervicale et l'accélérométrie

Vous trouverez ci-après l'article méthodologique complet, tel que soumis au journal "Brain Organoids and Systems Neuroscience". Cet article est en cours de reviewing à ce jour. L'introduction ayant été traduite en français précédemment, il est possible de débiter la lecture directement par la partie **2. Materials and Methods**.

Vous trouverez en annexe B p367 plusieurs figures aidant à la compréhension de la méthodologie. La Figure B.1 présente l'interface d'annotation du logiciel du Swallis DSA.

La Figure B.2 présente les résultats des tâches de chaque sujet en termes de nombre de répétition et de durées médianes.

La Figure B.3 présente le scalp coupling index (SCI) de chaque canal pour chaque sujet. Cet index évalue la qualité des signaux. Un index supérieur à 0.8 est idéal, mais amène à rejeter beaucoup de canaux de mesure, en particulier chez les sujets ayant des cheveux épais et sombres. Il est possible de réduire le seuil à 0.5 comme le proposent HOLMES et al., 2024. Nous avons choisi ce seuil et les canaux ayant un $SCI < 0.5$ ont été écartés de nos études (encadrés en rouge dans la figure).

Brain Organoid and Systems Neuroscience Journal

Study of upper aerodigestive tract functions neural correlates in natural conditions: a protocol using functional near infrared spectroscopy, cervical acoustics and accelerometry --Manuscript Draft--

| | |
|------------------------------|---|
| Manuscript Number: | BOSN-D-24-00014 |
| Article Type: | Method articles |
| Keywords: | Upper aerodigestive tract, High-definition cervical auscultation, functional near-infrared spectroscopy, Swallowing, Non-invasive |
| Corresponding Author: | Yohan Gallois, M.D. University of Toulouse-Jean Jaurès Neuro Psycho Linguistics Laboratory FRANCE |
| First Author: | Yohan Gallois |
| Order of Authors: | Yohan Gallois Jeanne Souche Yann Lemaire Lila Gravellier Pascal Barone Linda Nicolini Jérôme Farinas Pascal Gaillard Virginie Woisard |
| Abstract: | <p>Background: The upper aerodigestive tract (UADT) is a complex structure with multiple synchronized vital functions like swallowing and breathing. These functions rely on central neurological controls and cervical effectors. Reference UADT assessments have questionable limitations in natural conditions. The following article introduces our new study protocol addressing those limitations. Our protocol gathers three non-invasive technologies to evaluate UADT functions in natural conditions. Here, we aim to correlate the cortical and cervical activity of the UADT functions in real-world ecological settings. New method: Healthy subjects perform speech, coughing, throat clearing and swallowing tasks in a natural sitting position. Cervical evaluation uses acoustic and accelerometric measures that reflect the laryngeal movements and bolus progression. We manually segment each task events. Functional near-infrared spectroscopy measures the concurrent cortical activity from the bilateral inferior pericentral regions, including the laryngeal sensorimotor cortices. We statistically compare the three signals events' duration and amplitudes between tasks, bolus types and between volitional and spontaneous event. Comparison with existing methods: Reference UADT evaluations show limitations. Cervical assessment references are irradiating (videofluoroscopy) or invasive (flexible nasal laryngoscopy). Functional magnetic resonance imaging (fMRI) neurological assessment does not allow swallowing in a sitting position. Expected results and perspectives: We aim to validate this non-invasive protocol in natural settings and correlate cervical activity with cortical responses. This protocol opens the field to studies on UADT functions of dysphagic subjects with neurological dystonia or children, less accessible to previous gold standards. Conclusion: We propose an innovative protocol for UADT evaluation in non-invasive natural conditions.</p> |
| Suggested Reviewers: | Renée Speyer University of Oslo renee.speyer@universityofgalway.ie Ivy Cheng Hong Kong University |

| | |
|---------------------------|--|
| | ivykycheng@gmail.com |
| | Sylvain Morinière CHRU Tours sylvain.moriniere@univ-tours.fr |
| | Catriona Steele University of Toronto Catriona.Steele@uhn.ca |
| | Emilia Michou University of Patras emiliamichou@upatras.gr |
| | Eric Verin CHU Rouen eric.verin@univ-rouen.fr |
| Opposed Reviewers: | |

November the 18h, 2024

Dear Sir or Madam,

It is with great interest that, along with Pr Virginie Woisard and Dr Pascal Gaillard we propose our **Method Article** entitled “Study of upper aerodigestive tract functions neural correlates in natural condition : a protocol using functional near-infrared spectroscopy, cervical acoustics and accelerometry”.

With this manuscript, we thoroughly describe our innovative protocol to explore the upper aerodigestive tract functions on both cervical and cortical levels in natural settings. In the current literature, gold standard evaluations of upper aerodigestive tract functions are either irradiating (videofluoroscopy, Helliwell et al. 2023), invasive and potentially painful (flexible laryngoscopy through the nose, Stachler et al. 2018) or performed in lying position (functional magnetic resonance imaging, Hamdy et al. 1999), which is not natural for functions like swallowing. As we showed in a previous publication (see Gallois et al. 2022 for more informations), other technologies exist but are seldom used and often limited to only one function. Moreover, the cervical activity has never been correlated to its cortical correlates.

The first aim of our protocol is to overcome these limitations. We aim to correlate the cortical activity with the cervical signals' characteristics of the many upper aerodigestive tract functions, in real-world ecological settings. We also aim to authenticate the cortical patterns evoked by UADT tasks in healthy subjects. Last, we aim to evaluate the feasibility of this protocol to determine swallowing pathophysiological profiles.

To answer these questions, we will use three synchronized complementary techniques. The cervical evaluation will use a necklace that gathers a microphone (Morinière et al. 2006, Hammoudi et al. 2014) and a tri-axis accelerometer (Jestrović et al. 2013, Mamun et al. 2015). The cortical activity will be measured with functional near-infrared spectroscopy (fNIRS, Kober et al. 2015). The comparison of the signal's parameters between tasks and the correlation of the different signals will allow us to validate this method and use it for physiology and pathophysiology evaluation.

These methods will enable the exploration of the upper aerodigestive tract during a meal in natural position (sitting down) and will greatly improve dysphagia rehabilitation, as fNIRS can be used for neurofeedback. Subsequently, our protocol will be performed with children and patients with neurologic dystonia, who are not accessible to fMRI and repeated videofluoroscopy.

This project did not benefit from specific funding. It was accepted by the Toulouse University Research Ethics Committee (international review board n°00011835-2023-0221-635).

We truly believe our protocol matches the high standards of the Brain Organoid and Systems Neuroscience Journal and that your journal will give it the visibility to improve its future results' impacts on our patients morbi-mortality. We are confident this will spark deep interest in your audience.

We would like to thank you for your consideration of this manuscript.

I look forward to hearing from you.

Sincerely,

Yohan Gallois (M.D.)

Otorhinolaryngology, Otoneurology and Pediatric ENT Department

Laboratory of Neuro-Psycho-Linguistics-UR4156, University of Toulouse, Toulouse, France

ENT, Neurotology and Pediatric ENT Department - University Hospital of Toulouse, France

Title: Study of upper aerodigestive tract functions neural correlates in natural conditions: a protocol using functional near infrared spectroscopy, cervical acoustics and accelerometry

Type of article: Method article

Authors :

Yohan Gallois ^{1,2*}, Jeanne Souche ¹, Yann Lemaire^{5,6}, Lila Gravelier ^{3,4}, Pascal Barone ^{5,6}, Linda Nicolini⁴, Jérôme Farinas ³, Pascal Gaillard ⁷, Virginie Woisard ^{1,8}

Affiliations :

¹Laboratory LNPL—UR4156, University of Toulouse II-Jean Jaurès, Toulouse, France

²ENT, Otoneurology and Pediatric ENT Department, Pierre Paul Riquet Hospital, University Hospital of Toulouse, Toulouse, France

³IRIT, Université de Toulouse, CNRS, Toulouse INP, UT3, Toulouse, France

⁴Swallis Medical, Colomiers, France

⁵Centre de Recherche Cerveau et Cognition, Université de Toulouse, Université Paul Sabatier, Toulouse, France

⁶UMR 5549, Faculté de Médecine de Purpan, Centre National de la Recherche Scientifique, Toulouse, France

⁷Laboratory CLLE CNRS UMR5263, University of Toulouse II-Jean Jaurès, Toulouse, France

⁸Voice and Deglutition Unit, Department of Otorhinolaryngology and Head and Neck Surgery, Larrey Hospital, University Hospital of Toulouse, Toulouse, France

***Corresponding author:** Yohan Gallois

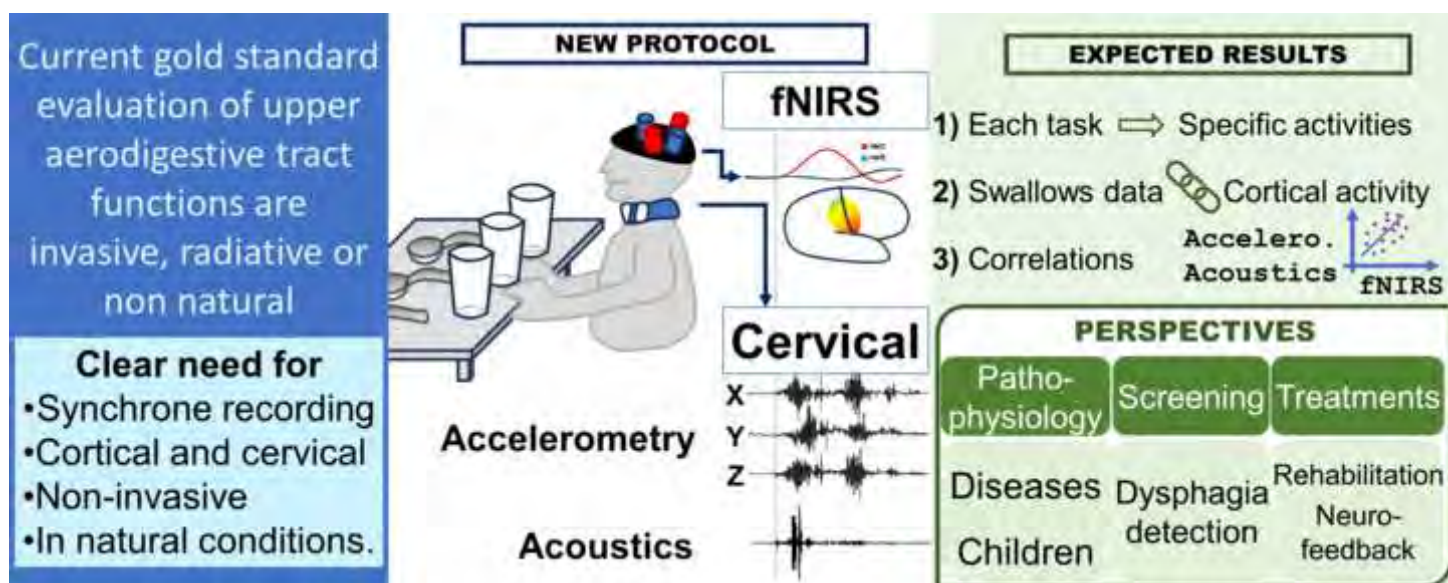
Postal address: Hôpital Pierre Paul Riquet, place du Dr Baylac, TSA 40031, 31059 Toulouse cedex 9, FRANCE

Phone number: +335 61 77 20 39

Email: gallois.y@chu-toulouse.fr

Highlights:

- Evaluations of the upper aerodigestive tract functions are invasive or non-natural.
- We propose a new protocol measuring the neck and brain activity in a natural setup.
- The protocol aims to correlate those activities and describe each function pattern.
- It should improve upper aerodigestive tract pathophysiology understanding.
- It opens children and disabled subject studies and rehabilitation protocols.



1 Abstract

2 **Background:** The upper aerodigestive tract (UADT) is a complex structure with multiple
3 synchronized vital functions like swallowing and breathing. These functions rely on central neurological
4 controls and cervical effectors. Reference UADT assessments have questionable limitations in natural
5 conditions. The following article introduces our new study protocol addressing those limitations. Our
6 protocol gathers three non-invasive technologies to evaluate UADT functions in natural conditions.
7 Here, we aim to correlate the cortical and cervical activity of the UADT functions in real-world
8 ecological settings. **New method:** Healthy subjects perform speech, coughing, throat clearing and
9 swallowing tasks in a natural sitting position. Cervical evaluation uses acoustic and accelerometric
10 measures that reflect the laryngeal movements and bolus progression. We manually segment each task
11 events. Functional near-infrared spectroscopy measures the concurrent cortical activity from the
12 bilateral inferior pericentral regions, including the laryngeal sensorimotor cortices. We statistically
13 compare the three signals events' duration and amplitudes between tasks, bolus types and between
14 volitional and spontaneous event. **Comparison with existing methods:** Reference UADT evaluations
15 show limitations. Cervical assessment references are irradiating (videofluoroscopy) or invasive (flexible
16 nasal laryngoscopy). Functional magnetic resonance imaging (fMRI) neurological assessment does not
17 allow swallowing in a sitting position. **Expected results and perspectives:** We aim to validate this non-
18 invasive protocol in natural settings and correlate cervical activity with cortical responses. This protocol
19 opens the field to studies on UADT functions of dysphagic subjects with neurological dystonia or
20 children, less accessible to previous gold standards. **Conclusion:** We propose an innovative protocol for
21 UADT evaluation in non-invasive natural conditions.

22 **Keywords:** Upper aerodigestive tract, High-definition cervical auscultation, functional near-
23 infrared spectroscopy, Swallowing, Non-invasive

24

25

26 **1. Introduction**

27 **1.1. Rationale and background**

28 **1.1.1. Upper aerodigestive tract's functions**

29 The upper aerodigestive tract (UADT) is a complex structure that gathers the oral cavity, the
30 throat, the larynx and the upper esophageal sphincter. As its name suggests, it is the crossroad of both
31 the airways and the digestive tract. As those two have different functions, it relies on a perfect
32 synchronization of over 30 neuromuscular structures (Ludlow, 2005). This synchronization is crucial
33 for multiple antagonist functions, mainly breathing, swallowing, speech, airway protection.
34 Furthermore, this synchronization is critical in both reflective and volitional conditions.

35 The breathing function is a good illustration of this. The diaphragm is the primary muscle involved
36 and its cyclic spontaneous contractions can be modulated at will according to various spontaneous or
37 volitional conditions (physical activities, singing, coughing, hiccups). Its automatic respiratory activity
38 has been shown to emanate from a central pattern generator (CPG) located in the Pre-Bötzinger and
39 Bötzing Complexes of the medulla (Fogarty et al., 2018; Fogarty and Sieck, 2020). This activity is
40 unconsciously modulated by brainstem chemoreceptors and lung mechanoreceptors.

41 If needed, one can volitionally control their diaphragm activity. The cortical correlates of this
42 control appear to be located on the posterior primary motor cortex near the midline, with a superior
43 control from the supplementary motor area and premotor cortex (Khedr and Trakhan, 2001; McKay et
44 al., 2003). It should be noted there are also evidences that different volitional tasks may involve different
45 cortical networks (Helou and Dum, 2023). These cortical networks modulate the Pre-Bötzing and
46 Bötzing Complexes activities but also might modulate another specific CPG activity for forced
47 expiration (Janczewski and Feldman, 2005).

48 Coughing is also an interesting coordination mechanism between respiration (through diaphragm
49 contraction) and laryngeal glottal closure then release (Fogarty et al., 2018). On the one hand, in its
50 reflexive form, it allows the tracheobronchial tract to clear itself from secretions and/or aspirated
51 substances creating local stimulation. On the other hand, volitional coughing does not strictly need
52 tracheal stimulation to be triggered. In both cases, coughing is also followed by a swallowing reflex to

53 ensure pharyngeal clearance from said secretions/substances (Pitts et al., 2013). Spontaneous and
54 volitional coughing have been shown to clinically differ in term of air flow (Brandimore et al., 2015).
55 This difference might reflect the different neural pathways of the two cough conditions (Mazzone et al.,
56 2013).

57 Although phonation is not a vital function of the UADT, it still implies a precise regulation of
58 breathing and swallowing so that they perform their necessary roles with reduced effect on intelligibility.
59 In healthy subjects, some studies suggested that during speech, breath intake durations are correlated to
60 the length of the following sentences (Fuchs et al., 2013; Whalen and Kinsella-Shaw, 1997). This
61 mechanism suggest a role of the motor planning of speech, that is to say a role of the premotor cortex.
62 Other studies, suggested that the length of the preceding sentences influence the duration and deepness
63 of said breath intake, which strengthen the role of spontaneous respiration (Kallay et al., 2019).
64 Although it is still unclear whether breathing prepares or correct the effects of speech (maybe both), it
65 illustrates well the coordination of the two functions. Interestingly, in subjects with Parkinson’s Disease,
66 Huber et al. (2012) found data suggestive of impairment of both respiratory and cognitive mechanisms.

67 Last, swallowing as its own specificities regarding its spontaneous or volitional activities. The
68 spontaneous swallow’s reflective synchronization with breathing is critical. For instance, while awake,
69 our saliva is constantly produced through the day and one mechanism of control of this flow is its
70 spontaneous swallowing. This happens during everyday life while talking, breathing (Fukuike et al.,
71 2015). Similarly, while sleeping, breathing and swallowing synchronization is still needed to ensure
72 normal ventilation and prevent aspiration pneumonias, even though their frequency is reduced according
73 to the sleep stage (Ertekin, 2011; Sato, 2020). This reflect that CPG for breathing and swallowing
74 interact, as shown in cats by Dick et al. (Dick et al., 1993). They showed that the activity from the
75 swallowing CPG might inhibit the respiratory CPG, but the respiratory CPG could also modulate the
76 swallowing CPG activity. Some physiological aspects of this coordination are well described, as
77 spontaneous swallowing has been shown to occur mostly during the expiratory phase of the respiratory
78 cycle. The swallow sequence has been observed associated with a pause during the respiratory cycle
79 called a “deglutitive apnea” by Shaker et al. and other authors ever since (Hattori et al., 2022; Shaker et

80 al., 1992; Yagi et al., 2017). During this apnea, the larynx is closed by both the epiglottic posterior tilt,
81 the arytenoids anterior tilt and glottis closure contraction (Abe and Tsubahara, 2011).

82 Nevertheless, this coordination has to be adaptative in case of voluntary swallowing (i.e. during
83 meals). Schematically, in young healthy subjects, this “deglutitive apnea” occurrence varies depending
84 on the task’s conditions. Although it occurs 55% of the time during the expiratory phase of the cycle for
85 saliva swallowing at rest, its expiratory occurrence increases to 90% during tachypnea or for water
86 swallowing. From their review, Ertekin et al. (2011) illustrated that the critical difference is the presence
87 of an oral phase during volitional swallowing, whereas it is inconsistent during spontaneous swallowing,
88 or at least shorter. This leads to measures showing that volitional swallowing is longer than spontaneous
89 swallowing (Ertekin, 2011). The pharyngeal and esophageal phases appear to be similar, as they are
90 more reflective phases that are dependent of a specific bulbar CPG (Ertekin, 2011). The regulation and
91 adaptation of each function contributes to the smooth running of the others.

92 As one would suspect from these, any dysfunction of the UADT can lead to vital and social
93 intricated complications that alter the patient’s quality of life (Jones et al., 2018). It is then important to
94 consider each function deficiency both individually and intricated. Indeed, as in neurodegenerative
95 disorders or respiratory diseases, these accumulated deficiencies lead to rapid worsening of the subject
96 well-being (Martin-Harris, 2008; Shaker et al., 1992). As dysphagia increases the risk of malnutrition
97 and aspiration pneumonia on its own, it also alters the breathing function. Ultimately, the added
98 dysphonia reduces the possibility to get help from caregivers and also leads to isolation of the subject,
99 worsening the prognosis.

100 This complex interweaving of each function involves a precise planning of the others when one
101 of them is performed. This involves neural networks specific of each task and of their coordination,
102 these networks being designed for volitional or reflective conditions. This complexity justifies the need
103 for specific protocols to measure the cerebral activity in each condition and their correlation to the
104 quality of the function execution. As the previous literature focuses on a single function and condition,
105 and in order to explore the synchronized cervical and cortical activities, we sought to set up a protocol
106 to correlate those different activities in a non-invasive and ecological manner. For clarity, we focus on
107 swallowing and dysphagia but propose a protocol recording continuous activity, thus including the non-

108 swallowing functions. Such a protocol aims to better understand the various pathophysiologies of UADT
109 disabilities and opens the field of rehabilitation of these disorders. Indeed, different lesions or pathology
110 lead to different clinical presentations and different neurological adaptations.

111 **1.1.2. Cervical evaluation of UADT's functions**

112 At the cervical level, UADT functions can be explored through multiple technologies. In clinical
113 practice, current gold standard methodologies remain the flexible laryngoscopy through the nose (FLS)
114 and the videofluoroscopy (VFS). FLS allows to observe the pharyngo-laryngeal movements during
115 breathing, speech and swallowing (Stachler et al., 2018). VFS allows to follow the bolus transit while
116 swallowing and to observe muscles movement during swallowing and other functions (Helliwell et al.,
117 2023). However, these methods are either radiating or invasive (thus potentially painful) and alternatives
118 are needed especially for children.

119 Other technologies have been developed for this purpose, like surface electromyography (Ding et
120 al., 2002; Dziewas et al., 2003; Teismann et al., 2007), accelerometry (Jestrović et al., 2013) and
121 microphonics (Hammoudi et al., 2014; Jestrović et al., 2013; Morinière et al., 2006). Electromyography
122 explores muscles contractions, accelerometry measures the laryngeal movements and microphonics
123 gathers the acoustics of bolus and air flows through the UADT during each of its functions. Each
124 technique has been used to explore multiple UADT functions with specific signals. For instance, it was
125 shown that swallowing strength is correlated to the amplitude and duration of surface electromyography
126 (sEMG) signals (Ng et al., 2022) and with some properties of the bolus intake (Kohyama et al., 2015).
127 Alfonsi et al. used sEMG for dysphagia evaluation in subjects with neurological diseases. They showed
128 an increased duration of the motor sequence in subjects with Parkinson's disease and Multiple Sclerosis
129 (Alfonsi et al., 2013, 2007) and a lack of coherence of muscular activities in subjects with amyotrophic
130 lateral sclerosis. Similarly with acoustics, Morinière et al. (2006) illustrated that swallowing sounds
131 follow a 3-components patterns in healthy subjects. This pattern was modified in patients with laryngeal
132 cancer after surgery, the post-operative pattern being correlated to the type of surgery (Morinière et al.,
133 2011). In case of partial laryngectomy, the 3 components persisted with a prolonged total swallowing
134 time and reduced esophageal superior sphincter opening sound. In case of total laryngectomy, the third

135 component (the laryngeal release sound) was either deleted in half of the cases or replaced by a
136 pharyngeal opening sound in half of the cases.

137 Those different technologies can then be used to automatically detect UADT events. Using the
138 signals characteristics correlated to the bolus or task and indices of specific diseases through deep
139 learning, it becomes possible to automatically detect normal UADT events (Dudik et al., 2018; Mao et
140 al., 2019) and their abnormal counterparts, like silent aspiration (Shu et al., 2022) without risk for the
141 subjects. Such ecological methodologies are critical to explore neurological correlates of the UADT
142 functions with reduced methodologic bias, especially in subjects with diseases or after surgeries.

143 **1.1.3. Neurological correlates evaluation of UADT's functions**

144 UADT neurologic control has been shown to emanate from both the brainstem and cerebral cortex
145 through multiple anatomical and neurofunctional studies (Jean, 2001; Ludlow, 2015, 2005). Early
146 anatomical studies suggested that the nucleus ambiguus and retroambiguus, located in the medulla,
147 gathers multiple reflexive CPG for UADT functions such as vocalisation, coughing and swallowing,
148 results further supported by neurofunctional studies (Ludlow, 2015, 2005; Zhang et al., 1995). In their
149 review of the literature focused on animal anatomical studies, functional magnetic resonance imaging
150 (fMRI) and functional positron emitting tomography (fPET) human studies, Ludlow (2015) described
151 the brainstem central control as a CPG located in the nucleus ambiguus (in the ventral swallowing group)
152 that activates the superior laryngeal nerve. They also described the cortical areas that influenced this
153 CPG, with the association of the Cingulate cortex, insula, supplementary motor area and the inferior
154 pericentral sensori-motor cortex referred as the “cortical swallowing area”. The latter corresponds to the
155 pharyngo-laryngeal area according to Penfield’s homunculi (Penfield and Boldrey, 1937; Penfield and
156 Rasmussen, 1950). These neurological centers activate the pharyngeal and laryngeal muscles, which
157 then sequentially propel the bolus from the mouth to the esophagus.

158 One of the limitations of those studies is that fPET is radiating. Furthermore, both fPET and fMRI
159 are performed in a lying position, which is not ecological for normal functions of the UADT and limits
160 applicability of those results. An ecological non radiating alternative to study the cerebral correlates of
161 UADT functions would overcome these limitations.

162 In a previous review of the literature (Gallois et al., 2022), we found that multiple studies tried to
163 overcome those limitations through three techniques for swallowing cerebral evaluation:
164 electroencephalography (EEG), magnetoencephalography (MEG) and functional near infrared
165 spectroscopy (fNIRS). On the one hand, EEG and MEG measure neuronal cellular activity, either
166 electrical (EEG) or electromagnetic (MEG). They are able to precisely locate the swallowing cortical
167 activity on the inferior pericentral cortex, similar to the Cortical Swallowing Area described by Ludlow
168 (2015). With EEG, Hiraoka (2004) studied the movement related cortical potential (MRCP) associated
169 with the swallowing act. They showed that the MRCP is located over the inferior pericentral cortex and
170 the vertex, and its amplitude is higher with saliva swallowing than water. Nonaka et al. (2009) then
171 observed that the amplitude of the MRCP associated to swallowing is increased in case of a supervised
172 swallowing task compared to a self-paced volitional swallowing task. Using MEG, Dziewas et al.
173 showed the implication of the pericentral inferior cortex for the swallowing function (Dziewas et al.,
174 2003; Teismann et al., 2009). They also showed the modifications of its activity in dysphagic patients
175 compared to healthy subjects (Dziewas et al., 2009; Teismann et al., 2011a, 2011b, 2008). Then, they
176 furthered explored the effect of potential therapies like transcranial direct current stimulation on its
177 activity (Suntrup-Krueger et al., 2018). On the other hand, fNIRS measures the variations of oxy-
178 hemoglobin and deoxyhemoglobin similarly to blood oxygen level dependent (BOLD) signal measured
179 with fMRI. These signals (fNIRS and BOLD) reflect the hemodynamic blood flow variations associated
180 to a task and are considered an indirect measure of the cellular activity. From these principles, studies
181 with fNIRS found similar results showing hemodynamic responses over the inferior pericentral cortex
182 with less spatial precision (Kober, 2018; Kober et al., 2015a).

183 Those three methods are able to measure differences according to the type of function, the type
184 of bolus (quantity and viscosity) and the difficulty of the task (Gallois et al., 2022). For instance, with
185 EEG, Jestrovic et al. showed the differences of the micro-architectural structure of the cerebral networks
186 associated with swallowing and its variations due to the effect of the texture (Jestrović et al., 2014), the
187 head position (Jestrović et al., 2016, 2015) or the presence of a cognitive distractor during the task
188 (Jestrović et al., 2018). Nonaka et al. (2009) showed different cortical EEG activity between swallowing

189 naturally and “with effort”. Using fNIRS, Kober et al. showed the different cortical activities of water
190 and saliva swallowing (Kober, 2018), and those of motor execution and motor imagery of swallowing
191 (Kober et al., 2015a). With MEG, Suntrup et al. (2013b) studied the effect of a challenging swallow and
192 a normal swallow effort. However, no study compared the swallowing function to other functions in an
193 ecological setup (i.e. similar to a meal).

194

195 **1.1.4. Multiple signal analysis and algorithmics**

196 From now on, it appears interesting to associate those neurological and cervical signal measures
197 and some authors already used those together. Teismann, Suntrup et al. synchronized sEMG with their
198 MEG signals in multiple studies of the swallowing cortical network of subjects with neurological
199 diseases (Suntrup et al., 2014; Teismann et al., 2011a). For their study of the micro-architectural structure
200 of the swallowing network, Jestrović et al. associated accelerometrics to their EEG measures (Jestrović
201 et al., 2016, 2015). These kinds of associations allow for a precise synchronization to uncover cortical
202 correlates of the cervical sensorimotor activity, which would also allow for cervical and cortical signal
203 correlations, questioning the effect of diseases over said correlations.

204 But in most of those studies, the cervical signal is limited to an event marker. The exploration of
205 the correlation between the swallowing cervical activity characteristics and its cortical correlates has
206 been limited. Indeed, most of those studies only focus on one UADT function and the cervical signals
207 are mostly used as a time reference to study the cortical signal. The cortical activity was never correlated
208 to the cervical signals’ characteristics related to the task. Thus, the UADT physiology was never
209 addressed at both cervical and cerebral levels, which limits the transfer of their results to
210 pathophysiology.

211

212 **1.2. Hypotheses**

213 Our first hypothesis is that cervical signal labelling allows us to more precisely measure the cortical
214 activity associated to UADT tasks, especially showing the differences of this activity according to each
215 task.

216 Our second hypothesis is focused on the swallowing function itself. We hypothesize that the type of
217 bolus and the quality of the swallows correlate and modify the associated cortical response (Jestrović et
218 al., 2014; Kober, 2018). We expect correlations between the cervical and the cortical fNIRS parameters.
219 We expect the accelerometric and acoustic characteristics of the events to follow temporal and amplitude
220 characteristics and models described in the literature, models that we should retrieve thanks to the many
221 observations made in the protocol. Those characteristics should be correlated to the cortical evoked
222 hemodynamic responses (HDR).

223 **1.3. Objectives**

224 We first aim to create and validate a synchronized cervical and cortical measure protocol able to
225 study all the UADT functions in both volitional and reflexive situation, in real-world ecological settings
226 in healthy subjects. For future applications, this protocol should be suitable with any subject, either
227 healthy or sick, adult or child. Second, with the following exploratory protocol, we aim to correlate the
228 cortical activity with the characteristics of the cervical signals of the many upper aerodigestive tract
229 functions. Third, we aim to compare the results from a manual and an algorithmic segmentation of our
230 signals. Last, we aim to authenticate the cortical patterns evoked by UADT tasks in healthy subjects.
231 Last, we ought to evaluate the feasibility of this protocol to determine swallowing pathophysiological
232 profiles.

233 **2. Materials and Methods**

234 **2.1. Subjects' inclusion**

235 According to a previous literature review and more recent reports, the mean number of subjects
236 for such swallowing cortical studies is 17, ranging from 10 to 20 for sufficient statistical power to show

237 intra and intersubject differences between tasks (Chua and Chan, 2024; Gallois et al., 2022; Lee et al.,
238 2018; Muhle et al., 2021; Restrepo et al., 2020; Suntrup-Krueger et al., 2021; Yuan et al., 2017). All
239 included subjects are over 18 years old and should be free of any neurological, muscular or cervical
240 disease. We use the CODEX test to ensure they did not show any cognitive impairment. If they get all
241 good answers on this test, they can be included. They received oral and written information about the
242 protocol and are included if they give oral and signed consent to perform the protocol.

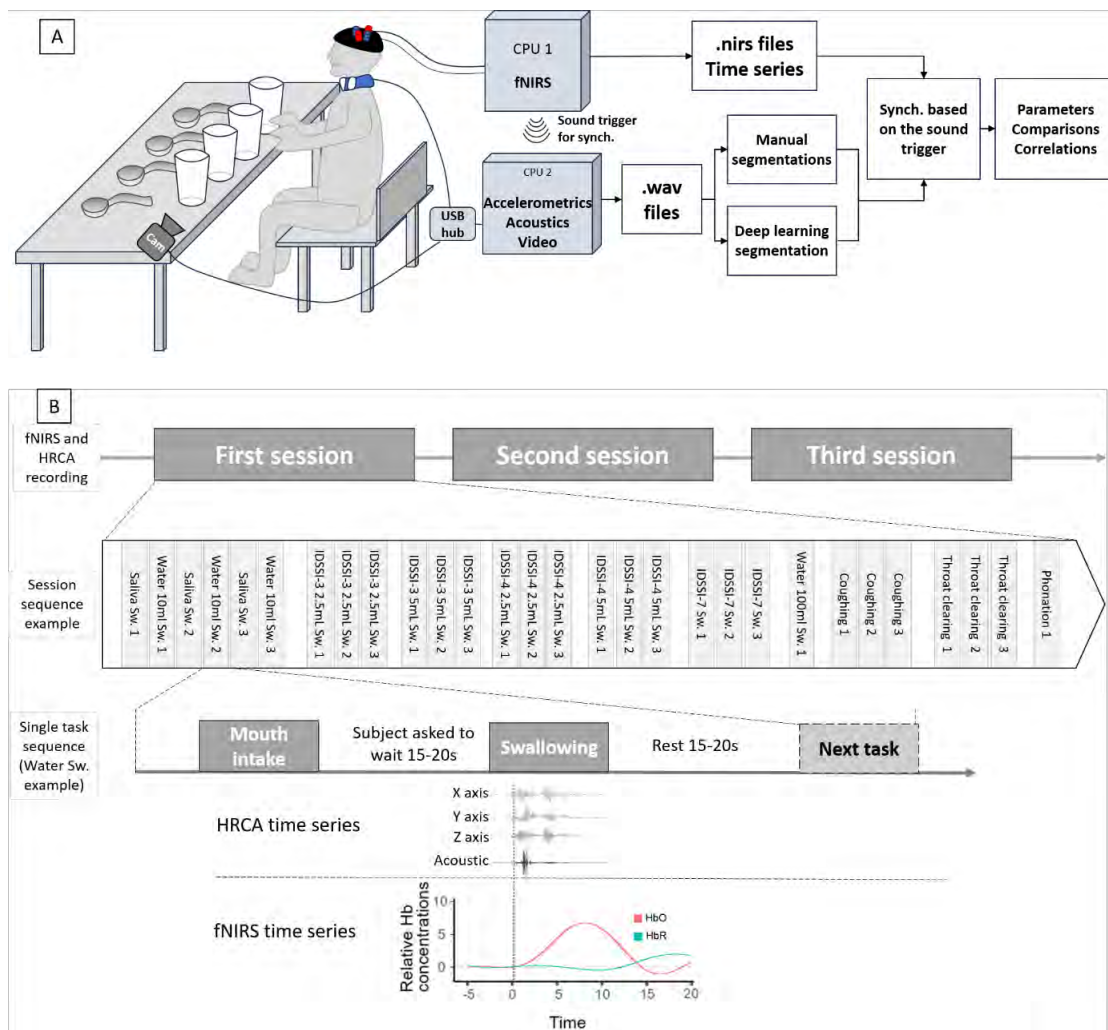
243 The following protocol was accepted by the Toulouse University Research Ethics Committee
244 (international review board n°00011835-2023-0221-635).

245 **2.2. Experimental conditions and tasks**

246 After having been fully informed and having given their consent, subjects sit in a chair before a
247 table where they perform the different tasks, in a 2m² room with no windows to reduce noise lights for
248 fNIRS. A simple lamp on the floor is the only light source to enable the subjects to perform the tasks
249 easily, while limiting noise from other external light sources. **Figure 1a** displays the installation and
250 sum up the recording process.

251 The subjects go through different tasks: swallows, coughs, throat clearing, phonation (see **Table**
252 **1**). They repeat these tasks 3 to 4 times across 3 sessions, for a total of 10 repetition for each task. As
253 there are many tasks, the 3 sessions with a pause allowing the subject to relax. **Figure 1b** displays the
254 course of the experiment and the tasks.

255



256 **Figure 1. Recording paradigm.** A) Diagram describing the table and recording setups and analyses.
 257 B) Diagram describing the tasks flow paradigm. Each session sequence was repeated over three
 258 sessions. The fNIRS and HRCA were recording all the time without pause. We used the HRCA signal
 259 to define triggers from the beginning of the accelerometric and acoustic signal of the task and used it
 260 to define HRCA and fNIRS time series. Cam: Camera ; fNIRS ; functional Near Infra-Red
 261 Spectroscopy ; HRCA : High-Resolution Cervical Auscultation ; Sw. : Swallowing ; Synch.
 262 Synchronization.
 263
 264

265 For the swallowing tasks, we describe the textures according to the IDDSI (International
 266 Dysphagia Diet Standardisation Initiative) food texture classification, which is the one supported by the
 267 European Society for Clinical Nutrition and Metabolism (ESPEN) and the Academy of Nutrition
 268 (Cichero et al., 2017; Thibault et al., 2021; Academy of nutrition and dietetics., 2021), even though it
 269 has been up to debate in the recent years (Pedrolli, 2022; Rothenberg et al., 2022). This classification
 270 extends from “thin drinks” like water (IDDSI 0) to “regular” solid food (IDDSI 7). For our protocol,
 271 the subjects process their own saliva, IDDSI-0 liquid, IDDSI-3 and IDDSI-4 preparations and IDSSI-7
 272 cookies.

273 For IDDSI-0 we use tap water in a glass, either 10ml or 100ml. For IDDSI-3 and 4, we use
 274 thickening powder (Magic Mix, Laboratoire Picot®, Calais, France) added to water with sirup (either
 275 citrus, mint or strawberry, according to the subject’s tastes). We used 1.4 spoon for 100mL of water for
 276 IDDSI-3 and 1.7 spoon for IDDSI-4 texture. We verify the final texture using a 10mL syringe and the
 277 syringe-based flow test from the IDDSI Framework (Cichero et al., 2017) and add some powder if
 278 needed. IDDSI-3 and 4 were given in a spoon with a volume of either 2.5mL or 5mL. IDDSI-7 consisted
 279 of a half biscuit (about 3 to 4g). The tasks and volumes are presented in the Table 1.

280

281 **Table 1. Description of the different tasks.**

| Tasks | IDDSI | Type / Task Description | Volume | Total expected repetitions |
|-----------------|-------|---|---------------|-------------------------------------|
| | na | Voluntary saliva | na | 10 |
| | na | Spontaneous saliva | na | Variable |
| | 0 | Water | 10mL 100mL | 10 3 glasses (multiple swallows) |
| Swallows | 3 | Water + Sirup + Thickening powder (about 1.4 gsp) | 2.5mL 5mL | 10 10 |
| | 4 | Water + Sirup + Thickening powder (about 1.7 gsp) | 2.5mL 5mL | 10 10 |
| | 7 | Cookie | 3-4g | 10 |
| Cough | na | Voluntary coughs | na | 10 |

| | | | | |
|---|---|----------------------------|----|----|
| Throat clearing | na | Voluntary throat clearings | na | 10 |
| Phonation | “The earth goes around the sun in 365 days.” (in French) | | | 3 |
| Control motor task: Mouth intake | For each swallow, the subject has to take the spoon/glass and bring it to their mouth. This is used as a control motor task | | | 70 |

282 Every task is repeated 3 or 4 times over 3 different iterations, for a total of 10 repetitions, except for the
283 speech task and the 100mL glass which are long tasks that needs less trials to get a good cerebral signal.
284 For IDDSI 3 and 4, the quantity of thickening powder was obtained empirically and adapted at the
285 moment to obtain the good texture to avoid variations due to daily fluctuations of room temperature.
286 gsp : graduated spoon sold with the product; na : not applicable

287 As we use a lot of tasks, it is hard to implement many IDDSI textures. We chose IDDSI-3 and 4
288 as they are the boundary that separates respectively liquidized/moderately thick and pureed/extremely
289 thick textures, which appeared relevant to us for our purpose.

290 For the 10mL water, IDDSI-3 and IDDSI-4 bolus and the cookie, the subjects were asked to take
291 it in front of them, to pour the bolus in their mouth and to wait about 15 to 20s before swallowing (or
292 chewing and swallowing the cookie) at their own pace, without clues about the time running. If they
293 were too fast or too slow, they were just told to be a bit faster or slower. This 15-20s delay was chosen
294 to allow the food handling evoked HDR to reduce before swallowing and to avoid too long experiments.
295 For other tasks, they were asked to wait for about 15-20 seconds before doing a new iteration for similar
296 reasons.

297 The mouth intake step before each swallow is used as a control sensori-motor task. It is defined
298 as the period from mobilizing the hand to grab the glass/spoon to placing the glass/spoon back on the
299 table. We suspect that this task activates different cortical areas according to the Penfield’s homunculi
300 (Penfield and Boldrey, 1937; Penfield and Rasmussen, 1950).

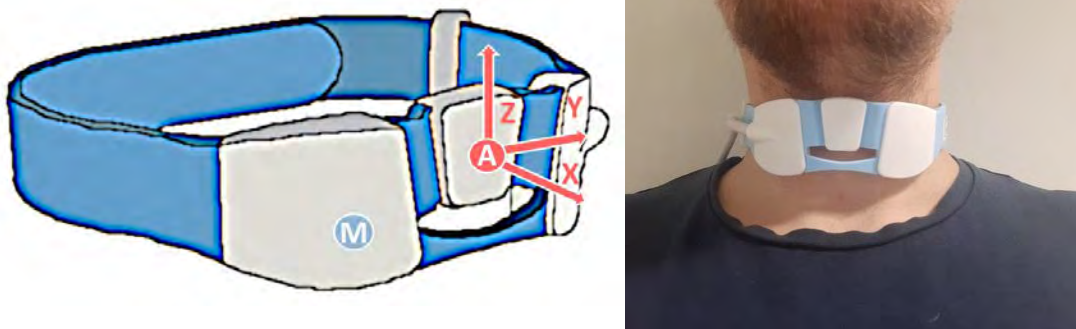
301

302 **2.3. Cervical evaluation**

303 As it is non-invasive, we used a High-Resolution Cervical Auscultation (HRCA) method
304 gathering both acoustics and three-axis accelerometry recordings. This method was shown to be more

305 efficient for swallowing detection than each technology alone and showed promising results for
306 dysphagia screening (Movahedi et al., 2017; Dudik et al., 2018; Yu et al., 2019; Coyle and Sejdić, 2020;
307 Khalifa et al., 2020). We used the Swallis DSA™ (Swallis Medical ® Colomiers, France) to explore the
308 cervical acoustics and movements during UADT functions. This device consists of a silicone collar with
309 both a microphone and a tri-axis accelerometer (20kHz sampling frequency) and a camera linked to a
310 USB hub that can be plugged on any computer. The usb hub allows for a perfect synchronisation of both
311 the collar signals and the camera.

312 The three-dimensional accelerometer is placed at the anterior part of the thyroid and cricoid
313 cartilage and the microphone is fixed laterally using a 1cm round shaped double-sided piece of tape to
314 reduce cutaneous friction. These positions have been shown to be the optimal locations for swallowing
315 detection (Takahashi et al., 1994a; Mamun et al., 2015). The collar is then fixed behind the subject's
316 neck by the experimenter, taking care of not altering the subjects' cervical feelings and motility (**Figure**
317 **2**). The subject keep the Swallis DSA™ all the time, pauses included, to prevent recording errors due to
318 mobilization.



319

320 **Figure 2. Illustration of the Swallis DSA™ device.** Left) Scheme of the Swallis DSA. M: Microphone,
321 A: Accelerometer with X, Y and Z axis represented. Right) Cervical positioning of the Swallis DSA™
322 collar on a subject's neck.

323

324

2.4. Neurofunctional evaluation

The first step was to choose for the most appropriate tool for swallowing neuro-evaluation. According to our previous review (Gallois et al., 2022), MEG and EEG show a critical limitation for their use: the needed number of iterations of a same task is high to allow for good signal measurements. We showed that previous MEG and EEG publications used about 50 repetitions which does not allow many different swallowing tasks (Nonaka et al., 2009; Cuellar et al., 2016; Suntrup-Krueger et al., 2018, 2021; Muhle et al., 2021). This number of repetitions for each task appears hard to achieve for healthy subjects, and should be even harder for subjects with medical conditions. These two technologies are often described as highly sensitive to movement artefact, which, added to the number of repetitions, might not be suitable for subsequent use during a normalized meal. As we aimed to reduce the number of repetitions and as fNIRS seems to offer good signal with only 10 repetitions (Inamoto et al., 2015; Kamarunas et al., 2018; Kober et al., 2019, 2015a), we chose this technique for neurofunctional evaluation. This choice was made at the expense of the lower spatial and temporal resolutions and the limited number of optodes, which reduces the cortical coverage of the montage (Nishiyori, 2016). However, the advantages of the fNIRS in terms of reduced number of necessary trials allows for conditions closer to a natural or clinical situation, which is more acceptable with the many tasks we study (see Table 1 and 2.2.Experimental conditions and tasks).

2.4.1. fNIRS measures principles

The fNIRS is an optical technology that measures the variation of the cortical absorption of photons send through the skull bone and links this absorption to the variations of hemoglobin cortical concentrations, that have been shown to reflect the cortical neuronal activity similarly to the BOLD signal with fMRI. It measures a cortical hemodynamic response (HDR) associated to a task in the active region.

We used the Scout system 8/8 (8 light sources and 8 detectors) from *NIRx Medical Technologies* (LLC, USA). This system allows for measurements of both oxyhemoglobin and deoxyhemoglobin

351 relative concentrations through two LED light wavelengths of 750nm (λ_1) and 850nm (λ_2). Each source
352 emits photons that goes through the skull and the cortex and undergo absorption. The lasting photons
353 are then detected by the detectors. The basic principle is that the fluctuation of the cortical blood flow
354 (from the HDR) modifies the proportion of cortical absorbed photon, thus inversely modifies the
355 quantity of detected photons as a function of the HDR (for further explanations about the technique of
356 the fNIRS, see Delpy et al. (1988) and Scholkmann et al. (2014).

357

358 **2.4.2. fNIRS montage**

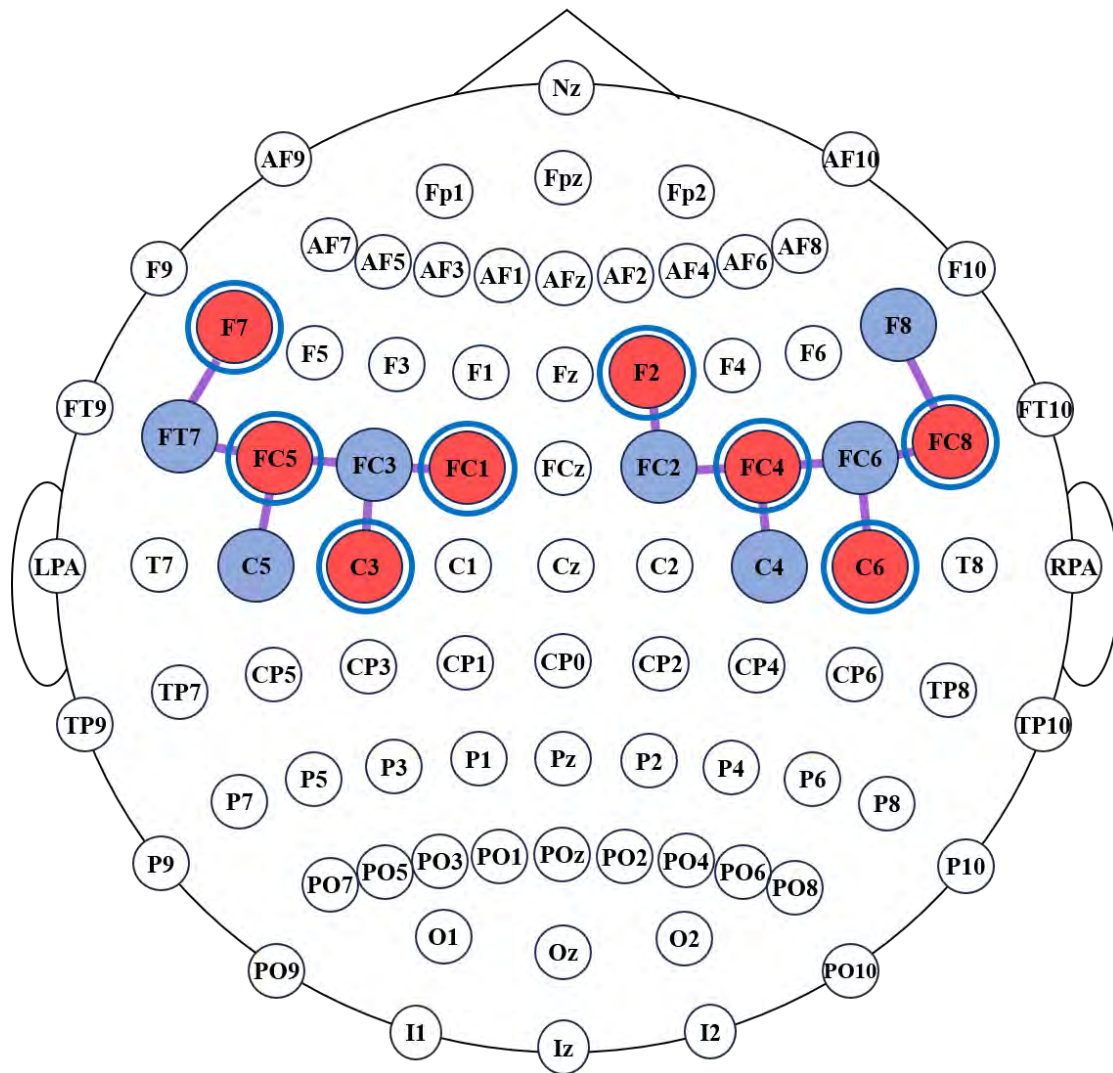
359 According to previous studies and Penfield's Homunculi, we focused on the swallowing central
360 area in the inferior pericentral cortex and both the supplementary area (SMA) and Premotor cortex
361 (PMC). We created the optode montage using the fOLD Toolbox from Zimeo Morais et al. (2018). We
362 focused our optodes on the inferior pericentral cortical regions with 50% specificity. We also ensured
363 to include the F7-Ft7, Ft7-Fc5, Fc6-Ft8 and Ft8-F8 channels that were shown to be highly responsive in
364 swallowing tasks in a previous Kober et al. fNIRS study (Kober et al., 2015a). We replaced one of the
365 detectors with seven short channels to measure the scalp blood flow, using a distance of 8mm which
366 was suggested as the optimum for such measures (Brigadoi and Cooper, 2015). Indeed, it has been
367 shown that this scalp blood flow can elicit false HDR on the fNIRS measurements. The specific measure
368 of this cutaneous blood flow can then be extracted from standard channels measures. The final montage
369 shown in **Figure 3** is mounted on a NIRSCap from NIRx® adapted to the head circumference of each
370 subject. The subjects keep the fNIRS cap during the whole experiment (pauses included) to prevent
371 recording errors due to mobilization.

372

373

374

375



376 **Figure 3. fNIRS montage.** fNIRS optodes montage to cover both the pericentral cortex, the
 377 supplementary area and the premotor cortex. The red dots are the photon sources, the blue dots are the
 378 detectors. Every purple line represents a measure channel. All emitters are associated with a short
 379 channel (symbolized by the blue circle around the red dot) to detect the underlying cutaneous blood
 380 flow. Every position is named after the EEG 10-10 system and placed on a NIRScap from NIRx®.

381

382 2.5. Data acquisition and synchronization

383 To capture the fNIRS signal, we use the NIRStar® software (Version 15-3, Build 06, 2020-04-10,
 384 NIRx Medical Technologies, LLC, USA), with a scan rate of 7.8125Hz, on a dedicated computer. Signals

385 are encoded as .nirs files for further compatibility with Matlab, the Nirs-Toolbox and the Homer 2
386 software.

387 We use the Swallis DSA™ with the Swallis App® (Swallis Medical®, Colomiers France) to record the
388 acoustic and accelerometric data, with a scan rate of 20kHz for accelerometric data and 20kHz of
389 sampling frequency for acoustic data, on a second computer. This software allows for real time
390 recordings and annotations of many events: i.e. swallows, phonation, coughs but also custom
391 annotations (See Supplementary materials 1). For swallows, the texture can also be reported according
392 to the IDDSI Framework classification (<http://iddsi.org>). We then extracted “wav” files container with
393 4 tracks containing one acoustic and three accelerometric time series, and an .event file containing the
394 marked events.

395 As the Swallis DSA™ is a tool that is not yet made to be synchronized with neurofunctional tools,
396 we used the NIRStim® 4-0 software to emit the start of each recording both a specific start trigger for
397 NIRStar® and a concurrent custom-made single sound trigger that is captured by the Swallis DSA™.
398 The acoustic recording then allows us to hear and recognize the spectroscopic pattern of the sound
399 trigger. As the signal source and the Swallis DSA™ were 3m apart, any delay should be about 9ms,
400 which is negligible compared to the duration of a UADT function (over 500ms (Morinière et al., 2006))
401 and the duration of an HDR (about 15s (Pinti et al., 2020)). The NIRStar® trigger and the Swallis DSA™
402 sound trigger serve as start timestamps for synchronization of our signals.

403

404 **2.6. Annotations method, signals pre-processing and** 405 **parameters of interest**

406 **2.6.1. Event annotation method**

407 The labelling of the events is performed manually with the Swallis App®. This software allows
408 to annotate events directly on the interface showing the signal. For every event, we annotate the “start”
409 and the “end” of it. During this time period we annotate any signals of interest. Two investigators
410 manually annotate the signal according to both of their auditory impression through headphones and

411 their visual appreciation of the raw signal on the interface. As the Swallis App® does not display all the
412 3 axis accelerometric signals, signals can be extracted as a 4 tracks wav file gathering the 3 axis and the
413 acoustic signal. This wav file can then be imported in Audacity® Version 3.5.1 (MuseCY Holdings Ltd,
414 Limassol, Cyprus, available at: <https://www.audacityteam.org>) to verify the quality of the annotations if
415 needed.

416 Specifically for the swallows (See Supplementary materials 1 for an example), we annotate the
417 pharyngeal phase. Indeed, the oral phase being voluntary, its duration is highly dependent of the bolus
418 used but also of its oral manipulation, which adds variability through all iterations of a same task.
419 However, the pharyngeal phase being more reflexive, we expect it to be only affected by the bolus
420 characteristics. Mackowiak et al. (1967), Cichero et Murdoch (1998) and Morinière (2008) studied this
421 phase acoustics characteristics and described the pharyngeal phase's reproducibility, describing the
422 existence of a central phase that we also annotate. All consecutive swallows for a same task are annotated
423 and numbered.

424 We also annotate the non-volitional events, mostly spontaneous swallows but also spontaneous
425 throat clearing and coughs, these latter being annotated as aspiration if they immediately follow a
426 swallow. We also annotate regurgitations and belchings. If at least 5 events are recorded for a single
427 subject, they are included in further analysis.

428 **2.6.2. Cervical evaluation parameters**

429 We compute multiple parameters from both the acoustic and accelerometric signals segments
430 using Matlab (Mathworks, Natick, Massachusetts) and the PRAAT software (University of Amsterdam,
431 Netherlands, Boersma and Weenink, 2024). Two approaches were used for further analyses. This
432 intended to manage the known intra and inter-subject variability of the acoustic and accelerometric
433 measures (Movahedi et al., 2017; Takahashi et al., 1994b). The first is based on auditive and visual
434 inspection of the signals. The second is performed systematically according to previous literature
435 reports.

436 From the visuo-auditive inspection of the signals, we focus on temporal events, the rhythms,
437 length and intensity of the emergence of these events. Each events seems to be too short to process to
438 any relevant spectrum analysis to detect frequency characteristic. However, a waveform with a
439 spectrogram can facilitate the detection of the swallowing sound peak, as well as the temporal regularity
440 and the duration of swallowing sound (Cichero and Murdoch, 2002). Moreover, we perform an auditory
441 analysis of the spectral pitch of the events, as this perceptually seems to be, in preliminary sound, a
442 relevant auditory characteristic to differentiate them. We measure the duration of each movement from
443 the “start” label to the “end label”. When available, we also measure the duration between either the
444 “start” or the “end” label and the labelled central phase “peak” of the event as previous publications
445 (Cichero and Murdoch, 1998; Mackowiak et al., 1967; Morinière et al., 2008). The analysis of the
446 accelerometric signal is visual, similarly to the work from Celeste et al. They computed time domain
447 and frequency domain specific features according to visual examination of the signals (Celeste et al.,
448 2012). The time domain features they studied gathered the median, the absolute difference between
449 mean and median, the p value of the chi-squared test for normality, the total area under the maximum
450 hyolaryngeal excursion lobe and the width of this lobe. The frequency domain specific features might
451 gather the maximum spectral density frequency over all time of the short-time Fourier transform
452 spectrogram, the difference between frequency values corresponding to 75% and 25% of maximum
453 spectral density and the other features computed by the summation of power spectral density values
454 within a 10Hz range, from 0 to 200Hz (calculated in unit of power per radian per sample using Welch’s
455 averaged modified periodogram method of spectral estimation).

456 From the literature, many features have been of interest and can be extracted systematically from
457 both signals. These features emanate from time, frequency and time-frequency domains, as in previous
458 reports (Celeste et al., 2012; Dudik et al., 2015; Lee et al., 2011, 2009; Zoratto et al., 2010). We compute
459 the mean relative amplitude, duration, peak Fast Fourier Transform (FFT) magnitude, frequency at
460 spectral peak for each sound and accelerometric components of the events. Specifically, for the
461 accelerometric signal, we also compute the maximum hyolaryngeal excursion, the cross-entropy rate
462 and the cross-correlation of the signals between three axes signals. Cortical activity features

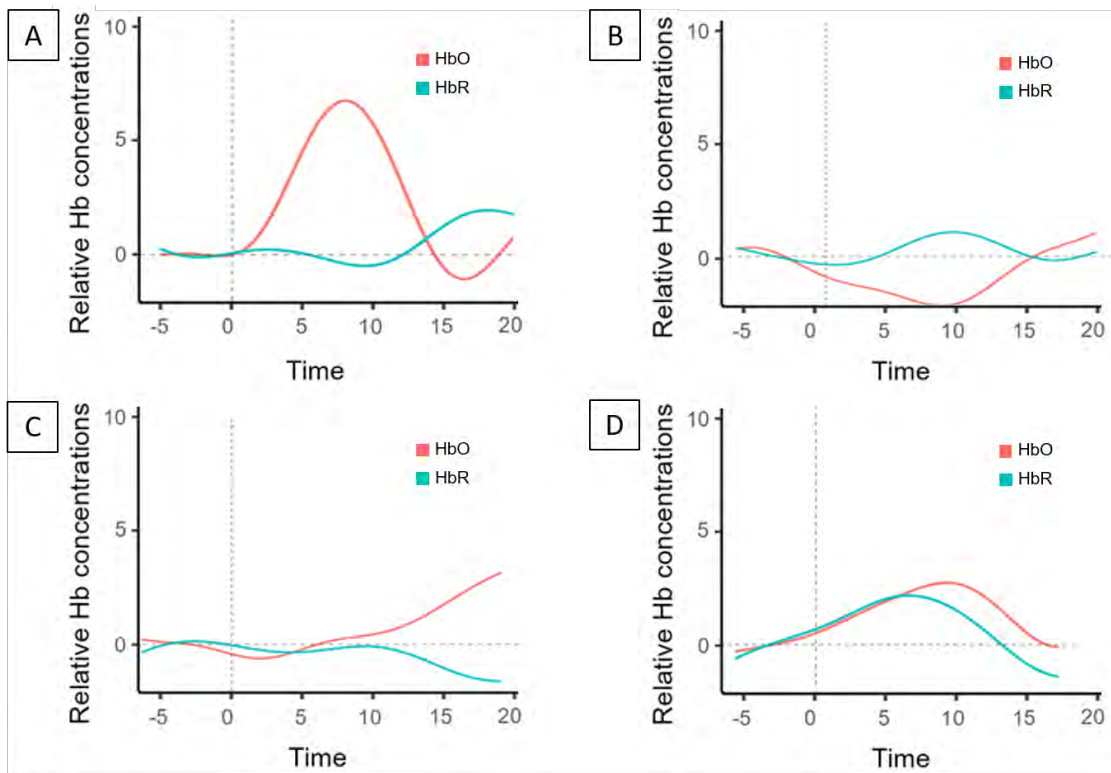
463 To our knowledge, the swallowing specific scientific literature is not totally consensual about the
464 analysis method and the features of interest of the fNIRS signal. First, some studies present only HbO
465 data (Inamoto et al., 2015; Matsuo et al., 2021; Mulheren et al., 2016). However, some studies suggest
466 that both HbO and HbR time-series should be recorded, as their time series are classically negatively
467 correlated during a classical canonical HDR (Cui et al., 2010; Nishiyori, 2016; Scholkmann et al., 2014).
468 According to Cui et al., a positive correlation may however be evocative of noise contamination of the
469 signal, questioning the validity of the measurement (Cui et al., 2010). Second, while time series reflect
470 the quality of the signal, the parameters of interest are numerous and varied. Kober et al. computed the
471 mean amplitude of HbO and HbR relative concentration in multiple studies, using different time
472 windows according to their reported activity peak: from 5s to 15s (Kober and Wood, 2014), 10s to 20s
473 after task onset (Kober et al., 2015a) or even comparing both the 0-5s, 5-10s, 10-15s, 15-20s time
474 windows (Kober, 2018). Ludlow's team focused on single swallows. They used relative concentrations
475 Z-scores. They focused on the mean Z-score on different time windows, with two activity peaks: 2s to
476 7s and 17s to 22s (Mulheren et al., 2016), 4s to 7s and 14s to 17s (Mulheren and Ludlow, 2017), 2s to
477 8s and 8s to 32s (Kamarunas et al., 2018). They also focused on the timing of the peak (Kamarunas et
478 al., 2018). Chua and Chan (2024) used the peak z-score (the maximum value from the baseline) for their
479 study. Another team used area under curve to appreciate the cortical activity (Knollhoff et al., 2022).
480 Basically, any parameter reflecting the activity might be used. It is difficult to anticipate the ideal
481 window for a specific task, as the adequate time window is highly dependent of the task modalities and
482 duration, the region of interest and the subjects, as previously shown for other motor tasks (Kamran et
483 al., 2015). Given this lack of consensus and as this is an exploratory protocol, the method proposed
484 below could possibly be adapted to our data and our tasks.

485 We use the open-source HomER 2 software (Neurophotonics Center, Boston University,
486 Massachusetts, USA) and Matlab with the NIRS Toolbox (University of Pittsburgh, Pennsylvania, USA)
487 for preprocessing and analyses (available at <https://openfnirs.org/software/>). These are standard tools
488 for fNIRS analysis. Both HbO and HbR signals are considered. The fNIRS signal pre-processing
489 consists in an artifact correction and a data filtering with 0.01Hz high pass filter and a 0.5Hz low pass

490 filter to remove physiological signals (Scholkmann et al., 2014). We then average the 10 measured
491 signals epochs during a time window extending from 5s before the beginning of the event and 20 seconds
492 after the end of the event. The interval is then 25 seconds added the time of the event. As all events
493 might not be even in duration, we use the longest interval to average the time series. This delay is similar
494 to many studies in the field, according to our review and we expect the peak of activity to happen
495 between 5 to 10 second after the end of the task swallow, similarly to Kamarunas et al.'s results (Gallois
496 et al., 2022, Kamarunas et al., 2018). This allow us to present time series of the signal. Then, these
497 average time series are transformed to Z-scores relative to the mean and standard deviation of the
498 baseline signal, similarly to previous works (Chua and Chan, 2024; Mulheren et al., 2016; Mulheren
499 and Ludlow, 2017). This reduces inter subject measure variability linked to non-hemodynamic
500 differences:

$$501 \quad Z\text{-score} = (\text{concentration value} - \text{mean baseline}) / \text{SD baseline} \quad (1)$$

502 On a qualitative standpoint, we analyze these averaged time series checking whether they look
503 like canonical HDR or not. From various reviews, we gathered the following criteria for a typical
504 canonical HDR detection (Nishiyori, 2016; Scholkmann et al., 2014; Cui et al., 2010; Kamran et al.,
505 2015): both HbO and HbR starts the baseline, increase (or decrease) with a peak between 5 and 15s and
506 then return to the baseline ; HbO and HbR should be negatively correlated ; the variation should begin
507 in a time window from -2s to +2s around the start of the HRCA signal ; increasing HbO and decreasing
508 HbR defines an activation, whereas decreasing HbO and increasing HbR defines a deactivation. There
509 is no amplitude criteria as it is a relative Hb concentration recording and it was shown to fluctuate
510 according to the task, the region of interest and the subjects (Kamran et al., 2015). From these criteria,
511 two authors evaluate the validity of the HDR with a Lickert scale from 0 (not at all an HDR) to 4 (typical
512 HDR). Some examples are given in the **Figure 4**.



513

514 **Figure 4. Example of fNIRS curves and their interpretation.** A: Typical activation curve; B:
 515 Possible deactivation curve ; C: No activity; D: Although HbO increases, it is positively correlated to
 516 HbR, thus this is probably contaminated by noise.

517

518 On a quantitative standpoint, for each epoch, we calculate the max value, the mean amplitude and
 519 the peak time of the response. The max value is the maximum amplitude value of the relative
 520 concentration of either HbO (usually positive) or HbR (usually negative). The peak time of the response
 521 is the delay to obtain the max value. The mean amplitude is the average of the amplitude value over a
 522 defined time window. The time window used depends on the task duration. As a swallow is a short task
 523 (Morinière et al., 2011, 2006), the activity peak usually happens about 5s after the swallow onset. We
 524 chose a 5 second window from 2s to 7s for averaging, similarly to previous works from Ludlow’s team
 525 (Kamarunas et al., 2018; Mulheren et al., 2016; Mulheren and Ludlow, 2017), after the onset of

526 swallowing recorded by the HRCA. Indeed, in their articles, the first HDR peak happens during this
527 window. Our window might be further adapted according to the different tasks.

528

529 **2.7. Statistical analyses**

530 We first aim to compare the cortical activity according to the different tasks: swallowing,
531 coughing, throat clearing, speech and mouth intake. We aim to compare the effect of each task and
532 specifically for the swallowing function, to explore the effects of the bolus types (saliva, water, IDDSI-
533 3 and 4), the textures (IDDSI-3 and IDDSI-4) and different volumes (2.5ml and 5ml). We aim to compare
534 volitional to spontaneous saliva swallows. The activity parameters are compared through the different
535 channels and the cortical side, based on either the suspected neurological role of the underlying cortex
536 and their activities similarities.

537 For the swallowing function, we analyze both the cervical and the cortical signals. We compare
538 the duration and the relative amplitude of the events (acoustic, accelerometric and hemodynamic)
539 between the different bolus textures (saliva, water, IDDSI-3, IDDSI-4), volumes (2.5ml and 5ml) and
540 between the volitional and spontaneous saliva swallows.

541 We perform the comparisons with the timing and relative amplitude of the activity through
542 ANOVA. In case of significant factors, post-hoc analyses are performed using Tukey's test as we have
543 multiple tasks.

544 We also aim to explore the correlation of the fNIRS parameters with Swallow DSA™ parameters.
545 In this purpose, we compute Spearman's ρ coefficient for non-normally distributed data and Pearson's
546 r for normally distributed data of HbR and HbO mean concentrations and the acoustic and
547 accelerometric events timing and relative amplitude.

548

549 **3. Expected results**

550 We believe the labelling of the cervical signal will allow us to measure both cervical and cortical
551 activities of the tasks and show the differences according to each task. The correlations of those activities
552 will help us to better understand the physiology of UADT functions. As we perform continuous
553 recordings, we might also capture function errors (i.e. aspirations) and illustrate their specific patterns
554 as signs of pathophysiology, in comparison with normal patterns.

555 Focusing on the swallowing function, we expect the type of bolus and the characteristics of the
556 swallows to correlate to the cortical response and that there would be correlation between the cervical
557 signals' parameters and the cortical fNIRS parameters. We expect the accelerometric and acoustic
558 characteristics of the events to follow models described in the literature, models that we should retrieve
559 thanks to the many observations made in the protocol. We expect to retrieve the 3-components pattern
560 of swallowing described by Morinière et al. (2006) in healthy subjects. We will correlate the parameters
561 of these patterns (duration and amplitude). Those models should be correlated to the parameters of the
562 HDR measured over the inferior pericentral cortex similarly to previous works (Kamarunas et al., 2018;
563 Kober et al., 2015a).

564 **4. Discussion and perspective**

565 To set up a protocol to track swallowing function from a neural and cortical point of view,
566 especially in natural condition with no invasive or disturbing technic, is a great challenge to eventually
567 transfer a protocol from research domain to clinical domain, for example for children or dysphagic
568 patients. Our protocol is set up to be acceptable to the subjects, without being invasive, painful or
569 irradiating. It is more in line with natural conditions of UADT functions execution.

570 The synchronization of the different signals allows us to study all the UADT functions on both
571 the cervical and cortical level. This will allow us to describe the activity patterns for each function.
572 Furthermore, we will be able to compare different modalities of a single function, modalities that can be
573 extended beyond the characteristics given in Table 1 with the same recording set up. This is a critical

574 aspect as our set up should be ultimately usable during a normal meal for example. The validation of
575 this protocol with healthy subjects is the first step for future studies.

576

577 The principal limitation is the labelling of the cervical signals. It is time consuming to manually
578 label every cervical event, that is why some authors used deep learning algorithm methods to
579 differentiate the swallowing events from accelerometric data (Mao et al., 2019; Sejdic et al., 2009) or
580 from acoustic signals (Mao et al., 2019). As an example, Mao et al. (2019) used their accelerometric and
581 acoustic data to train a system through deep learning with a stacked recurrent neural network and were
582 able to automatically differentiate the hyoid bone movement associated with swallowing with other
583 movement. With similar trained algorithm, it should be possible to avoid VFS and FLS for UADT
584 evaluation, thus reducing invasive examination with more ecologic evaluations. This will enhance our
585 signal treatment for further studies.

586 These technologies have the potential to differentiate the healthy subjects from dysphagic
587 patients. Indeed, it has been shown that cervical acoustic signal from total laryngectomy subjects
588 different from healthy subjects (Morinière et al., 2011). In children, De Almeida et al. (2018) showed
589 differences in cervical acoustic signal between children with tracheal aspirations and non-dysphagic
590 children.

591 The association of both cervical and cerebral signal opens the possibility of direct meal
592 observation and detection of aspirating patients with an insight on their cortical sensitivo-motor
593 correlates. For example, Kober et al. (2015a) presented a case series of fNIRS analysis of swallowing
594 with subjects who faced cerebral stroke and dysphagia. They illustrated that 2 subjects with cortical
595 lesions showed reduced cortical blood flow over the inferior pericentral region whereas 2 subjects with
596 brainstem lesions showed an increased response over these same regions.

597 Similarly, the association of the cervical and cortical activity could also help with early diagnosis
598 of neurodegenerative disorders, illustrating both the cervical dysfunction and the cortical anomalies
599 induced by this disease. Many research teams illustrated the cortical modifications during a swallowing

600 task related to many neurological diseases: acute strokes (Kober et al., 2015a; Teismann et al., 2011a),
601 amyotrophic lateral sclerosis (Teismann et al., 2011b), Parkinson's disease (Suntrup et al., 2013a) for
602 instance. Our protocol will improve the studies of the UADT functions cerebral patterns modifications
603 related to neurologic disease. These patterns could help to understand the pathophysiology of the related
604 dysphagia, dysarthria, etc.

605

606 Last, these technologies could guide the rehabilitation of dysphagia patients. The fNIRS has been
607 used in neurofeedback research protocols (Kober et al., 2019, 2015b; Kohl et al., 2020). Preliminary
608 results look promising but have to be confirmed through more robust studies. If neurofeedback proves
609 to be truly effective, it would have a critical role for dysphagia rehabilitations. Rehabilitation could also
610 be improved using guidance from cervical signal, as correction of the observed anomalies could reflect
611 a better quality of swallowing. This should help clinicians to improve dysphagia patients to reduce their
612 complications as aspiration pneumonia and malnutrition.

613

614 **Author Contributions**

615 **Conceptualization:** Yohan Gallois, Virginie Woisard, Pascal Gaillard, Jérôme Farinas, Lila Gravellier

616 **Formal analysis:** Yohan Gallois, Jeanne Souche, Yann Lemaire

617 **Methodology:** Yohan Gallois, Virginie Woisard, Pascal Gaillard, Jérôme Farinas, Lila Gravellier, Yann
618 Lemaire

619 **Resources:** Virginie Woisard, Pascal Gaillard, Linda Nicolini, Pascal Barone.

620 **Supervision:** Virginie Woisard, Pascal Gaillard.

621 **Validation:** Yohan Gallois

622 **Visualisation:** Yohan Gallois, Jeanne Souche, Yann Lemaire

623 **Writing – original draft:** Yohan Gallois, Jeanne Souche, Lila Gravellier, Pascal Gaillard

624 **Writing – review & editing:** Virginie Woisard, Pascal Gaillard

625 **Fundings:** *This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public,*

626 *commercial, or not-for-profit sectors.*

627

628 **References**

- 629 Abe, H., Tsubahara, A., 2011. Observation of Arytenoid Movement During Laryngeal Elevation Using
630 Videoendoscopic Evaluation of Swallowing. *Dysphagia* 26, 150–154.
631 <https://doi.org/10.1007/s00455-010-9285-1>
- 632 Academy of nutrition and dietetics., 2021. International Dysphagia Diet Standardization Initiative
633 [https://www.eatrightpro.org/practice/dietetics-resources/post-acute-and-long-term-care-](https://www.eatrightpro.org/practice/dietetics-resources/post-acute-and-long-term-care-management/international-dysphagia-diet-standardization-initiative)
634 [management/international-dysphagia-diet-standardization-initiative](https://www.eatrightpro.org/practice/dietetics-resources/post-acute-and-long-term-care-management/international-dysphagia-diet-standardization-initiative) (accessed 2 July 2024).
- 635 Alfonsi, E., Bergamaschi, R., Cosentino, G., Ponzio, M., Montomoli, C., Restivo, D.A., Brighina, F.,
636 Ravaglia, S., Prunetti, P., Bertino, G., Benazzo, M., Fontana, D., Moglia, A., 2013.
637 Electrophysiological patterns of oropharyngeal swallowing in multiple sclerosis. *Clin*
638 *Neurophysiol* 124, 1638–1645. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2013.03.003>
- 639 Alfonsi, E., Versino, M., Merlo, I.M., Pacchetti, C., Martignoni, E., Bertino, G., Moglia, A., Tassorelli, C.,
640 Nappi, G., 2007. Electrophysiologic patterns of oral-pharyngeal swallowing in parkinsonian
641 syndromes. *Neurology* 68, 583–589. <https://doi.org/10.1212/01.wnl.0000254478.46278.67>
- 642 Almeida, S.T. de, Ferlin, E.L., Maciel, A.C., Fagundes, S.C., Callegari-Jacques, S.M., Fornari, F., Sérgio G.
643 Silva, de B., Goldani, H.A.S., 2018. Acoustic signal of silent tracheal aspiration in children with
644 oropharyngeal dysphagia. *Logopedics Phoniatrics Vocology* 43, 169–174.
645 <https://doi.org/10.1080/14015439.2018.1487993>
- 646 Boersma, P., Weenink, D., 2024. Praat: doing phonetics by computer v6.4.23 [software], retrieved 7
647 July 2024 from <http://www.praat.org/>
- 648 Brandimore, A.E., Troche, M.S., Huber, J.E., Hegland, K.W., 2015. Respiratory kinematic and airflow
649 differences between reflex and voluntary cough in healthy young adults. *Frontiers in*
650 *Physiology* 6, 284. <https://doi.org/10.3389/fphys.2015.00284>
- 651 Brigadoi, S., Cooper, R.J., 2015. How short is short? Optimum source–detector distance for short-
652 separation channels in functional near-infrared spectroscopy. *Neurophotonics* 2, 025005.
653 <https://doi.org/10.1117/1.NPh.2.2.025005>

654 Celeste, M., Azadeh, K., Sejdić, E., Berall, G., Chau, T., 2012. Quantitative classification of pediatric
655 swallowing through accelerometry. *J NeuroEngineering Rehabil* 9, 34.
656 <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-34>

657 Chua, D.M.N., Chan, K.M.-K., 2024. Cortical Activation during Swallowing Exercise Tasks: an fNIRS Pilot
658 Study. *Dysphagia*. <https://doi.org/10.1007/s00455-024-10730-1>

659 Cichero, J.A.Y., Lam, P., Steele, C.M., Hanson, B., Chen, J., Dantas, R.O., Duivesteyn, J., Kayashita, J.,
660 Lecko, C., Murray, J., Pillay, M., Riquelme, L., Stanschus, S., 2017. Development of
661 International Terminology and Definitions for Texture-Modified Foods and Thickened Fluids
662 Used in Dysphagia Management: The IDDSI Framework. *Dysphagia* 32, 293–314.
663 <https://doi.org/10.1007/s00455-016-9758-y>

664 Cichero, J.A.Y., Murdoch, B.E., 2002. Acoustic Signature of the Normal Swallow: Characterization by
665 Age, Gender, and Bolus Volume. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 111, 623–632.
666 <https://doi.org/10.1177/000348940211100710>

667 Cichero, J.A.Y., Murdoch, B.E., 1998. The Physiologic Cause of Swallowing Sounds: Answers from Heart
668 Sounds and Vocal Tract Acoustics. *Dysphagia* 13, 39–52. <https://doi.org/10.1007/PL00009548>

669 Coyle, J.L., Sejdić, E., 2020. High-Resolution Cervical Auscultation and Data Science: New Tools to
670 Address an Old Problem. *Am J Speech Lang Pathol* 29, 992–1000.
671 https://doi.org/10.1044/2020_AJSLP-19-00155

672 Cuellar, M., Harkrider, A.W., Jenson, D., Thornton, D., Bowers, A., Saltuklaroglu, T., 2016. Time–
673 frequency analysis of the EEG mu rhythm as a measure of sensorimotor integration in the
674 later stages of swallowing. *Clinical Neurophysiology* 127, 2625–2635.
675 <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2016.04.027>

676 Cui, X., Bray, S., Reiss, A.L., 2010. Functional near infrared spectroscopy (NIRS) signal improvement
677 based on negative correlation between oxygenated and deoxygenated hemoglobin dynamics.
678 *NeuroImage* 49, 3039–3046. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2009.11.050>

679 Delpy, D.T., Cope, M., Zee, P. van der, Arridge, S., Wray, S., Wyatt, J., 1988. Estimation of optical
680 pathlength through tissue from direct time of flight measurement. *Phys. Med. Biol.* 33, 1433.
681 <https://doi.org/10.1088/0031-9155/33/12/008>

682 Dick, T.E., Oku, Y., Romaniuk, J.R., Cherniack, N.S., 1993. Interaction between central pattern
683 generators for breathing and swallowing in the cat. *The Journal of Physiology* 465, 715.
684 <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1993.sp019702>

685 Ding, R., Larson, C.R., Logemann, J.A., Rademaker, A.W., 2002. Surface Electromyographic and
686 Electroglottographic Studies in Normal Subjects Under Two Swallow Conditions: Normal and
687 During the Mendelsohn Manuever. *Dysphagia* 17, 1–12. [https://doi.org/10.1007/s00455-001-](https://doi.org/10.1007/s00455-001-0095-3)
688 [0095-3](https://doi.org/10.1007/s00455-001-0095-3)

689 Dudik, J.M., Coyle, J.L., El-Jaroudi, A., Mao, Z.-H., Sun, M., Sejdić, E., 2018. Deep Learning for
690 Classification of Normal Swallows in Adults. *Neurocomputing* 285, 1–9.
691 <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2017.12.059>

692 Dudik, J.M., Jestrović, I., Luan, B., Coyle, J.L., Sejdić, E., 2015. A comparative analysis of swallowing
693 accelerometry and sounds during saliva swallows. *BioMedical Engineering OnLine* 14, 3.
694 <https://doi.org/10.1186/1475-925X-14-3>

695 Dzewas, R., Sörös, P., Ishii, R., Chau, W., Henningsen, H., Ringelstein, E.B., Knecht, S., Pantev, C., 2003.
696 Neuroimaging evidence for cortical involvement in the preparation and in the act of
697 swallowing. *NeuroImage* 20, 135–144. [https://doi.org/10.1016/S1053-8119\(03\)00285-4](https://doi.org/10.1016/S1053-8119(03)00285-4)

698 Dzewas, R., Teismann, I.K., Suntrup, S., Schiffbauer, H., Steinstraeter, O., Warnecke, T., Ringelstein, E.-
699 B., Pantev, C., 2009. Cortical compensation associated with dysphagia caused by selective
700 degeneration of bulbar motor neurons. *Human Brain Mapping* 30, 1352–1360.
701 <https://doi.org/10.1002/hbm.20603>

702 Ertekin, C., 2011. Voluntary Versus Spontaneous Swallowing in Man. *Dysphagia* 26, 183–192.
703 <https://doi.org/10.1007/s00455-010-9319-8>

704 Fogarty, M.J., Mantilla, C.B., Sieck, G.C., 2018. Breathing: Motor Control of Diaphragm Muscle.
705 Physiology 33, 113. <https://doi.org/10.1152/physiol.00002.2018>

706 Fogarty, M.J., Sieck, G.C., 2020. Spinal cord injury and diaphragm neuromotor control. Expert review
707 of respiratory medicine 14, 453. <https://doi.org/10.1080/17476348.2020.1732822>

708 Fuchs, S., Petrone, C., Krivokapić, J., Hoole, P., 2013. Acoustic and respiratory evidence for utterance
709 planning in German. Journal of Phonetics 41, 29–47.
710 <https://doi.org/10.1016/j.wocn.2012.08.007>

711 Fukuike, C., Kodama, N., Manda, Y., Hashimoto, Y., Sugimoto, K., Hirata, A., Pan, Q., Maeda, N.,
712 Minagi, S., 2015. A novel automated detection system for swallowing sounds during eating
713 and speech under everyday conditions. Journal of Oral Rehabilitation 42, 340–347.
714 <https://doi.org/10.1111/joor.12264>

715 Gallois, Y., Neveu, F., Gabas, M., Cormary, X., Gaillard, P., Verin, E., Speyer, R., Woisard, V., 2022. Can
716 Swallowing Cerebral Neurophysiology Be Evaluated during Ecological Food Intake Conditions?
717 A Systematic Literature Review. J Clin Med 11. <https://doi.org/10.3390/jcm11185480>

718 Hammoudi, K., Boiron, M., Hernandez, N., Bobillier, C., Morinière, S., 2014. Acoustic study of
719 pharyngeal swallowing as a function of the volume and consistency of the bolus. Dysphagia
720 29, 468–474. <https://doi.org/10.1007/s00455-014-9529-6>

721 Hattori, S., Nozue, S., Ihara, Y., Takahashi, K., 2022. A study of acoustic characteristics of voluntary
722 expiratory sounds produced before and immediately after swallowing. Sci Rep 12, 765.
723 <https://doi.org/10.1038/s41598-021-04624-7>

724 Helliwell, K., Hughes, V.J., Bennion, C.M., Manning-Stanley, A., 2023. The use of videofluoroscopy
725 (VFS) and fiberoptic endoscopic evaluation of swallowing (FEES) in the investigation of
726 oropharyngeal dysphagia in stroke patients: A narrative review. Radiography 29, 284–290.
727 <https://doi.org/10.1016/j.radi.2022.12.007>

728 Helou, L.B., Dum, R.P., 2023. Volitional inspiration is mediated by two independent output channels in
729 the primary motor cortex. *J of Comparative Neurology* 531, 1796–1811.
730 <https://doi.org/10.1002/cne.25540>

731 Hiraoka, K., 2004. Movement-Related Cortical Potentials Associated with Saliva and Water Bolus
732 Swallowing. *Dysphagia* 19. <https://doi.org/10.1007/s00455-004-0002-9>

733 Huber, J.E., Darling, M., Francis, E.J., Zhang, D., 2012. Impact of typical aging and Parkinson’s disease
734 on the relationship among breath pausing, syntax, and punctuation. *Am J Speech Lang Pathol*
735 21, 368–379. [https://doi.org/10.1044/1058-0360\(2012/11-0059\)](https://doi.org/10.1044/1058-0360(2012/11-0059))

736 Inamoto, K., Sakuma, S., Arijji, Y., Higuchi, N., Izumi, M., Nakata, K., 2015. Measurement of cerebral
737 blood volume dynamics during volitional swallowing using functional near-infrared
738 spectroscopy: An exploratory study. *Neuroscience Letters* 588, 67–71.
739 <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2014.12.034>

740 Janczewski, W.A., Feldman, J.L., 2005. Distinct rhythm generators for inspiration and expiration in the
741 juvenile rat. *The Journal of Physiology* 570, 407.
742 <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2005.098848>

743 Jean, A., 2001. Brain Stem Control of Swallowing: Neuronal Network and Cellular Mechanisms.
744 *Physiological Reviews* 81, 929–969. <https://doi.org/10.1152/physrev.2001.81.2.929>

745 Jestrović, I., Coyle, J.L., Perera, S., Sejdić, E., 2018. Influence of attention and bolus volume on brain
746 organization during swallowing. *Brain Struct Funct* 223, 955–964.
747 <https://doi.org/10.1007/s00429-017-1535-7>

748 Jestrović, I., Coyle, J.L., Perera, S., Sejdić, E., 2016. Functional connectivity patterns of normal human
749 swallowing: difference among various viscosity swallows in normal and chin-tuck head
750 positions. *Brain Research* 1652, 158–169. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2016.09.041>

751 Jestrović, I., Coyle, J.L., Sejdić, E., 2015. Characterizing functional connectivity patterns during saliva
752 swallows in different head positions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 12, 61.
753 <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0049-x>

754 Jestrović, I., Coyle, J.L., Sejdić, E., 2014. The effects of increased fluid viscosity on stationary
755 characteristics of EEG signal in healthy adults. *Brain Research* 1589, 45–53.
756 <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2014.09.035>

757 Jestrović, I., Dudik, J.M., Luan, B., Coyle, J.L., Sejdić, E., 2013. The effects of increased fluid viscosity on
758 swallowing sounds in healthy adults. *BioMed Eng OnLine* 12, 90.
759 <https://doi.org/10.1186/1475-925X-12-90>

760 Jones, E., Speyer, R., Kertscher, B., Denman, D., Swan, K., Cordier, R., 2018. Health-Related Quality of
761 Life and Oropharyngeal Dysphagia: A Systematic Review. *Dysphagia* 33, 141–172.
762 <https://doi.org/10.1007/s00455-017-9844-9>

763 Kallay, J.E., Mayr, U., Redford, M.A., 2019. CHARACTERIZING THE COORDINATION OF SPEECH
764 PRODUCTION AND BREATHING. *Proceedings of the ... International Congress of Phonetic
765 Sciences. International Congress of Phonetic Sciences 2019*, 1412.

766 Kamarunas, E., Mulheren, R., Palmore, K., Ludlow, C., 2018. Timing of cortical activation during
767 spontaneous swallowing. *Exp Brain Res* 236, 475–484. [https://doi.org/10.1007/s00221-017-](https://doi.org/10.1007/s00221-017-5139-5)
768 [5139-5](https://doi.org/10.1007/s00221-017-5139-5)

769 Kamran, M.A., Jeong, M.Y., Mannan, M.M.N., 2015. Optimal hemodynamic response model for
770 functional near-infrared spectroscopy. *Frontiers in Behavioral Neuroscience* 9, 151.
771 <https://doi.org/10.3389/fnbeh.2015.00151>

772 Khalifa, Y., Coyle, J.L., Sejdić, E., 2020. Non-invasive identification of swallows via deep learning in high
773 resolution cervical auscultation recordings. *Scientific Reports* 10, 8704.
774 <https://doi.org/10.1038/s41598-020-65492-1>

775 Khedr, E., Trakhan, M., 2001. Localization of diaphragm motor cortical representation and
776 determination of corticodiaphragmatic latencies by using magnetic stimulation in normal
777 adult human subjects. *Eur J Appl Physiol* 85, 560–566.
778 <https://doi.org/10.1007/s004210100504>

779 Knollhoff, S.M., Hancock, A.S., Barrett, T.S., Gillam, R.B., 2022. Cortical Activation of Swallowing Using
780 fNIRS: A Proof of Concept Study with Healthy Adults. *Dysphagia* 37, 1501–1510.
781 <https://doi.org/10.1007/s00455-021-10403-3>

782 Kober, S.E., 2018. Hemodynamic signal changes during saliva and water swallowing: a near-infrared
783 spectroscopy study. *J. Biomed. Opt.* 23, 1. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.23.1.015009>

784 Kober, S.E., Bauernfeind, G., Woller, C., Sampl, M., Grieshofer, P., Neuper, C., Wood, G., 2015a.
785 Hemodynamic Signal Changes Accompanying Execution and Imagery of Swallowing in
786 Patients with Dysphagia: A Multiple Single-Case Near-Infrared Spectroscopy Study. *Front*
787 *Neurol* 6. <https://doi.org/10.3389/fneur.2015.00151>

788 Kober, S.E., Gressenberger, B., Kurzmann, J., Neuper, C., Wood, G., 2015b. Voluntary Modulation of
789 Hemodynamic Responses in Swallowing Related Motor Areas: A Near-Infrared Spectroscopy-
790 Based Neurofeedback Study. *PLOS ONE* 10, e0143314.
791 <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0143314>

792 Kober, S.E., Spörk, R., Bauernfeind, G., Wood, G., 2019. Age-related differences in the within-session
793 trainability of hemodynamic parameters: a near-infrared spectroscopy–based neurofeedback
794 study. *Neurobiology of Aging* 81, 127–137.
795 <https://doi.org/10.1016/j.neurobiolaging.2019.05.022>

796 Kober, S.E., Wood, G., 2014. Changes in hemodynamic signals accompanying motor imagery and
797 motor execution of swallowing: A near-infrared spectroscopy study. *NeuroImage* 93, 1–10.
798 <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2014.02.019>

799 Kohl, S.H., Mehler, D.M.A., Lührs, M., Thibault, R.T., Konrad, K., Sorger, B., 2020. The Potential of
800 Functional Near-Infrared Spectroscopy-Based Neurofeedback-A Systematic Review and
801 Recommendations for Best Practice. *Front Neurosci* 14, 594.
802 <https://doi.org/10.3389/fnins.2020.00594>

803 Kohyama, K., Hayakawa, F., Kazami, Y., Ishihara, S., Nakao, S., Funami, T., Nishinari, K., 2015.
804 Electromyographic texture characterization of hydrocolloid gels as model foods with varying

805 mastication and swallowing difficulties. *Food Hydrocolloids* 43, 146–152.
806 <https://doi.org/10.1016/j.foodhyd.2014.05.016>

807 Lee, J., Chau, T., Steele, C.M., 2009. Effects of Age and Stimulus on Submental Mechanomyography
808 Signals During Swallowing. *Dysphagia* 24, 265–273. [https://doi.org/10.1007/s00455-008-](https://doi.org/10.1007/s00455-008-9200-1)
809 9200-1

810 Lee, J., Steele, C.M., Chau, T., 2011. Classification of healthy and abnormal swallows based on
811 accelerometry and nasal airflow signals. *Artificial Intelligence in Medicine* 52, 17–25.
812 <https://doi.org/10.1016/j.artmed.2011.03.002>

813 Lee, J., Yamate, C., Taira, M., Shinoda, M., Urata, K., Maruno, M., Ito, R., Saito, H., Gionhaku, N.,
814 Iinuma, T., Iwata, K., 2018. Prefrontal cortex activity during swallowing in dysphagia patients.
815 *J Oral Sci* 60, 329–335. <https://doi.org/10.2334/josnusd.17-0238>

816 Ludlow, C.L., 2015. Central Nervous System Control of Voice and Swallowing: *Journal of Clinical*
817 *Neurophysiology* 32, 294–303. <https://doi.org/10.1097/WNP.000000000000186>

818 Ludlow, C.L., 2005. Central nervous system control of the laryngeal muscles in humans. *Respiratory*
819 *Physiology & Neurobiology* 147, 205–222. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2005.04.015>

820 Mackowiak, R.C., Brenman, H.S., Friedman, M.H.F., 1967. Acoustic Profile of Deglutition. *Proceedings*
821 *of the Society for Experimental Biology and Medicine* 125, 1149–1152.
822 <https://doi.org/10.3181/00379727-125-32300>

823 Mamun, K.A., Steele, C.M., Chau, T., 2015. Swallowing accelerometry signal feature variations with
824 sensor displacement. *Medical Engineering & Physics* 37, 665–673.
825 <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.04.007>

826 Mao, S., Zhang, Z., Khalifa, Y., Donohue, C., Coyle, J.L., Sejdic, E., 2019. Neck sensor-supported hyoid
827 bone movement tracking during swallowing. *Royal Society Open Science* 6, 181982.
828 <https://doi.org/10.1098/rsos.181982>

829 Martin-Harris, B., 2008. Clinical implications of respiratory–swallowing interactions. *Current opinion*
830 *in otolaryngology & head and neck surgery* 16, 194.
831 <https://doi.org/10.1097/MOO.0b013e3282febd4b>

832 Matsuo, M., Iso, N., Fujiwara, K., Moriuchi, T., Matsuda, D., Mitsunaga, W., Nakashima, A., Higashi, T.,
833 2021. Comparison of cerebral activation between motor execution and motor imagery of self-
834 feeding activity. *Neural Regen Res* 16, 778. <https://doi.org/10.4103/1673-5374.295333>

835 Mazzone, S.B., McGovern, A.E., Yang, S.-K., Woo, A., Phipps, S., Ando, A., Leech, J., Farrell, M.J., 2013.
836 Sensorimotor circuitry involved in the higher brain control of coughing. *Cough* (London,
837 England) 9, 7. <https://doi.org/10.1186/1745-9974-9-7>

838 McKay, L.C., Evans, K.C., Frackowiak, R.S.J., Corfield, D.R., 2003. Neural correlates of voluntary
839 breathing in humans. *Journal of Applied Physiology* 95, 1170–1178.
840 <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00641.2002>

841 Morinière, S., Beutter, P., Boiron, M., 2006. Sound component duration of healthy human
842 pharyngoesophageal swallowing: a gender comparison study. *Dysphagia* 21, 175–182.
843 <https://doi.org/10.1007/s00455-006-9023-x>

844 Morinière, S., Boiron, M., Beutter, P., 2008. [Swallowing sound signal: description in normal and
845 laryngectomized subjects]. *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac* 125, 1–10.
846 <https://doi.org/10.1016/j.aorl.2007.10.004>

847 Morinière, S., Boiron, M., Brunereau, L., Beutter, P., Patat, F., 2011. Pharyngeal swallowing sound
848 profile assessed after partial and total laryngectomy. *Dysphagia* 26, 366–373.
849 <https://doi.org/10.1007/s00455-010-9322-0>

850 Movahedi, F., Kurosu, A., Coyle, J.L., Perera, S., Sejdić, E., 2017. A comparison between swallowing
851 sounds and vibrations in patients with dysphagia. *Computer Methods and Programs in*
852 *Biomedicine* 144, 179–187. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2017.03.009>

853 Muhle, P., Labeit, B., Wollbrink, A., Claus, I., Warnecke, T., Wolters, C.H., Gross, J., Dziewas, R.,
854 Suntrup-Krueger, S., 2021. Targeting the sensory feedback within the swallowing network—

855 Reversing artificially induced pharyngolaryngeal hypesthesia by central and peripheral
856 stimulation strategies. *Hum Brain Mapp* 42, 427–438. <https://doi.org/10.1002/hbm.25233>

857 Mulheren, R.W., Kamarunas, E., Ludlow, C.L., 2016. Sour taste increases swallowing and prolongs
858 hemodynamic responses in the cortical swallowing network. *Journal of Neurophysiology* 116,
859 2033–2042. <https://doi.org/10.1152/jn.00130.2016>

860 Mulheren, R.W., Ludlow, C.L., 2017. Vibration over the larynx increases swallowing and cortical
861 activation for swallowing. *Journal of Neurophysiology* 118, 1698–1708.
862 <https://doi.org/10.1152/jn.00244.2017>

863 Ng, K.B., Guiu Hernandez, E., Erfmann, K.L.C., Jones, R.D., Macrae, P., Huckabee, M.-L., 2022. Effect of
864 Volitional Effort on Submental Surface Electromyographic Activity During Healthy Swallowing.
865 *Dysphagia* 37, 297–306. <https://doi.org/10.1007/s00455-021-10278-4>

866 Nishiyori, R., 2016. fNIRS: An Emergent Method to Document Functional Cortical Activity during
867 Infant Movements. *Front Psychol* 7, 533. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2016.00533>

868 Nonaka, T., Yoshida, M., Yamaguchi, T., Uchida, A., Ohba, H., Oka, S., Nakajima, I., 2009. Contingent
869 negative variations associated with command swallowing in humans. *Clinical*
870 *Neurophysiology* 120, 1845–1851. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2009.06.029>

871 Pedrolli, C., 2022. IDDSI: Worth or not? *Clinical Nutrition* 41, 786.
872 <https://doi.org/10.1016/j.clnu.2022.01.005>

873 Penfield, W., Boldrey, E., 1937. Somatic motor and sensory representation in the cerebral cortex of
874 man as studied by electrical stimulation. *Brain* 60, 389–443.
875 <https://doi.org/10.1093/brain/60.4.389>

876 Penfield, W., Rasmussen, T., 1950. The cerebral cortex of man; a clinical study of localization of
877 function.

878 Pinti, P., Tachtsidis, I., Hamilton, A., Hirsch, J., Aichelburg, C., Gilbert, S., Burgess, P.W., 2020. The
879 present and future use of functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) for cognitive

880 neuroscience. *Annals of the New York Academy of Sciences* 1464, 5–29.

881 <https://doi.org/10.1111/nyas.13948>

882 Pitts, T., Rose, M.J., Mortensen, A.N., Poliacek, I., Sapienza, C.M., Lindsey, B.G., Morris, K.F.,
883 Davenport, P.W., Bolser, D.C., 2013. Coordination of cough and swallow: A meta-behavioral
884 response to aspiration. *Respiratory physiology & neurobiology* 189,
885 10.1016/j.resp.2013.08.009. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2013.08.009>

886 Restrepo, C., Botero, P., Valderrama, D., Jimenez, K., Manrique, R., 2020. Brain Cortex Activity in
887 Children With Anterior Open Bite: A Pilot Study. *Frontiers in Human Neuroscience* 14, 220.
888 <https://doi.org/10.3389/fnhum.2020.00220>

889 Rothenberg, E., Thibault, R., Bischoff, S.C., 2022. Reply to - Letter to the Editor by Pedrolli C entitled
890 ‘IDDSI: Worth or not?’ *Clinical Nutrition* 41, 787. <https://doi.org/10.1016/j.clnu.2022.01.007>

891 Sato, K., 2020. Does our swallow go to sleep? Changes in swallow function during sleep and
892 implications for symptoms. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg* 28, 392–400.
893 <https://doi.org/10.1097/MOO.0000000000000670>

894 Scholkmann, F., Kleiser, S., Metz, A.J., Zimmermann, R., Mata Pavia, J., Wolf, U., Wolf, M., 2014. A
895 review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging
896 instrumentation and methodology. *NeuroImage, Celebrating 20 Years of Functional Near
897 Infrared Spectroscopy (fNIRS)* 85, 6–27. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.05.004>

898 Sejdic, E., Steele, C.M., Chau, T., 2009. Segmentation of Dual-Axis Swallowing Accelerometry Signals in
899 Healthy Subjects With Analysis of Anthropometric Effects on Duration of Swallowing
900 Activities. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 56, 1090–1097.
901 <https://doi.org/10.1109/TBME.2008.2010504>

902 Shaker, R., Li, Q., Ren, J., Townsend, W.F., Dodds, W.J., Martin, B.J., Kern, M.K., Rynders, A., 1992.
903 Coordination of deglutition and phases of respiration: effect of aging, tachypnea, bolus
904 volume, and chronic obstructive pulmonary disease. *American Journal of Physiology-*

905 Gastrointestinal and Liver Physiology 263, G750–G755.
906 <https://doi.org/10.1152/ajpgi.1992.263.5.G750>

907 Shu, K., Mao, S., Coyle, J.L., Sejdic, E., 2022. Improving Non-Invasive Aspiration Detection With
908 Auxiliary Classifier Wasserstein Generative Adversarial Networks. IEEE J Biomed Health
909 Inform 26, 1263–1272. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2021.3106565>

910 Stachler, R.J., Francis, D.O., Schwartz, S.R., Damask, C.C., Digoy, G.P., Krouse, H.J., McCoy, S.J.,
911 Ouellette, D.R., Patel, R.R., Reavis, C. (Charlie) W., Smith, L.J., Smith, M., Strode, S.W., Woo, P.,
912 Nnacheta, L.C., 2018. Clinical Practice Guideline: Hoarseness (Dysphonia) (Update).
913 Otolaryngology–Head and Neck Surgery 158, S1–S42.
914 <https://doi.org/10.1177/0194599817751030>

915 Suntrup, S., Teismann, I., Bejer, J., Suttrup, I., Winkels, M., Mehler, D., Pantev, C., Dziewas, R.,
916 Warnecke, T., 2013a. Evidence for adaptive cortical changes in swallowing in Parkinson’s
917 disease. Brain 136, 726–738. <https://doi.org/10.1093/brain/awt004>

918 Suntrup, S., Teismann, I., Wollbrink, A., Warnecke, T., Winkels, M., Pantev, C., Dziewas, R., 2014.
919 Altered Cortical Swallowing Processing in Patients with Functional Dysphagia: A Preliminary
920 Study. PLOS ONE 9, e89665. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0089665>

921 Suntrup, S., Teismann, I., Wollbrink, A., Winkels, M., Warnecke, T., Flöel, A., Pantev, C., Dziewas, R.,
922 2013b. Magnetoencephalographic evidence for the modulation of cortical swallowing
923 processing by transcranial direct current stimulation. NeuroImage 83, 346–354.
924 <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.06.055>

925 Suntrup-Krueger, S., Muhle, P., Kampe, I., Egidi, P., Ruck, T., Lenze, F., Jungheim, M., Gminski, R.,
926 Labeit, B., Claus, I., Warnecke, T., Gross, J., Dziewas, R., 2021. Effect of Capsaicinoids on
927 Neurophysiological, Biochemical, and Mechanical Parameters of Swallowing Function.
928 Neurotherapeutics 18, 1360–1370. <https://doi.org/10.1007/s13311-020-00996-2>

929 Suntrup-Krueger, S., Ringmaier, C., Muhle, P., Wollbrink, A., Kemmling, A., Hanning, U., Claus, I.,
930 Warnecke, T., Teismann, I., Pantev, C., Dziewas, R., 2018. Randomized trial of transcranial

931 direct current stimulation for poststroke dysphagia. *Annals of Neurology* 83, 328–340.
932 <https://doi.org/10.1002/ana.25151>

933 Takahashi, K., Groher, M.E., Michi, K., 1994a. Methodology for detecting swallowing sounds.
934 *Dysphagia* 9, 54–62. <https://doi.org/10.1007/BF00262760>

935 Takahashi, K., Groher, M.E., Michi, K., 1994b. Symmetry and reproducibility of swallowing sounds.
936 *Dysphagia* 9, 168–173. <https://doi.org/10.1007/BF00341261>

937 Teismann, I.K., Dziewas, R., Steinstraeter, O., Pantev, C., 2009. Time-dependent hemispheric shift of
938 the cortical control of volitional swallowing. *Human Brain Mapping* 30, 92–100.
939 <https://doi.org/10.1002/hbm.20488>

940 Teismann, I.K., Steinstraeter, O., Stoeckigt, K., Suntrup, S., Wollbrink, A., Pantev, C., Dziewas, R., 2007.
941 Functional oropharyngeal sensory disruption interferes with the cortical control of
942 swallowing. *BMC Neuroscience* 8, 62. <https://doi.org/10.1186/1471-2202-8-62>

943 Teismann, I.K., Steinstraeter, O., Warnecke, T., Zimmermann, J., Ringelstein, E.B., Pantev, C., Dziewas,
944 R., 2008. Cortical recovery of swallowing function in wound botulism. *BMC Neurology* 8, 13.
945 <https://doi.org/10.1186/1471-2377-8-13>

946 Teismann, I.K., Suntrup, S., Warnecke, T., Steinsträter, O., Fischer, M., Flöel, A., Ringelstein, E.B.,
947 Pantev, C., Dziewas, R., 2011a. Cortical swallowing processing in early subacute stroke. *BMC*
948 *Neurology* 11, 34. <https://doi.org/10.1186/1471-2377-11-34>

949 Teismann, I.K., Warnecke, T., Suntrup, S., Steinsträter, O., Kronenberg, L., Ringelstein, E.B., Dengler, R.,
950 Petri, S., Pantev, C., Dziewas, R., 2011b. Cortical Processing of Swallowing in ALS Patients with
951 Progressive Dysphagia – A Magnetoencephalographic Study. *PLOS ONE* 6, e19987.
952 <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0019987>

953 Thibault, R., Abbasoglu, O., Ioannou, E., Meija, L., Ottens-Oussoren, K., Pichard, C., Rothenberg, E.,
954 Rubin, D., Siljamäki-Ojansuu, U., Vaillant, M.-F., Bischoff, S.C., 2021. ESPEN guideline on
955 hospital nutrition. *Clinical Nutrition* 40, 5684–5709.
956 <https://doi.org/10.1016/j.clnu.2021.09.039>

957 Whalen, D.H., Kinsella-Shaw, J.M., 1997. Exploring the relationship of inspiration duration to
958 utterance duration. *Phonetica* 54, 138–152. <https://doi.org/10.1159/000262218>

959 Yagi, N., Nagami, S., Lin, M.-K., Yabe, T., Itoda, M., Imai, T., Oku, Y., 2017. A noninvasive swallowing
960 measurement system using a combination of respiratory flow, swallowing sound, and
961 laryngeal motion. *Med Biol Eng Comput* 55, 1001–1017. [https://doi.org/10.1007/s11517-](https://doi.org/10.1007/s11517-016-1561-2)
962 [016-1561-2](https://doi.org/10.1007/s11517-016-1561-2)

963 Yu, C., Khalifa, Y., Sejdic, E., 2019. Silent Aspiration Detection in High Resolution Cervical
964 Auscultations, in: 2019 IEEE EMBS International Conference on Biomedical & Health
965 Informatics (BHI). Presented at the 2019 IEEE EMBS International Conference on Biomedical
966 & Health Informatics (BHI), IEEE, Chicago, IL, USA, pp. 1–4.
967 <https://doi.org/10.1109/BHI.2019.8834576>

968 Yuan, Y., Wang, J., Wu, D., Huang, X., Song, W., 2017. Effect of transcranial direct current stimulation
969 on swallowing apraxia and cortical excitability in stroke patients. *Topics in Stroke*
970 *Rehabilitation* 24, 503–509. <https://doi.org/10.1080/10749357.2017.1322250>

971 Zhang, S.P., Bandler, R., Davis, P.J., 1995. Brain stem integration of vocalization: role of the nucleus
972 retroambigualis. *Journal of Neurophysiology* 74, 2500–2512.
973 <https://doi.org/10.1152/jn.1995.74.6.2500>

974 Zimeo Morais, G.A., Balardin, J.B., Sato, J.R., 2018. fNIRS Optodes' Location Decider (fOLD): a toolbox
975 for probe arrangement guided by brain regions-of-interest. *Sci Rep* 8, 3341.
976 <https://doi.org/10.1038/s41598-018-21716-z>

977 Zoratto, D.C.B., Chau, T., Steele, C.M., 2010. Hyolaryngeal excursion as the physiological source of
978 swallowing accelerometry signals. *Physiol. Meas.* 31, 843. [https://doi.org/10.1088/0967-](https://doi.org/10.1088/0967-3334/31/6/008)
979 [3334/31/6/008](https://doi.org/10.1088/0967-3334/31/6/008)

980 `

Figure 2A

[Click here to access/download;Figure;Figure_2a.tif](#)

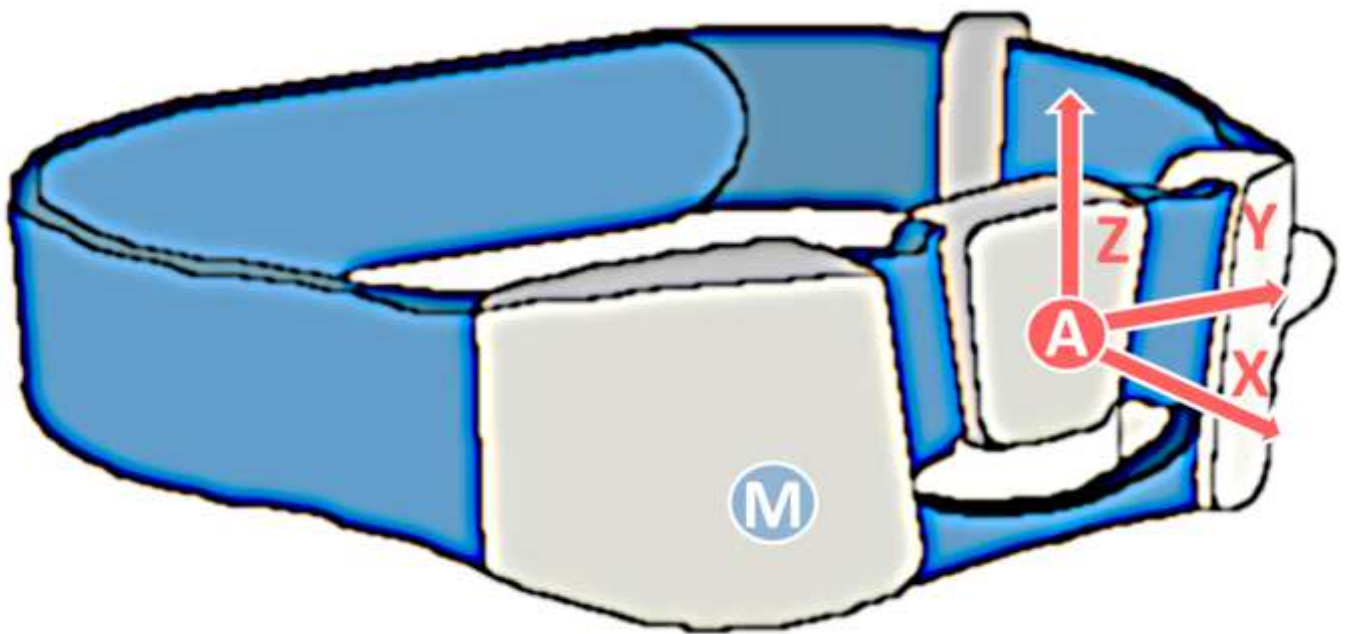


Figure 2B

[Click here to access/download;Figure;Figure_2b.tif](#)



Figure 3

[Click here to access/download;Figure;Figure_3.tif](#)

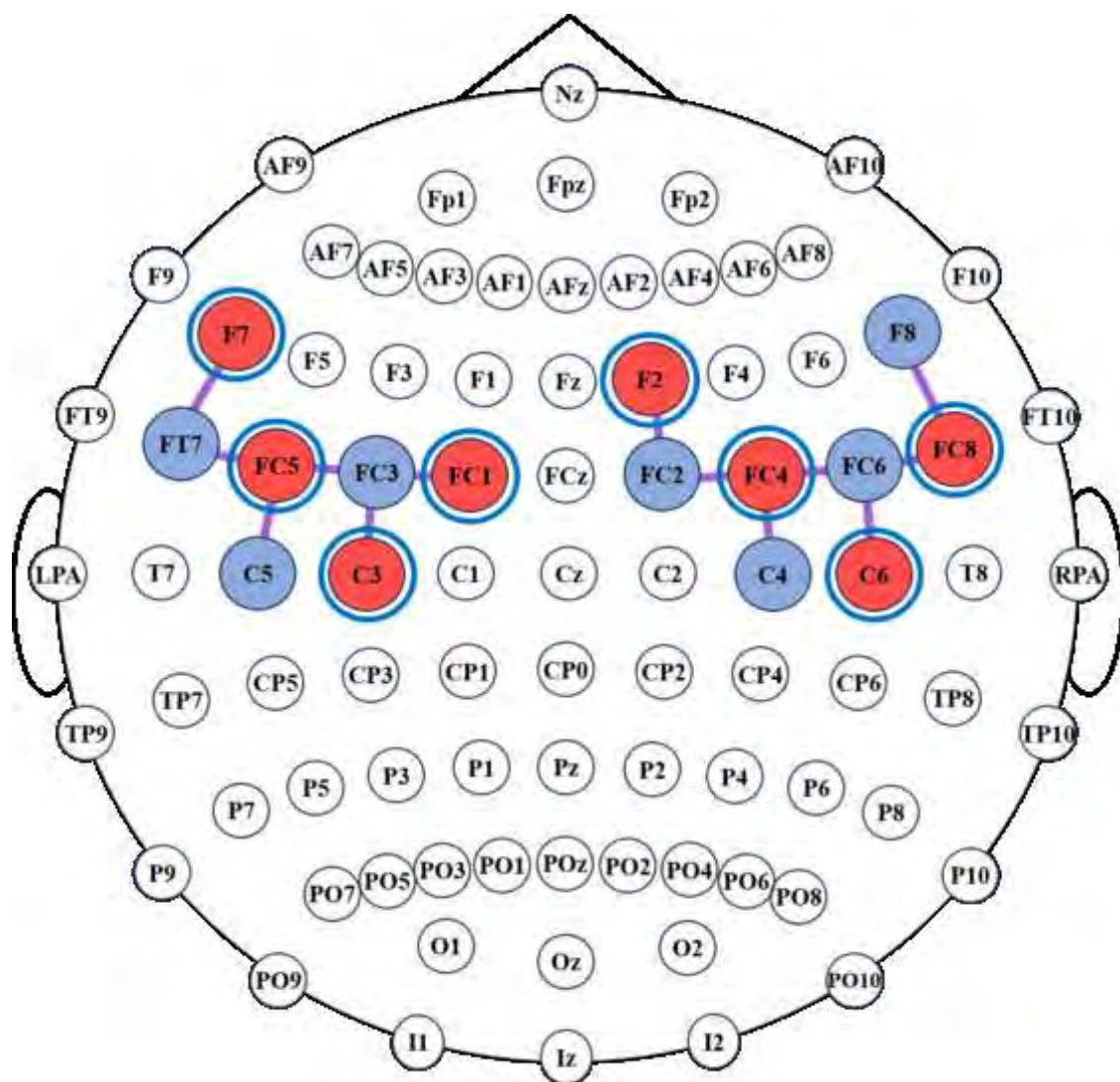


Figure 1A

[Click here to access/download;Figure;Figure_1A.tif](#)

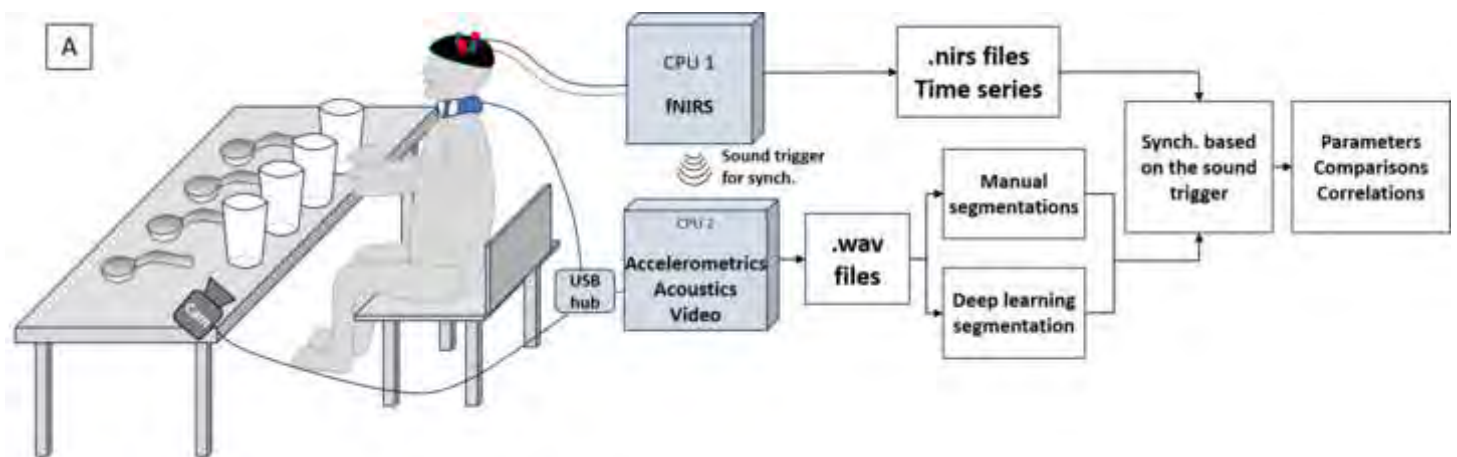


Figure 1B

[Click here to access/download;Figure;Figure_1B.tif](#)

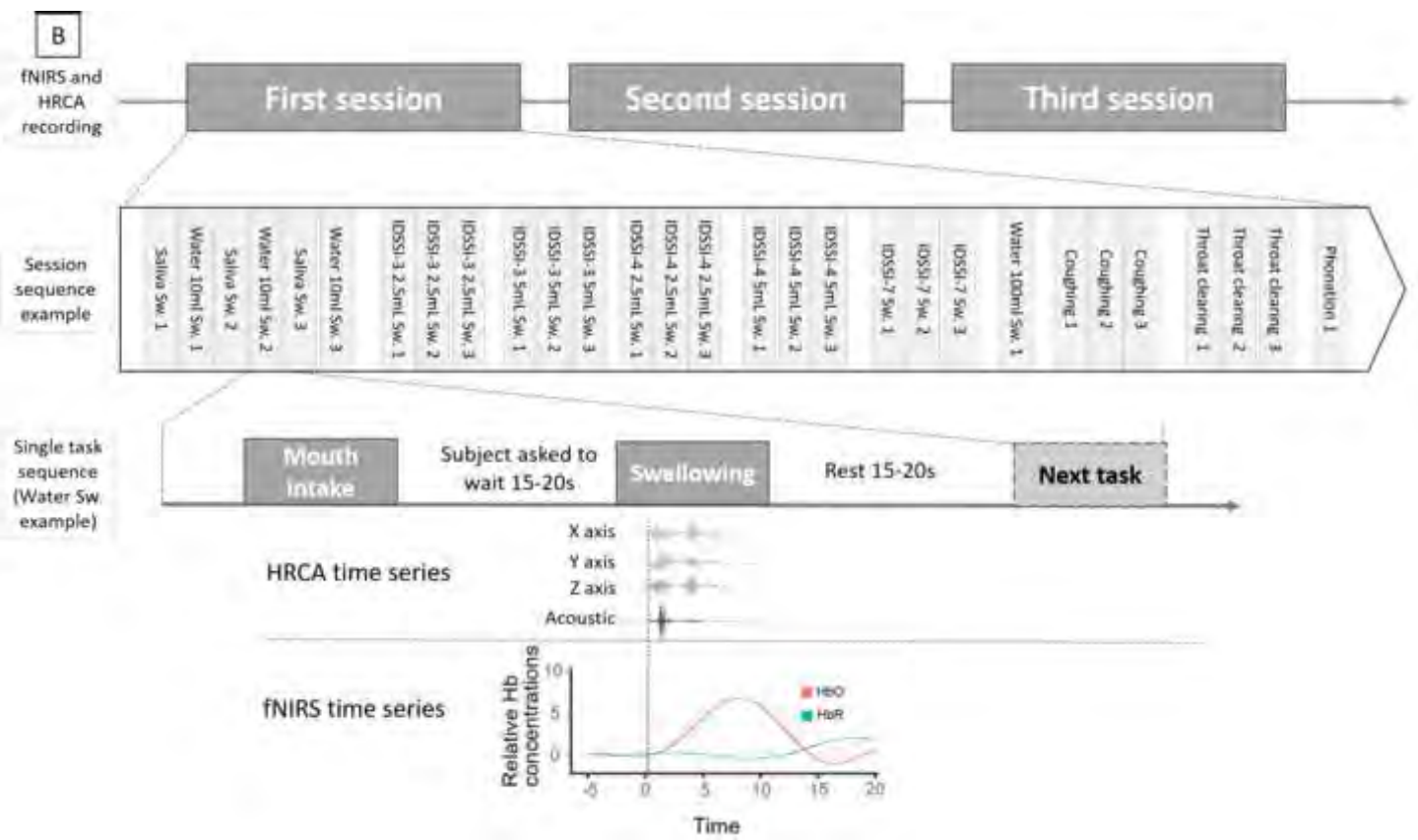
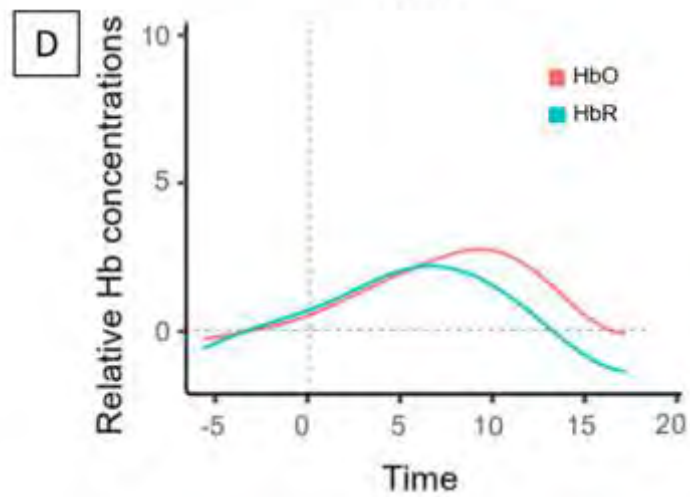
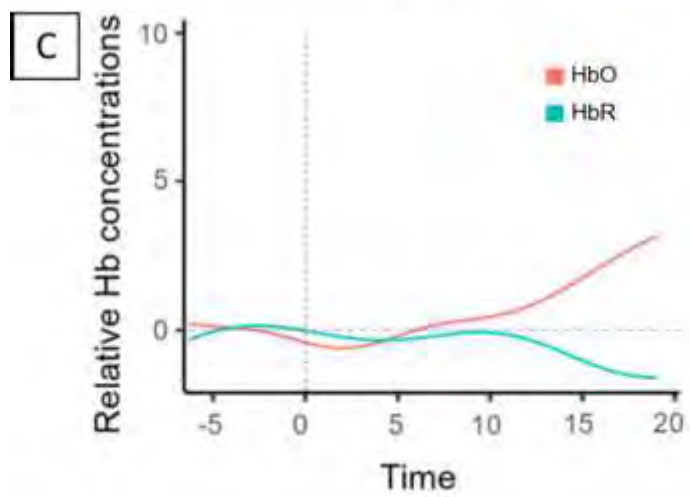
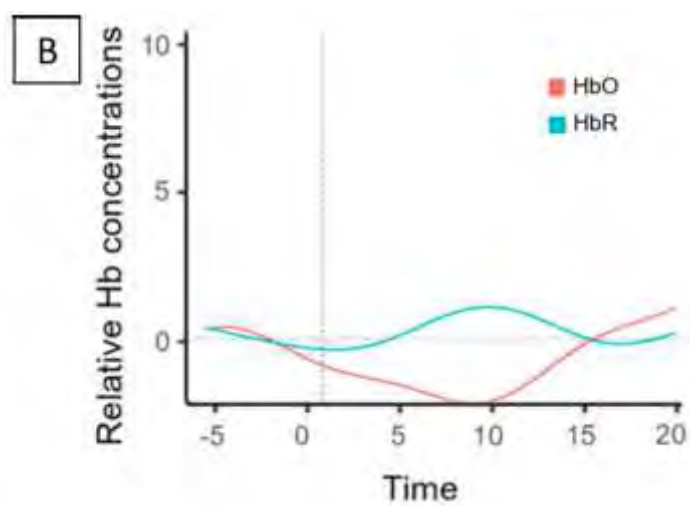
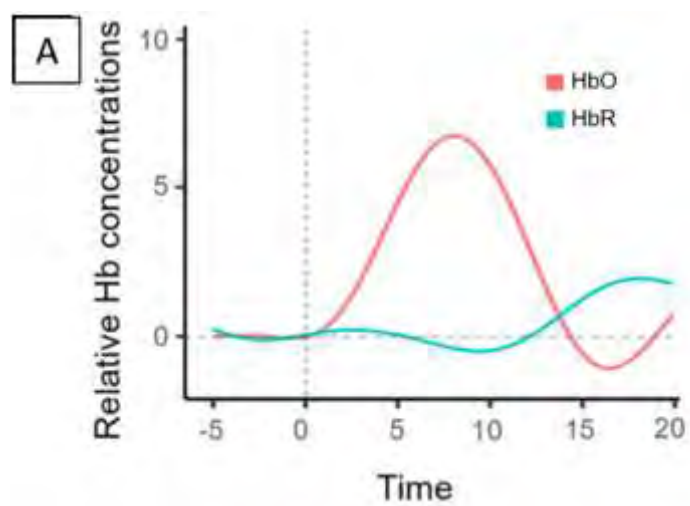


Figure 4

[Click here to access/download;Figure;Figure_4.tif](#)



Declaration of interest statement

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

The Swallis DSA® was graciously donated to the Toulouse University Hospital by Swallis Medical™ at no cost.

Yohan Gallois has no conflict of interest to declare.

Jeanne Souche has no conflict of interest to declare.

Yann Lemaire has no conflict of interest to declare.

Lila Gravellier was an employee of Swallis Medical™.

Pascal Barone has no conflict of interest to declare.

Linda Nicolini was the CEO of Swallis Medical™.

Jérôme Farinas has no conflict of interest to declare.

Pascal Gaillard has no conflict of interest to declare.

Virginie Woisard has no conflict of interest to declare.



Supplementary material 1. Snapshot of the Swallis app interface. The interface shows the acoustic signal (blue line), the accelerometric signal (red line), the yellow markers and the camera recording on the right. On the bottom, one can choose the adequate IDDSI texture for current task (from A: empty and 0 to 7) and click on the task to create a yellow marker. The present example shows the segmentation of a water deglutition (DWA) of 10ml with 3 markers placed at the beginning (start), the end (end) and the central phase “peak” of the pharyngeal phase.

Troisième partie

Résultats

Exploration du rôle de la volition sur l'activité corticale de déglutition

Nous avons mis en application la méthodologie décrite précédemment pour répondre à notre premier objectif portant sur l'effet de la volition sur l'activité corticale de la déglutition. Cet objectif est à l'origine du troisième article soumis dans le cadre de cette thèse, dans le journal *Dysphagia*. Vous trouverez ci-après le résumé de cet article et l'article proprement dit.

Introduction

Les dysfonctionnements du CAD, en particulier ceux liés à la déglutition (dysphagie), peuvent entraîner des complications graves, tant sur le plan vital que social. Les méthodes actuelles d'évaluation de la déglutition, comme la vidéofluoroscopie, la fibroscopie pharyngolaryngée par voie nasale et l'IRM fonctionnelle, sont soit invasives, soit peu représentatives des conditions naturelles. Des approches non invasives et réalisables en conditions naturelles semblent nécessaires.

Une telle approche permettrait d'étudier les effets de la volonté sur les activités cervicales et corticales associées à la déglutition. En effet, si certaines études se sont intéressées à la déglutition spontanée (KAMARUNAS et al., 2018) ou à la déglutition réflexe provoquée (KERN et al., 2001), aucune n'a comparé l'activité de déglutition volontaire avec l'activité de déglutition spontanée, en particulier en conditions naturelles.

Cette étude propose une approche novatrice et écologique combinant les mesures acoustiques cervicales et la spectroscopie fonctionnelle proche infrarouge (fNIRS) pour analyser l'activité cervicale et corticale lors de déglutitions volontaires de salive et d'eau, ainsi que de déglutitions spontanées de salive.

Matériel et méthode

Nous avons mis en application le protocole du chapitre 3 présenté dans l'Article 2.

Population étudiée

L'étude a inclus douze participants sains (âge : 21-59 ans ; moyenne : 31 ans), sans antécédent neurologique, ayant donné leur consentement éclairé. Le protocole a été approuvé par le comité d'éthique de l'université de Toulouse. Parmi les sujets, 5 étaient des femmes, et 7 des hommes, avec une majorité de droitiers.

Protocole expérimental

Les participants devaient réaliser deux types de déglutitions différentes et nous en mesurons une troisième :

- Déglutition volontaire de salive.
- Déglutition volontaire d'eau (10 mL).
- Déglutition spontanée de salive de survenue imprévue à distance de tout autre événement.

Pour les déglutitions de salive spontanées, les événements survenant à la suite de phénomènes de toux, de hémage, lors d'une tâche de prise en main ou d'une autre tâche n'ont pas été inclus pour ne sélectionner que les déglutitions spontanées isolées.

Les enregistrements ont été réalisés avec le dispositif Swallis DSA® pour les mesures d'acoustiques cervicales et par la fNIRS pour les mesures corticales. Les mesures fNIRS étaient centrées sur le cortex péricentral latéral et le cortex prémoteur (LUDLOW, 2015). Les signaux acoustiques et hémodynamiques ont été synchronisés, et les événements ont été annotés manuellement pour garantir la précision des analyses.

Analyse des données

Les signaux de la phase oropharyngée ont été segmentés pour mesurer la durée des événements et les réponses corticales associées. Les données ont été prétraitées pour réduire les artefacts. La latence des réponses corticales, ainsi que l'amplitude des variations d'oxyhémoglobine (HbO) et de désoxyhémoglobine (HbR), ont été comparées entre les tâches par test de Wilcoxon. Une analyse par modèles linéaires mixtes et test post-hoc selon Tukey a aussi été réalisée avec ces paramètres.

Résultats

Activité acoustique

Un total de 425 événements de déglutition a été analysé. Les déglutitions d'eau avaient une durée médiane de 0.91 s, significativement plus longue que les déglutitions volontaires de salive (0.83 s) et spontanées (0.79 s) ($p < 0,01$). Aucune différence significative n'a été observée entre les deux types de déglutitions de salive.

Activité corticale

La latence des réponses corticales variait selon les tâches. Les déglutitions volontaires de salive présentaient des latences plus courtes (médiane : 5 s) par rapport aux déglutitions spontanées de salive (6.48 s) et d'eau (5.2 s). L'activité corticale était principalement observée dans les régions péricentrales latérales, comportant l'aire centrale de la déglutition. Les déglutitions d'eau montraient une activation plus marquée dans la région précentrale gauche, avec une latéralisation gauche plus prononcée par rapport aux autres tâches.

Discussion

Validation du protocole

Ces résultats soulignent la faisabilité d'évaluer la déglutition dans des conditions naturelles à l'aide de ce protocole combiné. Cette approche apporte de nouvelles perspectives sur les mécanismes physiologiques de la déglutition et son contrôle cortical. Les résultats montrent des réponses hémodynamiques typiques pour les régions d'intérêt (ROI), en cohérence avec les études antérieures. Notre protocole a montré sa capacité à illustrer les différences entre les tâches, bien que des améliorations puissent être apportées pour couvrir davantage les régions prémotrices.

Différences entre les tâches

Les différences significatives entre les tâches reflètent des mécanismes neurophysiologiques distincts. Les déglutitions volontaires d'eau sollicitent davantage les régions prémotrices et précentrales, suggérant une préparation motrice consciente et une adaptation motrice à la tâche. En revanche, les déglutitions spontanées montrent des réponses corticales plus tardives, probablement influencées par des stimuli sensoriels isolés ou des processus réflexifs.

Implications cliniques

Ces résultats ouvrent des perspectives pour le diagnostic et la réhabilitation des troubles de la déglutition. La méthode non invasive est particulièrement adaptée aux patients vulnérables, tels que les enfants ou les personnes atteintes de maladies neurologiques.

Conclusion

Cette étude démontre l'efficacité d'un protocole écologique combinant acoustique cervicale et fNIRS pour l'évaluation fonctionnelle du CAD et de la déglutition. Les différences corticales observées selon les caractéristiques du bolus et le caractère volontaire ou spontané de la déglutition soulignent la complexité de son contrôle neural. Des recherches futures devraient explorer l'application de ce protocole à des populations cliniques atteintes de dysphagie pour mieux en comprendre la physiopathologie.

4.1 Article 3 : Corrélats corticaux de la fonction de déglutition dans des conditions volontaires et spontanées : une étude en fNIRS

Vous trouverez ci-après l'article complet, tel que soumis au journal "Dysphagia". Cet article est en cours de reviewing à ce jour. En annexe C p371, vous trouverez plusieurs figures complémentaires. La Figure C.1 présente la distribution globale des latences observées au niveau cortical, tous canaux et toutes tâches de déglutitions simples confondues. L'histogramme de gauche présente les latences des pics ascendants. La figure en haut à droite présente la latence des pics ascendants qui atteignent une valeur d'intensité positive, considérés comme des pics d'activations corticales. La première zone de distribution s'étend de 0 à 11 secondes et permet de justifier d'avoir sélectionné cette fenêtre pour nos mesures. La figure en bas à droite reflète les

pics ascendants restant négatifs et l'on observe que ces pics surviennent majoritairement après 11 secondes et correspondent plutôt à du bruit ou à la fin d'une désactivation. Cet histogramme renforce notre choix de la fenêtre 0-11s pour les tâches de déglutitions simples.

Les Figures C.2 et C.3 présentent les résultats de latences de chaque sujet pour les trois tâches de déglutition d'eau et de salive spontanée ou volontaire. Ces figures illustrent bien la variabilité interindividuelle que nous avons observée et qui justifie l'usage d'un modèle linéaire mixte.

Dysphagia

Cortical correlates of the swallowing function in volitional and spontaneous conditions: a fNIRS study.

--Manuscript Draft--

| | |
|--|---|
| Manuscript Number: | DYSP-D-25-00003 |
| Full Title: | Cortical correlates of the swallowing function in volitional and spontaneous conditions: a fNIRS study. |
| Article Type: | Original manuscripts/research |
| Keywords: | Swallowing; Cervical acoustics; functional neuroimaging; functional near infrared spectroscopy |
| Corresponding Author: | Yohan Gallois, M.D. LNPL : Laboratoire de NeuroPsychoLinguistique - EA4156 Toulouse, Midi-Pyrénées FRANCE |
| Corresponding Author Secondary Information: | |
| Corresponding Author's Institution: | LNPL : Laboratoire de NeuroPsychoLinguistique - EA4156 |
| Corresponding Author's Secondary Institution: | |
| First Author: | Yohan Gallois, M.D. |
| First Author Secondary Information: | |
| Order of Authors: | Yohan Gallois, M.D. Jeanne Souche Yann Lemaire Pascal Gaillard Virginie Woisard |
| Order of Authors Secondary Information: | |
| Funding Information: | |
| Abstract: | <p>The upper aerodigestive tract (UADT) is a complex structure involved in vital and social functions, particularly associated with the swallowing function. Complete functional evaluation of swallowing is usually either invasive (fibrocopy) or performed in supine position (functional magnetic resonance imaging). Non-invasive and ecological approaches appear necessary. This study combined cervical acoustic auscultation and functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) to analyse cervical and cortical activity during voluntary saliva and water swallows and spontaneous saliva swallows. Twelve healthy participants were enrolled in this exploratory study. Cervical acoustic signals and cortical hemodynamic responses were simultaneously recorded and synchronized. We compared the measured latency and mean Zscore activity of the recorded responses and fitted a linear mixed model for post-hoc analyses between tasks.</p> <p>The results revealed significant differences across swallowing types. Voluntary swallows exhibited shorter latencies and greater activation of the lateral pericentral cortical regions (called the "central swallowing area") compared to spontaneous swallows. Water ingestion elicited stronger cortical activation of the left precentral region and left lateralization compared to volitional saliva swallowing. These findings underscore the feasibility of assessing swallowing in natural conditions using this combined protocol. This approach provides new insights into the physiological mechanisms of swallowing and its cortical control. The application of this protocol in patients with neurological conditions or in children could enhance diagnostic and therapeutic strategies.</p> <p>In conclusion, this study highlights the effectiveness of a non-invasive and ecological protocol for functional UADT assessment, demonstrating significant differences based</p> |

| | |
|-----------------------------|---|
| | on bolus characteristics and the voluntary or spontaneous nature of swallowing. |
| Suggested Reviewers: | |
| Opposed Reviewers: | |

Title: Cortical correlates of the swallowing function in volitional and spontaneous conditions: a fNIRS study.

Authors :

Yohan Gallois ^{1,2*}, Jeanne Souche ¹, Yann Lemaire^{3,4}, Pascal Gaillard ⁵, Virginie Woisard ^{1,6}

Affiliations :

¹Laboratory LNPL—UR4156, University of Toulouse II-Jean Jaurès, Maison de la Recherche, 5 allée Antonio Machado 31058, Toulouse, France

²ENT, Otoneurology and Pediatric ENT Department, Pierre Paul Riquet Hospital, University Hospital of Toulouse, allée Jean Dausset, 31059, Toulouse, France

³Centre de Recherche Cerveau et Cognition, Université de Toulouse, Université Paul Sabatier, Pavillon Baudot CHU Purpan, BP 25202, 31052 Toulouse, France

⁴UMR 5549, Faculté de Médecine de Purpan, Centre National de la Recherche Scientifique, Toulouse, France, Pavillon Baudot CHU Purpan, BP 25202, 31052 Toulouse, France

⁵Laboratory CLLE CNRS UMR5263, University of Toulouse II-Jean Jaurès, Maison de la Recherche, 5 allée Antonio Machado 31058, Toulouse, France

⁶Voice and Deglutition Unit, Department of Otorhinolaryngology and Head and Neck Surgery, Larrey Hospital, University Hospital of Toulouse, 24 chemin de Pouvoirville, 31400, Toulouse, France

***Corresponding author:** Yohan Gallois

Postal address: Hôpital Pierre Paul Riquet, place du Dr Baylac, TSA 40031, 31059 Toulouse cedex 9, FRANCE

Phone number: +335 61 77 20 39

Email: gallois.y@chu-toulouse.fr

Declarations

The authors did not receive support from any organization for the submitted work.

The Swallis DSA® was graciously donated to the Toulouse University Hospital by Swallis Medical™ at no cost.

Acknowledgements : We would like to thank Mrs Linda Nicolini and Mr Pascal Barone for kindly lending us the equipment.

Data availability : Data is available upon request.

Abstract

1 The upper aerodigestive tract (UADT) is a complex structure involved in vital and social functions,
2 particularly associated with the swallowing function. Complete functional evaluation of swallowing is usually
3 either invasive (fibrocopy) or performed in supine position (functional magnetic resonance imaging). Non-
4 invasive and ecological approaches appear necessary. This study combined cervical acoustic auscultation and
5 functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) to analyse cervical and cortical activity during voluntary saliva and
6 water swallows and spontaneous saliva swallows.
7
8
9
10
11
12

13
14 Twelve healthy participants were enrolled in this exploratory study. Cervical acoustic signals and cortical
15 hemodynamic responses were simultaneously recorded and synchronized. We compared the measured latency and
16 mean Zscore activity of the recorded responses and fitted a linear mixed model for post-hoc analyses between
17 tasks.
18
19
20
21

22
23 The results revealed significant differences across swallowing types. Voluntary swallows exhibited shorter
24 latencies and greater activation of the lateral pericentral cortical regions (called the “central swallowing area”)
25 compared to spontaneous swallows. Water ingestion elicited stronger cortical activation of the left precentral
26 region and left lateralization compared to volitional saliva swallowing.
27
28
29
30

31
32 These findings underscore the feasibility of assessing swallowing in natural conditions using this combined
33 protocol. This approach provides new insights into the physiological mechanisms of swallowing and its cortical
34 control. The application of this protocol in patients with neurological conditions or in children could enhance
35 diagnostic and therapeutic strategies.
36
37
38
39

40
41 In conclusion, this study highlights the effectiveness of a non-invasive and ecological protocol for functional
42 UADT assessment, demonstrating significant differences based on bolus characteristics and the voluntary or
43 spontaneous nature of swallowing.
44
45
46
47
48
49

50 **Keywords** : Swallowing, Cervical acoustics, functional neuroimaging, functional near infrared spectroscopy
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1. Introduction

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
The upper aerodigestive tract (UADT), which includes the oral cavity, throat, larynx, and upper esophageal sphincter, plays a key role in respiration, swallowing, speech, and airway protection. These functions require the precise coordination of over 30 neuromuscular structures to function properly [1,2]. Each UADT function is regulated by its own central pattern generator (CPGs) located in the brainstem nuclei, such as the Pre-Bötzinger and Bötzing complexes for breathing [3,4] and the nucleus ambiguus and retro-ambiguus for swallowing, coughing, and vocalization [1,2,5]. These CPGs interact to prevent hazards such as aspiration [6–10]. In addition to these automatic regulations, UADT functions can be voluntarily modulated by the cerebral cortex, through specific areas. For example, the “central swallowing area” is located on the lateral part of the primary sensorimotor cortex [11–13]. Data suggest that the premotor cortex is also implicated in planning of swallowing, speech and breathing for instance [14–16].

23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
Dysfunctions of the UADT lead to severe complications, both vital and social [17]. For the swallowing function specifically, dysphagia can lead to respiratory and nutritional issues that can severely impair quality of life [18,19]. This highlights the complexity of UADT disease pathophysiology, requiring comprehensive cervical and cortical assessment, particularly for the swallowing function. However, current swallowing evaluation methods, such as flexible laryngoscopy [20] or videofluoroscopy [21], are either invasive or irradiating, while functional brain imaging in the supine position (functional magnetic resonance imaging [fMRI] and functional positon emitting tomography [fPET]) limits the applicability of results to natural conditions [22,7]. Functional evaluations in more natural set up are a way to overcome these limitations.

39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
At the cervical level, acoustic signals have proven useful for assessing UADT functions. Swallowing sounds, for example, have been shown to follow a characteristic three-component pattern in healthy subjects, which can be used to monitor swallowing activity [23]. This acoustic pattern has been shown to change in patients with laryngeal cancer following surgery, with post-operative patterns correlating to the type of surgery performed [24]. Acoustic monitoring is non-invasive and can be performed in different postures, making it particularly advantageous for studying UADT functions under more natural conditions, such as during a meal or other daily activities [25].

53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65
At the neurological level, more ecological and non-irradiating alternatives, such as functional near-infrared spectroscopy (fNIRS), have shown potential for studying the cortical correlates of UADT functions under natural conditions [26,27]. The fNIRS measures changes in oxyhemoglobin and deoxyhemoglobin, providing an indirect indication of neuronal activity [28,29]. It was used in several swallowing studies [27,30,31]. However, most studies

1 focused only on either volitional swallowing [26,31] or spontaneous swallowing [32] but did not compare the two
2 tasks. Another limit is the use of external cues to induce swallowing in some studies, which can cause a temporal
3 bias to precisely measure the activity [33,34]. Until now, cervical acoustics have never been associated with fNIRS.
4 Our present ecological approach should allow us to capture synchronized cervical acoustics and cortical activity
5 associated with volitional and spontaneous swallowing and to compare them.
6
7

8
9
10 We first hypothesized that cervical signal labeling would allow us to measure the cortical activity evoked
11 by different swallowing tasks, especially showing the differences of this activity according to each task.
12

13
14 We then hypothesized that the type of bolus (water or saliva) and the volitional or spontaneous character of the
15 swallows would modify the associated cervical and cortical response [27,35].
16
17

18
19 We first aimed to authenticate the cortical patterns evoked by the three swallowing tasks in healthy subjects
20 to validate our synchronized cervical and cortical measure protocol in real-world ecological settings in healthy
21 subjects. We secondly aimed to compare the cortical activities in both volitional and spontaneous settings. We
22 lastly aimed to quantify the cortical effects of the swallowed bolus comparing water and saliva.
23
24
25
26
27
28
29

30 **2. Methods**

31
32 Schematically, we asked adult human subjects to perform multiple swallowing tasks while we recorded
33 both cervical and cortical signals of UADT events with two different tools: the Swallis DSA® for cervical
34 evaluation and the fNIRS for cortical evaluation.
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44

45 **2.1. Study population**

46
47 We enrolled twelve healthy subjects with no history of neurologic disease for this exploratory study, aged
48 from 21 to 59 years (mean = 31 years). They all accepted the study and gave their signed informed consent. They
49 all showed a "A" category result in the Codex test (very low probability of dementia) which was an inclusion
50 criterion [36,37]. There were 5 females and 7 males. Two were left-handed, one ambidextrous and 9 right-handed.
51
52
53
54
55

56 The following protocol was accepted by the Toulouse University Research Ethics Committee (international
57 review board n°00011835-2023-0221-635).
58
59
60
61
62
63
64
65

2.2. Tasks

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

Subjects sat on a chair in front of a table where they performed the different tasks, in a 2m² room with no windows to reduce noise lights for fNIRS. We asked the subjects to swallow their own saliva or 10mL water at their own pace, respecting an interval of about 15 to 20s between each task (see Fig. 1 below). We served the water in a glass at room temperature. We asked the subjects to pour the water in their mouth, to wait 15 to 20s and swallow it, then wait another 15 to 20s before going through the next step. We alternated saliva and water for a total of 10 repetitions. This number of repetitions was used in previous swallowing cortical studies with functional near-infrared spectroscopy and appeared appropriate according to the number of different tasks to avoid over feeding [26,32,33,38]. We also considered the spontaneous saliva swallowing events, but did not tell subjects about this. For this purpose, a 3-minute rest period was performed at the end of the measures to allow more spontaneous events.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

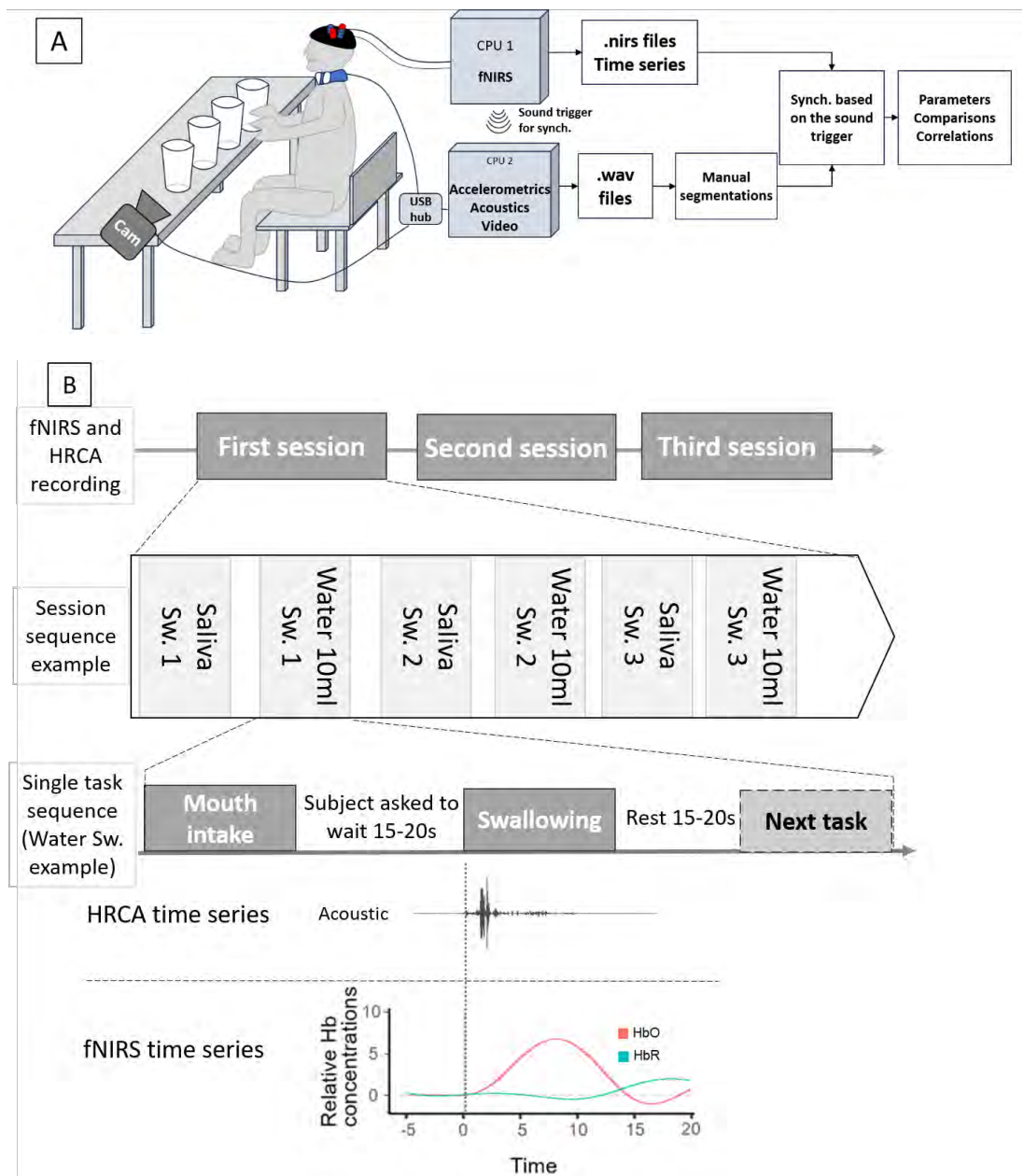


Fig. 1 Recording paradigm A) Diagram describing the table and recording setups and analyses. B) Diagram describing the tasks flow paradigm. Each session sequence was repeated over three sessions. The fNIRS and HRCA were recording all the time without a pause. We used the HRCA signal to define triggers from the beginning of the accelerometric and acoustic signal of the task and used it to define HRCA and fNIRS time series. Cam: Camera ; fNIRS ; functional Near-Infrared Spectroscopy ; HRCA : High-Resolution Cervical Auscultation ; Sw. : Swallowing ; Synch. Synchronization

2.3. Cervical signal recordings (Swallis DSA ®)

As it is non-invasive, we used a High-Resolution Cervical Auscultation (HRCA) device for acoustic recordings. Several studies report HRCA as an efficient tool for swallowing detection with promising results for dysphagia screening [39–43]. We used the Swallis DSA™ (Swallis Medical ® Colomiers, France) to explore the cervical acoustics during UADT functions. This device consists of a silicone collar with both a microphone and a tri-axis accelerometer (20kHz sampling frequency) and a camera linked to a USB hub that can be plugged on any computer. The USB hub allows for a perfect synchronization of both the collar signals and the camera. We used only acoustics for this study.

We placed the middle part of the collar over the participant's thyroid cartilage as an anatomical landmark. We fixed the microphone on the right laryngotracheal border using a 1cm round shaped double-sided piece of tape to reduce cutaneous friction. This position was shown to be the optimal location for swallowing detection [44,45]. We then fix the collar is then fixed behind the subject's neck by the experimenter, taking care of not altering the subjects' cervical feelings and motility (Fig. 2). The subject kept the Swallis DSA™ fro the entire duration of the three sessions to prevent recording errors due to mobilization.



Fig. 2 Illustration of the Swallis DSA™ device. Cervical positioning of the Swallis DSA™ collar on a subject's neck. M: Microphone; A: Accelerometer (not used for this study)

2.4. Cortical signal measurement (fNIRS)

We used fNIRS for cortical measures as it seemed to offer a good signal with only 10 repetitions [32,33,38]. We made this choice at the expense of the lower spatial and temporal resolutions and the limited number of optodes, which reduces the cortical coverage of the montage in comparison to electroencephalography or magnetoencephalography [29]. However, the fNIRS benefits from a higher signal-to-noise ratio, which reduces the number of necessary trials for analyses. This especially allows for conditions closer to natural or clinical situations, which appeared more acceptable during a normal meal and in clinical conditions for example.

2.4.1. fNIRS measure principles

The fNIRS is an optical technology that measures the variation of the cortical absorption of photons send through the skull bone and links this absorption to the variations of cortical hemoglobin concentrations. Those have been shown to reflect the cortical neuronal activity similarly to the BOLD signal with fMRI. It measures the cortical hemodynamic response (HDR) associated to a task in the active region. This response has been shown to last for several seconds after the task onset [28,29]. For swallowing tasks, this duration vary according to the task paradigm, the peak activity happening from about 4 seconds after single saliva swallowing onset [32], up to 15 to 20 seconds for multiple successive swallows from a full glass of water [46].

We used the Scout system 8/8 (8 light sources and 8 detectors) from *NIRx Medical Technologies* (LLC, USA) with 8 short channels. This system allows for measurements of both oxyhemoglobin and deoxyhemoglobin relative concentrations through two LED light wavelengths of 750nm (λ_1) and 850nm (λ_2). Each source emits photons that goes through the skull and the cortex and undergo absorption. The remaining photons are then detected by the detectors. The basic principle is that the fluctuation of the cortical blood flow (from the HDR) modifies the proportion of cortical absorbed photons, thus inversely modifies the quantity of detected photons as a function of the HDR according to the modified Beer-Lambert law (for further explanations about the technique of the fNIRS, see Delpy 1988 and Scholkmann 2014 [28,47]).

2.4.2. fNIRS montage

According to previous studies, Penfield's Homunculi and Ludlow's 2015 review, we focused on the swallowing central area in the inferior pericentral cortex and both the supplementary area (SMA) and Premotor cortex (PMC)[11–13]. We created the optode montage using the fOLD Toolbox from Zimeo Morais et al. with the 10-10 electroencephalography references [48]. We focused our optodes on the central swallowing area located on the

lateral pericentral cortical and premotor regions, setting the specificity to 50%. We also ensured to include the F7-Ft7, Ft7-Fc5, Fc6-Ft8 and Ft8-F8 channels that were shown to be highly responsive in swallowing tasks in a previous Kober et al.'s fNIRS study [26]. We replaced one of the detectors with eight short channels to measure the scalp blood flow under the sources, using a distance of 8mm, which was suggested as the optimum for such measures [49–51]. Indeed, it has been shown that this scalp blood flow can elicit false HDR on the fNIRS measurements. The specific measure of this cutaneous blood flow can then be extracted from standard channels measures. The final montage shown in Fig. 3 is mounted on a NIRSCap from NIRx® adapted to the head circumference of each subject. On each side, we finally obtained 4 regions of interest (ROI) channels in the lateral pericentral region [13], 2 antero-lateral (AL) channels [26] and channels in the premotor (PMC) region (1 on the left side and 2 on the right side). The ROI channels are divided as two anterior channels (ROI AI [ante-inferior] and ROI AS [ante-superior]), located over the primary motor cortex and two posterior channels (ROI PI [post-inferior] and ROI PS [post-superior]) located over the primary sensory cortex. The subjects kept the fNIRS cap during the whole experiment (pauses included) to prevent recording errors due to mobilization.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

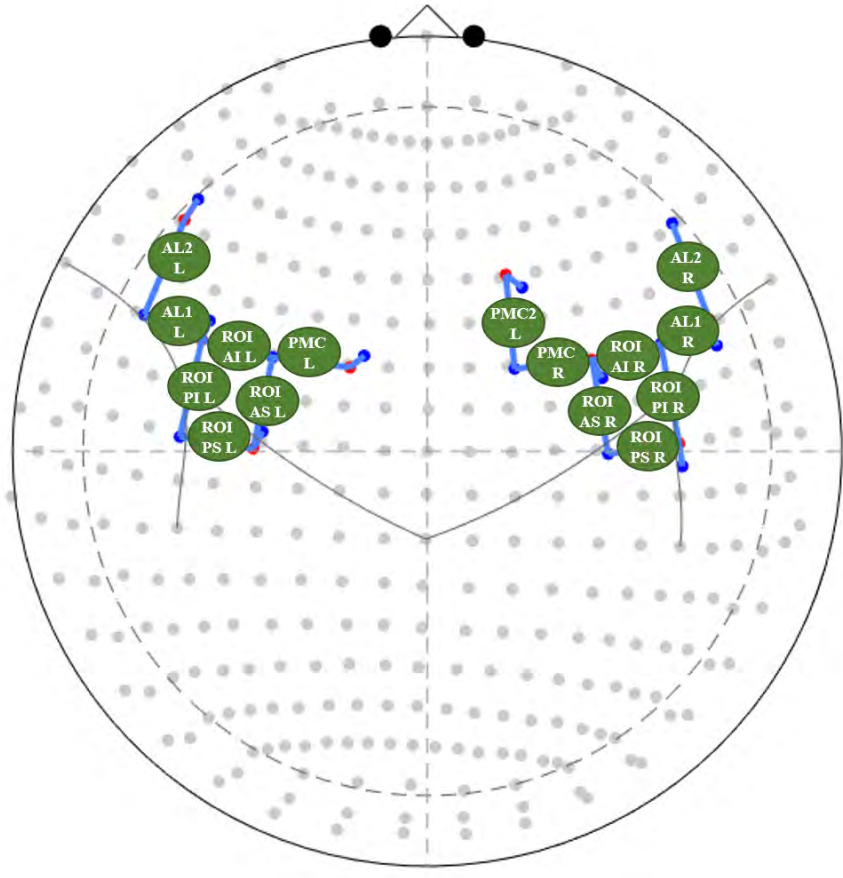


Fig. 3 fNIRS montage fNIRS channels montage to cover both the inferior pericentral cortex (ROI channels), the supplementary area and the premotor cortex (PCM channels). The red dots are the photon sources, the blue dots are the detectors. Every blue line represents a measure channel with its corresponding name in the green . All emitters are associated with a short channel (symbolized by the blue dots just aside of red dots) to detect the underlying cutaneous blood flow. Every position is placed on a NIRSCap from NIRx® on classical 10-20 EEG system landmarks with central and lateral sulcus as references (gray lines). Each gray dot is a 20-20 EEG system reference. Channels names and positions according to central and lateral sulcus are displayed by the green discs. AL: antero-lateral channels, ROI: Region of interest channels (inferior pericentral region); AS : Antero-superior, AI: Antero-inferior; PS: Postero-superior, PI: Postero-inferior, PMC : Premotor Cortex region; L: Left side, R: Right side

2.5. Data acquisition, segmentation and post-processing

2.5.1. Data acquisition and synchronization

To capture the fNIRS signal, we used the NIRStar® software (Version 15-3, Build 06, 2020-04-10, *NIRx Medical Technologies*, LLC, USA), with the native sampling frequency of 7.8125Hz, on a dedicated computer. Signals were encoded as .nirs files for further compatibility with Matlab, the Nirs-Toolbox and the Homer 2 software.

We used the Swallis DSA™ with the Swallis App® (Swallis Medical®, Colomiers France) to record the acoustic and accelerometric data, with a scan rate of 20kHz of sampling frequency for acoustic data, on a second computer. This software allowed for real time recordings and annotations of many events. We then extracted “wav” files containers with 4 tracks containing one acoustic and three accelerometric time series, and an .event file containing the marked events.

As the Swallis DSA™ is a tool not yet made to be synchronized with neurofunctional tools, we used the NIRStim® 4-0 software to emit at the start of each recording both a specific start trigger for NIRStar® and a custom-made concurrent single sound trigger that is captured by the Swallis DSA™, which served as synchronization timestamps.

2.5.2. Annotations method

We annotated the water and saliva swallowing and separated volitional from spontaneous events. For spontaneous saliva swallowing events, we included only isolated events. Specifically for the swallows, we annotated the start of the oropharyngeal phase, avoiding purely preparative phase sounds. Indeed, the oral phase being voluntary, its duration is highly dependent on the bolus used but also of its oral manipulation, which adds variability through all iterations of the same task. However, the oropharyngeal phase being more reflexive, we expect it to be only affected by the bolus characteristics. Mackowiak et al. (1967), Cichero et Murdoch (1998) and Morinière (2008) described the pharyngeal phase’s reproducibility, describing its three components[52–54].

We performed the labeling of the events manually either directly with the Swallis App® or Audacity® Version 3.5.1 from the extracted “wav” file (MuseCY Holdings Ltd, Limassol, Cyprus, available at: <https://www.audacityteam.org>).

2.5.3. Signal pre-processing

Using the NIRS Toolbox [55], we extracted the raw signals with the native 7.8125Hz sampling frequency and converted it to optical density signals. We applied a high-pass filter of 0.5Hz and low pass filter of 0.01Hz to remove physiological signals like cardiac and respiratory activity [28]. We then converted optical signals to relative concentrations time series of HbO and HbR according to the modified Beer-Lambert law [28,29,47]. To reduce noise, we then corrected the signal using the short channels signals as regressors with a principal component analysis.

We computed the scalp coupling indexes (SCI) for every channel and every participant. The ideal usual threshold of the sci is 0.8, however, some authors advocates that a more conservative approach is acceptable and used a lower sci of 0.5, notably to reduce hair color selection bias [56]. According to this latter threshold, we removed channels for three subjects. For subject 1, we removed the right “ROI PS”, right “PMC” and “PMC2” channels ; for subject 4, the right “ROI AS”, right “PMC” and left “ROI AS” channels ; for subject 7 the right ROI AS channel. All other channels were included in further analyses.

The optical density signals were down sampled to 2Hz and transformed to relative concentrations time series of HbO and HbR according to the modified Beer-Lambert law.

We segmented the fNIRS signal based on the start of the first acoustic component of the oropharyngeal phase [23]. These starts will be referred to as t_0 . Single swallow mean duration usually being about 1s, we kept signal blocks from -5s to 15s after t_0 . This duration seemed compatible with fNIRS use during normal meals in future studies and is consistent with literature data with single swallow tasks [30,32].

For the included channels, we computed Z scores time series based on the baseline activity (from -5s to t_0), similarly to previous studies [32,57] :

$$Z_{score} = \frac{Value - Mean_{Baseline}}{SD_{Baseline}}$$

We retained the median relative z-score concentration curves for HbO and HbR for each subject and averaged these individual median curves to compute the group block-averaged curves. We used these time series for further analyses.

2.6. Parameters analyses

2.6.1. Outcomes of interest

To assess cervical activity, we measured every event duration from the start to the end of the acoustic events corresponding to the oropharyngeal phase.

To assess cortical activity, we measured many parameters. We first measured the latency of the peak activity if present, as the time to reach the first peak maximum value (referred as “latency” for the rest of this paper). For that, we used the Matlab *findpeaks* function over the relative concentration time series with the native recording sampling frequency of 7.8125Hz and studied the peaks distribution. Peaks were included if they happened during the first part of the density distribution. We also filtered the low prominence peaks with a prominence inferior to 4 units to reduce noise, as this value gave the best distribution results and still being the most conservative. For swallowing functions, the first peak happened between 0s and 11s after the event onset based on the distribution of our observations.

We then down sampled the time series to 2Hz and computed the mean z-score around the peak (called “activity” for the rest of this paper) using the aforementioned observed 0-to-11s time window. As the distribution of the computed activity was not normal, we retained the median z-score activity for each subject and we averaged the group individual medians for further analyses.

2.6.2. Statistical analyses

We used Rstudio (v2024.09.1 Build 394, Posit Software) for statistical analyses. We used graphical distribution and Shapiro’s test to verify the activity parameters distributions. As distributions were not normal, we presented data through the medians and quantile distribution (Medians;[Q1,Q3]). We compared parameters between water, volitional and spontaneous saliva swallows. We also compared left and right side to look for differences but also to see whether it was possible to pool symmetrical channels. We used Wilcoxon’s test for statistical comparisons with Bonferroni’s correction to compute adjusted p-values. We considered an alpha risk of 0.05 after adjustment as significant (noted “adj. p”). We made an exception for the left-right comparison as we questioned the possibility to pool symmetrical channels. We used a non-adjusted alpha risk of 0.05 as significant and as an argument against pooling of the channels.

We performed Pearson’s correlation between HbO and HBR time series to assess the quality of the responses [58].

1
2 At last, we fitted these parameters to a linear mixed model (LMM) as our data distribution was not normal, using
3 the *lme4* and *lmerTest* package [59,60]. The first formula followed this syntax :

$$4 \quad \text{Cortical parameter} \sim \text{Task type} * \text{Channel} + (1|\text{Subject})$$

5
6
7 with the “Cortical parameter” being either the peak latency or the activity parameter. We then performed a
8
9 backward elimination of non-significant factors using the *step* function of the *lmerTest* package. According to
10
11 Satterhwaite methodology for LMM [61–63], the *step* function uses ANOVA on the interaction factors to
12
13 progressively eliminates nonsignificant factors. It then computes Akaike Information Criteria (AIC) for the current
14
15 models and compare their likelihood ratio of being the best model to describe the data. After multiple steps of
16
17 elimination, the function gives the model with the highest likelihood ratio (lowest AIC) and the highest number of
18
19 significant factors.

20
21
22 We retained the model found by the *step* function. We computed the beta slope estimates and confidence intervals
23
24 of the models using the least square means method. We then performed post-hoc analyses using estimated marginal
25
26 means contrasts with Tukey method for p value adjustment. A α risk of 0.05 after adjustment was considered
27
28 significant.

29 30 **3. Result**

31 32 **3.1. Tasks acoustic data**

33
34
35 A total of 425 swallowing events were used for further analyses from the 12 subjects and the 3 tasks. After
36
37 exclusion of spontaneous saliva events happening during another event (like the glass handling for example), we
38
39 found a total of 178 isolated spontaneous saliva swallows. For each subject, the number of isolated spontaneous
40
41 events was inconsistent, ranging from 2 to 30 (see Online Resource 1 for the individual number of events and their
42
43 duration). The median duration of water swallowing was 0.91s [0.78s;1.14s] (N=119), for volitional saliva
44
45 swallowing, 0.83s [0.68s;1.07s] (N=128) and for spontaneous saliva swallowing, 0.79s [0.66s ; 1.04s] (N=178).
46
47 Water swallows were significantly longer than volitional saliva (W=9231;adj. p=0.008) and longer than
48
49 spontaneous saliva (W= 13074, adj. p=0.002). There was no difference between both saliva tasks (W=11678;
50
51 p=0.71).

52 53 54 **3.2. fNIRS hemodynamic response quality**

55
56
57 The mean group curves for the ROI regions are available in Online Resource 2. For the water and volitional saliva
58
59 swallowing tasks, these results showed typical hemodynamic responses over the ROI channels on both sides from
60
61
62
63
64
65

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

0 to about 11 seconds which seemed to peak around 5s. During the spontaneous task, the response is noisier with a later peak of activity. There might also be a small 0-to-5s hemodynamic response over the ROI PS channels on both sides.

To verify the quality of the responses, we computed the correlations of HbO and HbR (see Online Resource 3). Typical hemodynamic responses usually show negative correlations [58]. Interestingly during the three tasks, the AL channels showed moderate to strong positive correlations, with $r=0.19$ to $r=0.79$ (except for the water task with the right AL2 channel which showed no correlation). In the meanwhile, ROI and PMC channels showed mostly negative correlations. During the water task, all ROI channels showed negative correlations from $r=-0.36$ to $r=-0.89$, except the left ROI AI channel, which showed no correlation. The right PMC channel showed negative correlation ($r=-0.64$).

During the volitional swallowing task, ROI channels showed negative correlation from -0.2 to -0.67 , except for the left ROI AS which showed mild positive correlation ($r=0.22$). All PMC channels showed negative correlations from $r=-0.34$ to $r=-0.81$. During the spontaneous swallowing, the results are more variable. The left ROI-AI and ROI-AS and right ROI AI and ROI PI showed positive correlations (from $r=0.25$ to $r=0.62$). The left ROI PI and ROI PS and right ROI AS and PS showed negative correlations (from $r=-0.18$ to -0.74). The right PMC2 channel showed a negative correlation ($r=-0.41$). These results suggest that hemodynamic responses only happen in the ROI and PMC channels.

3.3. Latencies

We first compared the response latency of the spontaneous and volitional saliva swallowing tasks with the 10ml water swallowing tasks. The results are shown in Fig 4. We observed significantly lower latency with the voluntary swallowing task (Median latency = 5s [3.3s;7.4s]) compared to the latency of the spontaneous saliva swallowing (Median latency = 6.48s [4.3s;8.6s]; $W=390772$; adj. p-value <0.0001) and the 10mL water swallowing tasks (Median latency = 5.2s [3.8s;7.4s] ; $W=191714$; adj. p-value =0.046). The water 10ml swallowing latency was significantly lower than the spontaneous saliva swallowing ($W = 271206$; adj. p-value < 0.0001). Focusing only on ROI and PMC channels showed similar significant differences. There was a high inter subject variability in latencies.

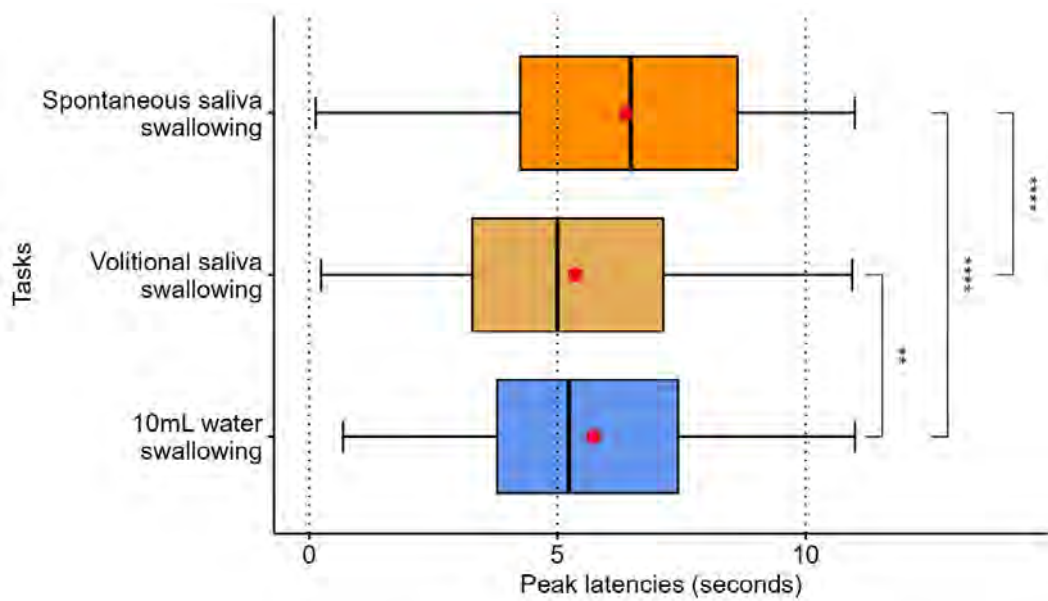


Fig 4 Boxplot showing the distribution of the peak latency according to the water and saliva swallowing tasks. The boxplot shows the first and third quartile distribution, the black line is the median and the error bars shows the extreme values. Red dots display the mean result showing an earlier response during the voluntary saliva swallowing and water swallowing compared to spontaneous saliva swallowing. Wilcoxon test: ****: $p < 0.0001$, **: $p < 0.01$

3.4. Latency linear mixed modelization

We performed an LMM using the following formula and subjects as the random effect :

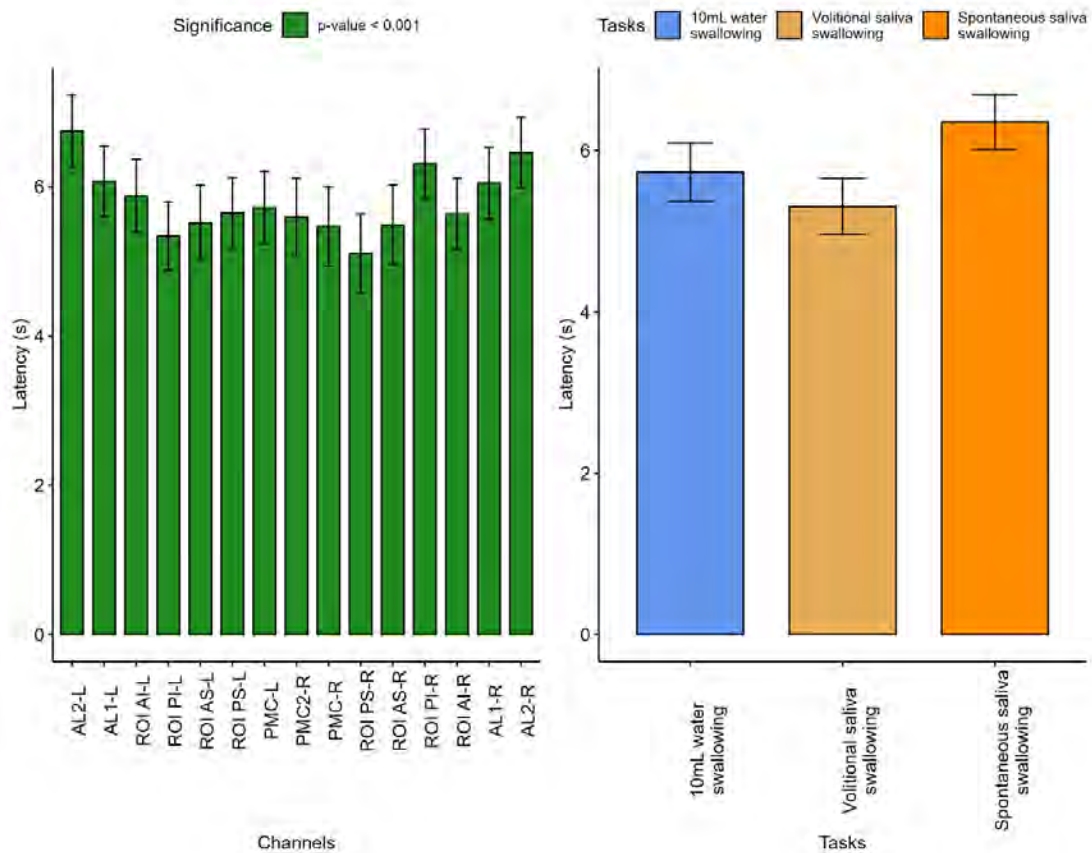
$$Latency \sim Task * Channel + (1|Subject)$$

The backward elimination step eliminated the interaction factor through Anova ($F=0.88$; $df=2071$; $p=0.641$). It kept the two factors that were significant: the “Task” factor ($F=34.51$, $df=2099$, $p < 0.0001$) and the “Channel” factor ($F=4.66$, $df=2100$, $p < 0.0001$). The “Subject” random factor was also significant (likelihood ratio 49.9, $df=1$, $p < 0.0001$). We kept the following model with the associated parameters :

$$Latency \sim Task + Channel + (1|Subject)$$

Fig. 5 shows the estimates of latency according to the channel and the tasks. According to the model, Tukey adjusted post-hoc analyses showed significant latency differences between the tasks. Volitional saliva elicited

1 earlier responses than water (contrast : t ratio=2.95;df=2102;adj.p=0.003). Volitional saliva elicited shorter latency
 2 than spontaneous saliva (contrast : t ratio=-8.2;df=2094; adj.p<0.0001). Water elicited shorter latency than
 3 spontaneous saliva (contrast : t ratio=-4.49;df=2105; adj.p<0.0001). Focusing on the channels, the longest latency
 4 appeared on more lateral channels except for the ROI PI channel. At ROI levels, the responses were in similar
 5 standard error, except for the right ROI PS which elicited the earliest responses. Right PMC showed shorter latency
 6 than left PMC. Contrasts for channels are displayed in Online Resource 4.
 7
 8
 9
 10
 11
 12
 13
 14
 15
 16
 17
 18
 19
 20
 21
 22
 23
 24
 25
 26
 27
 28
 29
 30
 31
 32
 33
 34
 35
 36
 37
 38
 39
 40
 41
 42
 43
 44
 45
 46



47 Fig. 5 Beta estimates of the latency model for each channel (left) and each task (right). There were no
 48 interactions in the model. Each bar describe the model's predicted latency of the HbO response. Error bars show
 49 the standard error of the model
 50
 51
 52
 53
 54
 55
 56
 57
 58
 59
 60
 61
 62
 63
 64
 65

3.5. Activity

Fig. 6A shows the group means HbO and HbR Z-score activity profiles of each task, according to the channels. The activation pattern is defined as increased HbO and decreased HbR and deactivation as the reversed pattern [28]. Fig. 7 maps these activities over the channel's localization for both HbO and HbR.

During the water task, we observed activation over the ROI channels and the left PMC. The left AL channels showed deactivation patterns, whereas the right AL1 channel showed both HbO and HbR decrease and the right AL2 channel showed an activation pattern.

During the volitional saliva task, we found activation over the right PMC and the superior ROI channels (ROI AS and ROI PS). The inferior ROI channels (ROI AI and ROI PI) and AL channels showed an increase of both HbO and HbR, with low amplitude on inferior ROI channels and maximum amplitude over the AL channels.

The spontaneous saliva task showed activation patterns on the upper ROI channels (ROI AS and ROI PS). Left PMC showed a very limited activation pattern. AL2 channels showed no activity, and AL1 showed an increase of both HbO and HbR.

We then compared the HbO activity over the different channels for the three tasks (Fig. 6B). From top to bottom, we found some significant differences, before adjustment. Right PMC and PMC 2 showed higher HbO for volitional saliva, with no change for spontaneous saliva (Right PMC2 : $p=0.006$; adj. $p=0.4$; Right PMC : $p=0.03$; adj. $p=1$). Left ROI AS showed no modification of HbO for volitional saliva whereas it significantly increased for the water ($p=0.02$,adj. $p=1$) and spontaneous tasks ($p=0.02$,adj. $p=1$). The left ROI AI showed higher HbO with water than spontaneous saliva, which remained unchanged ($p=0.02$, adj. $p=1$). Bilateral AL1 channels found an increase of HbO during spontaneous saliva, while HbO showed a decrease during the water task (Left side : $p=0.006$, adj. $p=0.4$; Right side : $p=0.02$, adj. $p=1$). All these differences were no longer significant after adjustment.

Interestingly, we observed more differences with HbR, reflecting that it was really increased during saliva swallowing, particularly in the AL channels. HbR showed significant differences after adjustment in 3 cases. Over the right ROI PI channel, it was significantly lower during the water task than the volitional task (adj. $p<0.0001$). Over the right AL1 channel, in comparison to water swallowing, it was significantly increased during the volitional (adj. $p=0.0001$) and spontaneous saliva (adj. $p=0.0001$) tasks.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

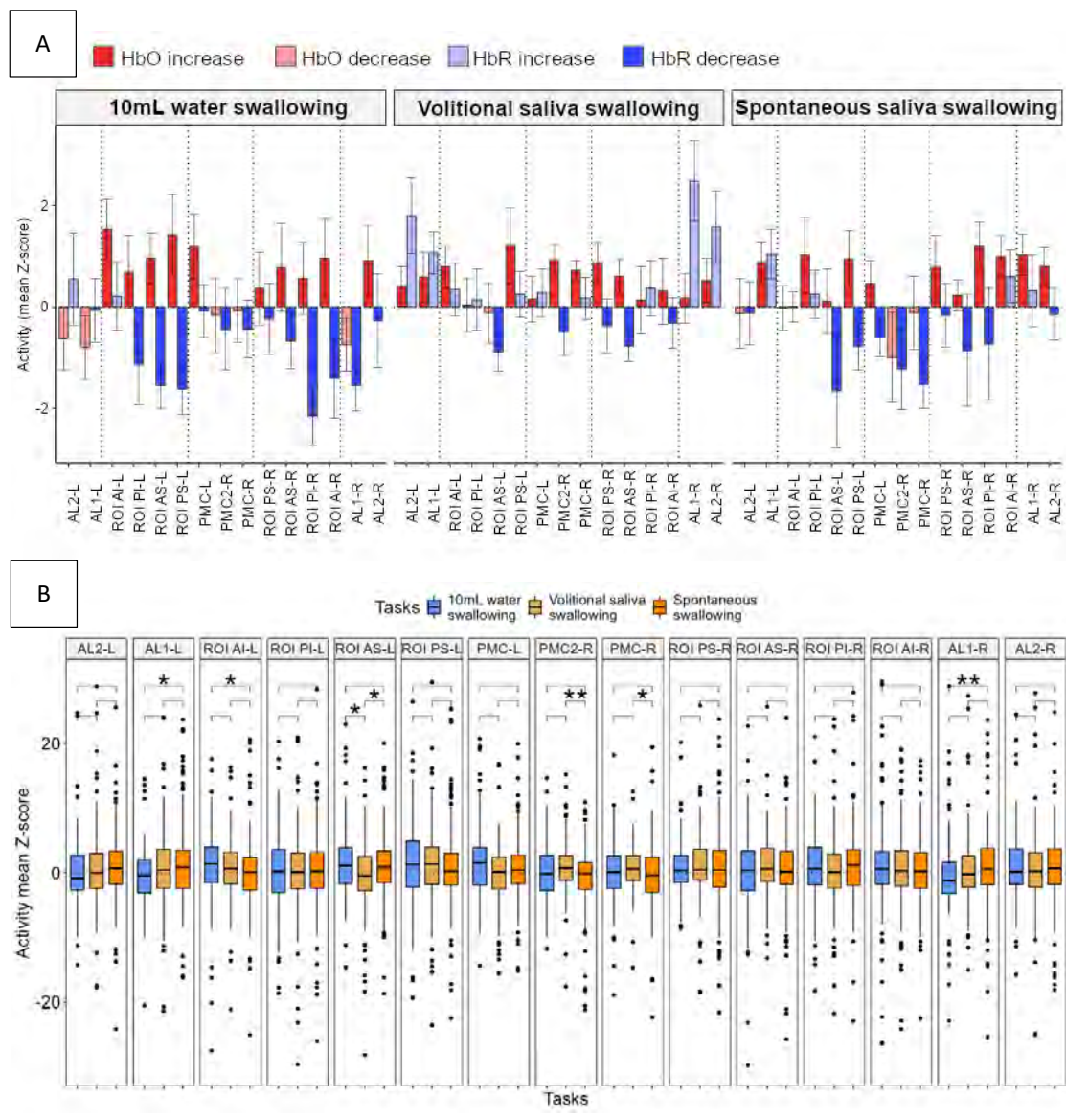


Fig. 6 Activity of the different channels for 10ml water and saliva swallowing. A) Activity profiles for each task. The dark red bars shows HbO increases, light red shows HbO decrease, blue shows HbR decrease and light blue shows HbR increase. B) Comparisons of the tasks activity for each channel. Comparisons are performed with Wilcoxon's test. **: $p < 0.01$, *: $p < 0.05$

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

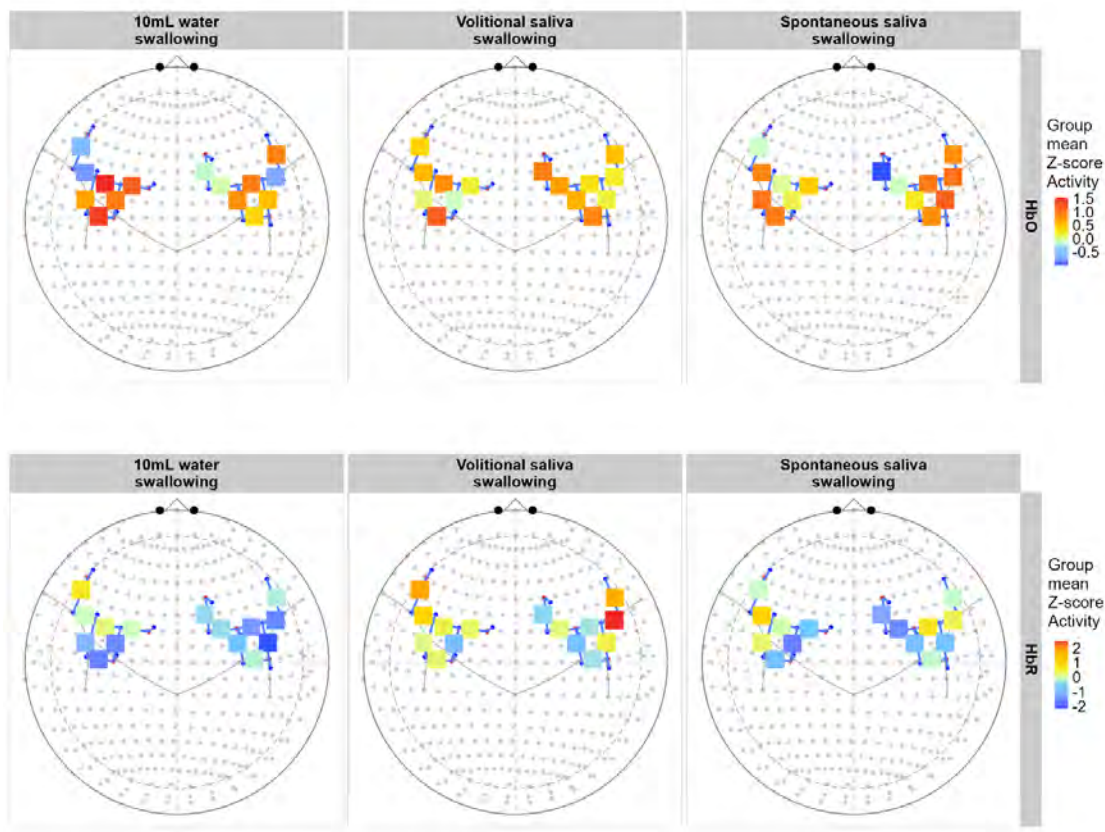


Fig. 7 Channels activity maps for the three tasks according to the HbO or HbR values. Hemodynamic responses are shown as diverging colors for HbO and HbR

3.6. Activity Linear mixed modelization

We fitted the activity mean Z-score to a LMM using the following formula and subjects as the random effect :

$$Activity \sim Task\ type * Channel * Hb + (1|Subject)$$

The backward elimination step eliminated the interaction factor through Anova (F=1.34; df= 12109 ; p=0.11). It kept the other interaction factors : the “Channel : Task” factor (F=2.15, df=12137, p=0.0004), the “Channel : Hb” factor (F=11.13, df=12137, p=0.002) and the “Task : Hb” factor (F=11.13, df=12137 ; p<0.0001). The “Subject” random factor was also significant (likelihood ratio = 12.7, df=1, p<0.0004). We kept the following model with the associated parameters and all were significant :

$$\text{Peak latency} \sim \text{Task type} + \text{Channel number} + \text{Hb} (1 | \text{subject}) +$$

$$(\text{Channel} : \text{Task}) + (\text{Channel} : \text{Hb}) + (\text{Task} : \text{Hb})$$

Fig. 8 displays the beta estimates values according to each task and channels. The Online Resource 5 shows the factor's absolute beta values and their significance. The model shows that the three tasks elicited a significantly increased HbO on the left ROI PS and left PMC channels, but also on the right AL2 channel. The water swallowing elicited the strongest HbO increases on the left ROI channels and left PMC channel. During spontaneous swallowing the only significant specific HbO elevation is found on bilateral AL1 channels. Volitional swallowing elicited specific HbO elevation on the right ROI AS channel.

Considering HbR results, we observe that the three tasks elicited elevations of HbR on the AL channels, and a significant decrease of HbR on bilateral ROI AS channels. The water swallowing task elicited a decrease of HbR on the left ROI PS and right ROI PI channels. During the volitional saliva task, no significant decrease of HbR was observed, but an elevation on the right ROI PI channel. During the spontaneous swallowing task, interestingly, there is a significant decrease of HbR over the left PMC with stability of HbO.

To summarize the comparison of HbO and HbR evolution according to this model, the water task showed the strongest HbO increase and HbR decrease. Specifically, it showed the elevation of HbO and decreased HbR over the ROI channels (mostly on the left side) and over the left PMC channel. The other PMC channels showed no significant activity. During the volitional saliva swallowing, we observed a global HbR significant increase, mostly due to the AL channels. In detail, positive HbO and negative HbR on the right ROI AS channel, and also on the ROI PS channel, however, it is not significant. On the left ROI, HbO and HbR show similar elevation, which could be non-hemodynamic. During spontaneous saliva swallowing, we observe no significant variations of HbO over the ROI channels. Interestingly, this task did not elicit any high elevation of HbO and HbR in the PMC region, but rather a non-significant decrease in comparison to the other two tasks.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

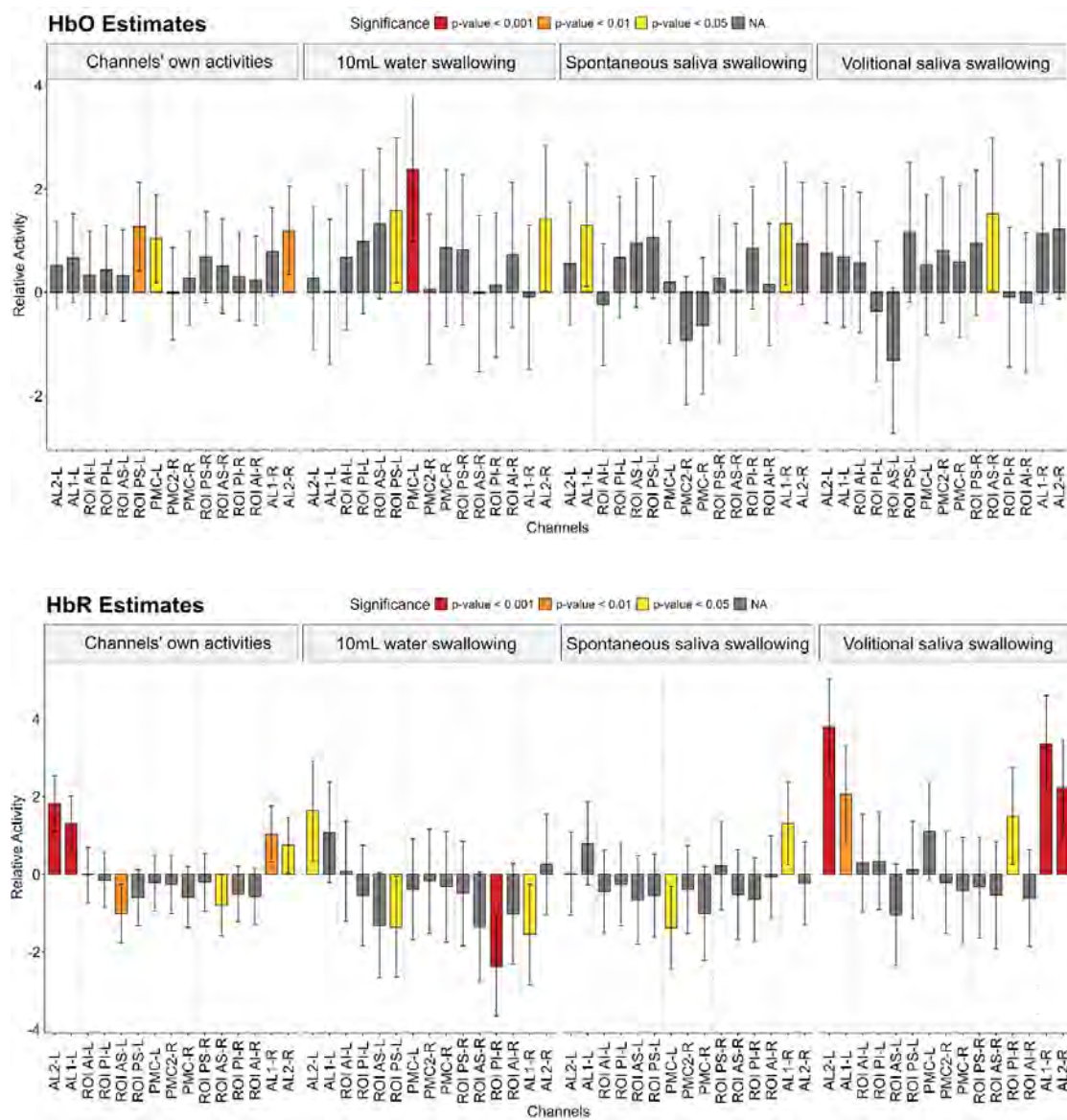


Fig. 8 Estimates of the activity model for each and every task and channels. Colored estimates correspond to significantly active channels during the task. The first box displays the activity regardless of the task, the 3 others display the activity during each task. The Last box shows tasks activity, regardless of the task. Upper graphs show HbO results, lower graphs display HbR results

We performed contrast of this model comparing each task (Fig. 9). Comparing water and volitional saliva swallowing, water showed significantly higher HbO increase on the left ROI AS channel and lower HbR values on the right ROI AS and ROI PI channels than volitional saliva. Comparing water with spontaneous saliva, water showed significantly higher HbO values over the left PMC. Comparing both saliva tasks, we observe significantly lower HbO with volitional swallowing over the left ROI AS channel, and higher HbR values over the left PMC channel. On the AL region, the volitional saliva task showed higher HbO and HbR than the two other tasks.

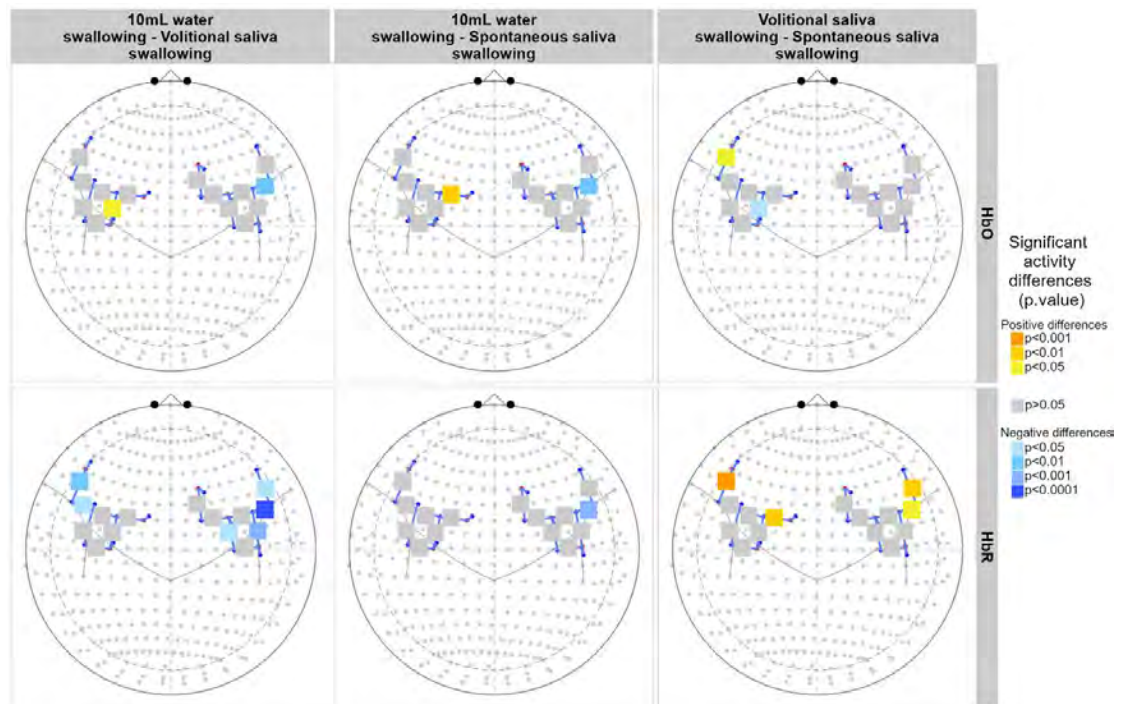


Fig. 9 Contrasts of the tasks for the HbO (upper) and HbR (lower) z-score activity according to the model activity. Each strip labels presents “Task 1 – Task 2” contrasts. Blue gradient shows Task 1 values lower than Task 2 and Orange gradient show Task 1 values higher than Task 2

3.7. Asymmetry of the responses

We first compared the latency of left and right similar channels. We only found significant latency difference for the ROI PI channel with higher right latency for the three tasks.

Regarding the HbO mean Z-score activities asymmetry, we first looked at the overall activity regardless of the channels. During the 10mL water task, we observe an overall left lateralization (Left global Zscore = 0.99 [-2.16;

4.29]; Right global Zscore = 0.49[-2.49;3.37];adj. p=0.004). We also found a right lateralization of the volitional swallowing task (Left global Zscore = 0.1[-2.76; 3.10]; Right global Zscore = 0.43 [-2.17; 3.28]; adj. p=0.013). These asymmetries were no longer significant after correction of the cortical laterality according to the dominant hand (or used hand for the ambidextrous subject). The spontaneous saliva swallowing activity was not significantly lateralized (Left global Zscore=0.3 [-2.48; 3.20]; Right global Zscore= 0.3 [-2.52;3.34]; p=0.7).

We then looked at each channel lateralization of the HbO activity (Fig. 10). After Bonferroni correction, only the HbO activity of the ROI PS during the water task was still significantly left lateralized (Left Zscore= 1.47[-1.71;5.06]; Right Zscore= 0.28[-2.22;2.83]; adj. p=0.01). In detail, 5 subjects were left lateralized on this channel and 4 were right lateralized. We observed many significant activities' lateralization before correction. Interestingly, during the spontaneous saliva task, PMC activity appeared left skewed, mostly due to a decrease in right HbO (Left Zscore=0.5 [-2.32;3.24]; Right Zscore= -0.32[-3.31;2.65]; p=0.005) and ROI PI showed right lateralization for similar reasons (Left Zscore=0.33[-2.5;3.77]; Right Zscore=1.32[-1.96;4.12]; p= 0.03). During the volitional saliva task, we found potential right skewness of the ROI AS channel (Left Zscore=-0.39[-3.16;2.86]; Right Zscore=0.67[-2.1;3.57]; p=0.007). During the water task, aside from the aforementioned ROI PS left lateralization, we also found potential right laterality of the ROI PI channel (Left Zscore=-0.11[-3.51; 3.44]; Right Zscore=0.67[-2.16;4.39];p=0.02) and potential right laterality of the AL2 channel (Left Zscore=-0.58[-2.93; 3.44]; Right Zscore=0.28[-2.13;3.44];p=0.02).

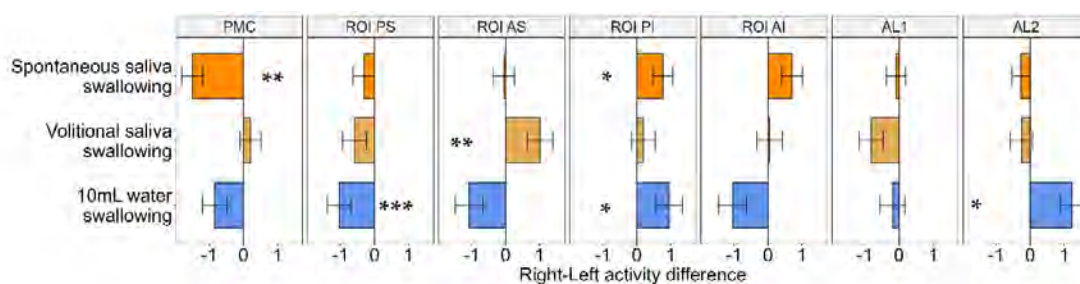


Fig. 10 Activity lateralization for the water and saliva tasks according to the channels of interest. Bars show the mean lateralization and error bars show the standard error. A negative score (left skewed) represents a left lateralization and a positive score (right skewed), a right lateralization. Note that after Bonferroni adjustment, only the ROI AS right lateralization during the volitional saliva task is significant. Comparisons are performed using Wilcoxon's test between left and right side before Bonferroni correction: ***: $p < 0.001$, **: $p < 0.01$, *: $p < 0.05$

4. Discussion

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

In this study, we explored cortical activity associated with swallowing, measured using fNIRS, by comparing three types of swallowing: water ingestion, voluntary saliva and spontaneous saliva swallowing. Our results reveal interesting differences in latency and cortical activity, particularly between types of swallowing, as well as across different regions of interest (ROIs) and the premotor cortex (PMC).

4.1. Tasks cortical patterns and protocol performances

With our protocol, based on cervical acoustic measures, we managed to show specific swallowing evoked cortical hemodynamic responses and we were able to time the responses and to quantify their activity. We studied three different regions: the mid-inferior lateral pericentral cortex (ROI channels) which is known to contain the face, oral and pharyngolaryngeal primary sensorimotor regions [13], the premotor regions (PMC channels) and anterolateral regions which correspond to the inferior frontal gyrus, which showed swallowing activity during previous studies [46]. As anticipated, we were able to describe these responses with only 10 repetitions and only 12 subjects. Thus, the segmentation based on oropharyngeal phase swallowing according to previous acoustic descriptions revealed as a useful tool for signal synchronization [23,24].

The ROI region responses showed typical HbO and HbR hemodynamic responses kinematics as described in previous swallowing studies, regardless of our smaller montage [26,30,33,57] or in other domains [28]. The HbO and HbR responses were negatively correlated, as described by Cui et al. [58]. Both the curves and our activity model showed elevated HbO and decreased HbR over the ROI regions during volitional swallowing, but also for spontaneous swallowing if we focus on ROI PS channels. The PMC region showed different activities for volitional water or saliva swallowing and no activity for spontaneous swallowing, although our montage was limited in this region. As we showed different activity patterns for each task, all these results validate the current montage for further studies, but an improved coverage of the PMC region could be interesting.

On the contrary, the responses of the AL region showed non-typical responses, as they were positively correlated. Basically, HbO and HbR followed similar trends regardless of the task. In our study the HbR elevation was particularly important during volitional saliva swallowing. Kober et al. seemed to find similar results, as these two bilateral channels showed both elevation of HbO and HbR in some of their reports during motor execution of swallowing [26,46]. This questions the nature of the response on our AL channels, which might be more susceptible to swallowing induced movement artifacts [58]. Elevation of both markers is often considered as an elevation of the blood volume, possibly induced by movements. These channels are located near the temporal muscles, which could also be the source of the noise [64].

1 We detected latency for both volitional and spontaneous activities showing their differences, basically
2 before 10s. This latency was consistent with Mulheren et al. results from 2017 where they showed that the
3 spontaneous swallowing peak activity happened between 4 and 7 seconds [65]. Kamarunas et al. later showed
4 earlier activity peaks happening from 3.35 to 4.3s after the spontaneous swallowing onset measured with an
5 accelerometer [32]. This difference could either reflect a difference of signal segmentation based on different
6 cervical measures or is more likely to reflect other differences of paradigms. Kamarunas et al. set up a protocol
7 only for spontaneous swallows and separated an early and late response [32]. However, we used multiple tasks
8 and for comparison purpose we chose a similar time window for all tasks. Nevertheless, spontaneous swallowing
9 curve examinations and latency distribution did not show evidence for an early peak in our data, except for the
10 ROI PS channels. It is possible that we mostly measured the late response that Kamarunas et al. described as the
11 late response and that the early peak is limited to the ROI PS channels. Another explanation could be that our
12 subjects were more sensitized to post swallowing sensory stimuli because of the other volitional tasks, whereas
13 Kamarunas et al. only tested spontaneous swallows with no instruction to their subjects.
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25

26 **4.2. Differences between volitional and spontaneous tasks**

27 This is the first study to compare the fNIRS volitional and spontaneous swallowing activities with single swallow
28 tasks. Our results showed several differences across the two conditions. For spontaneous swallowing, we found
29 significantly higher median latency than the volitional swallowing task and the water task ($p < 0.0001$). The early
30 latency of volitional tasks probably reflects the premotor region activity and the conscious motor cortical activity
31 linked to the cortical control of the preparation and the oropharyngeal phases of the volitional tasks [15]. It was
32 shown that late response activity in spontaneous swallowing can be modified by cervical stimulation and bolus
33 characteristics [30,65]. Then, the later latency of the spontaneous task could probably be linked to isolated
34 oropharyngeal and esophageal transport sensory stimuli or peristalsis activities as suspected in other studies
35 [32,66]. Our data difference also aligns with the results of several studies showing stronger and earlier cortical
36 activation during voluntary tasks compared to reflexive swallows [67,68]. The observed inter-subject variability
37 in latency suggests that individual factors may play an important role, highlighting the complexity and variability
38 of the swallowing process.
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52

53 Compared to HbO activity of the spontaneous swallows, we found arguments for greater activity of the left PMC
54 channel with water ($p < 0.01$) and over the right PMC and PMC2 channels for volitional saliva swallowing ($p = 0.03$
55 and $p = 0.006$ before adjustment). This could reflect the motor preparation for the volitional tasks involving
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

premotor areas as shown in fMRI studies [15], reinforced by the observed HbO decrease of the PMC region during the spontaneous task.

4.3. Differences between water and saliva

We found differences between the water and volitional saliva swallows. We found significant earlier latency with saliva swallows ($p=0.046$). On the contrary, Kober et al. noted a stronger signal change on the right side with water swallows than volitional saliva swallows at the beginning of the response, from 0 to 5 seconds [27]. This could reflect the sensory stimulation differences of the two tasks, but also the motor activity, taking into account that the water was drawn from a tube. In our study, the water was kept in the mouth, suppressing the suction effect, which could also explain the concurrent increase of HbO and HbR in Kober et al.'s results with water. Our results difference could also reflect differences in oral processing of water and saliva during our tasks. It is possible that water was kept above the tongue in preparation for the task, whereas saliva was mobilized just before the task which could amplify its motor planning activity.

Regarding HbO activities of the ROI channels, according to our model, the water swallowing task showed significant stronger activity of the left precentral ROI AS channel than the volitional saliva swallowing. The activity of the post-central ROI PS channel was also significantly left skewed with the water task. With the volitional saliva task, we only found a right lateralization of the ROI AS channel activity. However, it was no longer significant after Bonferroni adjustment. These results differ from Sörös et al.'s fMRI metaanalysis that revealed greater activity with saliva than rest over the left precentral gyrus, whereas water swallowing related activity was more prominent on the right post-central gyrus [15]. This difference could reflect the modification of the motor task performed in supine position in fMRI whereas in sitting position in our study, as Dziewas et al. also showed similar left lateralization of water swallowing with magnetoencephalography [68]. This could also reflect the sensorimotor activity from the retention of the water in the mouth in our study. This might also reflect the high and well-known inter-subject variability. Some studies of the volitional saliva swallowing showed no global lateralization [30], some showed right dominance [69–71] and others showed left dominance as shown with our data [68,72]. With a 3mL water single swallowing task, Malandraki et al. also showed a left lateralization specific to the post-central gyrus, similar to our study [73]. These variations across studies could reflect the variety of tasks, in terms of the number of successive swallows, the type of boluses and the nature of the tasks cues (external cues or self-paced swallowing or spontaneous swallows), which lack comparability across studies [74].

1 Regarding the activity of the premotor region, we did not find any significant lateralization for the two tasks.
2 Cortical lateralization of premotor swallowing activity also remains unclear. On the one hand, many functional
3 neuroimaging studies found clear individual premotor activity lateralization with no clear group side preference
4 for saliva volitional swallowing [19,66,69,75]. On the other hand, some studies showed more frequent left
5 lateralization of the water swallowing premotor activity like Hamdy et al. with fPET and water swallowing in 1999
6 [69]. Mosier et al. also showed left swallowing dominance of the premotor region, but it is unclear whereas this
7 dominance was associated with water, saliva swallowing or both [72].
8
9

10 **4.4. Limitations of the study**

11 Despite the valuable insights provided by our findings, several limitations should be considered. First, although
12 fNIRS offers excellent temporal resolution, its relatively low spatial resolution limits the precision of cortical
13 localization of activations. This could be improved by a better coverage of the PMC region, and also using high
14 density fNIRS methods, which has never been done for swallowing and UADT activity [76].
15
16

17 Additionally, the inter-subject variability observed in latencies and cortical responses underscores the need to
18 better understand the individual factors influencing these responses, whether related to age, sex, or cerebral
19 lateralization. Finally, the relatively small sample size (12 participants) may limit the generalizability of the results
20 to a broader population. It is a recurrent limitation of several fNIRS swallowing studies [26,30,31,57,65,77].
21
22

23 **4.5. Perspectives**

24 Our recording protocol has shown its ability to show cortical activity differences between the swallowing tasks in
25 healthy subjects. We already used it with other swallowing and UADT tasks that will be published somewhere
26 else. This protocol revealed usable in natural conditions with significant results, which allows us to further transfer
27 its usage to subjects with limited access to fMRI, like patients with neurological diseases or children. The
28 perspective of fNIRS in the fields of UADT pathophysiology comprehension, therapeutics and rehabilitation is
29 growing and we aim to use our method in this matter [38,78,79].
30
31

32 **5. Conclusion**

33 In conclusion, we successfully used cervical acoustics and fNIRS to record cortical activity of single swallows.
34 Our results showed significant cortical activity differences of the swallowing function related to its bolus
35 characteristics and the effect of volition. Volitional swallowing cortical control showed earlier latencies and higher
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1 activities of the lateral pericentral cortex than spontaneous swallowing. Water and saliva volitional swallowing
2 activities behave differently at the cortical level, suggesting different pathways of their respective cortical control.
3
4 Future comparisons with subjects affected by diseases (cancer, neurodegenerative diseases) or children will give
5
6 more insights about dysphagia physiopathology.
7
8
9

10 11 **References:**

- 12
13 1. Jean A. Brain Stem Control of Swallowing: Neuronal Network and Cellular Mechanisms. *Physiological*
14 *Reviews*. 2001;81:929–69. <https://doi.org/10.1152/physrev.2001.81.2.929>
15
- 16 2. Ludlow CL. Central nervous system control of the laryngeal muscles in humans. *Respiratory Physiology &*
17 *Neurobiology*. 2005;147:205–22. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2005.04.015>
18
- 19 3. Fogarty MJ, Mantilla CB, Sieck GC. Breathing: Motor Control of Diaphragm Muscle. *Physiology*. 2018;33:113.
20 <https://doi.org/10.1152/physiol.00002.2018>
21
- 22 4. Fogarty MJ, Sieck GC. Spinal cord injury and diaphragm neuromotor control. Expert review of respiratory
23 *medicine*. 2020;14:453. <https://doi.org/10.1080/17476348.2020.1732822>
24
- 25 5. Zhang SP, Bandler R, Davis PJ. Brain stem integration of vocalization: role of the nucleus retroambigualis.
26 *Journal of Neurophysiology*. 1995;74:2500–12. <https://doi.org/10.1152/jn.1995.74.6.2500>
27
- 28 6. Dick TE, Oku Y, Romaniuk JR, Cherniack NS. Interaction between central pattern generators for breathing and
29 swallowing in the cat. *The Journal of Physiology*. 1993;465:715. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1993.sp019702>
30
- 31 7. Ertekin C. Voluntary Versus Spontaneous Swallowing in Man. *Dysphagia*. 2011;26:183–92.
32 <https://doi.org/10.1007/s00455-010-9319-8>
33
- 34 8. Pitts T, Rose MJ, Mortensen AN, Poliacek I, Sapienza CM, Lindsey BG, et al. Coordination of cough and
35 swallow: A meta-behavioral response to aspiration. *Respiratory physiology & neurobiology*.
36 2013;189:10.1016/j.resp.2013.08.009. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2013.08.009>
37
- 38 9. Fukuike C, Kodama N, Manda Y, Hashimoto Y, Sugimoto K, Hirata A, et al. A novel automated detection
39 system for swallowing sounds during eating and speech under everyday conditions. *Journal of Oral Rehabilitation*.
40 2015;42:340–7. <https://doi.org/10.1111/joor.12264>
41
- 42 10. Sato K. Does our swallow go to sleep? Changes in swallow function during sleep and implications for
43 symptoms. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg*. 2020;28:392–400.
44 <https://doi.org/10.1097/MOO.0000000000000670>
45
- 46 11. Penfield W, Boldrey E. Somatic motor and sensory representation in the cerebral cortex of man as studied by
47 electrical stimulation. *Brain*. 1937;60:389–443. <https://doi.org/10.1093/brain/60.4.389>
48
- 49 12. Penfield W, Rasmussen T. The cerebral cortex of man; a clinical study of localization of function. 1950.
50
- 51 13. Ludlow CL. Central Nervous System Control of Voice and Swallowing: *Journal of Clinical Neurophysiology*.
52 2015;32:294–303. <https://doi.org/10.1097/WNP.0000000000000186>
53
- 54 14. Whalen DH, Kinsella-Shaw JM. Exploring the relationship of inspiration duration to utterance duration.
55 *Phonetica*. 1997;54:138–52. <https://doi.org/10.1159/000262218>
56
- 57 15. Sörös P, Inamoto Y, Martin RE. Functional brain imaging of swallowing: An activation likelihood estimation
58 meta-analysis. *Hum Brain Mapp*. 2009;30:2426–39. <https://doi.org/10.1002/hbm.20680>
59
60
61
62
63
64
65

16. Fuchs S, Petrone C, Krivokapić J, Hoole P. Acoustic and respiratory evidence for utterance planning in German. *Journal of Phonetics*. 2013;41:29–47. <https://doi.org/10.1016/j.wocn.2012.08.007>
17. Jones E, Speyer R, Kertscher B, Denman D, Swan K, Cordier R. Health-Related Quality of Life and Oropharyngeal Dysphagia: A Systematic Review. *Dysphagia*. 2018;33:141–72. <https://doi.org/10.1007/s00455-017-9844-9>
18. Shaker R, Li Q, Ren J, Townsend WF, Dodds WJ, Martin BJ, et al. Coordination of deglutition and phases of respiration: effect of aging, tachypnea, bolus volume, and chronic obstructive pulmonary disease. *American Journal of Physiology-Gastrointestinal and Liver Physiology*. 1992;263:G750–5. <https://doi.org/10.1152/ajpgi.1992.263.5.G750>
19. Martin-Harris B. Clinical implications of respiratory–swallowing interactions. *Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery*. 2008;16:194. <https://doi.org/10.1097/MOO.0b013e3282febd4b>
20. Stachler RJ, Francis DO, Schwartz SR, Damask CC, Digoy GP, Krouse HJ, et al. Clinical Practice Guideline: Hoarseness (Dysphonia) (Update). *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*. 2018;158:S1–42. <https://doi.org/10.1177/0194599817751030>
21. Helliwell K, Hughes VJ, Bennion CM, Manning-Stanley A. The use of videofluoroscopy (VFS) and fiberoptic endoscopic evaluation of swallowing (FEES) in the investigation of oropharyngeal dysphagia in stroke patients: A narrative review. *Radiography*. 2023;29:284–90. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2022.12.007>
22. Janczewski WA, Feldman JL. Distinct rhythm generators for inspiration and expiration in the juvenile rat. *The Journal of Physiology*. 2005;570:407. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2005.098848>
23. Morinière S, Beutter P, Boiron M. Sound component duration of healthy human pharyngoesophageal swallowing: a gender comparison study. *Dysphagia*. 2006;21:175–82. <https://doi.org/10.1007/s00455-006-9023-x>
24. Morinière S, Boiron M, Brunereau L, Beutter P, Patat F. Pharyngeal swallowing sound profile assessed after partial and total laryngectomy. *Dysphagia*. 2011;26:366–73. <https://doi.org/10.1007/s00455-010-9322-0>
25. Takagawa M, Goda A, Maki Y, Ishibashi R, Morita T, Katsura J, et al. Subjective and objective evaluation of swallowing in lateral decubitus positions examined in healthy volunteers. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2022;279:1071–80. <https://doi.org/10.1007/s00405-021-07001-2>
26. Kober SE, Bauernfeind G, Woller C, Sampl M, Grieshofer P, Neuper C, et al. Hemodynamic Signal Changes Accompanying Execution and Imagery of Swallowing in Patients with Dysphagia: A Multiple Single-Case Near-Infrared Spectroscopy Study. *Front Neurol*. 2015. <https://doi.org/10.3389/fneur.2015.00151>
27. Kober SE. Hemodynamic signal changes during saliva and water swallowing: a near-infrared spectroscopy study. *J Biomed Opt*. 2018;23:1. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.23.1.015009>
28. Scholkmann F, Kleiser S, Metz AJ, Zimmermann R, Mata Pavia J, Wolf U, et al. A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology. *NeuroImage*. 2014;85:6–27. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.05.004>
29. Nishiyori R. fNIRS: An Emergent Method to Document Functional Cortical Activity during Infant Movements. *Front Psychol*. 2016;7:533. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2016.00533>
30. Mulheren RW, Kamarunas E, Ludlow CL. Sour taste increases swallowing and prolongs hemodynamic responses in the cortical swallowing network. *Journal of Neurophysiology*. 2016;116:2033–42. <https://doi.org/10.1152/jn.00130.2016>
31. Lee J, Yamate C, Taira M, Shinoda M, Urata K, Maruno M, et al. Prefrontal cortex activity during swallowing in dysphagia patients. *J Oral Sci*. 2018;60:329–35. <https://doi.org/10.2334/josnusd.17-0238>
32. Kamarunas E, Mulheren R, Palmore K, Ludlow C. Timing of cortical activation during spontaneous swallowing. *Exp Brain Res*. 2018;236:475–84. <https://doi.org/10.1007/s00221-017-5139-5>

- 1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65
33. Inamoto K, Sakuma S, Arijji Y, Higuchi N, Izumi M, Nakata K. Measurement of cerebral blood volume dynamics during volitional swallowing using functional near-infrared spectroscopy: An exploratory study. *Neuroscience Letters*. 2015;588:67–71. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2014.12.034>
34. Matsuo M, Iso N, Fujiwara K, Moriuchi T, Matsuda D, Mitsunaga W, et al. Comparison of cerebral activation between motor execution and motor imagery of self-feeding activity. *Neural Regen Res*. 2021;16:778. <https://doi.org/10.4103/1673-5374.295333>
35. Jestrović I, Coyle JL, Sejdić E. The effects of increased fluid viscosity on stationary characteristics of EEG signal in healthy adults. *Brain Research*. 2014;1589:45–53. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2014.09.035>
36. Belmin J, Pariel-Madjlessi S, Surun P, Bentot C, Feteanu D, Lefebvre des Noettes V, et al. The cognitive disorders examination (Codex) is a reliable 3-minute test for detection of dementia in the elderly (validation study on 323 subjects). *La Presse Médicale*. 2007;36:1183–90. <https://doi.org/10.1016/j.lpm.2007.03.016>
37. Belmin J, Oasi C, Folio P, Pariel-Madjlessi S. Codex, un test ultra-rapide pour le repérage des démences chez les sujets âgés. *La Revue de gériatrie*. 2007;32:627–31.
38. Kober SE, Spörk R, Bauernfeind G, Wood G. Age-related differences in the within-session trainability of hemodynamic parameters: a near-infrared spectroscopy-based neurofeedback study. *Neurobiology of Aging*. 2019;81:127–37. <https://doi.org/10.1016/j.neurobiolaging.2019.05.022>
39. Movahedi F, Kurosu A, Coyle JL, Perera S, Sejdić E. A comparison between swallowing sounds and vibrations in patients with dysphagia. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2017;144:179–87. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2017.03.009>
40. Dudik JM, Kurosu A, Coyle JL, Sejdić E. Dysphagia and its effects on swallowing sounds and vibrations in adults. *Biomed Eng Online*. 2018;17. <https://doi.org/10.1186/s12938-018-0501-9>
41. Yu C, Khalifa Y, Sejdić E. Silent Aspiration Detection in High Resolution Cervical Auscultations. 2019 IEEE EMBS International Conference on Biomedical & Health Informatics (BHI). Chicago, IL, USA: IEEE; 2019. p. 1–4. <https://doi.org/10.1109/BHI.2019.8834576>
42. Coyle JL, Sejdić E. High-Resolution Cervical Auscultation and Data Science: New Tools to Address an Old Problem. *Am J Speech Lang Pathol*. 2020;29:992–1000. https://doi.org/10.1044/2020_AJSLP-19-00155
43. Khalifa Y, Coyle JL, Sejdić E. Non-invasive identification of swallows via deep learning in high resolution cervical auscultation recordings. *Scientific Reports*. 2020;10:8704. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-65492-1>
44. Takahashi K, Groher ME, Michi K. Methodology for detecting swallowing sounds. *Dysphagia*. 1994;9:54–62. <https://doi.org/10.1007/BF00341261>
45. Mamun KA, Steele CM, Chau T. Swallowing accelerometry signal feature variations with sensor displacement. *Medical Engineering & Physics*. 2015;37:665–73. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.04.007>
46. Kober SE, Wood G. Changes in hemodynamic signals accompanying motor imagery and motor execution of swallowing: A near-infrared spectroscopy study. *NeuroImage*. 2014;93:1–10. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2014.02.019>
47. Delpy DT, Cope M, Zee P van der, Arridge S, Wray S, Wyatt J. Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement. *Phys Med Biol*. 1988;33:1433. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/33/12/008>
48. Zimeo Morais GA, Balardin JB, Sato JR. fNIRS Optodes' Location Decider (fOLD): a toolbox for probe arrangement guided by brain regions-of-interest. *Sci Rep*. 2018;8:3341. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-21716-z>
49. Paranawithana I, Mao D, Wong YT, McKay CM. Reducing false discoveries in resting-state functional connectivity using short channel correction: an fNIRS study. *Neurophotonics*. 2022;9:015001. <https://doi.org/10.1117/1.NPh.9.1.015001>

- 1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65
50. Zhou X, Sobczak G, McKay CM, Litovsky RY. Comparing fNIRS signal qualities between approaches with and without short channels. *PLoS One*. 2020;15:e0244186. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0244186>
51. Brigadoi S, Cooper RJ. How short is short? Optimum source–detector distance for short-separation channels in functional near-infrared spectroscopy. *Neurophotonics*. 2015;2:025005. <https://doi.org/10.1117/1.NPh.2.2.025005>
52. Mackowiak RC, Brenman HS, Friedman MHF. Acoustic Profile of Deglutition. *Proceedings of the Society for Experimental Biology and Medicine*. 1967;125:1149–52. <https://doi.org/10.3181/00379727-125-32300>
53. Cichero JAY, Murdoch BE. The Physiologic Cause of Swallowing Sounds: Answers from Heart Sounds and Vocal Tract Acoustics. *Dysphagia*. 1998;13:39–52. <https://doi.org/10.1007/PL00009548>
54. Morinière S, Boiron M, Beutter P. [Swallowing sound signal: description in normal and laryngectomized subjects]. *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac*. 2008;125:1–10. <https://doi.org/10.1016/j.aorl.2007.10.004>
55. Santosa H, Zhai X, Fishburn F, Huppert T. The NIRS Brain AnalyzIR Toolbox. *Algorithms*. 2018;11:73. <https://doi.org/10.3390/a11050073>
56. Holmes M, Aalto D, Cummine J. Opening the dialogue: A preliminary exploration of hair color, hair cleanliness, light, and motion effects on fNIRS signal quality. *PLoS One*. 2024;19:e0304356. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0304356>
57. Chua DMN, Chan KM-K. Cortical Activation during Swallowing Exercise Tasks: an fNIRS Pilot Study. *Dysphagia*. 2024. <https://doi.org/10.1007/s00455-024-10730-1>
58. Cui X, Bray S, Reiss AL. Functional near infrared spectroscopy (NIRS) signal improvement based on negative correlation between oxygenated and deoxygenated hemoglobin dynamics. *NeuroImage*. 2010;49:3039–46. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2009.11.050>
59. Bates D, Mächler M, Bolker B, Walker S. Fitting Linear Mixed-Effects Models Using lme4. *Journal of Statistical Software*. 2015;67:1–48. <https://doi.org/10.18637/jss.v067.i01>
60. Kuznetsova A, Brockhoff PB, Christensen RHB. lmerTest Package: Tests in Linear Mixed Effects Models. *Journal of Statistical Software*. 2017;82:1–26. <https://doi.org/10.18637/jss.v082.i13>
61. Satterthwaite FE. An Approximate Distribution of Estimates of Variance Components. *Biometrics Bulletin*. 1946;2:110–4. <https://doi.org/10.2307/3002019>
62. Giesbrecht FG, Burns JC. Two-Stage Analysis Based on a Mixed Model: Large-Sample Asymptotic Theory and Small-Sample Simulation Results. *Biometrics*. 1985;41:477–86. <https://doi.org/10.2307/2530872>
63. Hrong-Tai Fai Alex, Cornelius PL. Approximate F-tests of multiple degree of freedom hypotheses in generalized least squares analyses of unbalanced split-plot experiments. *Journal of Statistical Computation and Simulation*. 1996;54:363–78. <https://doi.org/10.1080/00949659608811740>
64. Schecklmann M, Mann A, Langguth B, Ehlis A-C, Fallgatter AJ, Haeussinger FB. The Temporal Muscle of the Head Can Cause Artifacts in Optical Imaging Studies with Functional Near-Infrared Spectroscopy. *Front Hum Neurosci*. 2017;11:456. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00456>
65. Mulheren RW, Ludlow CL. Vibration over the larynx increases swallowing and cortical activation for swallowing. *Journal of Neurophysiology*. 2017;118:1698–708. <https://doi.org/10.1152/jn.00244.2017>
66. Hamdy S, Mikulis DJ, Crawley A, Xue S, Lau H, Henry S, et al. Cortical activation during human volitional swallowing: an event-related fMRI study. *American Journal of Physiology-Gastrointestinal and Liver Physiology*. 1999;277:G219–25. <https://doi.org/10.1152/ajpgi.1999.277.1.G219>
67. Kern MK, Jaradeh S, Arndorfer RC, Shaker R. Cerebral cortical representation of reflexive and volitional swallowing in humans. *Am J Physiol Gastrointest Liver Physiol*. 2001;280:G354–360. <https://doi.org/10.1152/ajpgi.2001.280.3.G354>

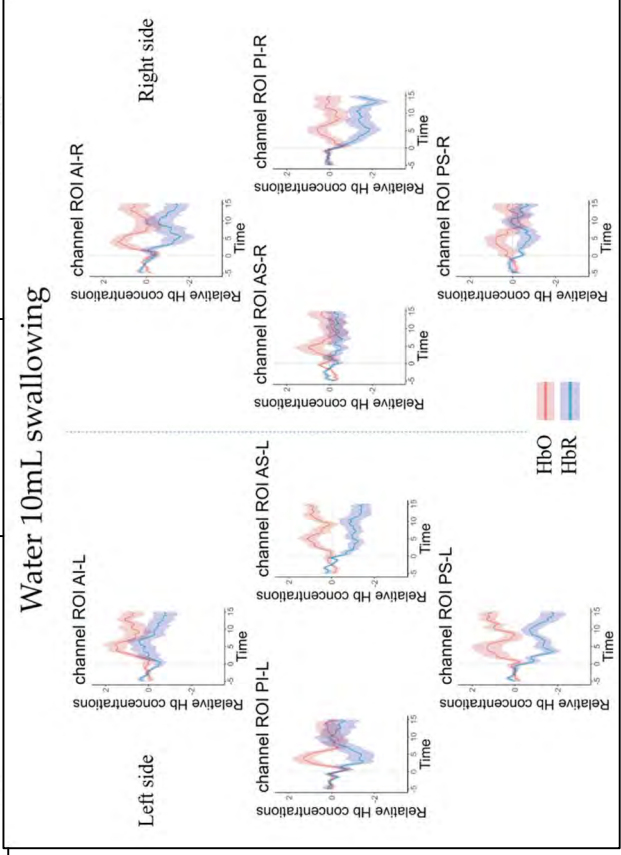
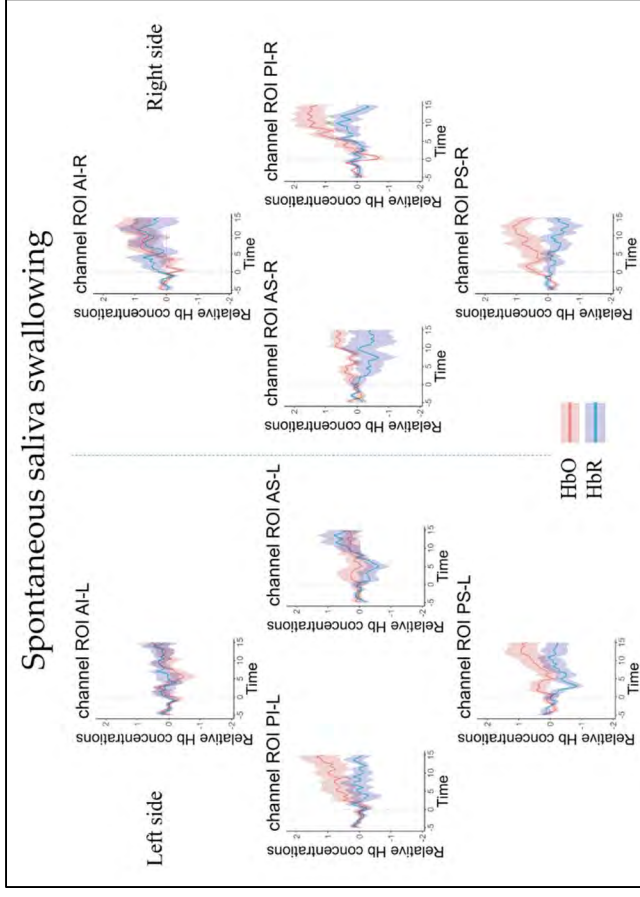
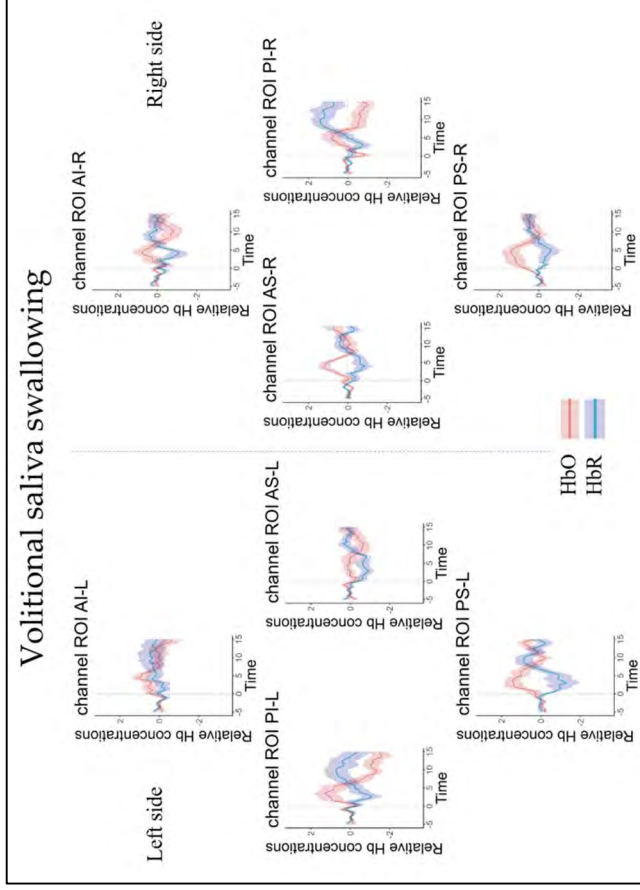
- 1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65
68. Dziewas R, Sörös P, Ishii R, Chau W, Henningsen H, Ringelstein EB, et al. Neuroimaging evidence for cortical involvement in the preparation and in the act of swallowing. *NeuroImage*. 2003;20:135–44. [https://doi.org/10.1016/S1053-8119\(03\)00285-4](https://doi.org/10.1016/S1053-8119(03)00285-4)
69. Hamdy S, Rothwell JC, Brooks DJ, Bailey D, Aziz Q, Thompson DG. Identification of the cerebral loci processing human swallowing with H2(15)O PET activation. *J Neurophysiol*. 1999;81:1917–26. <https://doi.org/10.1152/jn.1999.81.4.1917>
70. Cuellar M, Harkrider AW, Jenson D, Thornton D, Bowers A, Saltuklaroglu T. Time–frequency analysis of the EEG mu rhythm as a measure of sensorimotor integration in the later stages of swallowing. *Clinical Neurophysiology*. 2016;127:2625–35. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2016.04.027>
71. Knollhoff SM, Hancock AS, Barrett TS, Gillam RB. Cortical Activation of Swallowing Using fNIRS: A Proof of Concept Study with Healthy Adults. *Dysphagia*. 2022;37:1501–10. <https://doi.org/10.1007/s00455-021-10403-3>
72. Mosier K, Patel R, Liu W-C, Kalnin A, Maldjian J, Baredes S. Cortical Representation of Swallowing in Normal Adults: Functional Implications. *The Laryngoscope*. 1999;109:1417–23. <https://doi.org/10.1097/00005537-199909000-00011>
73. Malandraki GA, Sutton BP, Perlman AL, Karampinos DC, Conway C. Neural activation of swallowing and swallowing-related tasks in healthy young adults: an attempt to separate the components of deglutition. *Hum Brain Mapp*. 2009;30:3209–26. <https://doi.org/10.1002/hbm.20743>
74. Cheng I, Takahashi K, Miller A, Hamdy S. Cerebral control of swallowing: An update on neurobehavioral evidence. *Journal of the Neurological Sciences*. 2022;442:120434. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2022.120434>
75. Huckabee M-L, Deecke L, Cannito MP, Gould HJ, Mayr W. Cortical Control Mechanisms in Volitional Swallowing: The Bereitschaftspotential. *Brain Topogr*. 2003;16:3–17. <https://doi.org/10.1023/A:1025671914949>
76. Vidal-Rosas EE, von Lümann A, Pinti P, Cooper RJ. Wearable, high-density fNIRS and diffuse optical tomography technologies: a perspective. *Neurophotonics*. 2023;10:023513. <https://doi.org/10.1117/1.NPh.10.2.023513>
77. Kang J, Lu J, Gong S, Yu Y, Gu M, Wu S, et al. Change of Cerebral Hemodynamic Signals during the Process of Swallowing Water, Acetic Acid Solution and Salt Solution in Healthy Adults: An fNIRS Study. *JIN*. 2024;23:162. <https://doi.org/10.31083/j.jin2309162>
78. Murray KL, Wong SM, Kamarunas E. Short-term cortical activation changes associated with postural compensation in swallowing. *Exp Brain Res*. 2024;242:2623–31. <https://doi.org/10.1007/s00221-024-06928-2>
79. Liu H, Peng Y, Liu Z, Wen X, Li F, Zhong L, et al. Hemodynamic signal changes and swallowing improvement of repetitive transcranial magnetic stimulation on stroke patients with dysphagia: A randomized controlled study. *Front Neurol*. 2022;13. <https://doi.org/10.3389/fneur.2022.918974>

Online Resource 1: Tasks data for each subject. PD: Possibly dysphagic, ND: Not dysphagic

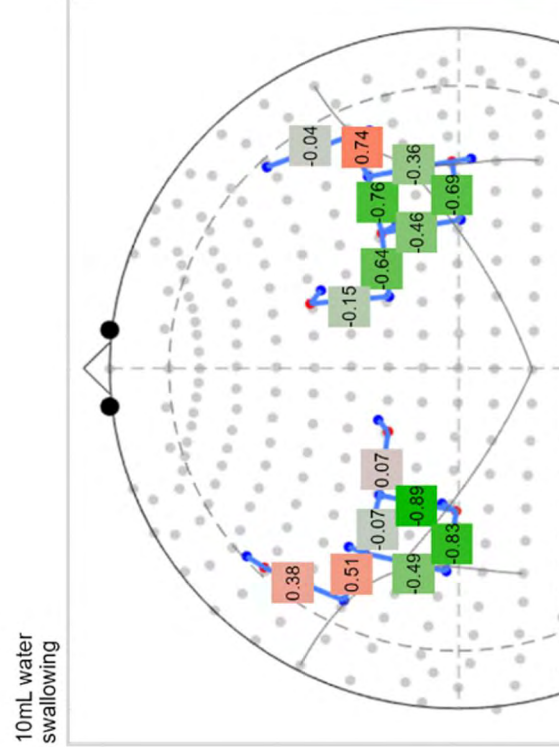
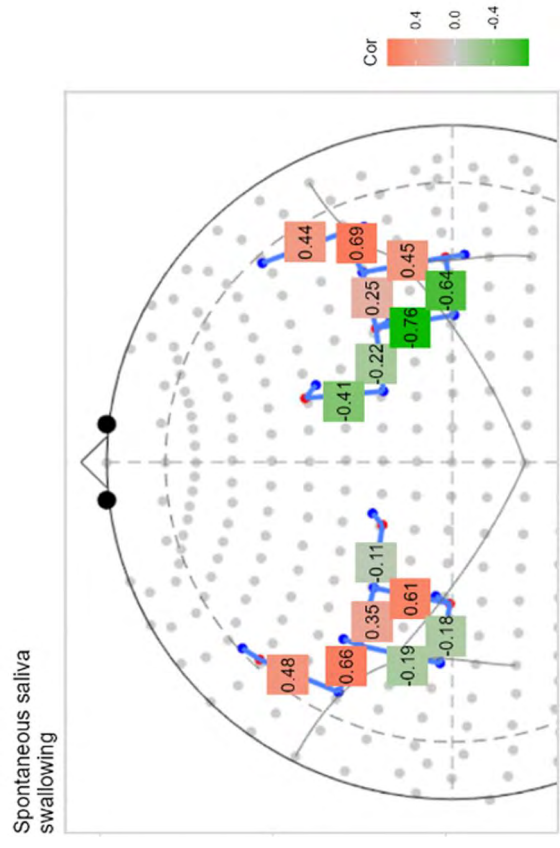
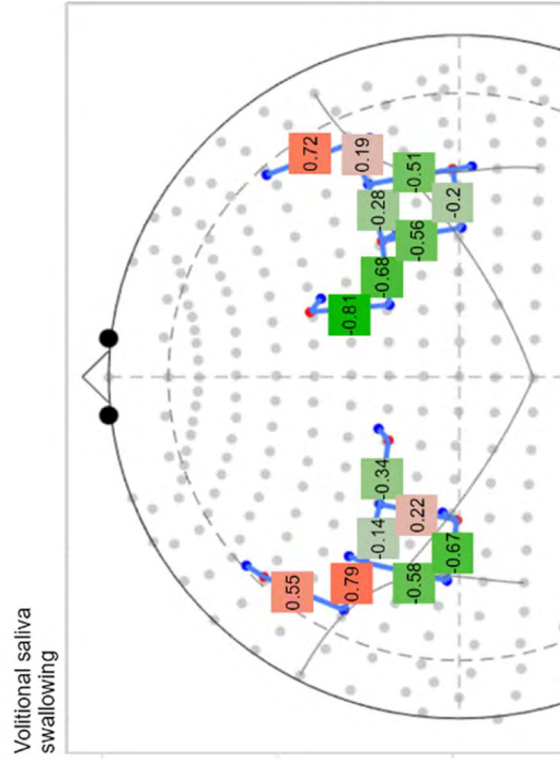
| | Subject 1 | | Subject 2 | | Subject 3 | | Subject 4 | | Subject 5 | | Subject 6 | | Subject 7 | | Subject 8 | | Subject 9 | | Subject 10 | | Subject 11 | | Subject 12 | |
|-------------------------------------|-----------|-----------------------|-----------|-----------------------|-----------|-----------------------|-----------|-----------------------|-----------|-----------------------|-----------|-----------------------|-----------|-----------------------|-----------|-----------------------|-----------|-----------------------|------------|-----------------------|------------|-----------------------|------------|-----------------------|
| | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ |
| 10mL water Sw. | 10 | 1.29 (1.23,1.37) | 10 | 1.08 (1.02,1.14) | 10 | 0.91 (0.85,1) | 10 | 0.78 (0.71,1.27) | 10 | 0.74 (0.68,0.89) | 10 | 1.14 (1.09,1.22) | 9 | 1.17 (1.14,1.24) | 10 | 0.85 (0.81,0.9) | 10 | 0.65 (0.64,0.8) | 10 | 0.85 (0.77,0.95) | 10 | 0.74 (0.7,0.81) | 10 | 0.9 (0.8,1) |
| Volitional saliva Sw. | 10 | 1.16 (1.13,1.29) | 9 | 0.95 (0.85,1.06) | 10 | 0.92 (0.86,1.12) | 11 | 0.68 (0.62,0.72) | 10 | 0.83 (0.61,1.05) | 13 | 0.98 (0.86,1.14) | 11 | 1 (0.93,1.12) | 10 | 0.7 (0.67,0.73) | 11 | 0.59 (0.55,0.69) | 11 | 0.97 (0.84,1.23) | 10 | 0.55 (0.5,0.72) | 12 | 0.83 (0.71,0.92) |
| Spont. saliva Sw. | 19 | 1.06 (1,1.29) | 14 | 1.04 (0.98,1.11) | 2 | 1.54 (1.15,1.94) | 21 | 0.68 (0.66,0.73) | 30 | 0.69 (0.54,0.94) | 14 | 1.09 (0.88,1.12) | 7 | 0.71 (0.68,0.82) | 8 | 0.62 (0.47,0.64) | 10 | 0.55 (0.52,0.62) | 24 | 0.84 (0.75,0.97) | 22 | 0.67 (0.6,0.77) | 7 | 0.88 (0.77,1.1) |
| Intask spont. saliva Sw. (Excluded) | 6 | 1.05 (0.92,1.13) | 10 | 1 (0.95,1.09) | 4 | 0.74 (0.71,0.82) | 13 | 0.64 (0.5,0.7) | 12 | 0.71 (0.58,0.78) | 3 | 1.15 (0.91,1.21) | 11 | 0.47 (0.4,0.59) | 32 | 0.58 (0.55,0.65) | 14 | 0.51 (0.47,0.61) | 4 | 0.62 (0.56,0.66) | 16 | 0.71 (0.63,0.82) | 10 | 0.64 (0.49,0.74) |

¹Duration: Median (Q1, Q3)

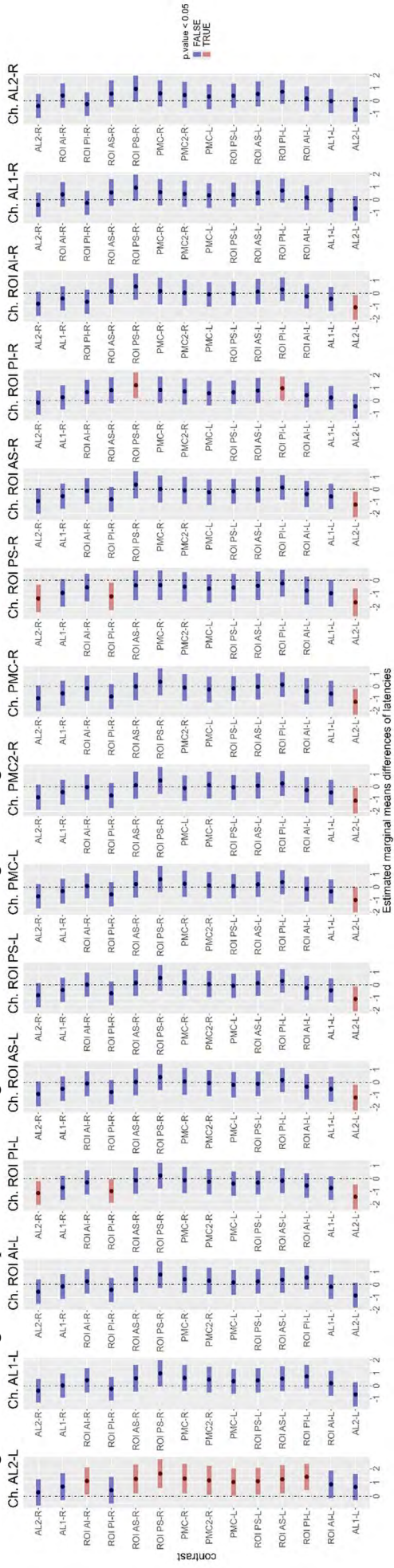
Online Resource 2: Mean group curves for each of the channels and tasks. Lines shows the average group Zscore with standard errors according to the block time.



Online Resource 3: HbO and HbR correlations during the different tasks. Green channels show negative correlations between HbO and HbR, red show positive correlations. Usual canonical responses show negative correlations (see Cui et al. for more informations). Interestingly during volitional reactions, the anterolateral channels show positive correlations, while ROI and PMC channels show negative correlations. During the spontaneous swallowings, the left side becomes not correlated, and inky the right side is negatively correlated.



Online Resource 4 : Post hoc comparisons of channels latencies. Each contrast shows the model predicted latency difference between the channel at the top minus the channel in ordinates. Dots shows the estimated marginal means and the rectangle shows its 95% confidence interval. If the rectangle is on the left, the ordinate channel showed higher latencies than the top channel. If the rectangle is on the right, the top channel shows higher latencies. Red rectangle shows higher latencies. Red rectangle show significant differences.



Online Resource 5: Absolutes values of beta estimates of the Z-score activity model. The * symbol denotes an interaction factor.

| Characteristic | Beta | 95% CI/ | p-value ² |
|-------------------------------|--------|----------------|----------------------|
| Task type | | | 0.053 |
| 10mL water swallowing | 0 | — | |
| Volitional saliva swallowing | 0.543 | -0.779, 1.864 | 0.4 |
| Spontaneous saliva swallowing | -0.911 | -2.141, 0.320 | 0.15 |
| Channel number | | | 0.1 |
| AL2-L | 0 | — | |
| AL1-L | -0.118 | -1.590, 1.354 | 0.9 |
| ROI AI-L | 0.127 | -1.345, 1.599 | 0.9 |
| ROI PI-L | 0.104 | -1.368, 1.576 | 0.9 |
| ROI AS-L | 0.316 | -1.191, 1.823 | 0.7 |
| ROI PS-L | 0.61 | -0.862, 2.082 | 0.4 |
| PMC-L | 1.215 | -0.257, 2.687 | 0.11 |
| PMC2-R | -0.383 | -1.890, 1.124 | 0.6 |
| PMC-R | 0.34 | -1.208, 1.888 | 0.7 |
| ROI PS-R | 0.157 | -1.349, 1.664 | 0.8 |
| ROI AS-R | -0.406 | -1.948, 1.135 | 0.6 |
| ROI PI-R | -1.102 | -2.574, 0.370 | 0.14 |
| ROI AI-R | -0.21 | -1.682, 1.262 | 0.8 |
| AL1-R | -1.37 | -2.842, 0.102 | 0.068 |
| AL2-R | 0.686 | -0.786, 2.158 | 0.4 |
| type | | | 0.5 |
| HbO | 0 | — | |
| HbR | 0.368 | -0.689, 1.425 | 0.5 |
| Channel number * type | | | 0.002** |
| AL1-L * HbR | -0.572 | -1.949, 0.805 | 0.4 |
| ROI AI-L * HbR | -1.405 | -2.782, -0.028 | 0.045* |
| ROI PI-L * HbR | -1.676 | -3.053, -0.299 | 0.017* |
| ROI AS-L * HbR | -2.509 | -3.923, -1.094 | <0.001*** |
| ROI PS-L * HbR | -2.895 | -4.272, -1.518 | <0.001*** |
| PMC-L * HbR | -2.337 | -3.714, -0.960 | <0.001*** |
| PMC2-R * HbR | -1.252 | -2.663, 0.159 | 0.082 |
| PMC-R * HbR | -2.016 | -3.472, -0.560 | 0.007** |
| ROI PS-R * HbR | -1.885 | -3.297, -0.474 | 0.009** |
| ROI AS-R * HbR | -2.447 | -3.889, -1.005 | <0.001*** |
| ROI PI-R * HbR | -1.926 | -3.303, -0.549 | 0.006** |
| ROI AI-R * HbR | -1.779 | -3.156, -0.402 | 0.011* |
| AL1-R * HbR | -0.814 | -2.191, 0.563 | 0.2 |
| AL2-R * HbR | -1.592 | -2.969, -0.215 | 0.023* |
| sub.sd (Intercept) | 0.365 | | |
| Residual.sd Observation | 7.241 | | |

| Characteristic | Beta | 95% CI/ | p-value ² |
|--|--------|----------------|----------------------|
| Task type * Channel number | | | <0.001*** |
| Volitional saliva swallowing * AL1-L | -0.502 | -2.310, 1.305 | 0.6 |
| Spontaneous saliva swallowing * AL1-L | 1.159 | -0.521, 2.840 | 0.2 |
| Volitional saliva swallowing * ROI AI-L | -1.266 | -3.073, 0.542 | 0.2 |
| Spontaneous saliva swallowing * ROI AI-L | -0.051 | -1.732, 1.630 | >0.9 |
| Volitional saliva swallowing * ROI PI-L | -1.559 | -3.367, 0.248 | 0.091 |
| Spontaneous saliva swallowing * ROI PI-L | 0.66 | -1.020, 2.341 | 0.4 |
| Volitional saliva swallowing * ROI AS-L | -2.508 | -4.357, -0.659 | 0.008** |
| Spontaneous saliva swallowing * ROI AS-L | 0.815 | -0.911, 2.541 | 0.4 |
| Volitional saliva swallowing * ROI PS-L | -0.801 | -2.608, 1.006 | 0.4 |
| Spontaneous saliva swallowing * ROI PS-L | 0.807 | -0.874, 2.488 | 0.3 |
| Volitional saliva swallowing * PMC-L | -1.507 | -3.314, 0.301 | 0.1 |
| Spontaneous saliva swallowing * PMC-L | -0.924 | -2.605, 0.757 | 0.3 |
| Volitional saliva swallowing * PMC2-R | -0.97 | -2.817, 0.877 | 0.3 |
| Spontaneous saliva swallowing * PMC2-R | 0.061 | -1.662, 1.785 | >0.9 |
| Volitional saliva swallowing * PMC-R | -1.514 | -3.409, 0.382 | 0.12 |
| Spontaneous saliva swallowing * PMC-R | -0.427 | -2.205, 1.351 | 0.6 |
| Volitional saliva swallowing * ROI PS-R | -1.181 | -3.028, 0.666 | 0.2 |
| Spontaneous saliva swallowing * ROI PS-R | 0.742 | -0.981, 2.466 | 0.4 |
| Volitional saliva swallowing * ROI AS-R | -0.147 | -2.042, 1.748 | 0.9 |
| Spontaneous saliva swallowing * ROI AS-R | 1.124 | -0.635, 2.882 | 0.2 |
| Volitional saliva swallowing * ROI PI-R | 0.488 | -1.319, 2.296 | 0.6 |
| Spontaneous saliva swallowing * ROI PI-R | 1.879 | 0.198, 3.559 | 0.028* |
| Volitional saliva swallowing * ROI AI-R | -1.59 | -3.397, 0.218 | 0.085 |
| Spontaneous saliva swallowing * ROI AI-R | 0.855 | -0.826, 2.536 | 0.3 |
| Volitional saliva swallowing * AL1-R | 1.741 | -0.066, 3.549 | 0.059 |
| Spontaneous saliva swallowing * AL1-R | 2.807 | 1.126, 4.488 | 0.001** |
| Volitional saliva swallowing * AL2-R | -0.446 | -2.253, 1.362 | 0.6 |
| Spontaneous saliva swallowing * AL2-R | 0.182 | -1.498, 1.863 | 0.8 |
| Task type * type | | | <0.001*** |
| Volitional saliva swallowing * HbR | 1.568 | 0.894, 2.241 | <0.001*** |
| Spontaneous saliva swallowing * HbR | 0.495 | -0.132, 1.122 | 0.12 |

¹CI = Confidence Interval
²*p<0.05; **p<0.01; ***p<0.001

Cortical correlates of the swallowing function in volitional and spontaneous conditions: a fNIRS study, Dysphagia, Y. Gallois, J. Souche, Y. Lemaire, P. Gaillard, V. Woisard
***Corresponding author:** Yohan Gallois
 Laboratory of NeuroPsychoLinguistics
 University of Toulouse
 Email: gallois.y@chu-toulouse.fr

Corrélation entre activité cervicale et corticale de la déglutition

Après avoir mis en évidence les effets corticaux de la déglutition en comparant les tâches de déglutition d'eau et de salive en conditions volontaires et en conditions spontanées, nous avons souhaité étudier les corrélations entre le signal cervical et le signal cortical.

5.1 Introduction

L'un des éléments exprimant la complexité de la fonction de déglutition est sa capacité d'adaptation à de nombreuses conditions différentes, qu'il s'agisse de conditions volontaires ou spontanées, des textures différentes, de volumes différents. Cette capacité d'adaptation passe évidemment par la modulation de l'activité du CPG de déglutition selon les afférences sensorielles liées au contenu du CAD (ALVAREZ-BERDUGO et al., 2016; JEAN, 2001). De nombreuses études ont tout de même mis en évidence le contrôle cérébral exercé par le réseau de la déglutition sur ce CPG (HAMDY, MIKULIS et al., 1999; WEI et al., 2024). La question du rôle de ce contrôle supérieur sur les capacités d'adaptation fonctionnelle physiologique s'est donc aussi posée.

Plusieurs études ont cherché à explorer les effets des changements de bolus sur l'activité du réseau cortical. Certaines études ont ainsi exploré l'effet de la volonté sur ce réseau cortical (DZIEWAS et al., 2003; M.-L. HUCKABEE et al., 2003; KERN et al., 2001). Certaines études ont étudié le rôle de différentes textures de bolus (JESTROVIĆ et al., 2014) ou différents volumes (JESTROVIĆ et al., 2018). D'autres se sont intéressées aux effets de stimulations gustatives telles que l'acidité (MULHEREN et al., 2016) ou la capsaïcine (SUNTRUP-KRUEGER et al., 2021).

Pour améliorer la qualité du signal cérébral, de telles études utilisent un marqueur cervical signant la réalisation de la déglutition, qu'il s'agisse de sEMG (M.-L. HUCKABEE et al., 2003) ou d'accélérométrie par exemple (JESTROVIĆ et al., 2018). Ces signaux cervicaux peuvent être influencés eux-mêmes par le bolus ingéré ou les modalités de réalisation de la déglutition (ALFONSI et al., 2015; JESTROVIĆ et al., 2013).

Cependant, la plupart des études n'utilisent ce signal que comme un simple repère temporel, sans mettre en corrélation les caractéristiques de l'événement de déglutition avec l'activité corticale. La relation entre l'activité cervicale et l'activité corticale apparaît nécessaire pour mieux comprendre les mécanismes physiologiques et physiopathologiques de la déglutition.

Nous avons donc souhaité traiter cette problématique. Notre hypothèse était que le type de bolus et la qualité des déglutitions sont corrélés et modifient la réponse corticale associée. L'objectif de cette étude était donc de mettre en corrélation l'activité corticale avec les caractéristiques des signaux cervicaux de la fonction de déglutition.

Rappel de méthodologie

Pour cette étude, nous avons réutilisé la méthodologie employée dans les articles 2 et 3 dont les principaux points sont repris ici (cf Chapitre 3, p113 et Chapitre 4, p214) :

- Montage fNIRS (cf. section 2.4.2. **fNIRS Montage**). Nous réutiliserons les noms de canaux utilisés dans l'article 3 (cf. section 2.4.1. **fNIRS measure principles, Figure 3** de l'article)
- Position du collier Swallis DSA (cf. section 2.3. **Cervical evaluation**)
- Synchronisation sonore des signaux acoustiques et corticaux (cf. section 2.5. **Data acquisition and synchronisation**)
- Annotation manuelle des événements pharyngés de déglutition à partir du signal acoustique (cf. section 2.6. **Annotations method, signals preprocessing and parameters of interest**)
- Prétraitement du signal fNIRS identique : filtrage passe-haut : 0.01, passe-bas : 0.5; correction en utilisant le signal des short-channels avec une analyse en composante principale et segmentation à partir des signaux acoustiques

Pour rappel, la région d'intérêt ROI a été définie par deux canaux antérieurs au niveau du cortex moteur primaire, appelés AS (antéro-supérieur) et AI (antéro-inférieure), et deux canaux postérieurs au niveau du cortex sensitif primaire, appelés PS (postéro-supérieur) et PI (postéro-inférieure). Nous considérons les canaux supérieurs comme plutôt centrés sur les aires concernant la sphère orale et les canaux inférieurs comme portant sur les aires pharyngo-laryngées, d'après des études précédentes (HAMDY et al., 1996; MOSIER et al., 1999; PENFIELD & BOLDREY, 1937). Les canaux PMC et PMC2 correspondent aux régions prémotrices. Les canaux AL correspondent aux régions antéro-latérales proposées comme les plus actives par Kober et coll. car les plus réactives dans leurs études, supposées représenter l'activité du gyrus frontal inféro-latéral (S. KOBER & WOOD, 2014; S. E. KOBER, 2018; S. E. KOBER, BAUERNFEIND et al., 2015), mais dont la nature des réponses était incertaine dans notre étude précédente (cf. Chapitre 4, Article 3).

Comme dans l'article 3, nous avons supprimé les canaux présentant un SCI (scalp coupling index, cf Annexe fig:Annex1-2) inférieur à 0.5 car nous les considérons de qualité insuffisante. Pour le sujet 1, nous avons exclu les canaux droits ROI PS, PMC et PMC2. Pour le sujet 4, nous avons exclu les canaux droits PMC et ROI AS et le canal gauche ROI AS. Pour le sujet 7, nous avons exclu le canal droit ROI AS.

5.2 Compléments de méthodologie

5.2.1 Tâches d'intérêt

Pour cette étude nous nous sommes intéressés à l'ensemble des tâches de déglutitions simples du protocole. Nous avons traité successivement les tâches de déglutition de salive et d'eau puis les tâches de déglutitions de bolus de texture épaissie (IDDSI-3 et IDDSI-4). Pour la tâche de salive spontanée, nous avons là aussi exclu les événements trop rapprochés d'autres événements prévus par le paradigme expérimental, comme pour le Chapitre 4 (cf. Article 3, section 4 p176 pour plus de détails).

5.2.2 Population

Notre population d'étude comporte les 12 sujets inclus dans l'étude de l'article 3 (cf. p214 section 2.1. **Study population**). Chacun des sujets a réalisé l'ensemble des différentes tâches prévues. Le tableau en annexe D.1 p376 résume le nombre de répétitions et la durée médiane de chaque tâche pour chaque sujet.

5.2.3 Paramètres cervicaux et corticaux utilisés

Pour l'activité cervicale, nous avons mesuré la durée des événements cervicaux pour chacune des trois tâches de déglutition d'eau, de salive volontaire et spontanée. Cette durée correspond à la durée entre le début de l'événement acoustique et la fin de ce même événement, regroupant les trois phases T_1 , T_2 , T_3 du transport oropharyngé (cf section A.2.3, p328). Pour l'activité corticale, nous nous sommes appuyés sur l'évolution des concentrations d'hémoglobine. Pour l'HbO et l'HbR, nous avons calculé le Z-score moyen de 0 à 11 secondes pour chaque répétition. Nous avons là aussi conservé une fenêtre temporelle entre 0 et 11s comme dans l'article 3 (cf. Chapitre 4.1, p214, section 2.6.1. Outcomes of interest). Nous avons utilisé ces paramètres pour décrire les profils d'activité des tâches de liquides épaissis. Les latences du pic de l'HbO ont aussi été calculées à l'aide de la fonction *findpeaks* de Matlab pour la description de ces mêmes tâches. Pour les corrélations, seuls les paramètres de la dynamique de l'HbO ont été utilisés. Nous avons mis en corrélation le Z-score moyen de 0 à 11 secondes pour l'activité et la latence du pic de la réponse corticale avec les paramètres cervicaux (comme décrits dans l'article 2, cf. section 3.5, p113) et avec les caractéristiques de la déglutition. Certaines valeurs de Z-scores étaient très éloignées de la moyenne globale, nous avons donc filtré les valeurs au-delà de 2 déviations standards pour limiter l'effet de levier qu'elles pourraient induire.

5.2.4 Analyses statistiques

La distribution des données a été vérifiée graphiquement et par test de Shapiro. La normalité de la distribution n'étant pas vérifiée, les données descriptives ont été présentées par leur médiane et l'intervalle interquartile. De même, nous avons comparé les durées des tâches par des tests de Wilcoxon. La normalité des données n'étant pas respectée, nous avons calculé des coefficients de corrélation de Spearman (ρ) entre les différents paramètres d'intérêt (activité, latence, durée de tâches) pour chaque tâche au niveau de chaque canal de mesure. Pour les tâches de liquides épaissis (IDDSI-3 et 4), nous avons couplé les données des tâches à volume constant et à texture constante pour les corrélations. Nous avons aussi corrélé les paramètres corticaux au volume et à la texture. Un risque α de 0.05 était considéré comme significatif. Les résultats ont été présentés sous forme de nuages de points avec la droite de régression linéaire associée pour illustrer la corrélation.

TABLEAU 5.1 – Durée médiane des tâches au sein du groupe.

| Tâche | Durée (s) ¹ |
|----------------------------------|------------------------|
| Déglutition d'eau 10mL | 0.91 (0.78, 1.14) |
| Déglutition salivaire volontaire | 0.83 (0.68, 1.07) |
| Déglutition salivaire spontanée | 0.79 (0.66, 1.04) |
| Déglutition 2.5mL IDDSI-3 | 0.92 (0.79, 1.24) |
| Déglutition 5mL IDDSI-3 | 1.01 (0.81, 1.20) |
| Déglutition 2.5mL IDDSI-4 | 0.90 (0.74, 1.19) |
| Déglutition 5mL IDDSI-4 | 0.91 (0.72, 1.21) |

¹Durée: Médiane (IQR)

5.3 Résultats

5.3.1 Durée des tâches

Le Tableau 5.1 présente la durée médiane de chaque tâche à l'échelle du groupe. La comparaison des temps de ces tâches a retrouvé de nombreuses différences significatives. La tâche de déglutition volontaire était significativement plus courte que la tâche d'eau ($p=0.004$) et que les tâches de déglutition de bolus épaissis IDDSI-3 et 4, quels que soient les volumes. La tâche de déglutition salivaire spontanée était significativement plus courte que la tâche d'eau ($p<0.001$) et que les tâches de bolus épaissis ($p<0.001$). Nous n'observions pas de différence significative entre les tâches de déglutition salivaire, ou entre les différentes tâches de bolus épaissis.

5.3.2 Paramètres d'activité des tâches

Les latences des réponses et les Z-scores moyens d'activité HbO des tâches de déglutition d'eau et de salive ont été présentés dans l'article 3 (cf. section 3.3. Latencies et 3.5. Activity). Nous ne présenterons que les profils d'activité des tâches de déglutition de bolus épaissis.

Latences des tâches de déglutition de textures épaissies

La tâche IDDSI-3 2.5mL présentait une latence médiane de 5.28s [3.52;7.5], la tâche IDDSI-3 5mL, une latence de 5.96s [3.6;7.84], la tâche IDDSI-4 2.5mL, une latence de 5.88s [3.86;7.95] et la tâche IDDSI-4 5mL, une latence de 5.9s [3.64;8.26]. Comme le montre la Figure 5.1, les latences de la tâche IDDSI-3 2.5mL étaient significativement plus courtes que les 3 autres ($p<0.05$).

Comparaison des latences des tâches de déglutition simples

Les latences retrouvées avec la tâche de 10mL d'eau n'étaient pas significativement différentes des tâches de liquide épaissi. Les latences de la tâche de déglutition de salive volontaire étaient significativement plus courtes que les tâches de liquides épaissis ($p<0.001$), sauf pour la tâche IDDSI-3 2.5mL ($p=0.13$). Les latences de la tâche de déglutition salivaire spontanée étaient significativement plus longues que les tâches de déglutition de liquide épaissi ($p=0.01$ pour la tâche IDDSI-4 5mL, $p<0.001$ pour les autres).

Activité des tâches de déglutition de liquides épaissis.

La Figure 5.2 présente les profils d'activités des tâches de déglutition de liquides épaissis ainsi que des tâches d'eau et de salive déjà présentées dans l'article 3. Nous observons dans les tâches de déglutition de bolus épaissi une activité principalement dans les canaux ROI, surtout à droite. En particulier, nous notons une activité importante du canal ROI PS droit de toutes les tâches. Pour les tâches IDSSI-3, nous pouvons aussi noter une activité plus importante du canal ROI AI droit et pour les tâches IDSSI-4, une activité plus importante du canal ROI AS droit. Sur les canaux de la région prémotrice, nous pouvons noter une activité préférentielle du canal PMC gauche pour les 4 tâches. Sur les canaux AL, nous retrouvons une élévation de l'HbR pour les 4 tâches.

En comparaison avec les autres tâches simples, la tendance de l'activité allait vers l'augmentation à partir de la tâche de déglutition spontanée qui produisait les activités les plus basses sur les canaux ROI, suivie de la salive volontaire, l'IDSSI-4 - 5mL, l'IDSSI-4 2.5mL, puis l'IDSSI-3 - 5mL, l'IDSSI-3 - 2.5mL et enfin la tâche d'eau 10mL surtout du côté gauche.

5.3.3 Corrélations des paramètres cervicaux et corticaux des tâches de déglutition d'eau et de salive

Nous avons d'abord mis en corrélation la latence corticale de réponse avec la durée de la tâche. La Figure 5.3 présente les résultats de la mise en corrélation de la latence de réponse corticale avec la durée de la phase oropharyngée mesurée au niveau cervical. En analysant les résultats de la région d'intérêts (canaux ROI), nous observons pour l'eau une corrélation positive légère à droite des canaux sensitifs ROI PS ($\rho=0.31$; $p=0.009$) et ROI PI ($\rho=0.25$; $p=0.01$) et une corrélation négative légère du canal sensitif ROI PS gauche ($\rho=-0.24$; $p=0.007$).

Pour la tâche de déglutition de salive volontaire, nous retrouvons là aussi une corrélation positive à droite, mais avec le canal moteur ROI AS ($\rho=0.33$; $p<0.001$) et une corrélation négative faible à gauche sur le canal sensitif ROI-PI ($\rho=-0.16$; $p=0.03$).

Pour la tâche de déglutition de salive spontanée, nous observons une corrélation positive à droite sur le canal moteur ROI AI ($\rho=-0.21$; $p=0.004$) et négative à gauche sur le canal sensitif ROI PI ($\rho=-0.19$; $p=0.005$). Fait intéressant, les corrélations de cette tâche semblent moins fortes que pour les tâches volontaires.

Si nous nous portons sur la région prémotrice, la tâche d'eau retrouve une corrélation positive des latences dans la région prémotrice droite sur le canal PMC ($\rho=0.25$; $p=0.03$). La tâche de salive volontaire ne retrouve pas de corrélation significative. La tâche de salive spontanée retrouve une corrélation modérée sur le canal droit PMC2 ($\rho=0.41$; $p<0.0001$).

Enfin, la région antérolatérale ne retrouve des corrélations que dans les tâches volontaires dans les canaux AL2. Avec l'eau, la corrélation est négative des 2 côtés (AL2 gauche, $\rho=-0.26$, $p=0.008$; AL2 droit, $\rho=-0.33$, $p=0.0004$). Avec la salive volontaire, nous retrouvons une corrélation positive dans le canal AL2 gauche ($\rho=0.25$; $p=0.003$).

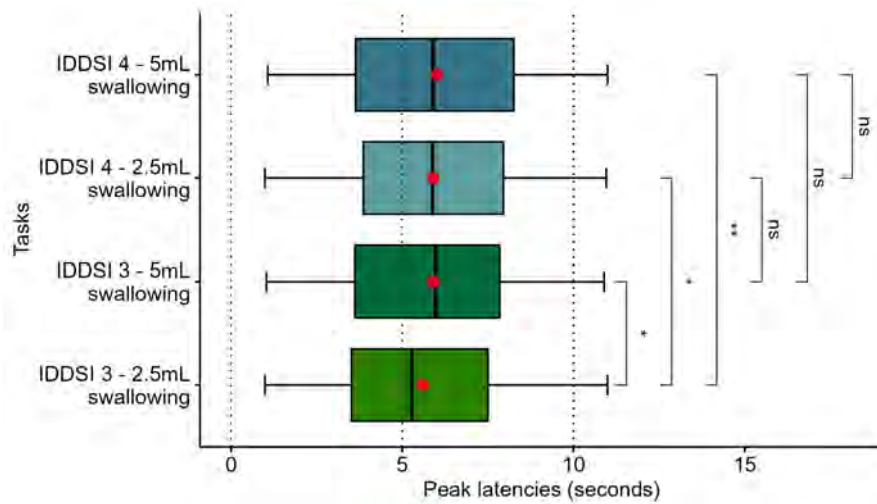


FIGURE 5.1 – Latences des réponses corticales des tâches de déglutition de liquides épaissis. La ligne épaisse présente la médiane et le point rouge, la moyenne de latence de chaque tâche. La boîte présente l'intervalle interquartile. Les barres présentent les valeurs extrêmes. Les valeurs de références ont été calculées sur la base des latences comprises entre 0 et 11s, expliquant un effet plafond. Les comparaisons ont été réalisées avec un test de Wilcoxon : ** $p < 0.01$; * $p < 0.05$; ns : non significatif

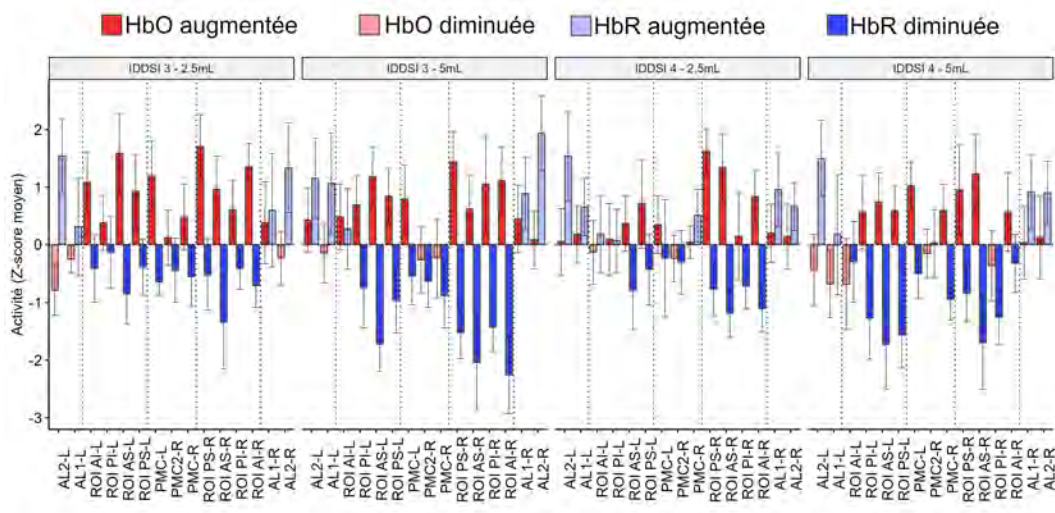
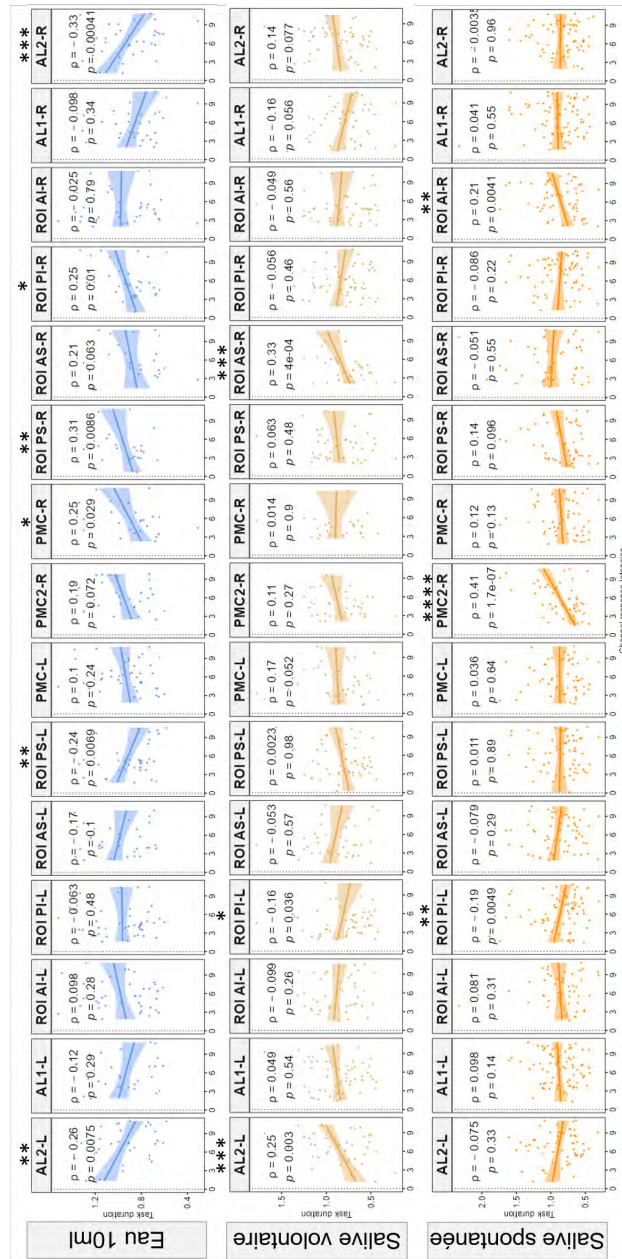


FIGURE 5.2 – Zscores moyens des activités des réponses corticales des tâches de déglutition de liquides épaissis selon les canaux d'étude. Les barres colorées présentent l'activité moyenne de chaque tâche. La barre d'erreur présente l'erreur standard. Le code couleur représente l'évolution positive ou négative de chaque marqueur. Le rouge et le bleu vifs représentent l'évolution attendue des concentrations d'hémoglobine en cas de réponse hémodynamique, respectivement une élévation de l'HbO et une réduction de l'HbR. Le rouge et le bleu clairs représentent respectivement la baisse de l'HbO et l'élévation de l'HbR, moins typiques d'une réponse hémodynamique, en dehors d'une désactivation.

FIGURE 5.3 – Graphiques en nuages de points et coefficients de corrélations de Spearman entre les durées de la phase de transport oropharyngée mesurée en acoustique et la latence de réponse corticale selon les canaux pour les tâches de déglutition d'eau et de salive volontaire et spontanée. Il est préférable de rappeler que le coefficient de corrélation de Spearman peut parfois induire un résultat différent d'une régression linéaire, ce qui peut expliquer des disparités entre la représentation graphique et le coefficient. P value du coefficient de corrélation : **** : $p < 0.0001$; *** : $p < 0.001$; ** : $p < 0.01$; * : $p < 0.05$



Nous avons ensuite mis en corrélation les Z-scores d'activité de l'HbO avec la durée de la tâche. La Figure 5.4 présente les résultats de la mise en corrélation de l'activité en HbO de la réponse corticale avec la durée de la phase oropharyngée mesurée au niveau cervical.

En analysant les résultats de la région d'intérêts (canaux ROI), nous observons pour l'eau une corrélation positive légère à droite du canal moteur ROI AS ($\rho=0.12$; $p=0.04$) et une corrélation négative du canal moteur gauche ROI AI ($\rho=-0.12$; $p=0.02$).

Pour la tâche de déglutition de salive volontaire, nous retrouvons là aussi une corrélation positive légère à gauche des deux canaux moteurs ROI AI ($\rho=0.19$; $p<0.001$) et ROI AS ($\rho=0.16$; $p=0.004$) et une corrélation négative légère du canal moteur ROI AI gauche ($\rho=-0.16$; $p=0.002$).

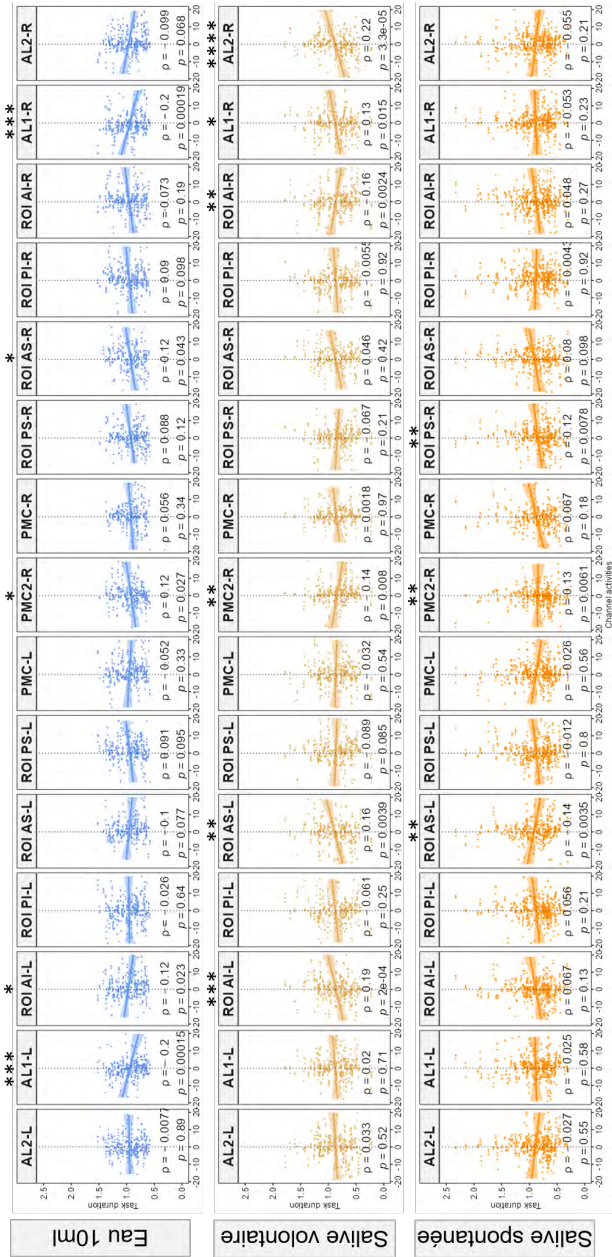
Pour la tâche de déglutition de salive spontanée, nous observons une corrélation positive à droite sur le canal sensitif ROI PS ($\rho=0.12$; $p=0.008$) et négative à gauche sur le canal moteur ROI AS ($\rho=-0.14$; $p=0.004$).

Si nous nous portons sur la région prémotrice, la tâche d'eau retrouve une corrélation positive de l'activité dans la région prémotrice droite sur le canal PMC2 ($\rho=0.12$; $p=0.03$). La tâche de salive volontaire retrouve une corrélation négative significative sur ce même canal droit PMC2 ($\rho=-0.14$; $p=0.008$). La tâche de salive spontanée retrouve une corrélation positive là aussi sur le canal PMC2 à droite ($\rho=0.13$; $p=0.006$).

Enfin, de manière similaire, la région antérolatérale ne retrouve des corrélations que dans les tâches volontaires. La tâche d'eau retrouve des corrélations négatives des deux canaux AL1 (AL1 gauche, $\rho=-0.2$, $p<0.001$; AL1 droit, $\rho=-0.2$, $p<0.001$). Avec la salive volontaire, nous retrouvons des corrélations positives seulement à droite (canal AL1 : $\rho=0.13$, $p=0.02$; canal AL2 : $\rho=0.22$, $p<0.0001$).

L'ensemble de ces corrélations restaient faibles, reflétant la variabilité inter et intra-individuelle.

FIGURE 5.4 – Graphiques en nuages de points et corrélations par coefficient de Spearman entre les durées de la phase de transport oropharyngée mesurée en acoustique et le Z-score moyen d'activité HbO de la réponse corticale selon les canaux pour les tâches de déglutition d'eau et de salive volontaire et spontanée. Il est préférable de rappeler que la méthode de coefficient de Spearman peut parfois induire un résultat différent d'une régression linéaire, ce qui peut expliquer des disparités entre la représentation graphique et le coefficient. P value du coefficient de corrélation : **** : $p < 0.0001$; *** : $p < 0.001$; ** : $p < 0.01$; * : $p < 0.05$



5.3.4 Corrélations des paramètres cervicaux et corticaux des tâches de déglutition de liquides épais

Nous nous sommes d'abord intéressés aux corrélations des paramètres selon les volumes. Ces résultats sont disponibles dans la Figure 5.5. *Si nous nous intéressons à notre région d'intérêt (canaux ROI), nous observons des profils différents entre les ingestions de 2.5 et 5mL.*

Lors de l'ingestion de volumes de 2.5mL, nous observions une corrélation des latences avec les durées de tâches dans plusieurs canaux. Ces corrélations étaient négatives sur le canal gauche sensitif ROI PS ($\rho=-0.16$; $p=0.03$) et sur le canal moteur droit ROI AI ($\rho=-0.15$; $p=0.03$). La corrélation était positive sur le canal sensoriel droit ROI PI ($\rho=0.24$; $p<0.0001$). Pour ce qui est de l'activité, nous retrouvions une corrélation négative pour le canal moteur gauche ROI AI ($\rho=-0.11$; $p=0.003$) et pour le canal sensitif droit ROI PS ($\rho=-0.08$; $p<0.02$). Nous pouvions noter une corrélation positive à droite pour le canal sensitif ROI PI ($\rho=0.12$; $p=0.002$).

Lors de l'ingestion de volumes de 5mL, en étudiant les latences, nous n'observons qu'une seule corrélation positive du canal gauche moteur ROI AI ($\rho=0.25$; $p<0.001$). L'examen des activités ne révèle pas de corrélation significative.

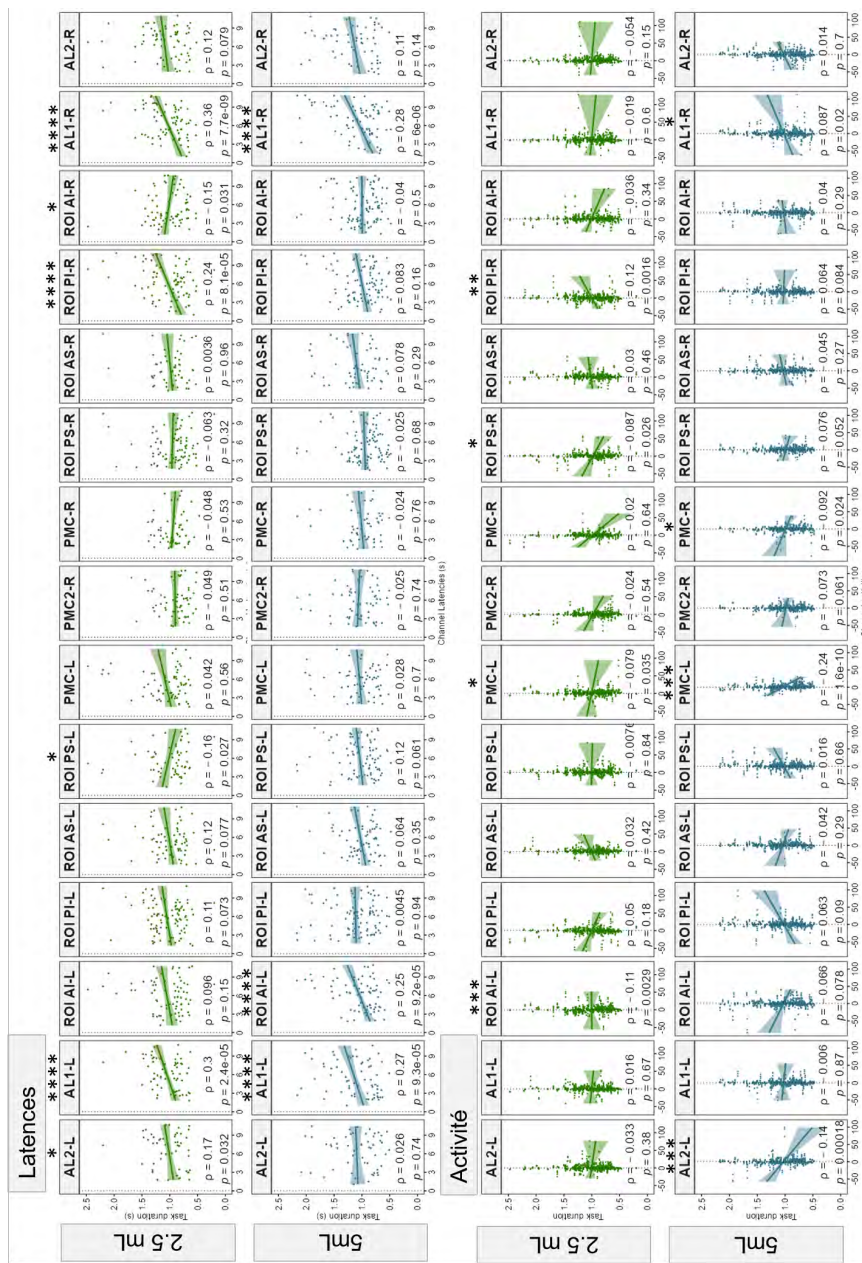
Les résultats de la région prémotrice ne font émerger des corrélations que pour l'activité. L'ingestion de volumes de 2.5mL retrouve une corrélation négative pour le canal gauche PMC ($\rho=-0.08$; $p=0.03$).

L'ingestion de 5mL retrouve une corrélation négative plus forte pour ce même canal gauche PMC ($\rho=-0.24$; $p<0.001$) ainsi qu'une corrélation négative du canal PMC droit ($\rho=-0.09$; $p=0.02$).

Les résultats de la région antérolatérale retrouvent des corrélations positives pour les latences, quels que soient les volumes considérés, principalement sur le canal AL1. Pour des ingesta de 2.5mL, le canal AL1 retrouve une corrélation à gauche de $\rho=0.3$ ($p<0.0001$) et à droite de $\rho=0.36$ ($p<0.0001$). Nous notons aussi une corrélation plus faible du canal AL2 gauche ($\rho=0.17$; $p<0.03$). Pour des ingesta de 5mL, les corrélations du canal AL1 sont légèrement réduites, passant à gauche à $\rho=0.27$ ($p<0.0001$) et à droite à $\rho=0.28$ ($p<0.0001$).

L'examen de la corrélation entre l'activité et la durée de tâche retrouve des corrélations uniquement pour 5mL d'ingesta. La corrélation est négative pour le canal AL2 gauche ($\rho=-0.14$; $p<0.001$) et positive pour le canal AL1 droit ($\rho=0.09$; $p<0.02$).

FIGURE 5.5 – Graphiques en nuages de points et corrélations par coefficient de Spearman entre les marqueurs corticaux (latences en haut, Z-scores d’HbO en bas) et la durée des tâches selon les volumes ingérés de liquides épaissis. Il est préférable de rappeler que la méthode de coefficient de Spearman peut parfois induire un résultat différent d’une régression linéaire, ce qui peut expliquer des disparités entre la représentation graphique et le coefficient. P value du coefficient : *** : $p < 0.001$; ** : $p < 0.01$; * : $p < 0.05$



Nous nous sommes ensuite intéressés aux corrélations de nos paramètres selon les textures. Ces résultats sont disponibles dans la Figure 5.6. *Pour la région ROI, nous retrouvons des profils différents selon la texture IDDSI-3 ou IDDSI-4.*

Avec l'IDDSI-3, nous observons avec les latences une corrélation positive légère sur le canal moteur droit ROI AS ($\rho=-0.38$; $p<0.0001$) et minime sur le canal gauche ROI AI ($\rho=0.16$; $p<0.01$). Les canaux sensitifs ROI PS gauche et droit présentent eux une corrélation négative minime pour les latences (respectivement $\rho=-0.13$; $p=0.048$ et $\rho=-0.15$; $p<0.02$). Pour ce qui est de l'activité, nous notons des corrélations sur les canaux sensitifs ROI PS, positive à gauche ($\rho=0.11$; $p=0.003$) et négative à droite ($\rho=-0.12$; $p=0.003$). Il apparaissait une corrélation négative minime sur le canal moteur ROI AI gauche ($\rho=-0.09$; $p=0.01$).

Avec l'IDDSI-4, la corrélation positive des latences du canal moteur gauche ROI AI se renforce légèrement ($\rho=0.21$; $p<0.002$) et celle du canal droit ROI AS devient négative ($\rho=-0.22$; $p=0.003$). Les corrélations des canaux sensitifs se modifient, celle du canal ROI PS gauche devient positive ($\rho=0.14$; $p<0.03$) et celle du canal ROI PS droit n'est plus significative, mais est remplacée par une corrélation positive du canal ROI PI droit ($\rho=0.23$; $p<0.001$). L'analyse de l'activité révèle une inversion de la corrélation du canal ROI PS gauche qui devient négative et minime ($\rho=-0.09$; $p<0.001$) et celle du canal droit n'est plus significative. La corrélation négative du canal moteur ROI AI gauche reste minime ($\rho=-0.08$; $p=0.03$).

L'examen des corrélations de la région prémotrice révèle plusieurs corrélations.

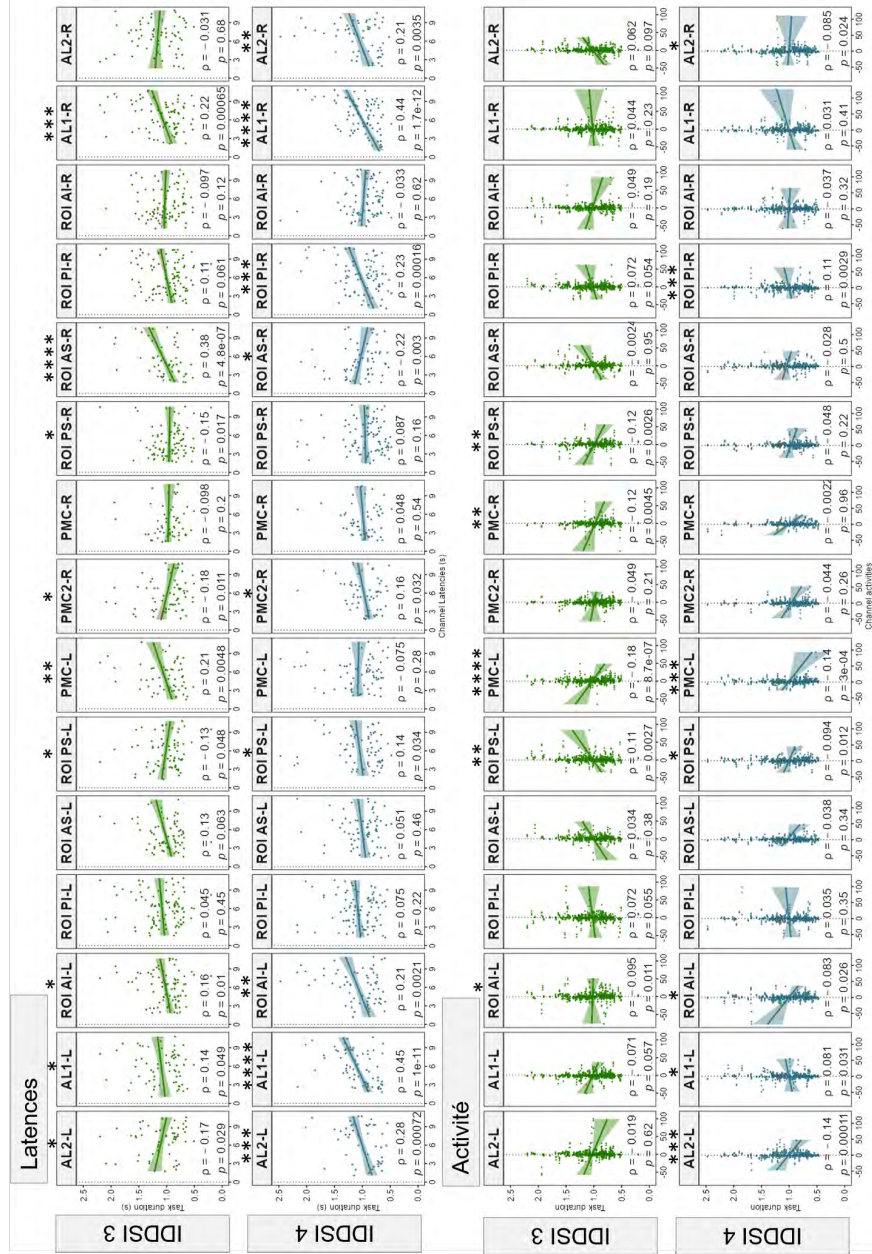
Avec les latences, l'ingestion d'IDDSI-3 retrouve une corrélation positive du canal PMC gauche ($\rho=-0.21$; $p=0.004$) et négative du canal PMC2 droit ($\rho=-0.18$; $p=0.01$). Avec l'IDDSI-4, la corrélation du canal PMC2 droit devient positive ($\rho=0.16$; $p=0.03$) et celle du canal PMC gauche n'est plus significative.

Fait intéressant, l'examen des activités ne retrouve que des corrélations négatives. Avec l'IDDSI-3, les corrélations sont significatives pour le canal PMC gauche ($\rho=-0.18$; $p<0.0001$) et le canal PMC droit ($\rho=-0.12$; $p=0.005$). Avec l'IDDSI-4, la corrélation du canal PMC gauche est similaire ($\rho=-0.14$; $p<0.001$).

Enfin, l'examen de la région antérolatérale retrouve des corrélations principalement avec l'IDDSI-4.

Avec l'IDDSI-3, seules les latences sont significativement corrélées à la durée de la tâche, de manière positive pour l'AL1 bilatéral (Gauche : $\rho=0.14$, $p=0.01$; Droite : $\rho=0.22$; $p<0.001$) et négative pour l'AL2 gauche ($\rho=-0.12$; $p=0.005$). Pour l'IDDSI-4, les corrélations des latences se renforcent et sont positives (AL1 gauche : $\rho=0.45$; $p<0.0001$; AL1 droit : $\rho=0.44$; $p<0.0001$; AL2 gauche : $\rho=0.28$; $p<0.001$; AL2 droit : $\rho=0.21$; $p=0.003$). Les corrélations des activités sont en revanche négatives pour les canaux AL2 (Gauche : $\rho=-0.14$; $p=0.0001$; Droite : $\rho=-0.09$; $p=0.02$) et positive pour le canal AL1 gauche ($\rho=0.08$; $p=0.03$).

FIGURE 5.6 – Graphiques en nuages de points et corrélations par coefficient de Spearman entre les marqueurs corticaux (latence en haut, Z-score d’HbO en bas) et la durée des tâches selon les textures ingérées (IDDSI-3 et IDDSI-4) de liquides épaissis. Il est préférable de rappeler que la méthode de coefficient de Spearman peut parfois induire un résultat différent d’une régression linéaire, ce qui peut expliquer des disparités entre la représentation graphique et le coefficient. *** : $p < 0.001$, ** : $p < 0.01$, * : $p < 0.05$



5.3.5 Relation entre volume, texture et corrélats corticaux

Nous avons ensuite mis en corrélation la latence et l'activité corticale des réponses avec le volume du bolus épaissi. La Figure 5.7 en présente les résultats.

En analysant les résultats de la région d'intérêt (canaux ROI), nous ne retrouvons pas de corrélation entre les latences et le volume. En revanche nous notons une corrélation négative minimale et significative de l'activité avec le volume ingéré uniquement sur le canal moteur ROI AS droit ($\rho=-0.06$; $p=0.03$).

Au niveau de la région prémotrice, nous notons une corrélation positive entre latences et volumes sur les deux canaux PMC (Droit : $\rho=0.19$; $p<0.001$; Gauche : $\rho=0.1$; $p=0.04$), mais pas sur le PMC2 à droite. En revanche, aucune corrélation significative avec l'activité n'était notée.

Au niveau de la région antérolatérale, nous notons la présence d'une corrélation entre les volumes et les latences des canaux AL1. La corrélation est négative à gauche ($\rho=-0.14$; $p=0.005$) et positive à droite ($\rho=0.09$; $p=0.049$). Dans l'ensemble, ces corrélations sont minimales, en relation avec la variabilité déjà évoquée.

Nous avons ensuite mis en corrélation la latence et l'activité corticale avec la texture des bolus ingérés. La Figure 5.8 en présente les résultats.

En analysant la région d'intérêt (canaux ROI), nous avons observé plusieurs corrélations significatives entre latences et textures. Ces corrélations étaient positives sur les canaux moteurs ROI AS gauche ($\rho=0.16$; $p<0.001$) et ROI AI droit ($\rho=0.12$; $p=0.007$) et sur le canal sensitif ROI PS droit ($\rho=0.16$; $p=0.0001$). L'activité est significativement corrélée de manière négative minimale à la texture sur les canaux moteurs ROI AI bilatéraux (Gauche : $\rho=-0.078$; $p=0.003$; Droite : $\rho=-0.067$; $p=0.012$) et sur le canal ROI AS gauche ($\rho=0.068$; $p=0.014$). Elle est aussi corrélée négativement à la texture sur les canaux sensitifs ROI PI bilatéraux (Gauche : $\rho=-0.063$; $p=0.017$; Droite : $\rho=-0.09$; $p=0.0007$). Nous ne retrouvons pas de corrélation positive entre l'activité et la texture.

Au niveau de la région prémotrice, seulement une corrélation positive entre latence et texture au niveau du canal PMC gauche était notée ($\rho=0.14$; $p=0.005$).

Nous n'avons pas retrouvé de corrélation entre la texture et l'activité des canaux AL.

FIGURE 5.7 – Graphiques en nuages de points et corrélations par coefficient de Spearman entre les volumes ingérés et la latence (en haut) ou l'activité (en bas) de la réponse corticale selon les canaux pour les tâches de déglutition de liquides épaissis. P. value des coefficients : *** : $p < 0.001$, ** : $p < 0.01$, * : $p < 0.05$

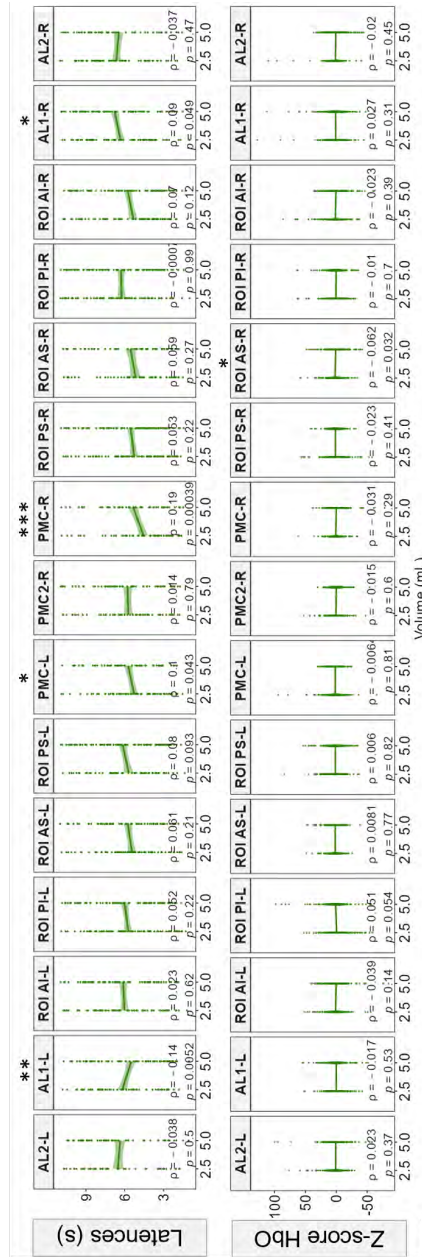
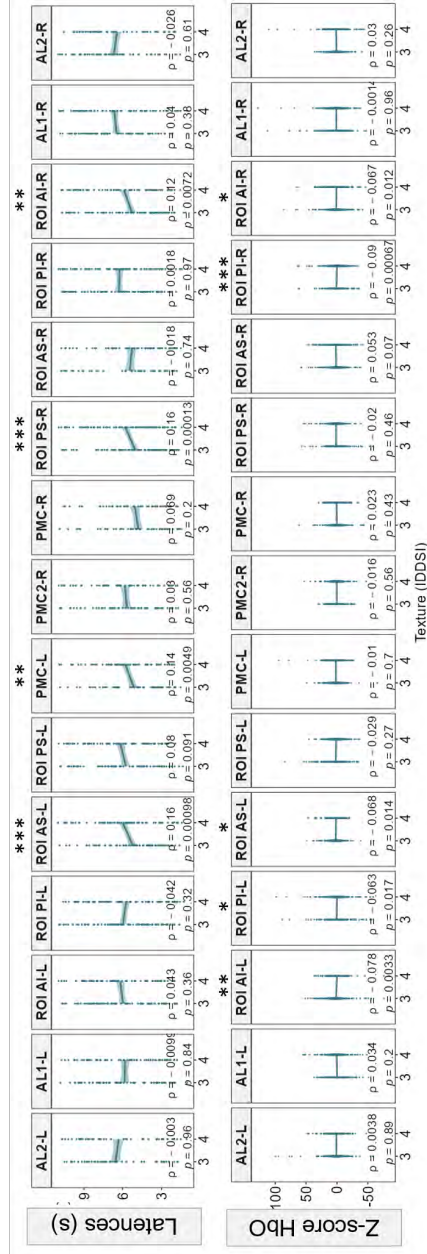


FIGURE 5.8 – Graphiques en nuages de points et corrélations par coefficient de Spearman entre les textures ingérées et la latence (en haut) ou l'activité (en bas) de la réponse corticale selon les canaux pour les tâches de déglutition de liquides épaissis. P value des coefficients : . .
 *** : $p < 0.001$; ** : $p < 0.01$; * : $p < 0.05$



5.4 Discussion

Notre étude met en lumière les corrélations entre les caractéristiques de la déglutition au niveau périphérique (durée mesurée, texture, volume) et leurs corrélats corticaux à travers la latence et l'activité, selon les modalités de réalisation de la déglutition. Il s'agit à notre connaissance de la première étude mettant en corrélation les mesures cervicales acoustiques et l'activité corticale mesurée en fNIRS. Les corrélations observées restent légères, ce qui reflète vraisemblablement la variabilité inter et intra-individuelle, ainsi que la résolution spatiale limitée de la fNIRS. Nos résultats permettent tout de même de mettre en relation le contrôle cortical de la déglutition avec l'activité de ses effecteurs périphériques cervicaux.

5.4.1 Étude du cortex sensitif

De manière intéressante, les canaux sensitifs gauches (ROI PI et ROI PS) présentent des corrélations négatives avec la durée de la tâche pour 5 de nos 7 tâches, à l'exception de la tâche de 5 mL où les corrélations sont non significatives et de la tâche d'IDDSI-4 où la corrélation est positive. En dehors de ces deux tâches, le pic d'activité est donc d'autant plus précoce que la tâche est longue. Sur ces mêmes canaux sensitifs gauches, l'activité n'était pas corrélée significativement à la durée de la tâche, à l'exception de la tâche d'IDDSI-3 où la corrélation était positive et la tâche d'IDDSI-4 où la corrélation était négative.

Classiquement, une tâche simple et souvent réalisée génère des latences et des activités moindres au niveau cortical sur une surface plus ciblée, reflétant à la fois l'intensité faible de la tâche, mais aussi la spécialisation du réseau neuronal impliqué. En revanche, une tâche plus difficile ou inhabituelle génère une activité plus importante avec des latences plus tardives sur une surface plus étendue, reflétant un réseau moins organisé. Ce fonctionnement semble aussi s'appliquer au réseau neuronal de la déglutition (MALANDRAKI et al., 2011).

Il est possible que les corrélations négatives observées des latences gauches et l'absence de corrélation de l'activité sur les tâches d'eau, de salive et sur le volume 2.5mL sur les liquides épaissis, reflètent cette plus grande spécialisation du cortex gauche pour l'aspect sensoriel de ces tâches de déglutition, par rapport aux tâches de déglutition de liquides épaissis, textures moins habituelles dans un régime alimentaire normal. Cette hypothèse serait cependant contradictoire avec les résultats de Jestrović qui montraient que la micro-architecture du réseau de déglutition des substances de types nectar et miel présentait une structure en plus petit monde (donc mieux structurée) que le réseau de la déglutition d'eau ou de salive (JESTROVIĆ et al., 2016).

La corrélation négative avec la durée de la tâche pourrait aussi refléter un rôle du cortex gauche uniquement en début de tâche. Cette possibilité est renforcée par le fait que la corrélation négative se situe sur le canal postéro-supérieur pour les tâches d'eau, de 2.5mL et d'IDDSI-4. Ce canal étant plus haut placé, il est vraisemblablement mieux centré sur les aires buccales, alors que les canaux inférieurs concerneraient plutôt les régions pharyngo-laryngées. Ceci serait cohérent avec certains résultats de la littérature. Dans leur étude sur les déglutitions salivaires spontanées, Kamarunas et coll. retrouvaient une réponse plus précoce du cortex post-central gauche latéral corrélée à l'activité du cortex prémoteur droit (KAMARUNAS et al., 2018). Les auteurs avançaient l'hypothèse d'un rôle d'amorçage sensoriel du cortex péricentral latéral gauche, rôle qui pourrait expliquer nos corrélations inverses.

Une autre hypothèse serait que l'activité différente du cortex post-central gauche que nous avons observé lors des tâches de liquides épaissis pourrait refléter une différence de traitement de ces textures au niveau œsophagien par rapport à l'eau et la salive. En effet, Dziejwas et coll. ont montré que les informations sensibles œsophagiennes sont aussi traitées au niveau de cette région, préférentiellement du côté gauche. Cependant, certaines études suggèrent que les bolus

ayant la viscosité la plus haute bénéficient à la fois d'une vitesse de transit œsophagien plus élevé et sont moins bien reconnus par les sujets les ayant ingérés (DALMAZO et al., 2015).

À l'inverse, les latences ou l'activité du cortex sensoriel droit étaient positivement corrélées à la durée de la tâche pour l'eau, la salive spontanée, le volume 2.5mL et l'IDDSI-4. Pour l'IDDSI-3, la corrélation était négative pour les latences et l'activité. Pour le volume 5mL et la salive volontaire, aucune corrélation n'était retrouvée. Ces résultats pourraient décrire le rôle de contrôle du cortex sensoriel post-central latéral droit pendant certaines tâches de déglutition, les tâches de plus longue durée augmentant ses afférences, donc son activité et sa latence. Cette hypothèse est renforcée par le fait que nous retrouvons ces corrélations droites préférentiellement sur le canal postéro-inférieur, plutôt localisé sur les régions pharyngées, pour les tâches d'eau, de 2.5mL et d'IDDSI-4.

5.4.2 Cortex moteur et prémoteur

Les régions motrices et prémotrices présentent aussi leurs propres spécificités. Nous avons ainsi retrouvé des corrélations entre les latences et la durée des tâches principalement sur les régions droites, que ces corrélations soient positives ou négatives. Pour la tâche de salive (volontaire ou spontanée) et la tâche d'IDDSI-3, nous observions des corrélations positives à droite dans les régions motrices (canaux ROI AS ou AI). Pour la tâche de 2.5mL et d'IDDSI-4, cette corrélation était négative au niveau de ces mêmes canaux. Au niveau de la région prémotrice, des corrélations significatives étaient aussi retrouvées sur les canaux droits (PMC ou PMC2). Cette corrélation était soit positive pour la tâche d'eau, de salive spontanée et d'IDDSI-4, soit négative pour l'IDDSI-3. Du côté gauche les quelques corrélations pour les latences étaient toutes positives et restreintes à la tâche de 5mL (région motrice) pour l'IDDSI-3 (région motrice et PMC) et 4 (région motrice).

Sur le plan de l'activité, les corrélations significatives de l'activité avec la durée des tâches sont limitées du côté droit. Nous avons observé des corrélations positives à droite principalement pour l'eau (moteur et PMC) et la salive spontanée. Nous observions une corrélation négative pour la salive volontaire (région motrice et PMC). En revanche du côté gauche, nous avons observé principalement des corrélations négatives de l'activité avec la durée des tâches, pour l'eau (région motrice), pour la salive spontanée (région motrice), pour le volume 2.5mL (moteur et PMC) et pour les 2 tâches d'IDDSI-3 et 4 (région motrice et PMC). Ces corrélations négatives du côté gauche suggèrent plutôt une réduction de l'activité avec la durée de la tâche, possiblement au profit d'autres aires plus impliquées. Cela reste compatible avec un rôle d'amorce motrice du cortex gauche, bien que ce phénomène ait été décrit surtout au plan sensoriel par Kamarunas et coll. (KAMARUNAS et al., 2018).

Ainsi, nous observons une tendance à l'activation motrice et prémotrice à droite et une réduction de cette activité à gauche. Ces résultats semblent compatibles avec l'idée que le cortex gauche serait plutôt associé à la phase d'amorce de la tâche de déglutition et le cortex droit plutôt dédié au suivi de cette tâche.

5.4.3 Effet de la volonté

En comparant les tâches de salive volontaire et spontanée, nous pouvons observer des similarités et des différences intéressantes.

Sur le plan du cortex sensoriel, les deux tâches présentaient des latences négativement corrélées à la durée de la tâche à gauche. Cela pourrait refléter le rôle d'amorçage décrit précédemment de ce cortex dans les deux cas, ce qui renforce l'hypothèse d'un rôle du cortex péricentral latéral notamment gauche dans la déglutition spontanée. Nous avons aussi observé pour la tâche

spontanée une corrélation positive du canal supérieur droit (ROI PS, plutôt oral). Ceci pourrait refléter la sensation de la déglutition lors du transport oropharyngé, sensation majorée avec la durée de la tâche, renforçant le rôle de contrôle du cortex droit.

Au niveau du cortex moteur, les deux tâches présentent aussi une corrélation positive de leurs latences motrices avec la durée de la tâche, indiquant possiblement un contrôle de la séquence motrice dans les deux cas. Il est cependant intéressant de voir qu'en condition volontaire, cette corrélation se situe sur le canal supérieur (AS, plutôt oral) alors qu'elle se situe sur le canal inférieur (AI, plutôt pharyngé) pour la tâche spontanée. Cela pourrait refléter la différence d'initiation, par la phase de préparation orale dans la tâche volontaire et directement par la phase de transport oropharyngée dans la tâche spontanée. Cette différence d'activation semble similaire aux résultats de Kern et coll. En IRMf, en condition de déglutition réflexe, Kern et coll. retrouvaient une activation limitée à la partie la plus inférieure du cortex péricentral, la déglutition volontaire provoquant quant à elle une activation plus étendue sur la hauteur de la région péricentrale (KERN et al., 2001). Au niveau de l'activité, la tâche volontaire s'accompagne d'une corrélation positive à gauche au niveau des deux canaux moteurs, et négative à droite au niveau du canal inférieur (AI). Cela pourrait refléter un plus grand rôle du cortex gauche pour l'adaptation motrice volontaire de la séquence.

5.4.4 Effet du volume et de la texture du bolus

D'après nos résultats, les variations de volumes et de textures induisaient des effets spécifiques.

Pour ce qui est du volume, l'effet sur les latences sensorielles du volume 2.5mL s'accompagnait d'une corrélation négative à gauche sur le canal ROI PS et positive sur le canal ROI PI à droite. Il peut s'agir des mêmes phénomènes que pour l'eau, à savoir le rôle d'amorçage de l'hémisphère gauche et de contrôle de l'hémisphère droit. En revanche, à 5mL, ces deux corrélations disparaissaient. Sur le plan moteur, le volume 2.5 mL retrouvait une corrélation négative droite du canal ROI AI, le canal ROI AI gauche présentant un coefficient positif, mais non significatif. Avec 5mL, la corrélation du canal ROI AI droit, bien que négative, n'était plus significative et le canal ROI AI gauche présentait cette fois-ci une corrélation positive significative. Sur le plan de l'activité, nous retrouvions une corrélation positive avec le canal sensitif ROI PI droit et négative du canal ROI PS droit à 2.5mL et une corrélation négative du canal moteur ROI AI gauche. Ces deux corrélations n'étaient plus significatives à 5mL. Il semblerait y avoir une différence de traitement des volumes entre les 2 hémisphères qui pourrait refléter les différences de microarchitecture des réseaux neuronaux décrits par Jestrović à partir de bolus de 1mL, 5mL et 10mL (JESTROVIĆ et al., 2018).

La perte de certaines corrélations à 5mL pourrait signifier une activité corticale nécessitant moins d'adaptation pour ce volume. Il faut rappeler que le volume moyen d'une gorgée prise spontanément par un sujet serait plus élevé que ce qui est couramment utilisé dans les études. Ce volume serait de 16.66 ± 7.70 mL pour de l'eau (COLEVAS et al., 2022) et se réduirait avec l'augmentation de l'épaisseur de texture, avec des valeurs autour de 10mL pour un liquide modérément épaissi et 5mL pour un liquide très épaissi (STEELE et al., 2019). Or, la plupart des études en imagerie neurofonctionnelle (dont la nôtre) utilisent des volumes inférieurs à ceux-ci (JESTROVIĆ et al., 2018; MOSIER et al., 1999; MULHEREN et al., 2016). Ces volumes bas (ici, 2.5mL) pourraient expliquer les corrélations observées, pour coordonner la déglutition d'un volume possiblement moins confortable. Ce phénomène pourrait expliquer que nous observions une corrélation négative entre le volume ingéré et l'activité corticale du canal moteur AS droit, bien que cette corrélation restait particulièrement faible ($\rho=0.06$; $p=0.03$). Ceci pourrait indiquer qu'un volume de 5mL nécessite un niveau de contrôle moteur moindre qu'un volume de 2.5mL. Nous notons à l'inverse une élévation des latences des régions prémotrice (canal PMC) avec

l'élévation du volume et cela à droite comme à gauche. Associée à la corrélation négative entre activité et durée de tâche en particulier avec le volume 5mL, ceci pourrait montrer un contrôle cortical moins intense pour un volume proche des volumes spontanés, mais de durée prolongée pour un volume plus grand.

Pour ce qui est de la texture, là aussi les résultats variaient selon les textures. Sur les régions sensorielles, nous notions des corrélations négatives avec l'IDDSI-3 pour les latences sur les deux canaux ROI PS bilatéraux, associées à une corrélation positive de l'activité à gauche et négative à droite. Ceci serait le possible reflet de l'activité sensitive orale préparatrice, mais l'activité du côté gauche pourrait là aussi refléter son rôle d'amorçage déjà décrit (KAMARUNAS et al., 2018). Avec l'IDDSI-4, le canal ROI PS gauche présentait une corrélation positive pour les latences et négative pour l'activité, posant la question d'un rôle différent du cortex gauche dans la régulation des textures. À droite, nous notions l'apparition d'une corrélation positive du canal ROI PI tant sur les latences que l'activité, renforçant l'idée d'un contrôle sensoriel pharyngé pendant la tâche. La corrélation droite du canal ROI PS n'est en revanche plus significative.

Au plan moteur, l'IDDSI-3 s'accompagnait d'une corrélation modérée positive des latences du canal ROI AS droit qui devenait négative en IDDSI-4 sans corrélation de l'activité. À gauche, nous retrouvions une corrélation positive des latences moindre du canal ROI AI gauche qui se renforçait en IDDSI-4. Ceci était associé dans les deux cas à une corrélation négative de l'activité qui se renforçait en IDDSI-3, là aussi compatible avec un rôle initiateur du cortex gauche.

Nous notions tout de même une corrélation positive entre les latences des canaux ROI AS gauche, ROI PS droit et ROI AI droit avec la texture et les corrélations négatives des activités avec la texture des canaux ROI AS gauche, ROI PI et ROI AI bilatéraux. Ceci pourrait être le reflet de l'adaptation du réseau neuronal au type de texture. Cette variation peut-être là aussi le reflet d'une fonction plus efficace avec une texture plus épaisse, comme le suggère les résultats de l'étude pharyngée de Steele et coll. (STEELE et al., 2019). Les textures plus épaisses nécessiteraient un contrôle cortical moins intense, tout en assurant ce contrôle sur une durée adaptée.

5.4.5 Limitations et perspectives

Cette étude présente plusieurs limites. La première concerne l'activité cervicale mesurée. Nous avons limité cette activité à la durée globale des événements de transports oropharyngés recueillis. La segmentation des composantes de chaque événement de déglutition est en cours. Jeanne Souche, étudiante orthophoniste, procède en effet à la segmentation des composantes T_1 , T_2 , T_3 de chaque événement de déglutition pour en extraire la durée, le rythme et l'intensité relative. Nous avons pour projet de corrélérer chacun de ces éléments à l'activité corticale de manière similaire aux résultats précédemment présentés. Nous faisons l'hypothèse que l'augmentation de la précision des mesures augmentera la valeur de certaines corrélations, car celles présentées ici restent faibles. Nous anticipons des corrélations significatives, en particulier avec la composante T_2 de la déglutition, qui semble la plus constante d'après la littérature (MORINIÈRE et al., 2006, 2011; SHIRAZI & MOUSSAVI, 2011; WU et al., 2024).

La seconde limite reste le défaut de résolution spatiale de la fNIRS. Ceci explique que la mesure observée puisse représenter l'activité de plusieurs aires corticales sous-jacentes proches. Si ces aires ont des activités opposées, cela peut altérer la qualité de la mesure et modifier les corrélations réelles.

Enfin, les modalités de réalisation des tâches peuvent être à l'origine des corrélations observées. Le maintien en bouche des bolus ainsi que le délai de 15 à 20 secondes entre chaque tâche à l'initiative du sujet peuvent aussi avoir influencé nos résultats. Un cas particulier est celui de la tâche de salive spontanée pour laquelle nous retrouvions une corrélation positive de l'activité au niveau prémoteur droit. Il est tout à fait possible que cette tâche corresponde à la préparation de

la tâche suivante de notre paradigme. Nous avons cherché à limiter ce phénomène en excluant les déglutitions spontanées trop proches d'autres événements, mais il reste difficile de supprimer totalement tout effet de la volonté à tout moment. La reproduction de cette étude sans ce délai avec une méthode d'analyse par déconvolution (au lieu d'une méthode de bloc comme dans notre étude) pourrait permettre de mieux préciser ces corrélations (MACHADO et al., 2021).

5.5 Conclusion

Cette étude permet d'illustrer les corrélations entre la durée de la tâche de déglutition et ses corrélats corticaux. Bien que les corrélations soient faibles, elles participent à expliquer les phénomènes physiologiques qui interviennent et renforcent l'idée d'une asymétrie corticale. Nous avons pu illustrer que l'initiation plutôt orale des tâches volontaires et l'initiation plutôt oropharyngée des tâches spontanées se répercutent sur l'activité corticale. La comparaison des volumes et textures suggère que l'activité se majore si le volume n'est pas standard pour le sujet, tout en s'adaptant à la durée de la tâche. Nos résultats soutiennent le principe d'un rôle sensitif d'amorçage de l'hémisphère gauche, alors que l'hémisphère droit jouerait plutôt un rôle dans la régulation pendant la tâche elle-même. L'étude approfondie de la région péri-centrale et de la région prémotrice en multipliant les bolus en termes de volumes et de texture devrait permettre d'adapter précisément ces conclusions, notamment pour des bolus alimentaires plus naturels. L'étude de la relation de ces activités entre les différents canaux pourrait permettre d'appréhender de manière plus globale ces phénomènes d'activations selon les tâches.

Étude de la connectivité corticale des fonctions du CAD

L'approche localisationniste nous a permis d'illustrer les activités de chaque canal pour chaque tâche de déglutition en les mettant en relation avec différentes caractéristiques de la déglutition. Cependant, cette approche localisationniste reste limitée pour la mise en évidence du réseau cortical. Nous avons donc cherché à utiliser une approche connectiviste afin d'évaluer la capacité de notre protocole à mettre en évidence ce réseau cortical associé aux fonctions du CAD, avec une approche plus holistique de son fonctionnement.

6.1 Introduction

Nous avons illustré avec les études précédentes la capacité de notre protocole à mettre en évidence les différentes caractéristiques cervicales et corticales de différentes tâches de déglutition, variant selon l'implication de la volonté, le volume du bolus ou de sa texture. La déglutition était notre point de départ, mais notre protocole avait aussi pour objectif d'évaluer l'ensemble des fonctions du CAD.

À ce jour, l'exploration des différentes fonctions du CAD dans les mêmes conditions expérimentales n'a été que rarement réalisée (MARTIN et al., 2004). Leur étude dans un même protocole pourrait permettre de comprendre comment le système neuronal sensorimoteur central est capable de maintenir des systèmes fonctionnels et des structures de réseaux neuronaux distincts tout en partageant certains réseaux neuroanatomiques.

Cette question a été débattue pour la première fois à l'initiative d'un groupe de chercheurs en réunion de préparation de la conférence "Integrative Neural Systems Underlying Vital Aerodigestive Tract Functions" du 17 au 19 juin 2010. Ces discussions mettaient en évidence le rôle fondamental de l'intrication de ses fonctions dans le maintien de l'efficacité de chacune d'entre elle et dans la physiopathologie ainsi que le défaut critique de connaissance dans ce domaine. Cette conférence a donné lieu à la publication d'un numéro spécial dans la revue *Head & Neck* en octobre 2011 (KENT & ROBBINS, 2011 ; MCFARLAND & PAYDARFAR, 2011).

Nous avons développé cette problématique d'intrication des tâches dans la justification du protocole au chapitre 3 (cf. section 3.1, p105), expliquant les choix du protocole utilisé pour les expérimentations de cette thèse. Mais avant de pouvoir aborder cette question, de nombreuses vérifications et ajustements techniques et méthodologiques ont été nécessaires. Elles

ont donné lieux aux publications et parties précédentes, mais restent encore insuffisantes pour une exploration de l'ensemble du réseau cortical participant au contrôle du CAD. Notamment, la couverture insuffisante du cortex prémoteur soulevée aux chapitres 4 et 5, l'absence de couverture du cortex préfrontal dont certaines études ont illustré le rôle (J. LEE et al., 2018) et l'impossibilité actuelle de mesurer l'activité de l'insula, du Cingulum et des noyaux gris centraux (CHENG et al., 2022; WEI et al., 2024) limitent la possibilité d'une évaluation complète du réseau neuronal.

Malgré ces limites, nous avons suffisamment d'éléments pour répondre à la question de la capacité de notre protocole expérimental pour valider l'utilisation de la fNIRS couplée à une détection cervicale des différents événements fonctionnels produits par le CAD.

Nos hypothèses pour cette étude supposaient :

1. qu'il y a une différence de profil d'activation cérébrale produit par les tâches plus complexes que les déglutitions uniques
2. que le réseau neurofonctionnel de la déglutition différait de celui des autres fonctions du CAD

Nos objectifs étaient donc de comparer :

1. Les latences et les profils d'activités corticales de chaque tâche du CAD
2. Les matrices de connectivités des canaux pour chaque tâche pour illustrer le réseau cortical de chaque fonction du CAD

Rappel de méthodologie

Pour cette étude, nous avons réutilisé la méthodologie employée dans les articles 2 et 3 dont les principaux points sont repris ici (cf Chapitre 3, p113 et Chapitre 4, p214) :

- Montage fNIRS (cf. section 2.4.2. **fNIRS Montage**). Nous réutiliserons les noms de canaux utilisés dans l'article 3 (cf. section 2.4.1. **fNIRS measure principles, Figure 3** de l'article)
- Position du collier Swallis DSA (cf. section 2.3. **Cervical evaluation**)
- Synchronisation sonore des signaux acoustiques et corticaux (cf. section 2.5. **Data acquisition and synchronisation**)
- Annotation manuelle des événements pharyngés de déglutition à partir du signal acoustique (cf. section 2.6. **Annotations method, signals preprocessing and parameters of interest**)
- Prétraitement du signal fNIRS identique : filtrage passe-haut : 0.01, passe-bas : 0.5; correction en utilisant le signal des short-channels avec une analyse en composante principale et segmentation à partir des signaux acoustiques

Pour rappel, la région d'intérêt ROI a été définie par deux canaux antérieurs au niveau du cortex moteur primaire, appelés AS (antéro-supérieur) et AI (antéro-inférieure), et deux canaux postérieurs au niveau du cortex sensitif primaire, appelés PS (postéro-supérieur) et PI (postéro-inférieure). Nous considérons les canaux supérieurs comme plutôt centrés sur les aires concernant la sphère orale et les canaux inférieurs comme portant sur les aires pharyngo-laryngées, d'après des études précédentes (HAMDY et al., 1996; MOSIER et al., 1999; PENFIELD & BOLDREY, 1937). Les canaux PMC et PMC2 correspondent aux régions prémotrices. Les canaux AL correspondent aux régions antéro-latérales proposées comme les plus actives par Kober et coll., car les plus réactives dans leurs études, supposées représenter l'activité du gyrus frontal inféro-latéral (S. KOBER & WOOD, 2014; S. E. KOBER, 2018; S. E. KOBER, BAUERNFEIND et al., 2015), mais dont la nature des réponses était incertaine dans notre étude précédente (cf. Chapitre 4, Article 3).

Comme dans l'article 3, nous avons supprimé les canaux présentant un SCI (scalp coupling index, cf Annexe fig:Annex1-2) inférieur à 0.5 car nous les considérons de qualité insuffisante. Pour le sujet 1, nous avons exclu les canaux droits ROI PS, PMC et PMC2. Pour le sujet 4, nous avons exclu les canaux droits PMC et ROI AS et le canal gauche ROI AS. Pour le sujet 7, nous avons exclu le canal droit ROI AS.

6.2 Compléments de méthodologie

6.2.1 Population et Tâches d'intérêt

Notre population d'étude comporte les 12 sujets inclus dans l'étude du Chapitre 4 (cf. Article 3, section 2.1. **Study population**). Pour cette étude, nous nous sommes intéressés à l'ensemble des tâches réalisées lors du protocole (cf. Article 3, section 2.5. **Experimental conditions and tasks**). La seule exception est la tâche d'IDDSI-7, qui n'a pas été incluse, car son activité était très artéfactée par l'activité de mastication qui précède. Elle nécessite des analyses plus complexes qui seront réalisées pour une publication future. La tâche de mastication restait analysable, car son activité était en revanche peu influencée par la tâche de déglutition.

TABLEAU 6.1 – Durées médianes des tâches incluses pour l’analyse de connectivité.

| Tâches | Durée médiane ¹ |
|----------------------------------|----------------------------|
| Déglutition d’eau 10mL | 0.91 (0.78, 1.14) |
| Déglutition de salive volontaire | 0.83 (0.68, 1.07) |
| Déglutition de salive spontanée | 0.79 (0.66, 1.04) |
| Déglutition IDDSI 3 - 2.5mL | 0.92 (0.79, 1.24) |
| Déglutition IDDSI 3 - 5mL | 1.01 (0.81, 1.20) |
| Déglutition d’eau 100mL au verre | 8.67 (5.71, 13.11) |
| Mastication | 13.06 (10.43, 16.27) |
| Hemmage volontaire | 1.32 (0.98, 1.73) |
| Toux volontaire | 1.62 (1.34, 2.05) |
| Phonation | 2.91 (2.55, 3.43) |
| Mise en bouche | 3.50 (2.84, 4.38) |

¹Durée : Médiane (Q1, Q3)

Pour ce qui est des tâches de déglutition simples, nous avons traité les tâches de déglutition de salive (volontaire et spontanée) et d’eau, ainsi que les tâches de déglutitions de bolus de texture épaissie (IDDSI-3 et IDDSI-4). Les résultats entre 2.5 et 5mL étant proches, nous nous limiterons au volume 5mL dans un souci de simplification. Pour la tâche de salive spontanée, nous avons là aussi exclu les événements trop rapprochés d’autres événements prévus par le paradigme expérimental, comme pour le Chapitre 4 (cf. Article 3, section 4 p176 pour plus de détails).

Pour les tâches complexes, nous avons traité les données des tâches de hemmage, de toux, de phonation, de mise en bouche et de déglutition d’eau 100mL. Il est important de noter que les tâches de phonation et d’eau 100mL n’ont été réalisées que 3 fois par sujet. La tâche de mise en bouche a été réalisée environ 60 fois par sujet. Les données de réalisation et de durée des tâches sont présentées dans le Tableau 6.1. L’Annexe B.2 (cf. p369) présente les données individuelles des tâches de chaque sujet.

6.2.2 Paramètres d’intérêts

Séries temporelles utilisées

Pour les tâches de déglutition simples, nous avons utilisé les séries temporelles des Z-scores de l’évolution de la concentration relative d’HbO, de -5 à 15 secondes après le début du signal cervical de la phase oropharyngée défini comme t_0 (correspondant au début de la composante T_1 , cf. A.2.3 p328). Pour les tâches complexes et plus longues, nous avons opté pour une série temporelle plus longue, de -5 à 25 secondes après le début du signal acoustique associé à l’événement, compte tenu de la durée mesurée des tâches qui nous faisait anticiper une réponse hémodynamique plus prolongée.

Latences et profils d’activité

Pour répondre à la question de la différence d’activité des tâches, nous nous sommes appuyés sur les paramètres déjà utilisés dans l’étude 3. Nous avons donc mesuré la latence du pic et le Z-score moyen de l’HbO. Pour les tâches de déglutition simple, la latence du pic et l’activité (Z-score moyen) ont été recherchées et calculées sur une fenêtre de 0 à 11 secondes, car c’est dans cette fenêtre que se trouvait la première activité de ces tâches (cf. Annexe C.1 p372). Pour les tâches complexes, les latences étaient plus tardives d’après la distribution des pics (Figure

6.1). Pour ces mêmes paramètres, nous avons donc conservé une fenêtre de 0 à 15 secondes qui nous semblait représenter le premier pic d'activité pour la plupart des tâches (cf. Annexe E.1 p378). Les modalités de calcul de la latence du pic et du Z-score moyen étaient les mêmes que le Chapitre 4 (cf. Article 3, p214, section 2.6.1. **Outcomes of interest** de l'article).

Les latences ont été mesurées par la fonction Matlab *findpeaks* sur la fenêtre temporelle spécifiée précédemment selon la tâche, avec un filtrage des pics d'amplitude faible (critère de prééminence minimale du pic = 4 unités arbitraires).

L'activité a été calculée à partir du Z-score moyen sur cette même fenêtre pour chaque canal, chaque tâche et chaque participant. Pour le calcul de l'activité moyenne du groupe, nous avons retenu la valeur médiane de chaque sujet, car les données n'étaient pas de distribution normale, puis calculé la moyenne du groupe.

D'après l'analyse graphique et le test de Shapiro, la normalité de la distribution de ces paramètres n'était pas validée, nous présentons donc les résultats par la médiane et son intervalle interquartile.

Création des matrices de connectivité

Pour réaliser les matrices de connectivité, nous avons utilisé les séries temporelles de l'HbO sur les durées totales de mesure de chaque tâche (-5 à 15 sec pour les tâches de déglutition simples; -5 à 25 secondes pour les tâches complexes). Pour chaque tâche, nous avons conservé la série temporelle médiane de chaque sujet et calculé une série temporelle moyenne du groupe. Nous avons ensuite calculé les coefficients de corrélation de Pearson des séries temporelles moyennes entre les différents canaux de mesures pour une même tâche. Les résultats ont été présentés sur une matrice de connectivité pour chaque tâche.

6.3 Résultats

6.3.1 Profils de latences et d'activités

Les profils de latences des tâches de déglutition simple d'eau et de salive ont été présentés dans le Chapitre 4 (cf. Article 3, section 3.3. **Latencies** et 3.5. **Activity**). Les profils de latences et d'activité des tâches de liquides épaissis ont été présentés dans le chapitre 5 (cf. Figure 5.1 p224 et Figure 5.2 p224).

Distribution des latences des tâches complexes

Pour ce qui est des latences de tâches complexes, grâce à la fonction *findpeaks*, nous avons extrait un total de 22 673 pics d'activité au cours des différentes tâches complexes, après avoir filtré les pics de faible prééminence.

Nous avons d'abord examiné la distribution de la survenue des pics des tâches complexes afin de définir des fenêtres temporelles spécifiques d'intérêt. La Figure 6.1 montre la distribution des latences pour chacune des tâches. Pour certaines tâches, nous observons 1 ou 2 aires de distribution précoces. La distribution des latences pour le hémage a montré que le premier pic a tendance à se produire vers 4 s, avec un pic secondaire vers 10 s de moindre importance. De manière similaire, pour la toux, nous avons observé deux pics, l'un vers 4 s et l'autre vers 10 s. Avec la déglutition de 100 mL d'eau, nous avons observé une plus grande densité de pics vers 10 s. Avec la phonation, nous avons observé un pic de densité vers 5 s. Pour la tâche "main à la bouche", nous avons observé deux élévations de la densité des pics d'activité, une mineure vers 3 s et une majeure vers 10 s. Pour la mastication, il semble qu'un pic de distribution se situe entre

10 et 15 s même si celui-ci est moins franc que dans les autres tâches. Nous avons donc utilisé les latences des pics des tâches entre 0 et 15 secondes, car cette fenêtre temporelle nous permettait d'étudier les pics de distribution de chaque tâche tout en limitant l'éventuelle contamination par la tâche suivante.

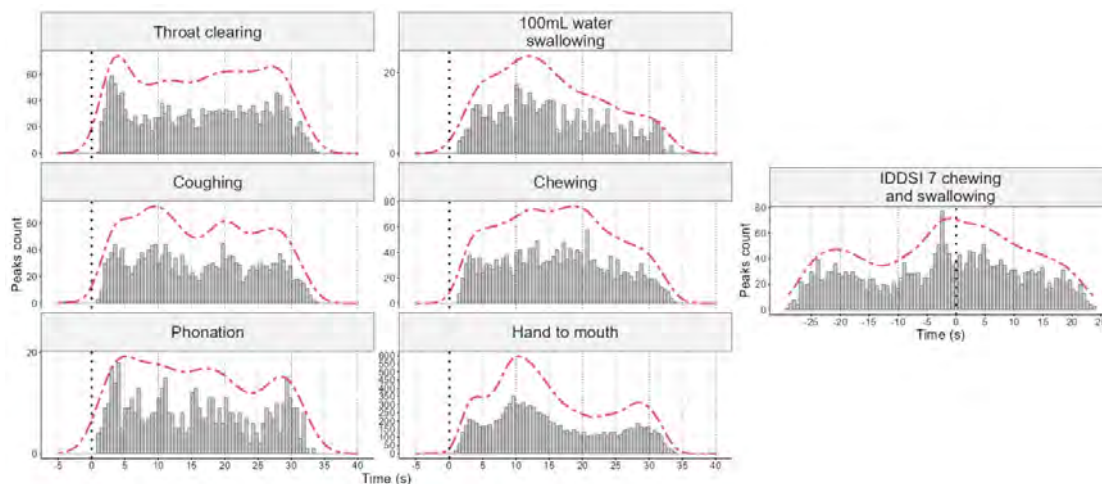


FIGURE 6.1 – Distributions temporelles des pics ascendants pour les tâches complexes. Nous observons une première zone de distribution entre 0 et 15 secondes environ pour la plupart des tâches, suivi d'une seconde zone de distribution plus tardive. Nous avons conservé la première comme référence pour nos paramètres, la seconde pouvant correspondre soit à de l'activité tardive soit à la préparation de la tâche suivante.

Comparaison des latences selon les tâches

Nous avons comparé les latences entre 0 et 15 secondes des tâches complexes. La Figure 6.2 montre les comparaisons des latences pour chacune des cinq tâches complexes ainsi que les comparaisons statistiques non ajustées. Nous avons trouvé des différences de latences significatives, cohérentes avec la description faite sur la base des pics de densité. La Figure 6.3 illustre les différences de latences de chaque activité pour chaque canal de mesure.

La tâche de déglutition de 100 mL d'eau (Latence médiane = 9.22s [5.72;12.12]) a montré des latences significativement plus longues que la tâche de hémage (Latence médiane = 7.12s [3.73;11.15], $W = 132497$, $p < 0,0001$, p ajusté $< 0,0001$) et que la tâche de toux avant ajustement (Latence médiane = 8.37s [4.67;11.17], $W = 127071$, $p = 0,004$, p ajusté = 0,06).

La phonation (Latence médiane = 7.06s [3.88;10.62]) a montré des latences significativement plus faibles que la tâche de déglutition de 100 mL d'eau ($W = 39715$, $p < 0,0001$, p ajusté $< 0,0001$).

Le hémage a montré des latences significativement plus faibles que la tâche de toux ($W = 321795$, $p = 0,0024$, p ajusté = 0,036) et que la tâche de mise en bouche (Latence médiane = 9.43s [6.07;11.97], $W = 1980812$, $p < 0,0001$, p ajusté $< 0,0001$).

La tâche de mise en bouche a montré des latences significativement plus longues que la toux ($W = 2198790$, $p < 0,0001$, p ajusté $< 0,0001$) et que la tâche de phonation ($W = 114396$, $p < 0,0001$, p ajusté $< 0,0001$).

Enfin, la tâche de mastication présentait des latences (Latence médiane = 8.85s [5.4;12.14]) significativement plus longues que la phonation ($W = 121802$, $p < 0,0001$, p ajusté $< 0,0001$), que

la toux ($W=388989$, $p=0.003$, p ajusté = 0.03) et que le hémage ($W=406144$, $p<0.0001$, p ajusté <0.0001).

Les données de latences de chaque sujet sont présentées en Annexes E.1 p378 et Annexe E.2 p379 et reflètent la variabilité interindividuelle.

Comparaisons des paramètres d'activités

Les activités des tâches complexes sont présentées dans la Figure 6.4. Nous rappelons que l'activation est définie comme une élévation de l'HbO avec une baisse ou une stabilité de l'HbR. La désactivation provoque plutôt l'inverse. Il faut aussi rappeler que les tâches de phonation et de déglutition 100mL n'ont été réalisées que 3 fois chacune.

Les tâches de mastication et de déglutition d'eau 100mL étaient les plus pourvoyeuses d'activité. La majorité des tâches présentait des signes d'activation dans les régions d'intérêt (ROI). Le hémage faisait exception, retrouvant une activation des canaux sensitifs supérieurs bilatéraux (ROI PS) et des signes de désactivation au niveau des autres canaux. Dans le cas particulier de la déglutition d'eau 100mL, le cortex droit présentait des signes d'activité (Région ROI) alors que du côté gauche, nous notons une élévation des 2 marqueurs (Région ROI). De manière intéressante, les canaux AL2 gauche et AL1 droit présentaient une élévation de l'HbO et une baisse de l'HbR qui pourrait signer une véritable activité hémodynamique, à l'inverse du canal AL1 gauche. Pour ce qui est du canal AL2 droit, l'élévation de l'HbR restait très limitée avec une véritable élévation de l'HbO.

Au niveau de la région prémotrice, nous notons une faible activation sur la tâche de mise en bouche plutôt à gauche et une activation plus franche à droite pour la déglutition d'eau, avec tout de même une élévation importante de l'HbR. La tâche de hémage ne montrait pas d'activité. La tâche de phonation, de toux et de mastication présentait une chute des deux paramètres.

Au niveau des aires antérolatérales, la tâche de déglutition d'eau retrouvait des signes d'activation, sauf sur le canal AL1 gauche (élévation des 2 paramètres). La tâche de toux montrait une activation surtout à droite. Pour la mise en bouche, la phonation et la mastication, nous observons une élévation des deux paramètres. Enfin, la tâche de hémage montrait des signes de désactivation.

L'annexe E.3 p380 présente les résultats d'activité en HbO de chaque canal pour chaque tâche et illustre la variabilité interindividuelle. Nous retrouvons quelques différences, mais non significatives après correction par Bonferroni.

6.3.2 Matrices de connectivité

Les matrices de connectivités des canaux sont présentées dans la figure 6.5. Bien que le montage de la fNIRS présente un nombre limité de canaux, des différences sont visualisées sur les matrices de connectivité des différentes tâches complexes ou des tâches de déglutition plus simples. Elles sont synthétisées dans les Tableaux 6.2 et 6.3.

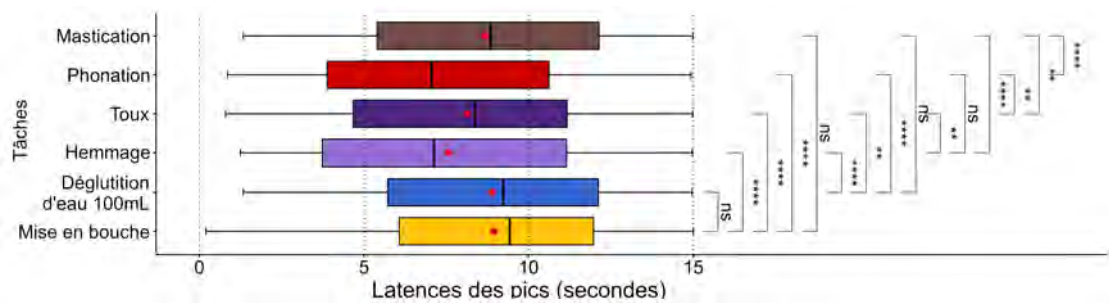


FIGURE 6.2 – Latences médianes des pics d’activité pour les tâches complexes. La ligne épaisse présente la médiane et le point rouge, la moyenne de latence de chaque tâche. La boîte présente l’intervalle interquartile. Les barres présentent les valeurs extrêmes. Les valeurs de références ont été calculées sur la base des latences comprises entre 0 et 15s, expliquant un effet plafond. Les comparaisons ont été réalisées avec un test de Wilcoxon sans ajustement sur le graphique : **** $p < 0.0001$; *** $p < 0.001$ ** $p < 0.01$; * $p < 0.05$; ns : non significatif

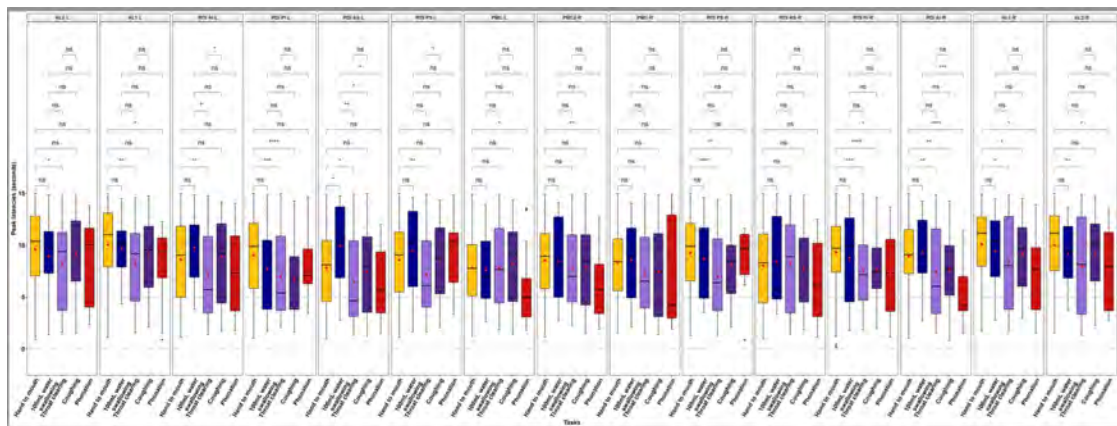


FIGURE 6.3 – Latences médianes des pics d’activité pour les tâches complexes selon les canaux de mesures. La ligne épaisse présente la médiane et le point rouge, la moyenne de latence de chaque tâche. La boîte présente l’intervalle interquartile. Les barres présentent les valeurs extrêmes. Les valeurs de références ont été calculées sur la base des latences comprises entre 0 et 15s, expliquant un effet plafond. Les comparaisons ont été réalisées avec un test de Wilcoxon sans ajustement sur le graphique : **** $p < 0.0001$; *** $p < 0.001$ ** $p < 0.01$; * $p < 0.05$; ns : non significatif

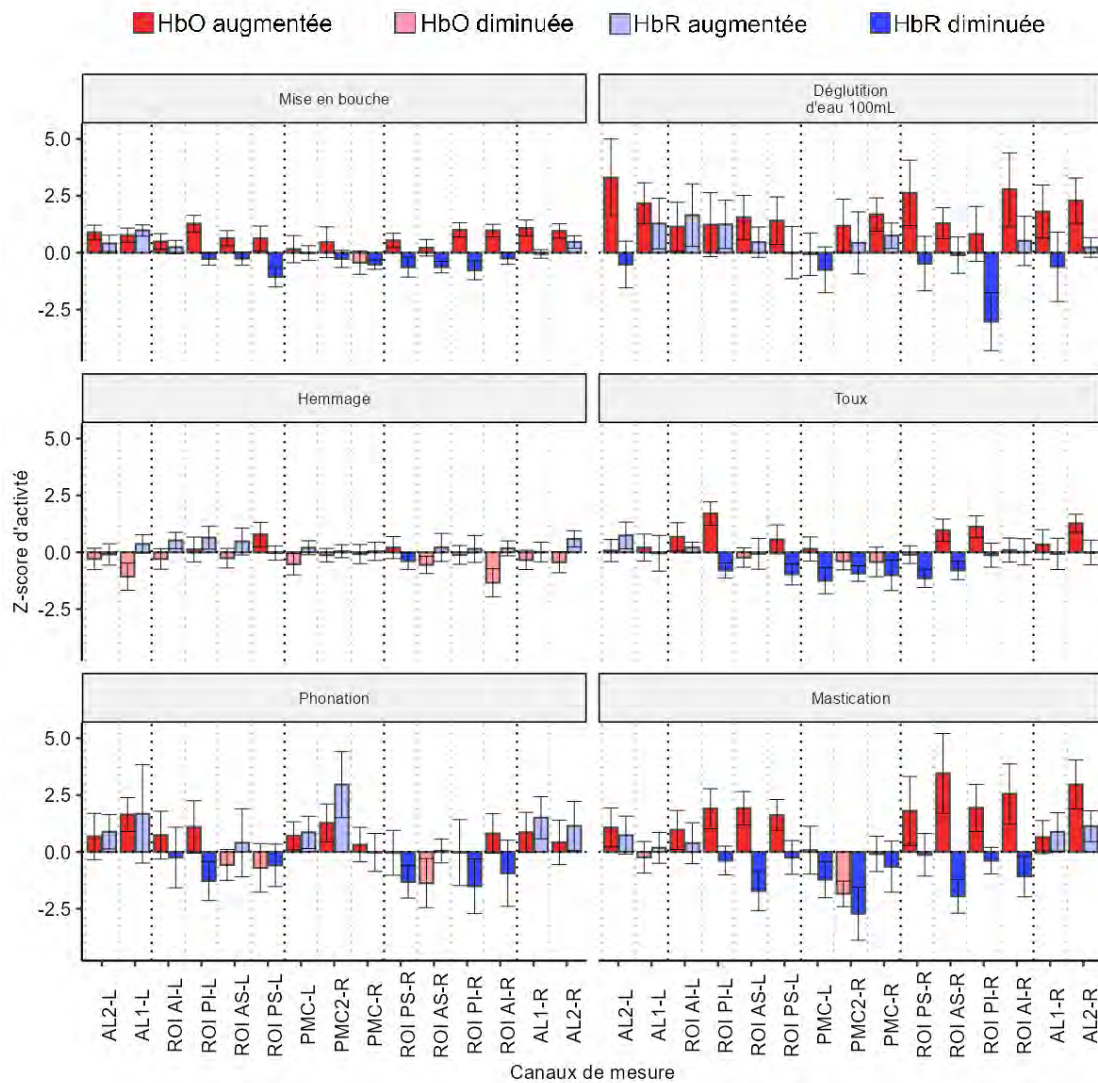


FIGURE 6.4 – Activités (Z-score) moyennes de la population pour chaque tâche complexe selon les canaux. Les barres colorées présentent l'activité moyenne de chaque tâche, la barre d'erreur présente l'erreur standard. Le code couleur représente l'évolution positive ou négative de chaque marqueur. Le rouge et le bleu vifs représentent l'évolution attendue des concentrations d'hémoglobine en cas de réponse hémodynamique, respectivement une élévation de l'HbO et une réduction de l'HbR. Le rouge et le bleu clairs représentent respectivement la baisse de l'HbO et l'élévation de l'HbR, moins typiques d'une réponse hémodynamique, en dehors d'une désactivation.

L'analyse des matrices faisait ressortir une prédominance hémisphérique droite pour les tâches de déglutition de salive ou de liquide. La tâche d'IDSSI-3 2.5mL montrait un profil plus symétrique et à 5mL, la connectivité de l'hémisphère gauche devenait beaucoup plus franche. Nous notons une prédominance gauche pour la tâche de parole, mais toutes les tâches présentent des activités bilatérales interhémisphériques dans le gyrus frontal inférieur ou dans les zones inférieures des ROI. Nous pouvons aussi noter la très faible implication du PMC lors des déglutitions spontanées.

6.4 Discussion

Peu d'études ont exploré dans les mêmes conditions expérimentales les différentes fonctions du CAD voire même, les différentes modalités physiologiques de la déglutition. Comme le soulignent Luan et coll., si les explorations neurofonctionnelles en neuroimagerie ont démontré de façon constante que la déglutition est associée à l'activation de plusieurs régions du cerveau humain, les interactions entre ces différentes régions cérébrales liées à la déglutition ne sont pas encore bien comprises. L'une des raisons tient au fait que les études précédentes des réseaux anatomiques cérébraux, fondées sur des analyses multivariées, étaient unihémisphériques, ce qui a limité l'étude de ces réseaux aux connexions à l'intérieur d'un seul hémisphère uniquement. Les connexions ainsi décrites sont donc des connexions interrégionales dans l'hémisphère gauche ou droit (LUAN et al., 2013). Les résultats de connectivité obtenus par notre protocole sont prometteurs, bien que leur interprétation soit délicate du fait des limites du montage utilisé pour les mesures fNIRS.

Quoi qu'il en soit, le protocole mis au point permet de valider l'utilisation de la fNIRS couplée à une détection cervicale des différents événements fonctionnels produits par le CAD.

6.4.1 Activités et latences des tâches

Nos résultats montrent que le protocole mis au point permet d'étudier les activités cervicales et corticales évoquées lors de la réalisation de différentes fonctions du CAD et permettent de montrer des différences, que cela soit :

- au niveau de la latence des pics par leur distribution ou le délai de latence,
- au niveau de l'activité mesurée des tâches,
- au niveau du calcul de matrice de connectivité.

Pour les tâches complexes incluses dans cette analyse, toutes volontaires, les délais de latences sont globalement dans un ordre croissant de la phonation, le hémage, la toux, la mastication, l'eau 100mL et la mise en bouche. Ces tâches volontaires demandent à l'inverse une préparation à la réalisation qui décroît, diminuant les latences dans les régions motrices ciblant les structures du carrefour.

Sur le plan de l'activité de ces tâches complexes, au global, nous notons une tendance à l'activation dans la région d'intérêt (ROI), sauf pour la tâche de hémage qui retrouvait une activation seulement des deux canaux sensitifs hauts (ROI PS) et une désactivation des autres. Sur les autres tâches, l'activité augmente dans la région ROI de la toux vers la phonation, la mise en bouche, la mastication et enfin la déglutition d'eau 100mL, pour laquelle l'activité est typique surtout du côté droit.

TABLEAU 6.2 – Tableau résumé des matrices de connectivités pour les tâches de déglutition simples. Pour chaque tâche, les corrélations sont dénombrées et localisées. Nous avons utilisé 2 seuils différents de coefficient de Pearson : 0.6 et 0.75. Les corrélations sont séparées selon qu'elles se font avec le cortex sensorimoteur ou avec le cortex prémoteur.

| | Déglutition de salive spontanée | Déglutition de salive volontaire | Déglutition d'eau 10 mL | IDDSI3 2.5mL | IDDSI3 5mL |
|------------------------------|---|---|---|--|--|
| Région sensorimotrice | | | | | |
| r>0,6 | | | | | |
| Gauche | 6 | 4 | 6 | 9 | 18 |
| Droite | 9 | 7 | 8 | 7 | 5 |
| Interhémisphérique | 18 | 14 | 17 | 16 | 20 |
| Corrélations négatives | 0 | 3 | 3 | 1 | 0 |
| r>0,75 | | | | | |
| Gauche | PS/AL1+AI+PI | AL1/AI+AL2 | PMC/PS+AS+AI PS/AS+AI AS/AI | PCM/PS+PI+AS PS/AS | PMC/PS+AS+AI+AL1+AL2 PS/AI+AS+AL1+AL2 AS/AI+PI+AL1+AL2 AI/AL1+AL2 |
| Droite | AI/PI AL1/AS+AL2 | PI/AI+AL1+AL2 PS/PMC | AI/PS+PI | AI/PS+AS AS/PMC | |
| Interhémisphérique | PIx2 AL2x2 PI(G)/PS+AS+AI+AL1 | AL1x2 PS(G)/PMC+AS AL2(D)/AL1+AI AI(D)/AL1 | AIx2 PMCx2 AI(D)/AS+PS+PMC PMC/AS+PS | PMCx2 AIx2 AL2x2 PMC/PS-AS AI/AS+PS AI/PS | AIx2 AL2x2 AL2/AI+AS+PS AL1/AI+AS+PS AI(D)/PS |
| Région prémotrice | | | | | |
| r>0,6 | | | | | |
| Droite Intrahémisphérique | 0 | 2 | 4 | 2 | 0 |
| Gauche | | | | | |
| Interhémisphérique | 2 | 1 | 1 | 4 | 0 |
| Corrélations négatives | +++ | ++ | 0 | | |
| r>0,75 | | | | | |
| Droite | | (+)PMC | (+)PMC+ (+)PI | (+)PMC+(+)AS | |
| Gauche | | | | PMC+AS+PS | |
| Tendance | Sensitif- Gyrus frontal infé- rieur sans PMC | Sensitif +Moteur Gyrus frontal infé- rieur Avec PMC | PMC ROI | PMC ROI Gyrus frontal infé- rieur | Gyrus frontal infé- rieur Moteur PMC(G) |

TABLEAU 6.3 – Tableau résumé des matrices de connectivités pour les tâches complexes. Pour chaque tâche, les corrélations sont dénombrées et localisées. Nous avons utilisé 2 seuils différents de coefficient de Pearson : 0.6 et 0.75. Les corrélations sont séparées selon qu'elles se font avec le cortex sensorimoteur ou avec le cortex prémoteur.

| | Eau 100 ml | Mastication | Hemmage | Toux | Phonation |
|------------------------------|--|---|---|-------------------------------------|---|
| Région sensorimotrice | | | | | |
| r>0,6 | | | | | |
| Gauche | 5 | 5 | 2 | 1 | 6 |
| Droite | 17 | 10 | 6 | 3 | 4 |
| Interhémisphérique | 19 | 16 | 11 | 9 | 6 |
| Corrélations négatives | 2 | 1 | 0 | 3 | 3 |
| r>0,75 | | | | | |
| Gauche | AI/AL1 | PI/AS+PS AL1/AL2 | PMC/AI | 0 | PI/AI |
| Droite | PI/AI+AL1+AL2 AI/AL1+AL2 AL1/AL2 AL1x2 AL2x2 AL1(G)/ PI+AI+AL2 | AI/PI+PS AL2/PS+PI+AI+AL1 ASx2 PIx2 AL1x2 | PI/PS AL1x2 PS(D)/PI AI(D)/AL2 | AL1/AL2 | 0 AL1x2 PS(G)/PI PMC(G)/AI |
| Interhémisphérique | AL2(G)/ PI+AI+AL2 PI(G)/AL1+AL2 PS(D)/AS PS(G)/PMC | AL2x2 AS(G)/PS+PI+AL2 PI(G)/AI+AL2 PI(D)/PS | | PIx2 | |
| Région prémotrice | | | | | |
| r>0,6 | | | | | |
| Droite Intrahémisphérique | 2 | 5 | 3 | 1 | 1 |
| Gauche Interhémisphérique | 3 | 2 | 2 | 2 | 1 |
| Corrélations négatives | | +++ | | | ++ |
| r>0,75 | | | | | |
| Droite | | (+)AI+(+)PS+(+)AL2 | | (+)PMC + (-)AL1 | (-)PI |
| Gauche | AS | AS | PI | | (-)PS |
| Tendance | Gyrus frontal inférieur ROI | Bilatéral Pas de PMC PMC2 droit négatif | Peu de fortes corrélations | Sensitif Gyrus frontal inférieur | Gyrus frontal inférieur ROI Inférieure |

6.4.2 Matrices de connectivité

Tâches de déglutition simple

En ce qui concerne les tâches de déglutition simples, peu d'études présentent des matrices de connectivités fonctionnelles. Les 3 principales études ont évalué cette connectivité exclusivement sur des déglutitions de salive volontaire en IRMf (BABAEI et al., 2013; LUAN et al., 2013) et en fNIRS (WEN et al., 2023). Les seules autres études que nous ayons retrouvées explorant la connectivité fonctionnelle dans différentes tâches de déglutition au niveau cérébral sont celles de Jestrović et coll., réalisées en EEG, mais celles-ci décrivent surtout la micro-architecture du réseau, sans en préciser la localisation (JESTROVIĆ et al., 2015, 2016, 2018).

Luan et coll. précisent avoir demandé aux sujets de limiter les mouvements de la bouche qui favorisent la production de salive, car ils avaient identifié qu'il s'agissait d'un biais dans la réalisation de la tâche. Les auteurs ont signalé que la plupart des régions cérébrales impliquées dans l'activité de déglutition se concentrent dans les régions frontales des hémisphères droit et gauche (LUAN et al., 2013).

Ceci vient compléter la démonstration de MARTIN et al., 2004 et MALANDRAKI et al., 2009 du rôle de l'activation de l'insula, du lobule paracentral et du gyrus occipital moyen dans l'hémisphère droit pendant la déglutition d'eau. L'ensemble de ces études convergent vers la présence d'interconnexions plus fortes des hémisphères droit et gauche dans les régions frontales pour les déglutitions d'eau et de salive, et dans les régions frontales et pariétales postérieures plutôt droites pour des textures plus épaisses. Ceci implique une connectivité cérébrale fonctionnelle plus forte entre ces aires pendant la déglutition comme l'illustrent les études de connectivités précédentes (BABAEI et al., 2013; LUAN et al., 2013; WEN et al., 2023).

Nos résultats de connectivités sont tout à fait concordants avec ces observations et avec notre observation que l'hémisphère droit serait plus important dans la régulation du déroulé de la tâche et le gauche plutôt lors de l'amorce (cf. chapitre 5). Ces mêmes études ont également montré une variabilité plus importante pendant les tâches de déglutitions répétées, en particulier avec les textures plus épaisses. Cette variabilité pourrait être attribuée aux changements de réponses corticales en relation avec l'augmentation de viscosité du bolus.

Ainsi, notre protocole confirme des différences entre déglutitions spontanées de salive, volontaires de salive, de liquide 10 mL et d'IDDSI3. Elles sont encore plus évidentes avec l'introduction d'une texture non liquide et d'un volume significatif de 5ml où le changement de prédominance hémisphérique est net au profit de l'hémisphère gauche.

Tâches complexes

En ce qui concerne les tâches complexes, nos résultats permettent d'illustrer les différences de tâches, que cela soit sur le plan des latences, de l'activité corticale ou de la connectivité.

Verre d'eau de 100mL A notre connaissance, il n'existe pas d'étude ayant utilisé un verre d'eau de 100mL, possiblement lié à la difficulté de réaliser une telle tâche en IRMf. En fNIRS, Kober et coll. utilisaient une tâche de 5 à 6 déglutitions d'eau successives sur un tube et observaient principalement une activité prédominante du gyrus frontal inférieur bilatéral (correspondant à nos canaux AL1 et 2) avec la même élévation de l'HbO et HbR entre 5 et 15 secondes, posant la question de la nature de cette activité (S. E. KOBER et al., 2014; S. E. KOBER, 2018). Les auteurs ne retrouvaient pas d'activité sur leurs autres canaux de mesure, mais il est à noter qu'ils n'avaient pas utilisé de short channel à l'époque, contrairement à notre protocole. Ceci pourrait expliquer nos activités typiques de bonne qualité retrouvées dans la région ROI droite et sur nos canaux AL2 gauche et AL1 droit. En comparant la tâche d'eau de 100mL avec la tâche de mise en bouche,

nous observons une plus grande activité liée à la déglutition prolongée par rapport à l'activité liée au simple geste du membre supérieur.

Si l'on s'intéresse à la littérature sur le plan plus large de la réalisation d'une tâche complète de prise alimentaire, une étude mérite un point spécifique bref, bien que nos tâches et nos montages ne soient pas comparables. En 2021, Matsuo et coll. comparaient une tâche de prise d'un morceau de concombre avec des baguettes puis de mastication et de déglutition sans pause avec une tâche d'imagerie mentale de la même tâche. Leur montage couvrait les régions sensorimotrices supérieures, prémotrices, l'AMS, l'aire pré-AMS et une partie du cortex préfrontal. Ils retrouvaient une activité typique fNIRS du cortex sensori-moteur supérieur, du cortex préfrontal et du cortex pré-AMS accompagné d'une réduction de l'HbO de l'AMS et de l'aire prémotrice, avec des mesures réalisées entre 5 et 25 secondes après le déclenchement de la tâche par un chronomètre. Il s'agit de la seule autre étude ayant exploré la totalité d'une tâche de prise alimentaire, les différences avec nos résultats illustrant à la fois les différences de bolus (liquide VS solide) et les différences de montage fNIRS.

Mastication Plusieurs études se sont penchées sur l'activité cérébrale de mastication. Les résultats des premières études réalisées en TEPf par MOMOSE et al., 1997 ont été confirmés en IRMf (ONOZUKA et al., 2002 ; TAKADA & MIYAMOTO, 2004). Ces études montraient que la mastication entraînait une augmentation bilatérale du signal BOLD dans le cortex sensorimoteur, l'aire motrice supplémentaire, l'insula, le thalamus et le cervelet, ainsi que certaines zones du cortex préfrontal et pariétal postérieur. De plus, dans les trois premières régions (sensorimotrice, insula et aire motrice supplémentaire), la mastication de chewing-gum moyennement dur produisait des signaux BOLD plus forts que la mastication de chewing-gum dur. Plus récemment, la fNIRS a été utilisée pour évaluer l'impact des défauts d'occlusion (en lien avec un prognathisme ou une simple béance antérieure) en ciblant le cortex préfrontal (KANZAKI et al., 2019 ; KARIYA et al., 2024). Le caractère bilatéral de l'activation observée du gyrus frontal inférieur et du cortex sensorimoteur se retrouvait également dans notre expérimentation.

Hemmage Nous n'avons pas trouvé de travaux spécifiques au hemmage, en particulier en connectivité, mais l'étude de MALANDRAKI et al., 2009 décrit l'activité de cette tâche en IRMf en lien avec d'autres tâches du CAD (déglutition et tâche de tapping lingual). Le hemmage a entraîné une activation bilatérale significative de la zone cingulaire (BA 32, 31, 24), de plusieurs régions du cortex frontal, dont les BA 6, 9, 45, du cortex insulaire (BA 13), et de la zone péri-centrale comprenant les cortex moteurs et sensoriels primaires, et de certaines parties du gyrus temporal supérieur et moyen. Cela est compatible avec la connectivité interhémisphérique que nous retrouvons pour cette tâche. La localisation précise de l'activité dans cette étude semble correspondre à la partie haute du cortex péricentral latéral, ce qui correspondrait à nos canaux ROI PS. Sur ce point, nos résultats sont similaires, mais différent sur les autres canaux où nous observons une tendance à la désactivation. Cela peut refléter la différence de position ou la différence de fenêtre de mesure entre nos deux études.

Toux Concernant la toux, la littérature retrouve surtout des études d'activités, mais pas d'étude de connectivité. Un travail récent a étudié en TEP quatre tâches (SUGI et al., 2024) : une tâche de « repos » ; une tâche de « toux volontaire » ; une tâche de « toux induite » par un stimulus acide (acide tartrique) ; et une tâche de « toux supprimée », où la toux devait être inhibée après l'instillation d'acide tartrique. Au niveau cortical supratentorial, seule l'activation de l'aire motrice supplémentaire (AMS) gauche a été mise en évidence alors que nous mettons en évidence des activations dans des canaux sensitifs inférieurs bilatéraux ROI PI. L'activation de ces deux canaux serait compatible avec la sensation de contact et d'ouverture laryngée rapide lors de la toux.

Nous avons aussi observé une activité des canaux AL qui peut correspondre à l'activité du gyrus frontal inférieur ou du muscle temporal. À noter que l'activité est typiquement hémodynamique surtout du côté droit sur ces canaux. Nos résultats retrouvent aussi des activations sur le canal pré-moteur droit PMC2, proche de l'AMS droite.

Nos résultats sont plus en cohérence avec les travaux plus anciens en IRMf de MAZZONE et al., 2007 qui retrouvaient une activation par la toux volontaire de l'aire motrice supplémentaire, l'opercule et le cortex cingulaire moyen antérieur, les cortex sensorimoteurs primaires et le cortex cingulaire moyen postérieur. De manière similaire, SIMONYAN et al., 2007 retrouvaient que la toux et le reniflement volontaires impliquaient des régions sensorimotrices similaires à celles de la respiration volontaire. Les composants communs impliquaient le cortex péricentral ventrolatéral pour les mouvements complexes des voies aériennes supérieures et les mouvements orofaciaux; le cortex dorsolatéral pour les mouvements respiratoires; l'AMS et le cortex cingulaire pour la préparation et le traitement moteur d'ordre supérieur; l'insula et l'opercule pour l'intégration des afférences sensorielles pour moduler les efférences motrices; et les structures sous-corticales pour le traitement et le transfert des informations sensorimotrices aux régions corticales supérieures. La toux et le reniflement volontaires suscitaient des volumes d'activation sensiblement plus importants dans les mêmes régions sensorimotrices que la respiration volontaire.

Phonation Bien que notre montage ne soit pas optimal pour la phonation et le nombre de répétitions insuffisant, nos résultats sont cohérents avec les résultats de la revue de la littérature de DEDRY et al., 2024. La méta-analyse de probabilité d'activation de cette étude a révélé une activation convergente significative pour un seul cluster situé dans le gyrus précentral gauche (BA4). Leur revue plus qualitative donne un aperçu de l'activation cérébrale plus globale. Les zones motrices et prémotrices primaires étaient les seules zones activées dans toutes les études incluses. D'autres régions auparavant considérées comme impliquées dans la phonation étaient souvent activées dans les tâches de phonation vocale soutenue. De plus, les zones généralement associées à l'articulation ou au langage ont également montré une activation.

Plus de précisions sur la connectivité résultent des travaux de CORREIA et al., 2020 en IRMf en utilisant des contrastes entre différentes tâches de parole et une tâche de référence de respiration contrôlée. Les tâches de paroles comprenaient différents gestes articulatoires et phonatoires. Les gestes articulatoires impliquaient la langue, les lèvres et le voile du palais. Il s'agissait de phonèmes alvéolaires comparés à des phonèmes bilabiaux et des phonèmes nasaux comparés à des phonèmes oraux. Les gestes phonatoires correspondaient à de la parole exprimée, comparée à la parole chuchotée. Cette étude confirmait le rôle de la région motrice primaire M1 pour la phonation, et constatait que la région dorsale de M1, liée au contrôle respiratoire, présentait des différences significatives pour le discours exprimé normalement par rapport à celui chuchoté à volume pulmonaire apparié. Cette région était également fonctionnellement reliée aux régions de M1 de la langue et des lèvres, ce qui sous-tendait son importance dans la coordination de la parole.

6.4.3 Limites et perspectives

Si cette étude nous a permis d'illustrer l'activité et la connectivité corticale de chaque fonction, une plus grande couverture corticale permettrait de mieux inclure l'activité des aires prémotrices. De plus, nos matrices actuelles sont limitées à l'HbO et ne prennent pas en compte l'aspect typique ou non de la réponse hémodynamique du canal. Nous avons privilégié l'HbO car c'est ce marqueur qui est le plus utilisé pour montrer l'activité d'un canal et qu'il permet de faire le parallèle avec le signal BOLD de l'IRMf. Cela étant, cette méthode montre des limites et le couplage à des matrices de connectivité de l'HbR pourrait permettre de corriger cela et sera

réalisé pour une publication ultérieure.

Par ailleurs, si les optodes positionnées en AL1 et AL2 sont supposées être localisées proche du gyrus frontal inférieur (S. E. KOBER, BAUERNFEIND et al., 2015), elles posent le problème de la capture de l'activité du muscle temporal. Les tâches de mastication, de phonation et de mise en bouche retrouvent une élévation de l'HbO et de l'HbR qui fait évoquer une activité musculaire, comme cela est démontré dans la littérature y compris pour la parole (SCHECKLMANN et al., 2017; WAN et al., 2018).

Une autre limite est liée à la procédure scénarisée pour étudier des fonctions par ailleurs habituellement spontanées. Les aspects volontaires et contrôlés de certaines tâches sembleraient modifier à la fois les événements cervicaux et corticaux, car nous avons montré que les événements de déglutition volontaire et spontanée de salive présentaient des motifs différents aux niveaux cervical et cortical (cf. Article 3 p214, section **3.3.Latencies** et section **3.5.Activity**). Ceci se traduit aussi par des matrices de connectivités manifestement différentes. Nous pourrions nous attendre à des différences similaires en comparant la toux spontanée et volontaire par exemple, mais nous n'avons pas rencontré ce type d'événement suffisamment souvent pour les analyser, ceux-ci étant rarement déclenchés en conditions physiologiques.

Au niveau cervical, de telles différences ont déjà été décrites. En mesure d'acoustique cervicale, les tâches de déglutition spontanées apparaissent souvent plus courtes que les volontaires d'après ERTEKIN, 2011. Ceci est vraisemblablement surtout lié à la présence de la phase orale dans les déglutitions volontaires, phase que nous ne mesurons pas et qui explique que cette différence n'apparaissait pas significative dans notre Article 3 (cf. p214, section 3.1.Tasks acoustic data). Des différences de durées de tâches de déglutition peuvent aussi se voir en comparant des contextes physiologiques et pathologiques, à l'instar de MORINIÈRE et al., 2011 qui illustraient les modifications du signal acoustique cervical de déglutition après laryngectomie (MORINIÈRE et al., 2008; MORINIÈRE et al., 2011). De manière plus générale, Santamato et coll. observait que les bruits de déglutition étaient différents de la norme chez les sujets dysphagiques, soit plus longs, soit plus courts, selon la pathologie en cause (SANTAMATO et al., 2009). Sur le plan de la toux, Brandimore et coll. décrivait des tâches de toux spontanées avec un flux aérien réduit par rapport aux toux volontaires (BRANDIMORE et al., 2015).

Au niveau cortical, Kober et coll. ont bien illustré les différences d'activités corticales secondaires à un accident vasculaire au niveau du tronc cérébral ou au niveau des hémisphères cérébraux, en comparaison d'activités de sujets sains (S. E. KOBER, BAUERNFEIND et al., 2015). Re-créer l'étude avec des sujets dysphagiques pourrait aider à mesurer suffisamment d'événements spontanés à type de toux et de hémage pour en permettre la comparaison avec les actions volontaires.

Une autre limite est liée à la variabilité des signaux mesurés. Au niveau cervical, nous avons montré une variabilité dans la structure des composantes de base des sons de déglutition, T_1 et T_3 étant présents de manière inconstante. Cela a conduit à des événements plus courts lors des déglutitions spontanées. Cette différence temporelle modifie la segmentation du signal fNIRS, qui peut participer à la réponse ultérieure dans la fonction spontanée. Pour d'autres événements cervicaux, nous pouvons souligner la variabilité dans l'inspiration préparatoire de l'événement, comme dans la toux et les raclements de gorge. Nous pouvons également souligner la variabilité de la durée de la phase de mastication qui a pu en affecter l'activité spécifique.

6.5 Conclusion

Le protocole mis au point permet de valider l'utilisation de la fNIRS couplée à une détection cervicale des différents événements fonctionnels produits par le CAD. Nos résultats illustrent

que le protocole permet de montrer des différences que cela soit au niveau de la latence des pics par leur distribution ou leur délai de survenue, au niveau de l'activité des canaux, ou au niveau des matrices de connectivités calculées.

Pour les tâches de déglutitions simples, nous avons illustré les différences en fonction du volume dégluti, ainsi que le rôle de la volonté sur les plans des latences et des activités. Cette étude permet d'illustrer les différences de connectivité. L'examen de ces matrices de connectivités montre les asymétries de contrôle cortical de chaque fonction, en illustrant une connectivité droite plus importante lors des tâches de déglutitions d'eau et de salive, cette connectivité s'inversant en cas de tâche de textures épaissies avec un volume de 5mL.

Pour les tâches complexes incluses dans cette analyse, toutes volontaires, les délais de latences sont globalement dans un ordre croissant, débutant par de la phonation, le hémage, la toux, la mastication, l'eau 100mL et la mise en bouche. Ces tâches volontaires demandent à l'inverse une préparation à la réalisation qui décroît, diminuant les latences dans les régions motrices ciblant les structures du CAD. Sur le plan de l'activité de ces tâches complexes, de manière globale, nous notons une tendance à la désactivation pour le hémage sauf pour les deux canaux sensitifs hauts (ROI PS). Sur les autres tâches, l'activité augmente dans la région ROI de la toux vers la phonation, la mise en bouche, la mastication et enfin la déglutition d'eau 100mL, avec dans ce dernier cas une activité typique surtout du côté droit. Ces différences d'activité se traduisent sur les matrices de connectivité avec une connectivité plutôt interhémisphérique de la mastication, du hémage et de la toux avec une connectivité restreinte des régions prémotrices. La tâche de phonation montre une connectivité légèrement asymétrique au profit de l'hémisphère gauche. La tâche de déglutition d'eau 100mL au verre est marquée par une connectivité droite prédominante avec une part importante interhémisphérique, en particulier pour les canaux de la ROI.

Ces différences d'activité ayant été observées en contexte physiologique, l'exploration de telles différences chez des sujets présentant des signes de dysfonctions du CAD pourrait être utile dans la perspective d'études de physiopathologie.

Exploration de la survenue de phénomènes anormaux en condition physiologique

Lors de la réalisation de notre protocole expérimental, certains sujets ont présenté des manifestations fonctionnelles anormales faisant suspecter des fausses routes. Le chapitre suivant compare les résultats des sujets ayant présenté ces phénomènes avec ceux qui n'en ont pas présenté.

7.1 Introduction

La déglutition est une fonction complexe dont la régulation est particulièrement fine, comme nous l'avons vu (cf. chapitre 1). Toute altération peut entraîner une dysphagie, qui s'accompagne de différences d'activité décrites dans la littérature au niveau de l'effecteur cervical (MORINIÈRE et al., 2011) et au niveau du contrôle neurologique (S. E. KOBER, BAUERNEFEIND et al., 2015 ; TEISMANN, WARNECKE et al., 2011 ; WEN et al., 2023).

En condition physiologique, il n'est pas exceptionnel que certains sujets sains présentent des événements de déglutition anormaux, sorte d'accidents de déglutition. Par exemple, il est bien décrit que les sujets sains peuvent présenter des inhalations silencieuses en VFS, à hauteur de 7% des cas selon STEELE et al., 2023. À l'inverse, certaines études suggèrent que les déglutitions jugées "normales" auraient des caractéristiques différentes entre les sujets sains et les sujets reconnus dysphagiques (DUDIK, COYLE et al., 2018).

Lors de nos expérimentations, certains sujets ont présenté des phénomènes évocateurs de dysfonction ponctuelle de la déglutition, tels des toux post-déglutition malgré l'absence d'antécédent de dysphagie, absence confirmée par un questionnaire avant expérimentation. Nous avons cherché à étudier si notre protocole était capable de différencier ces deux groupes à travers nos paramètres. Notre hypothèse était que différents profils physiologiques devraient s'accompagner de différences d'activités. Notre objectif était donc de comparer les activités cervicales et corticales de sujets ayant présenté des accidents de déglutition lors du test avec des sujets sans symptômes.

Rappel de méthodologie

Pour cette étude, nous avons réutilisé la méthodologie employée dans les articles 2 et 3 dont les principaux points sont repris ici (cf Chapitre 3, p113 et Chapitre 4, p214) :

- Montage fNIRS (cf. section 2.4.2. **fNIRS Montage**). Nous réutiliserons les noms de canaux utilisés dans l'article 3 (cf. section 2.4.1. **fNIRS measure principles, Figure 3** de l'article)
- Position du collier Swallis DSA (cf. section 2.3. **Cervical evaluation**)
- Synchronisation sonore des signaux acoustiques et corticaux (cf. section 2.5. **Data acquisition and synchronisation**)
- Annotation des événements pharyngés de déglutition à partir du signal acoustique (cf. section 2.6. **Annotations method, signals preprocessing and parameters of interest**)
- Prétraitement du signal fNIRS identique : filtrage passe-haut : 0.01, passe-bas : 0.5 ; correction en utilisant le signal des short-channels avec une analyse en composante principale et segmentation à partir des signaux acoustiques

Pour rappel, la région d'intérêt ROI a été définie par deux canaux antérieurs au niveau du cortex moteur primaire, appelés AS (antéro-supérieur) et AI (antéro-inférieure), et deux canaux postérieurs au niveau du cortex sensitif primaire, appelés PS (postéro-supérieur) et PI (postéro-inférieur). Nous considérons les canaux supérieurs comme plutôt centrés sur les aires concernant la sphère orale et les canaux inférieurs comme portant sur les aires pharyngo-laryngées, d'après des études précédentes (HAMBY et al., 1996; MOSIER et al., 1999; PENFIELD & BOLDREY, 1937). Les canaux PMC et PMC2 correspondent aux régions prémotrices. Les canaux AL correspondent aux régions antéro-latérales proposées comme les plus actives par Kober et coll., car les plus réactives dans leurs études, supposées représenter l'activité du gyrus frontal inféro-latéral (S. KOBER & WOOD, 2014; S. E. KOBER, 2018; S. E. KOBER, BAUERNFEIND et al., 2015), mais dont la nature des réponses était incertaine dans notre étude précédente (cf. Chapitre 4, Article 3).

Comme dans l'article 3, nous avons supprimé les canaux présentant un SCI (scalp coupling index, cf Annexe B.3) inférieur à 0.5 car nous les considérons de qualité insuffisante. Pour le sujet 1, nous avons exclu les canaux droits ROI PS, PMC et PMC2. Pour le sujet 4, nous avons exclu les canaux droits PMC et ROI AS et le canal gauche ROI AS. Pour le sujet 7, nous avons exclu le canal droit ROI AS.

7.2 Compléments de méthodologie

7.3 Tâches d'intérêt

Pour cette étude, nous nous sommes intéressés à l'ensemble des tâches de déglutitions simples du protocole. Nous avons traité successivement les tâches de déglutition de salive et d'eau puis les tâches de déglutitions de bolus de texture épaissie (IDDSI-3 et IDDSI-4). Pour la tâche de salive spontanée, nous avons là aussi exclu les événements trop rapprochés d'autres événements prévus par le paradigme expérimental, comme pour l'article 3 (cf. Chapitre 4, section 4 p176 pour plus de détails). En guise de référence, nous avons aussi inclus la tâche de déglutition de

100mL au verre et la tâche motrice de contrôle de mise en bouche réalisée avant chaque tâche de déglutition unique. Il est utile de noter que la tâche de 100mL n'a été réalisée que 3 fois et la tâche de mise en bouche environ 60 fois (à chaque cuillère ou verre pour les tâches simples).

7.3.1 Population

Notre population d'étude comporte les 12 sujets inclus dans l'étude de l'article 3 (cf. Article 3, p214, section 2.1. **Study population**). Pour rappel, chacun des sujets présentait un score inférieur à 11 (considéré normal) au questionnaire DHI (Deglutition Handicap Index), score maximal utilisé comme critère d'inclusion. Chacun des sujets a réalisé l'ensemble des différentes tâches prévues. Le tableau en annexe D.1 p376 résume le nombre de répétitions et la durée médiane de chaque tâche pour chaque sujet.

Nous avons donc séparé la population en deux groupes. Le tableau 7.1 décrit les caractéristiques de chaque sujet dans chaque groupe.

Le premier groupe comprenait les sujets n'ayant présenté aucun phénomène faisant suspecter une dysfonction ponctuelle. Nous dénommerons ce groupe "SEI" ("sans événements inattendus") pour la suite de l'étude. Le deuxième groupe comprenait l'ensemble des sujets ayant présenté des phénomènes accidentels faisant suspecter une dysfonction ponctuelle du CAD. Ces phénomènes regroupaient les suspicions de fausses routes, sous forme de toux ou hémage après une déglutition prévue, mais aussi les événements à type de hémages ou de toux spontanés. Nous dénommerons ce groupe "AEI" ("avec événements inattendus"). Le tableau 7.1 présente la survenue de ces événements chez nos sujets.

TABLEAU 7.1 – Tableau descriptif des sujets des deux groupes et des événements inattendus survenus sur la totalité de l'expérimentation. AEI : groupe "Avec événements inattendus"; SEI : groupe "Sans événement inattendu".

| Groupe | Sujet | Genre | Âge (années) | Hémages spontanés | Toux spontanées | Suspicion de fausse route | Tâche d'eau 100mL au verre (N=) | Mise en bouche (N=) |
|--------|-------|-------|--------------|-------------------|-----------------|---------------------------|---------------------------------|---------------------|
| AEI | 1 | M | 25 | 7 | 2 | 1 | 3 | 61 |
| AEI | 3 | F | 59 | - | 3 | 2 | 3 | 60 |
| AEI | 4 | M | 22 | 4 | 1 | 1 | 3 | 59 |
| AEI | 8 | F | 45 | 16 | 7 | - | 3 | 60 |
| AEI | 9 | F | 34 | - | - | 9 | 3 | 60 |
| AEI | 11 | F | 52 | 4 | - | - | 3 | 63 |
| AEI | 12 | M | 56 | 2 | - | - | 3 | 60 |
| SEI | 2 | M | 26 | - | - | - | 3 | 59 |
| SEI | 5 | F | 21 | - | - | - | 3 | 60 |
| SEI | 6 | M | 27 | - | - | - | 3 | 59 |
| SEI | 7 | M | 45 | - | - | - | 3 | 59 |
| SEI | 10 | M | 34 | - | - | - | 3 | 59 |

7.3.2 Paramètres cervicaux et corticaux utilisés

Pour l'activité cervicale, nous avons mesuré la durée des événements cervicaux pour chacune des tâches de déglutition. Cette durée correspond à la durée entre le début de l'événement acoustique et la fin de ce même événement, regroupant les trois phases T_1 , T_2 , T_3 du transport oro-pharyngé (cf. section A.2.3 p328). Pour la tâche de déglutition d'eau 100mL au verre, cela correspond à la durée entre le début de la première déglutition et la fin de la dernière déglutition. Pour la tâche de mise en bouche, il s'agit du temps entre le début de la mobilisation de la main pour attraper la cuillère ou le verre et l'instant du contact avec la bouche.

Pour l'activité corticale, nous nous sommes appuyés sur l'évolution des concentrations d'hémoglobine. Pour l'HbO et l'HbR, nous avons calculé le Z-score moyen de 0 à 11 secondes pour chaque répétition. Nous avons là aussi conservé une fenêtre temporelle entre 0 et 11s comme dans le Chapitre 4 (cf Article 3, p214, section 2.6.1. Outcomes of interest). Nous avons utilisé ces paramètres pour décrire les profils d'activité des tâches de liquides épaissis. Les latences du pic de l'HbO ont aussi été calculées à l'aide de la fonction *findpeaks* de Matlab pour la description de ces mêmes tâches.

Pour les tâches d'eau de 100mL et de mise en bouche, nous avons utilisé une fenêtre plus longue de 0 à 15s car la distribution des latences montrait que la première réponse était centrée sur cette période. Les valeurs de latences et le profil d'activité de ces deux tâches sont présentés en Figure 7.1. Les activités globales des autres tâches ont été décrites dans l'article 3 (cf. 4.1, section) et dans le chapitre 5 (cf. chapitre 5 Figure 5.1 p224 et Figure 5.2 p224

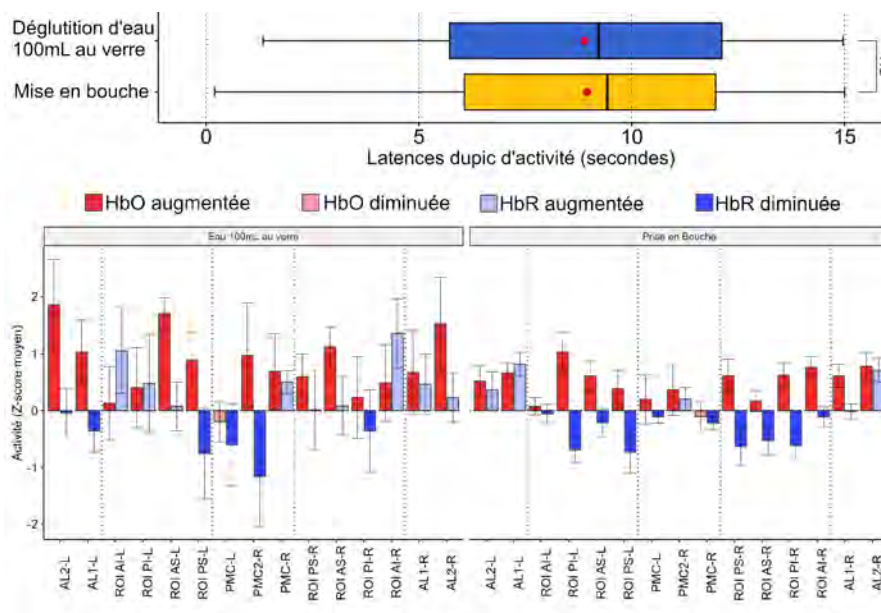


FIGURE 7.1 – Latences du pic d'HbO (haut) et Z-score moyen (bas) de l'évolution de la concentration d'HbO et d'HbR des tâches de déglutition d'eau 100mL au verre et de la tâche motrice contrôle de mise en bouche.

7.3.3 Analyses statistiques

La distribution des données a été vérifiée graphiquement et par test de Shapiro. La normalité de la distribution n'étant pas vérifiée, les données descriptives ont été présentées par leur médiane et l'intervalle interquartile. De même, nous avons comparé les durées des tâches par des tests de Wilcoxon. Un ajustement de la p value par correction de Bonferroni a été aussi réalisée, et les p value non ajustées et ajustées sont présentées. Pour évaluer la comparabilité des deux groupes, nous avons considéré un risque alpha de 0.05 comme significatif, sans ajustement pour limiter le risque de 2^e ordre de conclure à la comparabilité des groupes alors qu'il y a bien une différence. Pour les comparaisons des latences et activités, nous avons retenu un risque alpha ajusté de 0.05 comme significatif.

7.4 Résultats

7.4.1 Comparabilité des deux groupes et durées des tâches

Les caractéristiques des deux groupes sont présentées dans le tableau 7.2. De manière purement descriptive, les groupes semblent différer sur l'âge, avec des sujets plus âgés dans le groupe AEI principalement. La différence n'est pas significative, mais cela est vraisemblablement lié à la petite taille de notre effectif ($p=0.3$).

TABLEAU 7.2 – Tableau descriptif des deux groupes selon la survenue ou non de phénomènes faisant suspecter une dysfonction ponctuelle. Les comparaisons sont réalisées avec des tests de Wilcoxon. La petite taille des groupes explique vraisemblablement l'absence de différence significative.

| Caractéristiques | Groupe SEI N = 51 | Groupe AEI N = 71 | p-value ² |
|------------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| Genre | | | 0.3 |
| F | 1 (20%) | 4 (57%) | |
| M | 4 (80%) | 3 (43%) | |
| Age | 27 (26, 34) | 45 (25, 56) | 0.3 |
| Latéralisation | | | 0.5 |
| Gauche | 0 (0%) | 2 (29%) | |
| Droite | 5 (100%) | 5 (71%) | |

Nous avons ensuite comparé les tâches des deux groupes qui présentaient des différences significatives entre certaines tâches (Tableau 7.3) De manière intéressante, nous observons des déglutitions plus rapides chez les sujets du groupe AEI pour les tâches de salives volontaires ($p=0.0002$; p ajusté = 0.003) et spontanées ($p=0.009$; p ajusté=0.09), pour la tâche de déglutition d'eau 10mL ($p=0.02$; p ajusté=0.09), pour les tâches de déglutition de liquides épaissis IDDSI-3 5mL ($p<0.0001$) et IDDSI-4, 2.5mL ($p=0.01$; p ajusté= 0.09) et 5mL ($p=0.005$; p ajusté=0.056). La tâche de déglutition de 100mL était significativement plus longue pour le groupe AEI ($p=0.005$; p ajusté=0.6). Il n'y avait pas de différence significative pour la tâche d'IDDSI-3 2.5 mL, ni pour la tâche de mise en bouche.

7.4.2 Comparaison de l'activité corticale entre les deux groupes

Tâches de déglutition unique

Après ajustement nous observons plusieurs différences significatives entre les deux groupes. Sur le plan des latences, les résultats sont présentés dans la Figure 7.2. Les différences significatives après ajustement mettaient en évidence un allongement des latences dans le groupe AEI par rapport au groupe SEI sur les tâches de liquides épaissis. Un tel allongement des latences était aussi observé sur le canal gauche ROI AI et sur le canal PMC gauche pour les tâches de déglutition de 2.5mL, tant en IDDSI-3 qu'en IDDSI-4. Nous obtenions aussi une telle différence en IDDSI-3 5mL sur le canal ROI PI droit.

TABLEAU 7.3 – Tableau des durées des tâches pour les deux groupes. Comparaisons par tests de Wilcoxon. p ajust. : p value avec ajustement selon Bonferroni. *****p<0.0001,***p<0.001,**p<0.01,*p<0.05,ns p>0.05

| Tâche de déglutition | Groupe SEI Durée (s) | Groupe AEI Durée (s) | p value | p signif. | p ajust. | p ajust. signif. |
|----------------------|-------------------------|-------------------------|---------|-----------|----------|---------------------|
| Salive volontaire | 0.98 (0.79,1.15) | 0.73 (0.6,0.89) | 0.0002 | *** | 0.003 | ** |
| Salive spontanée | 0.87 (0.7,1.08) | 0.73 (0.63,1) | 0.009 | ** | 0.09 | ns |
| Eau 10mL | 1.04 (0.86,1.15) | 0.84 (0.73,1.05) | 0.02 | * | 0.13 | ns |
| Eau 100mL au verre | 6.46 (5.06,8.53) | 10.77 (7.32,18.36) | 0.005 | ** | 0.06 | ns |
| IDDSI 3 - 2.5mL | 1.03 (0.83,1.23) | 0.86 (0.73,1.25) | 0.14 | ns | 0.57 | ns |
| IDDSI 3 - 5mL | 1.1 (0.99,1.25) | 0.86 (0.75,1.08) | <0.0001 | **** | 0.0009 | *** |
| IDDSI 4 - 2.5mL | 1.03 (0.89,1.2) | 0.85 (0.67,1.12) | 0.01 | * | 0.09 | ns |
| IDDSI 4 - 5mL | 1.12 (0.91,1.2) | 0.8 (0.69,1.22) | 0.005 | ** | 0.056 | ns |
| Mise en bouche | 3.48 (2.79,4.59) | 3.52 (2.88,4.21) | 0.37 | ns | 0.6 | ns |

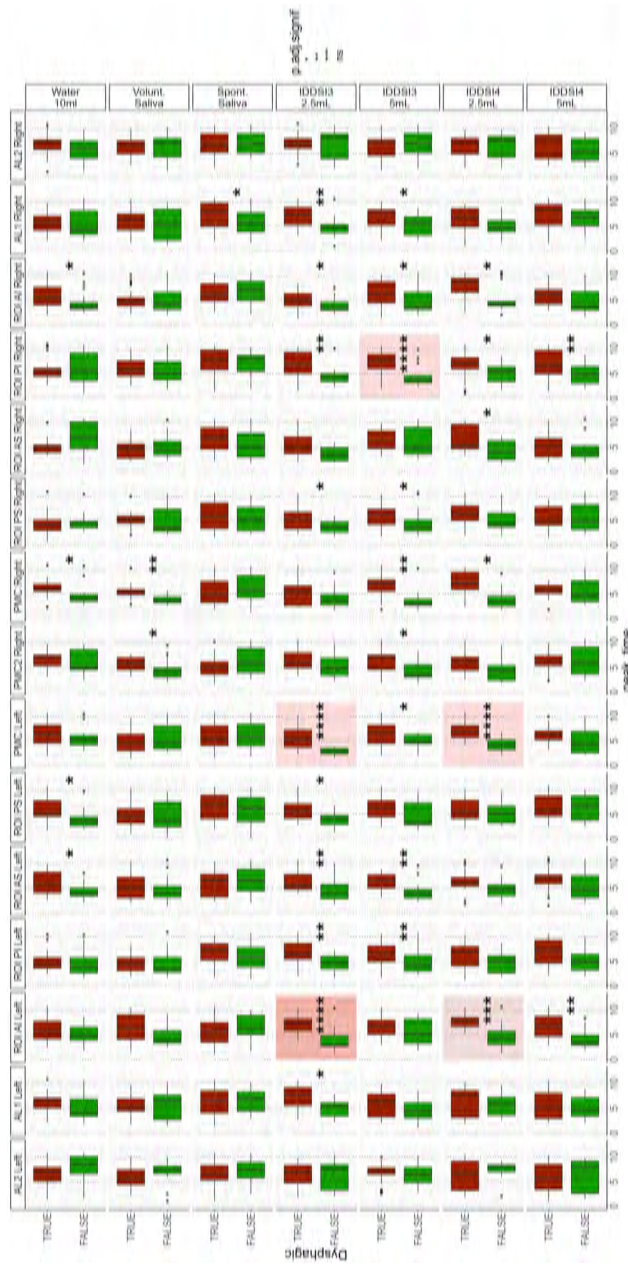


FIGURE 7.2 – Latences (en abscisses) selon les groupes AEI (avec événements inattendus, en rouge) ou SEI (sans événement inattendu, en vert) selon les tâches de déglutition simple et les canaux. Les étoiles présentent les différences significatives sans ajustement. La couleur de fond des graphiques (gris à rouge) présente la significativité après ajustement. P value avant ajustement : **** $p < 0.0001$; *** $p < 0.001$; ** $p < 0.01$; * $p < 0.05$

Sur le plan de l'activité, de nombreuses différences apparaissaient entre les deux groupes selon les tâches (Figure 7.3)

Pour la tâche de déglutition d'eau 10mL, pour le groupe AEI, nous observons des activités significativement plus importantes pour le canal AL2 gauche, le canal sensitif ROI PI gauche et une réduction de l'activité des canaux PMC et PMC2 à droite.

Pour la tâche de déglutition salivaire volontaire, le groupe AEI présentait une réduction de l'activité du canal AL2 et une augmentation de l'activité du canal sensitif ROI PS gauche.

Pour la tâche de salive spontanée, pour le groupe AEI, il existait une réduction de l'activité du canal sensitif gauche ROI PS.

Pour la tâche d'IDDSI-3 à 2.5mL, pour le groupe AEI, l'augmentation de l'activité des canaux moteur et sensoriel supérieurs gauches (ROI AS et ROI PS) et des canaux inférieurs moteur et sensoriel droit (ROI PI et ROI AI) était significative.

Pour la tâche d'IDDSI-3 5mL, pour le groupe AEI, nous observons uniquement une élévation de l'activité du canal PMC gauche.

Pour la tâche d'IDDSI-4 2.5mL, nous remarquons une élévation de l'activité des canaux inférieurs gauches moteur et sensoriel gauches (ROI PI et ROI AI) et du canal sensoriel gauche (ROI PS).

Enfin pour la tâche d'IDDSI-4 5mL, nous observons une élévation de l'activité du canal gauche sensoriel ROI PI.

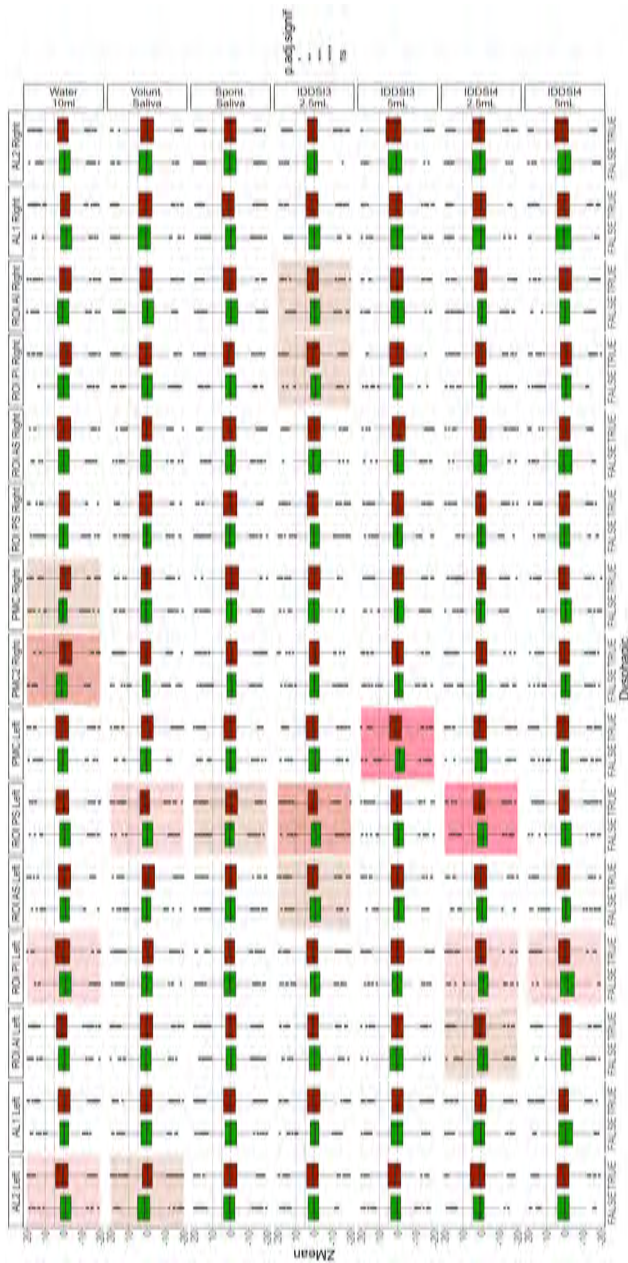


FIGURE 7.3 – Z-scores d'activité (en ordonnées) selon les groupes AEI (avec événements inattendus, en rouge) ou SEI (sans événement inattendu, en vert) selon les tâches de déglutition simple et les canaux. Les étoiles présentent les différences significatives sans ajustement. La couleur de fond des graphiques (gris à rouge) présente la significativité après ajustement. P value avant ajustement : *** $p < 0.0001$; ** $p < 0.01$; * $p < 0.05$

Tâches de déglutitions répétées d'eau 100mL et de prise en main

Pour la tâche de 100mL, aucune différence de latences significative après ajustement n'était présente. Sur l'activité, la seule différence était une réduction de l'activité du canal PMC2 chez le groupe AEI.

Pour la tâche de mise en bouche, nous n'avons trouvé qu'une différence de latence avec des latences plus importantes pour le canal PMC2 chez le groupe AEI. Sur l'activité, nos données retrouvaient plusieurs différences. Chez le groupe AEI, un défaut d'activité pour cette tâche était observé sur les canaux gauches AL2, ROI AI, ROI PI, ROI PS, PMC et à droite sur le canal ROI AI.

Ces résultats sont disponibles dans la Figure 7.4 et dans la Figure 7.5.

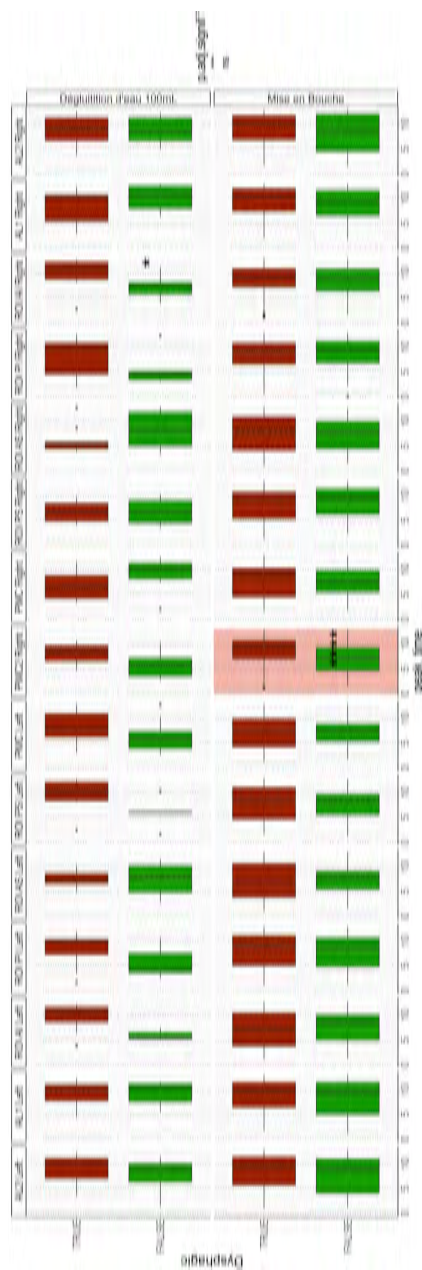


FIGURE 7.4 – Latences (en abscisses) selon les groupes AEI (avec événements inattendus, en rouge) ou SEI (sans événements inattendus, en vert) selon les tâches de déglutition de 100mL d'eau ou de mise en bouche et les canaux. Les étoiles présentent les différences significatives sans ajustement. La couleur de fond des graphiques (gris à rouge) présente la significativité après ajustement. P value avant ajustement : **** $p < 0.0001$; *** $p < 0.001$; ** $p < 0.01$; * $p < 0.05$

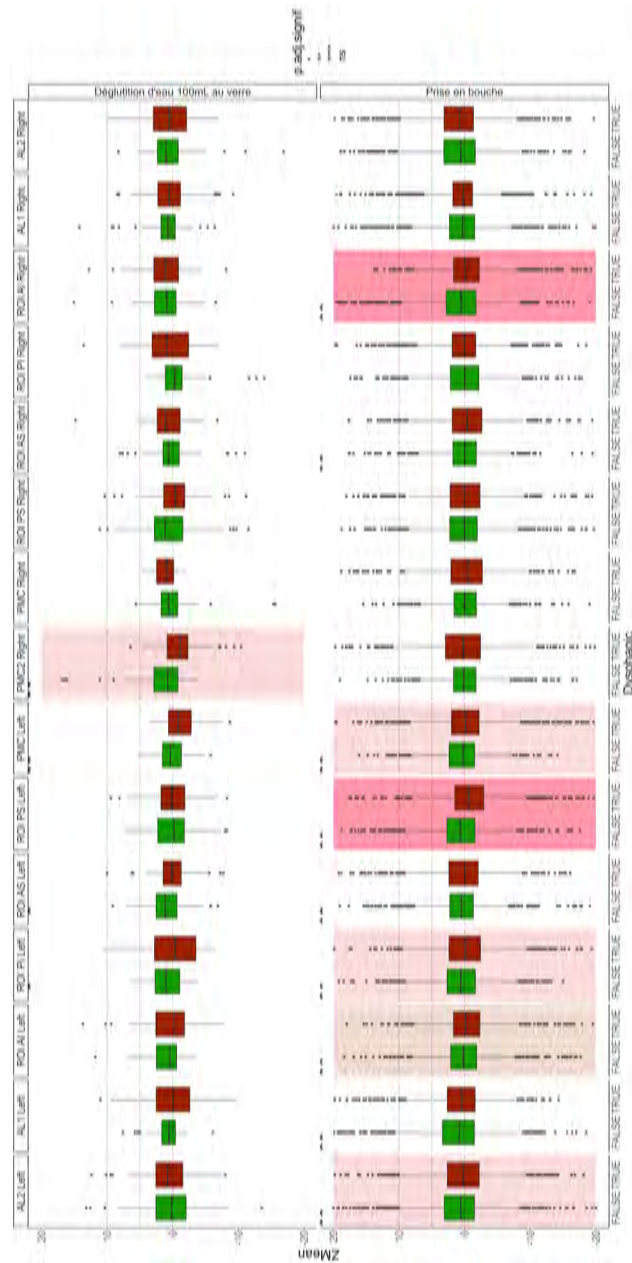


FIGURE 7.5 – Z-scores d'activité (en ordonnées) selon les groupes AEI (avec événements inattendus, en rouge) ou SEI (sans événement inattendu, en vert) selon les tâches de déglutition de 100mL d'eau ou de mise en bouche et les canaux. Les étoiles présentent les différences significatives sans ajustement. La couleur de fond des graphiques (gris à rouge) présente la significativité après ajustement. P value avant ajustement : **** $p < 0.0001$; *** $p < 0.001$; ** $p < 0.01$; * $p < 0.05$

7.5 Discussion

Cette étude nous a permis de définir des profils différents entre deux populations de sujets sains dont certains ont présenté des accidents de déglutition ou des dysfonctions ponctuelles du CAD. Malgré le faible effectif de nos deux groupes, nous observons des tendances assez nettes sur ces différences.

7.5.1 Importance du cortex péricentral gauche

De manière intéressante, la majorité des différences significatives se situent sur le cortex péricentral gauche, pour les latences comme pour l'activité. Nous pouvons émettre des hypothèses pour expliquer cela.

Les augmentations d'activité et le retard de latences observés dans le groupe AEI pourraient refléter un rôle d'adaptation plus important du cortex gauche, avec une activité plus systématique du côté droit. Ce caractère plus systématique, mais nécessaire de l'activité du cortex droit pourrait expliquer que certains auteurs observent plus facilement une dysphagie en cas de lésion aiguë de ce côté d'après la revue de Cheng et coll. (CHENG et al., 2022). Le côté droit définirait l'activité type nécessaire au bon déroulement de la tâche et le côté gauche pourrait mieux adapter la réponse au bolus, notamment par son rôle d'amorçage que nous avons décrit au chapitre 5. Cela est compatible avec une activité gauche plus importante avec un bolus plus liquide, et à l'inverse une activité droite augmentée avec un bolus plus épais et donc moins difficile à contrôler, comme cela est le cas dans nos résultats.

Nos observations à gauche surviennent plus fréquemment sur les canaux sensoriels (ROI PI et ROI PS). Ceci suggère des différences de traitement des afférences sensorielles du bolus entre les deux groupes. Si nous prenons en compte le possible rôle du cortex gauche dans l'amorçage, cela pourrait refléter des différences précisément sur cette phase d'amorçage, qui aurait pu favoriser la survenue des événements inattendus chez le groupe AEI. Ce phénomène serait cohérent avec le fait que le groupe AEI présentait des tâches de déglutition beaucoup plus courtes que le groupe SEI, ne permettant potentiellement pas une afférence sensorielle optimale, compensée par une élévation de l'activité corticale gauche.

Il est en outre intéressant de noter que la tâche de 100mL retrouve aussi des différences à gauche non significatives après correction. À l'inverse des tâches simples, cette tâche était allongée chez les sujets du groupe AEI, avec une tendance à la réduction de l'activité, là aussi à l'inverse des autres tâches. Cela appuie le principe d'un contrôle cortical gauche compensatoire d'une tâche plus courte.

7.5.2 Rôle du cortex prémoteur

La comparaison de nos deux groupes met aussi en avant l'importance de la région prémotrice. Sur la tâche d'eau 10mL et de 100mL, nous observons un défaut d'activité de la région prémotrice droite (PMC et PMC2) pour le groupe AEI.

Sur les tâches de liquides épaissis, les différences se portent sur le canal PMC gauche, que ce soit à travers une activité du groupe AEI augmentée pour la tâche IDDSI-3 5mL, ou un retard de latences du groupe AEI pour les tâches d'IDDSI-3 2.5mL et IDDSI-4 2.5 mL.

Il semble que la région prémotrice gauche soit plus à l'origine de la préparation pour les textures épaissies et le cortex prémoteur droit plus à l'origine de la préparation pour les liquides d'après nos données.

7.5.3 Parallèle avec la physiopathologie

De nombreuses études ont comparé les résultats de sujets sains avec des sujets dysphagiques. La majorité d'entre elles retrouvent des différences d'activité corticales dépendantes de la localisation de la lésion pathologique, notamment en contexte neurologique (CHENG et al., 2022).

L'étude de Kober et coll. portant sur des sujets atteints d'accidents vasculaires cérébraux met en évidence une compensation corticale pour les sujets présentant une lésion du tronc, alors que ceux présentant une lésion cérébrale présentent plutôt un défaut d'activation (S. E. KOBER, BAUERNFEIND et al., 2015). Wen et coll. observent eux aussi un défaut d'activation des régions cérébrales en cas d'accident vasculaire cérébral (WEN et al., 2023). Dans les deux cas, la compensation d'une lésion cérébrale se fait de manière prédominante du côté droit. Il est possible que ces mécanismes diffèrent de ceux de notre étude, nos sujets étant considérés comme sains. Il est aussi possible que l'hémisphère droit soit plus facilement mobilisé en cas d'événement aigu, et que le cortex gauche s'adapte de manière plus progressive.

Dans notre cas, nos deux groupes sont supposés sains, le questionnaire DHI validant cela. Cependant, il est difficile d'éliminer complètement des troubles paucisymptomatiques qui pourraient expliquer nos mesures. Nous pouvons nous poser la question du rôle d'une éventuelle presbyphagie dans le groupe AEI, qui semble présenter des sujets plus âgés. Labeit et coll. ont décrit une augmentation de l'activité corticale chez les sujets presbyphagiques de manière similaire à nos résultats, ainsi qu'une tendance à l'hypoesthésie pharyngée (LABEIT et al., 2022).

Quoi qu'il en soit avec notre protocole, nous avons été capables de montrer les différences cervicales et corticales entre deux groupes sains présentant des comportements différents. Aucune asymétrie n'était décrite. Si nos résultats venaient à se confirmer avec des études de réplication et par le suivi des sujets évalués, le présent protocole pourrait servir de base à un outil de dépistage des troubles de la déglutition au stade préclinique.

7.5.4 Limitations et perspectives

La principale limite est évidemment le faible échantillon de chaque groupe, partiellement compensée par le nombre de répétitions des tâches, sauf pour la tâche de 100mL qui montre un défaut de puissance certain. Une étude similaire avec une population plus large permettrait de mieux valider nos résultats.

Une deuxième limite reste la couverture faible du montage, notamment sur la région prémotrice. La région explorée par le canal PMC2 semble être importante et était la seule à montrer une différence significative après ajustement entre les activités des deux groupes sur la tâche de 100mL d'eau. Une meilleure couverture de cette région pourrait permettre de compenser le fait que certaines tâches puissent être difficiles à reproduire de manière répétée, ce qui serait particulièrement utile en contexte clinique où certains sujets atteints de pathologie présentent des limitations à l'ingestion répétée.

Une dernière limite est le défaut d'un groupe de sujets atteints de dysphagie. Il serait tout à fait intéressant de comparer les résultats d'un tel groupe avec ceux de nos deux populations pour évaluer la relation de nos résultats à la physiopathologie de la déglutition.

7.6 Conclusion

Notre protocole a permis de mettre en évidence des différences de traitement cortical entre deux groupes de sujets sains présentant des comportements oropharyngés différents et la survenue ou non d'événements inattendus du CAD. Les rôles du cortex péricentral gauche et de la

région préomotrice semblent pouvoir expliquer ou compenser ces différences. Des études sur des sujets dysphagiques permettraient de mieux discuter nos résultats.

Quatrième partie

Discussion, perspectives et conclusions

Discussion et conclusion

8.1 Discussion

8.1.1 Apports de la méthode développée

Le besoin d'améliorer la tolérance des examens physiologiques est grandissant et toutes les méthodes évoluent vers des protocoles moins douloureux, moins irradiants, permettant une meilleure acceptabilité des sujets, en particulier en conditions cliniques. Cette évolution se fait en parallèle d'un besoin de mieux évaluer les sujets dans leur environnement habituel plutôt qu'en milieu clinique ou de laboratoire. Nous pouvons citer les systèmes de Holter pour l'activité électrocardiographique ou tensionnelle en cardiologie par exemple. Notre protocole s'inscrit dans cette évolution, en supprimant le caractère invasif d'une fibroscopie et le caractère irradiant d'une radioscopie. À terme, son utilisation lors d'un repas type permettrait une évaluation des sujets dans leur environnement habituel et notre méthode pourrait s'adapter à de nombreuses situations.

Ce caractère écologique de notre méthode nous a permis à la fois de retrouver des données similaires à la littérature issue des études en IRMf, mais aussi quelques différences. Nous avons retrouvé le rôle important du cortex péricentral et du cortex prémoteur. Ces résultats illustrent l'une des forces de notre protocole, qui nous a permis de réaliser de nombreuses tâches différentes, comme cela serait le cas lors d'un repas type. Cette multiplication des tâches reste difficile à réaliser en IRMf, en EEG ou en MEG. Il nous a d'ailleurs été possible d'explorer d'autres tâches en dehors de la déglutition, comme le hémage, la toux ou la phonation, dont les résultats restent à développer pour de futures publications. Les résultats présentés dans ce mémoire illustrent tout de même la capacité de notre protocole à décrire les différences d'activités cervicales et corticales des différentes fonctions.

Nous avons pu démontrer l'intérêt d'un tel protocole associant fNIRS et acoustique cervicale en répondant à divers objectifs. Nous avons ainsi pu démontrer que :

1. Les tâches de déglutitions volontaires et spontanées présentent des différences d'activités corticales tant en termes de latences qu'en termes de Z-score d'activité, ce qui souligne la complexité du contrôle neural de la déglutition (cf. chapitre 4 p175);
2. Il existe des corrélations entre la durée de la tâche de déglutition mesurée au niveau cervical et ses corrélats corticaux. Bien que les corrélations soient faibles, elles participent à expliquer les phénomènes physiologiques qui interviennent et renforcent l'idée d'une

asymétrie corticale, sur le principe d'un rôle sensitif d'amorçage de l'hémisphère gauche, alors que l'hémisphère droit jouerait plutôt un rôle dans la régulation pendant la tâche elle-même (cf. chapitre 5 p219);

3. La connectivité corticale diffère selon les tâches. Pour les tâches de déglutitions simples, la connectivité droite était plus importante lors des tâches de déglutitions d'eau et de salive, et s'inversait en cas de tâche de textures épaissies avec un volume de 5mL. Pour les tâches complexes, la connectivité était plutôt interhémisphérique pour la mastication, le hemmage et la toux avec une connectivité restreinte des régions prémotrices. La tâche de phonation montrait une connectivité légèrement asymétrique au profit de l'hémisphère gauche. La tâche de déglutition d'eau 100mL au verre retrouvait une connectivité droite prédominante avec une part importante interhémisphérique, en particulier pour les canaux de la ROI (cf. chapitre 6 p241).
4. Il existe des différences de traitement cortical chez les sujets sains selon leur profil physiologique et leurs comportements oropharyngés, mettant en exergue les activités du cortex péricentral gauche et de la région prémotrice pour expliquer ou compenser ces différences (cf. chapitre 7 p259).

Notre protocole nous a permis de décrire certains phénomènes physiologiques jusque-là peu décrits, car les études d'IRMf, de EEG ou de MEG ne le permettaient que difficilement. Le premier élément est celui de la comparaison de la déglutition spontanée et volontaire. Notre étude et la première à comparer ces deux conditions en fNIRS. Nous avons mis en évidence des différences de latences de réponse entre les deux conditions, avec une activité plus importante dans la tâche volontaire. Il est vraisemblable qu'il existe une réponse mineure plus précoce dans la tâche spontanée, (KAMARUNAS et al., 2018) mais notre méthodologie ne permettait pas de la mettre en évidence.

L'activité corticale était principalement observée dans les régions péricentrales latérales, comportant l'aire centrale de la déglutition. Les déglutitions d'eau montraient une activation plus marquée dans la région précentrale gauche, avec une latéralisation gauche plus prononcée par rapport aux autres tâches.

Le type de texture et le volume semblent présenter des latéralisations différentes. Nos résultats suggèrent que les variations de volume et les variations de textures ont un effet différent selon l'hémisphère d'intérêt. Nous avons pu mettre en évidence les corrélations entre la durée de la tâche mesurée au niveau cervical et l'activité corticale. Ces corrélations seront affinées prochainement grâce au travail de Jeanne Souche, étudiante orthophoniste, qui devrait nous permettre de préciser nos conclusions. Il se peut qu'il existe un volume, qui correspondrait à environ 5mL pour les liquides épaissis d'après nos résultats et ceux de STEELE et al., 2019 et une texture idéale (qui correspondrait à notre IDDSI 4) avec des activités relativement plus faibles et que la divergence de ces valeurs idéales s'accompagnerait de l'augmentation de l'activité de manière différente pour le volume et la texture. Cette question nécessite de nouvelles études en étendant le nombre de textures et de volumes afin d'y répondre à la lumière de nouvelles corrélations. Un tel protocole ne semble réalisable qu'avec la fNIRS, ce qui renforce notre méthodologie.

Nos données suggèrent aussi que l'hémisphère gauche aurait un double rôle d'amorçage de la déglutition et de son adaptation au bolus. Les corrélations négatives observées de ce côté entre la durée de la tâche et l'activité vont dans le sens d'un rôle en tout début de tâche comme le proposaient KAMARUNAS et al., 2018, mais l'augmentation des activités spécifiquement observées pour la gestion de liquide et l'augmentation de l'activité de ce côté chez les sujets sains ayant présenté des événements inattendus pose la question de son rôle dans l'adaptation de la séquence de déglutition. L'hémisphère droit aurait plutôt un rôle de contrôle du déroulé de la tâche en définissant en partie une séquence type, ce qui expliquerait la plus grande survenue de dysphagie

en cas de lésion aiguë de ce côté (CHENG et al., 2022). Là aussi, d'autres études sont nécessaires avec notamment une meilleure couverture corticale pour analyser plus précisément le rôle du réseau de déglutition.

Bien que notre couverture corticale soit limitée, nous avons tout de même pu explorer ce réseau, dont l'intérêt principal est de pouvoir distinguer les différentes fonctions du CAD, qu'il s'agisse des différentes modalités de déglutition ou bien des autres fonctions complexes. Nous avons pu retrouver certaines données connues de la littérature, telle la latéralisation gauche de la phonation, mais ces résultats nécessitent encore d'être affinés. L'utilisation de l'HbR pourrait notamment permettre de corriger certains artefacts liés aux mouvements qui peuvent modifier nos matrices de connectivité.

L'essentiel de la difficulté de ces interprétations est le défaut d'autres références dans la littérature. Le nombre d'études existantes est relativement restreint, ne compare que peu de tâches, dans des conditions bien souvent différentes. Le domaine de la neurophysiologie de la déglutition est à la fois jeune et complexe et beaucoup reste à explorer. Notre protocole a l'avantage de coupler les données cervicales et corticales et cette association nous a permis d'analyser les résultats d'activités corticales de manière tout à fait spécifique grâce aux corrélations effectuées. Ce type de corrélations semble nécessaire à l'avenir pour pouvoir approfondir le sujet.

En vue d'un transfert en situation clinique, nous avons démontré que notre méthode, avec un montage relativement simple, était capable de différencier certains profils physiologiques différents. Il est vraisemblable qu'il en aille de même avec différents profils physiopathologiques, même si cela reste à valider. Certaines études en fNIRS ont déjà illustré la capacité de cette technologie à montrer des différences de réseau cortical en cas d'accident vasculaire du tronc cérébral (S. E. KOBER, BAUERNFEIND et al., 2015) et en cas d'accident vasculaire au niveau cérébral (S. E. KOBER, BAUERNFEIND et al., 2015; WEN et al., 2023). En cela, le présent protocole est utilisable en l'état pour des applications cliniques. Il est à souligner que la fNIRS et le Swallis DSA® sont transportables de manière relativement facile, ce qui peut-être particulièrement utile pour de telles applications en maternité ou en milieu d'accueil de sujets âgés par exemple.

8.1.2 Limites et voies d'amélioration du protocole

La première limite est celle du montage en fNIRS utilisé. La couverture du cortex prémoteur était limitée et pourrait être renforcée en ajoutant des canaux supplémentaires. Nous sommes actuellement limités par des restrictions techniques avec le modèle de fNIRS Scout 8/8, mais un modèle 16/16 permettrait de corriger cette limite, en particulier pour des études de neurophysiologie fondamentale.

L'utilisation de la fNIRS est aussi rendue complexe par l'absence de cadre analytique commun dans de nombreux domaines comme l'illustrent YÜCEL et al., 2024 et cela s'applique particulièrement dans le domaine de la déglutition. Dans de nombreux domaines, les Toolbox permettent la réalisation de modèle linéaire mixte avec calcul de coefficients Beta. En utilisant une Toolbox (comme la NIRS Toolbox par exemple), le calcul de ces coefficients Beta s'appuie sur une réponse hémodynamique type d'une durée plus prolongée que celles qui sont observées lors de déglutitions simples. Ceci peut fausser le calcul de ces coefficients. Lors de la phase exploratoire, il nous a donc fallu chercher les paramètres idéals pour notre étude.

Par ailleurs, l'usage du logiciel fOLD, très utile pour une couverture corticale pour une étude exploratoire comme la nôtre, limite tout de même la précision du placement des canaux. Nous avons supposé que nos canaux ROI PS et ROI PI étaient plutôt sensitifs et que nos canaux ROI AI et ROI AS étaient plutôt moteurs, mais il est indéniable qu'un système de neuronavigation permettrait d'améliorer la précision spatiale de nos mesures par rapport au cortex sous-jacent, en adaptant la position des canaux à chaque sujet.

Il n'en reste pas moins que nos mesures restent cohérentes avec de nombreuses données de la littérature, ce qui est plutôt rassurant quant à nos résultats. L'origine du signal des canaux antérolatéraux (AL) reste aussi à préciser. La démarche de Kober et coll. était de cibler la région frontale inférolatérale (S. E. KOBER et al., 2014; S. E. KOBER, BAUERNFEIND et al., 2015), dont l'activation dans la déglutition a été illustrée par certaines études d'IRMf (CHENG et al., 2022). Malgré l'usage des short channels, nos données suggèrent que l'activité de ces canaux serait plutôt liée à l'activation du muscle temporal lors de la fixation de la mandibule dans les tâches de déglutition volontaire. Cela serait cohérent avec les artefacts provoqués par ce muscle décrit dans la littérature (SCHECKLMANN et al., 2017). Les short channels permettant d'éliminer le signal cutané et l'épaisseur du muscle temporal étant conséquente (8.25mm en moyenne chez la femme et 9mm chez l'homme selon BORDA et al., 2024). Il est possible que ce muscle soit à l'origine d'une partie du signal mesuré, signal ressemblant plutôt à de l'activité musculaire ou au minimum à une augmentation purement volumétrique du flux vasculaire (et non hémodynamique).

Une autre limitation spatiale propre à la fNIRS est son caractère topographique de surface empêchant l'analyse d'aires corticales plus profondes, en particulier l'insula. Cette aire est impliquée dans les fonctions du CAD et semble critique dans la dysphagie, mais sa profondeur en empêche l'étude. L'utilisation de méthodologies de fNIRS à haute densité permettrait à la fois une meilleure résolution spatiale et une étude de cette aire. Cette méthode appelée "Tomographie Optique Diffuse" permet en effet une étude associée de régions plus profondes que le cortex de surface (VIDAL-ROSAS et al., 2023).

Sur le plan des mesures cervicales, une voie d'amélioration de nos données devrait être l'usage des méthodes d'apprentissages profonds. Ces méthodes devraient permettre de mieux systématiser la segmentation du signal cervical et d'en accélérer la réalisation. En effet, la segmentation du signal du Swallis DSA®, réalisée manuellement, a été une tâche longue et particulièrement fastidieuse qui nécessitait d'associer à la fois l'image visuelle de l'onde produite et l'écoute du son produit. En associant le signal accélérométrique et l'algorithmique, nous devrions parvenir à segmenter plus efficacement notre signal, voire à détecter automatiquement les déglutitions normales des autres déglutitions comme ont déjà pu le faire l'équipe de Sejdić et coll. (cf. section 2.1.6, p41). L'utilisation de méthodes algorithmiques semble nécessaire au transfert de cette technologie vers le domaine clinique, à moyen terme.

8.1.3 Étude de la physiologie du carrefour aérodigestif et Perspectives

Malgré les limitations sus-citées, notre protocole innovant a démontré sa capacité à mesurer les différences d'activité cervicale et corticale pour différentes tâches du CAD et pour différentes modalités de déglutition. C'est d'ailleurs la première étude qui compare les corrélats corticaux de différentes textures et volumes avec une approche localisationniste. Les seules autres études similaires sont celles de Jestrović et coll. avec une approche étudiant surtout la microarchitecture du réseau cérébral et des résultats pouvant paraître un peu plus abstraits (JESTROVIĆ et al., 2014; JESTROVIĆ et al., 2018).

La question de la latéralisation de l'activité de déglutition a toujours été centrale et reste débattue (CHENG et al., 2022). La réponse est vraisemblablement aussi complexe que la fonction elle-même : chaque hémisphère pourrait avoir un rôle spécifique à certaines étapes de la tâche de déglutition. D'après nos résultats et les données de la littérature, le cortex gauche serait plus impliqué dans l'initiation de la tâche de déglutition (rôle d'amorçage pour KAMARUNAS et al., 2018) et le cortex droit dans le contrôle pendant le déroulement de la tâche. Il est aussi possible que le traitement cortical de la texture et du volume du bolus soient traités différemment par les hémisphères. Bien sûr, il est encore nécessaire de conforter et de valider ces résultats.

Quels que soient les rôles définitifs de chaque région, il existe un point peu étudié dans

la littérature scientifique qui pourrait bénéficier d'un protocole comme le nôtre. Il s'agit du neurodéveloppement de la déglutition chez l'enfant dont l'étude serait possible, et ce, dès la naissance. Notre protocole est particulièrement adapté à l'enfant, en permettant une position assise et la détection des déglutitions à partir du signal du Swallow DSA®. Comme nous l'avons vu (cf. Chapitre 1), la fonction de déglutition est la principale fonction du carrefour qui semble présenter un rôle durant la vie intra-utérine. La fonction de déglutition apparaîtrait dès 15 semaines de gestation d'après des données échographiques (MILLER et al., 2003). Cette fonction serait même bien installée à partir de 22 à 24 semaines de gestation (MILLER et al., 2003). Aussi, l'étude de son développement chez l'enfant, voire même chez le nouveau-né prématuré, permettrait d'étudier la dynamique de la corticalisation de cette fonction. Il est en effet possible que cette fonction, purement réflexe initialement, deviennent volontaire avec le développement de l'enfant. Cela pourrait refléter un mécanisme purement associé au tronc cérébral qui deviendrait progressivement contrôlé par le cortex. Cela étant, le rôle du cortex pourrait tout à fait débiter dès la vie intra-utérine. En effet, des études de fœtus anencéphales montrent que ceux-ci ne présentaient pas toujours de fonction de déglutition malgré un cervelet, un pont et une moelle allongée intacts d'après la revue de littérature de RADFORD et al., 2019.

La littérature portant sur le neurodéveloppement de cette fonction après la naissance est évidemment assez pauvre. Nous pouvons noter une étude chez un adolescent de 16 ans chez qui était retrouvé un profil d'activité similaire à l'adulte. Ce protocole avait été reproduit chez trois enfants dysphagiques de 9, 10 et 10 ans et décrivait les différences d'activités. Ce protocole de 2001 est particulièrement intéressant, car il est le premier protocole d'IRMf chez l'enfant et à notre connaissance le seul pour la fonction de déglutition. Les auteurs décrivent les limites inhérentes à ce protocole chez l'enfant et il est vraisemblable que ces limites aient été un frein à de futures études en IRMf puisqu'aucune autre étude de ce type ne semble avoir été publiée depuis. La fNIRS pourrait permettre d'outrepasser certaines de ces limites.

Nous pouvons tout de même noter les travaux récents de Malandraki et coll. dans lesquels l'équipe a cherché à progresser dans ce domaine malgré les difficultés d'accès à l'IRMf (MALANDRAKI & ARKENBERG, 2021). Pour cela, les auteurs ont étudié les réseaux de la déglutition par des techniques associant l'étude de la connectivité fonctionnelle par IRM de repos (rs-fcMRI : resting state functional connectivity MRI) et l'imagerie pondérée par diffusion (DWI), qui ne nécessite pas de participation active de l'enfant. En appliquant ces méthodes chez des enfants atteints de paralysie cérébrale unilatérale, l'équipe a pu relier certaines anomalies cliniques de la déglutition à des anomalies microarchitecturales de certaines aires ou des certains tracts de substance blanche spécifiques (MOURÃO et al., 2017). À l'aide d'IRM structurelle et de DWI, elle a aussi étudié la plasticité cérébrale de ces enfants, illustrant un plus grand développement du réseau de déglutition controlatéral de la lésion (MALANDRAKI & ARKENBERG, 2021).

Si ces données sont essentielles et illustrent l'intérêt pour ce sujet ces dernières années, elles reflètent aussi les difficultés à obtenir des résultats pendant l'alimentation, et c'est sur ce point qu'un protocole en fNIRS pourrait être prometteur chez l'enfant de tout âge.

8.1.4 Étude de la physiopathologie et Perspectives

L'association entre HRCA et fNIRS pourrait permettre de faciliter les évaluations de sujets dysphagiques. De nombreuses pathologies, qu'elles soient neurodégénératives, cancéreuses ou autres, peuvent être à l'origine d'une dysphagie. Les complications de ces pathologies et de leur prise en charge peuvent limiter le déplacement des patients pour des examens nécessitant un plateau technique dédié (IRM, Radioscopie par exemple). La méthodologie proposée est plus facilement transportable sur le lieu de vie des patients pour une évaluation en milieu de vie. De plus, ces technologies sont plus accessibles financièrement que les étalons de mesure, ce qui

pourrait en faciliter la diffusion. Associés à des algorithmes de traitements automatisés, cela faciliterait l'accès à un bilan des fonctions du CAD chez ces patients. Les besoins sont d'ailleurs grandissants.

De nombreuses pathologies peuvent induire une dysphagie ou plus largement une dysfonction du CAD. La fNIRS a ainsi été utilisée pour illustrer les différences d'activités corticales en cas d'accident vasculaire cérébral (S. E. KOBER, BAUERNFEIND et al., 2015; X. MA et al., 2024). Au-delà des pathologies, les changements de la fonction de déglutition liés à l'âge, ou presbyphagie, sont des facteurs importants de ces troubles, qui se majorent dans le contexte actuel de vieillissement de la population (H.-Y. FENG et al., 2023). L'étude des mécanismes physiopathologiques cervicaux et corticaux et de leurs corrélations apparaît essentielle pour en améliorer la compréhension et la prise en soin.

De manière similaire chez l'enfant, la compréhension des mécanismes physiopathologiques des troubles de l'oralité des enfants prématurés, des enfants atteints de pathologies neurologiques ou d'enfants atteints de dysphagie de toute autre origine pourrait permettre de mieux les prendre en charge et surtout d'en prévenir la survenue en guidant le neurodéveloppement sur un processus normal. Un domaine particulier serait l'étude des enfants nés prématurés. Au-delà du neurodéveloppement déjà évoqué, il faut noter que 30 à 70% des enfants nés prématurés vont présenter une dysphagie (FIELD et al., 2003; ROMMEL et al., 2003). La prise en charge de ces troubles alimentaires s'appuie sur le développement connu de cette fonction selon l'âge gestationnel corrigé, mais des troubles peuvent persister. La meilleure compréhension des mécanismes physiopathologiques cervicaux et cérébraux associés à ces troubles du neurodéveloppement permettrait de mieux définir la séquence de rééducation de ces enfants. Il est à noter que la fNIRS est un outil déjà utilisé chez l'enfant prématuré. Nous pouvons citer les travaux chez le prématuré du Dr Roche-Labarbe et coll. à Caen (ROCHE-LABARBE et al., 2007; ROCHE-LABARBE et al., 2014; ROCHE-LABARBE et al., 2010), ou encore les travaux en hyperscanning (étude de synchronisation fNIRS de deux sujets) chez des mères allaitant leur nouveau-né et retrouvant une corégulation de la mère et de son enfant (BEMBICH et al., 2024).

Nous pouvons aussi nous poser la question de l'utilisation de ce protocole pour l'étude de la séquence de Pierre-Robin. Cette séquence génétique associe classiquement une triade associant glossoptose, fente vélaire et micromandibulie (MOTCH PERRINE et al., 2020). S'il s'agit d'une séquence d'anomalies d'origines génétiques multiples, l'un des mécanismes physiopathologiques communs serait la micromandibulie, qui expliquerait la glossoptose associée à une hypotonie linguale (MOTCH PERRINE et al., 2020). De cette hypotonie émerge le trouble de la succion-déglutition associé, qui se traduit par un défaut d'initiation de la déglutition. Ces troubles sont souvent associés à un retard de développement dont les corrélats corticaux pourraient être étudiés avec notre protocole. La stimulation postnatale de la déglutition est d'abord l'une des voies de correction de la micromandibulie et participe au développement de ces enfants. L'étude des mécanismes corticaux associés pourrait permettre de mieux guider la rééducation linguale, qui est aussi à la base de la correction du trouble mandibulaire.

Nous pouvons aussi élargir ce cadre à l'ensemble des fentes labio-vélo-palatines. Une telle malformation modifie la dynamique labio-oro-pharyngée et probablement son intégration corticale. Notre protocole pourrait permettre de détecter les anomalies cervicales de la déglutition et de les associer à leurs corrélats neuronaux reflétant les différences de maturation corticale de cette fonction. Ceci pourrait être étendu à la fonction de phonation qui devrait pouvoir être étudiée avec notre méthodologie, éventuellement à l'aide d'un montage plus étendu. Le suivi de ce neurodéveloppement pourrait être critique pour guider la séquence de réparation chirurgicale. Cette séquence s'appuie essentiellement sur la croissance craniofaciale et la fonction vélaire : le voile est en général fermé vers l'âge de 6 mois et le palais dur vers l'âge de 12 à 18 mois selon les recommandations (de SANTÉ, 2021). Malgré cette séquence optimale pour la croissance

maxillo-faciale, les troubles phonatoires sont fréquents et nécessitent une rééducation intensive. La meilleure compréhension des corrélats neuronaux associés au neurodéveloppement de ces enfants pourrait permettre de mieux comprendre les mécanismes de ces troubles.

8.1.5 Intérêt thérapeutique et Perspectives

Enfin, notre protocole pourrait permettre d'évaluer de nombreuses interventions thérapeutiques. La première et la plus simple serait le suivi et la guidance de la rééducation. Par exemple, en cas de séquence de Pierre Robin ou de fente labio-vélo-palatine, nous pouvons nous poser la question de guider la rééducation vers un objectif de normalisation des signaux cervicaux ou corticaux. Nous pourrions aussi différencier des profils de bonne évolution à favoriser par rapport à des profils de mauvaises évolutions à limiter. De même, il deviendrait possible de guider la rééducation prothétique par plaque palatine par exemple, si elle permet là aussi une normalisation des signaux. Une limite à cela reste la variabilité intra-individuelle du signal fNIRS, qui nécessite d'être corrigée à l'avenir.

D'autres thérapeutiques ont déjà fait l'objet d'études en fNIRS. Kober et coll. ont beaucoup étudié le neurofeedback dans la déglutition chez l'adulte de 2014 à 2019 avec des résultats intéressants sur les capacités d'élévation volontaire de l'HbO et de l'HbR des sujets étudiés (S. E. KOBER et al., 2014; S. E. KOBER, BAUERNFEIND et al., 2015; S. E. KOBER et al., 2019). Cette méthode a pu être utilisée dans la rééducation des membres par exemple (WANG et al., 2022).

Il faut tout de même noter trois points importants sur les études de Kober. Le premier est celui de l'utilisation de canaux mesurant probablement l'activité du muscle temporal comme nous l'avons déjà discuté, posant la question de la réalité du neurofeedback ou possiblement d'un "musculofeedback". Le deuxième point est celui de l'effet sur la fonction de déglutition. Si Kober et coll. ont bien montré l'augmentation volontaire des concentrations d'HbO et d'HbR, leurs effets sur les capacités de déglutition n'ont pas été décrits. Le dernier point est l'abandon de cette méthodologie par l'équipe à partir de 2019 pour se concentrer sur d'autres domaines d'application du neurofeedback, qui laisse soupçonner un défaut d'applicabilité.

Sur le plan de la rééducation, le travail de Kober et coll. laisse tout de même la place à l'utilisation de l'imagerie mentale comme outil de rééducation neurologique intéressant. La rééducation musculaire est aussi une voie d'intérêt comme dans l'étude de CHUA et CHAN, 2024 qui montrait une relation positive entre activité corticale et déglutition volontairement forte, une tâche qui peut être utilisée en rééducation. La posturation lors des efforts de déglutition est aussi un outil de rééducation fréquemment utilisé. Murray et coll. ont illustré l'adaptation de l'activité corticale lors de déglutition avec le menton levé et le menton abaissé (K. L. MURRAY et al., 2024). Ces références d'activités chez des sujets sains pourraient guider la rééducation de sujets pathologiques pour leur proposer la position la plus adaptée. L'un des éléments importants soulevé par l'étude de Murray et coll. est la possibilité de valider un protocole thérapeutique à partir des mesures d'un nombre restreint de canaux, en l'occurrence 5 dans leur étude. Notre protocole est donc tout à fait utilisable pour ce type de projet d'évaluation de l'effet thérapeutique de la rééducation.

D'autres modalités thérapeutiques sont aussi à l'étude avec la fNIRS. Il s'agit des stimulations transcrâniennes, qu'elles soient magnétiques (TMS) ou par courant direct (tDCS). En TMS, nous pouvons citer le travail de Wang et coll., qui comparaient la TMS à la stimulation magnétique périphérique (PMS) et de la stimulation électrique du muscle mylo-hyoïdien. Les auteurs retrouvaient une plus grande efficacité d'un traitement multimodal associant TMS et PMS sur l'activité corticale et la contractilité musculaire (WANG et al., 2024). Liu et coll. ont aussi illustré l'efficacité de la TMS en stimulation des régions corticales de ce même muscle. Chez des sujets atteints d'accidents vasculaires cérébraux, ils ont montré une amélioration de l'activité corticale. Cette

amélioration s'accompagnait de meilleurs résultats lors de l'évaluation clinique de la déglutition en utilisant l'échelle FEDSS (Fiberoptic Endoscopic Dysphagia Severity Scale) et l'échelle PAS (Penetration Aspiration Scale).

8.2 Conclusion générale

La présente thèse propose un protocole innovant d'évaluation fonctionnelle cervicale et corticale en conditions naturelles du carrefour aérodigestif. Ce protocole nous a permis de décrire les profils d'activation de différentes fonctions, en particulier la fonction de déglutition. Nous avons pu mettre en corrélation les mesures d'activités cervicales et corticales avec des résultats qui semblent cohérents avec la littérature. Ce protocole nous a aussi permis de décrire des profils physiologiques différents en relation avec les phénomènes cervicaux inattendus observés. Nos travaux ouvrent la voie vers des études de physiologie, de physiopathologie et de thérapeutiques futures, dans l'objectif d'améliorer le pronostic global des patients atteints de dysphagie, quelle que soit leur pathologie et quel que soit leur âge.

Références bibliographiques

- ABE, H., & TSUBAHARA, A. (2011). Observation of Arytenoid Movement During Laryngeal Elevation Using Videoendoscopic Evaluation of Swallowing. *Dysphagia*, 26(2), 150-154. <https://doi.org/10.1007/s00455-010-9285-1>
- ABOOFAZELI, M., & MOUSSAVI, Z. (2006). Automated Extraction of Swallowing Sounds Using a Wavelet-Based Filter. *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 5607-5610. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2006.259353>
- ADACHI, K., UMEZAKI, T., & KIKUCHI, Y. (2017). Videoendoscopy worsens swallowing function : A videofluoroscopic study. A randomized controlled trial. *European archives of oto-rhino-laryngology : official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS) : affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery*, 274(10), 3729-3734. <https://doi.org/10.1007/s00405-017-4720-7>
- ADKINS, C., TAKAKURA, W., SPIEGEL, B. M. R., LU, M., VERA-LLONCH, M., WILLIAMS, J., & ALMARIO, C. V. (2020). Prevalence and Characteristics of Dysphagia Based on a Population-Based Survey. *Clinical Gastroenterology and Hepatology : The Official Clinical Practice Journal of the American Gastroenterological Association*, 18(9), 1970-1979.e2. <https://doi.org/10.1016/j.cgh.2019.10.029>
- AKGOZ KARAOSMANOGLU, A., & OZGEN, B. (2022). Anatomy of the Pharynx and Cervical Esophagus. *Neuroimaging Clinics of North America*, 32(4), 791-807. <https://doi.org/10.1016/j.nic.2022.07.022>
- ALFONSI, E., BERGAMASCHI, R., COSENTINO, G., PONZIO, M., MONTOMOLI, C., RESTIVO, D. A., BRIGHINA, F., RAVAGLIA, S., PRUNETTI, P., BERTINO, G., BENAZZO, M., FONTANA, D., & MOGLIA, A. (2013). Electrophysiological patterns of oropharyngeal swallowing in multiple sclerosis. *Clinical Neurophysiology : Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 124(8), 1638-1645. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2013.03.003>
- ALFONSI, E., VERSINO, M., MERLO, I. M., PACCHETTI, C., MARTIGNONI, E., BERTINO, G., MOGLIA, A., TASSORELLI, C., & NAPPI, G. (2007). Electrophysiologic patterns of oral-pharyngeal swallowing in parkinsonian syndromes. *Neurology*, 68(8), 583-589. <https://doi.org/10.1212/01.wnl.0000254478.46278.67>
- ALFONSI, E., COSENTINO, G., MAINARDI, L., SCHINDLER, A., FRESIA, M., BRIGHINA, F., BENAZZO, M., MOGLIA, A., ALVISI, E., FIERRO, B., & SANDRINI, G. (2015). Electrophysiological Investigations of Shape and Reproducibility of Oropharyngeal Swallowing : Interaction with Bolus Volume and Age. *Dysphagia*, 30(5), 540-550. <https://doi.org/10.1007/s00455-015-9634-1>
- ALFONSI, E., TODISCO, M., FRESIA, M., TASSORELLI, C., & COSENTINO, G. (2023). Electrokinésiographic Study of Oropharyngeal Swallowing in Neurogenic Dysphagia. *Dysphagia*, 38(2), 543-557. <https://doi.org/10.1007/s00455-021-10336-x>
- ALLEN, J., GREENE, M., SABIDO, I., STRETTON, M., & MILES, A. (2020). Economic costs of dysphagia among hospitalized patients. *The Laryngoscope*, 130(4), 974-979. <https://doi.org/10.1002/lary.28194>

- ALTMAN, K. W., YU, G.-P., & SCHAEFER, S. D. (2010). Consequence of Dysphagia in the Hospitalized Patient : Impact on Prognosis and Hospital Resources. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 136(8), 784-789. <https://doi.org/10.1001/archoto.2010.129>
- ALVAREZ-BERDUGO, D., ROFES, L., CASAMITJANA, J. F., PADRÓN, A., QUER, M., & CLAVÉ, P. (2016). Oropharyngeal and laryngeal sensory innervation in the pathophysiology of swallowing disorders and sensory stimulation treatments. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1380(1), 104-120. <https://doi.org/10.1111/nyas.13150>
- ARCHER, S. K., SMITH, C. H., & NEWHAM, D. J. (2021). Surface Electromyographic Biofeedback and the Effortful Swallow Exercise for Stroke-Related Dysphagia and in Healthy Ageing. *Dysphagia*, 36(2), 281-292. <https://doi.org/10.1007/s00455-020-10129-8>
- ARIANI, G., WURM, M. F., & LINGNAU, A. (2015). Decoding Internally and Externally Driven Movement Plans. *Journal of Neuroscience*, 35(42), 14160-14171. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.0596-15.2015>
- ATTRILL, S., WHITE, S., MURRAY, J., HAMMOND, S., & DOELTGEN, S. (2018). Impact of Oropharyngeal Dysphagia on Healthcare Cost and Length of Stay in Hospital : A Systematic Review. *BMC Health Services Research*, 18, 594. <https://doi.org/10.1186/s12913-018-3376-3>
- AUMANN, T. D. (2002). Cerebello-thalamic synapses and motor adaptation. *The Cerebellum*, 1(1), 69-77. <https://doi.org/10.1080/147342202753203104>
- BABAEI, A., WARD, B. D., SIWIEC, R. M., AHMAD, S., KERN, M., NENCKA, A., LI, S.-J., & SHAKER, R. (2013). Functional connectivity of the cortical swallowing network in humans. *NeuroImage*, 76, 33-44. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.01.037>
- BAHIA, M. M., & LOWELL, S. Y. (2024). Surface Electromyographic Activity of the Masseter Muscle During Regular and Effortful Saliva Swallows : A Preliminary Study. *Dysphagia*, 39(2), 231-240. <https://doi.org/10.1007/s00455-023-10605-x>
- BAIJENS, L. W. J., SPEYER, R., PASSOS, V. L., PILZ, W., ROODENBURG, N., & CLAVE, P. (2011). Swallowing in Parkinson Patients versus Healthy Controls : Reliability of Measurements in Videofluoroscopy. *Gastroenterology Research and Practice*, 2011. <https://doi.org/10.1155/2011/380682>
- BAQUÉ, J., HURET, O., RAYNEAU, P., SCHLEICH, M., & MORINIÈRE, S. (2023). Acoustic Analysis of Swallowing of an Experimental Meal of Three Food Textures : A Comparative Aging Study. *Dysphagia*. <https://doi.org/10.1007/s00455-023-10629-3>
- BARER, D. H. (1989). The Natural History and Functional Consequences of Dysphagia after Hemispheric Stroke. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 52(2), 236-241. Récupérée septembre 20, 2024, à partir de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1032512/>
- BATTEL, I., & WALSH, M. (2023). An intensive neurorehabilitation programme with sEMG biofeedback to improve swallowing in idiopathic Parkinson's disease (IPD) : A feasibility study. *International Journal of Language & Communication Disorders*, 58(3), 813-825. <https://doi.org/10.1111/1460-6984.12824>
- BEER. (1852). Bestimmung der Absorption des rothen Lichts in farbigen Flüssigkeiten. *Annalen der Physik*, 162(5), 78-88. <https://doi.org/10.1002/andp.18521620505>
- BEHESHTI, S., & DAHLEH, M. (2005). A New Information-Theoretic Approach to Signal Denoising and Best Basis Selection. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 53(10), 3613-3624. <https://doi.org/10.1109/TSP.2005.855075>
- BEMBICH, S., CASTELPIETRA, E., BUA, J., CAUSIN, E., PAVAN, C., MARRAZZO, F., & TRAVAN, L. (2024). Cerebral Synchronization Between Mothers and Their Newborns During Breastfeeding. *Breastfeeding Medicine : The Official Journal of the Academy of Breastfeeding Medicine*, 19(9), 725-733. <https://doi.org/10.1089/bfm.2023.0307>

- BLYTH, K. M., McCABE, P., MADILL, C., & BALLARD, K. J. (2017). Ultrasound in dysphagia rehabilitation : A novel approach following partial glossectomy. *Disability and Rehabilitation*, 39(21), 2215-2227. <https://doi.org/10.1080/09638288.2016.1219400>
- BOJANOWSKI, V., & HUMMEL, T. (2012). Retronasal perception of odors. *Physiology & Behavior*, 107(4), 484-487. <https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2012.03.001>
- BONILHA, H. S., SIMPSON, A. N., ELLIS, C., MAULDIN, P., MARTIN-HARRIS, B., & SIMPSON, K. (2014). The One-Year Attributable Cost of Post-Stroke Dysphagia. *Dysphagia*, 29(5), 545-552. <https://doi.org/10.1007/s00455-014-9543-8>
- BORDA, M. G., BALDERA, J. P., SAMUELSSON, J., ZETTERGREN, A., RYDÉN, L., WESTMAN, E., PÉREZ-ZEPEDA, M. U., KERN, S., VENEGAS, L. C., DUQUE, G., SKOOG, I., & AARSLAND, D. (2024). Temporal Muscle Thickness : A Practical Approximation for Assessing Muscle Mass in Older Adults. *Journal of the American Medical Directors Association*, 25(4), 664-670.e3. <https://doi.org/10.1016/j.jamda.2023.12.009>
- BOUGUER, P. (1729). In *Essai d'optique, sur la gradation de la lumière*. (p. 16-22). A Paris : chez Claude Jombert, rue S. Jacques, au coin de la rue des Mathurins, a l'Image Notre-Dame, 1729. Récupérée décembre 7, 2024, à partir de http://archive.org/details/UFIE003101_TO0324_PNI-2703_000000
- BRACE, R. A., ANDERSON, D. F., & CHEUNG, C. Y. (2013). Fetal swallowing as a protective mechanism against oligohydramnios and polyhydramnios in late gestation sheep. *Reproductive Sciences (Thousand Oaks, Calif.)*, 20(3), 326-330. <https://doi.org/10.1177/1933719112453510>
- BRANDIMORE, A. E., TROCHE, M. S., HUBER, J. E., & HEGLAND, K. W. (2015). Respiratory kinematic and airflow differences between reflex and voluntary cough in healthy young adults. *Frontiers in Physiology*, 6, 284. <https://doi.org/10.3389/fphys.2015.00284>
- BRIGADOI, S., & COOPER, R. J. (2015). How Short Is Short? Optimum Source-Detector Distance for Short-Separation Channels in Functional near-Infrared Spectroscopy. *NeuroPhotonics*, 2(2), 025005. <https://doi.org/10.1117/1.NPh.2.2.025005>
- BROUSSARD, D. L., & ALTSCHULER, S. M. (2000). Brainstem viscerotopic organization of afferents and efferents involved in the control of swallowing. *The American Journal of Medicine*, 108(4), 79-86. [https://doi.org/10.1016/S0002-9343\(99\)00343-5](https://doi.org/10.1016/S0002-9343(99)00343-5)
- BUETTNER, A., BEER, A., HANNIG, C., & SETTLES, M. (2001). Observation of the swallowing process by application of videofluoroscopy and real-time magnetic resonance imaging-consequences for retronasal aroma stimulation. *Chemical Senses*, 26(9), 1211-1219. <https://doi.org/10.1093/chemse/26.9.1211>
- BULMER, J. M., EWERS, C., DRINNAN, M. J., & EWAN, V. C. (2021). Evaluation of Spontaneous Swallow Frequency in Healthy People and Those With, or at Risk of Developing, Dysphagia : A Review. *Gerontology & Geriatric Medicine*, 7, 23337214211041801. <https://doi.org/10.1177/23337214211041801>
- BÜRGIN, C., SIMMEN, P., GUPTA, N., SUTER, L., KREUZER, S., HAEBERLIN, A., SCHULZKE, S. M., TRACHSEL, D., NIEDERHAUSER, T., & JOST, K. (2022). Multichannel Esophageal Signals to Monitor Respiratory Rate in Preterm Infants. *Pediatric Research*, 91(3), 572-580. <https://doi.org/10.1038/s41390-021-01748-4>
- CALCAGNO, P., RUOPPOLO, G., GRASSO, M. G., DE VINCENTIIS, M., & PAOLUCCI, S. (2002). Dysphagia in multiple sclerosis – prevalence and prognostic factors. *Acta Neurologica Scandinavica*, 105(1), 40-43. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0404.2002.10062.x>
- CELESTE, M., AZADEH, K., SEJDIĆ, E., BERALL, G., & CHAU, T. (2012). Quantitative classification of pediatric swallowing through accelerometry. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 34. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-34>

- CHANCHOLLE, A. R. (1980). [Velo-pharyngo-facial myo-aponeurotic loops. Functional study]. *Annales de chirurgie plastique*, 25(2), 135-146.
- CHANG, W.-H., CHEN, M.-H., LIU, J.-F., CHUNG, W. L., CHIU, L.-L., & HUANG, Y.-F. (2023). Surface Electromyography for Evaluating the Effect of Aging on the Coordination of Swallowing Muscles. *Dysphagia*, 38(5), 1430-1439. <https://doi.org/10.1007/s00455-023-10572-3>
- CHENG, I., TAKAHASHI, K., MILLER, A., & HAMDY, S. (2022). Cerebral Control of Swallowing : An Update on Neurobehavioral Evidence. *Journal of the Neurological Sciences*, 442, 120434. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2022.120434>
- CHI-FISHMAN, G., & SONIES, B. C. (2002). Effects of Systematic Bolus Viscosity and Volume Changes on Hyoid Movement Kinematics. *Dysphagia*, 17(4), 278-287. <https://doi.org/10.1007/s00455-002-0070-7>
- CHIU, S. Y., NOZILE-FIRTH, K., KLASSEN, B. T., ADAMS, A., LEE, K., GOMPEL, J. J. V., & HASSAN, A. (2020). Ataxia and tolerance after thalamic deep brain stimulation for essential tremor. *Parkinsonism & Related Disorders*, 80, 47-53. <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2020.09.009>
- CHUA, D. M. N., & CHAN, K. M.-K. (2024). Cortical Activation during Swallowing Exercise Tasks : An fNIRS Pilot Study. *Dysphagia*. <https://doi.org/10.1007/s00455-024-10730-1>
- CICHERO, J. A. Y., LAM, P., STEELE, C. M., HANSON, B., CHEN, J., DANTAS, R. O., DUIVESTEIN, J., KAYASHITA, J., LECKO, C., MURRAY, J., PILLAY, M., RIQUELME, L., & STANSCHUS, S. (2017). Development of International Terminology and Definitions for Texture-Modified Foods and Thickened Fluids Used in Dysphagia Management : The IDDSI Framework. *Dysphagia*, 32(2), 293-314. <https://doi.org/10.1007/s00455-016-9758-y>
- CICHERO, J. A. Y., & MURDOCH, B. E. (2002). Acoustic Signature of the Normal Swallow : Characterization by Age, Gender, and Bolus Volume. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 111(7), 623-632. <https://doi.org/10.1177/000348940211100710>
- CICHERO, J. A., & MURDOCH, B. E. (2002). Detection of Swallowing Sounds : Methodology Revisited. *Dysphagia*, 17(1), 40-49. <https://doi.org/10.1007/s00455-001-0100-x>
- CLAUS, I., MUHLE, P., CZECHOWSKI, J., AHRING, S., LABEIT, B., SUNTRUP-KRUEGER, S., WIENDL, H., DZIEWAS, R., & WARNECKE, T. (2021). Expiratory Muscle Strength Training for Therapy of Pharyngeal Dysphagia in Parkinson's Disease. *Movement Disorders*, 36(8), 1815-1824. <https://doi.org/10.1002/mds.28552>
- CLAVÉ, P., DE KRAA, M., ARREOLA, V., GIRVENT, M., FARRÉ, R., PALOMERA, E., & SERRA-PRAT, M. (2006). The effect of bolus viscosity on swallowing function in neurogenic dysphagia. *Alimentary Pharmacology & Therapeutics*, 24(9), 1385-1394. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2036.2006.03118.x>
- COLEVAS, S. M., STATLER, L. N., JONES, C. A., & McCULLOCH, T. M. (2022). The Natural Swallow : Factors Affecting Subject Choice of Bolus Volume and Pharyngeal Swallow Parameters in a Self-Selected Swallow. *Dysphagia*, 37(5), 1172-1182. <https://doi.org/10.1007/s00455-021-10373-6>
- CONSTANTINESCU, G., HODGETTS, W., SCOTT, D., KUFFEL, K., KING, B., BRODT, C., & RIEGER, J. (2017). Electromyography and Mechanomyography Signals During Swallowing in Healthy Adults and Head and Neck Cancer Survivors. *Dysphagia*, 32(1), 90-103. <https://doi.org/10.1007/s00455-016-9742-6>
- CONSTANTINESCU, G., KUFFEL, K., AALTO, D., HODGETTS, W., & RIEGER, J. (2018). Evaluation of an Automated Swallow-Detection Algorithm Using Visual Biofeedback in Healthy Adults and Head and Neck Cancer Survivors. *Dysphagia*, 33(3), 345-357. <https://doi.org/10.1007/s00455-017-9859-2>

- CORREIA, J. M., CABALLERO-GAUDES, C., GUEDICHE, S., & CARREIRAS, M. (2020). Phonatory and articulatory representations of speech production in cortical and subcortical fMRI responses. *Scientific Reports*, 10(1), 4529. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-61435-y>
- COYLE, J. L., & SEJDIĆ, E. (2020). High-Resolution Cervical Auscultation and Data Science : New Tools to Address an Old Problem. *American Journal of Speech-Language Pathology*, 29, 992-1000. https://doi.org/10.1044/2020_AJSLP-19-00155
- CRARY, M. A., CARNABY (MANN), G. D., GROHER, M. E., & HELSETH, E. (2004). Functional Benefits of Dysphagia Therapy Using Adjunctive sEMG Biofeedback. *Dysphagia*, 19(3), 160-164. <https://doi.org/10.1007/s00455-004-0003-8>
- CRARY, M. A., & GROHER, M. E. (2000). Basic Concepts of Surface Electromyographic Biofeedback in the Treatment of Dysphagia : A Tutorial. *American Journal of Speech-Language Pathology*, 9(2), 116-125. <https://doi.org/10.1044/1058-0360.0902.116>
- CRESTANI, S., MOERMAN, M., & WOISARD, V. (2011). The "Deglutition Handicap Index" a Self-Adminitrated Dysphagia-Specific Quality of Life Questionnaire : Sensibility to Change. *Revue de laryngologie - otologie - rhinologie*, 132, 3-7.
- CUELLAR, M., HARKRIDER, A. W., JENSON, D., THORNTON, D., BOWERS, A., & SALTUKLAROGLU, T. (2016). Time-frequency analysis of the EEG mu rhythm as a measure of sensorimotor integration in the later stages of swallowing. *Clinical Neurophysiology*, 127(7), 2625-2635. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2016.04.027>
- DALMAZO, J., APRILE, L. R. O., & DANTAS, R. O. (2015). EFFECT OF SWALLOWED BOLUS VISCOSITY AND BODY POSITION ON ESOPHAGEAL TRANSIT, CONTRACTION AND PERCEPTION OF TRANSIT. *Arquivos de Gastroenterologia*, 52, 27-31. <https://doi.org/10.1590/S0004-28032015000100007>
- DAS, A., REDDY, N. P., & NARAYANAN, J. (2001). Hybrid Fuzzy Logic Committee Neural Networks for Recognition of Swallow Acceleration Signals. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 64(2), 87-99. [https://doi.org/10.1016/S0169-2607\(00\)00099-7](https://doi.org/10.1016/S0169-2607(00)00099-7)
- DE LUCA, C. J., DONALD GILMORE, L., KUZNETSOV, M., & ROY, S. H. (2010). Filtering the surface EMG signal : Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1573-1579. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.027>
- de ANDRADE, R. A., PERNAMBUCO, L. d. A., de ALMEIDA, A. N. S., MULATINHO, M. E. d. C. P., DOS SANTOS, E. N. F., & da SILVA, H. J. (2024). Methodological Procedures to Acquire and Analyze Ultrasound Images of Swallowing : A Scoping Review. *Dysphagia*. <https://doi.org/10.1007/s00455-024-10714-1>
- DEDRY, M., MARYN, Y., SZMALEC, A., LITH-BIJL, J. van, DRICOT, L., & DESUTER, G. (2024). Neural Correlates of Healthy Sustained Vowel Phonation Tasks : A Systematic Review and Meta-Analysis of Neuroimaging Studies. *Journal of Voice*, 38(4), 969.e5-969.e19. <https://doi.org/10.1016/j.jvoice.2022.02.008>
- DELMAS, J., RADULESCO, T., VAROQUAUX, A., THOMASSIN, J.-M., DESSI, P., & MICHEL, J. (2018). Anatomie Des Cavités Nasosinusiennes. *Oto-rhino-laryngologie*, 33(1), 1-20. [https://doi.org/10.1016/S0246-0351\(17\)46938-8](https://doi.org/10.1016/S0246-0351(17)46938-8)
- DELPY, D. T., COPE, M., ZEE, P. van der, ARRIDGE, S., WRAY, S., & WYATT, J. (1988). Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement. *Physics in Medicine & Biology*, 33(12), 1433. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/33/12/008>
- DESANLIS, J., GORDON, D., FRENCH, C., CALVEYRAC, C., COTTIN, F., & GERNIGON, M. (2024). Effects of Occlusion Pressure on Hemodynamic Responses Recorded by Near-Infrared Spectroscopy across Two Visits. *Frontiers in Physiology*, 15, 1441239. <https://doi.org/10.3389/fphys.2024.1441239>
- de SANTÉ, H. A. (2021). Fentes labiales et/ou palatines. Récupérée janvier 11, 2025, à partir de https://www.has-sante.fr/jcms/p_3301614/fr/fentes-labiales-et/ou-palatines

- DEVINSKY, O., MORRELL, M. J., & VOGT, B. A. (1995). Contributions of anterior cingulate cortex to behaviour. *Brain : A Journal of Neurology*, 118 (Pt 1), 279-306. <https://doi.org/10.1093/brain/118.1.279>
- DICK, T. E., OKU, Y., ROMANIUK, J. R., & CHERNIACK, N. S. (1993). Interaction between central pattern generators for breathing and swallowing in the cat. *The Journal of Physiology*, 465, 715. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1993.sp019702>
- DING, R., LARSON, C. R., LOGEMANN, J. A., & RADEMAKER, A. W. (2002). Surface Electromyographic and Electroglottographic Studies in Normal Subjects Under Two Swallow Conditions : Normal and During the Mendelsohn Manuever. *Dysphagia*, 17(1), 1-12. <https://doi.org/10.1007/s00455-001-0095-3>
- DONOHO, D. L., & JOHNSTONE, I. M. (1994). Ideal Spatial Adaptation by Wavelet Shrinkage. *Biometrika*, 81(3), 425-455. <https://doi.org/10.1093/biomet/81.3.425>
- DONOHO, D. (1995). De-Noising by Soft-Thresholding. *IEEE Transactions on Information Theory*, 41(3), 613-627. <https://doi.org/10.1109/18.382009>
- DONOHUE, C., KHALIFA, Y., MAO, S., PERERA, S., SEJDIĆ, E., & COYLE, J. L. (2021a). Establishing reference values for temporal kinematic swallow events across the lifespan in healthy community dwelling adults using high-resolution cervical auscultation. *Dysphagia*, 37(3), 664. <https://doi.org/10.1007/s00455-021-10317-0>
- DONOHUE, C., KHALIFA, Y., MAO, S., PERERA, S., SEJDIĆ, E., & COYLE, J. L. (2021b). Characterizing Swallows From People With Neurodegenerative Diseases Using High-Resolution Cervical Auscultation Signals and Temporal and Spatial Swallow Kinematic Measurements. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research : JSLHR*, 64(9), 3416. https://doi.org/10.1044/2021_JSLHR-21-00134
- DONOHUE, C., KHALIFA, Y., PERERA, S., SEJDIĆ, E., & COYLE, J. L. (2021). Characterizing Effortful Swallows from Healthy Community Dwelling Adults Across the Lifespan Using High-Resolution Cervical Auscultation Signals and MBSImP Scores : A Preliminary Study. *Dysphagia*, 37(5), 1103. <https://doi.org/10.1007/s00455-021-10368-3>
- DONOHUE, C., MAO, S., SEJDIĆ, E., & COYLE, J. L. (2020). Tracking Hyoid Bone Displacement During Swallowing Without Videofluoroscopy Using Machine Learning of Vibratory Signals. *Dysphagia*, 36(2), 259. <https://doi.org/10.1007/s00455-020-10124-z>
- DOTY, R. W. (1968). Neural Organization of Deglutition. *Motility*. Récupérée décembre 24, 2024, à partir de <https://cir.nii.ac.jp/crid/1570291225611886208>
- DU, Y., WEI, L., LU, Y., & GAO, H. (2022). The effects of different frequencies of repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS) on patients with swallowing disorders after cerebral infarction. *NeuroRehabilitation*, 50(1), 115-122. <https://doi.org/10.3233/NRE-210176>
- DUBIL, E. A., & MAGANN, E. F. (2013). Amniotic fluid as a vital sign for fetal wellbeing. *Australasian Journal of Ultrasound in Medicine*, 16(2), 62-70. <https://doi.org/10.1002/j.2205-0140.2013.tb00167.x>
- DUDIK, J. M., COYLE, J. L., EL-JAROUDI, A., MAO, Z.-H., SUN, M., & SEJDIĆ, E. (2018). Deep Learning for Classification of Normal Swallows in Adults. *Neurocomputing*, 285, 1-9. <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2017.12.059>
- DUDIK, J. M., COYLE, J. L., & SEJDIĆ, E. (2015). Dysphagia Screening : Contributions of Cervical Auscultation Signals and Modern Signal-Processing Techniques. *IEEE transactions on human-machine systems*, 45(4), 465-477. <https://doi.org/10.1109/THMS.2015.2408615>
- DUDIK, J. M., JESTROVIĆ, I., LUAN, B., COYLE, J. L., & SEJDIĆ, E. (2015). A Comparative Analysis of Swallowing Accelerometry and Sounds during Saliva Swallows. *BioMedical Engineering OnLine*, 14(1), 3. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-14-3>
- DUDIK, J. M., KUROSU, A., COYLE, J. L., & SEJDIĆ, E. (2015). A comparative analysis of DBSCAN, K-means, and quadratic variation algorithms for automatic identification of swallows

- from swallowing accelerometry signals. *Computers in Biology and Medicine*, 59, 10-18. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2015.01.007>
- DUDIK, J. M., KUROSU, A., COYLE, J. L., & SEJDIĆ, E. (2018). Dysphagia and Its Effects on Swallowing Sounds and Vibrations in Adults. *BioMedical Engineering OnLine*, 17. <https://doi.org/10.1186/s12938-018-0501-9>
- DWORKIN, J. P., MARUNICK, M. T., & KROUSE, J. H. (2004). Velopharyngeal Dysfunction. *Language, Speech, and Hearing Services in Schools*, 35(4), 333-352. [https://doi.org/10.1044/0161-1461\(2004/033\)](https://doi.org/10.1044/0161-1461(2004/033))
- DZIEWAS, R., SÖRÖS, P., ISHII, R., CHAU, W., HENNINGSEN, H., RINGELSTEIN, E., KNECHT, S., & PANTEV, C. (2003). Neuroimaging evidence for cortical involvement in the preparation and in the act of swallowing. *NeuroImage*, 20(1), 135-144. [https://doi.org/10.1016/S1053-8119\(03\)00285-4](https://doi.org/10.1016/S1053-8119(03)00285-4)
- DZIEWAS, R., SÖRÖS, P., ISHII, R., CHAU, W., HENNINGSEN, H., RINGELSTEIN, E. B., KNECHT, S., & PANTEV, C. (2005). Cortical Processing of Esophageal Sensation Is Related to the Representation of Swallowing. *Neuroreport*, 16(5), 439-443.
- DZIEWAS, R., TEISMANN, I. K., SUNTRUP, S., SCHIFFBAUER, H., STEINSTRÄETER, O., WARNECKE, T., RINGELSTEIN, E.-B., & PANTEV, C. (2009). Cortical compensation associated with dysphagia caused by selective degeneration of bulbar motor neurons. *Human Brain Mapping*, 30(4), 1352-1360. <https://doi.org/10.1002/hbm.20603>
- EL FASSI, N., GALLOIS, Y., CRESTANI, S., FICHAUX-BOURRIN, P., ORY, F., FABBRI, M., PAVY LE TRAON, A., & WOISARD, V. (2022). Pharyngolaryngeal semiology and prognostic factors in multiple system atrophy. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 279, 4473-4483. <https://doi.org/10.1007/s00405-022-07410-x>
- ENDO, H., OHMORI, N., CHIKAI, M., MIWA, H., & INO, S. (2020). Effects of age and gender on swallowing activity assessed by electromyography and laryngeal elevation. *Journal of Oral Rehabilitation*, 47(11), 1358-1367. <https://doi.org/10.1111/joor.13089>
- ERTEKIN, C., AYDOĞDU, I., YÜCEYAR, N., PEHLIVAN, M., ERTAŞ, M., ULUDAĞ, B., & CELEBI, G. (1997). Effects of bolus volume on oropharyngeal swallowing : An electrophysiologic study in man. *The American Journal of Gastroenterology*, 92(11), 2049-2053.
- ERTEKIN, C. (2011). Voluntary Versus Spontaneous Swallowing in Man. *Dysphagia*, 26(2), 183-192. <https://doi.org/10.1007/s00455-010-9319-8>
- ERTEKIN, C., KESKIN, A., KIYLIOĞLU, N., KIRAZLI, Y., ON, A. Y., TARLACI, S., & AYDOĞDU, I. (2001). The Effect of Head and Neck Positions on Oropharyngeal Swallowing : A Clinical and Electrophysiologic Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(9), 1255-1260. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.25156>
- ESCABASSE, V., BARTIER, S., & MORTUAIRE, G. (2023). Physiologie de La Muqueuse Respiratoire Rhinosinusienne. *Oto-rhino-laryngologie*, 38(1), 1-9. [https://doi.org/10.1016/S0246-0351\(22\)69760-5](https://doi.org/10.1016/S0246-0351(22)69760-5)
- ESLICK, G. D., & TALLEY, N. J. (2008). Dysphagia : Epidemiology, risk factors and impact on quality of life – a population-based study. *Alimentary Pharmacology & Therapeutics*, 27(10), 971-979. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2036.2008.03664.x>
- FABRE, M. P. (1957). Un Procédé Electrique Percutane d'inscription de l'accolement Glottique Au Cours de La Phonation ; Glottographie de Haute Fréquence. Premiers Resultats. *Bull Acad Nat Med*, 141, 66-69.
- FABRE, P. (1958). Etude Comparée Des Glottogrammes et Des Phonogrammes de La Voix Humaine. *Annuaire Oto-rhino Laryngologie*, 75, 767-775.
- FAKHRY, N., ROSSI, M.-E., & REYRE, A. (2014). Anatomie Descriptive, Radiologique et Endoscopique Du Pharynx. *Oto-rhino-laryngologie*, 29(2), 1-14. [https://doi.org/10.1016/S0246-0351\(13\)46979-9](https://doi.org/10.1016/S0246-0351(13)46979-9)

- FANTINI, S., & SASSAROLI, A. (2020). Frequency-Domain Techniques for Cerebral and Functional Near-Infrared Spectroscopy. *Frontiers in Neuroscience*, 14, 300. <https://doi.org/10.3389/fnins.2020.00300>
- FARNETI, D. (2014). The Instrumental Gold Standard : Fees. *Journal of Gastroenterology and Hepatology Research*, 3(10), 1281-1291-1291. <https://doi.org/10.6051/>
- FENG, H.-Y., ZHANG, P.-P., & WANG, X.-W. (2023). Presbyphagia : Dysphagia in the Elderly. *World Journal of Clinical Cases*, 11(11), 2363-2373. <https://doi.org/10.12998/wjcc.v11.i11.2363>
- FENG, S., SHEA, Q.-T.-K., NG, K.-Y., TANG, C.-N., KWONG, E., & ZHENG, Y. (2021). Automatic Hyoid Bone Tracking in Real-Time Ultrasound Swallowing Videos Using Deep Learning Based and Correlation Filter Based Trackers. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 21(11), 3712. <https://doi.org/10.3390/s21113712>
- FIELD, D., GARLAND, M., & WILLIAMS, K. (2003). Correlates of specific childhood feeding problems. *Journal of Paediatrics and Child Health*, 39(4), 299-304. <https://doi.org/10.1046/j.1440-1754.2003.00151.x>
- FOGARTY, M. J., MANTILLA, C. B., & SIECK, G. C. (2018). Breathing : Motor Control of Diaphragm Muscle. *Physiology*, 33(2), 113. <https://doi.org/10.1152/physiol.00002.2018>
- FOGARTY, M. J., & SIECK, G. C. (2020). Spinal cord injury and diaphragm neuromotor control. *Expert review of respiratory medicine*, 14(5), 453. <https://doi.org/10.1080/17476348.2020.1732822>
- FONTANA, J. M., MELO, P. L., & SAZONOV, E. S. (2011). Swallowing detection by sonic and subsonic frequencies : A comparison. *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 6890-6893. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091735>
- FUCHS, S., PETRONE, C., KRIVOKAPIC, J., & HOOLE, P. (2013). Acoustic and Respiratory Evidence for Utterance Planning in German. *Journal of Phonetics*, 41(1), 29-47. <https://doi.org/10.1016/j.wocn.2012.08.007>
- FUKUIKE, C., KODAMA, N., MANDA, Y., HASHIMOTO, Y., SUGIMOTO, K., HIRATA, A., PAN, Q., MAEDA, N., & MINAGI, S. (2015). A novel automated detection system for swallowing sounds during eating and speech under everyday conditions. *Journal of Oral Rehabilitation*, 42(5), 340-347. <https://doi.org/10.1111/joor.12264>
- GALLOIS, Y., NEVEU, F., GABAS, M., CORMARY, X., GAILLARD, P., VERIN, E., SPEYER, R., & WOISARD, V. (2022). Can Swallowing Cerebral Neurophysiology Be Evaluated during Ecological Food Intake Conditions? A Systematic Literature Review. *Journal of Clinical Medicine*, 11(18), 5480. <https://doi.org/10.3390/jcm11185480>
- GOGOLLA, N. (2017). The insular cortex. *Current Biology*, 27(12), R580-R586. <https://doi.org/10.1016/j.cub.2017.05.010>
- GOULD, W. J., & TANABE, M. (1975). The effect of anesthesia of the internal branch of the superior laryngeal nerve upon phonation : An aerodynamic study. *Folia Phoniatrica*, 27(5), 337-349. <https://doi.org/10.1159/000264005>
- GOURIN, C. G., STARMER, H. M., HERBERT, R. J., FRICK, K. D., FORASTIERE, A. A., QUON, H., EISELE, D. W., & DY, S. M. (2015). Quality of care and short- and long-term outcomes of laryngeal cancer care in the elderly. *The Laryngoscope*, 125(10), 2323-2329. <https://doi.org/10.1002/lary.25378>
- GRIFFIN, L., KAMARUNAS, E., KUO, C., & O'DONOGHUE, C. (2022). Comparing amplitudes of transcranial direct current stimulation (tDCS) to the sensorimotor cortex during swallowing. *Experimental Brain Research*, 240(6), 1811-1822. <https://doi.org/10.1007/s00221-022-06381-z>

- GUIU HERNANDEZ, E., GOZDZIKOWSKA, K., JONES, R. D., & HUCKABEE, M.-L. (2019). Pharyngeal Swallowing During Wake and Sleep. *Dysphagia*, 34(6), 916-921. <https://doi.org/10.1007/s00455-019-09989-6>
- GUO, J., CHEN, J., WANG, J., REN, G., TIAN, Q., & GUO, C. (2022). EMG-assisted forward dynamics simulation of subject-specific mandible musculoskeletal system. *Journal of Biomechanics*, 139, 111143. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111143>
- HAMDY, S., ROTHWELL, J. C., BROOKS, D. J., BAILEY, D., AZIZ, Q., & THOMPSON, D. G. (1999). Identification of the cerebral loci processing human swallowing with H2(15)O PET activation. *Journal of Neurophysiology*, 81(4), 1917-1926. <https://doi.org/10.1152/jn.1999.81.4.1917>
- HAMDY, S., AZIZ, Q., ROTHWELL, J. C., SINGH, K. D., BARLOW, J., HUGHES, D. G., TALLIS, R. C., & THOMPSON, D. G. (1996). The cortical topography of human swallowing musculature in health and disease. *Nature Medicine*, 2(11), 1217-1224. <https://doi.org/10.1038/nm1196-1217>
- HAMDY, S., MIKULIS, D. J., CRAWLEY, A., XUE, S., LAU, H., HENRY, S., & DIAMANT, N. E. (1999). Cortical Activation during Human Volitional Swallowing : An Event-Related fMRI Study. *American Journal of Physiology-Gastrointestinal and Liver Physiology*, 277(1), G219-G225. <https://doi.org/10.1152/ajpgi.1999.277.1.G219>
- HAMMOUDI, K., BOIRON, M., HERNANDEZ, N., BOBILLIER, C., & MORINIÈRE, S. (2014). Acoustic study of pharyngeal swallowing as a function of the volume and consistency of the bolus. *Dysphagia*, 29(4), 468-474. <https://doi.org/10.1007/s00455-014-9529-6>
- HASEGAWA, M., KUROSE, M., OKAMOTO, K., YAMADA, Y., TSUJIMURA, T., INOUE, M., SATO, T., NARUMI, T., FUJII, N., & YAMAMURA, K. (2018). Differential Response Pattern of Oropharyngeal Pressure by Bolus and Dry Swallows. *Dysphagia*, 33(1), 83-90. <https://doi.org/10.1007/s00455-017-9836-9>
- HASHIMOTO, H., HIRATA, M., TAKAHASHI, K., KAMEDA, S., KATSUTA, Y., YOSHIDA, F., HATTORI, N., YANAGISAWA, T., PALMER, J., OSHINO, S., YOSHIMINE, T., & KISHIMA, H. (2018). Non-invasive quantification of human swallowing using a simple motion tracking system. *Scientific Reports*, 8(1), 5095. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-23486-0>
- HASHIMOTO, H., TAKAHASHI, K., KAMEDA, S., YOSHIDA, F., MAEZAWA, H., OSHINO, S., TANI, N., KHOO, H. M., YANAGISAWA, T., YOSHIMINE, T., KISHIMA, H., & HIRATA, M. (2021a). Swallowing-related neural oscillation : An intracranial EEG study. *Annals of Clinical and Translational Neurology*, 8(6), 1224-1238. <https://doi.org/10.1002/acn3.51344>
- HASHIMOTO, H., TAKAHASHI, K., KAMEDA, S., YOSHIDA, F., MAEZAWA, H., OSHINO, S., TANI, N., KHOO, H. M., YANAGISAWA, T., YOSHIMINE, T., KISHIMA, H., & HIRATA, M. (2021b). Motor and sensory cortical processing of neural oscillatory activities revealed by human swallowing using intracranial electrodes. *iScience*, 24(7), 102786. <https://doi.org/10.1016/j.isci.2021.102786>
- HATTORI, S., NOZUE, S., IHARA, Y., & TAKAHASHI, K. (2022). A study of acoustic characteristics of voluntary expiratory sounds produced before and immediately after swallowing. *Scientific Reports*, 12(1), 765. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-04624-7>
- HE, F., HU, X., ZHU, C., LI, Y., & LIU, Y. (2022). Multi-Scale Spatial and Temporal Speech Associations to Swallowing for Dysphagia Screening. *IEEE/ACM Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, 30, 2888-2899. <https://doi.org/10.1109/TASLP.2022.3203235>
- HE, Q., PERERA, S., KHALIFA, Y., ZHANG, Z., MAHONEY, A. S., SABRY, A., DONOHUE, C., COYLE, J. L., & SEJDIĆ, E. (2019). The Association of High Resolution Cervical Auscultation Signal Features with Hyoid Bone Displacement during Swallowing. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 27(9), 1810-1816. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2019.2935302>

- HELLIWELL, K., HUGHES, V. J., BENNION, C. M., & MANNING-STANLEY, A. (2023). The Use of Videofluoroscopy (VFS) and Fiberoptic Endoscopic Evaluation of Swallowing (FEES) in the Investigation of Oropharyngeal Dysphagia in Stroke Patients : A Narrative Review. *Radiography*, 29(2), 284-290. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2022.12.007>
- HELOU, L. B., & DUM, R. P. (2023). Volitional inspiration is mediated by two independent output channels in the primary motor cortex. *Journal of Comparative Neurology*, 531(17), 1796-1811. <https://doi.org/10.1002/cne.25540>
- HERBST, C. T. (2020). Electroglottography - An Update. *Journal of Voice : Official Journal of the Voice Foundation*, 34(4), 503-526. <https://doi.org/10.1016/j.jvoice.2018.12.014>
- HERTZ-PANNIER, L., LEHÉRICY, S., CORDOLIANI, Y., LE BIHAN, D., MARSAULT, C., & BRUNELLE, F. (2000). [Brain functional MRI : physiological, technical, and methodological bases, and clinical applications]. *Journal de radiologie*, 81, 717-730.
- HIRAKI, K., YAMADA, Y., KUROSE, M., OFUSA, W., SUGIYAMA, T., & ISHIDA, R. (2017). Application of a barometer for assessment of oral functions : Donders space. *Journal of Oral Rehabilitation*, 44(1), 65-72. <https://doi.org/10.1111/joor.12456>
- HIRAOKA, K. (2004). Movement-Related Cortical Potentials Associated with Saliva and Water Bolus Swallowing. *Dysphagia*, 19(3). <https://doi.org/10.1007/s00455-004-0002-9>
- HOFFMANN, J., ROLDAN-VASCO, S., KRÜGER, K., NIEKIEL, F., HANSEN, C., MAETZLER, W., OROZCO-ARROYAVE, J. R., & SCHMIDT, G. (2023). Pilot Study : Magnetic Motion Analysis for Swallowing Detection Using MEMS Cantilever Actuators. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 23(7), 3594. <https://doi.org/10.3390/s23073594>
- HOLMES, M., AALTO, D., & CUMMINE, J. (2024). Opening the Dialogue : A Preliminary Exploration of Hair Color, Hair Cleanliness, Light, and Motion Effects on fNIRS Signal Quality. *PLOS ONE*, 19(5), e0304356. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0304356>
- HONDA, T., BABA, T., FUJIMOTO, K., GOTO, T., NAGAO, K., HARADA, M., HONDA, E., & ICHIKAWA, T. (2016). Characterization of Swallowing Sound : Preliminary Investigation of Normal Subjects. *PLOS ONE*, 11(12), e0168187. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0168187>
- HONDA, T., BABA, T., FUJIMOTO, K., NAGAO, K., TAKAHASHI, A., & ICHIKAWA, T. (2015). Swallowing Sound Waveform and Its Clinical Significance : Evaluation Using Ultrasonography. *Journal of Oral Health and Biosciences*, 28(1), 21-27. Récupérée octobre 12, 2024, à partir de <https://repo.lib.tokushima-u.ac.jp/109865>
- HUANG, Q., WANG, W., & ZHANG, Q. (2017). Your Glasses Know Your Diet : Dietary Monitoring Using Electromyography Sensors. *IEEE Internet of Things Journal*, 4(3), 705-712. <https://doi.org/10.1109/JIOT.2017.2656151>
- HUBER, J. E., DARLING, M., FRANCIS, E. J., & ZHANG, D. (2012). Impact of typical aging and Parkinson's disease on the relationship among breath pausing, syntax, and punctuation. *American Journal of Speech-Language Pathology*, 21(4), 368-379. [https://doi.org/10.1044/1058-0360\(2012/11-0059\)](https://doi.org/10.1044/1058-0360(2012/11-0059))
- HÜBL, N., RIEBOLD, B., SCHRAMM, D., & SEIDL, R. O. (2024). Differences in the swallowing process of newborns and healthy preterm infants : First results with a non-invasive bioimpedance and electromyography measurement system. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 281(2), 843-854. <https://doi.org/10.1007/s00405-023-08344-8>
- HUCKABEE, M. L., & CANNITO, M. P. (1999). Outcomes of Swallowing Rehabilitation in Chronic Brainstem Dysphagia : A Retrospective Evaluation. *Dysphagia*, 14(2), 93-109. <https://doi.org/10.1007/PL00009593>
- HUCKABEE, M.-L., DEECKE, L., CANNITO, M. P., GOULD, H. J., & MAYR, W. (2003). Cortical Control Mechanisms in Volitional Swallowing : The Bereitschaftspotential. *Brain Topography*, 16(1), 3-17. <https://doi.org/10.1023/A:1025671914949>

- HUMPHREY, S. P., & WILLIAMSON, R. T. (2001). A Review of Saliva : Normal Composition, Flow, and Function. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(2), 162-169. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.113778>
- HURI, M., DI TOMMASO, M., & SERAVALLI, V. (2023). Amniotic Fluid Disorders : From Prenatal Management to Neonatal Outcomes. *Children*, 10(3), 561. <https://doi.org/10.3390/children10030561>
- IADecOLA, C. (2017). The Neurovascular Unit Coming of Age : A Journey through Neurovascular Coupling in Health and Disease. *Neuron*, 96(1), 17-42. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2017.07.030>
- INOUE, K., YOSHIOKA, M., YAGI, N., NAGAMI, S., & OKU, Y. (2018). Using Machine Learning and a Combination of Respiratory Flow, Laryngeal Motion, and Swallowing Sounds to Classify Safe and Unsafe Swallowing. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(11), 2529-2541. <https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2807487>
- IZZETOGLU, M., BUNCE, S. C., IZZETOGLU, K., ONARAL, B., POURREZAEI & KAMBIZ. (2007). Functional Brain Imaging Using Near-Infrared Technology. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 26(4), 38-46. <https://doi.org/10.1109/EMEMB.2007.384094>
- JAFARI, S., PRINCE, R. A., KIM, D. Y., & PAYDARFAR, D. (2003). Sensory Regulation of Swallowing and Airway Protection : A Role for the Internal Superior Laryngeal Nerve in Humans. *The Journal of Physiology*, 550, 287-304. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2003.039966>
- JANCZEWSKI, W. A., & FELDMAN, J. L. (2005). Distinct rhythm generators for inspiration and expiration in the juvenile rat. *The Journal of Physiology*, 570, 407. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2005.098848>
- JAYASEKERAN, V., ROTHWELL, J., & HAMDY, S. (2011). Non-invasive magnetic stimulation of the human cerebellum facilitates cortico-bulbar projections in the swallowing motor system. *Neurogastroenterology and Motility*, 23(9), 831-e341. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2982.2011.01747.x>
- JEAN, A. (2001). Brain Stem Control of Swallowing : Neuronal Network and Cellular Mechanisms. *Physiological Reviews*, 81(2), 929-969. <https://doi.org/10.1152/physrev.2001.81.2.929>
- JEAN, A., & DALLAPORTA, M. (2013). Brainstem Control of Deglutition : Swallowing Pattern Generator. In R. SHAKER, P. C. BELAFSKY, G. N. POSTMA & C. EASTERLING (Éd.), *Principles of Deglutition* (p. 67-87). Springer New York. https://doi.org/10.1007/978-1-4614-3794-9_6
- JESTROVIĆ, I., COYLE, J. L., & SEJDIĆ, E. (2014). The effects of increased fluid viscosity on stationary characteristics of EEG signal in healthy adults. *Brain Research*, 1589, 45-53. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2014.09.035>
- JESTROVIĆ, I., COYLE, J. L., PERERA, S., & SEJDIĆ, E. (2016). Functional connectivity patterns of normal human swallowing : Difference among various viscosity swallows in normal and chin-tuck head positions. *Brain Research*, 1652, 158-169. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2016.09.041>
- JESTROVIĆ, I., COYLE, J. L., PERERA, S., & SEJDIĆ, E. (2018). Influence of attention and bolus volume on brain organization during swallowing. *Brain Structure and Function*, 223(2), 955-964. <https://doi.org/10.1007/s00429-017-1535-7>
- JESTROVIĆ, I., COYLE, J. L., & SEJDIĆ, E. (2015). Characterizing Functional Connectivity Patterns during Saliva Swallows in Different Head Positions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12(1), 61. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0049-x>
- JESTROVIĆ, I., DUDIK, J. M., LUAN, B., COYLE, J. L., & SEJDIĆ, E. (2013). The effects of increased fluid viscosity on swallowing sounds in healthy adults. *BioMedical Engineering OnLine*, 12(1), 90. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-12-90>

- JONES, E., SPEYER, R., KERTSCHER, B., DENMAN, D., SWAN, K., & CORDIER, R. (2018). Health-Related Quality of Life and Oropharyngeal Dysphagia : A Systematic Review. *Dysphagia*, 33(2), 141-172. <https://doi.org/10.1007/s00455-017-9844-9>
- KAATZKE-McDONALD, M. N., POST, E., & DAVIS, P. J. (1996). The effects of cold, touch, and chemical stimulation of the anterior faucial pillar on human swallowing. *Dysphagia*, 11(3), 198-206. <https://doi.org/10.1007/BF00366386>
- KALLAY, J. E., MAYR, U., & REDFORD, M. A. (2019). CHARACTERIZING THE COORDINATION OF SPEECH PRODUCTION AND BREATHING. *Proceedings of the ... International Congress of Phonetic Sciences. International Congress of Phonetic Sciences, 2019*, 1412. Récupérée octobre 23, 2024, à partir de <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6818725/>
- KAMARUNAS, E., MULHEREN, R., PALMORE, K., & LUDLOW, C. (2018). Timing of cortical activation during spontaneous swallowing. *Experimental Brain Research*, 236(2), 475-484. <https://doi.org/10.1007/s00221-017-5139-5>
- KANG, J., LU, J., GONG, S., YU, Y., GU, M., WU, S., TANG, M., & WEN, Y. (2024). Change of Cerebral Hemodynamic Signals during the Process of Swallowing Water, Acetic Acid Solution and Salt Solution in Healthy Adults : An fNIRS Study. *Journal of Integrative Neuroscience*, 23(9), 162. <https://doi.org/10.31083/j.jin2309162>
- KANTARCIGIL, C., KIM, M. K., CHANG, T., CRAIG, B. A., SMITH, A., LEE, C. H., & MALANDRAKI, G. A. (2020). Validation of a Novel Wearable Electromyography Patch for Monitoring Submental Muscle Activity During Swallowing : A Randomized Crossover Trial. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research : JSLHR*, 63(10), 3293-3310. https://doi.org/10.1044/2020_JSLHR-20-00171
- KANZAKI, H., WADA, S., KUMAZAWA, M., YAMADA, Y., SUDO, T., OZAWA, E., SEKO, T., AKAIKE, S., MURAKAMI, M., & OIKAWA, T. (2019). Mandibular Prognathism Attenuates Brain Blood Flow Induced by Chewing. *Scientific Reports*, 9(1), 19104.
- KARIYA, C., KANZAKI, H., KUMAZAWA, M., SAHARA, S., YOSHIDA, K., INAGAWA, Y., KOBAYASHI, F., & TOMONARI, H. (2024). Skeletal Anterior Open Bite Attenuates the Chewing-Related Increase in Brain Blood Flow. *Dentistry Journal*, 12(6), 161.
- KAZANCI, H. Ö., & CANPOLAT, M. (2015). Depth Normalization Algorithm for Continuous Wave Reflectance Diffuse Optical Tomography System.
- KENT, R. D., & ROBBINS, J. (2011). Introduction to the special issue, Integrative Neural Systems Underlying Vital Aerodigestive Tract Functions. *Head & Neck*, 33(S1), S1-S4. <https://doi.org/10.1002/hed.21900>
- KERN, M. K., JARADEH, S., ARNDORFER, R. C., & SHAKER, R. (2001). Cerebral cortical representation of reflexive and volitional swallowing in humans. *American Journal of Physiology. Gastrointestinal and Liver Physiology*, 280(3), G354-360. <https://doi.org/10.1152/ajpgi.2001.280.3.G354>
- KHALIFA, Y., COYLE, J. L., & SEJDIĆ, E. (2020). Non-invasive identification of swallows via deep learning in high resolution cervical auscultation recordings. *Scientific Reports*, 10, 8704. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-65492-1>
- KHALIFA, Y., DONOHUE, C., COYLE, J. L., & SEJDIĆ, E. (2021). Upper Esophageal Sphincter Opening Segmentation With Convolutional Recurrent Neural Networks in High Resolution Cervical Auscultation. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 25(2), 493-503. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2020.3000057>
- KHALIFA, Y., DONOHUE, C., COYLE, J. L., & SEJDIĆ, E. (2023). Autonomous swallow segment extraction using deep learning in neck-sensor vibratory signals from patients with dysphagia. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 27(2), 956. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2022.3224323>

- KHEDR, E., & TRAKHAN, M. (2001). Localization of diaphragm motor cortical representation and determination of corticodiaphragmatic latencies by using magnetic stimulation in normal adult human subjects. *European Journal of Applied Physiology*, 85(6), 560-566. <https://doi.org/10.1007/s004210100504>
- KIERNAN, J. A. (2012). Anatomy of the Temporal Lobe. *Epilepsy Research and Treatment*, 2012(1), 176157. <https://doi.org/10.1155/2012/176157>
- KNOLLHOFF, S. M., HANCOCK, A. S., BARRETT, T. S., & GILLAM, R. B. (2022). Cortical Activation of Swallowing Using fNIRS : A Proof of Concept Study with Healthy Adults. *Dysphagia*, 37(6), 1501-1510. <https://doi.org/10.1007/s00455-021-10403-3>
- KO, J. Y., KIM, H., JANG, J., LEE, J. C., & RYU, J. S. (2021). Electromyographic activation patterns during swallowing in older adults. *Scientific Reports*, 11(1), 5795. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-84972-6>
- KOB, M., & FRAUENRATH, T. (2009). A System for Parallel Measurement of Glottis Opening and Larynx Position. *Biomedical Signal Processing and Control*, 4(3), 221-228. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2009.03.004>
- KOBER, S. E., WOOD, G., KURZMANN, J., FRIEDRICH, E. V. C., STANGL, M., WIPPEL, T., VÄLJAMÄE, A., & NEUPER, C. (2014). Near-infrared spectroscopy based neurofeedback training increases specific motor imagery related cortical activation compared to sham feedback. *Biological Psychology*, 95, 21-30. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2013.05.005>
- KOBER, S., & WOOD, G. (2014). Changes in hemodynamic signals accompanying motor imagery and motor execution of swallowing : A near-infrared spectroscopy study. *NeuroImage*, 93, 1-10. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2014.02.019>
- KOBER, S. E. (2018). Hemodynamic signal changes during saliva and water swallowing : A near-infrared spectroscopy study. *Journal of Biomedical Optics*, 23(01), 1. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.23.1.015009>
- KOBER, S. E., BAUERNFEIND, G., WOLLER, C., SAMPL, M., GRIESHOFFER, P., NEUPER, C., & WOOD, G. (2015). Hemodynamic Signal Changes Accompanying Execution and Imagery of Swallowing in Patients with Dysphagia : A Multiple Single-Case Near-Infrared Spectroscopy Study. *Frontiers in Neurology*, 6. <https://doi.org/10.3389/fneur.2015.00151>
- KOBER, S. E., GRESSENBERGER, B., KURZMANN, J., NEUPER, C., & WOOD, G. (2015). Voluntary Modulation of Hemodynamic Responses in Swallowing Related Motor Areas : A Near-Infrared Spectroscopy-Based Neurofeedback Study. *PLOS ONE*, 10(11), e0143314. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0143314>
- KOBER, S. E., SPÖRK, R., BAUERNFEIND, G., & WOOD, G. (2019). Age-related differences in the within-session trainability of hemodynamic parameters : A near-infrared spectroscopy-based neurofeedback study. *Neurobiology of Aging*, 81, 127-137. <https://doi.org/10.1016/j.neurobiolaging.2019.05.022>
- KOGANEMARU, S., MIZUNO, F., TAKAHASHI, T., TAKEMURA, Y., IRISAWA, H., MATSUHASHI, M., MIMA, T., MIZUSHIMA, T., & KANSAKU, K. (2021). Event-Related Desynchronization and Corticomuscular Coherence Observed During Volitional Swallow by Electroencephalography Recordings in Humans. *Frontiers in Human Neuroscience*, 15. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2021.643454>
- KOHYAMA, K., HAYAKAWA, F., KAZAMI, Y., ISHIHARA, S., NAKAO, S., FUNAMI, T., & NISHINARI, K. (2015). Electromyographic texture characterization of hydrocolloid gels as model foods with varying mastication and swallowing difficulties. *Food Hydrocolloids*, 43, 146-152. <https://doi.org/10.1016/j.foodhyd.2014.05.016>
- KRISHNAN, G., & GOSWAMI, S. P. (2019). The Effect of Chin-Down Position and Bolus Volume on Swallow-Induced Respiratory Measures in Young Healthy Adults. *SN Comprehensive Clinical Medicine*, 1(12), 981-991. <https://doi.org/10.1007/s42399-019-00150-w>

- KUMAR, D., & PHILLIPS, S. F. (1989). Human myenteric plexus : Confirmation of unfamiliar structures in adults and neonates. *Gastroenterology*, 96(4), 1021-1028. [https://doi.org/10.1016/0016-5085\(89\)91619-3](https://doi.org/10.1016/0016-5085(89)91619-3)
- KUROSU, A., COYLE, J. L., DUDIK, J., & SEJDIC, E. (2018). Detection of swallow kinematic events from acoustic high resolution cervical auscultation signals in patients with stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 100(3), 501. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2018.05.038>
- KUSUHARA, T., NAKAMURA, T., SHIRAKAWA, Y., MORI, K., NAOMOTO, Y., & YAMAMOTO, Y. (2004). Impedance Pharyngography to Assess Swallowing Function. *Journal of International Medical Research*, 32(6), 608-616. <https://doi.org/10.1177/147323000403200605>
- KWONG, E., NG, K.-W. K., LEUNG, M.-T., & ZHENG, Y.-P. (2021). Application of Ultrasound Biofeedback to the Learning of the Mendelsohn Maneuver in Non-dysphagic Adults : A Pilot Study. *Dysphagia*, 36(4), 650-658. <https://doi.org/10.1007/s00455-020-10179-y>
- LABEIT, B., MUHLE, P., VON ITTER, J., SLAVIK, J., WOLLBRINK, A., SPORNS, P., RUSCHE, T., RUCK, T., HÜSING-KABAR, A., GELLNER, R., GROSS, J., WIRTH, R., CLAUS, I., WARNECKE, T., DZIEWAS, R., & SUNTRUP-KRUEGER, S. (2022). Clinical determinants and neural correlates of presbyphagia in community-dwelling older adults. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 14. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2022.912691>
- LAGARDE, M. L., KAMALSKI, D. M., & van den ENGEL-HOEK, L. (2016). The reliability and validity of cervical auscultation in the diagnosis of dysphagia : A systematic review. *Clinical Rehabilitation*, 30(2), 199-207. <https://doi.org/10.1177/0269215515576779>
- LAGIER, A., & LTAIEF-BOUDRIGUA, A. (2021). Anatomie Descriptive, Endoscopique et Radiologique Du Larynx. *Oto-rhino-laryngologie*, 36(1), 1-27. [https://doi.org/10.1016/S0246-0351\(20\)83832-X](https://doi.org/10.1016/S0246-0351(20)83832-X)
- LAGIER, A. (2019). *Toute l'anatomie pour l'orthophonie*. DE BOECK SUPERIEUR. Récupérée décembre 30, 2024, à partir de <https://orbi.uliege.be/handle/2268/257294>
- LAMBERT, J. H. (1760). *I. H. Lambert ... Photometria sive de mensura et gradibus luminis, colorum et umbrae*. Augustae Vindelicorum : sumptibus viduae Eberhardi Klett typis Christophori Petri Detleffsen, 1760. Récupérée décembre 7, 2024, à partir de http://archive.org/details/TO0E039861_TO0324_PNI-2733_000000
- LAMEKA, K., FARWELL, M. D., & ICHISE, M. (2016, janvier 1). Chapter 11 - Positron Emission Tomography. In J. C. MASDEU & R. G. GONZÁLEZ (Éd.), *Handbook of Clinical Neurology* (p. 209-227, T. 135). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-53485-9.00011-8>
- LANGMORE, S. E. (2003). Evaluation of oropharyngeal dysphagia : Which diagnostic tool is superior? *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery*, 11(6), 485-489.
- LEAR, C. S. C., FLANAGAN, J. B., & MOORREES, C. F. A. (1965). The Frequency of Deglutition in Man. *Archives of Oral Biology*, 10(1), 83-IN15. [https://doi.org/10.1016/0003-9969\(65\)90060-9](https://doi.org/10.1016/0003-9969(65)90060-9)
- LEE, J., BLAIN, S., CASAS, M., KENNY, D., BERALL, G., & CHAU, T. (2006). A radial basis classifier for the automatic detection of aspiration in children with dysphagia. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3(1), 14. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-14>
- LEE, J., CHAU, T., & STEELE, C. M. (2009). Effects of Age and Stimulus on Submental Mechanomyography Signals During Swallowing. *Dysphagia*, 24(3), 265-273. <https://doi.org/10.1007/s00455-008-9200-1>
- LEE, J., SEJDIĆ, E., STEELE, C. M., & CHAU, T. (2010). Effects of liquid stimuli on dual-axis swallowing accelerometry signals in a healthy population. *Biomedical Engineering Online*, 9, 7. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-9-7>
- LEE, J., STEELE, C. M., & CHAU, T. (2009). Swallow Segmentation with Artificial Neural Networks and Multi-Sensor Fusion. *Medical Engineering & Physics*, 31(9), 1049-1055. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.07.001>

- LEE, J., STEELE, C. M., & CHAU, T. (2011). Classification of Healthy and Abnormal Swallows Based on Accelerometry and Nasal Airflow Signals. *Artificial Intelligence in Medicine*, 52(1), 17-25. <https://doi.org/10.1016/j.artmed.2011.03.002>
- LEE, J., YAMATE, C., TAIRA, M., SHINODA, M., URATA, K., MARUNO, M., ITO, R., SAITO, H., GIONHAKU, N., IINUMA, T., & IWATA, K. (2018). Prefrontal cortex activity during swallowing in dysphagia patients. *Journal of Oral Science*, 60(3), 329-335. <https://doi.org/10.2334/josnusd.17-0238>
- LEE, K.-S. (2020). Joint Audio-Ultrasound Food Recognition for Noisy Environments. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 24(5), 1477-1489. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2019.2938627>
- LEE, K., NI, X., LEE, J. Y., ARAFA, H., PE, D. J., XU, S., AVILA, R., IRIE, M., LEE, J. H., EASTERLIN, R. L., KIM, D. H., CHUNG, H. U., OLABISI, O. O., GETANEH, S., CHUNG, E., HILL, M., BELL, J., JANG, H., LIU, C., ... ROGERS, J. A. (2020). Mechano-acoustic sensing of physiological processes and body motions via a soft wireless device placed at the suprasternal notch. *Nature Biomedical Engineering*, 4(2), 148-158. <https://doi.org/10.1038/s41551-019-0480-6>
- LESLIE, P., DRINNAN, M. J., FINN, P., FORD, G. A., & WILSON, J. A. (2004). Reliability and validity of cervical auscultation : A controlled comparison using videofluoroscopy. *Dysphagia*, 19(4), 231-240.
- LEVER, T. E., COX, K. T., HOLBERT, D., SHAHRIER, M., HOUGH, M., & KELLEY-SALAMON, K. (2007). The effect of an effortful swallow on the normal adult esophagus. *Dysphagia*, 22(4), 312-325. <https://doi.org/10.1007/s00455-007-9107-2>
- LI, Q., MINAGI, Y., ONO, T., CHEN, Y., HORI, K., FUJIWARA, S., & MAEDA, Y. (2017). The biomechanical coordination during oropharyngeal swallowing : An evaluation with a non-invasive sensing system. *Scientific Reports*, 7(1), 15165. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-15243-6>
- LIU, H., PENG, Y., LIU, Z., WEN, X., LI, F., ZHONG, L., RAO, J., LI, L., WANG, M., & WANG, P. (2022). Hemodynamic signal changes and swallowing improvement of repetitive transcranial magnetic stimulation on stroke patients with dysphagia : A randomized controlled study. *Frontiers in Neurology*, 13. <https://doi.org/10.3389/fneur.2022.918974>
- LOCH, W. E., LOCH, W. E., REIRIZ, H. M., & LOCH, M. H. (1982). Swallow apnea-rhinomanometric manifestation and classification. *Rhinology*, 20(4), 179-191.
- LOGAN, W. J., KAVANAGH, J. F., & WORNALL, A. W. (1967). Sonic correlates of human deglutition. *Journal of Applied Physiology*, 23(2), 279-284. <https://doi.org/10.1152/jap.1967.23.2.279>
- LOUCKS, T. M. J., POLETTI, C. J., SAXON, K. G., & LUDLOW, C. L. (2005). Laryngeal Muscle Responses to Mechanical Displacement of the Thyroid Cartilage in Humans. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 99(3), 922-930. <https://doi.org/10.1152/jap.2004.00402.2004>
- LUAN, B., SÖRÖS, P., & SEJDIĆ, E. (2013). A Study of Brain Networks Associated with Swallowing Using Graph-Theoretical Approaches. *PLoS ONE*, 8(8). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0073577>
- LUDLOW, C. L. (2005). Central nervous system control of the laryngeal muscles in humans. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 147(2-3), 205-222. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2005.04.015>
- LUDLOW, C. L. (2015). Central Nervous System Control of Voice and Swallowing : *Journal of Clinical Neurophysiology*, 32(4), 294-303. <https://doi.org/10.1097/WNP.0000000000000186>
- LUISIER, F., BLU, T., & UNSER, M. (2007). A New SURE Approach to Image Denoising : Interscale Orthonormal Wavelet Thresholding. *IEEE Transactions on Image Processing*, 16(3), 593-606. <https://doi.org/10.1109/TIP.2007.891064>

- LUTHER, R., & NIKOLOPULOS, A. (1913). Über Die Beziehungen Zwischen Den Absorptionsspektren Und Der Konstitution Der Komplexen Kobaltamminsalze. *Zeitschrift für Physikalische Chemie*, 82(1), 361-384.
- MA, J. K.-Y., & WRENCH, A. A. (2022). Automated assessment of hyoid movement during normal swallow using ultrasound. *International Journal of Language & Communication Disorders*, 57(3), 615-629. <https://doi.org/10.1111/1460-6984.12712>
- MA, X., PENG, Y., ZHONG, L., LI, F., TANG, Z., BAO, X., & CHEN, J. (2024). Hemodynamic Signal Changes during Volitional Swallowing in Dysphagia Patients with Different Unilateral Hemispheric Stroke and Brainstem Stroke : A near-Infrared Spectroscopy Study. *Brain Research Bulletin*, 207, 110880. <https://doi.org/10.1016/j.brainresbull.2024.110880>
- MACHADO, A., CAI, Z., VINCENT, T., PELLEGRINO, G., LINA, J.-M., KOBAYASHI, E., & GROVA, C. (2021). Deconvolution of hemodynamic responses along the cortical surface using personalized functional near infrared spectroscopy. *Scientific Reports*, 11(1), 5964. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-85386-0>
- MADEN, T., USGU, G., & TUNCER, A. (2022). Myotonometric comparison of sternocleidomastoideus and masseter muscles in multiple sclerosis patients with swallowing problem and healthy individuals. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 57. <https://doi.org/10.1016/j.msard.2021.103387>
- MAEDA, M., KADOKURA, M., AOKI, R., KOMATSU, N., KAWAKAMI, M., KOYAMA, Y., WATANABE, K., & NISHIYAMA, M. (2023). A Fiber-Optic Non-Invasive Swallowing Assessment Device Based on a Wearable Pressure Sensor. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 23(4), 2355. <https://doi.org/10.3390/s23042355>
- MAESHIMA, S., OSAWA, A., YAMANE, F., ISHIHARA, S., & TANAHASHI, N. (2014). Dysphagia Following Acute Thalamic Haemorrhage : Clinical Correlates and Outcomes. *European Neurology*, 71(3-4), 165-172. <https://doi.org/10.1159/000355477>
- MAGALHÃES, D. D. D. de, BANDEIRA, J. d. F., & PERNAMBUCO, L. (2023). Quantitative approach to analyze hyoid bone movement during swallowing by ultrasound : an integrative review. *CoDAS*, 35(4), e20220002. <https://doi.org/10.1590/2317-1782/20232022002pt>
- MAKEYEV, O., SAZONOV, E., SCHUCKERS, S., LOPEZ-MEYER, P., BAIDYK, T., MELANSON, E., & NEUMAN, M. (2009). Recognition of Swallowing Sounds Using Time-Frequency Decomposition and Limited Receptive Area Neural Classifier. In T. ALLEN, R. ELLIS & M. PETRIDIS (Éd.), *Applications and Innovations in Intelligent Systems XVI* (p. 33-46). Springer London. https://doi.org/10.1007/978-1-84882-215-3_3
- MALANDRAKI, G. A. (2023). Advances for Dysphagia in the Digital Age : Integrative Imaging and Wearable Technologies. *Folia Phoniatrica et Logopaedica*, 75(4), 208-218. <https://doi.org/10.1159/000531265>
- MALANDRAKI, G. A., & ARKENBERG, R. H. (2021). Advances in Swallowing Neurophysiology across Pediatric Development : Current Evidence and Insights. *Current physical medicine and rehabilitation reports*, 9(4), 267-276. <https://doi.org/10.1007/s40141-021-00334-3>
- MALANDRAKI, G. A., JOHNSON, S., & ROBBINS, J. (2011). Functional MRI of swallowing : From neurophysiology to neuroplasticity. *Head & Neck*, 33(S1), S14-S20. <https://doi.org/10.1002/hed.21903>
- MALANDRAKI, G. A., SUTTON, B. P., PERLMAN, A. L., KARAMPINOS, D. C., & CONWAY, C. (2009). Neural activation of swallowing and swallowing-related tasks in healthy young adults : An attempt to separate the components of deglutition. *Human Brain Mapping*, 30(10), 3209-3226. <https://doi.org/10.1002/hbm.20743>
- MANN, G., HANKEY, G. J., & CAMERON, D. (1999). Swallowing Function After Stroke. *Stroke*, 30(4), 744-748. <https://doi.org/10.1161/01.STR.30.4.744>

- MAO, S., SABRY, A., KHALIFA, Y., COYLE, J. L., & SEJDIĆ, E. (2020). Estimation of laryngeal closure duration during swallowing without invasive X-rays. *Future generations computer systems : FGCS*, 115, 610. <https://doi.org/10.1016/j.future.2020.09.040>
- MAO, S., ZHANG, Z., KHALIFA, Y., DONOHUE, C., COYLE, J. L., & SEJDIĆ, E. (2019). Neck Sensor-Supported Hyoid Bone Movement Tracking during Swallowing. *Royal Society Open Science*, 6(7), 181982. <https://doi.org/10.1098/rsos.181982>
- MARMOUSET, F., BOBILLIER, C., PICON, L., & MORINIÈRE, S. (2022). Physiologie de La Déglutition Normale. *Oto-rhino-laryngologie*, 37(4), 1-8. [https://doi.org/10.1016/S0246-0351\(22\)46594-9](https://doi.org/10.1016/S0246-0351(22)46594-9)
- MARTIN, R. E., GOODYEAR, B. G., GATI, J. S., & MENON, R. S. (2001). Cerebral Cortical Representation of Automatic and Volitional Swallowing in Humans. *Journal of Neurophysiology*, 85(2), 938-950. <https://doi.org/10.1152/jn.2001.85.2.938>
- MARTIN, R. E., KEMPPAINEN, P., MASUDA, Y., YAO, D., MURRAY, G. M., & SESSLE, B. J. (1999). Features of Cortically Evoked Swallowing in the Awake Primate (Macaca Fascicularis). *Journal of Neurophysiology*, 82(3), 1529-1541. <https://doi.org/10.1152/jn.1999.82.3.1529>
- MARTIN, R. E., MACINTOSH, B. J., SMITH, R. C., BARR, A. M., STEVENS, T. K., GATI, J. S., & MENON, R. S. (2004). Cerebral Areas Processing Swallowing and Tongue Movement Are Overlapping but Distinct : A Functional Magnetic Resonance Imaging Study. *Journal of Neurophysiology*, 92(4), 2428-2443. <https://doi.org/10.1152/jn.01144.2003>
- MARTIN-HARRIS, B. (2008). Clinical implications of respiratory–swallowing interactions. *Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery*, 16(3), 194. <https://doi.org/10.1097/MOO.0b013e3282febd4b>
- MARTIN-HARRIS, B., BRODSKY, M. B., MICHEL, Y., CASTELL, D. O., SCHLEICHER, M., SANDIDGE, J., MAXWELL, R., & BLAIR, J. (2008). MBS Measurement Tool for Swallow Impairment—MB-SImp : Establishing a Standard. *Dysphagia*, 23(4), 392. <https://doi.org/10.1007/s00455-008-9185-9>
- MATSUO, K., & PALMER, J. B. (2008). Anatomy and Physiology of Feeding and Swallowing – Normal and Abnormal. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, 19(4), 691-707. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2008.06.001>
- MATSUO, K., & PALMER, J. B. (2009). Coordination of Mastication, Swallowing and Breathing. *The Japanese dental science review*, 45(1), 31-40. <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2009.03.004>
- MATSUO, M., ISO, N., FUJIWARA, K., MORIUCHI, T., MATSUDA, D., MITSUNAGA, W., NAKASHIMA, A., & HIGASHI, T. (2021). Comparison of cerebral activation between motor execution and motor imagery of self-feeding activity. *Neural Regeneration Research*, 16(4), 778. <https://doi.org/10.4103/1673-5374.295333>
- MAYERHÖFER, T. G., PAHLOW, S., & POPP, J. (2020). The Bouguer-Ber-Lambert Law : Shining Light on the Obscure. *Chemphyschem*, 21(18), 2029-2046. <https://doi.org/10.1002/cphc.202000464>
- MAZZONE, S. B., MCGOVERN, A. E., YANG, S.-K., WOO, A., PHIPPS, S., ANDO, A., LEECH, J., & FARRELL, M. J. (2013). Sensorimotor circuitry involved in the higher brain control of coughing. *Cough (London, England)*, 9, 7. <https://doi.org/10.1186/1745-9974-9-7>
- MAZZONE, S. B., McLENNAN, L., MCGOVERN, A. E., EGAN, G. F., & FARRELL, M. J. (2007). Representation of Capsaicin-evoked Urge-to-Cough in the Human Brain Using Functional Magnetic Resonance Imaging. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 176(4), 327-332. <https://doi.org/10.1164/rccm.200612-1856OC>
- McCARTY, E. B., & CHAO, T. N. (2021). Dysphagia and Swallowing Disorders. *Medical Clinics of North America*, 105(5), 939-954. <https://doi.org/10.1016/j.mcna.2021.05.013>
- McFARLAND, D. H., & PAYDARFAR, D. (2011). Proceedings of the Integrative Neural Systems Underlying Vital Aerodigestive Tract Functions Conference, June 17–19, 2010 : Work

- group summary and call to action. *Head & Neck*, 33(S1), S54-S57. <https://doi.org/10.1002/hed.21908>
- McKAY, L. C., EVANS, K. C., FRACKOWIAK, R. S. J., & CORFIELD, D. R. (2003). Neural Correlates of Voluntary Breathing in Humans. *Journal of Applied Physiology*, 95(3), 1170-1178. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00641.2002>
- McKEOWN, M. J., TORPEY, D. C., & GEHM, W. C. (2002). Non-invasive monitoring of functionally distinct muscle activations during swallowing. *Clinical Neurophysiology*, 113(3), 354-366. [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(02\)00007-X](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(02)00007-X)
- McNULTY, J., de JAGER, K., LANCASHIRE, H. T., GRAVESTON, J., BIRCHALL, M., & VANHOESTENBERGHE, A. (2021). Prediction of Larynx Function Using Multichannel Surface EMG Classification. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, 3(4), 1032-1039. <https://doi.org/10.1109/TMRB.2021.3122966>
- MÉLOTTE, E., MAUDOUX, A., PANDA, R., KAUX, J.-F., LAGIER, A., HERR, R., BELORGEOT, M., LAUREYS, S., & GOSSERIES, O. (2023). Links Between Swallowing and Consciousness : A Narrative Review. *Dysphagia*, 38(1). <https://doi.org/10.1007/s00455-022-10452-2>
- MELTZER, S. J. (1897). A Further Experimental Contribution To The Knowledge Of The Mechanism Of Deglutition. *The Journal of Experimental Medicine*, 2(5), 453-464. <https://doi.org/10.1084/jem.2.5.453>
- MIALLAND, A., KINSIKLOUNON, B., TIAN, G., NOÛS, C., & BONVILAIN, A. (2022). Submental MechanoMyography (MMG) to Characterize the Swallowing Signature. *IRBM*, 43(5), 414-421. <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2021.05.001>
- MIALLAND, A., ATALLAH, I., & BONVILAIN, A. (2024). Stylohyoid and Posterior Digastric Recruitment Pattern Evaluation in Swallowing and Non-swallowing Tasks. *IRBM*, 45(2), 100823. <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2024.100823>
- MILLER, J. L., SONIES, B. C., & MACEDONIA, C. (2003). Emergence of oropharyngeal, laryngeal and swallowing activity in the developing fetal upper aerodigestive tract : An ultrasound evaluation. *Early Human Development*, 71(1), 61-87. [https://doi.org/10.1016/S0378-3782\(02\)00110-X](https://doi.org/10.1016/S0378-3782(02)00110-X)
- MOMOSE, T., NISHIKAWA, J., WATANABE, T., SASAKI, Y., SENDA, M., KUBOTA, K., SATO, Y., FUNAKOSHI, M., & MINAKUCHI, S. (1997). Effect of mastication on regional cerebral blood flow in humans examined by positron-emission tomography with ¹⁵O-labelled water and magnetic resonance imaging. *Archives of Oral Biology*, 42(1), 57-61. [https://doi.org/10.1016/s0003-9969\(96\)00081-7](https://doi.org/10.1016/s0003-9969(96)00081-7)
- MORINIÈRE, S., BOIRON, M., & BEUTTER, P. (2008). [Swallowing sound signal : description in normal and laryngectomized subjects]. *Annales D'oto-Laryngologie Et De Chirurgie Cervico Faciale : Bulletin De La Societe D'oto-Laryngologie Des Hopitaux De Paris*, 125(1), 1-10. <https://doi.org/10.1016/j.aorl.2007.10.004>
- MORINIÈRE, S., BEUTTER, P., & BOIRON, M. (2006). Sound component duration of healthy human pharyngoesophageal swallowing : A gender comparison study. *Dysphagia*, 21(3), 175-182. <https://doi.org/10.1007/s00455-006-9023-x>
- MORINIÈRE, S., BOIRON, M., BRUNEREAU, L., BEUTTER, P., & PATAT, F. (2011). Pharyngeal swallowing sound profile assessed after partial and total laryngectomy. *Dysphagia*, 26(4), 366-373. <https://doi.org/10.1007/s00455-010-9322-0>
- MOSIER, K., PATEL, R., LIU, W.-C., KALNIN, A., MALDJIAN, J., & BAREDES, S. (1999). Cortical Representation of Swallowing in Normal Adults : Functional Implications. *The Laryngoscope*, 109(9), 1417-1423. <https://doi.org/10.1097/00005537-199909000-00011>
- MOTCH PERRINE, S. M., WU, M., HOLMES, G., BJORK, B. C., JABS, E. W., & RICHTSMEIER, J. T. (2020). Phenotypes, Developmental Basis, and Genetics of Pierre Robin Complex. *Journal of Developmental Biology*, 8(4), 30. <https://doi.org/10.3390/jdb8040030>

- MOURÃO, L. F., FRIEL, K. M., SHEPPARD, J. J., KUO, H.-C., LUCHESI, K. F., GORDON, A. M., & MALANDRAKI, G. A. (2017). The Role of the Corpus Callosum in Pediatric Dysphagia : Preliminary Findings from a Diffusion Tensor Imaging Study in Children with Unilateral Spastic Cerebral Palsy. *Dysphagia*, 32(5), 703-713. <https://doi.org/10.1007/s00455-017-9816-0>
- MOVAHEDI, F., KUROSU, A., COYLE, J. L., PERERA, S., & SEJDIĆ, E. (2017a). Anatomical Directional Dissimilarities in Tri-axial Swallowing Accelerometry Signals. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(5), 447-458. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2016.2577882>
- MOVAHEDI, F., KUROSU, A., COYLE, J. L., PERERA, S., & SEJDIĆ, E. (2017b). A Comparison between Swallowing Sounds and Vibrations in Patients with Dysphagia. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 144, 179-187. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2017.03.009>
- MÜCKE, D., HERMES, A., ROETTGER, T. B., BECKER, J., NIEMANN, H., DEMBEK, T. A., TIMMERMANN, L., VISSER-VANDEWALLE, V., FINK, G. R., GRICE, M., & BARBE, M. T. (2018). The effects of Thalamic Deep Brain Stimulation on speech dynamics in patients with Essential Tremor : An articulo-graphic study. *PLOS ONE*, 13(1), e0191359. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0191359>
- MULHEREN, R. W., KAMARUNAS, E., & LUDLOW, C. L. (2016). Sour Taste Increases Swallowing and Prolongs Hemodynamic Responses in the Cortical Swallowing Network. *Journal of Neurophysiology*, 116(5), 2033-2042. <https://doi.org/10.1152/jn.00130.2016>
- MURAKAMI, C., SASAKI, M., SHIMODA, S., & TAMADA, Y. (2023). Quantification of the Swallowing Mechanism Through Muscle Synergy Analysis. *Dysphagia*, 38(3), 973-989. <https://doi.org/10.1007/s00455-022-10523-4>
- MURRAY, C. J. L., & LOPEZ, A. D. (1997). Mortality by cause for eight regions of the world : Global Burden of Disease Study. *THE LANCET*, 349.
- MURRAY, K. L., WONG, S. M., & KAMARUNAS, E. (2024). Short-term cortical activation changes associated with postural compensation in swallowing. *Experimental Brain Research*, 242(11), 2623-2631. <https://doi.org/10.1007/s00221-024-06928-2>
- NAMASIVAYAM-MACDONALD, A. M., BURNETT, L., NAGY, A., WAITO, A. A., & STEELE, C. M. (2017). Effects of Tongue Strength Training on Mealtime Function in Long-Term Care. *American Journal of Speech-Language Pathology*, 26(4), 1213-1224. https://doi.org/10.1044/2017_AJSLP-16-0186
- NATTA, L., GUIDO, F., ALGIERI, L., MASTRONARDI, V. M., RIZZI, F., SCARPA, E., QUALTIERI, A., TODARO, M. T., SALLUSTIO, V., & DE VITTORIO, M. (2021). Conformable AlN Piezoelectric Sensors as a Non-invasive Approach for Swallowing Disorder Assessment. *ACS Sensors*, 6(5), 1761-1769. <https://doi.org/10.1021/acssensors.0c02339>
- NEDERKOORN, C., SMULDERS, F., & JANSSEN, A. (1999). Recording of Swallowing Events Using Electromyography as a Non-invasive Measurement of Salivation. *Appetite*, 33(3), 361-369. <https://doi.org/10.1006/appe.1999.0268>
- NEKL, C. G., LINTZENICH, C. R., LENG, X., LEVER, T., & BUTLER, S. G. (2012). Effects of Effortful Swallow on Esophageal Function in Healthy Adults. *Neurogastroenterology and motility : the official journal of the European Gastrointestinal Motility Society*, 24(3), 252-e108. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2982.2011.01864.x>
- NEMOTO, E. M. (2021). Near-Infrared Spectroscopy (NIRS) of Muscle HbO₂ and MbO₂ Desaturation During Exercise. In *Oxygen Transport to Tissue XLII* (p. 83-86). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-48238-1_13
- NETTER, F. H. (2012, janvier 30). *Atlas d'anatomie humaine*. Elsevier Masson.
- NG, K. B., GUIU HERNANDEZ, E., ERFMANN, K. L. C., JONES, R. D., MACRAE, P., & HUCKABEE, M.-L. (2022). Effect of Volitional Effort on Submental Surface Electromyographic Activity

- During Healthy Swallowing. *Dysphagia*, 37(2), 297-306. <https://doi.org/10.1007/s00455-021-10278-4>
- NICHOLLS, B., ANG, C. S., KANJO, E., SIRIARAYA, P., MIRZAEI BAFTI, S., YEO, W.-H., & TSANAS, A. (2022). An EMG-based Eating Behaviour Monitoring system with haptic feedback to promote mindful eating. *Computers in Biology and Medicine*, 149, 106068. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2022.106068>
- NIKJOO, M. S., STEELE, C. M., SEJDIĆ, E., & CHAU, T. (2011). Automatic discrimination between safe and unsafe swallowing using a reputation-based classifier. *BioMedical Engineering OnLine*, 10, 100. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-10-100>
- NISHIYORI, R. (2016). fNIRS : An Emergent Method to Document Functional Cortical Activity during Infant Movements. *Frontiers in Psychology*, 7, 533. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2016.00533>
- NONAKA, T., YOSHIDA, M., YAMAGUCHI, T., UCHIDA, A., OHBA, H., OKA, S., & NAKAJIMA, I. (2009). Contingent negative variations associated with command swallowing in humans. *Clinical Neurophysiology*, 120(10), 1845-1851. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2009.06.029>
- NORDIO, S., ARCARA, G., BERTA, G., DELLAI, A., BRISOTTO, C., KOCH, I., CAZZADOR, D., ASPIDISTRIA, M., VENTURA, L., TUROLLA, A., D'IMPERIO, D., & BATTEL, I. (2022). Biofeedback as an Adjunctive Treatment for Post-stroke Dysphagia : A Pilot-Randomized Controlled Trial. *Dysphagia*, 37(5), 1207-1216. <https://doi.org/10.1007/s00455-021-10385-2>
- OFUSA, W., YAMADA, Y., ISHIDA, R., OHKUBO, M., HIGASHIKAWA, A., KIMURA, M., & SHIBUKAWA, Y. (2020). Use of Barometric Pressure and Electromyography Measurement Techniques to Elucidate the Mechanisms by Which Bolus Passes from the Oral Cavity to the Oropharynx during Swallowing. *Physiology & Behavior*, 226, 113115. <https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2020.113115>
- OHASHI, M., AOYAGI, Y., ITO, S., KAGAYA, H., HIRATA, M., & NAKATA, S. (2023). Comparison of electromyography, sound, bioimpedance, and high-resolution manometry for differentiating swallowing and vocalization events. *Medical Engineering & Physics*, 115, 103980. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2023.103980>
- ONOZUKA, M., FUJITA, M., WATANABE, K., HIRANO, Y., NIWA, M., NISHIYAMA, K., & SAITO, S. (2002). Mapping brain region activity during chewing : A functional magnetic resonance imaging study. *Journal of Dental Research*, 81(11), 743-746. <https://doi.org/10.1177/0810743>
- PAL, A., WILLIAMS, R. B., COOK, I. J., & BRASSEUR, J. G. (2003). Intrabolus Pressure Gradient Identifies Pathological Constriction in the Upper Esophageal Sphincter during Flow. *American Journal of Physiology-Gastrointestinal and Liver Physiology*, 285(5), G1037-G1048. <https://doi.org/10.1152/ajpgi.00030.2003>
- PALMER, P. M., LUSCHEI, E. S., JAFFE, D., & MCCULLOCH, T. M. (1999). Contributions of Individual Muscles to the Submental Surface Electromyogram During Swallowing. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 42(6), 1378-1391. <https://doi.org/10.1044/jslhr.4206.1378>
- PAN, Q., MAEDA, N., MANDA, Y., KODAMA, N., & MINAGI, S. (2016). Validation of the optimal site in the neck region for detecting swallowing sounds. *Journal of Oral Rehabilitation*, 43(11), 840-846. <https://doi.org/10.1111/joor.12440>
- PANARA, K., RAMEZANPOUR AHANGAR, E., & PADALIA, D. (2024). Physiology, Swallowing. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. Récupérée décembre 23, 2024, à partir de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK541071/>
- PARK, B.-H., SEO, J.-H., KO, M.-H., & PARK, S.-H. (2013). Effect of 45° reclining sitting posture on swallowing in patients with dysphagia. *Yonsei Medical Journal*, 54(5), 1137-1142. <https://doi.org/10.3349/ymj.2013.54.5.1137>

- PARK, D., LEE, H. H., LEE, S. T., OH, Y., LEE, J. C., NAM, K. W., & RYU, J. S. (2017). Normal Contractile Algorithm of Swallowing Related Muscles Revealed by Needle EMG and Its Comparison to Videofluoroscopic Swallowing Study and High Resolution Manometry Studies : A Preliminary Study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 36, 81-89. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.07.007>
- PARK, J.-W., SIM, G.-J., KIM, H.-J., YEO, J.-S., HONG, H.-J., & KWON, B. S. (2017). Changes of cortical activation in swallowing following high frequency repetitive transcranial magnetic stimulation in older adults. *Neurogastroenterology and Motility : The Official Journal of the European Gastrointestinal Motility Society*, 29(11). <https://doi.org/10.1111/nmo.13123>
- PENFIELD, W., & BOLDREY, E. (1937). Somatic Motor and Sensory Representation in the Cerebral Cortex of Man as Studied by Electrical Stimulation. *Brain*, 60(4), 389-443. <https://doi.org/10.1093/brain/60.4.389>
- PENFIELD, W., & RASMUSSEN, T. (1950). The Cerebral Cortex of Man; a Clinical Study of Localization of Function.
- PENG, C.-H., & PAULOSKI, B. R. (2023). Ultrasonography as Biofeedback to Increase Muscle Activation During the Mendelsohn Maneuver in Healthy Adults. *Dysphagia*, 38(4), 1156-1168. <https://doi.org/10.1007/s00455-022-10542-1>
- PINTI, P., TACHTSIDIS, I., HAMILTON, A., HIRSCH, J., AICHELBERG, C., GILBERT, S., & BURGESS, P. W. (2020). The present and future use of functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) for cognitive neuroscience. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1464(1), 5-29. <https://doi.org/10.1111/nyas.13948>
- PITTS, T., ROSE, M. J., MORTENSEN, A. N., POLIACEK, I., SAPIENZA, C. M., LINDSEY, B. G., MORRIS, K. F., DAVENPORT, P. W., & BOLSER, D. C. (2013). Coordination of cough and swallow : A meta-behavioral response to aspiration. *Respiratory physiology & neurobiology*, 189(3), 10.1016/j.resp.2013.08.009. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2013.08.009>
- RADFORD, K., TAYLOR, R. C., HALL, J. G., & GICK, B. (2019). Aerodigestive and communicative behaviors in anencephalic and hydranencephalic infants. *Birth Defects Research*, 111(2), 41-52. <https://doi.org/10.1002/bdr2.1424>
- RAHIM, I., NAPOLITANO, A., BURD, C., & LINGAM, R. K. (2023). Imaging of Pharyngeal Pathology. *The British Journal of Radiology*, 96(1149), 20230046. <https://doi.org/10.1259/bjr.20230046>
- RAOL, N., & HARTNICK, C. J. (2015). Anatomy and Physiology of Velopharyngeal Closure and Insufficiency. In N. RAOL & C. HARTNICK (Éd.), *Advances in Oto-Rhino-Laryngology* (p. 1-6, T. 76). S. Karger AG. <https://doi.org/10.1159/000368003>
- RAYNEAU, P., BOUTELOUP, R., ROUF, C., MAKRI, P., & MORINIERE, S. (2021). Automatic Detection and Analysis of Swallowing Sounds in Healthy Subjects and in Patients with Pharyngolaryngeal Cancer. *Dysphagia*, 36(6), 984-992. <https://doi.org/10.1007/s00455-020-10225-9>
- REBRION, C., ZHANG, Z., KHALIFA, Y., RAMADAN, M., KUROSU, A., COYLE, J. L., PERERA, S., & SEJDIĆ, E. (2018). High-Resolution Cervical Auscultation Signal Features Reflect Vertical and Horizontal Displacements of the Hyoid Bone During Swallowing. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 7, 1800109. <https://doi.org/10.1109/JTEHM.2018.2881468>
- RESTREPO-AGUDELO, S., ROLDAN-VASCO, S., RAMIREZ-ARBELAEZ, L., CADAVID-ARBOLEDA, S., PEREZ-GIRALDO, E., & OROZCO-DUQUE, A. (2017). Improving surface EMG burst detection in infrahyoid muscles during swallowing using digital filters and discrete wavelet analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 35, 1-8. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.05.001>
- REYNOLDS, E. W., VICE, F. L., BOSMA, J. F., & GEWOLB, I. H. (2002). Cervical accelerometry in preterm infants. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 44(9), 587-592. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2002.tb00843.x>

- REYNOLDS, E. W., VICE, F. L., & GEWOLB, I. H. (2003). Cervical accelerometry in preterm infants with and without bronchopulmonary dysplasia. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 45(7), 442-446. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2003.tb00938.x>
- REYNOLDS, E. W., VICE, F. L., & GEWOLB, I. H. (2009). Variability of swallow-associated sounds in adults and infants. *Dysphagia*, 24(1), 13-19. <https://doi.org/10.1007/s00455-008-9160-5>
- RICHARDS, W. G., & SUGARBAKER, D. J. (1995). Neuronal control of esophageal function. *Chest Surgery Clinics of North America*, 5(1), 157-171.
- ROCHE-LABARBE, N., WALLOIS, F., PONCHEL, E., KONGOLO, G., & GREBE, R. (2007). Coupled Oxygenation Oscillation Measured by NIRS and Intermittent Cerebral Activation on EEG in Premature Infants. *NeuroImage*, 36(3), 718-727. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2007.04.002>
- ROCHE-LABARBE, N., FENOGLIO, A., RADHAKRISHNAN, H., KOCIENSKI-FILIP, M., CARP, S. A., DUBB, J., BOAS, D. A., GRANT, P. E., & FRANCESCHINI, M. A. (2014). Somatosensory Evoked Changes in Cerebral Oxygen Consumption Measured Non-Invasively in Premature Neonates. *NeuroImage*, 85, 279-286. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.01.035>
- ROCHE-LABARBE, N., CARP, S. A., SUROVA, A., PATEL, M., BOAS, D. A., GRANT, P. E., & FRANCESCHINI, M. A. (2010). Noninvasive optical measures of CBV, StO₂, CBF index, and rCMRO₂ in human premature neonates' brains in the first six weeks of life. *Human Brain Mapping*, 31(3), 341-352. <https://doi.org/10.1002/hbm.20868>
- ROLDAN-VASCO, S., OROZCO-DUQUE, A., & OROZCO-ARROYAVE, J. R. (2023). Swallowing Disorders Analysis Using Surface EMG Biomarkers and Classification Models. *Digital Signal Processing*, 133, 103815. <https://doi.org/10.1016/j.dsp.2022.103815>
- ROLDAN-VASCO, S., RESTREPO-URIBE, J. P., OROZCO-DUQUE, A., SUAREZ-ESCUADERO, J. C., & OROZCO-ARROYAVE, J. R. (2023). Analysis of Electrophysiological and Mechanical Dimensions of Swallowing by Non-Invasive Biosignals. *Biomedical Signal Processing and Control*, 82, 104533. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2022.104533>
- ROMAN, S., DAMON, H., PELLISSIER, P. E., & MION, F. (2010). Does body position modify the results of oesophageal high resolution manometry? *Neurogastroenterology & Motility*, 22(3), 271-275. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2982.2009.01416.x>
- ROMMEL, N., DE MEYER, A.-M., FEENSTRA, L., & VEEREMAN-WAUTERS, G. (2003). The complexity of feeding problems in 700 infants and young children presenting to a tertiary care institution. *Journal of Pediatric Gastroenterology and Nutrition*, 37(1), 75-84. <https://doi.org/10.1097/00005176-200307000-00014>
- RONG, P., & PATTEE, G. L. (2022). A multidimensional facial surface EMG analysis for objective assessment of bulbar involvement in amyotrophic lateral sclerosis. *Clinical Neurophysiology : Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 135, 74-84. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2021.11.074>
- ROSS, M. G., & NIJLAND, M. J. (1997). Fetal swallowing : Relation to amniotic fluid regulation. *Clinical Obstetrics and Gynecology*, 40(2), 352-365. <https://doi.org/10.1097/00003081-199706000-00011>
- ROSSINI, P. M., CALAUTTI, C., PAURI, F., & BARON, J.-C. (2003). Post-stroke plastic reorganisation in the adult brain. *The Lancet Neurology*, 2(8), 493-502. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(03\)00485-X](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(03)00485-X)
- SABRY, A., MAHONEY, A. S., MAO, S., KHALIFA, Y., SEJDIĆ, E., & COYLE, J. L. (2020). Automatic Estimation of Laryngeal Vestibule Closure Duration Using High- Resolution Cervical Auscultation Signals. *Perspectives of the ASHA special interest groups*, 5(6), 1647. https://doi.org/10.1044/2020_persp-20-00073
- SAITO, N., OGAWA, T., SHIRAISHI, N., KOIDE, R., KOMINE, H., YOKOYAMA, M., HANAWA, S., & SASAKI, K. (2024). Difference in the Electromyographic Behavior of the Masticatory and Swallowing

- Muscles During Cued Versus Spontaneous Swallowing. *Dysphagia*, 39(3), 398-406. <https://doi.org/10.1007/s00455-023-10621-x>
- SAKAUE, T., TSUTSUI, A., TOGO, S., TAKEDA, T., NAKAJIMA, K., & FUKUDA, K. (2024). Effects of Different Gum Hardness on Masseter Muscle Activity During Gum Chewing : An NIRS Oximetry Study. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 1463, 341-345. https://doi.org/10.1007/978-3-031-67458-7_55
- SANTAMATO, A., PANZA, F., SOLFRIZZI, V., RUSSO, A., FRISARDI, V., MEGNA, M., RANIERI, M., & FIORE, P. (2009). Acoustic analysis of swallowing sounds : A new technique for assessing dysphagia. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41(8), 639-645. <https://doi.org/10.2340/16501977-0384>
- SARRAF SHIRAZI, S., & MOUSSAVI, Z. (2012). Silent Aspiration Detection by Breath and Swallowing Sound Analysis. *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2599-2602. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346496>
- SASEGBON, A., & HAMDY, S. (2017). The anatomy and physiology of normal and abnormal swallowing in oropharyngeal dysphagia. *Neurogastroenterology & Motility*, 29(11), e13100. <https://doi.org/10.1111/nmo.13100>
- SASEGBON, A., & HAMDY, S. (2023). The Role of the Cerebellum in Swallowing. *Dysphagia*, 38(2), 497-509. <https://doi.org/10.1007/s00455-021-10271-x>
- SASEGBON, A., NIZIOLEK, N., ZHANG, M., SMITH, C. J., BATH, P. M., ROTHWELL, J., & HAMDY, S. (2021). The Effects of Midline Cerebellar rTMS on Human Pharyngeal Cortical Activity in the Intact Swallowing Motor System. *The Cerebellum*, 20(1), 101-115. <https://doi.org/10.1007/s12311-020-01191-x>
- SASEGBON, A., SMITH, C. J., BATH, P., ROTHWELL, J., & HAMDY, S. (2020). The effects of unilateral and bilateral cerebellar rTMS on human pharyngeal motor cortical activity and swallowing behavior. *Experimental Brain Research*, 238(7-8), 1719-1733. <https://doi.org/10.1007/s00221-020-05787-x>
- SATO, K. (2020). Does our swallow go to sleep? Changes in swallow function during sleep and implications for symptoms. *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery*, 28(6), 392-400. <https://doi.org/10.1097/MOO.0000000000000670>
- SATOW, T., IKEDA, A., YAMAMOTO, J.-i., BEGUM, T., THUY, D. H. D., MATSUHASHI, M., MIMA, T., NAGAMINE, T., BABA, K., MIHARA, T., INOUE, Y., MIYAMOTO, S., HASHIMOTO, N., & SHIBASAKI, H. (2004). Role of Primary Sensorimotor Cortex and Supplementary Motor Area in Volitional Swallowing : A Movement-Related Cortical Potential Study. *American Journal of Physiology-Gastrointestinal and Liver Physiology*, 287(2), G459-G470. <https://doi.org/10.1152/ajpgi.00323.2003>
- SHECKLMANN, M., MANN, A., LANGGUTH, B., EHLIS, A.-C., FALLGATTER, A. J., & HAEUSSINGER, F. B. (2017). The Temporal Muscle of the Head Can Cause Artifacts in Optical Imaging Studies with Functional Near-Infrared Spectroscopy. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11, 456. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00456>
- SCHOLKMANN, F., KLEISER, S., METZ, A. J., ZIMMERMANN, R., MATA PAVIA, J., WOLF, U., & WOLF, M. (2014). A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology. *NeuroImage*, 85, 6-27. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.05.004>
- SCHOLKMANN, F., & WOLF, M. (2013). General Equation for the Differential Pathlength Factor of the Frontal Human Head Depending on Wavelength and Age. *Journal of Biomedical Optics*, 18(10), 105004. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.18.10.105004>
- SCHWARTZ, R., KHALIFA, Y., LUCATORTO, E., PERERA, S., COYLE, J., & SEJDIC, E. (2022). A Preliminary Investigation of Similarities of High Resolution Cervical Auscultation Signals Between

- Thin Liquid Barium and Water Swallows. *IEEE journal of translational engineering in health and medicine*, 10, 4900109. <https://doi.org/10.1109/JTEHM.2021.3134926>
- SEJDIĆ, E., STEELE, C. M., & CHAU, T. (2013). Classification of Penetration–Aspiration Versus Healthy Swallows Using Dual-Axis Swallowing Accelerometry Signals in Dysphagic Subjects. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(7), 1859-1866. <https://doi.org/10.1109/TBME.2013.2243730>
- SEJDIĆ, E., FALK, T. H., STEELE, C. M., & CHAU, T. (2010). Vocalization Removal for Improved Automatic Segmentation of Dual-Axis Swallowing Accelerometry Signals. *Medical Engineering & Physics*, 32(6), 668-672. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.04.008>
- SEJDIĆ, E., KOMISAR, V., STEELE, C. M., & CHAU, T. (2010). Baseline Characteristics of Dual-Axis Cervical Accelerometry Signals. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(3), 1048-1059. <https://doi.org/10.1007/s10439-009-9874-z>
- SEJDIĆ, E., STEELE, C. M., & CHAU, T. (2009). Segmentation of Dual-Axis Swallowing Accelerometry Signals in Healthy Subjects With Analysis of Anthropometric Effects on Duration of Swallowing Activities. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 56(4), 1090-1097. <https://doi.org/10.1109/TBME.2008.2010504>
- SEJDIĆ, E., STEELE, C. M., & CHAU, T. (2010a). A procedure for denoising dual-axis swallowing accelerometry signals. *Physiological Measurement*, 31(1), N1-9. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/31/1/N01>
- SEJDIĆ, E., STEELE, C. M., & CHAU, T. (2010b). The effects of head movement on dual-axis cervical accelerometry signals. *BMC Research Notes*, 3, 269. <https://doi.org/10.1186/1756-0500-3-269>
- SEJDIĆ, E., STEELE, C. M., & CHAU, T. (2012). A Method for Removal of Low Frequency Components Associated with Head Movements from Dual-Axis Swallowing Accelerometry Signals. *PLoS ONE*, 7(3), e33464. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0033464>
- SHAKER, R., LI, Q., REN, J., TOWNSEND, W. F., DODDS, W. J., MARTIN, B. J., KERN, M. K., & RYNDERS, A. (1992). Coordination of deglutition and phases of respiration : Effect of aging, tachypnea, bolus volume, and chronic obstructive pulmonary disease. *American Journal of Physiology-Gastrointestinal and Liver Physiology*, 263(5), G750-G755. <https://doi.org/10.1152/ajpgi.1992.263.5.G750>
- SHIEH, W.-Y., WANG, C.-M., CHENG, H.-Y. K., & IMBANG, T. I. (2021). Noninvasive Measurement of Tongue Pressure and Its Correlation with Swallowing and Respiration. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 21(8), 2603. <https://doi.org/10.3390/s21082603>
- SHIEH, W.-Y., WANG, C.-M., CHENG, H.-Y. K., & WANG, C.-H. (2019). Using Wearable and Non-Invasive Sensors to Measure Swallowing Function : Detection, Verification, and Clinical Application. *Sensors*, 19(11), 2624. <https://doi.org/10.3390/s19112624>
- SHIN, B., LEE, S. H., KWON, K., LEE, Y. J., CRISPE, N., AHN, S.-Y., SHELLY, S., SUNDHOLM, N., TKACZUK, A., YEO, M.-K., CHOO, H. J., & YEO, W.-H. (2024). Automatic Clinical Assessment of Swallowing Behavior and Diagnosis of Silent Aspiration Using Wireless Multimodal Wearable Electronics. *Advanced Science*, 11(34), 2404211. <https://doi.org/10.1002/advs.202404211>
- SHIRAZI, S. S., & MOUSSAVI, Z. M. K. (2011). Acoustical Modeling of Swallowing Mechanism. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(1), 81-87. <https://doi.org/10.1109/TBME.2010.2080677>
- SHU, K., MAO, S., COYLE, J. L., & SEJDIĆ, E. (2022). Improving Non-Invasive Aspiration Detection With Auxiliary Classifier Wasserstein Generative Adversarial Networks. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 26(3), 1263-1272. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2021.3106565>

- SIMONYAN, K., SAAD, Z. S., LOUCKS, T. M., POLETTO, C. J., & LUDLOW, C. L. (2007). Functional Neuroanatomy of Human Voluntary Cough and Sniff Production. *NeuroImage*, 37(2), 401-409. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2007.05.021>
- SO, B. P.-H., CHAN, T. T.-C., LIU, L., YIP, C. C.-K., LIM, H.-J., LAM, W.-K., WONG, D. W.-C., CHEUNG, D. S. K., & CHEUNG, J. C.-W. (2023). Swallow Detection with Acoustics and Accelerometric-Based Wearable Technology : A Scoping Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20(1), 170. <https://doi.org/10.3390/ijerph20010170>
- SONIES, B. C., GOTTLIEB, E., SOLOMON, B. I., MATTHEWS, K., & HUCKABEE, M. L. (1997). Simultaneous Ultrasound and EMG Study of Swallowing. *Dysphagia*, 12, 106.
- SÖRÖS, P., INAMOTO, Y., & MARTIN, R. E. (2009). Functional brain imaging of swallowing : An activation likelihood estimation meta-analysis. *Human Brain Mapping*, 30(8), 2426-2439. <https://doi.org/10.1002/hbm.20680>
- STACHLER, R. J., FRANCIS, D. O., SCHWARTZ, S. R., DAMASK, C. C., DIGOY, G. P., KROUSE, H. J., MCCOY, S. J., OUELLETTE, D. R., PATEL, R. R., REAVIS, C. (W., SMITH, L. J., SMITH, M., STRODE, S. W., WOO, P., & NNACHETA, L. C. (2018). Clinical Practice Guideline : Hoarseness (Dysphonia) (Update). *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 158(S1), S1-S42. <https://doi.org/10.1177/0194599817751030>
- STEELE, C. M., BAYLEY, M. T., BOHN, M. K., HIGGINS, V., PELADEAU-PIGEON, M., & KULASINGAM, V. (2023). Reference Values for Videofluoroscopic Measures of Swallowing : An Update. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 66(10), 3804-3824. https://doi.org/10.1044/2023_JSLHR-23-00246
- STEELE, C. M., PELADEAU-PIGEON, M., BARBON, C. A. E., GUIDA, B. T., NAMASIVAYAM-MACDONALD, A. M., NASCIMENTO, W. V., SMAOUI, S., TAPSON, M. S., VALENZANO, T. J., WAITO, A. A., & WOLKIN, T. S. (2019). Reference Values for Healthy Swallowing Across the Range From Thin to Extremely Thick Liquids. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research : JSLHR*, 62(5), 1338. https://doi.org/10.1044/2019_JSLHR-S-18-0448
- STEELE, C. M., SEJDIĆ, E., & CHAU, T. (2013). Noninvasive Detection of Thin-Liquid Aspiration Using Dual-Axis Swallowing Accelerometry. *Dysphagia*, 28(1), 105-112. <https://doi.org/10.1007/s00455-012-9418-9>
- STEINHAGEN, V., GROSSMANN, A., BENECKE, R., & WALTER, U. (2009). Swallowing Disturbance Pattern Relates to Brain Lesion Location in Acute Stroke Patients. *Stroke*, 40(5), 1903-1906. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.108.535468>
- STEPP, C. E. (2012). Surface Electromyography for Speech and Swallowing Systems : Measurement, Analysis, and Interpretation. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 55(4), 1232-1246. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2011/11-0214\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2011/11-0214))
- STREICHER, M., WIRTH, R., SCHINDLER, K., SIEBER, C. C., HIESMAYR, M., & VOLKERT, D. (2018). Dysphagia in Nursing Homes-Results From the NutritionDay Project. *Journal of the American Medical Directors Association*, 19(2), 141-147.e2. <https://doi.org/10.1016/j.jamda.2017.08.015>
- STROUD, A. E., LAWRIE, B. W., & WILES, C. M. (2002). Inter- and intra-rater reliability of cervical auscultation to detect aspiration in patients with dysphagia. *Clinical Rehabilitation*, 16(6), 640-645. <https://doi.org/10.1191/0269215502cr533oa>
- SUGI, T., INUBUSHI, T., OHNO, T., ONISHI, Y., ISOBE, T., SHIGEMATSU, T., HANAI, S., OKADA, Y., TAKAHASHI, R., TAWARA, Y., SUZUKI, C., KANNO, T., MAGATA, Y., FUJISHIMA, I., YOSHIKAWA, E., & OUCHI, Y. (2024). Neural substrates of cough control during coughing. *Scientific Reports*, 14(1), 758. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-51477-x>
- SUKTHANKAR, S. M., REDDY, N. P., CANILANG, E. P., STEPHENSON, L., & THOMAS, R. (1994). Design and Development of Portable Biofeedback Systems for Use in Oral Dysphagia Rehabilitation.

- Medical Engineering & Physics*, 16(5), 430-435. [https://doi.org/10.1016/1350-4533\(90\)90011-V](https://doi.org/10.1016/1350-4533(90)90011-V)
- SUNTRUP, S., TEISMANN, I., WOLLBRINK, A., WARNECKE, T., WINKELS, M., PANTEV, C., & DZIEWAS, R. (2014). Altered Cortical Swallowing Processing in Patients with Functional Dysphagia : A Preliminary Study. *PLOS ONE*, 9(2), e89665. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0089665>
- SUNTRUP, S., TEISMANN, I., WOLLBRINK, A., WINKELS, M., WARNECKE, T., FLÖEL, A., PANTEV, C., & DZIEWAS, R. (2013). Magnetoencephalographic evidence for the modulation of cortical swallowing processing by transcranial direct current stimulation. *NeuroImage*, 83, 346-354. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.06.055>
- SUNTRUP, S., WARNECKE, T., KEMMLING, A., TEISMANN, I. K., HAMACHER, C., OELENBERG, S., & DZIEWAS, R. (2012). Dysphagia in patients with acute striatocapsular hemorrhage. *Journal of Neurology*, 259(1), 93-99. <https://doi.org/10.1007/s00415-011-6129-3>
- SUNTRUP-KRUEGER, S., MUHLE, P., KAMPE, I., EGIDI, P., RUCK, T., LENZE, F., JUNGHEIM, M., GMINSKI, R., LABEIT, B., CLAUS, I., WARNECKE, T., GROSS, J., & DZIEWAS, R. (2021). Effect of Capsaicinoids on Neurophysiological, Biochemical, and Mechanical Parameters of Swallowing Function. *Neurotherapeutics*, 18(2), 1360-1370. <https://doi.org/10.1007/s13311-020-00996-2>
- SUNTRUP-KRUEGER, S., RINGMAIER, C., MUHLE, P., WOLLBRINK, A., KEMMLING, A., HANNING, U., CLAUS, I., WARNECKE, T., TEISMANN, I., PANTEV, C., & DZIEWAS, R. (2018). Randomized trial of transcranial direct current stimulation for poststroke dysphagia. *Annals of Neurology*, 83(2), 328-340. <https://doi.org/10.1002/ana.25151>
- SUTTRUP, I., & WARNECKE, T. (2016). Dysphagia in Parkinson's Disease. *Dysphagia*, 31(1), 24-32. <https://doi.org/10.1007/s00455-015-9671-9>
- TAKADA, T., & MIYAMOTO, T. (2004). A fronto-parietal network for chewing of gum : A study on human subjects with functional magnetic resonance imaging. *Neuroscience Letters*, 360(3), 137-140. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.02.052>
- TAKAGAWA, M., GODA, A., MAKI, Y., ISHIBASHI, R., MORITA, T., KATSURA, J., & YANAGIBASHI, K. (2022). Subjective and objective evaluation of swallowing in lateral decubitus positions examined in healthy volunteers. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 279(2), 1071-1080. <https://doi.org/10.1007/s00405-021-07001-2>
- TAKAHASHI, K., GROHER, M. E., & MICHU, K.-i. (1994a). Symmetry and reproducibility of swallowing sounds. *Dysphagia*, 9(3), 168-173. <https://doi.org/10.1007/BF00341261>
- TAKAHASHI, K., GROHER, M. E., & MICHU, K.-i. (1994b). Methodology for detecting swallowing sounds. *Dysphagia*, 9(1), 54-62. <https://doi.org/10.1007/BF00262760>
- TAKEDA, H., & SAITOH, K. (2016). Impact of proprioception during the oral phase on initiating the swallowing reflex. *The Laryngoscope*, 126(7), 1595-1599. <https://doi.org/10.1002/lary.25638>
- TAKEUCHI, C., TAKEI, E., ITO, K., KULVANICH, S., MAGARA, J., TSUJIMURA, T., & INOUE, M. (2021). Effects of Carbonation and Temperature on Voluntary Swallowing in Healthy Humans. *Dysphagia*, 36(3), 384-392. <https://doi.org/10.1007/s00455-020-10147-6>
- TALKIN, D., & KLEIJN, W. B. (1995). A Robust Algorithm for Pitch Tracking (RAPT). In *Speech Coding and Synthesis* (p. 518, T. 495). Elsevier Science Inc.
- TANIWAKI, M., GAO, Z., NISHINARI, K., & KOHYAMA, K. (2013). Acoustic Analysis of the Swallowing Sounds of Food with Different Physical Properties Using the Cervical Auscultation Method. *Journal of Texture Studies*, 44(3), 169-175. <https://doi.org/10.1111/jtxs.12009>
- TEISMANN, I. K., DZIEWAS, R., STEINSTRÄETER, O., & PANTEV, C. (2009). Time-dependent hemispheric shift of the cortical control of volitional swallowing. *Human Brain Mapping*, 30(1), 92-100. <https://doi.org/10.1002/hbm.20488>

- TEISMANN, I. K., STEINSTRÄETER, O., SCHWINDT, W., RINGELSTEIN, E. B., PANTEV, C., & DZIEWAS, R. (2010). Age-related changes in cortical swallowing processing. *Neurobiology of Aging*, 31(6), 1044-1050. <https://doi.org/10.1016/j.neurobiolaging.2008.07.001>
- TEISMANN, I. K., STEINSTRÄETER, O., STOECKIGT, K., SUNTRUP, S., WOLLBRINK, A., PANTEV, C., & DZIEWAS, R. (2007). Functional Oropharyngeal Sensory Disruption Interferes with the Cortical Control of Swallowing. *BMC Neuroscience*, 8(1), 62. <https://doi.org/10.1186/1471-2202-8-62>
- TEISMANN, I. K., STEINSTRÄETER, O., WARNECKE, T., ZIMMERMANN, J., RINGELSTEIN, E. B., PANTEV, C., & DZIEWAS, R. (2008). Cortical Recovery of Swallowing Function in Wound Botulism. *BMC Neurology*, 8(1), 13. <https://doi.org/10.1186/1471-2377-8-13>
- TEISMANN, I. K., SUNTRUP, S., WARNECKE, T., STEINSTRÄETER, O., FISCHER, M., FLÖEL, A., RINGELSTEIN, E. B., PANTEV, C., & DZIEWAS, R. (2011). Cortical Swallowing Processing in Early Subacute Stroke. *BMC Neurology*, 11(1), 34. <https://doi.org/10.1186/1471-2377-11-34>
- TEISMANN, I. K., WARNECKE, T., SUNTRUP, S., STEINSTRÄETER, O., KRONENBERG, L., RINGELSTEIN, E. B., DENGLER, R., PETRI, S., PANTEV, C., & DZIEWAS, R. (2011). Cortical Processing of Swallowing in ALS Patients with Progressive Dysphagia – A Magnetoencephalographic Study. *PLOS ONE*, 6(5), e19987. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0019987>
- TERAMOTO, S., FUKUCHI, Y., SASAKI, H., SATO, K., SEKIZAWA, K., MATSUSE, T., & DISEASE, J. S. G. o. A. P. (2008). High Incidence of Aspiration Pneumonia in Community- and Hospital-Acquired Pneumonia in Hospitalized Patients : A Multicenter, Prospective Study in Japan. *Journal of the American Geriatrics Society*, 56(3), 577-579. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2008.01597.x>
- THEXTON, A. J., CROMPTON, A. W., OWERKOWICZ, T., & GERMAN, R. Z. (2009). Impact of Rhythmic Oral Activity on the Timing of Muscle Activation in the Swallow of the Decerebrate Pig. *Journal of Neurophysiology*, 101(3), 1386-1393. <https://doi.org/10.1152/jn.90847.2008>
- TORRICELLI, A., CONTINI, D., PIFFERI, A., CAFFINI, M., RE, R., ZUCCHELLI, L., & SPINELLI, L. (2014). Time Domain Functional NIRS Imaging for Human Brain Mapping. *NeuroImage*, 85, 28-50. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.05.106>
- TRONCHIN, L., KOB, M., & GUARNACCIA, C. (2018). Spatial Information on Voice Generation from a Multi-Channel Electroglottograph. *Applied Sciences*, 8(9), 1560. <https://doi.org/10.3390/app8091560>
- UDDIN, L. Q., NOMI, J. S., HÉBERT-SEROPIAN, B., GHAZIRI, J., & BOUCHER, O. (2017). Structure and Function of the Human Insula. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 34(4), 300. <https://doi.org/10.1097/WNP.0000000000000377>
- VACCHIANO, V., DI STASI, V., RIZZO, G., GIANNOCARO, M. P., DONADIO, V., BARTOLOMEI, I., CAPELLARI, S., SALVI, F., AVONI, P., & LIGUORI, R. (2021). Prognostic Value of EMG Genioglossus Involvement in Amyotrophic Lateral Sclerosis. *Clinical Neurophysiology*, 132(10), 2416-2421. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2021.07.011>
- VAITHEESHWARI, R., YEH, S.-C., WU, E. H.-K., & LIN, F.-A. (2023). The Swallowing Intelligent Assessment System Based on Tongue Strength and Surface EMG. *IEEE Sensors Journal*, 23(15), 17310-17318. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2023.3277825>
- VAN DEN ENGEL-HOEK, L., LAGARDE, M., & VAN ALFEN, N. (2017). Ultrasound of oral and masticatory muscles : Why every neuromuscular swallow team should have an ultrasound machine. *Clinical Anatomy*, 30(2), 183-193. <https://doi.org/10.1002/ca.22818>
- van den BRINK, A., & STOUTENBEEK, P. (2006). Quantification of fetal swallowing by ultrasound is impossible. *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology : The Official Journal of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 28(7), 977-978. <https://doi.org/10.1002/uog.3851>

- VAN MANEN, M. A. (2017). The First Cry of the Child. *Qualitative Health Research*, 27(7), 1069-1076. <https://doi.org/10.1177/1049732316673342>
- VASANT, D. H., MICHOU, E., MISTRY, S., ROTHWELL, J. C., & HAMDY, S. (2015). High-frequency focal repetitive cerebellar stimulation induces prolonged increases in human pharyngeal motor cortex excitability. *The Journal of Physiology*, 593(22), 4963-4977. <https://doi.org/10.1113/JP270817>
- VIDAL-ROSAS, E. E., von LÜHMANN, A., PINTI, P., & COOPER, R. J. (2023). Wearable, High-Density fNIRS and Diffuse Optical Tomography Technologies : A Perspective. *Neurophotonics*, 10(2), 023513. <https://doi.org/10.1117/1.NPh.10.2.023513>
- WAN, N., HANCOCK, A. S., MOON, T. K., & GILLAM, R. B. (2018). A Functional Near-infrared Spectroscopic Investigation of Speech Production during Reading. *Human Brain Mapping*, 39(3), 1428-1437.
- WANG, Z., BAI, J., CHENG, K., ZHANG, X., FAN, Z., CHEN, Y., & NI, J. (2024). Effects of Different Mylohyoid Muscle Stimulations on Swallowing Cortex Excitability in Healthy Subjects. *Behavioural Brain Research*, 115055.
- WANG, Z., CAO, C., CHEN, L., GU, B., LIU, S., XU, M., HE, F., & MING, D. (2022). Multimodal Neural Response and Effect Assessment During a BCI-Based Neurofeedback Training After Stroke. *Frontiers in Neuroscience*, 16, 884420. <https://doi.org/10.3389/fnins.2022.884420>
- WATANABE, Y., ABE, S., ISHIKAWA, T., YAMADA, Y., & YAMANE, G.-y. (2004). Cortical regulation during the early stage of initiation of voluntary swallowing in humans. *Dysphagia*, 19(2), 100-108. <https://doi.org/10.1007/s00455-003-0509-5>
- WEI, K.-C., WANG, T.-G., & HSIAO, M.-Y. (2024). The Cortical and Subcortical Neural Control of Swallowing : A Narrative Review. *Dysphagia*, 39(2), 177-197. <https://doi.org/10.1007/s00455-023-10613-x>
- WEN, X., LI, L., ONODA, K., & MARUYAMA, H. (2021). The effects of neuromuscular joint facilitation treatment using neck patterns on the acoustic analysis of swallowing sounds in healthy adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 33(10), 753-757. <https://doi.org/10.1589/jpts.33.753>
- WEN, X., PENG, J., ZHU, Y., BAO, X., WAN, Z., HU, R., LIU, H., LI, F., & LIU, Z. (2023). Hemodynamic signal changes and functional connectivity in acute stroke patients with dysphagia during volitional swallowing : A pilot study. *Medical Physics*, 50(8), 5166-5175. <https://doi.org/10.1002/mp.16535>
- WHALEN, D. H., & KINSELLA-SHAW, J. M. (1997). Exploring the relationship of inspiration duration to utterance duration. *Phonetica*, 54(3-4), 138-152. <https://doi.org/10.1159/000262218>
- WILMSKOETTER, J., BONILHA, L., MARTIN-HARRIS, B., ELM, J. J., HORN, J., & BONILHA, H. S. (2019). Mapping Acute Lesion Locations to Physiological Swallow Impairments after Stroke. *NeuroImage : Clinical*, 22, 101685. <https://doi.org/10.1016/j.nicl.2019.101685>
- WILMSKOETTER, J., DANIELS, S. K., & MILLER, A. J. (2020). Cortical and Subcortical Control of Swallowing—Can We Use Information From Lesion Locations to Improve Diagnosis and Treatment for Patients With Stroke? *American Journal of Speech-Language Pathology*, 29, 1030-1043. https://doi.org/10.1044/2019_AJSLP-19-00068
- WINIKER, K., HAMMOND, R., THOMAS, P., DIMMOCK, A., & HUCKABEE, M.-L. (2022). Swallowing Assessment in Patients with Dysphagia : Validity and Reliability of a Pocket-sized Ultrasound System. *International Journal of Language & Communication Disorders*, 57(3), 539-551. <https://doi.org/10.1111/1460-6984.12703>
- WOISARD, V., & LEPAGE, B. (2010). The "Deglutition Handicap Index" a self-administrated dysphagia-specific quality of life questionnaire : Temporal reliability. *Revue De Laryngologie - Otologie - Rhinologie*, 131(1), 19-22.

- WOISARD, V., & PUECH, M. (2011). *La réhabilitation de la déglutition chez l'adulte. Le point sur la prise en charge fonctionnelle 2e édition revue et augmentée (2e)*. de Boeck Solal. Récupérée décembre 23, 2024, à partir de <https://www.decitre.fr/livres/la-rehabilitation-de-la-deglutition-chez-l-adulte-9782353270910.html>
- WU, Y., GUO, K., CHU, Y., WANG, Z., YANG, H., & ZHANG, J. (2024). Advancements and Challenges in Non-Invasive Sensor Technologies for Swallowing Assessment : A Review. *Bioengineering*, 11(5), 430. <https://doi.org/10.3390/bioengineering11050430>
- YAGI, N., NAGAMI, S., LIN, M.-K., YABE, T., ITODA, M., IMAI, T., & OKU, Y. (2017). A noninvasive swallowing measurement system using a combination of respiratory flow, swallowing sound, and laryngeal motion. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 55(6), 1001-1017. <https://doi.org/10.1007/s11517-016-1561-2>
- YAMASHITA, M., YOKOYAMA, K., TAKEI, Y., FURUYA, N., NAKAMICHI, Y., IHARA, Y., TAKAHASHI, K., & GROHER, M. E. (2014). Acoustic characteristics of voluntary expiratory sounds after swallow for detecting dysphagia. *Journal of Oral Rehabilitation*, 41(9), 667-674. <https://doi.org/10.1111/joor.12184>
- YANG, T.-Y., LI, W.-C., CHEN, P. K.-T., OLISOVA, K., KO, H., & CHANG, T.-Y. (2023). Novel approach to distinguish submucous cleft palate from isolated cleft palate by ultrasound visualization of fetal swallowing. *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*, 62(4), 603-605. <https://doi.org/10.1002/uog.26217>
- YOUNG, J. L., MACRAE, P., ANDERSON, C., TAYLOR-KAMARA, I., & HUMBERT, I. A. (2015). The Sequence of Swallowing Events During the Chin-Down Posture. *American Journal of Speech-Language Pathology*, 24(4), 659-670. https://doi.org/10.1044/2015_AJSLP-15-0004
- YU, C., KHALIFA, Y., & SEJDIĆ, E. (2019). Silent Aspiration Detection in High Resolution Cervical Auscultations. *2019 IEEE EMBS International Conference on Biomedical & Health Informatics (BHI)*, 1-4. <https://doi.org/10.1109/BHI.2019.8834576>
- YUAN, Y., WANG, J., WU, D., HUANG, X., & SONG, W. (2017). Effect of Transcranial Direct Current Stimulation on Swallowing Apraxia and Cortical Excitability in Stroke Patients. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 24(7), 503-509. <https://doi.org/10.1080/10749357.2017.1322250>
- YÜCEL, M. A., LUKE, R., MESQUITA, R. C., LÜHMANN, A. von, MEHLER, D. M. A., LÜHRS, M., GEMIGNANI, J., ABDALMALAK, A., ALBRECHT, F., ALMEIDA, I., ARTEMENKO, C., ASHTON, K., AUGUSTYNOWICZ, P., BAJRACHARYA, A., BANNIER, E., BARTH, B., BAYET, L., BEHRENDT, J., KHANI, H. B., ... ZEMANEK, V. (2024). The fNIRS Reproducibility Study Hub (FRESH) : Exploring Variability and Enhancing Transparency in fNIRS Neuroimaging Research. <https://doi.org/10.31222/osf.io/pc6x8>
- YUKIE, M. (1995). Neural connections of auditory association cortex with the posterior cingulate cortex in the monkey. *Neuroscience Research*, 22(2), 179-187. [https://doi.org/10.1016/0168-0102\(95\)00888-1](https://doi.org/10.1016/0168-0102(95)00888-1)
- ZARETSKY, E., PLUSCHINSKI, P., SADER, R., BIRKHOLZ, P., NEUSCHAEFER-RUBE, C., & HEY, C. (2017). Identification of the most significant electrode positions in electromyographic evaluation of swallowing-related movements in humans. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 274(2), 989-995. <https://doi.org/10.1007/s00405-016-4288-7>
- ZENNER, P. M., LOSINSKI, D. S., & MILLS, R. H. (1995). Using cervical auscultation in the clinical dysphagia examination in long-term care. *Dysphagia*, 10(1), 27-31. <https://doi.org/10.1007/BF00261276>
- ZHANG, R., & AMFT, O. (2018). Monitoring Chewing and Eating in Free-Living Using Smart Eyeglasses. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 22(1). <https://doi.org/10.1109/JBHI.2017.2698523>

- ZHANG, S. P., BANDLER, R., & DAVIS, P. J. (1995). Brain Stem Integration of Vocalization : Role of the Nucleus Retroambiguus. *Journal of Neurophysiology*, 74(6), 2500-2512. <https://doi.org/10.1152/jn.1995.74.6.2500>
- ZHOU, X., SOBCHAK, G., MCKAY, C. M., & LITOVSKY, R. Y. (2020). Comparing fNIRS signal qualities between approaches with and without short channels. *PloS One*, 15(12), e0244186. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0244186>
- ZHU, M., YU, B., YANG, W., JIANG, Y., LU, L., HUANG, Z., CHEN, S., & LI, G. (2017). Evaluation of Normal Swallowing Functions by Using Dynamic High-Density Surface Electromyography Maps. *BioMedical Engineering OnLine*, 16(1), 133. <https://doi.org/10.1186/s12938-017-0424-x>
- ZIMEO MORAIS, G. A., BALARDIN, J. B., & SATO, J. R. (2018). fNIRS Optodes' Location Decider (fOLD) : A toolbox for probe arrangement guided by brain regions-of-interest. *Scientific Reports*, 8(1), 3341. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-21716-z>
- ZORATTO, D. C. B., CHAU, T., & STEELE, C. M. (2010). Hyolaryngeal excursion as the physiological source of swallowing accelerometry signals. *Physiological Measurement*, 31(6), 843. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/31/6/008>

Annexes du chapitre 2

Vous retrouverez ici la revue de littérature narrative exhaustive portant sur les technologies d'explorations cervicales non invasives et les tableaux récapitulatifs des 4 principales techniques, l'sEMG (p340), l'accélérométrie (p345), l'acoustique (p351) et l'HRCA (p356).

A.1 Test

A.2 Explorations fonctionnelles cervicales non invasives

A.2.1 Électromyographie de surface

Principes et méthodologie

L'électromyographie (EMG) mesure l'activité électrique associée à la contraction d'un ou de plusieurs muscles lors d'un travail moteur. L'électromyogramme (tracé de cette activité électrique) prend alors la forme de la sommation des potentiels d'action des unités motrices musculaires impliquées. L'activité électrique mesurée est directement corrélée à l'intensité de la contraction musculaire et au nombre de muscles impliqués (Wu et al., 2024). Elle peut se faire à l'aide d'électrodes intramusculaires ou d'électrodes cutanées de surface. Puisque nous nous limitons aux méthodes non invasives, nous nous limiterons à l'électromyographie de surface (sEMG).

En 2012, Stepp proposait une revue de la littérature sur l'utilisation de la sEMG pour l'étude de la déglutition, soulignant son caractère non invasif (STEPP, 2012). Au-delà d'une première partie dédiée aux caractéristiques communes à l'ensemble des applications de la sEMG (par exemple l'effet de l'impédance cutanée, de la distance interélectrode, du contenu du signal de l'EMG, des méthodes de filtrage), l'auteur aborde ensuite les spécificités liées à l'utilisation de la sEMG pour la déglutition. Ainsi, elle souligne la petite taille des muscles dédiés à la déglutition qui en limite la qualité des mesures.

Cette méthode cible essentiellement les muscles sous-hyoïdiens extralaryngés (cf Figure 1.1, p5). Selon Stepp et coll., il est ainsi possible de mesurer l'activité des muscles sous-hyoïdiens au niveau sous-mental et cervical en plaçant les électrodes horizontalement 1cm en latéral de la ligne médio-cervicale et verticalement entre la membrane crico-thyroïdienne du larynx et l'espace sous mental (STEPP, 2012). De manière assez proche, Crary et Groher avaient déjà proposé

en 2000 un positionnement des électrodes soit dans l'aire sous mentale, soit entre l'os hyoïde et le cartilage thyroïde, avec en revanche un positionnement horizontal sur la ligne médiane cervicale (CRARY & GROHER, 2000). L'activité mesurée dépend alors de la hauteur de l'électrode, en corrélation avec les muscles sous-jacents. L'identification précise des muscles impliqués dans cette activité reste difficile, les muscles sternohyoïdiens et omohyoïdiens semblant prédominants et le muscle crico-thyroïdien n'étant probablement pas détecté (LOUCKS et al., 2005).

Limites de la sEMG

L'enregistrement sEMG des muscles supra-hyoïdiens ou de la musculature laryngée intrinsèque est limité. Au niveau du plancher buccal, il est possible de mesurer l'activité du muscle mylo-hyoïdien et du ventre antérieur du muscle digastrique, activité réduite par un tissu adipeux sous mental plus important (STEPP, 2012). Cette difficulté est amplifiée par le chevauchement de l'ensemble des muscles de la base de la langue (cf 1.1, p5).

Une autre des difficultés de la sEMG est la prise en compte des sources de bruit. Ce bruit est en partie inhérent à la méthode elle-même. En effet, d'autres muscles cervicaux peuvent être source de bruit pour les mesures sEMG. Ces muscles ont été bien étudiés par Palmer et Jaffe, en comparant l'activité musculaire cervicale en sEMG à l'activité individuelle de chaque muscle mesuré en EMG à l'aiguille. Les auteurs décrivent ainsi une activité sEMG des muscles peauciers du cou (ou muscle platysma) et génioglosse lors de la déglutition (PALMER et al., 1999). Ces activités restaient moindres que celle des muscles mylohyoïdiens, géniohyoïdiens et du ventre antérieur du muscle digastrique. Au-delà de ces autres muscles cervicaux, tout mouvement (des membres par exemple) peut induire des artefacts à prendre en compte dans l'analyse du signal. Ces activités extrinsèques peuvent être réduites, car elles génèrent une activité comprise entre 0 et 20Hz. D'après certains auteurs, la puissance habituelle d'une sEMG étant localisée dans la bande de fréquence 0-450Hz, un filtrage des bandes de fréquence inférieures à 20Hz et supérieures à 500Hz reste acceptable pour une bonne mesure en sEMG (DE LUCA et al., 2010; STEPP, 2012).

D'après Wu et coll., ces éléments rendent subjective l'analyse des paramètres temporels et d'amplitude de la sEMG (WU et al., 2024).

Application à l'étude de la déglutition

Nonobstant ces limites, l'ensemble des caractéristiques de la sEMG a amené différents auteurs à utiliser la sEMG pour l'analyse de différents paramètres de la déglutition. On distingue deux types d'utilisations : une utilisation visant à analyser les paramètres sEMG associés à la déglutition et une utilisation pour détecter la survenue d'une déglutition, cette dernière servant de repère pour l'analyse d'une seconde mesure neurologique par exemple.

Dans le premier cas, l'analyse des paramètres d'intérêts se porte essentiellement sur l'amplitude de l'activité sEMG, l'analyse fréquentielle et la durée de l'activité électromotrice produite par le groupe musculaire sous-jacent à l'électrode (STEPP, 2012). En analysant le pic d'amplitude et en le corrélant à des images échographiques de l'os hyoïde, SONIES et coll. ont observé que le pic d'amplitude en sEMG interviendrait lorsque l'os hyoïde prend sa position la plus haute lors de la déglutition et cela, quel que soit le type bolus dégluti (SONIES et al., 1997). Il est de même possible de comparer les activités de différentes tâches.

Ainsi, Ng et coll. ont comparé les signaux sEMG sous-mentale de déglutitions à effort maximal et de déglutitions à effort minimal par rapport à des déglutitions standards (NG et al., 2022). Les auteurs observaient une augmentation des amplitudes et un allongement significatif de la durée

à effort maximal et une réduction de l'amplitude sans modification de la durée en déglutition à effort minimal. Bahia et Lowell ont aussi comparé le signal de la sEMG entre une tâche de déglutition volontaire normale et à effort maximal en se concentrant sur un muscle masticateur : le muscle masséter. Ces auteurs ont aussi observé que l'activité sEMG du muscle masséter était corrélée à l'intensité de la tâche de déglutition (BAHIA & LOWELL, 2024).

Le signal obtenu en sEMG est aussi dépendant du bolus ingéré. McKeown et coll. ont exploré le signal sEMG obtenu par les mesures conjointes de 14 électrodes cervico-faciales avec différentes consistances alimentaires (McKEOWN et al., 2002). Ils observent que les mesures sont très variables d'une déglutition à l'autre pour un même bolus chez un même sujet et entre les sujets. Ils sont cependant parvenus à réduire cette variabilité grâce à une analyse en composantes indépendantes. Les composantes étaient alors peu variables chez un même sujet. Cette analyse a permis de mettre en évidence 8 composantes que les auteurs associent aux facteurs suivants selon leurs données : les mouvements de la langue, l'élévation laryngée, l'activation du muscle cricopharyngien, les artefacts électrocardiographiques, l'activation du muscle constricteur supérieur du pharynx, l'activation du complexe sous-mental, l'activation des muscles masticateurs et possiblement l'activation des muscles interaryténoïdiens. Il est notable que les composantes associées aux muscles crico-pharyngien et constricteur supérieur du pharynx étaient modifiées par la consistance du bolus.

Le travail de Alfonsi et coll. mets aussi un effet de l'âge et du volume du bolus sur la reproductibilité du signal sEMG sous mental et EMG intramusculaire cricopharyngien de déglutition, l'augmentation de ces deux facteurs réduisant cette reproductibilité (ALFONSI et al., 2015). Kohyama et coll. ont quant à eux observé que l'activité sEMG des muscles suprahyoïdiens était plus importante à la fin de la phase orale, avant la phase pharyngée. Cette activité sEMG était aussi modulée sur ses composantes temporelles et d'amplitude par la texture du bolus, avec surtout une corrélation avec l'adhésivité du bolus (mais pas avec l'extensibilité, l'élasticité, la fermeté, l'effort de coupe ou le taux de fusion en bouche) (KOHYAMA et al., 2015).

Suite à ces observations, plusieurs auteurs ont exploré l'effet de différentes pathologies sur le signal sEMG. Ainsi, dans l'étude de la sclérose en plaques, Alfonsi et coll. mettaient en évidence un allongement de la durée de la séquence motrice, corrélé à un score de dysphagie spécifique de cette maladie (ALFONSI et al., 2013). Ce phénomène était déjà retrouvé chez les sujets atteints de maladie de Parkinson par cette même équipe (ALFONSI et al., 2007). Dans l'étude de la paralysie supranucléaire progressive et de la variante parkinsonienne de l'atrophie multisystématisée, ils mettaient en évidence une anomalie de fonction du muscle cricopharyngien sous la forme d'une diminution de son inhibition lors de la déglutition. Cela apparaissait même à des stades précoces de la maladie (ALFONSI et al., 2007). Il est tout de même à noter que l'équipe d'Alfonsi utilisait de la sEMG pour l'analyse des muscles suprahyoïdiens de la région sous-mentale et de l'EMG à l'aiguille pour le muscle cricopharyngien, soulignant l'importance d'une mesure invasive ici. De leur côté, Rong et Pattee ont étudié la sclérose latérale amyotrophique. Dans cette maladie, ils ont mis en évidence un défaut de cohérence des activités des muscles antagonistes lors de la déglutition (RONG & PATTEE, 2022).

Ces applications en physiopathologie ont amené à appliquer la sEMG à des fins thérapeutiques. Nous pouvons citer son usage pour la rééducation des troubles dysphagiques par des méthodes de neurofeedback, dès la fin des années 90 (M. L. HUCKABEE & CANNITO, 1999; SUKTHANKAR et al., 1994). Par exemple, Crary, Goher et coll., grâce à la sEMG en biofeedback de déglutition, ont permis d'améliorer les prises alimentaires chez 92% de leur population de sujets atteints d'AVC et chez 80% de leur population de sujets atteints de cancers de la tête et du cou (CRARY & GROHER, 2000; CRARY et al., 2004). Plus récemment, Battel et Walsche ont observé une amélioration des capacités de déglutition chez des sujets atteints de maladie de Parkinson après une rééducation par biofeedback par sEMG (BATTEL & WALSCHE, 2023). D'autres études retrouvent des résultats

similaires dans d'autres pathologies neurologiques : accidents vasculaires cérébraux (NORDIO et al., 2022).

Dans le second cas, la sEMG est utilisée afin de détecter la survenue d'une déglutition, permettant un décompte précis du nombre de déglutitions au cours du temps (donc le calcul de leur fréquence) ou d'obtenir un repère temporel pour segmenter une autre mesure. Un exemple de détection est celle de Crary et Groher qui définissent l'événement de déglutition comme un signal sEMG avec "une forte pente ascendante par rapport à la ligne de base au repos, un pic reconnaissable et une pente descendante assez forte" (CRARY & GROHER, 2000). De nombreuses études ont utilisé ce procédé. Par exemple, Nederkoorn et coll. ont dénombré les déglutitions en sEMG dans différentes conditions. Ils ont ainsi observé que la consommation de jus de citron augmentait la fréquence de déglutition par rapport à l'eau (NEDERKOORN et al., 1999). Un effet similaire était observé par stimulation olfactive par des lasagnes en comparaison du foin. L'équipe de Dziejwas et coll. a utilisé à de nombreuses reprises la sEMG pour segmenter un signal magnétoencéphalographique (MEG) permettant d'analyser le réseau cérébral de la déglutition et ces variations selon différents contextes physiologiques ou pathologiques (DZIEWAS et al., 2005; SUNTRUP et al., 2014; TEISMANN, WARNECKE et al., 2011; TEISMANN et al., 2010). Des travaux similaires en EEG (CUELLAR et al., 2016; M.-L. HUCKABEE et al., 2003; SATOW et al., 2004; YUAN et al., 2017) et fNIRS (S. KOBER & WOOD, 2014; M. MATSUI et al., 2021) ont aussi été réalisés sur la base de segmentation sEMG (cf. 2.2.2 pour plus de détails).

La sEMG a connu récemment des améliorations avec la création de nouvelles électrodes plus adaptées à l'exploration cervicale. De nombreux modèles ont récemment vu le jour telles que le patch d'électrodes proposé par Kantarcigil, Malandraki et coll. en 2020 et modifié en 2023 qui permettent une amélioration du rapport signal sur bruit (KANTARCIGIL et al., 2020; MALANDRAKI, 2023). Ce patch comporte deux couples d'électrodes placées sur la région sous-mentale (deux électrodes par côté). Le nombre d'électrodes incluses n'est pas consensuel et leurs positions restent très variables selon les équipes, certains auteurs optant pour des systèmes de sEMG haute densité comme le système à 42 électrodes de Zaretsky et coll. ou celui à 96 électrodes de Zhu et coll., ces deux systèmes couvrant la région cervicale (ZARETSKY et al., 2017; ZHU et al., 2017). La miniaturisation a aussi permis de réduire l'encombrement des appareils, permettant leur transport et leur utilisation sur la journée. Ceci peut, par exemple, permettre de monitorer les habitudes alimentaires de sujets présentant des troubles du comportement alimentaire (HUANG et al., 2017; R. ZHANG & AMFT, 2018).

En conclusion, l'sEMG est un bon outil de détection des événements de déglutition, mais les résultats peuvent être difficiles à rapprocher de phénomènes physiologiques précis, l'origine de l'activité pouvant rester difficile à clarifier. Les éléments précédents illustrent son intérêt pour l'étude de la phase de préparation orale, la majorité du signal sEMG émanant des muscles sus-hyoidiens et masticateurs associés à cette phase. Cette phase étant principalement volontaire et très variable selon le bolus, il nous semble préférable de nous porter sur une méthode permettant de bien identifier la phase oropharyngée, plus réflexe. Son intérêt particulier en cas de pathologie neuromusculaire reste à souligner. Son potentiel en rééducation s'avère tout de même particulièrement intéressant. Le tableau en Annexe A.1 p340 reprend les principales études récentes portant sur la sEMG, d'après la revue de littérature de Wu et coll. réactualisée.

A.2.2 Mesures accélérométriques

Principes et méthodologie

La mobilisation du complexe os hyoïde - larynx, les phénomènes d'ouverture et de fermeture laryngées et du SSO produisent eux aussi des vibrations qui peuvent être mesurées à l'aide d'accéléromètres. L'accéléromètre est un appareil qui mesure les variations de vitesse dans une direction donnée. Ces variations sont en fait calculées à partir de la mesure du déplacement ou de la force inertielle appliquée à la masse inertielle présente dans l'accéléromètre. La plupart des accéléromètres utilisés actuellement dans l'exploration de la déglutition sont tri-axiaux, mais il en existe des mono-axiaux et bi-axiaux. L'onde étant mécanique et vibratoire, il est intéressant de noter que les études de la fin des années 90 et début des années 2000 proposaient le terme "d'auscultation cervicale" pour l'accélérométrie cervicale (CICHERO & MURDOCH, 2002; TAKAHASHI et al., 1994a). Depuis les années 2010, les méthodes acoustiques (mesures microphoniques) et accélérométriques sont bien différenciées (DUDIK, COYLE & SEJDIĆ, 2015).

Si plusieurs équipes ont utilisé l'accélérométrie par le passé, l'équipe de Ervin Sejdić (Avec Catriona Steele et Tom Chau avant lui) est actuellement la seule réellement active avec cette technologie dans son utilisation isolée et cela depuis les années 2010. Elle se distingue de plus par l'étendue de sa production académique, le nombre de sujets inclus, la haute technicité de ses analyses du signal (analyse par théorie de l'information). L'étendue de cette connaissance de l'outil leur a permis d'étendre son application à l'étude EEG de la microarchitecture du réseau de la déglutition, menée par Iva Jestrović, en utilisant la théorie des graphes (cf 2.2.2). De nombreuses références seront faites à leurs travaux, mais il faut garder à l'esprit que certaines de ces méthodes peuvent dépasser l'applicabilité clinique à l'heure actuelle.

Pour les études cervicales, l'accéléromètre est en général placé à hauteur du cartilage thyroïde ou cricoïde sur la ligne médiane. Ce positionnement correspond aux résultats de Takahashi et coll. en 1994 qui ont comparé 24 positions cervicales différentes pour rechercher la position optimale de l'accéléromètre, ciblant celle avec la meilleure amplitude et la moindre variance du signal (TAKAHASHI et al., 1994b). Leurs données les orientaient vers une position médiane située entre le cartilage thyroïde et l'échancrure supra-sternale ou une position plus latérale de la trachée juste sous le cartilage cricoïde. Cette même équipe a aussi confirmé qu'une mesure unilatérale était suffisante (TAKAHASHI et al., 1994a). Cette position permet d'estimer la mobilisation du complexe hyoïdo-laryngé dans les différents plans de l'espace : déplacements verticaux (S-I), horizontaux d'avant en arrière (A-P) ou sur les côtés (M-L) du complexe hyoïdo-laryngé. Si les premières études n'utilisaient que l'axe vertical (REYNOLDS et al., 2002, 2003; TAKAHASHI et al., 1994a), les études plus récentes utilisent le plus souvent un accéléromètre bi-axial (J. LEE, STEELE & CHAU, 2009), voir tri-axial (DUDIK, KUROSU et al., 2015; MOVAHEDI et al., 2017a). C'est en 2020 que cette même équipe a modélisé les résultats d'enregistrement de VFS selon l'échelle PAS (Penetration Aspiration Scale) en fonction des trois axes, de l'âge et de la texture ingérée, pour modéliser le risque d'inhalation ($PAS \geq 3$). Cette modélisation a été réalisée à partir de 1433 enregistrements chez 265 sujets suspects de dysphagie. Il s'avère que l'axe A-P était le seul prédictif du risque d'inhalation. La distance antérieure maximale était inversement corrélée au fait d'obtenir un score PAS supérieur ou égal à 3.

L'un des avantages de l'accéléromètre est sa plus grande amplitude de réponse en fréquence par rapport à un microphone, qui permettrait un enregistrement plus complet des signaux émis par le CAD. Nous pouvons noter l'exemple de l'étude de Takahashi et coll. : l'accéléromètre présentait une réponse en fréquence étendue de 2Hz à 40kHz contre seulement 50Hz à 15kHz pour le microphone électret (TAKAHASHI et al., 1994b). Cette même étude mettait aussi en évidence

une sensibilité très réduite aux bruits extérieurs, là où le microphone était bien plus parasité. Une des évolutions est le développement de dispositifs sans fil, qui faciliteraient leur utilisation (K. LEE et al., 2020).

Limites de l'exploration accélérométrique

Une première limite est le défaut de reproductibilité de la mesure. En effet, dans leur étude de 1994, Takahashi et coll. se sont intéressés à la reproductibilité du signal accélérométrique de déglutition chez des sujets sains. Ils ont comparé les durées de signal de déglutition en analysant le coefficient de variation de ces durées (TAKAHASHI et al., 1994a). Si les auteurs ne notaient pas de différence significative entre les côtés gauche et droit, ils notaient une variabilité intra-sujet qui pouvait être importante, le coefficient de variation du signal pour un même côté et un même sujet s'étendant de 15% à 65% selon les sujets. Les auteurs conseillaient alors de réaliser plusieurs mesures pour un même sujet. Malgré cela, les auteurs défendaient l'accéléromètre par rapport au microphone.

L'intensité du signal obtenu peut aussi être limitante. Cichero et coll. ont ainsi comparé les RSB d'un microphone et d'un accéléromètre. Ce RSB était compris entre 36.7dB et 43.2 dB avec le microphone et réduit entre 23.0dB et 36.6dB avec l'accéléromètre (CICHERO & MURDOCH, 2002).

Il s'agit en outre d'une méthode sensible aux mouvements de la tête, même si le capteur est fixé au cou. C'est ce qu'ont illustré Sejdić et coll. en comparant les données spectrométriques d'un accéléromètre bi-axial cervical lors de mouvements répétés de la tête (SEJDIĆ, STEELE & CHAU, 2010b). Ces mouvements faisaient apparaître des composantes spectrales dans le signal, en modifiant le centroïde spectral et en modifiant les bandes passantes du signal. Ces modifications restent non-dominantes, mais les auteurs invitent les utilisateurs d'accélérométrie à les prendre en compte. Enfin, les accéléromètres sont souvent plus onéreux que les microphones, limitant leur accessibilité (CICHERO & MURDOCH, 2002).

Application à l'étude de la déglutition

Devant la question de l'identification spécifique de la phase pharyngée, difficile en sEMG, nous nous sommes intéressés aux mesures accélérométriques.

L'accélérométrie a fait l'objet de nombreux travaux, la mettant au premier plan des méthodes non invasives de détection des événements de déglutition, au même titre que l'acoustique. La première utilisation retrouvée d'un accéléromètre pour l'étude de la déglutition est celle de Logan et coll. en 1967. Ces auteurs utilisaient alors un "microphone inertiel de gorge" (que l'on appellerait accéléromètre de nos jours) et avaient décrit le spectrogramme associé typique de la déglutition à l'époque (LOGAN et al., 1967). Il est intéressant de noter que Logan se plaçait déjà en opposition avec les travaux de son contemporain Lear qui utilisait un microphone miniature conventionnel d'aide auditive (LEAR et al., 1965). Logan et coll. avaient alors souligné qu'à leurs yeux, le spectrogramme obtenu avec leur système était plus facilement identifiable que celui de Lear.

Comme explicité précédemment, l'équipe de Ervin Sejdić (avec Catriona Steele et Tom Chau avant lui) est actuellement l'une des plus prolifiques avec cette technologie. Dès 2009, le travail de son équipe a visé à décrire les composantes du signal, à perfectionner le traitement du signal accélérométrique, à définir l'apport de chaque axe de mesure et à y appliquer les méthodes d'apprentissages profonds. Ces différents investissements les ont conduits à des applications physiopathologiques concrètes. Si l'on peut extraire de grandes lignes méthodologiques sur l'ensemble de ce travail, il faut rester alerte sur le fait que chaque étude qui suit présente sa propre méthodologie, bien souvent non reproduite dans l'exactitude. Cela explique certaines redondances de lecture d'une étude à l'autre malgré le caractère unique de celle-ci. Le tableau

A.2 présente les résultats d'études centrées sur l'accélérométrie. **Sur le plan des composantes extractibles à partir du signal**, cette équipe s'appuie de manière notable sur la théorie de l'information et de la décomposition par ondelettes du signal, en plus des domaines temporel et fréquentiel habituels. De nombreuses études de cette équipe portent ainsi sur l'analyse de paramètres extraits du signal par cette méthode. Les paramètres extraits émanaient du domaine temps-fréquence et du domaine de la théorie de l'information. Nous détaillons certains d'entre eux pour que la suite de la lecture soit plus claire sur la provenance de ces marqueurs.

La décomposition d'ondelettes de Meyer discrète sur 10 niveaux leur permet de calculer (J. LEE, CHAU & STEELE, 2009; J. LEE et al., 2011) :

- La moyenne et variance du signal
- L'asymétrie ("skewness")
- Le kurtosis
- Le taux d'entropie
- La mémoire
- La complexité de Lempel-Ziv
- La mesure de l'énergie relative
- La mesure de l'entropie relative

La décomposition d'ondelettes Daubechis 5 sur 20 niveaux leur permet de calculer (J. LEE et al., 2006, 2011) :

- Normalité
- Stationnarité
- Le croisement de la ligne zéro
- Le rapport de dispersion
- L'amplitude maximale de la transformée de Fourier rapide
- La fréquence du pic central
- L'excursion laryngée maximale

L'ensemble de ces paramètres a servi par la suite soit à des comparaisons directes, soit en tant que paramètre d'apprentissage profond. Nous pouvons relever une étude de 2011 où ce traitement avait extrait pas moins de 444 paramètres des signaux accélérométriques et du flux nasal. Les auteurs ont ensuite appliqué un algorithme génétique pour sélectionner les 10 associations de marqueurs les plus pertinentes, dont l'utilisation est discutée plus loin (J. LEE et al., 2011).

Leur travail a approfondi le prétraitement du signal accélérométrique. Une première étape en 2010 a été pour eux de décrire et d'analyser le bruit de fond mesuré au repos et en apnée (SEJDIĆ, KOMISAR et al., 2010). Cette étude a permis de valider la méthode de suppression du bruit induit par le système d'acquisition, par la modélisation autorégressive du signal dudit système. En revanche, cette même étude conclut à l'absence de nécessité d'éliminer les signaux respiratoires, qui restent très stationnaires.

La même année, les auteurs proposaient ensuite un algorithme de réduction du bruit du signal nécessitant une moindre complexité de calcul informatique, en comparaison d'autres méthodes validées issues de la théorie de l'information et du codage, à savoir la méthode MNDL ("minimum noiseless description length, BEHESHTI & DAHLEH, 2005), la méthode SURE (LUISIER et al., 2007) ou l'approche proposée par Donoho (D. L. DONOHO & JOHNSTONE, 1994; D. DONOHO, 1995). Pour ce faire, ils se sont appuyés sur une recherche d'un sous-espace d'ondelette restreint à partir de la valeur minimale de l'erreur de reconstruction estimée. Avec leur méthode, les auteurs affichent de meilleurs résultats que les 3 références en termes d'erreurs de reconstruction et une meilleure vitesse d'exécution que la méthode MNDL, tant sur du signal de déglutition simulé que réel (SEJDIĆ, STEELE & CHAU, 2010a). Malgré ces bons résultats, en 2013, ils utiliseront la méthode de Donoho pour ce débruitage (JESTROVIĆ et al., 2013).

La même année, les auteurs se sont intéressés à la réduction du bruit lié aux vocalisations

(phonation ou toux par exemple) sur un corpus de 1707 déglutitions et 757 événements de vocalisations (SEJDIĆ, FALK et al., 2010). Ils ont utilisé l'algorithme RAPT (Robust Algorithm for Pitch Tracking) de David Talkin (TALKIN & KLEIJN, 1995) pour détecter les événements de vocalisations. Le principe revient à supprimer tout signal périodique qui serait enregistré par les deux axes de l'accéléromètre, ce signal étant considéré comme du signal de vocalisation. Le signal restant était ensuite segmenté automatiquement (voir la méthode de segmentation plus loin, précédemment utilisée en 2009 SEJDIĆ et al., 2009). Sans ce prétraitement, seuls 56.7% des déglutitions étaient détectées avec 27.0% d'insertion. Après prétraitement, 88.2% des déglutitions étaient bien détectées et le taux d'insertion se réduisait à 9.61%. Ce prétraitement a été réutilisé dans l'étude de Celeste en 2012 (CELESTE et al., 2012) (voir ci-après).

Ils ont aussi proposé une méthode de suppression du signal associé aux mouvements de la tête par approximation de la spline par les moindres carrés en s'appuyant sur leurs propres études des effets de ces mouvements sur le signal accélérométrique cervical et validée en 2012 (CELESTE et al., 2012; SEJDIĆ, STEELE & CHAU, 2010b; SEJDIĆ et al., 2012; YU et al., 2019).

En 2018, Rebrion et l'équipe proposent un filtre à réponse impulsionnelle finie ("finite impulse response filter") réduisant le bruit de manière spécifique à chaque axe, en s'appuyant sur les caractéristiques basales retrouvées en 2010 (REBRION et al., 2018; SEJDIĆ, KOMISAR et al., 2010). Ce filtre sera réutilisé dans d'autres études (YU et al., 2019).

L'équipe de Sejdíć s'est aussi intéressée à l'apport de chaque axe étudié par l'accélérométrie. Plusieurs études suggéraient que les différents axes ne fournissaient pas les mêmes informations (DUDIK, JESTROVIĆ et al., 2015; J. LEE, STEELE & CHAU, 2009; SEJDIĆ, KOMISAR et al., 2010). L'étude de Movahedi en 2017 confirme que si l'axe vertical est évidemment important compte tenu de sa proximité avec la physiologie de l'ascension laryngée, il reste l'axe pour lequel le signal est le plus variable et le moins prédictible (MOVAHEDI et al., 2017a). Les axes latéraux sont en revanche particulièrement intéressants, car ils sont plus prédictibles, moins variables et moins désordonnés que l'axe vertical. Ils seraient donc de meilleurs candidats pour un algorithme de détection automatique. Les résultats de Movahedi de 2017 suggèrent aussi que les axes S-I et A-P seraient suffisants et permettraient d'inférer certaines propriétés de l'axe M-L, ce dernier partageant plusieurs caractéristiques avec les deux autres (MOVAHEDI et al., 2017a). Leur poids individuel dans les analyses reste mal connu et il est difficile de pouvoir pleinement évaluer la pertinence de chaque axe à ce stade.

L'idée de l'utilisation d'un algorithme de détection automatique d'événements dans le signal accélérométrique apparaît dans leur travail dès 2006. Nous pouvons dissocier deux objectifs : un objectif de détection des événements de déglutition pour une segmentation du signal et un objectif de détection des événements anormaux. Nous pouvons conseiller la lecture de la revue de littérature de Dudik, Coyle et Sejdíć qui traite aussi en détail du sujet (DUDIK, COYLE & SEJDIĆ, 2015).

Pour la segmentation automatique du signal, de nombreuses méthodes ont été proposées au fil des innovations technologiques. En 2006, Aboofazeli et Moussavi ont ainsi utilisé la décomposition en ondelette (transformation discrète en ondelettes) pour classifier et séparer les événements de déglutition des événements de respiration (ABOOFAZELI & MOUSSAVI, 2006).

L'équipe de Sejdíć proposait chez des sujets sains en 2009 un algorithme de partitionnement flou séquentiel, adapté aux signaux de variance non stationnaire comme le sont les signaux accélérométriques (SEJDIĆ et al., 2009). L'entraînement de cet algorithme s'est fait à partir de 9800 déglutitions obtenues chez 408 sujets sains adultes de 18 à 65 ans. Les déglutitions étaient de trois types : déglutitions de salive, d'eau, et d'eau tête baissée (position menton rentré). La validation de l'algorithme a été réalisée à partir de signaux simulés et de signaux réels. À partir des signaux simulés, la précision était de 97.7% \pm 1.3%. Avec les signaux réels (250 déglutitions), la précision pour les déglutitions de salive, d'eau et d'eau menton rentré étaient respectivement

de 100%, 96.1% et 87.4%, soit une précision moyenne de 94.6%. Cet algorithme a été réutilisé par la suite (DUDIK, KUROSU et al., 2018; J. LEE et al., 2010).

En 2015, Dudik a publié une étude comparant 3 méthodes de segmentation des déglutitions, employant soit la méthode DBSCAN ("density-based spatial clustering of applications with noise algorithm"), soit un algorithme basé sur les k-moyennes ("k-means"), soit un algorithme de variation quadratique (DUDIK, KUROSU et al., 2015). Le travail était réalisé sur un corpus de signaux accélérométrique de déglutitions en position neutre ou menton baissé. L'algorithme avec méthode DBSCAN obtenait les meilleurs résultats notamment en termes de sensibilité (Sen=74.9% en position neutre, Sen=70.0% en position menton rentré). Cet algorithme DBSCAN a aussi été utilisé ultérieurement pour une autre étude de Dudik.

En 2023, Khalifa utilise un réseau de neurones hybride (convolutionnel et récurrent) et obtient une précision de segmentation pouvant atteindre 85% selon les paramètres utilisés avec une excellente spécificité (entre 90 et 99%) (KHALIFA et al., 2023). La sensibilité reste insuffisante (12 à 63%).

L'objectif de détection automatique des événements anormaux apparaît dès les années 2000. D'autres équipes avaient ouvert la voie. Nous pouvons citer Das et coll. en 2001, qui proposaient une approche par réseau de neurones "de comités à logique floue" ("fuzzy logic-committee networks") en intégrant 5 paramètres du domaine fréquentiel (DAS et al., 2001). Cette méthode leur permettait de reconnaître les déglutitions normales avec une sensibilité de 100% et une spécificité de 96.6% et les déglutitions dysphagiques avec une sensibilité de 93.9% et une spécificité de 100%. Tout en suivant cette évolution vers l'algorithmique, l'équipe de Steele, Chau et Sejdíć, cherchera à corriger la principale limite des précédentes études, celle de la taille de leur population insuffisante.

L'utilisation d'un réseau à fonction de base radiale (RBF) permet à l'équipe de Chau en 2006 de détecter des inhalations chez des enfants malades avec une précision de 81.3% par rapport à la VFS (voir plus loin J. LEE et al., 2006). En 2011, ils ont proposé une approche basée sur la réputation pour différencier des déglutitions normales de déglutition avec pénétration à partir d'un accéléromètre bi-axial. Ils obtenaient une précision limitée de 80.48% (cf plus loin) (NIKJOO et al., 2011). Les auteurs soulignaient que la comparaison de plusieurs méthodes algorithmiques montrait de meilleures performances avec un algorithme "statique basé sur la réputation" (reputation based classifier) par rapport à un algorithme "de vote à majorité démocratique" (democratic majority voting algorithm).

C'est cette même année que l'équipe avait utilisé un algorithme génétique pour obtenir 10 associations pertinentes de paramètres (parmi 444), à partir de signaux de sujets adultes dysphagiques (J. LEE et al., 2011). Ces paramètres ont ensuite été utilisés pour entraîner 9 algorithmes différents de classification de déglutitions normales ou anormales : deux modèles d'analyse discriminante linéaire (Euclidien ou Mahalanobis) ; des modèles de réseaux de neurones à alimentation directe selon 3 nombres différents d'unités cachées (10, 20 ou 30) ; un modèle de réseau de neurones probabiliste ; des algorithmes des k-plus-proches-voisins avec K=11, K=21 ou K=31. Pour la détection d'inhalation, le modèle Euclidien était le plus performant avec une précision ajustée de 74.7% et une sensibilité de 100% (Spécificité= 49.4%). Pour la clairance pharyngée, le Modèle Mahalanobis était plus performant, avec une précision ajustée respectivement de 84.2% pour les sinus piriformes (Sen=81.7% ; Spe=86.8%) et 83.7% pour la vallécule (Sen=75.5% ; Spe=91.9%).

Ces deux modèles ont ensuite été réutilisés dans une population pédiatrique (CELESTE et al., 2012). Ils ont alors comparé la précision de ces 2 algorithmes avec celle d'une machine à vecteurs de support (SVM) entraînée soit avec un noyau linéaire ou une RBF. Les auteurs concluent à une supériorité du SVM avec RBF en incluant 48 paramètres du signal.

En 2013, un algorithme de décomposition en ondelettes et de classification bayésienne leur

permet d'atteindre une précision jusqu'à 94.6% (Sen=92.5% ; Spe=95.6%), avec un accéléromètre bi-axial et dans la configuration paramétrique optimale (SEJDIĆ et al., 2013).

La même année, ils ont utilisé l'accélérométrie avec la méthode de validation croisée "leave-one-out" avec classification supervisée des déglutitions sans danger ou à risque chez 40 sujets dysphagiques (STEELE et al., 2013). Par bolus, les résultats obtenus étaient bons : Sen=90% ; Spe=77% ; VPN=97%. Par participant (soit 4 déglutitions), la sensibilité et la VPN augmentaient à Sen=100% et VPN=100%, mais la spécificité se dégradait (Spe=54%). La VPP n'était pas décrite. Compte tenu des valeurs basses de spécificités, l'on peut s'attendre à une VPP abaissée. Ceci maintient cette méthode (accélérométrie et classification "leave-one-out") à une place de test de dépistage (forte VPN et faible VPP) plutôt que diagnostique (forte VPP et forte VPN). C'est tout de même la seule étude qui ait atteint ce niveau d'analyse.

L'étude de 2015 mentionnée plus haut, qui comparait de nouveaux algorithmes de clustering (DBSCAN, k-means et variation quadratique) fournissait des résultats moins concluants. Les auteurs ont appliqué ces trois algorithmes de clustering à des signaux accélérométriques tri-axiaux de déglutition, chez 23 sujets dysphagiques, en position neutre ou menton rentré. Si l'hypothèse des auteurs selon laquelle la méthode DBSCAN serait plus efficace est vérifiée, les résultats restent en deçà des études précédentes. En position neutre, cette méthode obtient les résultats suivants Sen=74.9% ; Précision=61.1%. Ces valeurs se dégradent en position menton rentré.

En 2018, ils ont utilisé un réseau de neurones multicouche de type "croyance profonde" ("Deep Belief") dans l'objectif de différencier les déglutitions normales des sujets sains des déglutitions jugées normales de sujets dysphagiques (DUDIK, COYLE et al., 2018). En disposition monocouche, la précision reste insuffisante, comprise selon les paramètres utilisés entre 76% et 86% (Sen=[54%-82%]). L'utilisation de réseau multicouche permet d'améliorer ces performances, qui restent malgré tout insuffisantes notamment sur la sensibilité : Précision=[80%- 91%]; Sen=[77%-86%]; Spe=[83% %-99%].

Forts de leur expérience, ils ont pu appliquer cette technologie et leurs algorithmes à des études de physiologie. Une partie de leur travail a porté sur les facteurs démographiques influençant la variation des paramètres du signal. Une première étude de Sejdic en 2009 chez des adultes sains qui portait sur la création d'un algorithme de détection (voir plus haut) a aussi étudié le lien entre le signal, l'indice de masse corporelle (IMC) et l'âge des sujets (SEJDIĆ et al., 2009). Cette étude a permis de retrouver une corrélation entre l'âge des sujets et la durée de déglutition, celle-ci s'allongeant avec l'âge. Cette même étude mettait en évidence un lien entre durée de déglutition en position tête baissée et l'IMC des sujets.

Cette équipe a aussi étudié le lien entre les signaux mesurés et le déplacement des structures anatomiques. En 2010, Zoratto et coll. comparaient les données d'accélérométrie bi-axiale avec les images de VFS. Ils concluaient que l'excursion du complexe hyoïdo-laryngé lors de la déglutition expliquait la majorité de la variance du signal accélérométrique (ZORATTO et al., 2010). En 2019, ils ont pu montrer que les signaux accélérométriques pouvaient être utilisés pour prédire la position du corps de l'os hyoïde dans les plans A-P et S-I avec une précision similaire à l'évaluation humaine des images de VFS (MAO et al., 2019). Après apprentissage automatique par SRNN à partir des données de VFS et d'accélérométrie de 114 sujets dysphagiques, l'algorithme prédisait la position de l'os hyoïde sur la VFS avec de bons résultats. Le pourcentage relatif de chevauchement (Relative Overlapped percentge (ROP)) des résultats de l'algorithme et de l'analyse humaine était supérieur à 50%, c'est-à-dire que le recouvrement de la surface de position de l'os hyoïde prédite par l'algorithme et de la surface réelle à l'image était en moyenne de 50% ce qui était plutôt satisfaisant. Les auteurs ont donc pu réutiliser ce même algorithme sur les signaux d'accélérométrie de 16 sujets sains et obtenir un ROP moyen similaire de 50.75% après comparaison avec les images de VFS.

Leur intérêt s'est porté sur l'effet du bolus dans le signal. L'étude de Jestrović et coll. de 2013 a étudié l'effet de la viscosité du bolus sur le signal accélérométrique et acoustique. La principale différence apparaissait entre l'eau et les liquides épaissis (sans effet différentiel de la consistance, nectar ou miel). Cette même étude montre que plus la viscosité est élevée, plus la complexité de Lempel-Ziv diminue, ce qui reflète une réduction de la complexité du signal qui devient plus prédictible, tant en accélérométrie qu'en acoustique. Pour simplifier, les signaux mesurés lors de déglutition d'eau sont plus complexes et variables que des signaux de déglutition de produits plus visqueux. De même l'augmentation de viscosité s'accompagne d'une réduction de la fréquence du pic d'activité, pour les deux types de signaux.

L'équipe a, bien sûr, porté sa méthode à des contextes physiopathologiques, chez l'adulte dysphagique. La réalisation clinique de VFS chez ces patients était l'occasion de mettre en application l'accélérométrie et de la comparer avec ce gold standard. Nous nous intéresserons surtout aux études ayant un objectif diagnostique (pour les autres études, voir Tableau A.2). En 2011, chez 30 adultes dysphagiques, ils ont cherché à identifier les déglutitions avec pénétrations laryngées à partir de signaux accélérométriques et de VFS (Nikjoo et al., 2011). Leur algorithme de classification basé sur la réputation obtenait une précision de 80.48% \pm 5.0 avec une sensibilité élevée (97.1% \pm 2.0), mais une spécificité restreinte (64% \pm 8.8).

En 2013 (cf plus haut), la méthode de validation croisée "leave-one-out" permettait pour un sujet en 4 déglutitions n'obtenir une valeur prédictive négative de 100%, très utile pour éliminer avec certitude des inhalations chez les sujets dysphagiques (Steele et al., 2013).

Ils ont aussi montré l'applicabilité de leur méthode chez des enfants malades. En 2006, Lee et coll. ont développé un algorithme de classification des déglutitions avec ou sans inhalation sur la base d'un réseau à RBF. Les auteurs ont extrait 5 paramètres sur des enregistrements accélérométriques provenant de 117 enfants atteints de dysphagie neurologique (J. Lee et al., 2006). En associant le rapport de dispersion du signal, sa normalité, et son énergie, cette méthode obtenait une précision de 81.3% \pm 8.5 (Sensibilité=74.7% \pm 16.0; Spécificité=87.8% \pm 12.2), par rapport aux données de VFS. La stationnarité et le croisement de la ligne zéro dégradaient les résultats.

Ce travail s'est poursuivi en 2012 (Celeste et al., 2012). En augmentant le nombre de paramètres extraits du signal, leur algorithme de détection obtenait une précision majorée de 86.9% \pm 0.6, pour une sensibilité de 89.6% \pm 0.9 et une spécificité de 92.2% \pm 1.6.

En conclusion, l'accélérométrie est un outil puissant et prometteur, et dont l'analyse nécessite une compréhension et une maîtrise poussée de la théorie de l'information. Le parallèle avec les connaissances de physiologie de la déglutition peut être assez abstrait, ce qui rend cette technique difficilement abordable en particulier dans le domaine clinique, expliquant peut-être le monopole actuel de l'équipe de Sejdić. Le Tableau en Annexe A.2 p345 présente les données des études d'accélérométrie. Les limites évoquées nous ont amenés à nous intéresser plus amplement aux mesures acoustiques cervicales, souvent associées à l'accélérométrie.

A.2.3 Mesures acoustiques et auscultation cervicale

Nous nous sommes ensuite intéressés aux mesures acoustiques cervicales et celles-ci nous semblaient répondre à la fois à la problématique de la détection de la phase pharyngée, moins facile en sEMG et à la problématique de la difficulté de l'analyse du signal soulevée par l'accélérométrie. La présente thèse se concentrera donc sur cet outil pour la réalisation des mesures cervicales.

Principes et méthodologie

Dès 1897, Meltzer utilisait un stéthoscope pour écouter les bruits de la déglutition, décrivant un bruit biphasique (MELTZER, 1897). L'auscultation cervicale a été utilisée par certains auteurs pour différencier les déglutitions normales et anormales (LESLIE et al., 2004), mais aussi pour rechercher des inhalations, des pénétrations et la présence de stases ou résidus (SANTAMATO et al., 2009; STROUD et al., 2002; ZENNER et al., 1995). Lors d'une tâche de déglutition (ou toute autre tâche du carrefour) des bruits sont en effet produits par les frottements associés aux mouvements tissulaires et par les flux liquidiens qui génèrent des ondes mécaniques sonores, sans compter l'éventuelle vibration des cordes vocales. Ces ondes mécaniques peuvent être mesurées à l'aide d'un microphone. Ce microphone est placé sur la surface cutanée cervicale antérieure, et permet d'enregistrer les flux aériens respiratoires (HATTORI et al., 2022; YAMASHITA et al., 2014), les bruits générés par le passage du bolus alimentaire (HAMMOUDI et al., 2014; MORINIÈRE et al., 2006) et les bruits d'origine vocale (F. HE et al., 2022).

La position du microphone est variable selon les études. Devant ce constat, Pan et coll. ont recherché la position optimale pour placer le microphone en comparant 20 positions différentes au niveau cervical (PAN et al., 2016). Ils ont ainsi identifié deux sites principaux : au bord latéral du cartilage cricoïde et à mi-distance entre l'os hyoïde et l'angle mandibulaire. Les régions au bord latéral du cartilage thyroïde et à mi-distance entre le bord du cartilage thyroïde et le bord antérieur du muscle sterno-cléido-mastoïdien semblent aussi donner de bons résultats en prenant en compte la variabilité interindividuelle. Si, lors d'études ultérieures, la position du microphone a pu varier d'une étude à l'autre, il semble qu'un consensus émerge pour placer le micro à côté de l'arbre trachéolaryngé, en dedans du muscle sterno-cléido-mastoïdien de n'importe quel côté, à hauteur du cartilage cricoïde (CICHERO & MURDOCH, 2002; DUDIK, JESTROVIĆ et al., 2015; MORINIÈRE et al., 2006; YAMASHITA et al., 2014). Nous avons utilisé cette même position pour notre protocole.

La bande fréquentielle mesurée est comprise entre 10Hz et 20kHz, parfois réduite à 50Hz-16kHz avec de bons résultats selon les microphones utilisés (BAQUÉ et al., 2023; MORINIÈRE et al., 2006). Ceci permet d'inclure l'ensemble des phénomènes acoustiques cervicaux (DUDIK, JESTROVIĆ et al., 2015; HATTORI et al., 2022). Pour l'étude de la déglutition, la bande fréquentielle la plus optimale reste tout de même discutée. En effet, Fontana et coll. ont comparé les résultats de détection de deux microphones : un subsonique (mesurant les fréquences sous 5Hz) et un sonique (mesurant les fréquences de 20 à 2500Hz). La précision des microphones était identique pour la détection de déglutitions en présence de signaux de phonation et d'autres bruits associés à un repas (FONTANA et al., 2011). Quelques années plus tard, Dudik et coll. ont étudié précisément les bandes fréquentielles d'intérêt en auscultation cervicale avec un microphone ayant une bande fréquentielle de 10Hz-18kHz. Leur étude retrouve un centroïde spectral (ou "fréquence centrale") situé à 150Hz chez les hommes et 110Hz chez les femmes. Le pic fréquentiel était en revanche situé à 25Hz chez les hommes et 14Hz chez les femmes (DUDIK, JESTROVIĆ et al., 2015). Cela étant, la bande de fréquence 125Hz semble être critique pour une bonne détection de la dysphagie d'après cette étude, le pic fréquentiel apparaissant moins pertinent. Yamashita et coll. ont ensuite renforcé l'importance de cette bande 125Hz en association à la bande 1kHz pour la détection d'inhalation et de pénétration à partir de bruits expiratoires avec un taux diagnostique de 85.4% (YAMASHITA et al., 2014). Le microphone utilisé dans ce projet avait été créé par une entreprise spécialisée dans l'étude de la déglutition et couvrait une bande fréquentielle adaptée comprise entre 15 et 2500Hz.

Limites de l'exploration acoustique

La lecture de la littérature semble faire émerger plusieurs limites aux analyses acoustiques. Les travaux de l'équipe de Morinière et coll. se concentrent essentiellement sur l'analyse temporelle des séquences de déglutition (MORINIÈRE et al., 2008; MORINIÈRE et al., 2006, 2011). La place de paramètres plus classiques dans l'analyse sonore, tels que l'amplitude ou la puissance acoustique, n'est que plus rarement mise en exergue, à l'inverse de travaux sur la phonation. Cela reflète vraisemblablement la source différente de l'origine des bruits de déglutition. Si la phonation utilise la vibration des cordes vocales, l'acoustique de la déglutition proviendrait plutôt de l'écoulement du bolus et de frottements tissulaire, sans phénomène vibratoire contrôlé, sans que la source précise n'ait pu être clairement mise en évidence.

Par ailleurs, il semble que l'analyse auditive des signaux reste très subjective et difficilement reproductible même pour des experts selon l'objectif entrepris. En effet, en 2002, Stroud et coll. ont demandé à 5 orthophonistes expérimentées de statuer sur l'existence ou non d'inhalations à partir de bruits de déglutition (STROUD et al., 2002). L'accord entre évaluateurs était modéré ($\kappa=0.28$) et l'accord pour un même évaluateur était variable ($\kappa=0.55$, allant de 0.31 à 0.85). Si l'accord était élevé en cas d'inhalations vraies, il y avait surtout un excès de détection d'inhalations sur les déglutitions normales (Sen=0.86, Spe=0.56, VPP=0.31, VPN=0.94). En 2004, Leslie et coll. ont aussi demandé à 19 orthophonistes ayant l'expérience de l'auscultation cervicale de juger si des signaux de déglutition étaient "normaux" ou "anormaux", cela à 2 reprises. Ces signaux provenaient de 10 sujets sains et de 10 sujets dysphagiques dont les pénétrations et inhalations avaient été observées en VFS. Le coefficient kappa de fiabilité intra-évaluateur variait de -0.12 à 0.71, sans lien avec les années d'expérience, le type de pratique ou l'utilisation. Le coefficient kappa de fiabilité inter-opérateur n'était que de 0.17. Ceci illustre bien le défaut de reproductibilité et de fiabilité d'une analyse "à l'oreille" et renforce le besoin d'outils d'analyse avancés (LESLIE et al., 2004). D'autres études retrouvent des résultats similaires comme le confirme la revue systématique de littérature de LAGARDE et al., 2016. Leur analyse de 6 études (dont les deux évoquées précédemment) révélait des sensibilités et spécificités limitées pour la détection de la dysphagie (Sen=62%, Spe=66%), pour la détection d'une déglutition anormale (Sen=84%-86% Spe=56%-71%) ou la détection de stases pharyngées (Sen=23%, Spe=74%). La fiabilité intra-opérateur n'était étudiée que par les deux études déjà évoquées.

À l'inverse, le lien entre le signal acoustique mesuré et la dysphagie ressentie reste incertain. Ainsi, Takagawa et coll. ont demandé à plusieurs sujets sains d'évaluer sur une EVA la qualité de leur déglutition en position assise et en décubitus latéral, avec une mesure acoustique de l'activité cervicale. Si l'EVA était significativement meilleure en position assise, les paramètres acoustiques (durée, intensité sonore) n'étaient, quant à eux, pas modifiés (TAKAGAWA et al., 2022).

Application à l'étude de la déglutition

Malgré ces limites, l'analyse de certains paramètres acoustiques reste possible et fréquemment utilisée dans la littérature sur la déglutition. En 2002, Cichero et Murdoch proposaient des abaques obtenus à partir de mesures réalisées chez 59 sujets sains à partir de déglutition de 5mL, 10mL et 15mL (CICHERO & MURDOCH, 2002). De ces mesures, les auteurs extrayaient la durée de la déglutition, le délai de survenue du pic d'intensité, l'intensité acoustique du signal, l'étendue fréquentielle et l'intensité spectrale de l'événement de déglutition.

Une première analyse de reproductibilité des mesures retrouvait 100% de correspondance (reproductibilité réalisée sur 10% du corpus). Les auteurs ont ensuite analysé les effets de l'âge, du genre et du volume ingéré sur les caractéristiques acoustiques, par analyse multivariée. Pour la durée de déglutition, ils ont ainsi retrouvé un effet propre du volume, une interaction du volume et de l'âge et une interaction du volume et du genre. Les auteurs ne retrouvaient pas d'effet de

ces facteurs sur l'intensité ou la fréquence du signal mesuré, en dehors d'une interaction volume-genre pour la fréquence. Suite à cette première analyse très exhaustive, nous comprenons que l'analyse la plus classique retrouvée par la suite dans la littérature est une description qualitative temporelle des composantes des événements de déglutition.

En effet, en 2006, Morinière et coll. décrivaient chez des sujets sains 3 composantes sonores pour une déglutition et les intervalles les séparant (MORINIÈRE et al., 2006). Il est notable que les deux composantes les plus reproductibles étaient les deux premières, présentes respectivement dans 96% et 98% des cas. Ces composantes n'avaient alors pas été rattachées à leur phase de déglutition correspondante. C'est en 2008 que ces mêmes auteurs ont mis en parallèle ces signaux acoustiques avec les images d'une radioscopie de déglutition. Ceci leur a permis d'associer la première composante "oropharyngée" à l'ascension de l'os hyoïde et la progression du bolus dans le pharynx. La deuxième composante dite "d'ouverture du SSO" était associée au passage du bolus dans le SSO. La troisième et dernière composante "d'ouverture laryngée" était associée à la descente de l'os hyoïde avec ouverture du pharyngo-larynx après le passage du bolus (MORINIÈRE et al., 2008).

Un élément intéressant de cette même étude est la description des signaux chez des sujets laryngectomisés. En cas de laryngectomie partielle (seul le plan glottique a été réséqué du larynx, avec conservation de l'épiglotte et des aryténoïdes), ces 3 composantes sont maintenues avec des modifications de leur durée. À l'inverse, en cas de laryngectomie totale (exérèse de l'ensemble du larynx et abouchement de la trachée à la peau), on observe le maintien des deux premières composantes (oropharyngée et ouverture du SSO). La 3e composante, l'ouverture du larynx, était absente, en relation avec l'exérèse de cette structure. Les auteurs ont complété cette étude en 2011 en décrivant chez ces mêmes patients les modifications des signaux mesurés entre les périodes pré et postopératoires (MORINIÈRE et al., 2011). Après laryngectomies partielles, les auteurs décrivent ainsi un allongement de la durée totale de déglutition, un raccourcissement de la composante d'ouverture du SSO et un allongement de la composante d'ouverture laryngée. Cette dernière composante était inconstante, présente chez 71% des sujets avant chirurgie et 53% des sujets après chirurgie. À l'inverse, en cas de laryngectomie totale, la durée totale de déglutition était plus courte, la durée de la composante d'ouverture du SSO était aussi réduite. La troisième composante (rebaptisée "ouverture pharyngée" en l'absence de larynx après chirurgie) était présente chez 42% des sujets avant et 21% des sujets après chirurgie, sans modification significative de durée. Forts de cette expérience, les auteurs ont ensuite pu comparer les effets de différents bolus (en texture et volume) et observé une augmentation de la durée des composantes (en particulier la composante d'ouverture du SSO) avec l'augmentation des volumes et de la viscosité (HAMMOUDI et al., 2014).

L'équipe de Morinière s'est appuyée sur cette description triphasique pour segmenter et comparer le déroulement d'un repas expérimental pour un groupe de sujets de 50 à 70 ans et un groupe de sujets de plus de 70 ans (BAQUÉ et al., 2023). Ils ont ainsi illustré l'allongement significatif du temps de repas et de l'intervalle inter-déglutition avec l'âge. Ces 3 composantes sont aussi bien décrites par d'autres auteurs, même si leurs dénominations varient au fil des publications. Ainsi, Honda et coll. décrivent bien trois "ondes acoustiques de déglutition" ("swallowing sound waves") successives (HONDA et al., 2015, 2016). En comparant avec les images d'échographie puis de VFS, les auteurs retrouvaient les mêmes phases oropharyngée, pharyngée (avec ouverture du SSO) et œsophagienne (avec relâchement laryngé). Wu et coll. reprendront quant à eux les termes de Shirazi et coll. en décrivant un "son discret initial" (IDS : Initial discrete sound) suivi d'un "son de passage globulaire" (BTS : Bolus transit sound) parfois suivi d'un "son discret final" (FDS : Final discrete sound) correspondant à ces 3 mêmes composantes (SHIRAZI & MOUSSAVI, 2011 ; WU et al., 2024). Pour la suite de notre propos, nous ferons référence à ces

phases en les appelant respectivement T_1 , T_2 et T_3 comme cela est fait dans de nombreux articles. Cette description en trois composantes étant l'approche la plus aisée et la plus consensuelle dans la littérature, c'est celle que nous avons utilisée pour la segmentation manuelle du signal acoustique dans le cadre de notre projet.

Les analyses d'amplitudes des trois phases sont aussi possibles, bien que les résultats puissent apparaître moins discriminants en particulier concernant les types des textures. Taniwaki et coll. ont comparé les durées de déglutition et les racines carrées de la moyenne des carrés (Root Mean Square, RMS) des amplitudes acoustiques mesurées entre plusieurs textures différentes (eau, yaourt, gelée de konjac). Pour les trois textures, les auteurs avaient mesuré (yaourt et konjac) ou fourni (eau) plusieurs paramètres mécaniques de ces fluides pour illustrer leurs différences : la viscoélasticité dynamique, la viscosité, la force de pénétration et de compression. L'analyse acoustique de la composante T_2 était la seule modifiée significativement par la texture. Les durées de déglutition de cette phase s'allongeaient progressivement du yaourt vers la gelée de konjac jusqu'à l'eau. Cependant, le RMS de l'amplitude du signal acoustique n'était pas significativement modifié entre le yaourt et la gelée de konjac. Le RMS d'amplitude de l'eau restait plus important que pour les deux autres textures (TANIWAKI et al., 2013). L'analyse d'amplitude a aussi été utilisée pour évaluer l'efficacité de certaines prises en charge thérapeutiques. Ainsi, Wen et coll. ont observé une augmentation de l'amplitude des sons de déglutition et de leur fréquence moyenne suite à la réalisation de manœuvres de rééducation cervicale de la déglutition (WEN et al., 2021).

Devant les limitations de certains de ces paramètres, l'acoustique a par la suite été complétée par l'usage des méthodes d'apprentissage profond pour la détection automatique d'événements. Sarraf et Moussavi ont ainsi pu, à l'aide d'un algorithme de clustering par k-moyennes floues ("fuzzy k-means clustering") et en s'intéressant aux flux respiratoires post-déglutition, détecter des inhalations silencieuses chez des sujets dysphagiques avec une précision de 82.3% (Sen=84.8%; Spe=81.4%) (SARRAF SHIRAZI & MOUSSAVI, 2012). En 2009, Makeyev et coll. utilisent un classificateur neuronal à aire réceptive limitée (LIRA) pour différencier les déglutitions, la parole et les mouvements de la tête (MAKEYEV et al., 2009). Avec cette méthode, les auteurs obtiennent des taux de reconnaissance supérieurs à 95%, mais cette étude se limite à un seul sujet. Plus récemment, l'équipe de Morinière a approfondi la méthode avec des résultats encourageants. En 2021, avec un laryngophone, leur méthode de segmentation automatique s'appuyait sur un seuil de détection de l'intensité sonore et sur un paramètre de richesse sonore du signal. Si ces paramètres étaient concordants, le signal était considéré comme un signal de déglutition (RAYNEAU et al., 2021). Cet algorithme permettait de détecter les déglutitions avec une VPP de 88 à 97% et une Spe de 93% à 97% chez des sujets sains et chez des sujets atteints de cancers ORL opérés.

En conclusion, malgré une analyse paramétrique potentiellement limitée, l'analyse acoustique semble être un outil prometteur pour la détection cervicale d'événements de l'CAD, dont la parallèle avec le fonctionnement physiologique de la déglutition en fait un outil d'abord facile. Le tableau en Annexe A.3 p351 reprend plusieurs études ayant employé cette méthodologie.

A.2.4 Cas particulier de l'HRCA

La première association logique de signaux s'est portée sur les deux précédentes méthodes : l'acoustique et l'accélérométrie (Figure A.2a). Il est apparu pour certains auteurs que les limitations de ces deux techniques les rendaient complémentaires et qu'elles pouvaient être associées. Cette association prit le nom d'HRCA. Au-delà du présent mémoire, nous pouvons conseiller la lecture de la revue de littérature de Coyle et Sejdíć sur le sujet (COYLE & SEJDIĆ, 2020).

C'est le constat de cette complémentarité qui nous a mis en collaboration avec l'entreprise

Swallis Medical™ qui produisait un dispositif d'HRCA, le Swallis DSA®. Dans le cadre de notre projet, des mesures acoustiques et accélérométriques ont bien été réalisées. Cela étant, nous limitons ici aux données acoustiques en tant qu'étape préliminaire. L'utilisation complète de l'HRCA fera l'objet de travaux et publications futures qui dépassent donc le cadre de ce mémoire, à la fois par l'implémentation future des données accélérométriques et par l'implémentation des méthodes d'intelligence artificielle et d'apprentissage profond en collaboration avec l'Institut de Recherche en Informatique de Toulouse. Vous trouverez tout de même ici l'état de l'art sur les avantages de l'association de ces deux types de signaux qui justifient à notre sens leur utilisation conjointe.

Comparativement, chaque signal (acoustique et accélérométrie) présente des spécificités. En 1994, Takahashi mettait en avant l'accéléromètre pour une réponse fréquentielle plus large que le microphone (TAKAHASHI et al., 1994b). En 2002, Cichéro et Murdoch répondaient en défendant le microphone qui présentait un RSB plus élevé de 12dB, soit une différence de pression acoustique 15 fois plus forte en échelle logarithmique (CICHERO & MURDOCH, 2002). De la manière similaire, Reynolds et coll. dans leur étude comparative des deux techniques, concluaient que les deux méthodes "peuvent être adéquate, selon l'application désirée", un microphone étant suffisant pour une simple analyse des sons cervicaux, l'accélérométrie permettant des analyses plus complexes (REYNOLDS et al., 2009). Ces mêmes auteurs soulignaient la différence de réponse fréquentielle de ces deux méthodes avec leur matériel, expliquant ces différences d'application (A.1). Si la réponse accélérométrique restait plate, la réponse acoustique s'effondrait en dessous de 100Hz et au-dessus de 20kHz. Il existe en outre des pics de réponses acoustiques sur certaines fréquences qui provoquent une amplification artificielle du signal sur lesdites fréquences. La forme du signal est aussi différente entre les deux technologies, reflétant les phénomènes mesurés différents.

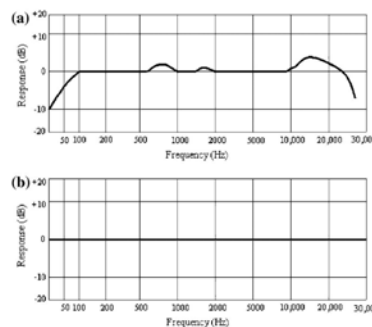


FIGURE A.1 – Courbes de réponse fréquentielles du microphone (a) et de l'accéléromètre (b) utilisés par Reynolds et coll. (in REYNOLDS et al., 2009).

Le travail ultérieur de l'équipe de Dudik, Sejdić et coll. a permis d'abonder ces conclusions. Différentes études de Sejdić et coll. de 2013 à 2017 retrouvaient que l'association des 2 types de signaux permettait une meilleure qualité de détection des événements de déglutition. Les deux types de signaux apparaissaient complémentaires et indissociables (DUDIK, JESTROVIĆ et al., 2015; JESTROVIĆ et al., 2013; MOVAHEDI et al., 2017b).

La segmentation automatique de déglutitions restant limitée avec l'accélérométrie et l'acoustique utilisées isolément, l'HRCA apparaissait comme un outil prometteur pour outrepasser

ces limites. C'est en 2020 que Khalifa, Sejdić et coll. parviennent à obtenir des résultats satisfaisants dans ce domaine, avec un réseau de neurones profond entraîné avec les signaux HRCA de plus de 3000 déglutitions (248 sujets dysphagiques) (KHALIFA et al., 2020). En appliquant l'algorithme sur un corpus de données de 16 sujets sains, ils parviennent à une détection supérieure à 95% des déglutitions, principalement grâce à l'axe A-P de l'accéléromètre. Les meilleurs résultats sont obtenus en détection des déglutitions isolées avec une fenêtre temporelle restreinte de 200 à 225ms. Dans ces conditions, la sensibilité et la spécificité sont comprises entre 90% et 100%. Il est intéressant de noter que l'axe S-I fournit les moins bons résultats malgré son rapport direct à la physiologie.

Une part de leur travail a porté sur la description et la prédiction des phénomènes physiologiques. Kurosu et coll. ont étudié les liens entre les différents mouvements de déglutition visualisés en VFS et les signaux d'HRCA (KUROSU et al., 2018). Rebrion et coll. se sont concentrés sur les mouvements de l'os hyoïde et ont confirmé la corrélation entre les signaux acoustiques et accélérométriques avec ces mouvements (REBRION et al., 2018). En 2020, Mao et Sabry se sont concentrés sur l'ouverture et la fermeture du vestibule laryngé dans un protocole commun. Ils ont proposé l'utilisation de CRNN pour détecter dans le signal HRCA les temps de fermetures laryngées chez des sujets sains et dysphagiques, avec une précision de 78.94% pour le groupe dysphagique et 74.89% pour le groupe de sujets sains.

En décrivant 9 étapes de déglutition sur la VFS (de l'ascension de l'os hyoïde à son retour en position normale), les auteurs ont observé que les paramètres mesurés dans le signal HRCA étaient statistiquement associés à plusieurs étapes particulières : l'ascension de l'os hyoïde et son retour en position normale ; la fermeture et l'ouverture du vestibule laryngé ; l'ouverture du sphincter supérieur de l'œsophage ; le contact entre la base de langue et la paroi pharyngée postérieure. Suite à cette étude, plusieurs études vont préciser chaque étape.

Rebrion et coll. se sont concentrés sur les mouvements de l'os hyoïde et ont confirmé la corrélation entre les signaux acoustiques et accélérométriques avec ces mouvements (REBRION et al., 2018). Les principaux résultats retrouvaient que le déplacement vertical de l'os hyoïde était corrélé au taux d'entropie des vibrations de l'axe S-I et à l'aplatissement des sons de déglutition. Les déplacements horizontaux des parties de l'os hyoïde étaient liés respectivement au centroïde spectral des vibrations de l'axe S-I et à la fréquence de pointe des vibrations de l'axe M-L. Les scores de protection des voies aériennes et les caractéristiques de commande étaient associés respectivement aux déplacements verticaux et horizontaux de la partie postérieure de l'os hyoïde. L'étude ultérieure de He en 2019 décrit des résultats similaires chez 46 sujets dysphagiques (Q. He et al., 2019). Le déplacement vertical était fortement associé à la complexité de Lempel-Ziv des vibrations supérieures-inférieures (relation positive : pente = +0.939 à +1.739) et antéro-postérieures (relation négative : pente = -2.385 à -1.198) des signaux HRCA. Les déplacements horizontaux et hypoténusiques de la face postérieure de l'os hyoïde étaient fortement positivement associés à l'écart type des bruits de déglutition.

En 2020, Mao et Sabry se sont concentrés sur l'ouverture et la fermeture du vestibule laryngé dans un protocole commun. Ils ont proposé l'utilisation de CRNN pour détecter dans le signal HRCA les temps de fermetures laryngées. Dans deux articles, les auteurs décrivent leurs résultats d'entraînement de CRNN avec les déglutitions de 120 sujets dysphagiques (588 déglutitions) en les segmentant à partir des images de VFS (MAO et al., 2020 ; SABRY et al., 2020). Lors de la validation sur 16 nouveaux sujets sains (45 déglutitions), les résultats étaient encourageants, avec une précision de 78.94% pour le groupe dysphagique et 74.89% pour le groupe de sujets sains, en combinant les résultats de 2 CRNN différents. L'article de Sabry porte sur la prédiction de la durée de cette fermeture laryngée et sur le taux d'erreur de nombre d'images incluse par les modèles en comparaison de la segmentation humaine (SABRY et al., 2020). Le rapport de durée entre celle mesurée par le modèle et la mesure humaine était de 1.13 pour les sujets dysphagiques

(durée légèrement excessive) et 0.93 pour les sujets sains (légère sous-évaluation de la durée). L'article de Mao décrit avec précision la supériorité du modèle CRNN pour la détection de la fermeture laryngée, par rapport à d'autres modèles d'apprentissage profond qui obtiennent de moins bons résultats (modèle de perception multicouche et réseaux neuronaux récurrents seuls ou convolutionnels seuls) (MAO et al., 2020).

Khalifa s'intéressait à l'ouverture du SSO en 2021, en utilisant là aussi des CRNN et une méthodologie similaire d'apprentissage, à partir de 116 sujets dysphagiques et 710 déglutitions (KHALIFA et al., 2021). Pour la détection de l'ouverture du SSO, la précision moyenne sur les données d'entraînement était de 90.39% (Sen=91.45%; Spe=91.19%). Appliquée sur des données indépendantes, la précision restait de 88.80% (Sen=85.59%; Spe=93.56%).

Devant l'intérêt grandissant pour chaque sous-étape individualisable de la déglutition se pose la question de normes pour les paramètres de ces étapes. C'est en 2021 que Donohue publie ces normes issues des données de 70 sujets sains, en prenant soin de les comparer avec des données de référence précédemment colligées à partir d'images de VFS seules par Steele (DONOHUE, KHALIFA, MAO et al., 2021a; STEELE et al., 2019). Sans rentrer dans les détails, cet article décrit les durées entre le déclenchement de la phase pharyngée, l'ascension de l'os hyoïde, la fermeture du vestibule laryngé, l'ouverture du SSO, l'ouverture du vestibule laryngé. Cet article reflète aussi les différences inhérentes aux différentes méthodes, certaines durées étant significativement différentes entre l'étude de Donohue et celle de Steele. Cette étude ne prenait en revanche pas en compte la "force" générée par le sujet dans sa déglutition. Dans une autre étude, Donohue et coll. ont donc classé et comparé les données d'HRCA entre les déglutitions "sans effort" et "avec effort" à partir des paramètres du signal et d'un score de VFS, le MBSImP (DONOHUE, KHALIFA, PERERA et al., 2021; MARTIN-HARRIS et al., 2008). Si plusieurs paramètres du signal variaient significativement, l'algorithme de classification (une procédure "leave-one-out") ne parvenait à différencier les types de déglutition qu'avec une précision de 76% (Sen=76%; Spe=77%). Ces résultats restent intéressants si l'on prend note que le score MBSImP n'était lui pas modifié entre les 2 conditions.

L'équipe a étudié les possibilités de l'HRCA pour détecter les phénomènes physiopathologiques, au-delà du fait que la majorité des études citées précédemment portaient sur des sujets dysphagiques qui bénéficiaient d'une VFS dans le cadre de leur évaluation clinique.

En 2018, Dudik et coll. utilisaient les deux technologies chez des sujets sains et dysphagiques et s'intéressait à leurs déglutitions saines (DUDIK, KUROSU et al., 2018). Les auteurs décrivaient de manière exhaustive les différences significatives de nombreux paramètres du domaine de la théorie de l'information entre les deux populations. Ces descriptions illustrent que les profils de déglutitions dites "saines" ne sont pas les mêmes entre les deux groupes. Il faut noter que la segmentation des sujets sains était réalisée par un algorithme précédemment publié (SEJDIĆ et al., 2009) alors que la segmentation pour les sujets dysphagiques s'appuyait sur les images de VFS. Cette différence peut introduire un biais de sélection du corpus de signal qui pourrait participer aux différences.

L'étude de Yu et coll. en 2019 a évalué les possibilités de détecter les phénomènes de pénétration et d'inhalation avec l'HRCA. L'usage de classificateur de pénétration/inhalation de type support vecteur-machine, k-moyennes (k-Means) ou naïve bayésienne ne permettait d'obtenir que des précisions de 69 à 79% ce qui restait insuffisant (Sen=[6%-20%]; Spe=[81%-96%]). Cette détection a été ensuite améliorée par Shu en incorporant des paramètres synthétiques à partir du signal HRCA. Ces paramètres étaient produits par un classificateur auxiliaire par réseau antagoniste génératif de Wasserstein (SHU et al., 2022). Si cette méthode semblait plus efficace selon les auteurs, la précision restait de l'ordre de 65 à 75%.

Donohue a utilisé en 2021 plusieurs des modèles développés pour comparer la dynamique

de déglutition de sujets atteints de pathologie neurovégétative avec des sujets sains (DONOHUE, KHALIFA, MAO et al., 2021b). Brièvement, 2 CRNN ont été utilisés pour segmenter les ouvertures et fermetures du vestibule laryngé et l'ouverture du SSO et un Réseau neuronal récurrent empilé, "stacked recurrent neural network" (SRNN) a été utilisé pour prédire la position de l'os hyoïde, comme décrit précédemment. Les performances des algorithmes étaient modérément satisfaisantes : la précision pour l'ouverture et la fermeture du SSO étaient de 66.25% et 85%, pour la fermeture et l'ouverture du vestibule laryngé, de 68.18% et 70.45%. Pour le déplacement de l'os hyoïde, le ROP n'était que de 44%. À partir des segmentations, les auteurs décrivaient plusieurs durées et distances. Chez les sujets atteints de maladie neurodégénérative, par exemple, la durée entre l'ascension hyoïdienne et l'ouverture du SSO était significativement allongée, alors que la durée d'ouverture du SSO était significativement raccourcie. La distance antérieure et supérieure parcourue par l'os hyoïde était aussi significativement plus importante chez ces patients.

Si l'HRCA est très prometteuse, l'une des principales limites reste le défaut de cadre analytique commun. En effet, la revue de littérature de So et coll. de 2023 illustre que les études ont une importante hétérogénéité méthodologique (So et al., 2023). Cette revue s'intéressait spécifiquement à la détection de déglutition normale. Avec ce critère, sur les 11 études incluses, seule la moitié obtenait une précision supérieure à 90% de détection. Cette différence de résultats était liée à plusieurs facteurs. Les méthodes d'analyses du signal étaient spécifiques de chaque étude, que ce soit par le seuil d'amplitude, la fenêtre temporelle, la classification des événements utilisés ou le modèle d'apprentissage profond utilisé (lorsque cette dernière méthode était employée). Il existait aussi des différences dans le nombre de technologies à l'étude (au-delà de l'HRCA elle-même), allant de 1 à 3 et associant à l'acoustique et/ou l'accélérométrie, d'autres technologies telles que la manométrie pharyngée, la méchanomyographie ou l'sEMG par exemple (voir A.2.6). L'HRCA n'en reste pas moins l'outil semblant le plus abouti à l'heure actuel pour l'exploration cervicale de la déglutition. Le Tableau A.4 présente les principales études sur le sujet.

En conclusion, les apports mutuels de l'accélérométrie et de l'acoustique, associés aux méthodes d'apprentissage profond sont les plus avancées tant dans le domaine de la détection des événements de déglutition que dans la détection objective de signes de dysphagie. Cet outil nous semble à l'heure actuelle le plus abouti pour notre projet global, au-delà du cadre de ce mémoire.

A.2.5 Autres technologies

D'autres types de capteurs et de technologies émergent aussi ces dernières années, associés à certaines technologies précédentes. Ces méthodologies restent beaucoup moins développées à l'heure actuelle et seront surtout évoquées succinctement. Quelques images sont présentées à titre indicatif (Figure A.2).

Mesure du flux respiratoire nasal

Comme décrit dans le chapitre sur la déglutition normale, la déglutition s'accompagne d'une apnée de déglutition, qui peut être mesurée par un capteur nasal de débit de l'air. Cette mesure étant purement respiratoire, elle est surtout associée aux autres techniques en tant que contrôle (J. LEE, STEELE & CHAU, 2009; J. LEE et al., 2011). Cette méthode se rapproche de la manométrie pharyngée qui a pu être utilisée à de nombreuses reprises (OHASHI et al., 2023; REYNOLDS et al., 2002, 2003; SHIEH et al., 2021).

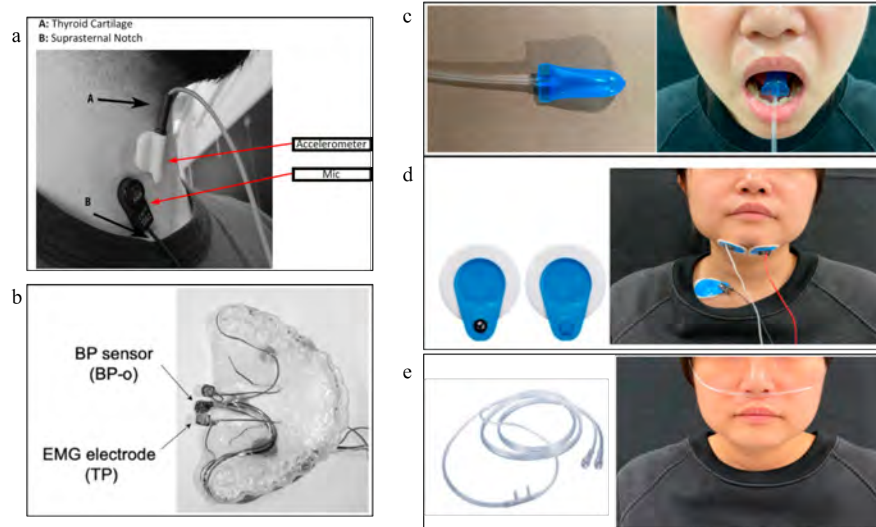


FIGURE A.2 – Exemples de quelques technologies de mesures cervicales non invasives. a : Accéléromètre et microphone (In SCHWARTZ et al., 2022). b : Barométrie oropharyngée (In OHASHI et al., 2023). c : Manométrie linguale ; d : Électromyographie de surface ; e : Mesure du flux aérien nasal (In SHIEH et al., 2021)

Mesures pressionnelles

Les méthodes manométriques peuvent mesurer l'activité de déglutition à plusieurs niveaux : au niveau cervical, au niveau endobuccal et au niveau pharyngo-œsophagien. Considérant cette dernière méthode comme invasive, elle ne sera pas développée.

La mesure de pression barométrique (Figure A.2b) consiste en un capteur de pression placé sur le palais dur, qui mesure les modifications de pression aérique intrabuccale et pharyngée lors de la phase orale de la déglutition. De 2016 à 2020, deux équipes japonaises ont collaboré pour développer un tel dispositif monté sur une plaque palatine sur mesure (HASEGAWA et al., 2018; HIRAKI et al., 2017). Ce système leur a permis de décrire précisément les motifs pressionnels endobuccaux et pharyngés lors de la déglutition. Dans l'étude de Ofusa de 2020, ce système s'accompagne d'un capteur intranasal et d'électrode de sEMG placée sur la langue et sous le menton, en guise de contrôle (OFUSA et al., 2020). Cette méthode a permis aux auteurs de décrire la séquence de déglutition orale et pharyngée avec une bonne résolution temporelle. Il semble que cette équipe n'ait pas publié de nouvelle étude avec cette méthodologie depuis. En 2023, Vaitheeshwari et coll. présentaient un système similaire couplé à une sEMG cervicale et proposaient ce système pour la rééducation (VAITHEESHWARI et al., 2023). Un tel système permettrait un suivi de l'effet de la rééducation linguale sur le tonus musculaire, même si les effets sur l'alimentation restent à confirmer (NAMASIVAYAM-MACDONALD et al., 2017).

La manométrie linguale (Figure A.2c) à l'aide d'un petit ballonnet de 1cm environ a permis à Shieh et coll. de décrire les profils de 10 événements oropharyngés différents, en association avec une sEMG, une mesure du flux nasal et une mesure de pression cervicale (SHIEH et al., 2021). La taille du ballonnet pendant la prise alimentaire pose tout de même la question de la comparabilité des résultats avec les conditions naturelles.

La manométrie cervicale permet quant à elle de mesurer l'excursion laryngée lors de la déglutition. Natta et coll. ont proposé un dispositif piézoélectrique de ce type, placé sur la ligne

médiane en regard du cartilage thyroïde (NATTA et al., 2021). Ce dispositif permet de mesurer la fréquence de déglutition, sa durée et la latence entre l'instruction et le déclenchement de la déglutition, au même titre que d'autres technologies. L'équipe de Shieh et coll. a aussi utilisé un tel système en complément d'une sEMG et d'une mesure du flux nasal (SHIEH et al., 2021).

Mesures de bioimpédances

Les tissus biologiques présentent une résistance électrique naturelle appelée impédance. Elle peut être mesurée au niveau cervical lors de la déglutition comme le quotient de la tension entre 2 électrodes posées sur la peau et l'intensité du courant alternatif léger qui les traverse. Au niveau cervical, les variations de cette impédance peuvent être mises en relation avec les événements de déglutition, mais aussi leur force. Ce système a été notamment utilisé chez des nouveau-nés (BÜRGIN et al., 2022; HÜBL et al., 2024). Chez l'adulte, Ohashi et coll. ont comparé plusieurs méthodes de détection de déglutition et la bioimpédance permettait une détection avec une précision de 98%, similaire aux mesures acoustiques (OHASHI et al., 2023). Cette méthode reste peu répandue.

Mesures échographiques

L'échographie a pu être proposée comme méthode non invasive. Le principe est l'émission d'ultrason par voie transcutanée dont on mesure ensuite les échos renvoyés par les tissus profonds. La modélisation visuelle de ces échos en fonction de leur localisation, leur intensité et leur délai de mesure (fonction de la profondeur de mesure) permet de créer une image bidimensionnelle de la région anatomique sous-jacente étudiée. Au niveau cervical il est ainsi possible de détecter les échos de l'os hyoïde, du cartilage thyroïde et des muscles linguaux. Ceci permet d'en identifier les mouvements associés à la déglutition (WINIKER et al., 2022). L'échographie permet aussi de visualiser les anomalies musculaires des muscles sus-hyoïdiens et leur retentissement sur la déglutition, notamment dans les pathologies neuromusculaires (VAN DEN ENGEL-HOEK et al., 2017).

D'après la revue de littérature de Magalhaes et coll. sur 26 articles sur l'échographie de déglutition, les paramètres d'intérêt les plus souvent employés sont l'amplitude maximale, la durée et la vitesse de la structure d'intérêt (MAGALHÃES et al., 2023). L'usage de l'effet Doppler a pu être proposé dans certaines études (3 sur 26), mais n'est pas systématique et son interprétation est peu systématisée. Globalement, Magalhaes concluait que la fiabilité semblait acceptable, mais les méthodes n'étaient pas comparables entre les différentes études. La revue de littérature de Andrade et coll. retrouve un intérêt dans le diagnostic des troubles de la déglutition, mais surtout dans le biofeedback, notamment pour l'apprentissage de manœuvres de correction de la dysphagie (notamment la manœuvre de Mendelsohn, qui renforce les muscles sus-hyoïdiens) (de ANDRADE et al., 2024). Par exemple, Blythe et coll. ont employé cette méthode pour la création d'un protocole de rééducation linguale par biofeedback après glossectomie partielle en traitement de cancers avec des résultats encourageants (BLYTH et al., 2017).

L'intégration des méthodes d'apprentissage profond pourrait améliorer cette méthode. Feng et coll. ont associé les méthodes d'apprentissage profond avec les images échographiques pour suivre les déplacements de l'os hyoïde (S. FENG et al., 2021). Avec une "Réseau Siamois Entièrement Convolutionnel" (Full-Convolutional Siamese Networks) et une tolérance à l'erreur optimisée, les auteurs atteignent une détection de l'emplacement de l'os hyoïde de 98.9% en temps réel. Une autre étude plus récente retrouve des résultats plus mitigés en utilisant soit un réseau de neurones profond ou un algorithme automatisé de suivi de l'ombre de l'os hyoïde, ils obtiennent respectivement une corrélation intra-classe de 85% et 62%, sans correction de l'erreur contrairement à l'étude précédente (J. K.-Y. MA & WRENCH, 2022). Un point intéressant

était l'utilisation d'un système de maintien en place de la sonde, qui reste plutôt conséquent (Figure A.3).



FIGURE A.3 – Système de maintien de la sonde échographique proposé par Ma et Wrench 2022. In (J. K.-Y. MA & WRENCH, 2022)

Si l'échographie est une technique non invasive, son utilisation reste limitée dans le temps compte tenu de la nécessité de tenir la sonde à la main comme le remarque Winiker et coll., la taille de la sonde échographique limitant les possibilités de la maintenir en place facilement au niveau du cou (S. FENG et al., 2021 ; KWONG et al., 2021 ; WINIKER et al., 2022). Des solutions ont tout de même été proposées, que ce soit par Ma et Wrench (Figure A.3) ou l'usage d'un bras mécanique dans l'étude de Chi-Fishman et Sonies pour stabiliser la sonde, nécessitant aussi de stabiliser le cou du sujet. Cette méthode a tout de même permis de mettre en évidence que l'amplitude des mouvements associés à la déglutition sont positivement corrélés aux volumes ingérés, à l'âge du patient et dépendent de la viscosité du bolus et du sexe du sujet (CHI-FISHMAN & SONIES, 2002). La possibilité d'un maintien lors d'un repas semble complexe à l'heure actuelle,

limitée par la taille de la sonde.

Electroglottographie

L'électroglottographie (EGG), développée par Philippe Fabre à la fin des années 1950 pour des analyses vocales, (M. P. FABRE, 1957; P. FABRE, 1958) permet de mesurer le contact entre les cordes vocales. Ce contact est mesuré comme la variation relative d'impédance électrique mesurée entre deux électrodes placées de part et d'autre du cou. La mise en contact des cordes vocales provoque la chute de cette impédance. Nous conseillons la lecture de la revue de littérature de Christian Herbst de 2020 qui renseigne sur les principes et intérêts de l'EGG (HERBST, 2020).

Cette méthode reste assez peu répandue dans l'analyse de la déglutition et est toujours complémentaire d'autres mesures. Nous pouvons citer les études de Kob et Fraunerath et celle de Tronchin et coll. dans l'étude conjointe de la voix et de la déglutition (KOB & FRAUENRATH, 2009; TRONCHIN et al., 2018), ou encore l'étude de Kusuhara et coll. qui illustre bien la chute d'impédance lors de la phase pharyngée de la déglutition (KUSUHARA et al., 2004).

Une dernière étude mérite tout de même un focus spécifique, il s'agit de l'étude de Firmin et coll. qui en 1997 avaient comparé les résultats de deux microphones (un cervical et un intra-auriculaire), un accéléromètre et une EGG (**firminNONINVASIVEMONITORINGREFLEXIVE**). La comparaison des signaux était réalisée à partir d'une échelle de Lickert de qualité subjective sur l'intérêt de chaque signal dans la détection de la déglutition et de ses étapes (allant de "Pauvre" à "Très bonne"). D'après cette analyse, seule l'EGG dépassait la note de 70%, l'accélérométrie atteignant une note de 50% et les microphones, une note de 5 à 40% selon l'étape analysée. Un biais notable est l'absence dans l'article du nombre d'investigateurs et de la question de l'aveugle par rapport à la méthodologie analysée. À notre connaissance, une telle étude n'a pas été reproduite et les études ultérieures restent rares et associent l'EGG à d'autres technologies sans en comparer les capacités intrinsèques de détection. Ceci pourrait refléter soit un manque d'efficacité et de reproductibilité de l'outil en utilisation isolée pour la déglutition, soit un défaut d'accessibilité. Cela explique surtout un défaut de validation de l'EGG.

Suivi du mouvement : "Motion tracking"

Plus récemment, l'étude de Hashimoto a associé le laryngophone à une EGG et surtout à une caméra de motion tracking (HASHIMOTO et al., 2018). Cette caméra est une caméra Kinect V2®, développée spécifiquement par Microsoft pour la détection de mouvement pour l'usage vidéoludique. Hashimoto et coll. ont réorienté son usage sur la détection des mouvements relatifs tridimensionnels labiaux et laryngés associés à la déglutition. L'intérêt rapporté par les auteurs est le caractère sans fil de l'ensemble du montage. Les auteurs illustrent alors que les mouvements labiaux (ouverture labiale, largeur buccale et protrusion labiale) et laryngés (mouvement vertical et horizontal) associés à la déglutition sont significatifs par rapport à l'état de repos. Nous noterons là aussi une absence de comparaison des différents marqueurs et des différentes technologies entre elles. Ce protocole associant l'EGG et le Kinect® étant sans fil, il a été réutilisé depuis dans 2 études du réseau cortical de la déglutition en électrocorticographie, par la même équipe (HASHIMOTO et al., 2021a, 2021b).

Mécanorécepteur piézoélectrique

L'équipe de Yoshitaka à Kyoto a proposé un capteur piézoélectrique des mouvements et bruits de déglutition associé à la mesure du flux respiratoire nasal. Le capteur piézoélectrique est un mécanorécepteur cervical. Il s'agit en fait d'un capteur de déformation tendu entre le pli sous mental et l'échancrure suprasternale. La mobilisation du cartilage thyroïde va alors courber le

capteur qui produit un courant mesurable. La sensibilité du capteur se situe entre 0 et 4kHz, ce qui permettrait de détecter les mouvements (<100Hz) et les bruits (>100Hz) de déglutition selon les auteurs.

Une première étude portait sur 11 sujets sains et 10 sujets dysphagiques (YAGI et al., 2017). Avec ces outils et leur algorithme, la sensibilité obtenue pour la détection des déglutitions était alors de 0.982 et la spécificité de 0.883. En comparaison, l'utilisation seule des mouvements laryngés obtenait une sensibilité de 1.0, mais une spécificité réduite à 0.712. Malgré ces résultats encourageants, il est intéressant de noter que cette même équipe, dans une seconde étude complémentaire sur 192 sujets (140 sujets sains et 52 atteints de dysphagie), retrouvait une sensibilité moindre (82.4%) avec une spécificité proche (86%) (INOUE et al., 2018). Depuis 2018, aucune nouvelle publication ne semble être venue alimenter le développement de ce capteur.

Analyse magnétique des mouvements laryngés

En 2023, l'équipe de Hoffmann et coll. a proposé une étude pilote faisant usage d'actionneurs magnétiques "en porte-à-faux" ("cantilever actuator") pour mesurer les mouvements laryngés chez trois sujets sains (HOFFMANN et al., 2023). Le principe s'appuie sur les modifications de champs magnétiques autour de l'actionneur lors des mouvements cervicaux induits par la déglutition. Dans leur étude, les capteurs magnétiques pouvaient être positionnés à deux endroits différents. Le premier était placé au niveau du cartilage thyroïde en position verticale. Le second était placé dans la région sous mentale en position transversale. Les mouvements de ces actionneurs modifiaient alors le champ magnétique local. Ces modifications étaient détectées par un capteur de champs magnétiques. Il est notable que l'amplitude de modification du champ magnétique était liée au bolus dégluti. En effet, la densité moyenne de flux magnétique augmentait en passant successivement de la salive, à l'eau puis au yaourt. Comme les autres méthodes, les variabilités intra-individuelles et interindividuelles restaient importantes.

Mesure optique de la pression cervicale lors de la déglutition

Maeda et coll. ont développé un système de manométrie cervicale s'appuyant sur une technologie optique (MAEDA et al., 2023). Son principe s'appuie sur une fibre optique placée horizontalement au niveau cutané cervical en regard du cartilage thyroïde et maintenue par un collier. Entre la fibre et la surface cutanée se trouve une sorte de bouton-pression. L'élévation laryngée réduit la pression exercée sur le bouton-pression, réduisant la pression sur la fibre optique, ce qui va améliorer le flux photonique. C'est cette amélioration du flux photonique (ou "réduction de la perte optique" dans l'étude) qui permet de mesurer indirectement la pression induite par le larynx et donc de détecter les événements de déglutition. Cette publication reste la seule disponible à ce jour pour cette technologie.

Myotonométrie

La myotonométrie mesure le tonus musculaire en appliquant une stimulation mécanique sur la peau et en mesurant la réponse oscillatoire du tissu musculaire. L'état musculaire est connu à travers plusieurs propriétés biomécaniques telles que l'élasticité, la viscosité et l'amortissement. L'étude de Maden et coll. a comparé les profils de tonicité du masséter chez 11 sujets atteints de sclérose en plaques et 10 sujets sains, sans mettre en évidence de différence significative (MADEN et al., 2022). Nous n'avons retrouvé aucune autre étude de la déglutition utilisant cette méthode.

Méchanomyographie

La méchanomyographie est la mesure des vibrations associées à la contraction musculaire. Elle implique donc l'usage d'un accéléromètre et/ou d'un microphone. Elle se différencie de l'acoustique et de l'accélérométrie cervicales en cela qu'elle se place dans la région sous mentale et renseigne donc sur l'activité des muscles sus-hyoïdiens du plancher buccal. Lee et coll. en 2009 ont testé cette méthode associée à la mesure du flux aérien nasal en marge de leurs recherches cervicales (J. LEE, CHAU & STEELE, 2009). Selon les auteurs, les résultats de la Méchanomyographie (MMG) sont similaires aux données de littérature sur l'sEMG. Une deuxième étude des mêmes auteurs a donc associé la MMG à d'autres technologies pour l'entraînement d'un réseau de neurones artificiels pour la reconnaissance des événements de déglutition, avec des résultats moins concluants (J. LEE, STEELE & CHAU, 2009). La MMG a été associée à l'accélérométrie cervicale bi-axiale et à la mesure du flux aérien nasal. Les auteurs concluent à une précision ajustée de 89.6% en utilisant seulement les deux signaux accélérométriques. L'inclusion des signaux de MMG et de flux nasal dégradait ces résultats, ce qui explique l'abandon vraisemblable de la MMG par cette équipe par la suite.

L'étude de Mialland et coll. chez des sujets sains associait une MMG et un accéléromètre cervical (MIALLAND et al., 2022). La MMG leur permettait de décrire les déglutitions avec un motif temporel tri-phasique. Ce motif était composé d'une phase orale, une phase pharyngée et une phase œsophagienne. Il est notable que le pic d'activité de la phase pharyngée est bien individualisable dans les axes verticaux S-I et horizontal A-P.

Cet outil a été utilisé chez des sujets opérés de cancer du CAD en comparaison de l'sEMG (CONSTANTINESCU et al., 2017). Si le RSB était meilleur avec la MMG ($p=0.007$), elle présentait une fiabilité test-retest inférieure à l'sEMG. Lors d'une étude ultérieure, l'équipe avait abandonné la MMG au profit de la sEMG (CONSTANTINESCU et al., 2018).

A.2.6 Analyses de signaux combinés

De manière similaire à l'HRCA qui combine les signaux acoustiques et accélérométriques (et méritait un paragraphe propre), d'autres combinaisons de signaux ont été proposées afin d'améliorer les analyses qualitatives des signaux, ceci dans trois objectifs : 1° mettre en corrélation différents phénomènes synchrones, 2) améliorer les sensibilités et spécificités des algorithmes de détection automatique des signaux de déglutition et 3) améliorer la différenciation des déglutitions normales, des déglutitions pathologiques et des autres fonctions pharyngo-laryngées.

Si la littérature est riche de propositions, elle ne permet pas de définir une méthode plus pertinente que les autres par défaut de comparaison et de comparabilité. Nous pouvons citer l'association de la sEMG et de l'accélérométrie (ROLDAN-VASCO, RESTREPO-URIBE et al., 2023), de la sEMG et de l'acoustique (SHIN et al., 2024), l'association de signaux acoustiques et d'ultrason avec effet Doppler (K.-S. LEE, 2020), l'association d'une manométrie linguale et d'une sEMG (OFUSA et al., 2020; VAITHEESHWARI et al., 2023). Malgré l'intérêt grandissant des analyses multisingnaux, ces études restent isolées et aucune méthode ne semble émerger en dehors de l'HRCA, mais cela pourrait évoluer rapidement avec l'amélioration rapide des méthodes d'intelligences artificielles.

A.3 Tableaux bibliographiques

TABLEAU A.1 – Études récentes employant la sEMG dans l'étude de la déglutition (d'après Wu et al., 2024)

| Modalité de détection | Auteur | Emplacement du capteur EMG | Sujet humain | Objectif de la recherche |
|---|-------------------------------|--|---|---|
| sEMG | RESTREPO-AGUDELO et al., 2017 | Zone des muscles préaryngés (sous-hyoïdiens) | 10 adultes en bonne santé | Améliorer la détection de la sEMG des muscles infrahyoïdiens pendant la déglutition en utilisant un filtrage numérique et une analyse par ondelettes discrètes. |
| sEMG | ZARETSKY et al., 2017 | Dans le M. masséter, l'orbiculaire des lèvres, les régions sous-mentonnières et para-laryngé | 16 sujets en bonne santé | Identifier les emplacements d'électrodes les plus significatifs associés à l'activité de déglutition oropharyngée. |
| HD sEMG | ZHU et al., 2017 | 96 électrodes dans la partie antérieure du cou supérieur | 12 sujets en bonne santé | Une nouvelle technique basée sur l'électromyographie de surface haute densité (HD sEMG) est proposée pour l'évaluation de la fonction normale de déglutition. |
| Analyse cinématique, HRM, et électromyographie à aiguille | D. PARK et al., 2017 | Les muscles sus et sous-hyoïdiens | 10 sujets en bonne santé | Étudier la fonction et l'importance des muscles sus et sous-hyoïdiens dans le processus de déglutition, et étudier la séquence de déglutition à l'aide de l'analyse cinématique, de la HRM et de l'EMG. |
| Capteurs de pression, capteurs de flexion, sEMG, et microphones | LI et al., 2017 | Muscles des régions maxillaires et mandibulaires | 15 sujets adultes masculins sans signe de malocclusion sévère | La coordination biomécanique pendant la déglutition oropharyngée a été évaluée à l'aide d'un système de détection non invasif. |
| sEMG, capteur de flux d'air nasal, et capteur de résistance de pression | SHIEH et al., 2019 | Muscles de la région mandibulaire | 45 participants masculins âgés de 30 à 50 ans. 26 non-fumeurs et 19 fumeurs | Une étude évaluant la coordination entre la déglutition et la respiration a été réalisée en utilisant la procédure de détection proposée. |

TABLEAU A.1 – Etudes en sEMG – Suite

| Modalité de détection | Auteur | Emplacement du capteur EMG | Sujet humain | Objectif de la recherche |
|--|---------------------------|---|--|---|
| sEMG, flux d'air nasal, et sons de déglutition | KRISHNAN et GOSWAMI, 2019 | Muscles de la région sous-mentale | 30 jeunes volontaires en bonne santé | Étudier les effets du décubitus ventral et du volume alimentaire sur la déglutition et la respiration chez les jeunes en bonne santé. |
| sEMG | TAKEUCHI et al., 2021 | Muscles masticateurs et sous-linguaux | 29 volontaires en bonne santé | Étudier comment le comportement de la déglutition est affecté par la température de l'eau et le contenu en bulles d'eau chez les personnes en bonne santé. |
| sEMG et capteur de pression | ENDO et al., 2020 | Muscles des régions mandibulaires et maxillaires | 60 volontaires en bonne santé (répartis en 2 groupes d'âge : jeunes et âgés) | Étudier la relation entre les caractéristiques temporelles de l'activité musculaire et le soulèvement laryngé (LE) pendant la déglutition. |
| Senseur barométrique et EMG | OFUSA et al., 2020 | Partie antérieure de la langue (TA) et partie postérieure de la langue (TP), ainsi que le muscle constricteur pharyngien supérieur (SHy). | 10 volontaires en bonne santé | En enregistrant la pression (BP) et l'activité musculaire de la langue, étude des organes de déglutition dans la bouche et la phase de déglutition de la gorge. |
| sEMG | McNULTY et al., 2021 | Muscles submandibulaires, intercostaux, et diaphragmatiques | 10 participants (5 laryngectomisés totaux (TL), 5 témoins) | Prédiction de la fonction laryngée par classification sEMG multicanaux. |
| sEMG | Ko et al., 2021 | 6 électrodes de surface placées sur les muscles sus-hyoïdiens bilatéraux (SH), les muscles rétro-hyoïdiens bilatéraux (RH), les muscles thyrohyoïdiens (TH), et les muscles sterno-thyroïdien (StH) | 40 participants en bonne santé (20 adultes plus âgés de plus de 60 ans et 20 adultes plus jeunes de moins de 60 ans) | Étudier le modèle d'activation de l'électromyographie pendant la déglutition chez les personnes âgées. |

TABLEAU A.1 – Etudes en sEMG – Suite

| Modalité de détection | Auteur | Emplacement du capteur EMG | Sujet humain | Objectif de la recherche |
|-----------------------|------------------------|--|--|--|
| sEMG | ARCHER et al., 2021 | Région sous-mentale | 15 personnes avec dysphagie moins de 3 mois après un AVC et 85 participants en bonne santé | Déterminer si l'âge ou la dysphagie après un AVC affecte l'augmentation de l'activité musculaire sous-mentonnaire pendant la dysphagie, si le biofeedback sEMG améliore les performances de la dysphagie, et si le patient reçoit le sEMG en complément du traitement. |
| EMG | VACCHIANO et al., 2021 | Muscles masticateurs et muscles hyoïdiens | 103 personnes atteintes de SLA | Développer une analyse multidimensionnelle de la sEMG faciale pour évaluer l'implication bulbaire dans la sclérose latérale amyotrophique (SLA). |
| sEMG | NICHOLLS et al., 2022 | Muscles masticateurs | 16 participants | Développer un système de surveillance du comportement alimentaire basé sur la sEMG avec retour haptique pour favoriser une alimentation consciente. |
| sEMG | BAHIA et LOWELL, 2024 | M. masséter | 20 jeunes adultes en bonne santé | Étudier les changements de sEMG dans le muscle masséter pendant la déglutition régulière et forcée de la salive. |
| sEMG | McKEOWN et al., 2002 | 15 électrodes sur le visage et la gorge | 7 sujets en bonne santé | Une nouvelle approche basée sur le calcul des composants indépendants (ICs) des enregistrements sEMG simultanés pour détecter l'activation fonctionnelle des muscles pendant la déglutition en utilisant uniquement des électrodes sEMG est décrite. |
| sEMG | RONG et PATTEE, 2022 | Les muscles masseters, temporaux, et digastrique antérieur | 13 personnes atteintes de SLA et 10 personnes en bonne santé | Évaluer l'implication des muscles glossopharyngés dans la sclérose latérale amyotrophique (SLA). |

TABLEAU A.1 – Etudes en sEMG – Suite

| Modalité de détection | Auteur | Emplacement du capteur EMG | Sujet humain | Objectif de la recherche |
|--|---|---|--|--|
| Imagerie médicale, cinématique mandibulaire, et EMG | GUO et al., 2022 | Muscles temporaux et masséters | 7 volontaires en bonne santé | Établir un cadre de modélisation mandibulaire spécifique au sujet basé sur des mesures cliniques. |
| sEMG | CHANG et al., 2023 | Muscle temporal antérieur, muscle masticateur et région sous mandibulaire | 101 sujets avec fonction de déglutition normale | Les événements temporels observés par sEMG ont été évalués pour élucider comment le vieillissement affecte la coordination entre les muscles masticateurs et sous mandibulaires. |
| sEMG | MURAKAMI et al., 2023 | Musculus hyoideus | 14 jeunes adultes en bonne santé et 14 sujets âgés | Basé sur la sEMG, analyse de la coordination musculaire pour quantifier le mécanisme de la déglutition. |
| sEMG (électrodes sphériques faites maison) | SAITO et al., 2024 | Muscles masseter, muscles digastric bilatéraux et muscles hyoïdiens | 12 adultes en bonne santé | Les signaux sEMG ont été évalués pour étudier les différences de comportement des muscles masticateurs et de déglutition pendant la déglutition spontanée par rapport à la déglutition déclenchée. |
| sEMG | ROLDAN-VASCO, OROZCO-DUQUE et OROZCO-ARROYAVE, 2023 | Groupe des muscles masticateurs et sous-linguaux | 31 personnes en bonne santé et 29 personnes avec dysphagie | Étudier l'analyse automatique des enregistrements sEMG chez les personnes en bonne santé et les patients atteints de dysphagie fonctionnelle de la gorge. |
| sEMG et image ultrasonore | PENG et PAULOSKI, 2023 | Muscles mandibulaires | 24 adultes en bonne santé | Explorer l'effet de l'échographie en temps réel comme retour visuel dans l'enseignement de la MM chez les adultes en bonne santé. |
| EMG, acoustique, bio-impédance, et manométrie haute résolution | OHASHI et al., 2023 | Surface du cou | 6 individus en bonne santé (4 hommes, 2 femmes) ont participé à cette étude. | Comparaison de l'EMG, de l'acoustique, de la bio-impédance et de la manométrie haute résolution pour identifier les événements de déglutition et de vocalisation. |

TABLEAU A.1 – Etudes en sEMG – Suite

| Modalité de détection | Auteur | Emplacement du capteur EMG | Sujet humain | Objectif de la recherche |
|--|---|--|---|---|
| sEMG et auscultation du cou basée sur un accéléromètre (Acc) | ROLDAN-VASCO, RESTREPO-URIBE et al., 2023 | Muscles thyroïdiens supérieurs et inférieurs | 30 individus en bonne santé et 30 patients atteints de dysphagie oropharyngée fonctionnelle | Une approche non invasive multimodale pour le dépistage de la dysphagie utilisant sEMG et auscultation du cou basée sur accéléromètre (Acc) a été introduite. |
| EKSS, LPM, pression, et électrode à aiguille | ALFONSI et al., 2023 | Complexe des muscles sous-mentonniers/in-férieurs | 15 sujets en bonne santé | Étudier les électrodynamiques de la déglutition oropharyngée chez les patients atteints de dysphagie neurogène. |
| sEMG et capteur de pression de la langue | VAITHEESHWARI et al., 2023 | Muscle laryngé | 8 sujets | Les capteurs de pression de la langue et sEMG ont été utilisés pour évaluer et améliorer la fonction de déglutition chez les patients atteints de dysphagie. |
| EMG et capteur de son | MIALLAND et al., 2024 | Muscle hyoïdien et muscle submental postérieur, muscle submental | 17 participants | L'électromyographie intramusculaire a été utilisée pour évaluer les muscles hyoïdiens et submentaux postérieurs pour l'analyse de faisabilité d'un larynx artificiel actif implantable. |

TABLEAU A.2 – Études en accélérométrie

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|------------------------------|--|--|----------------------------------|---|--|---|---|
| REYNOLDS et al., 2002 | Accéléromètre 501-FB Vibrometer Corp.® Mono-axial | Sur le larynx, vraisemblablement sur la ligne médiane | Manométrie pharyngée | 12 nouveau-nés prématurés à faible risque, âgé de 32 à 39 semaines d'aménorrhée. | Lait maternel ou spécial enfant prématuré. | -Développer une méthode pour décrire quantitativement et comparer statistiquement les bruits associés à la déglutition chez des nouveau-nés prématurés lors de l'alimentation, grâce un traitement de signal digital. -Analyser les changements associés à la maturation des nouveau-nés. | -La forme d'onde de l'IDS devient progressivement plus uniforme avec l'âge gestationnel des nouveau-nés. -L'indice de variance de l'IDS (Variance index : VI) était inversement corrélé à l'âge gestationnel ($r=-0.739$; $p=0.006$) |
| REYNOLDS et al., 2003 | Accéléromètre 501-FB Vibrometer Corp.® Mono-axial | Sur le larynx, vraisemblablement sur la ligne médiane | Manométrie pharyngée | 17 nouveau-nés prématurés âgés de 32 à 39 semaines d'aménorrhées : -10 nouveau-nés prématurés à faible risque -7 nouveau-nés prématurés atteints de dysplasie bronchopulmonaire | Lait maternel ou spécial enfant prématuré. | -Déterminer si l'accélérométrie à 22kHz (vs 16kHz pour REYNOLDS et al., 2002) permet d'améliorer la précision de l'index de variance (VI) -Mesurer la différence de la morphologie de l'IDS entre des nouveau-nés prématurés avec et sans dysplasie bronchopulmonaire (DBP). | -Prématurés à faible risque : -L'indice de variance de l'IDS (Variance index : VI) était inversement corrélé à l'âge gestationnel ($r=-0.66$; $p=0.02$) -Prématurés avec DBP : -L'indice de variance de l'IDS (Variance index : VI) était positivement corrélé à l'âge gestationnel, mais non significatif ($r=+0.51$; $p=0.09$) -La différence de pente des deux courbes est significative ($p<0.007$), avec une interaction entre l'âge gestationnel et le groupe. -L'usage d'une fréquence d'échantillonnage à 22kHz a permis d'identifier 100% des IDS, alors qu'à 16kHz, 2% les IDS ne semblent pas détectable |
| ABOOFAZELI et MOUSSAVI, 2006 | Accéléromètre EMT25C, Siemens® Mono-axial | Au-dessus de l'échancrure suprasternale | Flux aérien nasal | -3 adultes sains (35, 38, 54 ans) -12 enfants sains (3-16 ans) -11 jeunes adultes (16-25 ans) avec paralysie cérébrale | Bolus de 5mL : -Liquide (\approx IDDSI-0) -Liquide épaissi (\approx IDDSI 2) -Pudding semi-solide (\approx IDDSI-3) | -Utiliser la transformée en ondelettes pour décomposer le son trachéal en détail multiéchelles. -Séparer les sons de déglutition sont séparés des sons respiratoires grâce à un processus de décomposition-reconstruction multirésolution | -La méthode proposée est plus précise, plus efficace et plus objective que les méthodes proposées précédemment. -La détection des bruits de déglutition peut être utilisée dans un système d'évaluation automatisée de la déglutition et de diagnostic des troubles de la déglutition (dysphagie) par des moyens acoustiques. |
| J. LEE et al., 2006 | Accéléromètre EMT 25-C, Siemens® 20Hz-30kHz Mono-axial | En avant et en dessous de l'échancrure du cartilage thyroïde | VFS | 117 Enfants (6.0 ans \pm 3.9) atteints de dysphagie d'origine neurologique | Bolus mélangés à du Barium pour VFSS. Texture adaptée à l'histoire clinique, allant de la purée (\approx IDDSI-4) épaisse au liquide (\approx IDDSI-0) | -Presenter les détails d'un algorithme de classification pour la détection automatique des inhalations chez les enfants atteints de dysphagie | -L'algorithme a obtenu une précision de $81.3\% \pm 8.5$ (Sensibilité= $74.7\% \pm 16.0$; Spécificité= $87.8\% \pm 12.2$) pour la différenciation des déglutitions normales et avec pénétrations. |

TABLEAU A.2 – Etudes d'accélérométrie – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|---------------------------|--|--|---|--|---|---|--|
| SEJDIĆ et al., 2009 | Accéléromètre ADXL322, Analog Devices® Bi-axial | En avant du cartilage cricoïde | - | 408 sujets sains | -Salive -Eau, une gorgée (≈ IDDSI-0) -Eau, menton rentré, une gorgée (≈ IDDSI-0) | -Présenter un algorithme par partitionnement flou séquentiel pour la segmentation systématique des signaux d'accélérométrie bi-axiale de déglutition -Analyser la durée des déglutitions en fonction du sexe, de l'indice de masse corporelle (IMC), de l'âge et du type de déglutition pour 408 sujets sains. | -L'algorithme a obtenu une précision de plus de 90% sur les signaux simulés et réels -Les hommes présentaient des déglutitions significativement plus longues que les femmes (p=0.05). Les sujets plus âgés ou avec un IMC plus important présentaient des déglutitions significativement plus longues (p=0.05) |
| SEJDIĆ, FALK et al., 2010 | Accéléromètre ADXL322, Analog Devices® Bi-axial | En avant du cartilage cricoïde | - | 408 sujets sains (corpus de Sejdic et al 2009) | -Salive -Eau, une gorgée (≈ IDDSI-0) -Eau, menton rentré, une gorgée (≈ IDDSI-0) | -Développer un système de suppression automatique des vocalisations pour une meilleure segmentation des signaux accélérométriques de déglutition. | -La méthode proposée atteint une sensibilité moyenne de 95,3% et une spécificité de 96,3% pour la détection des vocalisations. Appliquée en conjonction avec un algorithme de segmentation automatique, on observe que la précision de la segmentation s'améliore d'environ 55%. |
| J. LEE et al., 2010 | Accéléromètre ADXL 322, Analog Devices® Bi-axial | En avant et juste en dessous du cartilage thyroïde | - | 17 Sujets sains | Bolus -liquide (≈ IDDSI-0) -Eau -Barite -nectar(≈ IDDSI-2) -miel (≈ IDDSI-3) Tâches : -Discrète : 4 gorgées en enlevant le verre entre deux - Séquentielle : 4 gorgées en suivant | -Etudier les effets de quatre stimuli liquides différents sur une vaste collection de caractéristiques temporelles et temporelles-fréquences extraites de signaux d'accélérométrie bi-axiaux de déglutition, acquis auprès d'individus en bonne santé. L'analyse est strictement du point de vue du signal, car la relation entre la physiologie de la déglutition et l'accélérométrie à deux axes n'est pas encore claire. | -Des effets significatifs du stimulus principal ont été observés sur 6 des 30 caractéristiques de la tâche discrète et sur 5 des 30 caractéristiques de la tâche séquentielle. -L'analyse des caractéristiques avec des effets significatifs du stimulus a suggéré que les changements dans les signaux ont révélé des schémas de déglutition plus lents et plus prononcés avec l'augmentation de la viscosité du bol alimentaire. |
| ZORATTO et al., 2010 | Accéléromètre ADXL 322, Analog Devices® Bi-axial | En avant du cartilage cricoïde | Microphone sur casque (non fixé à la peau) Caméra vidéo VFS | 43 sujets dysphagiques neurologiques | Barium liquide 5mL (≈ IDDSI-0) | -Déterminer dans quelle mesure les mouvements hyoïdiens et laryngés constituent l'origine physiologique des signaux d'accélérométrie de déglutition bi-axial d'individus soumis à des évaluations vidéofluoroscopiques de la déglutition. -Cartographier les trajectoires de mouvement antéro-postérieur (A-P) et supérieur-inférieur (S-I) de l'os hyoïde et du larynx pendant la déglutition. -Comparer ces trajectoires aux signaux vibratoires liés au temps obtenus à partir d'un accéléromètre bi-axial placé sur le cou du participant en ligne médiane, juste en avant du cartilage cricoïde. | Les résultats impliquent l'excursion hyolaryngée comme principale source physiologique des signaux d'accélérométrie de déglutition, l'os hyoïde et le larynx contribuant à peu près à parts égales à la variance expliquée de la variable dépendante, le signal d'accélérométrie intégré |

TABLEAU A.2 – Etudes d'accélérométrie – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|----------------------|--|--|----------------------------------|--|--|--|---|
| NIKJOO et al., 2011 | Accéléromètre ADXL322, Analog Devices® Bi-axial | En avant du cartilage cricoïde | VFS | 30 patients atteints de dysphagie neurologique | Barite liquide 5mL (≈ IDDSI-0) | -Utiliser une nouvelle combinaison de classificateurs basée sur la réputation, efficaces sur le plan informatique, pour classer automatiquement les signaux accélérométriques bi-axiaux provenant de patients adultes en déglutitions sûres et avec pénétrations/inhalations, telles qu'étiquetées via un examen vidéofluoroscopique | -L'algorithme basé sur la réputation a fait la distinction entre la déglutition sûre et avec pénétrations/inhalations avec une précision prometteuse (80,48 ± 5,0%), une sensibilité élevée (97,1 ± 2%) et une spécificité modeste (64 ± 8,8%). -Les déglutitions dangereuses présentaient une amplitude moyenne de vibration plus faible et une décroissance d'autocorrélation plus rapide, suggérant respectivement une excursion hyoïdienne réduite et une coordination compromise -L'algorithme statique basé sur la réputation a surpassé l'algorithme de vote à majorité démocratique sur cet ensemble de données cliniques |
| J. LEE et al., 2011 | Accéléromètre ADXL322, Analog Devices® Bi-axial | Juste en dessous du cartilage thyroïde | VFS Flux aérien nasal | 24 sujets atteints de dysphagie neurologique | Barite -liquide (≈ IDDSI-0) -nectar(≈ IDDSI-2) -très épais (≈ IDDSI-4) | Etudier la discrimination automatisée entre les déglutitions normales et anormales (sur VFS) en fonction de diverses caractéristiques de temps, de fréquence et de domaine temps-fréquence extraites de l'accélérométrie cervicale bi-axiale et des signaux de flux d'air nasal. | -Un classificateur discriminant linéaire euclidien a donné une précision ajustée moyenne de 74,7% pour l'évaluation de la profondeur de la pénétration des voies aériennes, tandis que les classificateurs discriminants linéaires de Mahalanobis ont donné des précisions ajustées moyennes de 83,7% et 84,2% pour le déglutissement du bolus des vallécules et des sinus piriformes, respectivement. -Le problème du déglutissement du bolus des vallécules nécessitait la plus faible dimensionnalité d'espace des caractéristiques. -Les caractéristiques des ondes se sont avérées les plus discriminantes. -Cette étude confirme que l'accélérométrie biaxiale et le flux nasal présentent tous deux des informations discriminantes. |
| CELESTE et al., 2012 | Accéléromètre ADXL 322, Analog Devices® Bi-axial | En avant du cartilage cricoïde | VFS | 29 enfants (6.8 ans ±4.8) atteints de dysphagie d'origine neurologique | Bolus mélangés à du Barium pour VFSS. Texture adaptée à l'histoire clinique, allant de la purée épaisse (≈ IDDSI-4) au liquide (≈ IDDSI-0) | -Généraliser la détection de pénétrations/inhalations dans les voies respiratoires chez les enfants atteints de dysphagie neurogène -S'appuyer sur des méthodes de collecte, de traitement et de classification des données qui se sont avérées efficaces dans les populations adultes | L'algorithme de discrimination entre les déglutitions avec et sans pénétration/inhalation dans les voies respiratoires a obtenu une précision ajustée de 86.9 % ± 0.6 (Sensibilité=92.2% ± 1.6, Spécificité=86.9% ± 0.6. |

TABLEAU A.2 – Etudes d'accélérométrie – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|----------------------------|---|---|---|--------------------------------|--|---|--|
| STEELE et al., 2013 | Accéléromètre ADXL 322, Analog Devices® Bi-axial | En avant du cartilage cricoïde sur la ligne médiane | VFS | 40 sujets adultes dysphagiques | Barium liquide (≈ IDDSI-0) -Gorgée de 5ml -Un verre | Evaluer les performances d'un nouvel algorithme de traitement du signal de détection d'inhalation/pénétration dans les signaux accélérométriques. | -Sur une base bolus par bolus, le classificateur d'accélérométrie avait un taux de faux négatifs de 10% (Sen= 90%) et un taux de faux positifs de 23% (Spe= 77%) pour détecter la pénétration-aspiration. La VPNE était de 97%. -Par sujet (soit 4 déglutitions), le classificateur d'accélérométrie avait un taux de faux négatifs de 0% (Sen= 100%) et un taux de faux positifs de 48% (Spe= 54%) pour détecter la pénétration-aspiration. La VPN était de 100%. |
| SEJDIC et al., 2013 | Accéléromètre ADXL 322, Analog Devices® Bi-axial | En avant du cartilage cricoïde | Microphone lavalier (non fixé à la peau) Caméra vidéo VFS | 40 sujets dysphagiques | Barite liquide 5mL (≈ IDDSI-0) | Proposer un algorithme de catégorisation en déglutitions saines ou avec pénétration/inhalation, basé sur la décomposition en ondelettes (analyse linéaire discriminante pour a réduction des paramètres) et la classification de Bayes. | L'algorithme proposé peut différencier les déglutitions saines des déglutitions avec pénétration/inhalation avec une précision de 94.6% (Sen= 92.5%; Spe=95.6%) selon les paramètres retenus. |
| DUDIK, KUROSU et al., 2015 | Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial (seulement 2 axes utilisés) | Sur la ligne médiane sur le cartilage cricoïde | VFS | 23 sujets dysphagiques | Consistance et volume selon les besoins de la VFS Position : -Neutre -Menton rentré | -Analyser de manière comparative les algorithmes k-means et à variation quadratique existants ainsi qu'un nouvel algorithme basé sur la méthode DBSCAN dans le contexte des signaux de vibration de déglutition. -Etudier la précision de chaque algorithme en évaluant leurs capacités à détecter correctement les segments de déglutition obtenus par analyse humaine de données d'imagerie vidéofluoroscopique. | -La comparaison des performances de l'algorithme DBSCAN avec un algorithme de segmentation éprouvé qui utilise le clustering k-means a démontré que l'algorithme DBSCAN avait une sensibilité (Sen=74.9% en position neutre, Sen=70.0% en position menton rentré) plus élevée et segmentait correctement plus de déglutitions. |

TABLEAU A.2 – Etudes d'accélérométrie – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|------------------------|---|--------------------------------|----------------------------------|---|--|---|---|
| MOVAHEDI et al., 2017a | Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | En avant du cartilage cricoïde | VFS | 72 patients dysphagiques -20 AVC -52 autres pathologies | Bolus mélangés à du Barium pour VFSS. Texture adaptée à l'histoire clinique : -Liquide (≈ IDDSI-0) -Nectar (≈IDDSI-2) -Pudding semi-solide (≈IDDSI-3) | -Comparer de manière exhaustive les signaux d'accélérométrie triaxiale de déglutition chez des sujets ayant subi ou non un AVC tout en examinant diverses viscosités dans les trois directions anatomiques. -Déterminer si les signaux d'accélérométrie dérivés de différents plans anatomiques fournissent des informations discriminantes sur la fonction de déglutition. -Etudier l'effet possible de l'âge et du sexe sur les différences entre les valeurs des caractéristiques extraites dans les trois directions. | -Les résultats ont mis en évidence des dissimilarités interaxiales parmi les vibrations de déglutition triaxiales, notamment l'ampleur de la variabilité de l'amplitude des signaux, le degré de prévisibilité des signaux et l'ampleur du comportement désordonné des signaux dans le domaine temps-fréquence. -Premièrement, le mouvement ascendant de la structure hyolaryngée, représentant les signaux S-I, était en fait plus variable en amplitude et montrait un comportement moins prévisible que les mouvements latéraux et vers l'avant, représentant les signaux A-P et M-L, pendant la déglutition. -Deuxièmement, les signaux S-I, qui représentent le mouvement ascendant de la structure hyolaryngée, se comportaient de manière plus désordonnée dans le domaine temps-fréquence que le mouvement latéral, les signaux M-L, dans tous les groupes d'étude, à l'exception des déglutitions au pudding dans le groupe AVC. -Troisièmement, compte tenu de la viscosité et de la pathologie du participant, les déglutitions de liquides fins dans le groupe sans AVC présentaient les différences directionnelles les plus importantes parmi tous les groupes d'étude. -En résumé, les caractéristiques d'accélérométrie de l'axe M-L sont similaires à celles des deux autres axes. Cela indique que les caractéristiques de l'axe M-L, qui ne peuvent pas être observées sur les images vidéofluoroscopiques, peuvent être dérivées de manière adéquate des axes A-P et S-I. |

TABLEAU A.2 – Etudes d'accélérométrie – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|---------------------------|---|--|---|---|--|---|---|
| DUDIK, COYLE et al., 2018 | Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | En avant du cartilage cricoïde | - | -55 sujets sains -53 sujets dysphagiques | Bolus : -Eau (≈ IDDSI-0) -Nectar (≈ IDDSI-2) -Miel (≈ IDDSI-3) | -Proposer une méthode permettant de différencier les déglutitions effectuées par un sujet sain et les déglutitions effectuées par un sujet dysphagique n'ayant pas entraîné une pénétration laryngée significative. Cette méthode sera réalisée en utilisant uniquement des signaux d'auscultation cervicale enregistrés dans un environnement clinique au cours de procédures d'examen de déglutition typiques. -Proposer également que notre technique de classification choisie, un réseau de croyances profondes ("Deep belief"), fournira une classification plus fiable que les techniques précédemment mises en œuvre. | -Les réseaux "Deep Belief" monocouches et multicouches fonctionnent de manière presque identique lorsqu'ils analysent un seul signal vibratoire. -Cependant, les réseaux Deep Belief multicouches ont démontré une précision et une sensibilité supérieures d'environ 5 à 10% lorsque les deux signaux ont été analysés simultanément, ce qui indique que les relations d'ordre supérieures entre ces vibrations sont importantes pour la classification et l'évaluation. |
| MAO et al., 2019 | Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | En avant du cartilage cricoïde | VFS Microphone, mais non utilisé pour cette étude | 114 Sujets dysphagiques -21 post AVC -93 autres pathologies | -Salive -Liquide (≈ IDDSI-0) -Nectar (≈ IDDSI-2) -Pudding (≈ IDDSI-4) | -Etudier la capacité des signaux d'accéléromètre triaxial à suivre le mouvement de l'os hyoïde pendant la phase pharyngée de la déglutition. -Comparer sa précision avec la norme de référence en matière de mesure : les annotations par des humains entraînés sur le mouvement de l'os hyoïde à l'aide d'une analyse vidéo image par image de VFS. -Evaluer la possibilité pour un algorithme assisté par ordinateur de type réseau neuronal récurrent empilé (SRNN) utilisant des signaux de capteurs du cou de suivre le mouvement de l'os hyoïde. | -La prédiction assistée par ordinateur du mouvement de l'os hyoïde présente des performances prometteuses (ROP≈50%) par rapport aux jugements des experts humains -Le modèle universel du mouvement de l'os hyoïde peut être acquis par l'algorithme hautement non linéaire. |
| KHALIFA et al., 2023 | Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | Accéléromètre en avant du cartilage cricoïde au milieu | VFS | 248 sujets suspects de dysphagie | Barium, consistance selon les besoins : -Liquide (≈ IDDSI-0) -Nectar (≈ IDDSI-2) -Purée (≈ IDDSI-4) -Cookie imbibé (≈ IDDSI-7) | -Proposer un réseau hybride CNN/RNN, un cadre d'apprentissage profond qui combine à la fois les CNN (réseau de neurones convolutionnels) et les RNN (réseau de neurones récurrents) pour capturer automatiquement l'activité de déglutition dans les signaux HRCA. -Tester également d'autres variantes de ces modèles pour explorer l'effet de la profondeur du réseau et de l'apprentissage résiduel sur les performances. | -Comparé à d'autres variantes de réseau profond, le réseau proposé était supérieur dans la détection des segments de déglutition avec une valeur moyenne de l'aire sous la courbe caractéristique de fonctionnements du récepteur de 0,82 (intervalle de confiance à 95 % : 0,807-0,841), et était en accord avec jusqu'à 90 % des segments étiquetés comme étant la référence. |

TABLEAU A.3 – Études en acoustiques

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|------------------------|--|---|----------------------------------|--|---|--|---|
| MORINIÈRE et al., 2006 | Microphone omnidirectionnel (Electret tie-clip Sony®) 50Hz-18KHz | A droite de la trachée, à hauteur du cricoïde | - | -10 Femmes -20 Hommes | -10mL équivalent yaourt liquide (50% eau, 50% barium) (≈ IDDSI-3) | -Utiliser une technique acoustique numérique pour analyser toute la durée des signaux sonores de déglutition chez des sujets sains pendant qu'ils ingèrent un volume et une consistance définis d'une substance spécifique et de décrire les composants sonores de ce son de déglutition. | -Cette étude a permis de décomposer les bruits de déglutition en 3 composantes sonores et de définir leurs durées normales. |
| MORINIÈRE et al., 2008 | Microphone omnidirectionnel (Electret tie-clip Sony®) 50Hz-18KHz | A droite de la trachée, à hauteur du cricoïde | VFS | -15 sujets sains -11 patients avec laryngectomie partielle supracricoidienne -9 patients avec laryngectomie totale | -10mL équivalent yaourt liquide (50% eau, 50% barium) (≈ IDDSI-3) | Définir l'origine de ces trois composantes sonores principales du bruit de la déglutition dans une population de sujets normaux. -Décrire des modifications du bruit de la déglutition et de ces composantes sonores en pathologie, dans une population de patients opérés d'une laryngectomie partielle et totale. | -Trois sons ont été identifiés : le bruit d'ascension laryngé, le bruit d'ouverture du SSO, le bruit de relâchement laryngé. -Chaque groupe présente un profil sonore typique différent des 2 autres. |
| MAKEYEV et al., 2009 | Microphone de gorge IASUS NT, IASUS Concepts Ltd® 20Hz-20kHz | Sur le laryngo-pharynx | - | 1 sujet sain | Tâches : - Déglutition de gorgées d'eau (≈ IDDSI-0) - Mouvement de rotations latérales de la tête -Parole : ""Hello"" | -Proposer une nouvelle technique de reconnaissance sonore basée sur la décomposition temps-fréquence et le classificateur neuronal à zone réceptrice limitée (LIRA) qui intègre les étapes de sélection et d'extraction de caractéristiques. -Appliquer la technique de reconnaissance d'image basée sur LIRA aux « images » de spectres de décomposition temps-fréquence obtenus par STFT (short-time Fourier transform) et CWT (continuous wavelet transform). -Démontrer la reconnaissance des sons de déglutition en utilisant l'approche proposée avec deux algorithmes de décomposition temps-fréquence différents, c'est-à-dire en utilisant le classificateur neuronal LIRA en combinaison avec STFT et CWT, et comparer les résultats obtenus | -Les résultats expérimentaux suggèrent une efficacité et une fiabilité élevées de l'approche proposée. -La méthode CWT obtient de meilleurs scores de reconnaissance que la méthode STFT ($p < 0.05$) - Avec la méthode CWT, les taux de reconnaissance moyens augmentent de 96.5% à 100% en augmentant le nombre de neurones associatifs de 2000 à 8000. |

TABLEAU A.3 – Etudes en acoustiques – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|----------------------------------|---|--|----------------------------------|--|---|--|---|
| MORINIÈRE et al., 2011 | Microphone omnidirectionnel (Electret tie-clip Sony®) 50Hz-18KHz | A droite de la trachée, à hauteur du cricoïde | VFS | -14 patient avec laryngectomie partielle (LP) supracricoidienne -9 patients avec laryngectomie totale (LT) | -10mL équivalent yaourt liquide (50% eau, 50% barium) (≈ IDDSI-3) | -Décrire les variations de signal avant et après l'intervention chirurgicale à l'aide d'une analyse acoustico-radiologique | -La durée du bruit pharyngé préopératoire était de 602 ms dans le groupe LP et de 562 ms dans le groupe LT. Elle a diminué significativement après le LT (296 ms) et a augmenté après le LP (740 ms). -Un profil typique du bruit de déglutition pour chaque groupe a été obtenu. |
| FONTANA et al., 2011 | Microphone subsonique CZN-15E 30Hz-18kHz Microphone sonique IASUS NT (IASUS Concepts Ltd®) 20Hz-2.5kHz | Placé sur la ligne médiane d'après la photo Microphone subsonique Sur le le cartilage thyroïde Microphone sonique sur le laryngo-pharynx | Bouton poussoir | 7 sujets sains | Tâches : -Repos 5min -Lecture à voix haute 5 min -Repas libre, 4 aliments -Pomme (≈ IDDSI-7) -Cracker -Yaourt -Eau (≈ IDDSI-0) | -Vérifier si les fréquences subsoniques sont moins sujettes aux artefacts produits par la phonation, la mastication et d'autres sons intrinsèques que les fréquences soniques -Evaluer les performances des fréquences soniques et subsoniques en termes de précision de détection de déglutition. | Les valeurs de rappel (=Sensibilité) moyennes étaient supérieures à 85% pour les deux plages. Cependant, les valeurs de précision (Précision=(Sen+VPP)/2) moyennes de 50% pour les fréquences subsoniques et de 42% pour les fréquences sonores étaient dues à un nombre élevé de faux positifs. Ces résultats n'ont indiqué aucune différence significative entre les valeurs de précision (=VPP) moyennes, ce qui peut suggérer que les fréquences subsoniques n'étaient pas moins sujettes aux artefacts sonores intrinsèques que les fréquences de la plage sonore. |
| SARRAF SHIRAZI et MOUSSAVI, 2012 | Microphone omnidirectionnel ECM-88B, Sony® 20Hz-20kHz | Au-dessus de l'échancrure suprasternale | FEES | 10 sujets dysphagiques neurologiques | Bolus de textures variables de liquide (≈ IDDSI-0) à solide (≈ IDDSI-7) selon les besoins de l'évaluation FEES | -Etudier le potentiel de l'analyse acoustique comme outil de dépistage préliminaire permettant de détecter une inhalation silencieuse à partir du bruit respiratoire post-déglutition. -Vérifier si l'existence d'une particule externe dans les voies respiratoires, résultant de l'inhalation, modifie le son de la turbulence du flux pendant la respiration. -Détecter une inhalation silencieuse grâce à l'analyse sonore des bruits respiratoires immédiatement après l'événement de déglutition. | -Les résultats retrouvent une précision de 82.3% pour la détection d'inhalations silencieuses. |

TABLEAU A.3 – Etudes en acoustiques – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|---------------------------|--|---|----------------------------------|---|---|---|--|
| SHIRAZI et MOUSSAVI, 2011 | Microphone omnidirectionnel ECM-88B, Sony® 20Hz-20kHz | Au-dessus de l'échancrure supra sternale | FEES | -10 sujets dysphagiques | Bolus liquides (≈ IDDSI-0) à solide (≈ IDDSI-7) selon les besoins | -Etudier le potentiel de l'analyse accélérométrique ("acoustique" dans l'article) comme outil de dépistage préliminaire permettant de détecter une inhalation silencieuse à partir du bruit respiratoire post-déglutition. -Vérifier si l'existence d'une particule externe dans les voies respiratoires, résultant de l'inhalation, modifie le son de la turbulence du flux pendant la respiration. -Détecter une inhalation silencieuse grâce à l'analyse sonore des bruits respiratoires immédiatement après l'événement de déglutition. | -Les résultats retrouvent une précision de 82.3% pour la détection d'inhalations silencieuses. |
| HAMMOUDI et al., 2014 | Microphone omnidirectionnel (Electret tie-clip Sony®) 50Hz-18KHz | A droite de la trachée, à hauteur du cricoïde | VFS | -23 sujets sains | Texture -Eau plate (≈ IDDSI-0) -Yaourt nature (≈ IDDSI-3) -Purée de pommes de terre reconstituée (≈ IDDSI-4) Volumes -2mL -5mL -10mL | -Décrire comment le volume et la consistance du bolus affectent les caractéristiques sonores de la déglutition chez les sujets sains. | -La durée totale moyenne du son, et surtout la durée moyenne de la 2e composante sonore (SC2), augmentaient avec le volume et étaient plus importantes pour la purée de pommes de terre que pour les bolus d'autres consistances. SC2 était présent dans tous les enregistrements. |
| HONDA et al., 2015 | Microphone AT9903, Audio-Technica® 30-18000Hz | Position latérale droite de l'échancrure thyroïdienne | Échographie pour l'étude 2 | -Étude 1 : 20 sujets sains -Étude 2 : 3 sujets sains | -Étude 1 : Eau de source naturelle -Étude 2 : Eau pétillante | Analyser l'onde acoustique associée à la déglutition et clarifier le processus à l'origine de cette onde à partir d'image échographique simultanée. | Les résultats suggèrent que l'onde acoustique de déglutition comporte trois phases : une phase orale, une phase pharyngée et une phase de repositionnement. |

TABLEAU A.3 – Etudes en acoustiques – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|----------------------|--|---|--|--|---|---|---|
| FUKUIKE et al., 2015 | Laryngophone SH-12iK, Nanzu® 200Hz-8kHz | A côté de la trachée, juste sous le cartilage cricoïde | Pédale gérée par le sujet + Microphone nasal | 7 sujets sains | -2 tâches volontaires de mise en contexte 1) Manger et 2) Discuter -6 tâches volontaires dirigées par un examinateur a) Bailler, b) Tousser, c) Soupirer, d) S'éclaircir la gorge e) Se gargariser, f) Siroter du thé | Etablir une méthodologie pour identifier automatiquement les sons de déglutition sur un enregistrement lors d'un repas en présence de sons du quotidien (conversation active, siroter du thé, baillement, toux, soupirs, raclement de gorge et gargarisme). | Dans cette étude, le système de détection automatique a été capable de détecter les bruits de déglutition avec une haute sensibilité (97.2%) et spécificité (95.2%). |
| HONDA et al., 2016 | Microphone AT9903, Audio-Technica® 30Hz-18kHz | 5 positions médianes : -Os hyoïde (HB) -Échancrure thyroïdienne (LP) -Cartilage cricoïde (CC)° -Sous le cartilage cricoïde (BCC) -Encoche suprasternale (SN) 3 positions latérales au bord antérieur du muscle SCM -à hauteur de l'os hyoïde (STup) -à hauteur de l'échancrure thyroïdienne (STmid) -à hauteur du cartilage cricoïde (STlow) | VFS pour l'étude 3 | -Étude 1 : 33 sujets sains -Étude 2 : 10 sujets sains -Étude 3 | -Étude 1 : Eau 5ml -Étude 2 : Eau 0/5/10/15ml Eau 5ml : Position normale / menton abaissé -Étude 3 : Iopamidol 5ml + VFS | Caractériser les bruits de déglutition et identifier les processus à leur origine lors de la déglutition chez de jeunes sujets sains. | Étude 1 : -La position du microphone en HB s'accompagne d'un allongement significatif de la durée de la 1 ^{re} phase acoustique de la déglutition par rapport aux autres positions (p<0.0018) -La durée de la 3 ^e phase acoustique est significativement plus longue en HB qu'en STmid -L'amplitude de la 2 ^e phase est significativement plus importante STup et STmid qu'en SN Étude 2 : -La durée et l'amplitude de la 2 ^e phase sont corrélées significativement (r=0.480 et r=0.323) au volume ingéré -La durée des phases 1 et 2 est respectivement réduite et allongée en position menton abaissé (p<0.05) Étude 3 : -La première phase acoustique correspond à la propulsion linguale -La deuxième phase correspond au passage pharyngé du bolus vers la bouche œsophagienne et débute par l'ascension de l'os hyoïde -La troisième phase correspond à la position œsophagienne du bolus avec retour à l'état de base, la fin correspondant à l'ouverture épiglottique |
| PAN et al., 2016 | Microphone CM-102, Aikoh Electronic Co® 50Hz-18kHz | 20 positions différentes cervicales gauches | - | 14 sujets sains | -Salive -Thé 1ml et 5ml (≈ IDDSI-0) -Yaourt 1ml et 5ml (≈ IDDSI-3) | Valider la position optimale au niveau cervical pour la détection des sons avec un microphone. | |

TABLEAU A.3 – Etudes en acoustiques – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|-----------------------|---|---|-------------------------------------|--|--|--|--|
| RAYNEAU et al., 2021 | Laryngophone Nauzer® PLX 300K | De chaque côté de la trachée, à hauteur du cricoïde (2 capteurs) | - | -12 sujets sains -26 patients avec cancers pharyngolaryngés | Bolus de 100ml Textures : -Eau plate (≈ IDDSI-0) -Yaourt nature (≈ IDDSI-3) -Purée de pommes de terre reconstituée (≈ IDDSI-4) | -Développer et valider une application de détection automatique et d'analyse des bruits de déglutition -Chez des sujets sains, comparer les résultats entre l'analyse automatisée et l'analyse manuelle habituelle. | -Chez les sujets sains, l'algorithme présente une VPP entre 0.88 et 0.97 et une sensibilité de 0.93 à 0.97 -Pas de différence significative entre les 2 analyses en termes de nombre de déglutition et de durée entre les 3 textures chez les sujets sains et pour l'eau chez les sujets atteints de cancer. |
| WEN et al., 2021 | Stéthoscope électronique Littmann Model 3200® Amplification : 20-2000Hz | Au-dessus du cartilage cricoïde ; en avant du muscle sternocléidomastoïdien (bilatéral) | - | 20 sujets sains | Eau distillée 10 ml | Comparer les effets des exercices de rééducation de la déglutition par renforcement musculaire cervical (exercice type Shaker et Facilitation Neuromusculaire Proprioceptive par antéflexion cervicale contre résistance) sur les sons de la déglutition par rapport à l'absence de rééducation. | Les exercices de type Shaker et la Facilitation Neuromusculaire Proprioceptive augmentent l'amplitude et la fréquence moyenne du signal de déglutition de manière significative par rapport au groupe contrôle, sans différence significative entre les deux méthodes. |
| TAKAGAWA et al., 2022 | Microphone SH-12JK, Nanzu Electric Co.® 200Hz-3000Hz | Au niveau du cartilage thyroïde | EVA de la difficulté de déglutition | 27 sujets sains | -Salive répétée -Eau froide 3mL (≈ IDDSI-0) -Pudding (≈ IDDSI-4) | Analyser subjectivement et objectivement la déglutition en décubitus latéral (0°) et la comparer avec les positions assise (90°), en décubitus latéral à 30° et à 60°. | Les résultats de l'EVA de la déglutition d'eau étaient significativement plus bas pour la position assise (90°) par rapport au décubitus latéral 0° (p<0.01). Cependant, aucune différence n'était retrouvée sur la durée de déglutition ou l'intensité sonore (Racine carrée de la somme des carrés de l'amplitude) mesurées, quelles que soient les conditions. Même si une gêne fonctionnelle est identifiable, les mesures objectives de cette étude ne permettent pas de la mettre en évidence objectivement. |
| BAQUÉ et al., 2023 | Laryngophone Nauzer® PLX 300K | De chaque côté de la trachée, à hauteur du cricoïde (2 capteurs) | - | -21 sujets sains de 50 à 70 ans -23 sujets sains de plus de 70 ans | Bolus de 100ml Textures : -Eau plate (≈ IDDSI-0) -Yaourt nature (≈ IDDSI-3) -Purée de pommes de terre reconstituée (≈ IDDSI-4) | -Comparer les paramètres acoustiques de déglutition de deux groupes de sujets sains, avant et après 70 ans, au cours d'un repas expérimental de trois textures alimentaires. | -Durée inter-déglutition et durée de repas plus élevés chez les >70 ans (p<0.001) -Fréquence moyenne de déglutition par minute plus élevée chez les <70 ans (11.3 VS 7.9, p<0.001) |

TABLEAU A.4 – Études en HRCA (High Resolution Cervical Auscultation)

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|------------------------|---|--|----------------------------------|-----------------|--|--|---|
| REYNOLDS et al., 2009 | Tête de stéthoscope + Microphone à condensateur électret 33-3013 Optimus® 70Hz-16kHz ou ATR35s, Audio-technica® 50Hz-18kHz Accéléromètre 501-FB Vibrometer Corp.® | Tête du stéthoscope et accéléromètre : Sur le rebord droit de la trachée, juste sous le cartilage cricoïde | | 20 sujets sains | -Liquide (≈ IDDSI-0) : eau, café, soft drink -Compote de pomme (≈ IDDSI-4) -Cookie ((≈ IDDSI-7) | -Identifier le "son discret initial" (IDS) de la déglutition chez des adultes -Comparer la stabilité de IDS chez les adultes à celle obtenue chez des enfants dans deux études précédentes (REYNOLDS et al., 2002, 2003 -Comparer les résultats de l'accélérométrie avec l'acoustique. | -L'indice de variance de l'IDS (Variance index : VI) des adultes n'était pas différent de celui des nouveau-nés |
| JESTROVIĆ et al., 2013 | Microphone de contact, AKG C41 1L, AKG Acoustics GmbH® 10Hz-18kHz Accéléromètre Bi-axial, ADXL322, Analog Devices® | Microphone sous l'accéléromètre sans contact au milieu Accéléromètre sur le cartilage thyroïde au milieu | | 56 sujets sains | Une gorgée de : -Eau (≈ IDDSI-0) -Jus de pomme, texture nectar (≈ IDDSI-2) -Jus de pomme texture miel (≈ IDDSI-3) | -Étudier les effets des fluides à viscosité accrue sur les caractéristiques sonores de la déglutition. -Examiner les caractéristiques du signal dans les domaines temporels, fréquentiel et temps-fréquence, pendant que les participants effectuaient des déglutitions en posture tête-cou neutre et en position de flexion tête-cou (menton rentré) | -La viscosité avait une influence significative sur la plupart des caractéristiques. Les caractéristiques extraites des déglutitions en position neutre de la tête étaient plus affectées que celles des déglutitions en position de menton rentré. -La plupart des différences ont été trouvées entre l'eau et les fluides à viscosité plus élevée. -Presque aucune différence significative n'a été trouvée entre les déglutitions de consistance nectar et de consistance miel. -Les fluides plus épais avaient une régularité et une prévisibilité acoustiques plus élevées, comme le démontrent les caractéristiques obtenues par la théorie de l'information, et un contenu fréquentiel plus faible, comme le démontrent les caractéristiques du domaine fréquentiel. |

TABLEAU A.4 – Etudes en HRCA – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|-------------------------------|--|---|----------------------------------|---|--|---|---|
| DUDIK, JESTROVIĆ et al., 2015 | Microphone de contact, AKG C411L, AKG Acoustics GmbH® 10Hz-18kHz Accéléromètre ADXL 322, Analog Devices® Bi-axial | Microphone sous l'accéléromètre sans contact au rebord droit de la trachée Accéléromètre en avant du cartilage cricoïde au milieu | - | 55 sujets sains | Déglutitions salivaires | -Analyser simultanément les signaux d'accélérométrie de déglutition enregistrés et les bruits de déglutition lors de tâches simples de déglutition effectuées par des sujets sains. Ces enregistrements sont utilisés pour comprendre les différences entre les deux modalités d'acquisition du signal dans le contexte de l'auscultation cervicale et sont étudiés dans le domaine temporel, fréquentiel et temps-fréquence à l'aide d'algorithmes avancés de traitement du signal. -Etudier les effets de l'âge et du sexe sur les caractéristiques du signal extraites pour les deux modalités d'acquisition du signal. | -Les caractéristiques choisies variaient entre les participants masculins et féminins -L'analyse statistique a déterminé que la majorité des caractéristiques que choisies étaient statistiquement significativement différentes entre les deux méthodes de capteur -La dépendance aux facteurs intra-sujets variait selon le type de transducteur. -Une analyse de régression a montré que l'âge n'était responsable que d'une quantité insignifiante de variation dans les signaux. |
| MOVAHEDI et al., 2017b | Microphone de contact, AKG C411L, AKG Acoustics GmbH® 10Hz-18kHz Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | Microphone sous l'accéléromètre sans contact au rebord droit de la trachée Accéléromètre en avant du cartilage cricoïde au milieu | VFS | 72 patients dysphagiques -20 AVC -52 autres pathologies | Bolus mélangés à du Barium pour VFSS. Texture adaptée à l'histoire clinique : -Liquide (≈ IDDSI-0) -Nectar (≈ IDDSI-2) -Pudding semi-solide (≈ IDDSI-3) | -Caractériser de manière systématique et objective les sons et vibrations de déglutition enregistrés par un microphone et un accéléromètre triaxial afin de déterminer si les signaux de déglutition enregistrés par ces deux capteurs diffèrent l'un de l'autre ou contiennent des informations uniques sur la fonction de déglutition. -Evaluer si l'utilisation d'une combinaison d'un microphone et d'un accéléromètre pour enregistrer les sons de déglutition serait bénéfique dans le dépistage des troubles de la déglutition -Comparer les caractéristiques extraites des sons de déglutition et des vibrations de déglutition. | -Les sons de déglutition présentaient des valeurs de contenu fréquentiel et de kurtosis significativement plus élevées que les vibrations de déglutition. -La complexité de Lempel-Ziv était plus faible pour les sons de déglutition que pour les vibrations de déglutition. -Les informations fournies par les microphones et les accéléromètres sur la fonction de déglutition sont uniques et ces deux transducteurs ne sont pas interchangeables. |

TABLEAU A.4 – Etudes en HRCA – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|----------------------------|---|---|----------------------------------|--|---|--|--|
| DUDIK, KUROSU et al., 2018 | Microphone de contact, AKG C411L, AKG Acoustics GmbH® 10Hz-18kHz Accéléromètre ADXL 322, Analog Devices® Bi-axial | Microphone sous l'accéléromètre sans contact au rebord droit de la trachée Accéléromètre en avant du cartilage cricoïde au milieu | VFS (sujets dysphagique) | 53 sujets dysphagiques -13 AVC -40 autres pathologies 56 sujets sains | Sujets sains -Eau 8mL (≈ IDDSI-0) -Texture miel (≈ IDDSI-2) Sujets dysphagiques -Barite liquide (≈ IDDSI-0) -Barite Nectar (≈ IDDSI-3, mais vérifié pour être proche du miel) | -Etudier les caractéristiques mathématiques des domaines temporel, fréquentiel et temps-fréquence des vibrations et des sons de déglutition enregistrés simultanément chez des patients souffrant de troubles de la déglutition. -Comparer les valeurs de ces caractéristiques avec les caractéristiques du signal de déglutition obtenues auprès de participants en bonne santé. -Déterminer si la méthode d'auscultation cervicale pourrait différencier les déglutitions saines et anormales | -Les déglutitions sans inhalation des témoins sains et des patients atteints de dysphagie présentent des caractéristiques distinctes, tant en accélérométrie dans les 2 axes qu'en acoustiques |
| REBRION et al., 2018 | Microphone de contact, AKG C411L, AKG Acoustics GmbH® 10Hz-18kHz Accéléromètre ADXL 322, Analog Devices® Bi-axial | Microphone sous l'accéléromètre Accéléromètre en avant du cartilage cricoïde au milieu | VFS | 25 sujets dysphagiques | Barium liquide 3ml-5ml | -Comparer les caractéristiques du signal HRCA dans les domaines temporel, fréquentiel et temps-fréquence aux déplacements verticaux et horizontaux maximaux de l'os hyoïde pendant la déglutition tels que mesurés avec VFS. -Evaluer si d'autres facteurs liés à la déglutition et aux participants (par exemple, le sexe, le score PAS, la commande ou non et l'âge) sont associés au déplacement maximal de l'os hyoïde et aux signaux HRCA associés | -Le déplacement vertical de la partie antérieure de l'os hyoïde est lié au taux d'entropie des vibrations de déglutition supéro-inférieures et à l'aplatissement des sons de déglutition. -Le déplacement vertical de la partie postérieure de l'os hyoïde est lié à la bande passante des vibrations de déglutition médio-latérales. -Les déplacements horizontaux des parties postérieure et antérieure de l'os hyoïde sont liés respectivement au centroïde spectral des vibrations de déglutition supéro-inférieures et à la fréquence de pointe des vibrations de déglutition médio-latérales. -Les scores de protection des voies aériennes et les caractéristiques de commande ont été associés respectivement aux déplacements verticaux et horizontaux de la partie postérieure de l'os hyoïde. -D'autres associations entre les caractéristiques des patients et les signaux d'auscultation ont également été observées. -Le déplacement maximal de l'os hyoïde est une cause de vibrations et de sons de déglutition. |

TABLEAU A.4 – Etudes en HRCA – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|---------------------|---|---|----------------------------------|--|--|---|--|
| KUROSU et al., 2018 | Microphone de contact, AKG C411L, AKG Acoustics GmbH® 10Hz-18kHz Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | Microphone sous l'accéléromètre sans contact au rebord droit de la trachée. Accéléromètre en avant du cartilage cricoïde au milieu | VFS | 35 sujets post-AVC suspects de dysphagie | Barium liquide (≈ IDDSI-0) environ 3mL (non contrôlée) à la cuillère ou au verre. | -Étude préliminaire visant à déterminer si une étude plus vaste et plus détaillée de la corrélation entre les signaux acoustiques HRCA et les événements cinématiques de déglutition est justifiée. -Examiner s'il existe des associations entre les signaux acoustiques HRCA enregistrés par un microphone de contact et les événements cinématiques de déglutition évalués par VFSS. | -Les maximaux des caractéristiques du signal HRCA, telles que l'écart type, l'asymétrie, le kurtosis, la fréquence centroïde, la bande passante et l'entropie des ondes, étaient associés à l'élévation de l'hyoïde, à la fermeture du vestibule laryngé et à l'ouverture du sphincter œsophagien supérieur, ainsi qu'au contact de la base de la langue et de la paroi pharyngée postérieure. |
| Yu et al., 2019 | Microphone de contact, AKG C411L, AKG Acoustics GmbH® 10Hz-18kHz Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | Microphone au-dessus de l'échancrure supra-sternale à droite de la trachée. Accéléromètre en avant du cartilage cricoïde au milieu | VFS Score PAS | 265 sujets dysphagiques -48 post AVC -217 autres pathologies (cancer ORL, chirurgie cervicale ou crânienne, autres) | Bolus mélangés à du Barium pour VFS. Textures et positions adaptées à l'histoire clinique (pas de détail de consistance) | Etudier le potentiel des signaux HRCA dans la détection d'inhalations silencieuses. | -Les résultats ont montré la présence d'une forte association entre certaines caractéristiques du signal HRCA et la pénétration-inhalation. -Les précisions des trois modèles (SVM, k-means, naïf bayésien) restent limitées (69%, 77%, 79%). -Les résultats orientent vers des directions futures pour améliorer la capacité de prédiction de l'aspiration à l'aide de signaux HRCA. |
| Q. HE et al., 2019 | Microphone de contact (probablement AKG C411L, AKG Acoustics GmbH® 10Hz-18kHz) Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | Microphone sous l'accéléromètre sans contact sur le rebord antérolatéral du larynx Accéléromètre en avant du cartilage cricoïde au milieu | VFS | 46 patients suspects de dysphagie | Barium : -Liquide (≈ IDDSI-0) -Nectar (≈ IDDSI-2) | -Comparer les caractéristiques du signal HRCA d'accélérométrie triaxiale dans les domaines temporel, fréquentiel et temps-fréquence dans les directions antéro-postérieure (AP), supérieure-inférieure (SI) et latérale médiale (ML) avec les déplacements verticaux, horizontaux et de l'hypoténuse de l'os hyoïde enregistrés simultanément à partir d'images VFS. | -Le déplacement vertical des repères antérieurs et postérieurs de l'os hyoïde était fortement associé à la complexité de Lempel-Ziv des vibrations supérieures-inférieures et antéro-postérieures des signaux HRCA. -Les déplacements horizontaux et hypoténusiques de la face postérieure de l'os hyoïde étaient fortement associés à l'écart type des bruits de déglutition. -Les vibrations médiales-latérales et les caractéristiques du patient telles que l'âge, le sexe et les antécédents d'accident vasculaire cérébral n'étaient pas significativement associées au déplacement de l'os hyoïde. |

TABLEAU A.4 – Etudes en HRCA – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|----------------------|---|--|---|--|--|---|--|
| DONOHUE et al., 2020 | Microphone de contact AKG C411L, AKG Acoustics GmbH® (non précisé, mais probablement identique à Mao 2019) 10Hz-18kHz Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | Microphone sous l'accéléromètre sur le côté droit Accéléromètre en avant du cartilage cricoïde au milieu | VFS MBSImP (Composante 9 : Movement de la partie antérieure de l'os hyoïde) | 114 Sujets dysphagiques pour l'apprentissage automatique (cf Mao et al. 2019) 16 sujets sains pour la validation | Liquides (≈ IDDSI-0) - 3mL à la cuillère - Gorgée au verre | <p>-Etudier la capacité de HRCA à approximer de manière indépendante les mesures humaines image par image du mouvement de l'os hyoïde et les évaluations cliniques (MBSImP) du mouvement de l'os hyoïde en utilisant des signaux vibratoires provenant d'un capteur de cou et des techniques d'apprentissage automatique utilisant des images VFS enregistrées simultanément et analysées par des évaluateurs formés.</p> <p>-Déterminer si les techniques d'apprentissage automatique HRCA pour le suivi non supervisé du corps de l'os hyoïde adulte pendant la déglutition étaient comparables à celles d'un juge formé à l'analyse cinématique de la déglutition humaine, et à tester si elles peuvent produire des évaluations cliniquement pertinentes du déplacement hyoïde (c'est-à-dire, composant MBSImP n° 9), indépendamment de la condition de déglutition ou des caractéristiques du participant.</p> | <p>-Le ROP moyen pour toutes les déglutitions analysées était de 50.75%, indiquant que > 50% de la boîte de délimitation contenant l'os hyoïde était prédit de manière précise à chaque image. -Le score MBSImP était significativement associé à la déviation standard du signal des trois axes, et au centroïde spectral de l'axe supéro-inférieur.</p> |

TABLEAU A.4 – Etudes en HRCA – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|----------------------|--|--|----------------------------------|--|---|---|---|
| KHALIFA et al., 2020 | Microphone de contact, AKG C411L, AKG Acoustics GmbH® 10Hz-18kHz Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | Microphone sous l'accéléromètre sans contact au rebord droit du larynx Accéléromètre en avant du cartilage cricoïde au milieu | VFS | 248 sujets dysphagiques pour l'apprentissage -44 post-AVC -204 autres pathologies 20 sujets sains pour la validation | Barium pour l'apprentissage, consistance selon les besoins : -Liquide (≈ IDDSI-0) -Nectar (≈ IDDSI-2) -Miel (≈ IDDSI-3) -Pudding (≈ IDDSI-4) -Tablettes (≈ IDDSI-7) -Cookie imbibé (≈ IDDSI-7) Liquides (≈ IDDSI-0) pour la validation - 3mL à la cuillère - Gorgée au verre | -Evaluer la précision de l'estimation spectrale et des réseaux neuronaux profonds (DNN) dans la détection automatique de l'activité de déglutition dans les signaux d'accélérométrie de déglutition et les sons de déglutition. | -Avec une précision de détection supérieure à 95%, l'algorithme a montré des performances supérieures par rapport aux algorithmes existants et a démontré sa généralisabilité lorsqu'il a été testé sur 76 déglutitions complètement invisibles issues d'une population différente. |
| Mao et al., 2020 | Microphone de contact, AKG C411L, AKG Acoustics GmbH® 10Hz-18kHz Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | Microphone sous l'accéléromètre sans contact au rebord droit de la trachée. Accéléromètre en avant du cartilage cricoïde au milieu | VFS | 120 sujets dysphagiques pour l'entraînement -17 post AVC -103 autres pathologies 16 sujets sains pour la validation | Non précisé Usage de barium pour VFS | -Construire la relation entre les signaux des capteurs et la durée de fermeture du vestibule laryngé à l'aide d'un réseau neuronal récurrent (RNN), qui composait une topologie d'intelligence artificielle avec une non-linéarité élevée. | Pour classer les états de fermeture et d'ouverture du vestibule laryngé, la méthode a atteint des précisions de 78,94% et 74,89% pour les deux ensembles de données, suggérant la faisabilité de la mise en œuvre de signaux de capteurs pour la prédiction de la fermeture du vestibule laryngé sans méthodes traditionnelles de dépistage par vidéofluoroscopie. |
| SABRY et al., 2020 | Microphone de contact, AKG C411L, AKG Acoustics GmbH® 10Hz-18kHz Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | Microphone sous l'accéléromètre sans contact au rebord droit de la trachée. Accéléromètre en avant du cartilage cricoïde au milieu | VFS | 120 sujets dysphagiques pour l'entraînement -17 post AVC -103 autres pathologies 16 sujets sains pour la validation | Non précisé Usage de barium pour VFS | -Etudier la capacité des techniques avancées d'apprentissage automatique à prédire la fermeture (LVC) et la réouverture du vestibule laryngé (LVO) grâce à l'analyse du signal HRCA, permettant ainsi une estimation prédite de la durée du LVC. -Prédire l'état du LVC et du LVO en temps réel et estimer la durée du LVC avec un degré de précision comparable à celui des évaluateurs humaines formés. | La nouvelle technique a atteint une précision moyenne globale de 74,90 % et 75,48 % pour les deux ensembles de données, respectivement, pour distinguer le statut de la LVC. Les ratios de durée de fermeture entre le jugement automatisé et le jugement humain de référence de la durée de la LVC étaient de 1,13 pour l'ensemble des données des patients et de 0,93 pour l'ensemble des données des participants sains. |

TABLEAU A.4 – Etudes en HRCA – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|----------------------|--|---|----------------------------------|---|---|--|--|
| KHALIFA et al., 2021 | Microphone de contact, AKG C411L, AKG Acoustics GmbH® 10Hz-18kHz Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | Microphone sous l'accéléromètre sans contact au rebord droit du larynx Accéléromètre en avant du cartilage cricoïde au milieu | VFS | 116 patients dysphagiques pour l'entraînement -15 post-AVC -101 autres pathologies 15 sujets sains pour la validation | Barium pour l'apprentissage, consistance selon les besoins : -Liquide (≈ IDDSI-0) -Nectar (≈ IDDSI-2) -Miel (≈ IDDSI-3) -Purée (≈ IDDSI-4) - Shortbread cookie imbibé (≈ IDDSI-7) Méthode d'administration - A la cuillère 3 à 5ml - Gorgée au verre | -Proposer une nouvelle approche d'apprentissage profond qui utilise les signaux d'accélération HRCA pour estimer les moments auxquels le SSO s'ouvre et se referme pendant la déglutition et comparer les estimations aux jugements de référence de la durée d'ouverture du SSO dans les images VFS. La méthode proposée s'appuie sur des réseaux neuronaux récurrents convolutionnels pour extraire la dynamique des vibrations de déglutition des signaux HRCA et les utiliser pour déduire les moments où l'UES s'ouvre et se referme pour la première fois pendant la déglutition. -Vérifier la capacité des signaux HRCA à délimiter l'ouverture de l'UES parmi d'autres événements physiologiques de déglutition. | -La méthode proposée a atteint une précision de plus de 90% et des valeurs de sensibilité et de spécificité similaires par rapport aux évaluations humaines, même lorsqu'elle a été testée sur des déglutitions issues d'une expérience clinique indépendante. -De plus, les moments d'ouverture et de fermeture prédits se situaient étonnamment dans une marge d'erreur interhumaine comparable à celle de leurs homologues évalués par l'homme, ce qui démontre l'importance clinique de l'auscultation cervicale à haute résolution pour remplacer l'évaluation de la cinématique de la déglutition basée sur les rayonnements ionisants. |

TABLEAU A.4 – Etudes en HRCA – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|-----------------------|--|---|----------------------------------|---------------------------|---|--|--|
| SHU et al., 2022 | Microphone de contact (probablement AKG C411L, AKG Acoustics GmbH® 10Hz-18kHz) Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | Microphone sous l'accéléromètre sans contact sur le rebord antérolatéral du larynx Accéléromètre en avant du cartilage cricoïde au milieu | VFS | 189 sujets avec dysphagie | Barium liquide (≈ IDDSI-0) 3ml | -Produire des caractéristiques de signal HRCA à l'aide d'un classificateur auxiliaire par réseau antagoniste génératif de Wasserstein (AC-WGAN) sous l'hypothèse que l'incorporation de caractéristiques HRCA synthétiques améliorera les performances de la détection d'inhalation basée sur HRCA. Les données des caractéristiques HRCA sont classées comme sûres (saines) ou dangereuses (anormales) en fonction des évaluations subjectives des pénétrations et inhalations (échelle PAS) lors des examens VFS. -Comparer l'augmentation des données basées sur l'AC-WGAN à un ensemble d'approches d'augmentation des données de base et de déséquilibre des données, notamment le suréchantillonnage aléatoire, le sous-échantillonnage aléatoire, SMOTE, l'apprentissage sensible aux coûts, Wasserstein GAN (WGAN) et le WGAN conditionnel (CWGAN) | -L'augmentation de données par AC-WGAN surpasse l'échantillonnage de données de base, l'apprentissage sensible aux coûts et d'autres modèles génératifs avec une amélioration significative. |
| SCHWARTZ et al., 2022 | Microphone de contact (probablement AKG C411L, AKG Acoustics GmbH® 10Hz-18kHz) Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | Microphone sous l'accéléromètre sans contact sur le rebord antérolatéral du larynx Accéléromètre en avant du cartilage cricoïde au milieu | VFS | 36 sujets sains | -Barium liquide 3mL (IDDSI-0) -Eau sans barium 3mL | Etudier si les signaux HRCA présentent des schémas différents lors de l'utilisation d'hirondelles de baryum liquide mince par rapport aux hirondelles d'eau chez les mêmes participants. | -Les résultats ont démontré qu'il n'y a pas de différence systématique entre les signaux HRCA des déglutitions de baryum liquide et des déglutitions d'eau. -Bien qu'aucune différence systématique n'ait été découverte, la preuve d'une conformité complète entre les signaux HRCA des deux matériaux n'était pas concluante. |

TABLEAU A.4 – Etudes en HRCA – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|-------------------------------------|--|--|----------------------------------|--|---|---|---|
| DONOHUE, KHALIFA, MAO et al., 2021a | Microphone de contact (probablement AKG C411L, AKG Acoustics GmbH® 10Hz-18kHz) Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | Non spécifié, probablement : Microphone sous l'accéléromètre sans contact sur le larynx Accéléromètre en avant du larynx au milieu | VFS | 70 sujets sains Cohorte historique de 38 sujets sains pour comparaison | Liquides (≈ IDDSI-0) - Cuillère - Verre | -Déterminer Les valeurs de référence pour les événements cinématiques de déglutition temporelle VFS basées sur des jugements humains d'images VFS et comparer ces résultats aux valeurs de référence publiées précédemment pour les mêmes mesures -Déterminer si l'HRCA peut annoter de manière précise et autonome les événements cinématiques de déglutition temporelle chez les adultes en bonne santé vivant dans la population générale tout au long de la vie avec une précision similaire aux analyses VFS. | -Le temps de déclenchement de la phase pharyngée et la durée de fermeture du vestibule laryngé n'étaient pas différents ($p > 0,05$) d'une cohorte historique publiée précédemment (114 déglutitions, N = 38 adultes) tandis que d'autres mesures cinématiques temporelles étaient différentes ($p < 0,05$), ce qui suggère la nécessité d'une normalisation plus poussée pour regrouper de manière réalisable les analyses de données entre les laboratoires. -Les caractéristiques du signal HRCA ont été utilisées comme entrée pour les algorithmes d'apprentissage automatique et ont annoté l'ouverture du SSO (précision de 69,96%), la fermeture du SSO (précision de 64,52%), la fermeture du vestibule laryngé (précision de 52,56%) et la réouverture du VG (précision de 69,97%). |
| DONOHUE, KHALIFA, MAO et al., 2021b | Microphone de contact, AKG C411L, AKG Acoustics GmbH® 10Hz-18kHz Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | Microphone sous l'accéléromètre sans contact sur le larynx Accéléromètre en avant du larynx au milieu | VFS | 20 sujets atteints de maladie neurodégénérative 51 sujets sains appariés sur l'âge | Liquides (≈ IDDSI-0) - Cuillère - Verre -Paille Position de la tête -Neutre -Menton abaissé | -Comparer les mesures temporelles et spatiales de la cinématique de déglutition entre les patients atteints de maladie neurodégénérative et les adultes en bonne santé du même âge. -Etudier la capacité de l'HRCA à annoter avec précision des événements cinématiques de déglutition spécifiques chez les patients atteints de maladie neurodégénérative. | -Des différences ($p < 0,05$) ont été constatées entre les groupes pour plusieurs mesures cinématiques temporelles et spatiales de la déglutition. -Les caractéristiques du signal HRCA ont été utilisées comme données d'entrée pour les algorithmes d'apprentissage automatique et l'annotation de l'ouverture du SSO, la fermeture du SSO, la fermeture du vestibule laryngé, la réouverture du vestibule laryngé et le déplacement de l'os hyoïde avec une précision respective de 66.25%, 85%, 68.18%, 70.45% et 44.6%, par rapport aux mesures des juges humains. |

TABLEAU A.4 – Etudes en HRCA – Suite

| Auteurs | Capteurs | Localisation du capteur | Technique secondaire comparative | Sujets humains | Bolus et/ou tâches | Objectif de l'étude | Résultats |
|---------------------------------------|---|---|--|-----------------|--------------------------------|--|--|
| DONOHUE, KHALIFA, PERERA et al., 2021 | Microphone de contact (probablement AKG C41 1L, AKG Acoustics GmbH® 10Hz-18kHz) Accéléromètre ADXL 327, Analog Devices® Tri-axial | Microphone sous l'accéléromètre sans contact sur le rebord droit du larynx Accéléromètre en avant du larynx au milieu | VFS MBSImP, composantes : #9 : Excursion de la partie antérieure de l'os hyoïde #11 : Fermeture vestibulaire laryngée #14 : Ouverture du segment pharyngo-œsophagien | 36 sujets sains | Barium liquide (≈ IDDSI-0) 3ml | -Etudier si l'HRCA peut différencier les déglutitions sans effort et avec effort effectuées par les mêmes individus -Etudier s'il existe des différences dans les composantes MBSImP n° 9 (excursion hyoïdienne antérieure), n° 11 (fermeture vestibulaire laryngée) et n° 14 (ouverture du segment pharyngo-œsophagien) entre les déglutitions sans effort et avec effort. Nous avons émis l'hypothèse que HRCA combiné à des algorithmes de traitement du signal et d'apprentissage automatique classerait les déglutitions comme sans effort ou avec effort avec un degré élevé de précision et qu'il y aurait des différences dans les scores des composantes MBSImP n° 9, n° 11 et n° 14 entre les déglutitions sans effort et avec effort. | -Les résultats ont révélé des différences ($p < 0,05$) dans 9 caractéristiques du signal HRCA entre les déglutitions sans effort et avec effort. -En utilisant les caractéristiques du signal HRCA comme entrées, les arbres de décision ont classé les déglutitions avec une précision de 76%, une sensibilité de 76% et une spécificité de 77%. Il n'y avait aucune différence dans les scores des composantes MBSImP entre les déglutitions sans effort et avec effort. |

Annexe **B**

Annexes du chapitre 3

Cette partie comprend l'ensemble des figures présentées en complément de l'étude publiée dans l'article 3.

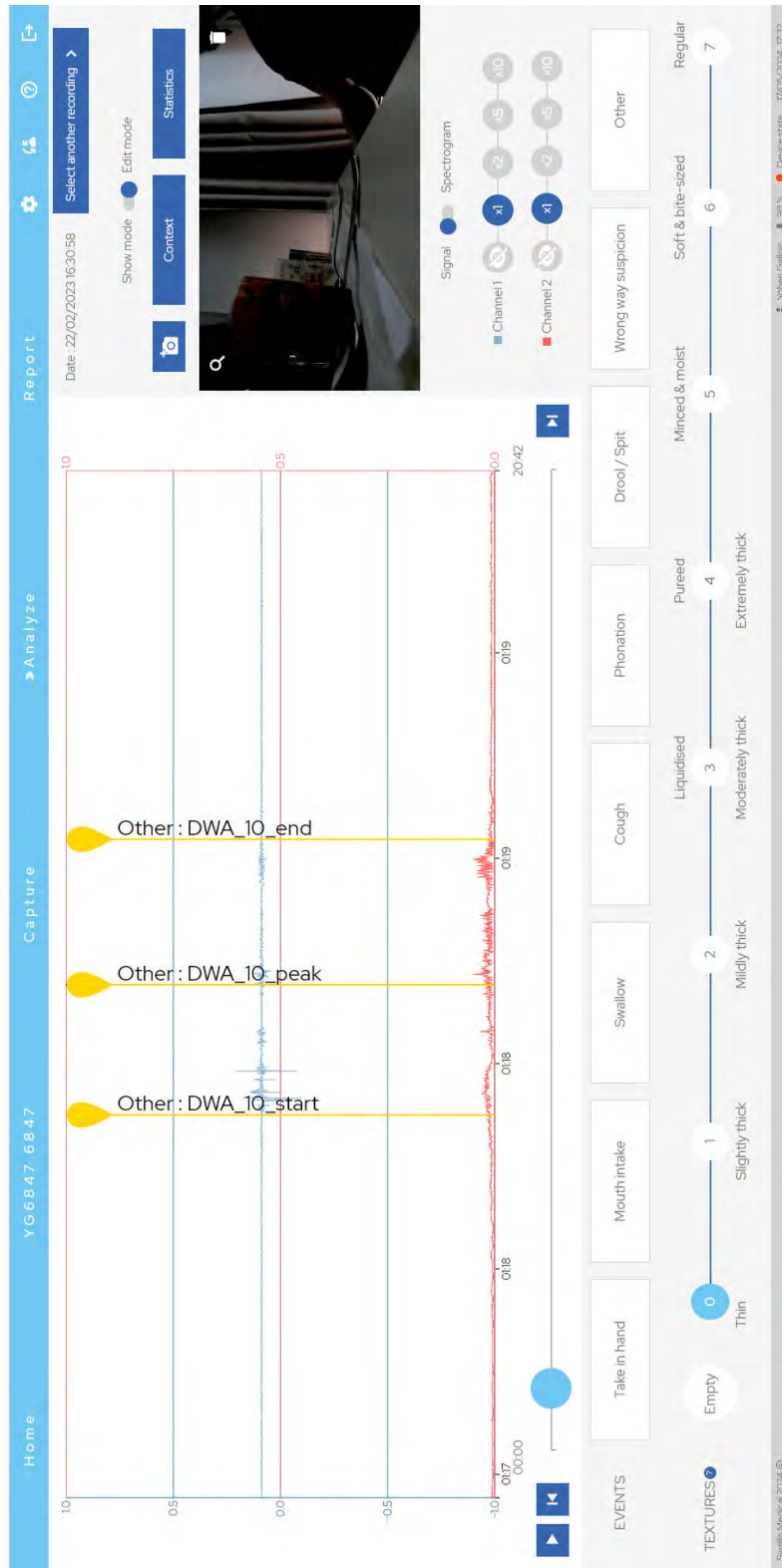


Figure B.1 – Capture d'écran de l'interface de l'application Swallis. L'interface montre le signal acoustique (ligne bleue), le signal accélérométrique (ligne rouge), les marqueurs jaunes et l'enregistrement de la caméra à droite. En bas, on peut choisir la texture IDDSI adéquate pour la tâche en cours (de A : vide et 0 à 7) et cliquer sur la tâche pour créer un marqueur jaune. L'exemple présent montre la segmentation d'une déglutition d'eau (DWA) de 10 ml avec 3 marqueurs placés au début (start), à la fin (end) et au « pic » de la phase centrale de la phase pharyngée.

| | Subject 1 (PD) | | Subject 2 (ND) | | Subject 3 (PD) | | Subject 4 (PD) | | Subject 5 (ND) | | Subject 6 (ND) | | Subject 7 (ND) | | Subject 8 (PD) | | Subject 9 (PD) | | Subject 10 (ND) | | Subject 11 (PD) | | Subject 12 (PD) | |
|-------------------------------------|----------------|------------------------|----------------|-----------------------|----------------|------------------------|----------------|-----------------------|----------------|-----------------------|----------------|------------------------|----------------|------------------------|----------------|-----------------------|----------------|-----------------------|-----------------|------------------------|-----------------|-----------------------|-----------------|------------------------|
| | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ | N | Duration ¹ |
| 10mL water Sw. | 10 | 1.29 (1.23,1.37) | 10 | 1.08 (1.02,1.14) | 10 | 0.91 (0.85,1) | 10 | 0.78 (0.71,1.27) | 10 | 0.74 (0.68,0.89) | 10 | 1.14 (1.09,1.22) | 9 | 1.17 (1.14,1.24) | 10 | 0.85 (0.81,0.9) | 10 | 0.65 (0.64,0.8) | 10 | 0.85 (0.77,0.95) | 10 | 0.74 (0.7,0.81) | 10 | 0.9 (0.8,1) |
| Volitional saliva Sw. | 10 | 1.16 (1.13,1.29) | 9 | 0.95 (0.85,1.06) | 10 | 0.92 (0.86,1.12) | 11 | 0.68 (0.62,0.72) | 10 | 0.83 (0.61,1.05) | 13 | 0.98 (0.86,1.14) | 11 | 1 (0.93,1.12) | 10 | 0.7 (0.67,0.73) | 11 | 0.59 (0.55,0.69) | 10 | 0.97 (0.84,1.23) | 10 | 0.55 (0.5,0.72) | 12 | 0.83 (0.71,0.92) |
| Spont. saliva Sw. | 19 | 1.06 (1.1,1.29) | 14 | 1.04 (0.96,1.11) | 2 | 1.54 (1.15,1.94) | 21 | 0.68 (0.66,0.73) | 30 | 0.69 (0.54,0.94) | 14 | 1.09 (0.88,1.12) | 7 | 0.71 (0.68,0.82) | 8 | 0.62 (0.47,0.64) | 10 | 0.55 (0.52,0.62) | 24 | 0.84 (0.75,0.97) | 22 | 0.67 (0.6,0.77) | 7 | 0.88 (0.77,1.1) |
| Intask spont. saliva Sw. (Excluded) | 6 | 1.05 (0.92,1.13) | 10 | 1 (0.95,1.09) | 4 | 0.74 (0.71,0.82) | 13 | 0.64 (0.5,0.7) | 12 | 0.71 (0.58,0.78) | 3 | 1.15 (0.91,1.21) | 11 | 0.47 (0.4,0.59) | 32 | 0.58 (0.55,0.65) | 14 | 0.51 (0.47,0.61) | 4 | 0.62 (0.56,0.66) | 16 | 0.71 (0.63,0.82) | 10 | 0.64 (0.49,0.74) |
| IDDSI 3 2.5mL Sw. | 10 | 1.39 (1.29,1.47) | 10 | 1.09 (0.97,1.26) | 10 | 1.21 (0.84,1.54) | 10 | 1.12 (0.73,1.45) | 10 | 0.87 (0.8,1.16) | 10 | 1.21 (0.99,1.29) | 10 | 1.01 (0.84,1.15) | 10 | 0.79 (0.78,0.85) | 10 | 0.68 (0.63,0.7) | 10 | 0.83 (0.78,1.06) | 10 | 0.82 (0.79,0.91) | 10 | 0.86 (0.75,1.03) |
| IDDSI 3 5mL Sw. | 10 | 1.3 (1.04,1.62) | 10 | 1.18 (1.1,1.24) | 10 | 1.08 (1.03,1.41) | 10 | 0.8 (0.71,1.21) | 11 | 1.01 (0.84,1.37) | 10 | 1.1 (1.08,1.18) | 10 | 1.1 (1.05,1.25) | 10 | 0.83 (0.76,0.85) | 10 | 0.59 (0.53,0.66) | 9 | 0.9 (0.88,1.13) | 10 | 0.87 (0.83,0.93) | 10 | 0.85 (0.8,0.92) |
| IDDSI 4 2.5mL Sw. | 10 | 1.17 (1.1,1.26) | 10 | 1.07 (0.93,1.21) | 10 | 1.98 (1.57,2.19) | 10 | 0.66 (0.65,0.67) | 10 | 0.96 (0.72,1.15) | 9 | 1.28 (1.15,1.3) | 10 | 0.89 (0.75,1.05) | 10 | 0.84 (0.76,0.89) | 10 | 0.55 (0.52,0.59) | 10 | 0.93 (0.89,0.98) | 10 | 0.84 (0.8,0.9) | 10 | 0.9 (0.81,1) |
| IDDSI 4 5mL Sw. | 10 | 1.55 (1.46,1.81) | 9 | 1.17 (1.16,1.19) | 10 | 1.61 (1.26,1.93) | 10 | 0.71 (0.69,0.72) | 10 | 0.92 (0.82,1.12) | 10 | 1.18 (1.13,1.23) | 10 | 1.07 (0.8,1.16) | 10 | 0.75 (0.69,0.79) | 10 | 0.58 (0.53,0.63) | 10 | 0.92 (0.84,1.19) | 10 | 0.81 (0.73,0.88) | 10 | 0.83 (0.78,0.89) |
| 100mL water Sw. | 3 | 18.59 (12.3,21.01) | 3 | 5.35 (5.18,5.38) | 3 | 18.36 (13.9,18.99) | 3 | 6.08 (5.69,6.22) | 3 | 8.14 (7.97,8.94) | 3 | 8.91 (8.19,9.8) | 3 | 6.46 (5.78,10.09) | 3 | 12.5 (11.63,15.08) | 3 | 9.06 (4.69,10.18) | 3 | 3.38 (3.3,3.89) | 3 | 19.67 (18.1,19.73) | 3 | 8.42 (7.87,9.07) |
| Chewing | 10 | 19.01 (16.25,20.27) | 10 | 8.97 (8.41,10.92) | 9 | 14.63 (13.31,15.41) | 9 | 14 (12.87,14.19) | 10 | 16.1 (11.91,17.53) | 10 | 10.83 (10.05,11.39) | 10 | 15.18 (10.81,18.09) | 10 | 10.4 (9.88,10.76) | 10 | 8.75 (7.97,10.89) | 10 | 13.03 (10.54,14.31) | 10 | 14.41 (13.23,14.6) | 10 | 17.95 (16.58,20.13) |
| IDDSI 7 Sw. | 10 | 1.26 (1.17,1.46) | 10 | 1.24 (1.14,1.61) | 9 | 1.3 (1.05,1.63) | 9 | 0.77 (0.72,0.81) | 10 | 0.62 (0.55,0.74) | 10 | 0.65 (0.6,0.84) | 10 | 0.69 (0.59,0.79) | 10 | 0.6 (0.56,0.65) | 10 | 0.34 (0.31,0.49) | 10 | 0.95 (0.89,1.25) | 10 | 0.69 (0.65,0.73) | 10 | 0.62 (0.58,0.66) |
| Throat clearing | 9 | 1.63 (1.53,1.73) | 11 | 1.1 (0.9,1.41) | 10 | 0.85 (0.63,1.37) | 11 | 1.97 (1.72,2.58) | 10 | 1.08 (0.83,1.82) | 11 | 0.98 (0.66,1.03) | 9 | 1.33 (1.13,1.4) | 9 | 1.05 (0.87,1.25) | 11 | 1.01 (0.87,1.13) | 11 | 1.4 (1.22,1.77) | 10 | 1.71 (1.62,1.93) | 10 | 1.75 (1.42,1.93) |
| Coughing | 9 | 1.86 (1.57,2.08) | 10 | 1.43 (1.3,1.67) | 10 | 1.51 (1.38,1.72) | 9 | 1.9 (1.64,1.98) | 10 | 1.95 (1.57,2.22) | 11 | 1.13 (0.85,1.26) | 9 | 1.37 (1.22,1.45) | 9 | 1.62 (1.45,1.88) | 10 | 1.63 (1.3,1.91) | 10 | 1.49 (1.34,1.61) | 10 | 2.65 (2.1,2.78) | 10 | 2.26 (1.98,2.48) |
| Phonation | 3 | 3.09 (2.97,3.33) | 5 | 2.52 (2.52,2.55) | 3 | 3.25 (3.23,3.46) | 3 | 3.28 (3.16,3.45) | 3 | 2.43 (2.39,2.58) | 3 | 2.66 (2.62,2.7) | 3 | 3.52 (3.21,3.79) | 3 | 3.01 (2.89,3.62) | 3 | 2.82 (2.78,2.99) | 3 | 2.9 (2.72,3.16) | 3 | 3.81 (3.79,4.08) | 3 | 2.25 (2.23,2.29) |
| Hand to mouth | 61 | 2.3 (1.98,3.34) | 59 | 3.21 (2.68,3.78) | 60 | 3.45 (3.1,3.75) | 59 | 4.64 (3.84,5.4) | 60 | 4.46 (3.46,5.08) | 60 | 3.58 (2.94,4.42) | 59 | 4.77 (3.65,5.22) | 60 | 3.39 (2.94,4.01) | 60 | 2.92 (2.51,3.42) | 59 | 2.58 (2.28,3.15) | 63 | 4.02 (3.51,4.56) | 60 | 3.75 (3.23,4.22) |

FIGURE B.2 – Données des tâches de chaque sujet, en termes de nombre de répétition et de durée.
¹=Duration : Median (Q1, Q3)

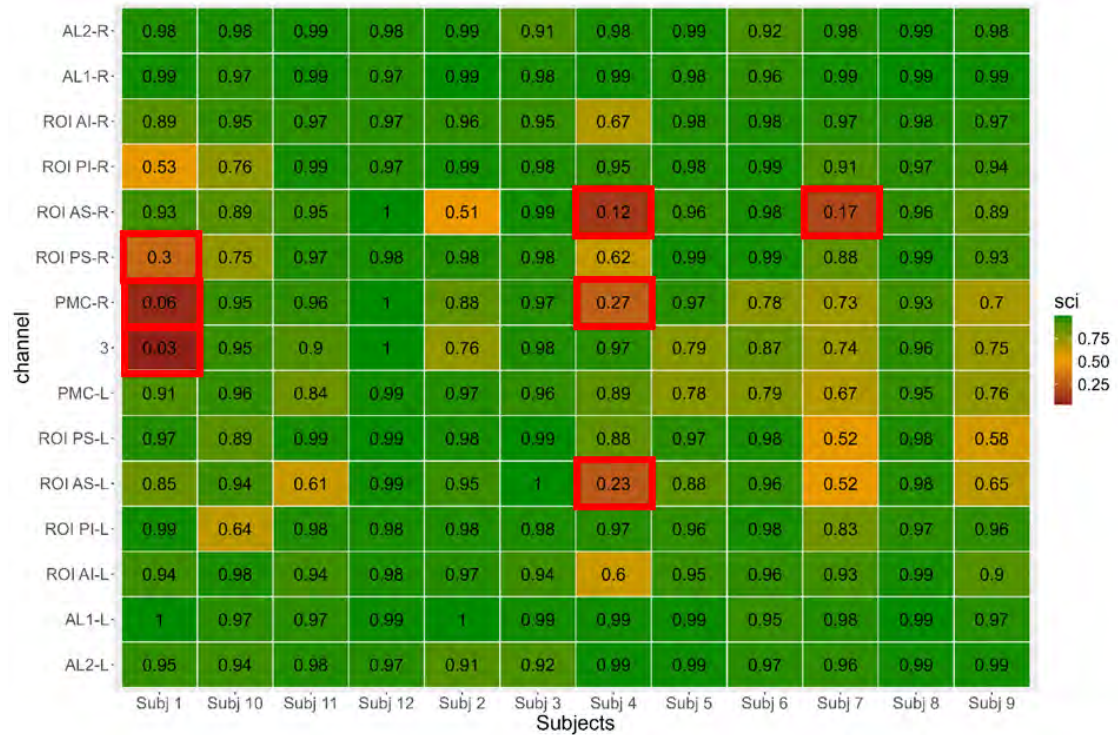


FIGURE B.3 – Scalp coupling index (SCI) de chaque canal pour chaque sujet. Nous avons exclu les canaux encadrés en rouge qui présentait un SCI inférieur à 0.5.

Annexe C

Annexes du chapitre 4

Vous retrouverez ici les annexes associées au chapitre 4 et à l'étude portant sur la comparaison entre tâche volontaire et spontanée.

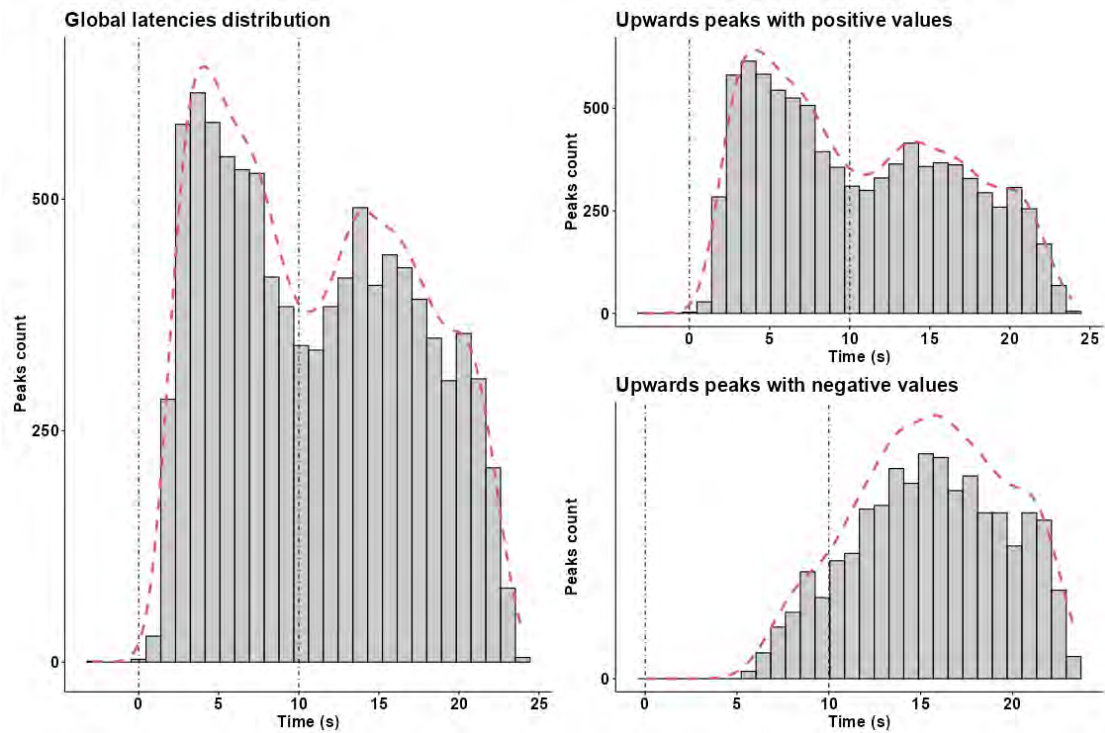


FIGURE C.1 – Distribution des latences des pics d'activité ascendants lors des tâches de déglutition. Gauche : Distribution globale des latences des pics. En haut à droite : Latences des pics atteignant des valeurs positives, considérées comme une activation corticale. En bas à droite : Latences des pics ascendants qui n'atteignent pas de valeurs positives et ne sont pas considérés comme une activation corticale. On voit que le premier pic d'activité se produit vers 4 secondes selon la courbe de densité (lignes pointillées) et que les premiers pics se cumulent entre 0 et 11 secondes.

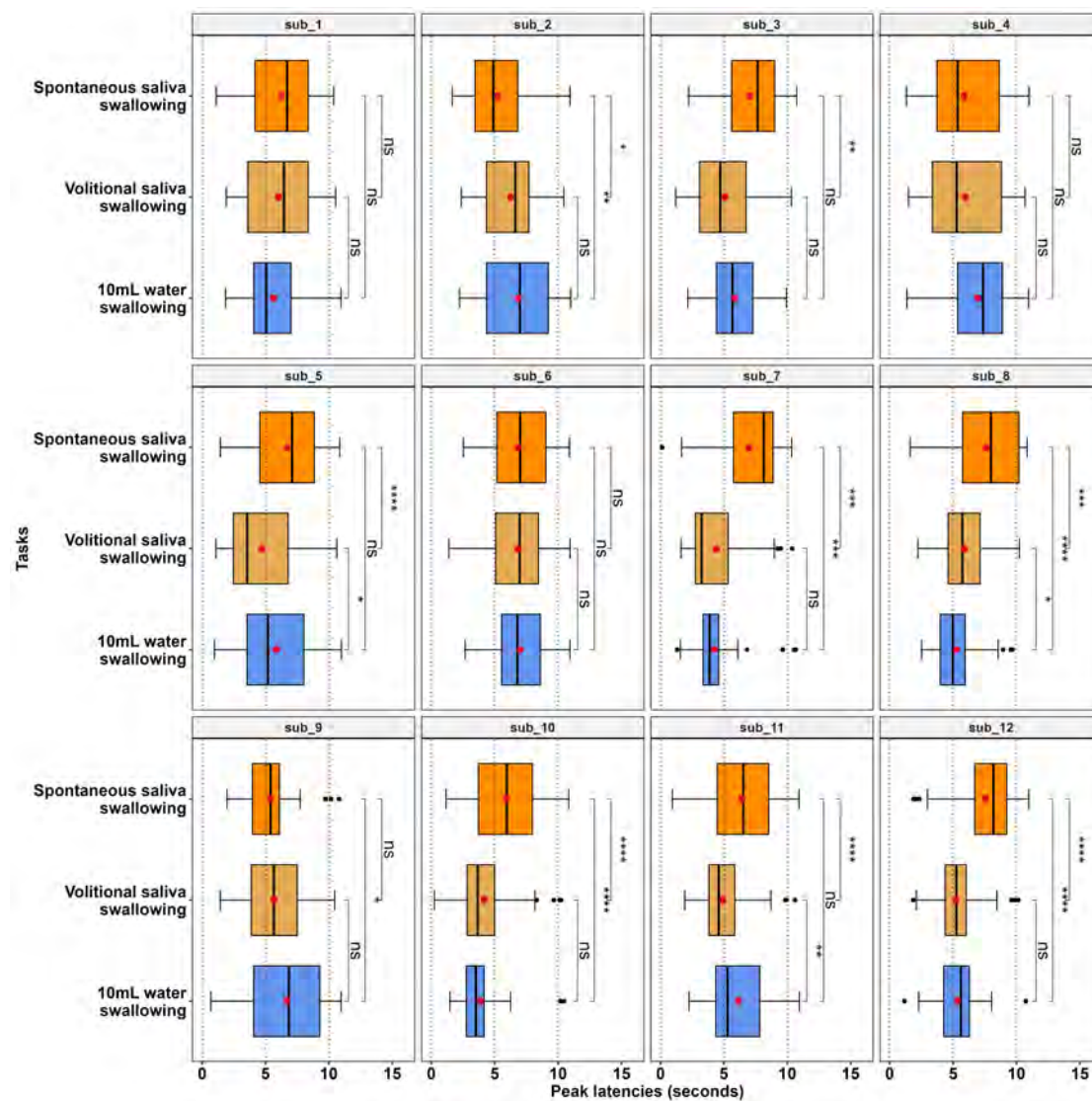


FIGURE C.2 – Comparaison des latences de chaque sujet pour l'eau, la salive volontaire et la déglutition spontanée. Le boxplot montre la distribution du premier et du troisième quartile, la ligne noire est la médiane et les barres d'erreur montrent les valeurs extrêmes. Les points rouges indiquent la latence moyenne. Les comparaisons sont effectuées à l'aide du test de Kruskal-Wallis. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$, **** $p < 0.0001$, ns : non significatif

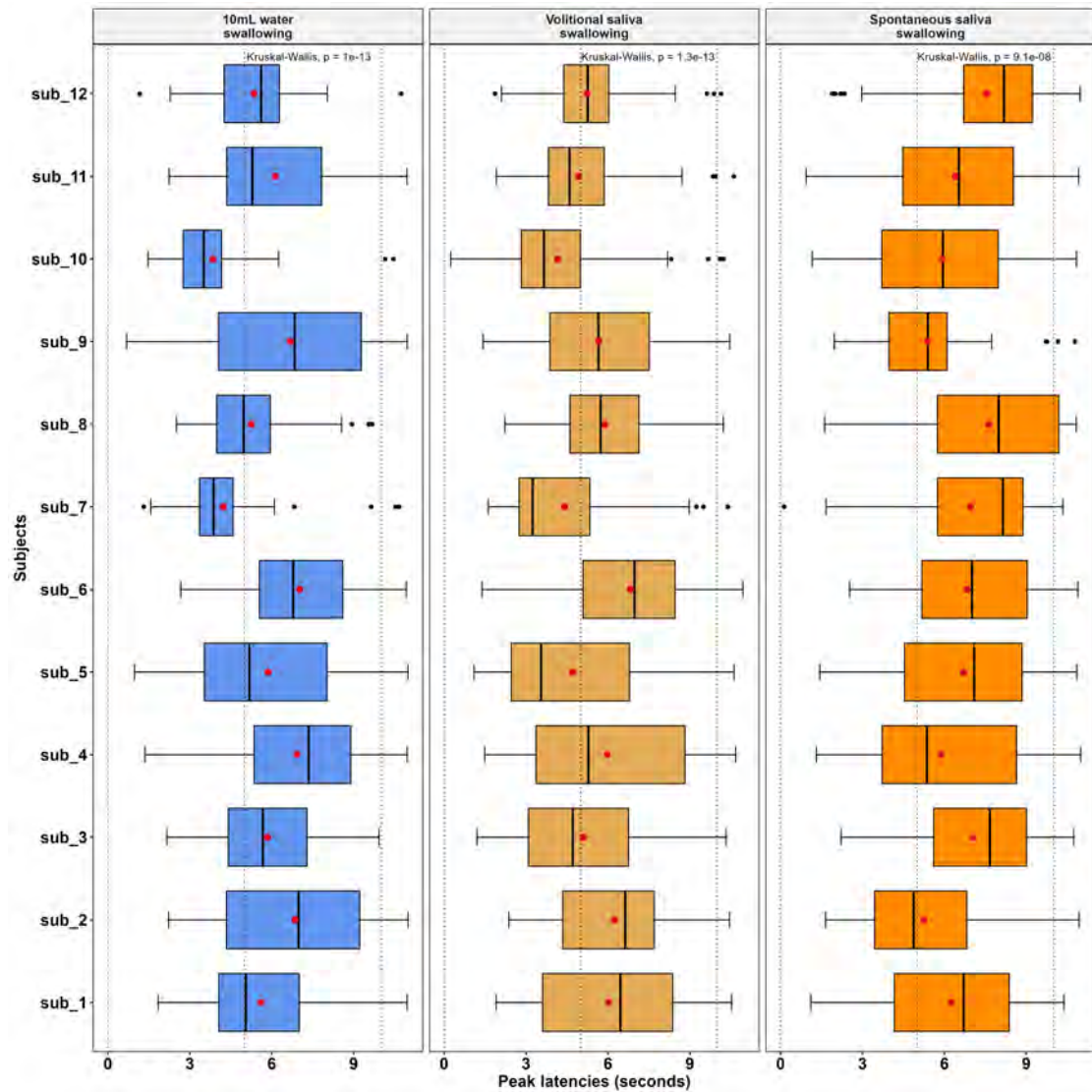


FIGURE C.3 – Comparaison des latences de chaque sujet pour les déglutitions volontaires IDDSI 3 et IDDSI 4. Le boxplot montre la distribution des premier et troisième quartiles, la ligne noire est la médiane et les barres d'erreur montrent les valeurs extrêmes. Les points rouges indiquent la latence moyenne. Les lignes en pointillés délimitent 0, 5 et 10 secondes. Les comparaisons sont faites à l'aide du test de Wilcoxon. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$, **** $p < 0.0001$, ns : non significatif

Annexe **D**

Annexes du chapitre 5

Vous retrouverez ici les annexes associées au chapitre 5 et à l'étude portant sur la mise en corrélation des signaux cervicaux et des signaux corticaux.

FIGURE D.1 – Données des tâches de chaque sujet, en termes de nombre de répétition et de durée pour l'ensemble des tâches effectuées.

| | Sujet 1 | | Sujet 2 | | Sujet 3 | | Sujet 4 | | Sujet 5 | | Sujet 6 | | Sujet 7 | | Sujet 8 | | Sujet 9 | | Sujet 10 | | Sujet 11 | | Sujet 12 | | | |
|------------------------------|---------|--------------------|---------|--------------------|---------|--------------------|---------|--------------------|---------|--------------------|---------|--------------------|---------|--------------------|---------|--------------------|---------|--------------------|----------|--------------------|----------|--------------------|----------|--------------------|----|-------------|
| | N | Durée ¹ | N | Durée ¹ | N | Durée ¹ | N | Durée ¹ | N | Durée ¹ | N | Durée ¹ | N | Durée ¹ | N | Durée ¹ | N | Durée ¹ | N | Durée ¹ | N | Durée ¹ | N | Durée ¹ | | |
| Tâches de déglutition simple | 10 | (1,23,1,37) | 10 | (1,02,1,14) | 10 | (0,85,1) | 10 | (0,71,1,27) | 10 | (0,68,0,89) | 10 | (1,09,1,22) | 9 | (1,14,1,24) | 10 | (0,81,0,9) | 10 | (0,64,0,8) | 10 | (0,77,0,95) | 10 | (0,74) | 10 | (0,8,1) | 10 | (0,8,1) |
| Déglut. 10mL eau | 10 | (1,13,1,29) | 9 | (0,85,1,06) | 10 | (0,86,1,12) | 11 | 0,68(0,62,0,72) | 10 | (0,61,1,05) | 13 | (0,86,1,14) | 11 | (0,93,1,12) | 10 | (0,67,0,73) | 11 | (0,55,0,69) | 11 | (0,84,1,23) | 10 | 0,55 | 10 | (0,5,0,72) | 12 | (0,71,0,92) |
| Déglut. Salive | 19 | 1,06 | 14 | 1,04 | 2 | 1,54 | 21 | 0,68 | 30 | 0,69 | 14 | 1,09 | 7 | 0,71 | 8 | 0,62 | 10 | 0,55 | 24 | 0,84 | 22 | 0,67 | 7 | 0,88 | | |
| Spontanées | 10 | (1,1,29) | 10 | (0,98,1,11) | 2 | (1,15,1,94) | 21 | (0,66,0,73) | 30 | (0,54,0,94) | 14 | (0,88,1,12) | 7 | (0,68,0,82) | 8 | (0,47,0,64) | 10 | (0,52,0,62) | 24 | (0,75,0,97) | 22 | (0,6,0,77) | 7 | (0,6,0,77) | | |
| DDSI 2 | 10 | (1,29,1,47) | 10 | (0,97,1,26) | 10 | (0,84,1,54) | 10 | (0,73,1,45) | 10 | (0,8,1,16) | 10 | (0,99,1,29) | 10 | (0,84,1,15) | 10 | (0,78,0,85) | 10 | (0,65,0,7) | 10 | (0,78,1,06) | 10 | (0,79,0,91) | 10 | (0,75,1,03) | | |
| DDSI 3 | 10 | 1,3 | 10 | 1,18 | 10 | 1,08 | 10 | 0,8 | 10 | 1,01 | 10 | 1,1 | 10 | 0,83 | 10 | 0,83 | 10 | 0,59 | 9 | 0,9 | 10 | 0,87 | 10 | 0,85 | | |
| DDSI 4 | 10 | (1,04,1,62) | 10 | (1,1,24) | 10 | (1,03,1,41) | 10 | (0,71,1,21) | 11 | (0,84,1,37) | 10 | (1,08,1,18) | 10 | (1,05,1,25) | 10 | (0,76,0,85) | 10 | (0,53,0,66) | 9 | (0,88,1,13) | 10 | (0,83,0,93) | 10 | (0,8,0,92) | | |
| Déglut. 2.5mL | 10 | 1,17 | 10 | 1,07 | 10 | 1,98 | 10 | 0,66 | 10 | 0,96 | 9 | 1,28 | 10 | 0,89 | 10 | 0,84 | 10 | 0,55 | 10 | 0,93 | 10 | 0,84 | 10 | 0,9 | | |
| DDSI 4 | 10 | (1,1,26) | 10 | (0,93,1,21) | 10 | (1,57,2,19) | 10 | (0,65,0,67) | 10 | (0,72,1,15) | 9 | (1,15,1,3) | 10 | (0,75,1,05) | 10 | (0,76,0,89) | 10 | (0,52,0,59) | 10 | (0,89,0,98) | 10 | (0,8,0,9) | 10 | (0,8,1,1) | | |
| Déglut. 5mL | 10 | 1,55 | 9 | 1,17 | 10 | 1,61 | 10 | 0,71 | 10 | 0,92 | 10 | 1,18 | 10 | 1,07 | 10 | 0,75 | 10 | 0,58 | 10 | 0,92 | 10 | 0,81 | 10 | 0,83 | | |
| DDSI 4 | 10 | (1,46,1,81) | 9 | (1,16,1,19) | 10 | (1,26,1,93) | 10 | (0,69,0,72) | 10 | (0,82,1,12) | 10 | (1,13,1,23) | 10 | (0,8,1,16) | 10 | (0,69,0,79) | 10 | (0,53,0,63) | 10 | (0,84,1,19) | 10 | (0,73,0,88) | 10 | (0,78,0,89) | | |
| Déglut. eau | 3 | 0,6 | 3 | 0,76 | 3 | 0,73 | 3 | 0,81 | 3 | 0,84 | 3 | 0,79 | 3 | 0,84 | 3 | 0,78 | 3 | 0,31 | 3 | 0,74 | 3 | 0,62 | 3 | 0,61 | | |
| 100mL | 3 | (0,6,0,78) | 3 | (0,73,0,9) | 3 | (0,5,0,82) | 3 | (0,58,0,83) | 3 | (0,74,0,84) | 3 | (0,71,1,01) | 3 | (0,71,1,14) | 3 | (0,76,0,81) | 3 | (0,28,0,53) | 3 | (0,63,0,82) | 3 | (0,58,0,66) | 3 | (0,58,0,76) | | |
| Mastication | 10 | 19,01 | 10 | 8,97 | 9 | 14,63 | 9 | 14 | 10 | 16,1 | 10 | 10,83 | 10 | 15,18 | 10 | 10,4 | 10 | 8,75 | 10 | 13,05 | 10 | 14,41 | 10 | 17,95 | | |
| Déglut. | 10 | (16,25,20,27) | 10 | (8,41,10,92) | 9 | (13,31,15,41) | 9 | (12,87,14,19) | 10 | (11,91,17,5) | 10 | (10,05,11,39) | 10 | (10,81,18,09) | 10 | (9,88,10,76) | 10 | (7,97,10,89) | 10 | (10,54,14,31) | 10 | (13,23,14,6) | 10 | (16,58,20,13) | | |
| DDSI 7 | 10 | 1,26 | 10 | 1,24 | 10 | 1,3 | 10 | 0,77 | 10 | 0,62 | 10 | 0,65 | 10 | 0,69 | 10 | 0,6 | 10 | 0,34 | 10 | 0,95 | 10 | 0,69 | 10 | 0,62 | | |
| DDSI 7 | 10 | (1,17,1,46) | 10 | (1,14,1,61) | 9 | (1,05,1,63) | 9 | (0,72,0,81) | 10 | (0,55,0,74) | 10 | (0,6,0,84) | 10 | (0,59,0,79) | 10 | (0,56,0,65) | 10 | (0,31,0,49) | 10 | (0,89,1,25) | 10 | (0,65,0,73) | 10 | (0,58,0,66) | | |
| Hemmage | 9 | 1,63 | 11 | 1,1 | 10 | 0,85 | 11 | 1,97 | 10 | 1,08 | 11 | 0,98 | 9 | 1,33 | 9 | 1,05 | 10 | 1,01 | 11 | 1,4 | 10 | 1,71 | 10 | 1,75 | | |
| Toux | 9 | 1,86 | 10 | 1,43 | 10 | 1,51(1,38,1,7) | 9 | 1,9 | 10 | 1,95 | 10 | 1,13 | 9 | 1,37 | 9 | 1,62 | 10 | 1,65 | 10 | 1,49 | 10 | 2,65 | 10 | 2,26 | | |
| Phonation | 3 | 3,09 | 5 | 2,52 | 3 | 3,25 | 3 | 3,28 | 3 | 2,43 | 3 | 2,66 | 3 | 3,52 | 3 | 3,01 | 3 | 2,82 | 3 | 2,72(3,16) | 3 | 3,81 | 3 | 2,25 | | |
| Mise en bouche | 61 | (1,98,3,34) | 59 | (2,68,3,78) | 60 | (3,1,3,75) | 59 | (3,84,5,4) | 60 | (3,46,5,08) | 60 | (2,94,4,42) | 59 | (3,65,5,22) | 60 | (2,94,4,01) | 60 | (2,51,3,42) | 59 | (2,28,3,15) | 63 | (3,51,4,56) | 60 | (3,23,4,22) | | |

¹ Durée: Médian (Q1, Q3)

Annexe **E**

Annexes du chapitre 6

Vous retrouverez ici les annexes associées au chapitre 6 et à l'étude portant sur l'ensemble des tâches et leurs matrices de connectivité.

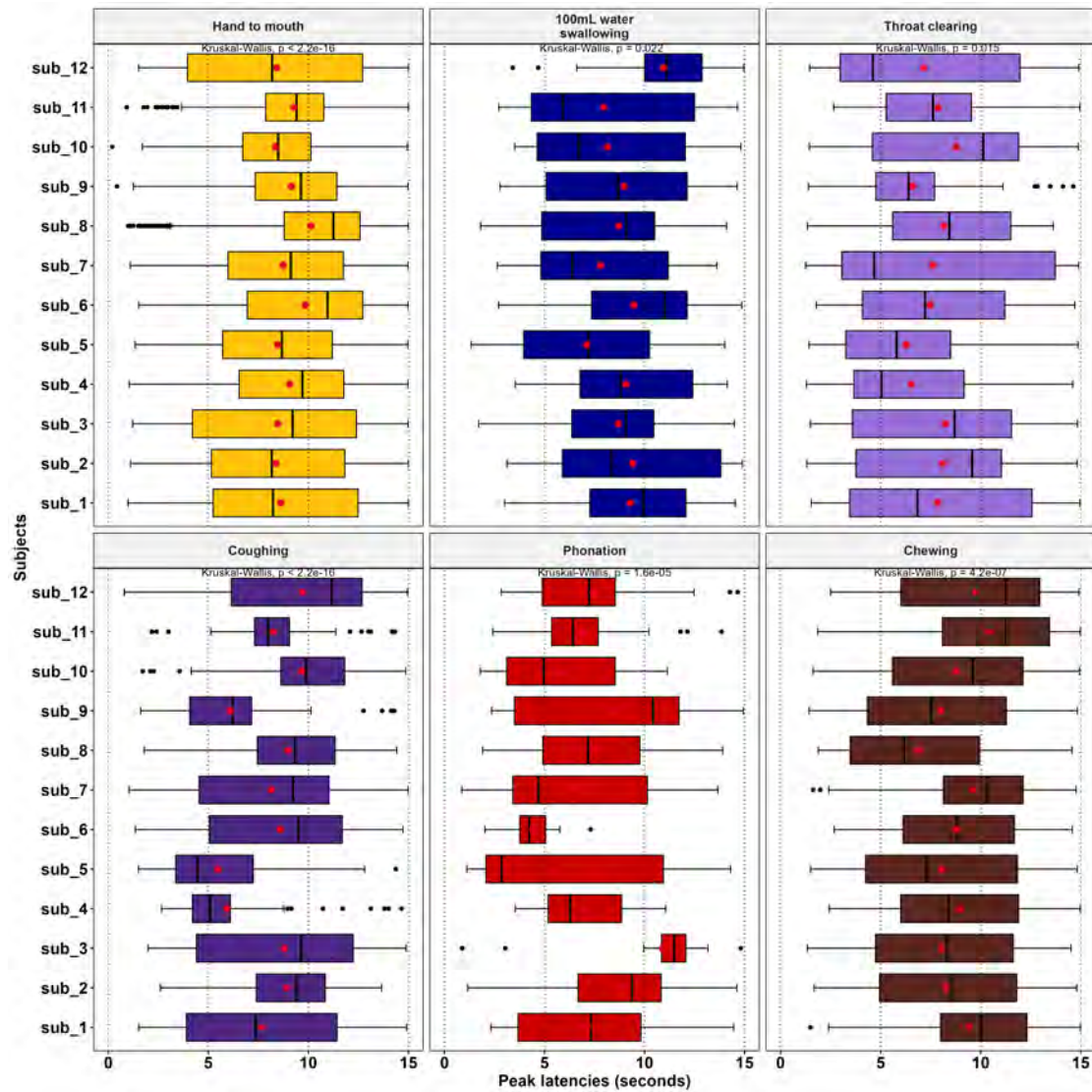


FIGURE E.1 – Comparaison des latences médianes individuelles des pics d'activité pour chaque tâche complexe. La ligne épaisse présente la médiane et le point rouge la moyenne de latence de chaque tâche. La boîte présente l'intervalle interquartile. Les barres présentent les valeurs extrêmes. Les valeurs de références ont été calculées sur la base des latences comprises entre 0 et 15s, expliquant un effet plafond. Les comparaisons ont été réalisées avec un test de Wilcoxon sans ajustement sur le graphique : **** $p < 0.0001$; *** $p < 0.001$; ** $p < 0.01$; * $p < 0.05$; ns : non significatif

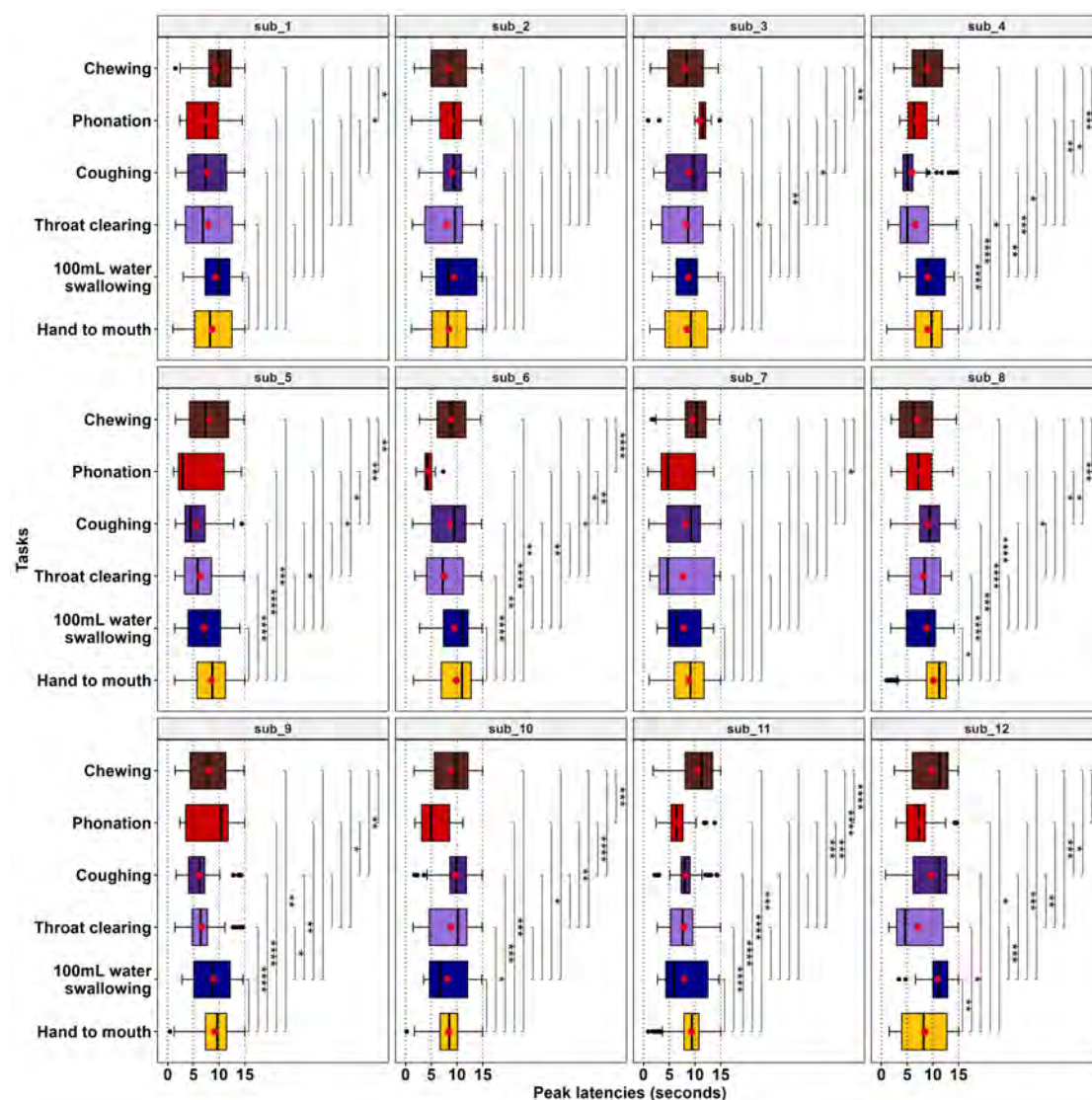


FIGURE E.2 – Comparaison des latences médianes d’activité de chaque tâche complexe chez chaque sujet. La ligne épaisse présente la médiane et le point rouge la moyenne de latence de chaque tâche. La boîte présente l’intervalle interquartile. Les barres présentent les valeurs extrêmes. Les valeurs de références ont été calculées sur la base des latences comprises entre 0 et 15s, expliquant un effet plafond. Les comparaisons ont été réalisées avec un test de Wilcoxon sans ajustement sur le graphique : **** $p < 0.0001$; *** $p < 0.001$ ** $p < 0.01$; * $p < 0.05$; ns : non significatif

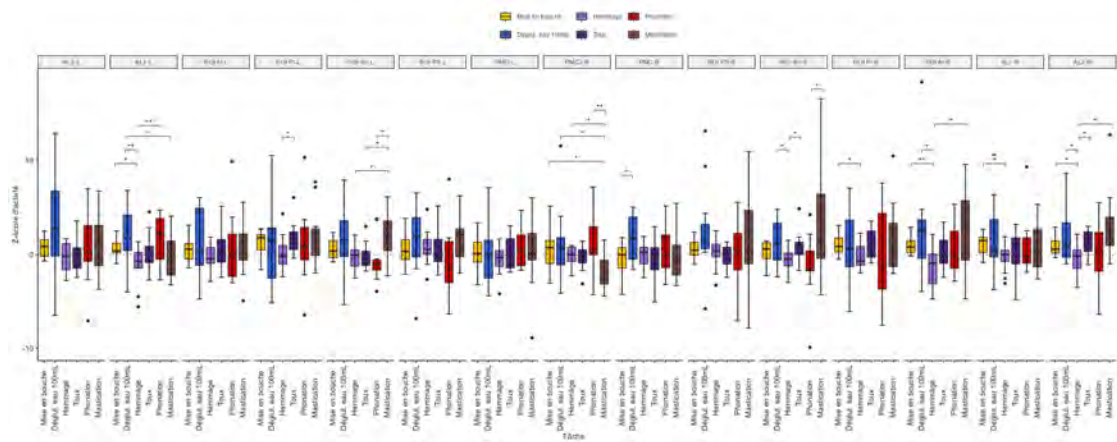


FIGURE E.3 – Comparaison des Z-score médians d'activité de chaque tâche complexe selon chaque canal. La ligne épaisse présente la médiane et le point rouge la moyenne de latence de chaque tâche. La boîte présente l'intervalle interquartile. Les barres présentent les valeurs extrêmes. Les comparaisons ont été réalisées avec un test de Wilcoxon sans ajustement sur le graphique : *** $p < 0.0001$; ** $p < 0.001$; * $p < 0.01$; * $p < 0.05$; ns : non significatif

Table des matières

| | |
|---|-----------|
| Liste des Abréviations | ix |
| Résumé | xi |
| Sommaire | xiii |
| Table des figures | xv |
| Introduction | 1 |
| I Etat de l'art : Explorations non invasives du carrefour aérodigestif | 3 |
| 1 Physiologie du carrefour aérodigestif | 5 |
| 1.1 Anatomie du carrefour aérodigestif | 5 |
| 1.1.1 Les voies respiratoires supérieures | 5 |
| 1.1.2 Les voies digestives supérieures | 7 |
| 1.1.3 Anatomie pharyngée | 7 |
| 1.2 Généralités sur les fonctions du carrefour | 9 |
| 1.2.1 Déroulé de la déglutition normale | 12 |
| 1.3 Contrôle neurologique de la déglutition | 16 |
| 1.3.1 Rôle du tronc cérébral et du système nerveux périphérique dans la déglutition | 18 |
| 1.3.2 Corrélats corticaux de la déglutition | 22 |
| 1.4 Altération de la physiologie de la déglutition : la dysphagie | 27 |
| 2 Mesures fonctionnelles non invasives du carrefour aérodigestif | 31 |
| 2.1 Mesures fonctionnelles non invasives cervicales | 31 |
| 2.1.1 Étalon de mesure et limitations | 32 |
| 2.1.2 Méthodes d'exploration cervicale non invasives de la déglutition | 32 |
| 2.1.3 Électromyographie de surface | 33 |
| 2.1.4 Mesures accélérométriques | 35 |
| 2.1.5 Mesures acoustiques et auscultation cervicale | 37 |
| 2.1.6 Cas particulier de l'HRCA | 41 |
| 2.1.7 Sélection finale | 44 |
| 2.2 Mesures fonctionnelles non invasives cérébrales de la déglutition | 45 |
| 2.2.1 Étalon de mesure et limitations | 45 |
| 2.2.2 Résumé de la revue systématique de la littérature neurofonctionnelle écologique de la déglutition | 45 |
| 2.3 Article 1 : Revue de la littérature neurofonctionnelle écologique de la déglutition | 47 |

| | | |
|---|---|------------|
| 2.4 | Principes et méthodologie de la fNIRS | 96 |
| 2.4.1 | Principes optiques de la spectroscopie | 96 |
| 2.4.2 | Spectroscopie tissulaire | 96 |
| 2.4.3 | Utilisation de la fNIRS en imagerie neurofonctionnelle | 97 |
| 2.4.4 | Principe du couplage neurovasculaire et réponse hémodynamique canonique en fNIRS | 98 |
| 2.5 | Conclusion générale : Choix final pour l'exploration cervicale et neurologique | 100 |
| II Méthodologie de la recherche | | 103 |
| 3 Hypothèses, Objectifs et Méthodologie pour l'exploration fonctionnelle cervicale et corticale non invasive du carrefour aérodigestif | | 105 |
| 3.1 | Justification et contexte | 105 |
| 3.1.1 | Fonctions du carrefour aérodigestif | 105 |
| 3.1.2 | Évaluation cervicale des fonctions du carrefour aérodigestif | 107 |
| 3.1.3 | Évaluation des corrélats neurologiques des fonctions du carrefour aérodigestif (CAD) | 108 |
| 3.1.4 | Analyse des signaux multiples | 110 |
| 3.2 | Hypothèses | 110 |
| 3.3 | Objectifs de la thèse | 111 |
| 3.4 | Protocole d'étude des corrélats neuronaux des fonctions du carrefour aérodigestif | 111 |
| 3.4.1 | Résumé de l'article 2 | 111 |
| 3.5 | Article 2 : Protocole d'étude des corrélats neuronaux du CAD en conditions naturelles | 113 |
| III Résultats | | 173 |
| 4 Exploration du rôle de la volition sur l'activité corticale de déglutition | | 175 |
| | Introduction | 175 |
| | Matériel et méthode | 175 |
| | Population étudiée | 176 |
| | Protocole expérimental | 176 |
| | Analyse des données | 176 |
| | Résultats | 176 |
| | Activité acoustique | 176 |
| | Activité corticale | 176 |
| | Discussion | 177 |
| | Validation du protocole | 177 |
| | Différences entre les tâches | 177 |
| | Implications cliniques | 177 |
| | Conclusion | 177 |
| 4.1 | Article 3 : Corrélats corticaux de la fonction de déglutition dans des conditions volontaires et spontanées | 177 |

| | | |
|----------|---|------------|
| 5 | Corrélation entre activité cervicale et corticale de la déglutition | 219 |
| 5.1 | Introduction | 219 |
| | Rappel de méthodologie | 220 |
| 5.2 | Compléments de méthodologie | 221 |
| 5.2.1 | Tâches d'intérêt | 221 |
| 5.2.2 | Population | 221 |
| 5.2.3 | Paramètres cervicaux et corticaux utilisés | 221 |
| 5.2.4 | Analyses statistiques | 221 |
| 5.3 | Résultats | 222 |
| 5.3.1 | Durée des tâches | 222 |
| 5.3.2 | Paramètres d'activité des tâches | 222 |
| 5.3.3 | Corrélations des paramètres cervicaux et corticaux des tâches de déglutition d'eau et de salive | 223 |
| 5.3.4 | Corrélations des paramètres cervicaux et corticaux des tâches de déglutition de liquides épaissis | 228 |
| 5.3.5 | Relation entre volume, texture et corrélats corticaux | 232 |
| 5.4 | Discussion | 235 |
| 5.4.1 | Étude du cortex sensitif | 235 |
| 5.4.2 | Cortex moteur et prémoteur | 236 |
| 5.4.3 | Effet de la volonté | 236 |
| 5.4.4 | Effet du volume et de la texture du bolus | 237 |
| 5.4.5 | Limitations et perspectives | 238 |
| 5.5 | Conclusion | 239 |
| 6 | Étude de la connectivité corticale des fonctions du CAD | 241 |
| 6.1 | Introduction | 241 |
| | Rappel de méthodologie | 243 |
| 6.2 | Compléments de méthodologie | 243 |
| 6.2.1 | Population et Tâches d'intérêt | 243 |
| 6.2.2 | Paramètres d'intérêts | 244 |
| 6.3 | Résultats | 245 |
| 6.3.1 | Profils de latences et d'activités | 245 |
| 6.3.2 | Matrices de connectivité | 247 |
| 6.4 | Discussion | 251 |
| 6.4.1 | Activités et latences des tâches | 251 |
| 6.4.2 | Matrices de connectivité | 254 |
| 6.4.3 | Limites et perspectives | 256 |
| 6.5 | Conclusion | 257 |
| 7 | Exploration de la survenue de phénomènes anormaux | 259 |
| 7.1 | Introduction | 259 |
| | Rappel de méthodologie | 260 |
| 7.2 | Compléments de méthodologie | 260 |
| 7.3 | Tâches d'intérêt | 260 |
| 7.3.1 | Population | 261 |
| 7.3.2 | Paramètres cervicaux et corticaux utilisés | 261 |
| 7.3.3 | Analyses statistiques | 262 |
| 7.4 | Résultats | 263 |
| 7.4.1 | Comparabilité des deux groupes et durées des tâches | 263 |

| | | |
|-----------|---|------------|
| 7.4.2 | Comparaison de l'activité corticale entre les deux groupes | 263 |
| 7.5 | Discussion | 271 |
| 7.5.1 | Importance du cortex péricentral gauche | 271 |
| 7.5.2 | Rôle du cortex prémoteur | 271 |
| 7.5.3 | Parallèle avec la physiopathologie | 272 |
| 7.5.4 | Limitations et perspectives | 272 |
| 7.6 | Conclusion | 272 |
| IV | Discussion, perspectives et conclusions | 275 |
| 8 | Discussion et conclusion | 277 |
| 8.1 | Discussion | 277 |
| 8.1.1 | Apports de la méthode développée | 277 |
| 8.1.2 | Limites et voies d'amélioration du protocole | 279 |
| 8.1.3 | Étude de la physiologie du carrefour aérodigestif et Perspectives | 280 |
| 8.1.4 | Étude de la physiopathologie et Perspectives | 281 |
| 8.1.5 | Intérêt thérapeutique et Perspectives | 283 |
| 8.2 | Conclusion générale | 284 |
| | Références bibliographiques | 285 |
| A | Annexes du chapitre 2 | 315 |
| A.1 | Test | 315 |
| A.2 | Explorations fonctionnelles cervicales non invasives | 315 |
| A.2.1 | Électromyographie de surface | 315 |
| A.2.2 | Mesures accélérométriques | 319 |
| A.2.3 | Mesures acoustiques et auscultation cervicale | 325 |
| A.2.4 | Cas particulier de l'HRCA | 329 |
| A.2.5 | Autres technologies | 333 |
| A.2.6 | Analyses de signaux combinés | 339 |
| A.3 | Tableaux bibliographiques | 339 |
| B | Annexes du chapitre 3 | 367 |
| C | Annexes du chapitre 4 | 371 |
| D | Annexes du chapitre 5 | 375 |
| E | Annexes du chapitre 6 | 377 |
| | Table des matières | 383 |

Titre : Explorations et imageries fonctionnelles non invasives du carrefour aérodigestif supérieur

Mots clés : Carrefour aérodigestif, Déglutition, Imagerie neurofonctionnelle, Spectroscopie Fonctionnelle Proche Infrarouge, Mesures Acoustique Cervicale, Explorations Fonctionnelles Non Invasives

Résumé : Le carrefour aérodigestif est une structure complexe qui participe à plusieurs fonctions essentielles de la vie quotidienne comme la respiration, la déglutition et la phonation. Les explorations fonctionnelles de ce carrefour sont à l'heure actuelle essentiellement soit invasives (fibroscopie pharyngolaryngée), irradiantes (radioscopie) ou réalisées en position allongée (imagerie fonctionnelle par résonance magnétique). Il existe donc un réel besoin de développer des méthodologies d'exploration tant cervicale que cérébrale non invasive et dans des conditions naturelles. Ceci permettrait d'explorer la physiologie et la physiopathologie du carrefour et plus spécifiquement de la déglutition en condition de vie normale.

L'objet du présent travail est de proposer un protocole de mesure des activités cervicales et cérébrales associées aux fonctions du carrefour aérodigestif en condition écologique et de mettre en corrélation la physiologie cervicale observable avec ces corrélats neurologiques. En nous appuyant sur les données de revues narrative et systématique de la littérature, nous proposons un protocole innovant de mesures cervicales et corticales de ces fonctions. L'exploration cervicale s'appuie sur des mesures acoustiques. L'exploration corticale s'appuie sur la spectroscopie fonctionnelle proche infrarouge (fNIRS).

Nos hypothèses sont que 1) l'activité corticale de déglutition diffère en condition volontaire et spontanée ; 2) que le type de bolus et la qualité des déglutitions sont corrélés à la réponse corticale associée ; 3) que le réseau neurofonctionnel de la déglutition diffère de celui des autres fonctions du carrefour ; 4) que différents profils physiopathologiques doivent s'accompagner de différences d'activités. Nos objectifs sont de 1) comparer les activités de déglutition en condition volontaire et spontanée ; 2) Mettre en corrélation l'activité corticale avec les caractéristiques des signaux cervicaux de la fonction de déglutition ; 3) Comparer le réseau cortical mesuré en fNIRS des différentes fonctions du carrefour ; 4) Comparer les activités cervicales et corticales de sujets ayant présenté des accidents de déglutition lors du test avec des sujets sans symptômes.

Nous avons appliqué ce protocole de mesures acoustiques et fNIRS synchronisées sur une population de 12 sujets sains qui ont réalisé différentes tâches de déglutition (salive volontaire ou spontanée, eau, textures et volumes différents), de hemmage, de toux, de phonation, de mastication. Nos mesures de durées acoustiques, de latences et d'amplitude d'activité corticale illustrent les différences d'activité pour chaque tâche et confirment nos hypothèses. En particulier l'activité corticale varie entre les tâches de déglutition spontanée et volontaire au niveau des aires prémotrices et péricentrales. Les caractéristiques de la déglutition semblent corrélées à l'activité corticale de la région péricentrale. Le réseau cortical de la déglutition diffère des autres tâches bien que ces réseaux soient partagés. Enfin nous avons observé des comportements différents au sein de notre population de sujets sains, en relation avec des différences d'activité cervicale et corticale.

Nos données permettent de valider notre protocole, mais illustrent aussi les besoins d'études de physiologie du carrefour qui reste assez peu connue à l'heure actuelle. Nos résultats suggèrent en outre que notre protocole pourrait être utilisé en condition physiopathologique, notamment chez l'enfant dysphagique et le prématuré.

Title: Non invasive functional explorations and imaging of the upper aerodigestive tract

Key words: Upper Aerodigestive Tract, Swallowing, Functional neuroimaging, functional Near InfraRed Spectroscopy, Cervical Acoustics Measures, Non-Invasive Functional Explorations

Abstract: The upper aerodigestive tract is a complex structure involved in several essential functions of daily life, such as breathing, swallowing, and phonation. Functional explorations of this junction are currently mainly either invasive (pharyngolaryngoscopy), radiative (fluoroscopy), or performed in a lying position (functional magnetic resonance imaging). There is therefore a real need to develop non-invasive exploration methodologies for both cervical and cerebral activities under natural conditions. This would allow for the exploration of the physiology and pathophysiology of the junction, and more specifically swallowing, in normal life conditions.

The aim of this work is to propose a protocol for measuring cervical and cerebral activities associated with the functions of the upper aerodigestive tract under ecological conditions, and to correlate the observable cervical physiology with its neurological correlates. Based on data from narrative and systematic literature reviews, we propose an innovative protocol for measuring these functions both at the cervical and cortical levels. The cervical exploration is based on acoustic measurements, while the cortical exploration relies on functional near-infrared spectroscopy (fNIRS).

Our hypotheses are that: 1) cortical swallowing activity differs between voluntary and spontaneous conditions; 2) the type of bolus and the quality of swallowing are correlated with the associated cortical response; 3) the neurofunctional network of swallowing differs from that of other upper aerodigestive tract functions; 4) different pathophysiological profiles should be associated with differences in activities. Our objectives are: 1) to compare swallowing activities in voluntary and spontaneous conditions; 2) to correlate the cortical activity with the characteristics of cervical swallowing signals; 3) to compare the cortical network measured by fNIRS across different upper aerodigestive tract functions; 4) to compare cervical and cortical activities in subjects who have experienced swallowing accidents during evaluations with those without symptoms.

We applied this protocol of synchronized acoustic and fNIRS measurements with a population of 12 healthy subjects who performed different swallowing tasks (voluntary or spontaneous saliva, water, different textures, and volumes), throat clearing, coughing, phonation, and chewing. Our measurements of acoustic durations, latencies, and cortical activity amplitudes illustrate the differences in activity for each task and confirm our hypotheses. In particular, cortical activity varies between spontaneous and voluntary swallowing tasks at the premotor and pericentral areas. Swallowing characteristics appear to be correlated with cortical activity in the pericentral region. The cortical network of swallowing differs from that of other tasks, although these networks are shared. Finally, we observed different behaviors within our population of healthy subjects, related to differences in cervical and cortical activity.

Our data validate our protocol, but also highlight the need for further studies on the physiology of the upper aerodigestive tract, which remains poorly understood at present. Our results also suggest that our protocol could be used in pathophysiological conditions, particularly in dysphagic children and premature infants.