



# Sécurité routière et charge cognitive : apports du modèle TBRS et des mesures physiologiques

Damien Mouratille

Juin 2018

Mémoire présenté en vue de l'obtention du Master 2  
Perspectives Pluridisciplinaires sur la Cognition  
U.F.R. de Psychologie  
Université Toulouse Jean Jaurès

## Remerciements

La réalisation de ce mémoire n'a été possible que grâce au concours de plusieurs personnes auxquelles je voudrais témoigner toute ma reconnaissance.

En premier lieu, je remercie André Tricot. En tant que Directeur de mémoire, il m'a guidé dans mon travail et m'a permis de travailler mon aisance orale. Avec sa connaissance théorique approfondie, il m'a aidé à avancer dans ma réflexion théorique. Avec ses qualités humaines, notre collaboration n'a été qu'un plaisir.

Merci à Radouane El-Yagoubi d'avoir été mon co-directeur. Bien que l'année ait été compliquée, je lui adresse toute ma gratitude pour sa patience, ses conseils, sa bienveillance et la confiance qu'il a en moi.

Je ne sais comment exprimer ma gratitude à ces deux personnes autrement qu'en leur promettant d'agir comme eux avec des étudiants dans ma situation, si un jour l'occasion m'en est donnée.

Merci à Pierre-Vincent Paubel pour toute l'aide qu'il m'a apportée dans l'utilisation du matériel. Nos nombreuses discussions m'ont permis d'acquérir de nombreuses connaissances.

Merci à Céline Lemercier pour m'avoir permis d'utiliser le simulateur automobile.

Je remercie également les deux rapporteuses, Valérie Camos et Valérie Le Floch, pour avoir accepté d'évaluer ce travail.

Je voudrais remercier aussi tous mes amis et ma famille qui m'ont toujours encouragé et soutenu.

## Avertissement

Initialement, ce travail de recherche devait essentiellement porter sur l'évaluation de la définition de la charge cognitive telle que donnée par le modèle TBRS. Deux facteurs devaient être manipulés : l'exigence de la tâche interférente et le ratio temporel dans la tâche principale (charge cognitive selon le TBRS). Le premier facteur était manipulé en intra-sujet alors que le second en inter-sujet. Un total de 50 participants avait été prévu et recruté afin d'avoir deux groupes de 25 participants pour le facteur en inter-sujet.

Or, l'Université Toulouse Jean Jaurès a connu un blocage de la totalité de ses locaux. Ce blocage a commencé au début du mois de février 2018 et a terminé à la fin du mois de mai 2018. Mon travail de recherche a été fortement perturbé puisqu'il nécessitait l'utilisation d'un simulateur de conduite et de nombreux instruments de mesures physiologiques qui se trouvaient dans la plateforme Cognition Comportement Usagers localisée dans la Maison de la Recherche. Après avoir consacré le premier semestre à une revue complète de la littérature et à la mise en place d'un protocole expérimental exigeant, j'ai pu initier la collecte des données au début du second semestre comme il était initialement prévu. Ainsi, le mois de Janvier ne m'a permis de collecter les données de seulement 9 participants, tous dans la première modalité du facteur inter-sujet. La réouverture de l'intégralité du campus universitaire ayant eu lieu le 24 mai, il m'était alors impossible d'ajouter des participants à mon échantillon, d'analyser l'ensemble des nouvelles données acquises et de pouvoir rendre mon manuscrit dans les temps.

Par conséquent, mes superviseurs et moi-même avons décidé de rendre ce manuscrit en première session et dans l'état, c'est-à-dire avec 9 participants. Nous avons également pris la décision de continuer ce recueil pendant l'été et à la rentrée scolaire prochaine si possible. À des fins de clarté, la version finale de ce manuscrit ne comprend aucune mention du deuxième facteur mais vous trouverez en annexe la partie méthodologique prévue avec les deux facteurs.

Titre courant : CONTRIBUTIONS DU MODELE TBRS POUR LA SECURITE ROUTIERE

Sécurité routière et charge cognitive : apports du modèle TBRS et des mesures physiologiques

Damien Mouratille

Laboratoire CLLE-LTC, Université Toulouse Jean Jaurès

## Résumé

L'inattention est l'un des facteurs les plus importants dans les accidents automobiles. Le modèle du partage temporel des ressources nous permet de mieux comprendre les liens entre cette inattention, les interférences et l'attention, le tout de façon dynamique. Cependant, ce modèle a été soutenu par aucune étude en situation complexe et par aucune mesure physiologique. Le protocole d'une étude précédente a été adapté dans un simulateur automobile. Les participants de notre étude étaient au nombre de 9. Les conducteurs étaient confrontés à une situation de double tâche : ils devaient respecter des consignes de conduite et réaliser une tâche de mémorisation intégrée dans l'environnement du véhicule. Leurs activités cardiaques, électrodermales et cérébrales étaient acquises. Une diminution des performances comportementales a été mesurée avec l'augmentation de la difficulté. Les résultats physiologiques ont montré une modulation de l'activité du système nerveux central et périphérique avec la manipulation de la difficulté de la tâche. Ainsi, une diminution de la puissance spectrale alpha, une augmentation de l'amplitude de la composante P3b et de la consommation en hémoglobine oxygénée au niveau du DLFC ont été observées avec l'augmentation de la difficulté. De la même manière, une augmentation du rythme cardiaque et de l'activité cutanée a été mise en évidence ainsi qu'une diminution de la variabilité de la fréquence cardiaque. Ces différents résultats sont encourageants pour l'étude du modèle du partage temporel des ressources au moyen de ce protocole original.

*Mots-clés* : Mémoire de Travail, Modèle du Partage Temporel des Ressources, TBRS, Situation complexe, Mesures physiologiques, ECG, EEG, fNIRS, EDA

# Sommaire

<b>1</b>	<b>Introduction</b>	<b>1</b>
1.1	Accidentologie	1
1.2	Inattention et conduite automobile	2
1.3	Méthodes naturelles en accidentologie	3
1.4	Mémoire de travail	5
1.5	Corrélat physiologiques	11
1.6	Contributions au modèle TBRS	13
1.7	Objectifs et hypothèses	14
<b>2</b>	<b>Méthodologie</b>	<b>15</b>
2.1	Participants	15
2.2	Tâche expérimentale	15
2.3	Manipulation de la difficulté	17
2.4	Mesures comportementales	17
2.5	Mesures physiologiques	18
2.5.1	EEG	18
2.5.2	fNIRS	19
2.5.3	ECG	20
2.5.4	EDA	21
2.6	Déroulement de la passation	21
2.7	Analyse des données	22
<b>3</b>	<b>Résultats</b>	<b>23</b>
3.1	Performances comportementales	23
3.2	Données physiologiques	24
3.2.1	EEG	24
3.2.2	fNIRS	26
3.2.3	ECG	27
3.2.4	EDA	29
<b>4</b>	<b>Discussion</b>	<b>31</b>

<b>5 Conclusion</b>	<b>35</b>
<b>Bibliographie</b>	<b>36</b>
<b>Annexes</b>	<b>48</b>
<b>Annexe A Acronymes</b>	<b>i</b>
<b>Annexe B Simulateur de conduite</b>	<b>ii</b>
<b>Annexe C Mesures physiologiques</b>	<b>iii</b>
<b>Annexe D Procédures schématisées</b>	<b>xi</b>
<b>Annexe E Bonnet EEG/fNIRS</b>	<b>xvii</b>
<b>Annexe F Partie méthodologie prévue initialement</b>	<b>xviii</b>
<b>Annexe G Résultats ANOVA</b>	<b>xx</b>

# Chapitre 1

## Introduction

### 1.1 Accidentologie

En 2013, entre 20 et 50 millions de personnes ont été blessées dans le monde à cause d'un accident automobile. 1,25 millions de ces personnes ont décédé pendant ou des suites d'un accident routier (Organisation Mondiale de la Santé, 2015). Ce chiffre reste stable depuis 2007 en dépit d'une croissance importante du parc automobile notamment dans les pays en voie de développement. Ainsi, par exemple, les ventes automobiles chinoises sont passées d'environ 4 millions en 2005 à 9 millions en 2009 (Editions de l'OCDE, 2009). Cette stabilité du nombre de victimes est en partie due à une amélioration de l'efficacité de la sécurité routière, particulièrement dans les pays occidentaux. Alors qu'en 1972, 18 034 personnes mourraient sur les routes françaises, 3 477 personnes mourraient au cours de l'année 2016 (Salathe & Rousseau, 2017). Cette diminution d'environ 80% provient en partie des nouvelles réglementations mises en place par le Comité interministériel de la sécurité routière (Journal officiel de la République Française, 1972) comme la limitation de vitesse par exemple (Délégation à la sécurité routière, 2014). Également, d'importants progrès ont été réalisés dans la conception des véhicules et dans les systèmes d'aide à la conduite. Néanmoins, lorsque l'on s'intéresse à chacun des accidents de l'année 2016 de manière individuelle, 99% étaient d'origine humaine. Seulement 1% des accidents ont été signalés comme conséquence d'un défaut mécanique du véhicule. Ce constat permet d'éclairer l'importance des avancées accomplies par les constructeurs automobiles, les législateurs et la sécurité routière.

C'est donc bien le facteur humain qui constitue encore plus qu'hier la clé principale de l'amélioration de la sécurité routière. Excepté la conduite sous l'emprise de psychotropes, le facteur principal d'un accident serait lié à un trouble de l'attention (Lemercier & Cellier, 2008). Plus précisément, le risque d'être impliqué dans un événement critique (un accident ou un quasi-accident) augmente significativement lors d'activités où le conducteur ne porte pas son regard devant lui (Dingus, Hanowski, & Klauer, 2011). Engström, Werneke, Bärghman, Nguyen

et Cook (2013) ont montré qu'une situation de conduite habituelle pouvait évoluer vers une situation critique lorsque deux facteurs survenaient en parallèle : un non-respect des marges de sécurité et un facteur précipitant. Le facteur précipitant est défini comme un changement de l'environnement co-occurent avec le non-respect des marges. Par exemple, le facteur précipitant peut être la voiture de devant qui freine brutalement. Quant au non-respect des marges de sécurité, il peut être dû à trois facteurs différents : l'inattention du conducteur, un non-respect volontaire ou des mauvaises conditions climatiques/mécaniques. Dans le présent mémoire, le facteur étudié est l'inattention du conducteur.

## 1.2 Inattention et conduite automobile

Depuis une quarantaine d'années, de nombreux débats autour du concept d'inattention au volant et de sa définition ont eu lieu en accidentologie. Treat (1980) parle d'inattention lorsque le conducteur est retardé dans la reconnaissance des informations nécessaires pour une conduite en sécurité, retard causé par le fait d'avoir dirigé son attention ailleurs sans aucune raison précise. Hoel, Jaffard et Van Elslande (2010) postulent que l'inattention serait une interférence entre l'activité de conduite et des préoccupations personnelles. Pour Regan, Hallett et Gordon (2011), l'inattention serait une attention absente ou insuffisante envers les activités critiques pour une conduite en sécurité. L'analyse des données d'accidentologie réalisée par Regan et al. (2011) permet d'établir cinq catégories d'inattention :

1. une attention restreinte par des limitations fonctionnelles telles que la fatigue, etc.
2. une mauvaise priorisation de l'attention avec une incapacité de distribuer efficacement l'attention envers plusieurs activités critiques pour une conduite en sécurité
3. une attention négligée suite à des attentes erronées concernant la situation de conduite
4. une attention superficielle
5. une attention détournée et volontaire.

Engström, Monk, Hanowski, Horrey et Lee (2013) ont construit une classification de l'inattention se basant sur le modèle théorique de l'allocation de l'attention (Kahneman, 1973). Ce modèle émet l'hypothèse d'une capacité limitée d'attention et donc suggère l'exigence d'une compétition entre les différentes activités pour accéder à cette capacité. Engström, Monk, et al. (2013) montrent que l'inattention se produit seulement lorsque l'allocation des ressources du conducteur envers les activités ne correspond pas/plus aux exigences des activités nécessaires pour le respect des marges de sécurité. Cette inattention pourrait être divisée en deux formes : une attention insuffisante et une attention détournée. L'attention insuffisante inclurait les déficiences de l'attention liées au sommeil et un effort insuffisant d'activation des ressources attentionnelles. Quant à l'attention détournée, elle serait composée d'une sélection incomplète

des activités critiques pour la sécurité ainsi que de la distraction du conducteur. Cette distraction serait produite lorsque le conducteur alloue ses ressources à une activité non-critique alors que les ressources allouées aux activités critiques ne sont plus suffisantes. Ainsi, un conducteur en train d'écrire un SMS au volant fait du multi-tâche : une partie de son attention est dédiée à la conduite et l'autre partie au SMS. Malgré une certaine adaptation de l'allocation basée sur les intentions et l'évaluation des performances du conducteur, la partie dédiée au SMS perturbe l'allocation optimale des ressources attentionnelles nécessaire à une conduite en sécurité.

Les classifications énumérées ci-dessus ont été établies sur la base de données provenant de l'accidentologie, de la méthode expérimentale et de modèles théoriques. Ces données sont construites de façon indirecte, souvent avec un faible échantillon et soumises à de nombreux biais. Par conséquent, les analyses et conclusions faites à partir de ces données sont à prendre en compte avec précaution. Pour améliorer les classifications de l'inattention, de nouveaux outils et méthodes ont été développés. Ils ont permis d'acquérir des données avec des échantillons bien plus importants dans des situations bien plus réalistes et non-invasives.

### 1.3 Méthodes naturelles en accidentologie

Depuis une dizaine d'années, de nouvelles méthodes en accidentologie ont été mises au point pour comprendre et analyser les accidents grâce à la miniaturisation et à la démocratisation des systèmes embarqués (Marwedel, 2006). L'utilisation de l'ordinateur de bord et l'installation d'autres capteurs tels que des oculomètres, radars et caméras dans le véhicule offrent l'accès à la collecte de données dans des conditions naturelles. À chaque instant  $t$ , ces données nous renseignent sur les paramètres moteurs, la vitesse, l'accélération, le freinage, la direction du véhicule. L'oculomètre permet de savoir où le conducteur regarde. Grâce aux caméras et radars, l'environnement extérieur est également connu. Ces données étant acquises en permanence, elles nous donnent des informations sur des périodes normales, avec risques d'accidents mais aussi au moment même de la survenue d'accidents. Contrairement aux protocoles expérimentaux en situations réelles et sur simulateur, les études en méthodes naturelles ne nécessitent pas la présence d'un expérimentateur. Le conducteur n'a aucune instruction à respecter et les instruments ne sont pas invasifs. Participant sur plusieurs mois voire années, les conducteurs oublient la présence des instruments et ne sont donc pas victimes des biais liés à la méthode expérimentale. Devant la complexité et la variabilité des comportements de conduite, les méthodes naturelles permettent de mieux comprendre l'activité de conduite et les conditions de survenue des accidents. Cette meilleure compréhension permet de développer de nouvelles solutions pour la sécurité routière et de diminuer le nombre d'accidents.

Dingus, Klauer, Neale, Petersen et Lee (2006) ont été les premiers à mener une étude avec

des méthodes naturelles dans un but uniquement scientifique. Cent voitures ont été équipées et suivies sur une année. Sur un total d'un peu plus de 3 millions de kilomètres parcourus, 82 collisions ont été enregistrées ainsi que 761 quasi-collisions. Une collision est définie dans cette étude comme "n'importe quelle dissipation ou transfert d'énergie causée par le contact du véhicule du sujet avec un autre véhicule ou objet". L'inattention a été identifiée comme facteur principal dans 78% des collisions et dans 65% des quasi-collisions. Dans cette étude, l'inattention a été catégorisée sous quatre formes : tâche secondaire, somnolence, inattention à la route devant soi et regard non-spécifique. Un autre résultat en faveur des méthodes naturelles a établi que les conducteurs faisaient attention à la présence des capteurs dans le véhicule seulement lors des premières heures de conduite puis "oubliaient" dans un second temps la présence des instruments de mesures, reprenant dès lors une conduite plus habituelle.

Campbell (2012) a réalisé un projet d'une plus grande envergure : 3147 participants ont été recrutés sur trois années pour un total d'environ 80 millions de kilomètres parcourus. Devant l'énorme corpus de données acquises, le projet est divisé en plusieurs étapes. Une de ces étapes a mené à la publication du rapport Victor (Transportation Research Board, National Academies of Sciences, Engineering, and Medicine, & Strategic Highway Research Program Safety Focus Area, 2015). Ce rapport avait pour objectif de déterminer les relations entre l'inattention et le risque de collision d'un véhicule contre un véhicule devant lui. Environ 20% des données acquises lors du projet ont été utilisées : 46 collisions, 211 quasi-collisions et 517 événements contrôlés. Ces événements contrôlés permettent de supprimer les variables confondantes telles que les conditions climatiques, la densité du trafic etc. Pour chaque enregistrement étudié, les douze secondes avant la collision ou la quasi-collision ont été prises en compte. Des résultats intéressants ont été obtenus. Bien que déconseillées, les activités distractives se produisent fréquemment au volant. Cependant, lors d'accidents, la fréquence de ces activités est supérieure à la fréquence de la fatigue ou de toute autre altération physique. Toutes les tâches visuellement exigeantes comme la rédaction de SMS sur le téléphone portable sont associées au plus haut risque d'accident. Quant aux conversations téléphoniques, elles n'augmentent pas le risque d'avoir un accident, elles sont même un facteur parfois protecteur. Ce résultat étonnant confirme des études précédentes (Fitch, Soccolich, Guo, McClafferty, & Fang, 2013). La localisation du regard nous donne également des informations précieuses. En comparaison aux événements contrôlés, les conducteurs regardent moins souvent la route devant eux lors des accidents et la fenêtre temporelle de trois secondes à une seconde avant la collision est la plus critique.

Transportation Research Board et al. (2015) parlent "d'une parfaite inadéquation entre la durée du dernier regard et du taux de changement de la situation". La majorité des accidents est associée à une durée du dernier regard inférieure à deux secondes alors que le taux de changement de la situation était élevé. Les feux de freinage sur le véhicule devant eux ne sont généralement pas vus. Un modèle expliquant la variance la plus élevée a été développé en prenant en compte la proportion du temps où le regard était porté ailleurs que sur la route entre trois

secondes et une seconde avant l'accident, la durée moyenne du regard ailleurs et l'incertitude du conducteur. Afin d'éviter cette inadéquation, Transportation Research Board et al. (2015) ont donc fait trois préconisations : la mise en place de systèmes de sécurité actifs tels que le freinage d'urgence ou la régulation autonome de la vitesse pour fournir des marges de sécurité suffisantes ; le développement d'interfaces ne nécessitant pas d'interaction visuelle afin de ne pas distraire le conducteur et d'empêcher une allocation optimale de son attention ; la poursuite des recherches naturelles et théoriques sur l'attention et la mémoire de travail (MdT).

Par ailleurs, l'introduction d'autres appareils de mesures physiologiques dans ce type de méthodologie pourraient apporter des informations inédites. Par exemple, Ford (2011) peut équiper ses véhicules d'un électrocardiogramme intégré dans le siège du conducteur. L'activité cardiaque du conducteur pourrait être ainsi mesurée sans le besoin d'installer cet instrument à chaque fois. Ces données complémentaires pourraient apporter de nouvelles connaissances.

L'enjeu actuel en accidentologie est de mieux comprendre les liens entre inattention, interférence et attention, le tout de façon dynamique. Le rapport Victor (Transportation Research Board et al., 2015) a permis de mettre en exergue la nécessité d'une meilleure compréhension de ces liens. Or, depuis une dizaine d'années, un nouveau modèle de la MdT vise justement à rendre compte de l'attention consacrée à une tâche interférente tout en prenant en compte le temps.

## 1.4 Mémoire de travail

Depuis la première utilisation du terme MdT par Miller, Galanter et Pribram (1960), ce concept a fait l'objet de milliers de publications et connaît donc de nombreuses définitions (voir Cowan, 2016, pour une revue de la littérature). Cette popularité est en partie due à la place prépondérante que prend la MdT dans la cognition humaine et son impact dans la vie quotidienne (Ricker, AuBuchon, & Cowan, 2010). Ainsi, elle est fortement associée à des mesures de l'intelligence générale fluide (Engle, Tuholski, Laughlin, & Conway, 1999) et constitue un bon prédicteur des performances lors de la réalisation de plusieurs tâches simultanément (Konig, Buhner, & Murling, 2005). Dans la présente étude, la MdT renvoie au système dédié au traitement et au maintien des informations de façon simultanée, dans une fenêtre temporelle brève et en fonction des buts actuels (Baddeley, 1992). Dans la conception classique de la MdT, deux processus la composeraient : le traitement des informations et le maintien des traces mnésiques (Baddeley & Hitch, 1974). La MdT est généralement étudiée au moyen d'une tâche d'empan simple (Conway et al., 2005) ou par un paradigme de double tâche (Pashler, 1994).

Comme introduit précédemment, un nouveau modèle de la MdT intitulé Partage temporel

des ressources ou en anglais *Time-Based Resource-Sharing* (TBRS) a été proposé par Barrouillet, Bernardin et Camos (2004). Au fur et à mesure des années, ce modèle est devenu une alternative reconnue au modèle référence en psychologie cognitive de la MdT : le modèle à composantes multiples (Baddeley, 2000 ; Baddeley & Hitch, 1974). À l'origine, le modèle à composantes multiples divisait la MdT en plusieurs réservoirs. Chaque réservoir est spécifique à un seul domaine : le calepin visuo-spatial, la boucle phonologique ainsi que l'administrateur central. Cet administrateur central est particulièrement utilisé pour maintenir les buts de la tâche et réduire les interférences dues aux distractions et réponses automatiques. La boucle phonologique est spécifique aux informations verbales et acoustiques alors que le calepin visuo-spatial aux informations visuo-spatiales. De plus, les processus de traitement et de rafraîchissement sont totalement indépendants et utilisent des ressources séparées. Dans la dernière itération du modèle, un stockage multimodal limité a été rajouté au moyen d'un *buffer* épisodique (Baddeley, 2000). Depuis le premier article publié (Baddeley & Hitch, 1974), ce modèle a largement dominé dans l'étude du fonctionnement cognitif en particulier dans l'étude fonctionnelle de celui-ci. Pourtant, ce modèle ignore la question du temps, temps qui a été montré critique dans les études en méthodes naturelles.

## Modèle du partage temporel des ressources

Plusieurs versions du modèle TBRS ont été proposées au fil des années : la première a été publiée par Barrouillet et al. (2004) puis une version étendue (Barrouillet, Portrat, & Camos, 2011). Suite à cette mise à jour, Barrouillet et Camos (2015) ont réalisé une synthèse de leurs travaux et une nouvelle architecture de la MdT en a découlé.

### Version initiale

À l'origine, Barrouillet et Camos (2001) n'étaient pas satisfaits de l'explication de la difficulté des paradigmes de double tâche. Cette difficulté pouvait être appréhendée selon deux hypothèses. L'hypothèse de partage de la capacité (Case, Kurland, & Goldberg, 1982) postulait que la difficulté provenait d'un partage d'un réservoir de ressources limitées entre les processus de traitement et de stockage alors que l'hypothèse de dégradation (Towse & Hitch, 1995) supposait une dégradation temporelle lorsque la tâche interférente est réalisée. Quelques années plus tard, Barrouillet et al. (2004) ont proposé la première version de leur modèle en le décrivant à partir de quatre principes fondamentaux.

Premièrement, les processus de traitement et de rafraîchissement nécessiteraient une unique ressource pour fonctionner : l'attention. Elle serait limitée et serait semblable à l'attention exécutive (Engle & Kane, 2004). Elle serait une attention contrôlée et soutenue nécessaire pour le maintien et la récupération des représentations des stimulus et des buts. Elle jouerait un rôle également dans la résolution des conflits entre les pensées activées et la planification d'actions.

Deuxièmement, un goulot d'étranglement central limiterait la réalisation d'opérations mentales nécessitant un contrôle volontaire (Pashler & Sutherland, 1998) : un seul processus pourrait être effectué à la fois. La MdT fonctionnerait donc de façon séquentielle, comme le propose l'architecture cognitive ACT-R (Anderson, 1996, 2013).

Troisièmement, l'activation des traces mnésiques à maintenir devrait se dégrader avec le temps. En effet, si l'attention est recrutée par le processus de traitement, elle ne pourra pas être utilisée par le processus de rafraîchissement et donc le rafraîchissement des traces mnésiques à maintenir ne pourra avoir lieu. Cependant si les traces mnésiques étaient ramenées dans le focus attentionnel, elles pourraient être rafraîchies (Portrat, Barrouillet, & Camos, 2008). Cette proposition a fortement été débattue dans la littérature. Lewandowsky, Oberauer et Brown (2009) ont défendu l'idée que l'oubli ne serait pas causé par le temps mais plutôt par des interférences. Le traitement d'une information amènerait à l'oubli des traces mnésiques antérieures car elles partageraient des caractéristiques communes (Oberauer & Kliegl, 2006), les processus d'encodage seraient basés sur la similarité (Saito & Miyake, 2004) ou la force de l'encodage des nouveaux items serait supérieure à celle des items déjà encodés (Lewandowsky, Geiger, & Oberauer, 2008). Cependant, en reproduisant l'étude de Lewandowsky et al. (2009) et en contrôlant les facteurs temporels, Barrouillet, Portrat, Vergauwe, Diependaele et Camos (2011) ont obtenu des résultats allant en faveur de l'hypothèse d'un oubli causé par le temps. Cette hypothèse a été confirmée ensuite par Barrouillet et Camos (2012).

Quatrièmement, le goulot d'étranglement et une dégradation dans le temps de l'activation impliquent l'existence d'un mécanisme de changement rapide et incessant. En effet, pour une réalisation optimale de plusieurs tâches en même temps sans perdre d'informations nécessaires, un basculement devrait donc avoir lieu entre le processus de traitement et le processus maintien (Barrouillet & Camos, 2001 ; Lépine, Bernardin, & Barrouillet, 2005). Bien que coûteux (Liefoghe, Barrouillet, Vandierendonck, & Camos, 2008), ce mécanisme empêcherait la disparition totale des traces mnésiques de la MdT. Ce basculement serait permis lors des périodes de traitement puisqu'une tâche ne peut pas capturer continuellement l'attention et que cette ressource peut être réorientée vers un autre processus sur une courte durée. Vergauwe, Camos et Barrouillet (2014) ont estimé que le rafraîchissement d'une trace mnésique durait environ 50 ms, confirmant l'hypothèse de l'existence d'un mécanisme de changement rapide.

Pour résumer, cette version propose une vision unitaire de la MdT. Les processus de traitement et de rafraîchissement seraient en compétition pour l'accès à des ressources attentionnelles, que ce soit lors d'une tâche faisant appel au domaine verbal ou visuo-spatial. Donc une interférence entre ces deux processus aurait lieu lors de l'implication d'informations appartenant au même domaine mais aussi à des domaines différents (Vergauwe, Barrouillet, & Camos, 2009, 2010 ; Vergauwe, Dewaele, Langerock, & Barrouillet, 2012).

### Charge cognitive

Découlant des quatre principes fondamentaux, Barrouillet et al. (2004) ont proposé une définition inhabituelle de la charge cognitive (C-COG). Bien qu'aucun consensus n'existe au sujet de la C-COG (Cain, 2007), les définitions insistent généralement sur la complexité de la tâche. C'est notamment le cas de Wickens (2008), qui postule que la C-COG correspondrait à la relation entre les ressources disponibles de l'individu et les exigences de la tâche. Par exemple, lors d'un vol long courrier, la C-COG serait élevée lors d'un atterrissage dans des conditions climatiques mauvaises et avec des problèmes mécaniques alors qu'elle serait faible lors de la phase de croisière par beau temps. Pourtant, la réalisation d'une simple tâche telle que la lecture de chiffres suffit pour avoir un impact important sur les performances de rappel lors d'une tâche de mémorisation simultanée (Lépine, Barrouillet, & Camos, 2005). La contribution la plus importante à la C-COG ne proviendrait donc pas de la complexité mais d'un autre facteur. Cet autre facteur serait le temps (Barrouillet et al., 2004). Dans le cadre du modèle TBRS, la C-COG d'une tâche serait un ratio temporel entre le temps durant lequel l'attention est capturée pour le traitement et le temps total pour réaliser la tâche (traitement + rafraîchissement). Initialement limitée aux tâches appartenant au même domaine, Barrouillet, Bernardin, Portrat, Vergauwe et Camos (2007) ont étendu cette définition à l'ensemble des tâches quel que soit le domaine. Ainsi, la C-COG serait :

$$\text{Charge cognitive} = \frac{\text{Temps dédié au traitement}}{\text{Temps total}} \quad (1.1)$$

Ce modèle prédit une relation linéaire négative entre les performances à une tâche d'empan mnésique et le temps de capture de l'attention par une tâche interférente. Plus long sera le temps de capture de l'attention, moins nombreuses seront les micro-pauses pour rafraîchir les traces mnésiques et plus l'état de ces traces mnésiques à être rappelées sera dégradé.

Barrouillet et al. (2004) ont testé cette prédiction au moyen d'une tâche d'empan complexe. Cette tâche est informatisée puisqu'un contrôle strict du temps est nécessaire afin de contrôler parfaitement la C-COG. Les participants devaient maintenir des items en mémoire et réaliser un traitement concurrent : ici, des séries de lettres à mémoriser entre lesquelles étaient présentées des chiffres à lire. Deux variables ont été manipulées : le nombre de chiffres et l'intervalle de temps entre les lettres. Ainsi, ils ont montré que les capacités de la MdT étaient fonction de la proportion de temps pendant laquelle le traitement occupait l'attention, donc fonction de la C-COG. Lorsque le temps total est gardé constant, l'augmentation du temps de traitement amène à une diminution des performances. Ensuite Barrouillet, Portrat et Camos (2011) ont montré que cette prédiction était maintenue indépendamment de la nature des tâches au moyen de plusieurs expériences. Lorsque la C-COG tend vers zéro, la capacité de MdT tend vers le " nombre magique " de Miller (1956) :  $7 \pm 2$  chunks. Ainsi, lorsque la C-COG tend vers un, le

mécanisme de changement entre les deux processus ne pourrait fonctionner et donc la capacité de la MdT tendrait vers zéro (Barrouillet & Camos, 2012).

### Version étendue

Dans la deuxième version du modèle nommée "Version étendue", Camos, Lagner et Barrouillet (2009) ont fusionné la première version de leur modèle (Barrouillet et al., 2004) et certaines propositions du modèle à composantes multiples (Baddeley, 1992). Ces propositions étaient soutenues par des études en neuroimagerie (Raye, Johnson, Mitchell, Greene, & Johnson, 2007), confirmées postérieurement (Vergauwe, Hartstra, Barrouillet, & Brass, 2015).

En effet, les traces mnésiques verbales ne seraient pas simplement maintenues grâce au seul processus de rafraîchissement. Il existerait un autre processus : la répétition articulatoire. Elle serait périphérique et impliquerait une articulation sous-vocale spécifique au domaine phonologique. Ces traces mnésiques auraient comme caractéristique un niveau d'encodage superficiel. Vergauwe et al. (2010) ont montré qu'il n'y avait pas seulement un seul réservoir de ressources limitées, essence même de la première version. L'augmentation de la C-COG d'une tâche interférente visuo-spatiale ou verbale a effectivement diminué les performances de rappel verbal. Cependant, lorsque le rappel verbal était réalisé avec une tâche verbale, les performances étaient bien plus faibles que si le rappel avait eu lieu avec une tâche visuo-spatiale. Ces résultats ont été expliqués de la façon suivante : le traitement verbal aurait interféré avec les processus de rafraîchissement et de répétition articulatoire alors que le traitement visuo-spatial aurait seulement interféré avec le processus de rafraîchissement. Camos, Mora et Oberauer (2011) ont montré que le choix du processus à utiliser était fondé sur une analyse coût-bénéfice. Réactivant seulement les caractéristiques phonologiques des informations mémorisées, la répétition est le processus le moins coûteux. Cependant, le rafraîchissement permet de réactiver toutes les caractéristiques des traces mnésiques et offre donc un meilleur rappel. Le rafraîchissement serait donc privilégié lorsque la C-COG est faible. Mais lorsque la C-COG deviendrait élevée, la répétition serait utilisée. L'existence des deux processus a été confirmé au moyen de l'effet de similarité phonologique (Camos, Mora, & Barrouillet, 2013) et de l'effet de la longueur du mot (Mora & Camos, 2013). La répétition articulatoire maintient seulement des caractéristiques phonologiques alors que le rafraîchissement porte sur l'ensemble des modalités.

De plus, Barrouillet, Portrat et Camos (2011) ont réfuté l'indépendance, supposée par le modèle à composantes multiples, entre les processus de traitement et de rafraîchissement. Au moyen d'une méta-analyse et d'un modèle mathématique, ils ont montré que ces processus utilisent un seul réservoir de ressource qu'ils partagent continuellement.

Pour conclure, cette version étendue réconcilie la vision unitaire du TBRS et la vision

non-unitaire du modèle à composantes multiples (Camos, 2017). D'après Barrouillet et Camos (2015), la MdT serait composée d'un système central et d'un système périphérique (voir Figure 1). Le système central serait en charge du traitement et du maintien dans un *buffer* épisodique des traces mnésiques. Ces dernières seraient des représentations créées à l'aide d'un système de production et à partir des informations fournies par le système périphérique. Le système périphérique serait composé d'un module déclaratif donnant accès aux informations stockées en mémoire à long terme, d'un module de but et des *buffers* sensoriels. Les buffers sensoriels seraient au nombre de trois : moteur, phonologique et visuo-spatial. Les traces mnésiques créées à partir du deuxième pourraient être maintenues grâce aux processus de rafraîchissement et de répétition articuloire alors que celles générées à partir du dernier ne le seraient qu'avec le processus de rafraîchissement.

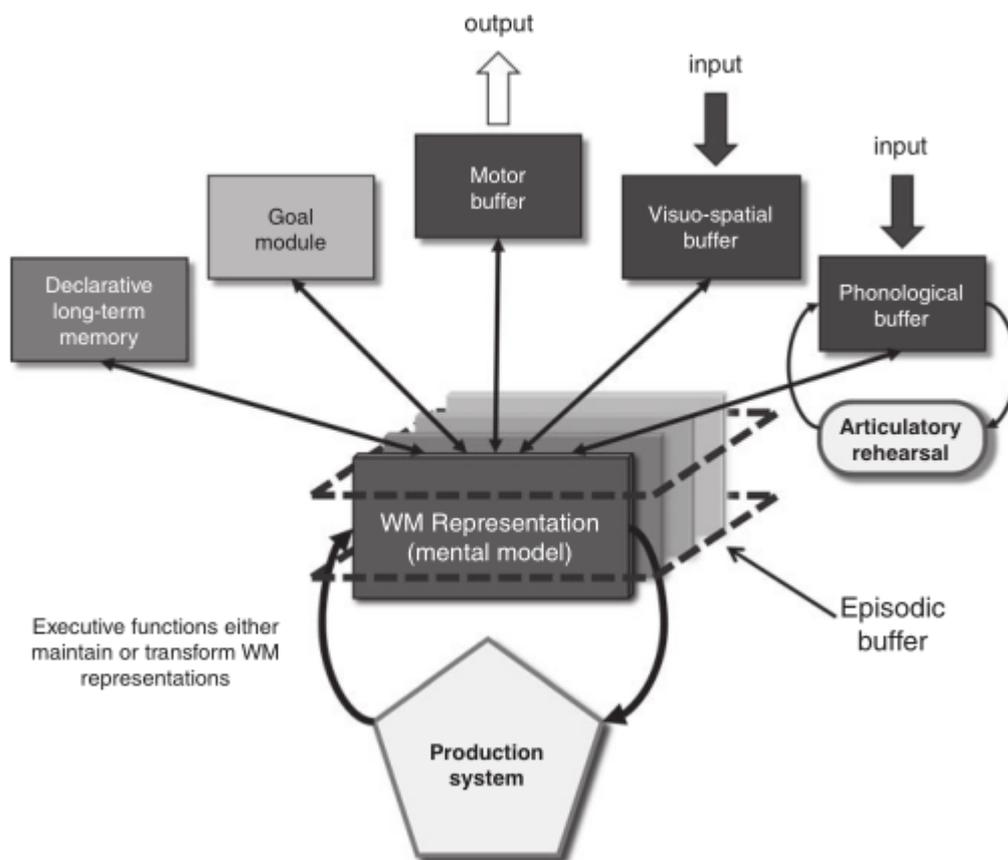


FIGURE 1 – Schéma de l'architecture TBRS (Barrouillet & Camos, 2015)

Le modèle TBRS nous paraît donc particulièrement pertinent pour appréhender la MdT d'un point de vue fonctionnel et pour répondre à l'enjeu actuel en accidentologie. Prenant en compte la dynamique du phénomène, il nous permet de mieux comprendre les relations entre l'inattention, l'interférence et l'attention. Afin de s'assurer de l'exactitude de la réponse au défi de sécurité routière, l'emploi de mesures physiologiques semble pertinent puisque ces mesures nous offrent des données objectives et en temps réel sur l'état de l'individu.

## 1.5 Corrélats physiologiques

Du fait de leur objectivité, de leur acquisition en temps réel et de leur absence de perturbation de l'opérateur, les mesures physiologiques sont fréquemment utilisées dans l'étude de la MdT et de la C-COG. Elles peuvent être de deux natures : elles proviennent soit du système nerveux central (SNC) soit du système nerveux périphérique (SNP). L'activité du premier peut être mesurée au moyen de l'électroencéphalographie (EEG), de la spectroscopie proche infra-rouge (fNIRS), de la tomographie par émission de positon (TEP), de l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf) ou de la magnétoencéphalographie (MEG). Quant au SNP, son activité peut être évaluée à l'aide de l'électrocardiogramme (ECG), de l'activité électrodermale (EDA), de la respiration et de la pupillométrie. Le présent mémoire utilise l'EEG, la fNIRS, l'ECG et l'EDA.

### EEG

L'EEG est la technique la plus utilisée dans l'étude de la MdT et de la C-COG (voir Annexe C pour plus d'informations). À maintes reprises (Allison & Polich, 2008 ; Gentili et al., 2018 ; SanMiguel, Corral, & Escera, 2008 ; Shaw et al., 2018), la composante P300 (Polich, 2007, pour une revue de la littérature) a été montrée sensible à la variation des ressources attentionnelles. Ainsi, plus ces ressources étaient recrutées, plus l'amplitude de la P300 était faible. La P300 a deux natures : la P3a et la P3b (Polich, 2007). La P3a serait plutôt frontale et un indicateur de l'attention automatique alors que la P3b aurait une prédominance dans la région pariétale et serait un indice de l'attention contrôlée. D'autres composantes plus précoces telles que la N1 et P200 connaissent une diminution de leur amplitude lors de l'augmentation du besoin en ressource (Solis-Marcos & Kircher, 2018 ; Sugimoto & Katayama, 2013). Ces résultats proviennent d'études utilisant une méthode de stimulus non-pertinent (Papanicolaou & Johnstone, 1984). Cette méthode évalue la quantité des ressources attentionnelles recrutées dans une tâche en mesurant la réponse physiologique synchronisée avec un stimulus à ignorer. Ainsi, ce stimulus peut être présenté sous la modalité auditive (Kramer, Trejo, & Humphrey, 1995) ou somatosensorielle (Sugimoto & Katayama, 2013).

Quant aux oscillations, leurs analyses se montrent aussi pertinentes. Frontalement, une atténuation de la puissance alpha et une augmentation de la puissance thêta sont mesurées lors du recrutement de ressources attentionnelles suite à une hausse de la difficulté de la tâche (Borghini, Astolfi, Vecchiato, Mattia, & Babiloni, 2014 ; Fairclough, Venables, & Tattersall, 2005 ; Gentili et al., 2018). Berka, Levendowski, Lumicao, Yau et Davis (2007), Hsieh et Ranganath (2014) ont noté une augmentation d'activité thêta avec l'augmentation de la charge de la MdT. Bien que leurs résultats au niveau de la bande thêta soient en accord avec la littérature, Puma, Matton, Paubel, Raufaste et El-Yagoubi (2018) ont obtenu une augmentation de la puissance

alpha lors de l'augmentation du nombre de tâches à réaliser. L'encodage de nouvelles informations serait en lien avec la bande thêta alors que la recherche et la récupération d'informations seraient reflétées par la bande alpha (Klimesch, 1999). Lors d'une stimulation magnétique trans-crânienne à une fréquence appartenant à la bande thêta (Dugué, Roberts, & Carrasco, 2016), le processus de réorientation de l'attention, ou le focus attentionnel dans le TBRS, a été interrompu. Cette interruption suggère l'implication de cette bande de fréquence dans la gestion des ressources attentionnelles.

## fNIRS

Traditionnellement, l'IRMf est utilisée pour étudier les structures neuro-anatomiques activées lors de l'utilisation des ressources de la MdT. Deux méta-analyses (Owen, McMillan, Laird, & Bullmore, 2005; Rottschy et al., 2012) ont confirmé l'activation du cortex préfrontal dorsolatéral (DLPFC) et du cortex pariétal postérieur avec prédominance de l'hémisphère gauche dans les tâches de mémoire de travail verbale. Une activation du DLPFC, du cortex préfrontal ventrolatéral et du cortex préfrontal inférieur gauche a été associée avec l'encodage de nouvelles informations (Blumenfeld, Parks, Yonelinas, & Ranganath, 2011). Quant à la maintenance, le DLPFC joue également un rôle (Curtis & D'Esposito, 2003; Petrides, 2000; Raye et al., 2007). Par ailleurs, la jonction frontale inférieure semble également être impliquée dans la MdT : hémisphère gauche pour les informations verbales et hémisphère droit pour la totalité des informations, peu importe leur domaine (Vergauwe et al., 2015). Enfin, une relation positive existe entre l'activité du cortex pariétal postérieur et le nombre d'items mémorisés à un temps donné (Todd & Marois, 2005).

Étant donné sa proximité avec l'IRMf, la fNIRS semble tout à fait apte pour étudier la MdT (voir Annexe C pour plus d'informations). Wijekumar, Huppert, Magnotta, Buss et Spencer (2017) ont montré que la fNIRS et l'IRMf proposaient une tendance d'activation identique lorsque le nombre d'items maintenus en MdT augmentait. Confirmant les études conduites au moyen de l'IRMf, une C-COG élevée a entraîné une consommation d'hémoglobine oxygénée supérieure au niveau du DLPFC mesurée avec la fNIRS (Ayaz et al., 2012; Mandrick, Pey-sakhovich, Rémy, Lepron, & Causse, 2016). Cette relation a été approfondie en montrant une augmentation linéaire entre le niveau de la C-COG et le niveau d'activité du DLPFC (Fishburn, Norr, Medvedev, & Vaidya, 2014). Jahani et al. (2017) ont montré que l'encodage de nouvelles informations amenait à une plus grande activation du cortex préfrontal inférieur gauche alors que le rappel de ces informations nécessitait une activation supérieure du cortex frontal supérieur. Lors d'une tâche visuo-spatiale, la fNIRS s'est montrée capable de discriminer les différents niveaux de difficulté (Witmer, Aeschlimann, & Rammsayer, 2018). En situation de conduite, Sibi, Ayaz, Kuhns, Sirkin et Ju (2016) ont utilisé la fNIRS pour évaluer la C-COG du conducteur et ont observé une augmentation de la consommation en oxygène au niveau frontal

lorsque la tâche secondaire devenait plus difficile.

## Autres

Au niveau périphérique, l'ECG (voir Annexe C pour plus d'informations) est aussi considérée comme une technique adaptée pour la mesure de la C-COG. En effet, le rythme cardiaque (HR) et la variabilité de la fréquence cardiaque (HRV) sont deux indices montrant une bonne sensibilité (Massaro & Pecchia, 2016). Lorsque la C-COG augmente, le HR augmente et le HRV diminue (Causse, Baracat, Pastor, & Dehais, 2011 ; Hidalgo-Munoz et al., 2018 ; Ryu & Myung, 2005). Ces deux indices montrent une domination du SNS, ce système est responsable de l'activation des neurones excitateurs en réponse à une situation "Fight or Flight" (Jansen, Van Nguyen, Karpitskiy, Mettenleiter, & Loewy, 1995). Lors d'une situation stressante, le SNP est inhibé alors que le SNS est activé afin de répondre aux forts besoins énergétiques du corps. En situation de conduite, Heine et al. (2017) ont confirmé ces résultats. L'EDA (voir Annexe C pour plus d'informations) est également sensible à la manipulation de la C-COG. Une corrélation positive entre le niveau de conductance cutanée et la charge cognitive a été observée (Mehler, Reimer, & Coughlin, 2012 ; Mehler, Reimer, Coughlin, & Dusek, 2009 ; Wilson, 2002). Ces travaux montrent également une augmentation du nombre de pics.

L'ensemble de ces mesures physiologiques nous paraît donc tout à fait pertinent pour répondre à l'enjeu actuel en accidentologie.

## 1.6 Contributions au modèle TBRS

Une approche neuroergonomique (Parasuraman & Rizzo, 2008) pourrait contribuer de deux manières à la validation du modèle TBRS.

En effet, le TBRS semble être soutenu par de nombreuses études expérimentales avec des tâches de type laboratoire (voir Barrouillet & Camos, 2015, pour une revue). Assez récemment, Puma, Matton, Paubel et Tricot (2018) ont testé le TBRS avec du contenu signifiant et à la lumière de la *Cognitive Load Theory* (Sweller, Van Merriënboer, & Paas, 1998) : les prédictions du modèle ont été confirmées. L'augmentation de la C-COG, un temps de traitement de la tâche interférente supérieur alors que le temps total est maintenu constant, engendre une diminution des performances de mémorisation (seulement chez les participants non-experts). Des modélisations computationnelles ont également été proposées (Gauvrit & Mathy, 2018 ; Glavan, 2017 ; Lemaire & Portrat, 2018 ; Oberauer & Lewandowsky, 2011). Cependant, le TBRS n'a été appuyé par aucune étude en situation écologique à ma connaissance. Or de nombreux articles dans d'autres spécialités (par exemple Burgess, Alderman, Forbes, Costello, & Channon, 2006) ont critiqué le manque de reproductibilité et de validité écologique de nombreux modèles et tests

psychologiques.

De plus, ces études expérimentales utilisent seulement des données comportementales (temps de réactions et score) pour tester le modèle TBRS. À ma connaissance, une seule étude préliminaire non-publiée (Puma, 2016) a été réalisée avec des données physiologiques pour tester ce modèle.

## 1.7 Objectifs et hypothèses

L'objectif de cette étude est de contribuer à la validation du modèle du partage temporel des ressources dans un contexte se rapprochant d'une situation écologique et avec des données physiologiques. Cette validation permettra de disposer d'un nouveau cadre théorique pour l'étude de l'attention et de la mémoire de travail en situation de conduite automobile.

Pour ce faire, nous avons conçu un protocole expérimental sur simulateur de conduite. Nous nous sommes inspirés du protocole conçu par Portrat et al. (2008) pour le TBRS et du protocole utilisé par Salvucci et Beltowska (2008) pour la tâche de conduite. Plusieurs mesures physiologiques ont été collectées au moyen de différentes techniques telles que l'électroencéphalographie, la spectroscopie proche infra-rouge, l'activité électrodermale et l'électrocardiographie.

Nous émettons l'hypothèse que les prédictions réalisées par le modèle TBRS seront confirmées lors d'une tâche en situation écologique. Ainsi, la hausse de la charge cognitive d'une tâche interférente, selon la définition du partage temporel des ressources, pourrait diminuer les performances de rappel à la tâche de mémorisation. Simultanément, cette hausse pourrait diminuer les performances à la tâche de conduite.

Nous prédisons aussi la sensibilité des mesures physiologiques aux variations prédites par le modèle TBRS. Pour l'électroencéphalographie, une augmentation de la charge cognitive devrait augmenter la puissance thêta, diminuer la puissance alpha et diminuer l'amplitude des composantes P2, P3a et P3b. Pour la spectroscopie proche infra-rouge, une augmentation de la consommation en oxygène devrait être observable avec l'augmentation de la charge cognitive. Cette augmentation de consommation devrait être plus importante au niveau du cortex pré-frontal qu'au niveau pariétal. Au niveau de l'activité cardiaque, l'augmentation de la charge cognitive devrait activer le système nerveux sympathique et inhiber le système nerveux parasympathique, une réaction "*fight or flight*" devrait être observée, c'est à dire une augmentation du rythme cardiaque et une diminution de la variabilité de la fréquence cardiaque. Quant à l'activité électrodermale, la hausse de la charge cognitive devrait être accompagnée d'une augmentation de la conductance cutanée et du nombre de pics.

# Chapitre 2

## Méthodologie

### 2.1 Participants

10 étudiants (7 femmes, âge :  $M = 22.6$ ,  $SD = 2.4$ ) ont été recrutés au sein de l'Université Toulouse Jean-Jaurès (France). Ils étaient tous en possession du permis de conduire depuis au moins deux ans ( $M = 4.6$ ,  $SD = 2.41$ ) et avaient une conduite hebdomadaire équivalente ( $M = 295$  km;  $SD = 127.91$  km), leur expertise était donc homogène. Tous les participants étaient droitiers avec une vision normale ou corrigée. Aucun participant ne présentait de contre-indication pour l'inclusion dans cette étude (i.e. aucun désordre neurologique, aucune prise de drogue, d'alcool ou de médicament les 24 h précédant la passation). Leur consentement sous forme écrite pour leur participation à l'étude a été recueilli. Le protocole expérimental a été réalisé en accord avec la Déclaration d'Helsinki (World Medical Association, [2008](#)).

### 2.2 Tâche expérimentale

La procédure utilisée dans cette expérience est similaire à celle utilisée par Portrat et al. ([2008](#)) au cours de laquelle les participants devaient réaliser une tâche de mémorisation et une tâche visuo-spatiale de localisation de carrés.

#### Simulateur de voiture

Les participants devaient réaliser une tâche de conduite sur un simulateur de voiture Peugeot 207 équipé par Oktal (voir Annexe B) et situé dans les locaux de la plateforme Cognition, Comportements et Utilisateurs (Toulouse, France). Ce simulateur propose un moteur physique imitant autant que possible la sensation de la conduite dans le monde réel : l'inertie de la voiture, la résistance de la direction, le poids, l'accélération et le freinage d'une 207. Un champ de vision de  $250^\circ$  est permis : trois vidéos projecteurs sont utilisés à l'avant (champ de vision =  $180^\circ$ ) et deux à l'arrière (champ de vision =  $70^\circ$ ).

Pour cette expérimentation, un parcours a été modélisé. Il commençait par un parking d'où les participants démarraient, d'une autoroute à 3 voies et d'un autre parking où les participants s'arrêtaient. Cette autoroute comprenait une ligne droite de 3000 m, une succession de 150 lignes droites et de 75 virages et de nouveau une ligne droite de 3000 m. Les 150 lignes droites et les 75 virages avaient une longueur de 75 m.

## **Double-tâche**

Un paradigme de double-tâche était utilisé (Pashler, 1994) : la tâche principale était une tâche de conduite alors que la tâche secondaire était une tâche de mémorisation.

### **Tâche de mémorisation**

Une tâche d'empan a été conçue en s'inspirant des tâches du TBRS. Cette tâche était composée de 15 séries (empan croissant de 3 à 7, 3 répétitions par empan). Un écran tactile de 5 pouces (LCD TFT, résolution 800×480) a été rajouté derrière le volant afin d'afficher les stimuli. Elle a été conçue sous EPrime 3.0 (Psychology Software Tools, Inc., Sharpsburg, PA, USA). Chaque série commençait par une croix de fixation pendant 750 ms. Après 500 ms d'absence de stimulus, une lettre en capitale (B, F, H, J, K, L, P, Q, R, S, V, X) était affichée pendant 1000 ms. Elle était suivie par une période dédiée au rafraîchissement des informations, puis d'une période de traitement et enfin d'une période de rafraîchissement. Chaque période durait 3000 ms, soit 75 m. La période de traitement était signalée par un bip sonore de début et de fin. Ce signalement durait 100 ms et pouvait correspondre à deux fréquences différentes (1900 Hz ou 2040 Hz). À la fin de ces 9000 ms, la lettre suivante de la série était affichée et ainsi de suite jusqu'à la fin de la série. A la fin de la série, le mot "Rappel était affiché. Lors du rappel, les participants avaient 9000 ms pour donner leur réponse oralement au moyen d'un microphone sans fil (Sennheiser FP12). Lorsque le participant échouait les 3 répétitions d'un empan, la tâche s'arrêtait.

### **Tâche de conduite**

Lors des virages, le participant avait pour consigne de rester sur sa voie (celle du milieu) et de ne pas rouler sur les lignes au sol. Le début et la fin des virages étaient signalés par des bips sonores. Afin d'avoir un contrôle strict du temps, la vitesse était contrôlée par l'ordinateur de stimulation : la voiture roulait en permanence à 90 km/h. Les conditions météorologiques étaient toujours favorables (absence de vent, de nuage et de pluie).

## 2.3 Manipulation de la difficulté

Afin d'augmenter la difficulté, notre manipulation portait sur les virages de la tâche de conduite (voir Figure 2). Dans la condition de difficulté faible, la voie avait une largeur de 3.5 m et l'angle du virage était de 130°. Dans la condition de difficulté élevée, la voie avait une largeur de 2.75 m et l'angle du virage était de 100°. Ce facteur était en intra-sujet. Ce facteur était contrebalancé.

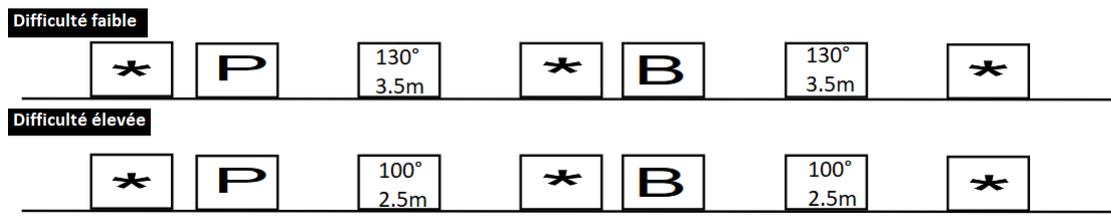


FIGURE 2 – Représentation des deux niveaux de difficulté

## 2.4 Mesures comportementales

Les performances aux deux tâches des participants étaient enregistrées puis traitées afin d'obtenir un indicateur de performance à la tâche de respect des lignes et de l'exactitude des réponses à la tâche de mémorisation.

Au niveau de la tâche de conduite, la position du véhicule était collectée à une fréquence de 20 Hz à l'aide d'un logiciel développé dans le langage de programmation Python par nos soins. Lorsque la voiture touchait les lignes au sol ou avait les roues d'un côté sur la voie adjacente, une pénalité d'un point était donnée toutes les 50 ms. Les pénalités étaient alors comptées pour créer un score de respect des consignes.

Concernant la tâche de mémorisation, chaque réponse du participant était enregistrée. Chaque réponse correcte comptait pour 1/3 de points. Par exemple, si 3 répétitions étaient correctes pour la série d'empan 3, 2 répétitions pour l'empan 4 et 1 répétition pour l'empan 5, alors le participant avait un score de  $(3+2+1) \times 1/3 = 2$ . Cette tâche commençait avec des séries de 3 lettres et se terminait avec une série de 7 lettres ou si le participant échouait aux trois répétitions. Afin d'exclure les participants déviants (empan inférieur à 5 ou supérieur à 9), un entraînement était complété par les participants. Il consistait en une tâche d'empan simple commençant à 3 et se terminant après 3 erreurs dans la même série.

## 2.5 Mesures physiologiques

L'activité physiologique du participant était mesurée à l'aide de la fNIRS, de l'EEG, de l'ECG et de l'EDA. Toutes ces techniques sont non-invasives et ont chacune leurs propriétés (cf. Annexe C). Les différents signaux ainsi acquis sont ensuite traités hors ligne selon une procédure standardisée à l'ensemble des sets de données afin d'obtenir les différents indicateurs voulus (cf. Annexe D). Le système Biosemi ActiveTwo 32-channel (BioSemi, Amsterdam, Netherlands) était utilisé à une fréquence de 2048Hz et agrégeait l'EEG, l'ECG et l'EDA.

### 2.5.1 EEG

Sur les 32 électrodes utilisables, seulement 16 étaient utilisées afin de rendre plus rapide la pose de ces électrodes. Elles étaient positionnées sur un bonnet (voir Annexe E) selon le système international 10/20 (Klem, Lüders, Jasper, & Elger, 1999) : Fp1, Fpz, Fp2, F1, Fz, F2, C3, Cz, C4, CP1, CP2, P3, P1, Pz, P2, P4. 4 électrodes supplémentaires étaient aussi utilisées afin d'enregistrer l'activité oculaire : 2 électrodes pour l'électro-oculogramme horizontal et 2 autres pour l'électro-oculogramme vertical. 2 électrodes références ont été mises en place au niveau de l'os mastoïde. L'impédance était gardée inférieure à 5 kOhms.

Le signal EEG était traité au moyen du logiciel Eeglab (Brunner, Delorme, & Makeig, 2013). La fréquence d'échantillonnage était réduite à 512 Hz. Un ré-réferencement sur la moyenne des deux électrodes mastoïdiennes et un filtre utilisant une bande passante comprise entre 0.1 Hz à 40 Hz étaient appliqués sur les données. Après rejet des artefacts oculaires par Analyses à Composantes Indépendantes (Makeig, Bell, Jung, & Sejnowski, 1996), le signal était découpé au niveau des marqueurs sonores. Chaque segment commençait 200 ms avant le marqueur et se terminait 1000 ms après le marqueur. La correction de la ligne de base était basée sur l'intervalle compris entre -200 ms et 0 ms après le marqueur. Un rejet d'artefact était défini comme un segment où l'amplitude variait +/- 100  $\mu$ V par fenêtre temporelle de 50 ms. Lorsqu'un participant avait plus de 25% d'artefacts, il était exclu (Luck, 2014). Ainsi, trois participants ont été exclus de l'analyse. Deux analyses ont été réalisées sur les segments des sujets retenus (Keil, Debener, Gratton, & Junghöfer, 2014) : une analyse spectrale et une analyse des potentiels évoqués (Woodman, 2010).

Après inspection visuelle des données et des études précédentes, différentes fenêtres temporelles ont été sélectionnées pour chacune des différentes composantes : la composante N100 qui commence à 60 ms et termine à 140 ms, la P200 de 160 ms à 240 ms et la P300 de 240 ms à 320 ms. Trois régions d'intérêts basées sur la moyenne de trois électrodes ont été établies : les régions frontales (F1, Fz, F2), pariétales (P1, Pz, P3) et centrales (C3, Cz, C4).

Concernant l'analyse des potentiels évoqués, le paradigme *oddball* était utilisé (Debener, Makeig, Delorme, & Engel, 2005). La stimulation correspondait aux différents bips sonores présentés à l'entrée et à la sortie des virages. Deux types de stimulation sonore ont été utilisés : 80 % de ces bips sonores était à une fréquence de 1900 Hz (condition fréquente) et 20 % à une fréquence de 2040 Hz (condition rare).

## 2.5.2 fNIRS

Dans le cadre de notre étude, le système NIRSport (NirX, Germany) était utilisé. Il était composé de 8 sources et de 8 détecteurs. Ces optodes émettaient et détectaient les longueurs d'ondes 760 nm et 850 nm. La fréquence d'échantillonnage était de 7.81 Hz. Ces 16 optodes étaient installées sur un bonnet NIRScaps avec une séparation de 3cm entre chaque optode, distance offrant le meilleur compromis entre la profondeur atteinte et le ratio signal sur bruit (Strangman, Li, & Zhang, 2013). NIRSport le permettant, les zones cérébrales les plus pertinentes pour notre recherche ont été sélectionnées (Morais, Balardin, & Sato, 2018). Sur la base d'études antérieures ayant montré une sensibilité aux manipulations de l'exigence de la tâche (Ayaz et al., 2012), 10 optodes étaient placées au niveau du cortex préfrontal (emplacement émetteurs : AF3, AF4, F5, F6; emplacement détecteurs : AF7, AF8, F3, F4, FC5, FC6). En outre, 6 optodes étaient positionnées au niveau du lobe pariétal (emplacement émetteurs : P5, P6, PO7, PO8; emplacement détecteurs : P7, P8) puisque Polich (2007) a mis en évidence l'implication de la région pariétale dans la composante P300. Le montage réalisé comprenait donc un total de 14 canaux (voir Annexe E). Quatre régions d'intérêts étaient créées à partir des 14 canaux : pré-frontal gauche, pré-frontal droit, pariétal gauche, pariétal droit.

Le signal fNIRS était traité au moyen du logiciel HomER-2 (Huppert, Diamond, Franceschini, & Boas, 2009). Pour chaque participant, l'intensité optique brute était convertie en variation de densité optique. Une fois cette conversion effectuée, un algorithme de détection d'artefact (AMPthresh=0.5, SDtresh=5, tMotion=0.5s, tMask=1s) suivi d'une interpolation au moyen d'ondelette de ces artefacts détectés étaient appliqués sur les données (Chiarelli, Maclin, Fabiani, & Gratton, 2015). Ces données ont été filtrées par un filtre de type butterworth avec une bande passante de 0.1 à 0.5Hz afin de supprimer le bruit physiologique (activité cardiaque, respiration et ondes de Mayer) (Yucel et al., 2016). Les données filtrées étaient converties en changement de concentration en utilisant la loi modifiée de Beer-Lambert (Delpy et al., 1988) et un *Differential Path Length Factor* de 6. Cette loi permet d'obtenir les concentrations en hémoglobine oxygénée, hémoglobine déoxygénée et l'hémoglobine totale. Pour connaître la réponse hémodynamique moyenne, un modèle linéaire générale (GLM) était résolu en se basant sur la méthode OLS et en modélisant la réponse hémodynamique avec une fonction gamma modifiée et convoluée avec sa dérivée et un polynôme d'ordre 3. Enfin, cette réponse hémodynamique était soustraite à une ligne de base, calculée sur le segment correspondant aux 120 dernières se-

condes. Seulement la concentration en hémoglobine oxygénée a été analysée puisque des études antérieures (Huppert, Hoge, Diamond, Franceschini, & Boas, 2006) ont montré que la corrélation entre cette concentration et le signal BOLD de l'IRMf était la plus robuste. Un participant a été exclu de l'analyse du fait d'un signal trop bruité.

### 2.5.3 ECG

Deux électrodes cutanées étaient positionnées juste en dessous de la clavicule droite et en dessous du pectoral gauche, la dérivation DII étant la plus pertinente pour notre étude (James & Nelson, 2013).

Le signal ECG était traité à l'aide d'un script développé en utilisant le langage Python. Une réduction de la fréquence d'échantillonnage à 100 Hz puis un filtrage du signal avec des ondelettes (Alfaouri & Daqrouq, 2008) étaient appliqués afin de réduire le bruit et de corriger le décalage de la ligne de base (*baseline wander*). Suite à ce pré-traitement, les complexes QRS (voir Annexe C) étaient détectés à l'aide d'une implémentation de l'algorithme de Pan-Tompkins (Pan & Tompkins, 1985). Les signaux étaient visuellement vérifiés et les artefacts occasionnels étaient automatiquement remplacés avec les valeurs des intervalles RR adjacents (voir Annexe C). Aucun participant ne comprenait plus de 15% d'intervalles RR interpolés et n'a donc été supprimé des analyses (Peltola, 2012).

À partir de la détection des intervalles RR et selon *Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing* (1996), plusieurs indicateurs étaient extraits dont le rythme cardiaque et plusieurs mesures de la variabilité de fréquence cardiaque telles que le ratio RR, SDRR (mesure de la variabilité globale), le pNN-20, le pNN-50 et le RMSSD (mesures de la variabilité parasympathique). Également, une analyse spectrale des signaux était faite, celle-ci renseignerait sur la balance sympatho-vagale (Bootsma et al., 1994) bien que fortement critiquée (Billman, 2013). Ces indices de HRV peuvent être décomposés en deux sous-ensembles : une variabilité à court terme pour les pNN, le SDRR et les hautes fréquences, une variabilité à long terme pour les basses fréquences. Le rythme cardiaque renvoie au nombre d'onde R mesuré sur la durée de l'enregistrement. Le SDRR est l'écart type de la durée des intervalles RR. Le ratio RR est le quotient de l'intervalle RR maximum sur l'intervalle RR minimum. Le pNN20/50 est le pourcentage d'intervalles RR consécutifs différant de plus de 20/50 ms sur le nombre total d'intervalles RR. Le RMSSD est calculé à partir de la racine carrée de la moyenne de la somme des écarts entre intervalles au carré par rapport au nombre d'ondes R (moyenne quadratique des intervalles RR successifs). L'analyse spectrale a été réalisée en calculant l'aire sous la courbe de la densité spectrale de puissance correspondant à .05Hz-.15Hz (basses fréquences) et à .15Hz-1Hz (hautes fréquences) suite à l'application de la transformée de Fourier.

### 2.5.4 EDA

Deux électrodes cutanées espacées de 2 cm étaient positionnées au niveau de la paume de la main non-dominante.

Le signal EDA était traité au moyen d'un script personnel développé en langage Python. Après une réduction de la fréquence d'échantillonnage à 128Hz et une normalisation, l'algorithme *cvxEDA* (Greco, Valenza, Lanata, Scilingo, & Citi, 2016) était utilisé pour décomposer le signal en trois composantes. La composante tonique peut être considérée comme une « ligne de base » de la conductance cutanée. La composante phasique correspond à une réponse court-terme à un stimulus. Et en utilisant une déconvolution, l'activité du nerf sudomoteur (SMNA) est également estimée.

Un ensemble d'indicateurs était extrait afin d'évaluer l'activité du système sympathique. Deux familles de caractéristiques étaient analysées : celles appartenant au domaine temporel et au domaine fréquentielle. Les indicateurs du domaine temporel portent sur les deux composantes : phasique et tonique. Nous avons donc le nombre de pics (NsSCR), le max de la courbe (Max-phasic, Max-Tonic), l'aire sous la courbe (AUC-phasic, AUC-tonic), la valeur moyenne de la courbe (Mean-phasic, Mean-tonic), l'écart type de la courbe (STD-phasic, STD-tonic). Chaque pic possède une amplitude et une pente, seuls les pics ayant une amplitude supérieure à 0.05  $\mu$ Siemens ont été retenus. Une analyse fréquentielle était également réalisée (Posada-Quintero et al., 2016). L'activité électrodermale provient seulement du système nerveux sympathique, elle peut être définie entre 0.045 Hz et 0.25 Hz et peut nous informer sur la balance sympatovagale.

## 2.6 Déroulement de la passation

Chaque participant avait un rendez-vous préliminaire un jour avant la passation au cours duquel il devait remplir une fiche d'information concernant son état de santé, ses données démographiques et son expérience de conduite. Le jour de la passation, une séance d'entraînement de 15 min était proposée au participant afin de se familiariser avec le simulateur. À la fin de cette séance, le participant réalisait la tâche d'empan simple puis était appareillé avec les instruments de mesures physiologiques. Les instructions relatives aux tâches étaient données au participant au départ, aucun rappel n'étant pratiqué lors de la passation. Dans les deux conditions, la tâche de mémorisation et la tâche de respect des lignes étaient lancées en même temps. Elles commençaient 2 min après le départ et se terminaient 2 min avant la fin du circuit. Chaque condition durait approximativement 30 min.

## 2.7 Analyse des données

Les indicateurs extraits de l'ECG, de l'EDA et de la tâche de conduite étaient analysés au moyen d'une analyse univariée de variance à mesures répétées (RM-ANOVA) à deux facteurs intra-sujets suivant le plan d'analyse : 2 Difficulté (faible vs. élevée) X 5 Empans (3 vs 4 vs 5 vs 6 vs 7). L'EEG était analysé avec une RM-ANOVA et avec le plan d'analyse suivant : 2 Difficulté (faible vs. élevée) X 2 Sons Oddball (Fréquent vs. rare) \* 3 Régions d'Intérêts (Pariétal vs Frontal vs Central) \* 3 Électrodes ( 1 vs 2 vs 3). Pour la fNIRS, une RM-ANOVA a été appliquée sur les données avec comme plan : 2 Difficulté (faible vs. élevée) x 5 Empans (3 vs 4 vs 5 vs 6 vs 7) x 2 Tache (Affichage lettre vs Respect virage). Pour la tâche de mémorisation, un test de Wilcoxon était appliqué sur les scores.

Du fait de la faiblesse de l'échantillon, la méthode non-paramétrique de la permutation a été utilisée puisqu'aucun prérequis nécessaire à l'ANOVA n'était respecté (Kherad-Pajouh & Renaud, 2015). L'éta-carré généralisé a été utilisé pour mesurer la taille d'effet, conformément à Lakens (2013). Toutes les analyses post-hoc ont été faites avec une analyse de contraste avec correction de Bonferroni. Toutes les analyses statistiques ont été réalisées sous R (Core et al., 2013).

# Chapitre 3

## Résultats

### 3.1 Performances comportementales

Dans la tâche de mémorisation (voir Figure 3), le score d'empan a montré un effet principal du facteur Difficulté,  $Z = 36$ ;  $p = .01$ ,  $d = 1.16$ , avec un empan moyen supérieur en condition de difficulté faible ( $M = 6.33$ ,  $ET = 0.50$ ) comparé à la condition de difficulté élevée ( $M = 5.74$ ,  $ET = 0.52$ ). Aucun effet principal du facteur Empan et aucune interaction n'a été observé <sup>1</sup>.

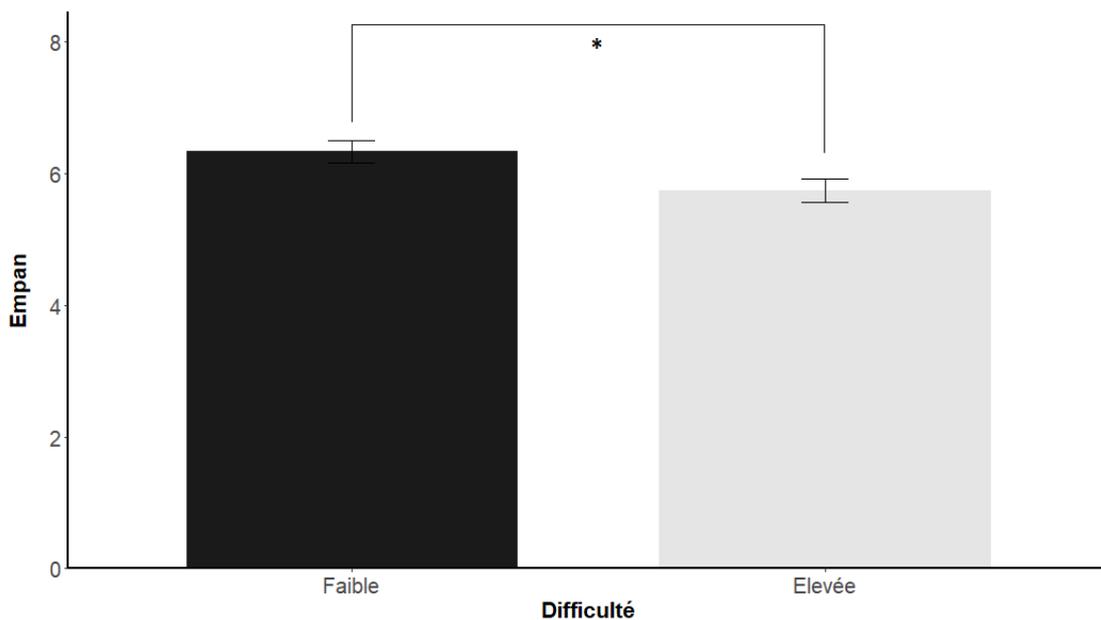


FIGURE 3 – Empan moyen en fonction de la difficulté de la tâche de conduite

Dans la tâche de conduite (voir Figure 4), l'analyse du score de respect de ligne a montré un effet principal du facteur Difficulté,  $F(1,8) = 10.97$ ;  $p = .01$ ,  $\eta_G^2 = .21$ , avec un score supérieur en condition de difficulté faible ( $M = 97.93$ ,  $ET = 4.51$ ) comparé à la condition de

1. A des fins de clarté, les résultats non significatifs ne sont pas inclus dans le corps du texte mais dans l'annexe G.

difficulté élevée ( $M = 86.84$ ,  $ET = 11.67$ ). Egalement, un effet principal du facteur Empan est présent,  $F(4,32) = 7.71$ ;  $p < .001$ ,  $\eta_G^2 = .23$ , avec un score inférieur en Empan-7 ( $M = 83.11$ ,  $ET = 15.99$ ) comparé à Empan-5 ( $M = 96.04$ ,  $ET = 3.85$ ,  $p < .01$ ), Empan-4 ( $M = 95.95$ ,  $ET = 4.52$ ,  $p < .01$ ) et Empan-3 ( $M = 98.86$ ,  $ET = 1.07$ ,  $p < .001$ ).

Par ailleurs, une interaction Difficulté X Empan est présente,  $F(4,32) = 5.43$ ;  $p < .01$ ,  $\eta_G^2 = .17$ . Les analyses de contrastes ont montré comparée à la condition de difficulté élevée, une diminution des performances avait lieu entre Empan-7 ( $M = 69.36$ ,  $ET = 26.16$ ) et Empan-3 ( $M = 98.42$ ,  $ET = 1.27$ ,  $p < .001$ ), Empan-4 ( $M = 93.98$ ,  $ET = 4.32$ ,  $p < .001$ ), Empan-5 ( $M = 93.25$ ,  $ET = 5.22$ ,  $p < .001$ ). En revanche, aucune différence ne s'est révélée significative en condition de difficulté faible.

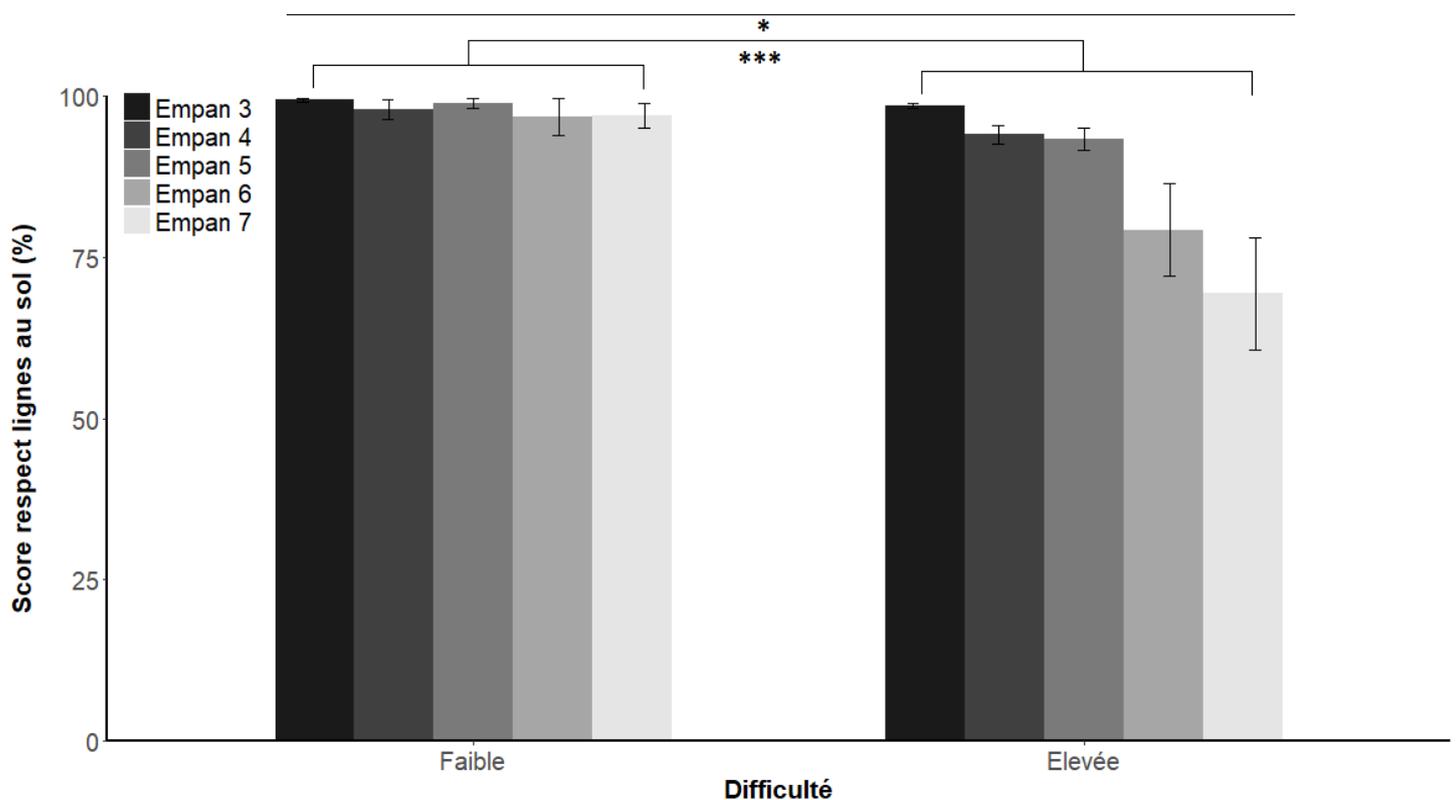


FIGURE 4 – Performance moyenne à la tâche de conduite en fonction de la difficulté de la tâche de conduite et de la tâche de mémorisation

## 3.2 Données physiologiques

### 3.2.1 EEG

#### Potentiels Evoqués

Comme attendu, l'analyse de la ligne de base n'a montré aucune différence significative.

Au niveau de la composante N100, un effet principal du facteur ROI est mesuré,  $F(2,10) = 21.32$ ;  $p < .001$ ,  $\eta_G^2 = .36$ . Les analyses de contrastes montrent que l'amplitude de cette composante est plus importante au niveau de la région pariétale comparée à la région frontale ( $p < .001$ ) et à la région centrale ( $p = .01$ ). Par ailleurs, la négativité est plus ample au niveau de la région frontale comparée à la région centrale ( $p = .04$ ).

La composante P200 montre un effet principal du facteur ROI,  $F(2,10) = 14.59$ ;  $p = .001$ ,  $\eta_G^2 = .16$ . Les analyses de contrastes montrent que l'amplitude de la positivité est plus élevée au niveau de la région pariétale comparée à la région frontale ( $p < .001$ ).

Enfin, l'analyse de la composante P300 montre un effet principal du facteur ODDBALL (voir Figure 5),  $F(1,5) = 9.56$ ;  $p = .02$ ,  $\eta_G^2 = .04$ , avec une positivité plus importante dans la condition son rare comparée à la condition son fréquent. De plus, un effet du facteur ROI est présent,  $F(2,10) = 4.36$ ;  $p = .04$ ,  $\eta_G^2 = .08$ , avec une amplitude supérieure dans la région pariétale que dans la région frontale ( $p = .04$ ).

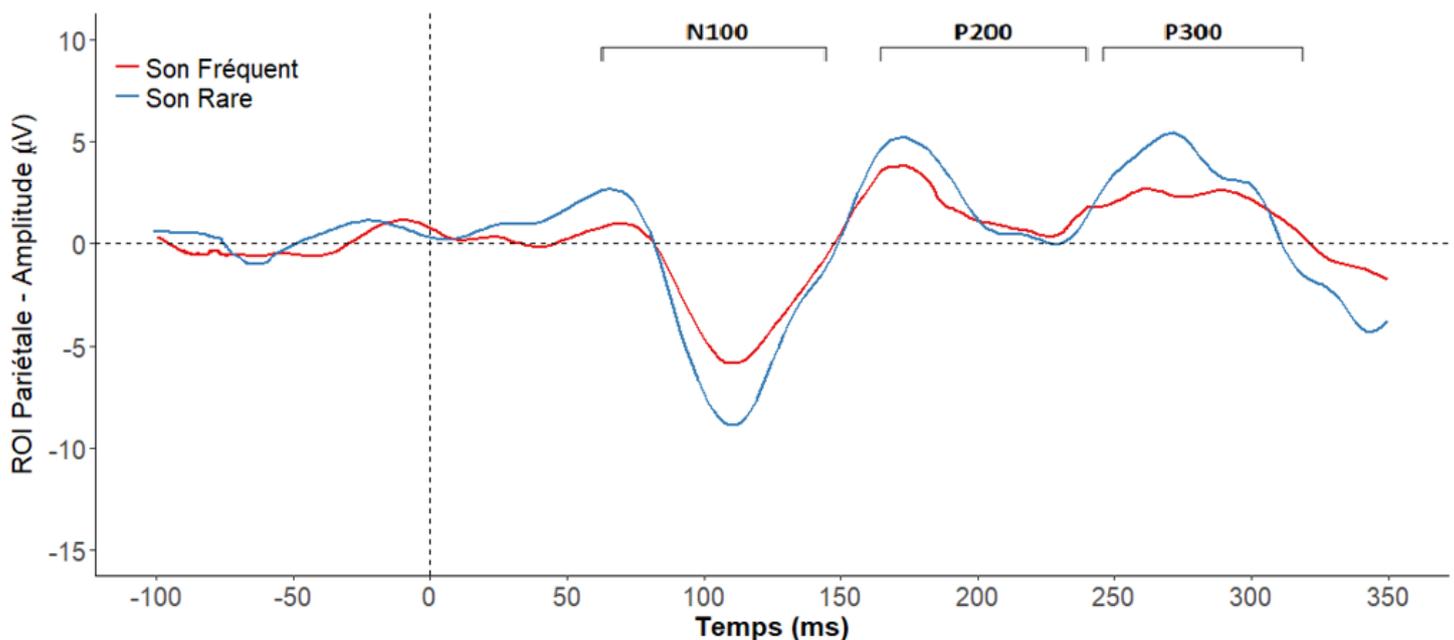


FIGURE 5 – *Grand Average* au niveau pariétal - Exemple d'un sujet

Par ailleurs, une interaction Difficulté X ROI est mise en évidence,  $F(2,10) = 7.14$ ;  $p = .01$ ,  $\eta_G^2 = .00$ . Les analyses de contrastes mettent en lumière une amplitude plus importante au niveau de la région pariétale comparée à la région frontale ( $p = .04$ ) seulement lors de la condition de difficulté élevée. En revanche, aucune différence ne s'est révélée significative en lors de la condition de difficulté faible.

Une seconde interaction ODDBALL X ROI est également présente,  $F(2,10) = 29.99$ ;  $p < .001$ ,  $\eta_G^2 = .04$ . Ainsi, l'effet ODDBALL montrant une positivité plus importante ( $p < .001$ ) pour

les sons rares est majoré au niveau de la région pariétale comparée à la région frontale ( $p = .01$ ). En revanche, aucune autre différence ne s'est révélée significative.

### Analyse spectrale

Au niveau de la bande de fréquence thêta, un effet principal de la ROI a été observé,  $F(1,5) = 6.24$ ;  $p = .05$ ,  $\eta_G^2 = .10$ . La puissance spectrale thêta était supérieure au niveau frontal ( $M = 0.17$ ,  $ET = 0.09$ ) qu'au niveau pariétal ( $M = 0.10$ ,  $ET = 0.08$ ,  $p = .03$ ).

Au niveau de la bande de fréquence bêta, un effet principal du facteur TACHE a été observé,  $F(1,5) = 13.66$   $p = .01$ ,  $\eta_G^2 = .30$ . La puissance spectrale bêta était supérieure lors de la tâche mnésique ( $M = 2.11$ ,  $ET = 0.01$ ) que lors de la tâche de conduite ( $M = 2.10$ ,  $ET = 0.00$ ).

Au niveau de la bande de fréquence gamma, un effet principal du facteur TACHE a été observé,  $F(1,5) = 9.45$   $p = .03$ ,  $\eta_G^2 = .28$ . La puissance spectrale gamma était supérieure lors de la tâche mnésique ( $M = 0.005$ ,  $ET = 0.004$ ) que lors de la tâche de conduite ( $M = 0.002$ ,  $ET = 0.01$ ).

Au niveau de la bande de fréquence alpha, une tendance au niveau du facteur Difficulté peut être aperçue,  $F(1,5) = 3.73$   $p = .08$ ,  $\eta_G^2 = .12$ , avec une puissance spectrale supérieure en difficulté faible ( $M = 0.07$ ,  $ET = 0.07$ ) comparée à la difficulté élevée ( $M = 0.03$ ,  $ET = 0.02$ ).

Au niveau de la bande de fréquence delta, un effet principal du facteur ROI a été observé,  $F(1,5) = 9.45$   $p = .03$ ,  $\eta_G^2 = .28$ . La puissance spectrale delta était supérieure au niveau frontal ( $M = 0.60$ ,  $ET = 0.45$ ) qu'au niveau pariétal ( $M = 0.41$ ,  $ET = 0.33$ ,  $p = .01$ ). Une tendance est visible au niveau du facteur TACHE,  $F(1,5) = 5.06$   $p = .07$ ,  $\eta_G^2 = .07$ , avec une puissance spectrale delta supérieure dans la tâche mnésique ( $M = 0.62$ ,  $ET = 0.47$ ) que lors de la tâche de conduite ( $M = 0.39$ ,  $ET = 0.32$ ). Une interaction entre les facteurs TACHE et ROI a été mise en évidence,  $F(1,5) = 10.53$   $p = .02$ ,  $\eta_G^2 = .01$ . Les analyses de contrastes ont montré que lors de la tâche de conduite, la puissance était supérieure en région pariétale qu'au région frontale ( $p = .001$ ).

### 3.2.2 fNIRS

Les analyses de la moyenne et l'aire sous la courbe de la consommation en hémoglobine oxygénée montrent des résultats identiques. Une interaction Difficulté X Tache est mesurée sur la totalité des canaux,  $F(1,7) = 5.36$ ;  $p = .04$ ,  $\eta_G^2 = .00$  et  $F(1,7) = 5.45$ ;  $p = .04$ ,  $\eta_G^2 = .00$  pour la moyenne et la surface réciproquement. De la même manière, une interaction Difficulté X Tache est obtenue uniquement avec la région pariétale gauche,  $F(1,7) = 4.42$ ;  $p = .05$ ,  $\eta_G^2 = .00$  et  $F(1,7) = 4.55$ ;  $p = .05$ ,  $\eta_G^2 = .00$ . En revanche, les analyses de contrastes n'ont révélé aucune paire significative.

Lorsqu'on se focalise sur la région préfrontale droite, une tendance du facteur Difficulté est observable,  $F(1,7) = 4.12$ ;  $p = .08$ ,  $\eta_G^2 = .05$  et  $F(1,7) = 4.12$ ;  $p = .06$ ,  $\eta_G^2 = .00$ . La consom-

mation moyenne est plus importante en condition de difficulté élevée ( $M = 0.76$ ,  $ET = 2.09$ ) comparée à la condition de difficulté faible ( $M = -0.001$ ,  $ET = 0.44$ ). Le sens de l'effet Difficulté sur l'aire est identique à la consommation moyenne : en condition de difficulté élevée ( $M = 7.22$ ,  $ET = 1.98$ ), la surface est supérieure par rapport à la condition de difficulté faible ( $M = -0.12$ ,  $ET = 0.42$ ).

Par ailleurs, l'indicateur de l'aire sous la courbe obtient un résultat unique au niveau de la région préfrontale gauche. Une tendance du facteur TACHE y serait mesurée,  $F(1,7) = 4.16$ ;  $p = .06$ ,  $\eta_G^2 = .00$ , avec une aire plus élevée pendant l'affichage des lettres ( $M = 0.21$ ,  $ET = 0.52$ ) que lors de d'un virage ( $M = 0.18$ ,  $ET = 0.46$ ).

### 3.2.3 ECG

Concernant le rythme cardiaque (voir Figure 6), un effet principal du facteur Difficulté est mis en exergue,  $F(1,8) = 8.02$ ;  $p = .02$ ,  $\eta_G^2 = .12$ , avec une augmentation du HR en condition de difficulté élevée ( $M = 105.61$  batt/min,  $ET = 16.54$ ) comparée à la condition de difficulté faible ( $M = 96.19$  batt/min,  $ET = 12.98$ ). Un effet principal du facteur Empan est montré,  $F(4,32) = 9.37$ ;  $p < .001$ ,  $\eta_G^2 = .15$ . Les analyses de contrastes ont précisé cet effet : le HR augmente entre Empan-7 ( $M = 109.04$  batt/min,  $ET = 14.82$ ), Empan-5 ( $M = 99.65$  batt/min,  $ET = 14.75$ ,  $p = .01$ ), Empan-4 ( $M = 96.33$  batt/min,  $ET = 15.01$ ,  $p < .001$ ) et Empan-3 ( $M = 94.49$  batt/min,  $ET = 15.05$ ,  $p < .001$ ). Il augmente aussi entre Empan-6 ( $M = 104.96$  batt/min,  $ET = 14.17$ ) vs Empan-4 ( $p = .03$ ) et Empan-3 ( $p < .01$ ).

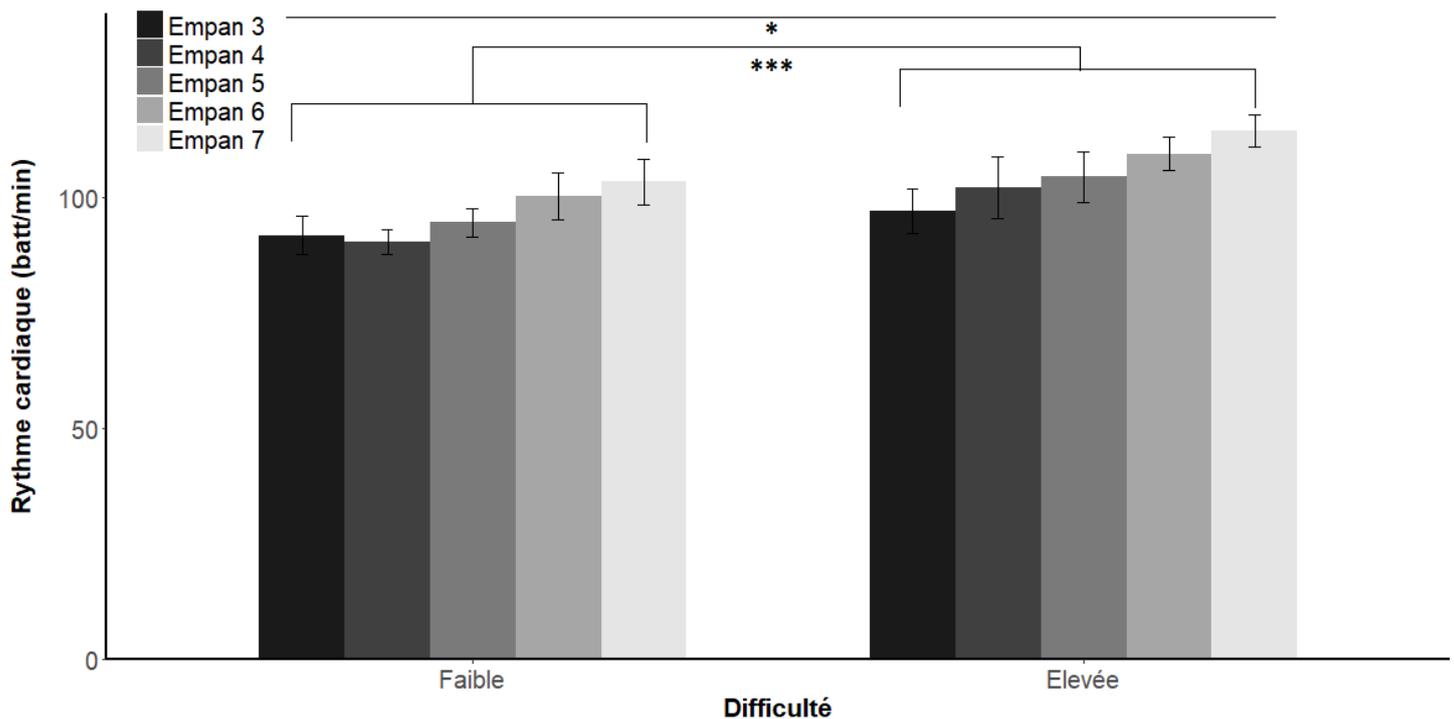


FIGURE 6 – Rythme cardiaque moyen en fonction de la difficulté de la tâche de conduite et de la tâche de mémorisation

L'indicateur max\_RR montre des différences significatives au niveau du facteur Empan,  $F(4,32) = 6.31$ ;  $p < .01$ ,  $\eta_G^2 = .13$ . La valeur maximale de RR est inférieure en Empan-7 ( $M = 616.67$  ms,  $ET = 95.76$ ) comparé à Empan-5 ( $M = 689.49$  ms,  $ET = 114.52$ ,  $p = .04$ ), Empan-4 ( $M = 709.59$  ms,  $ET = 103.80$ ,  $p < .01$ ) et Empan-3 ( $M = 714.33$  ms,  $ET = 100.34$ ,  $p < .001$ ). Par ailleurs, une tendance marginale du facteur Difficulté,  $F(1,8) = 4.72$ ;  $p = .06$ ,  $\eta_G^2 = .07$ , avec une diminution en condition de difficulté élevée ( $M = 648.39$  ms,  $ET = 101.75$ ) comparée à la condition de difficulté faible ( $M = 701.30$  ms,  $ET = 98.52$ ).

De plus, un effet principal du facteur Difficulté est observé sur la valeur minimale de l'intervalle RR,  $F(1,8) = 7.08$ ;  $p = .03$ ,  $\eta_G^2 = .08$ . Une diminution de cette valeur est remarquée avec l'augmentation de la difficulté de la tâche de conduite : condition de difficulté faible ( $M = 581.48$  ms,  $ET = 77.76$ ) vs condition de difficulté élevée ( $M = 534.14$  batt/min,  $ET = 82.38$ ). Egalement, un effet principal du facteur Empan est mis en évidence,  $F(4,32) = 9.10$ ;  $p < .01$ ,  $\eta_G^2 = .15$ , avec une valeur minimale inférieure entre Empan-7 ( $M = 515.3$  ms,  $ET = 74.96$ ), à Empan-4 ( $M = 585.11$  ms,  $ET = 87.92$ ,  $p < .01$ ) et Empan-3 ( $M = 604.55$  ms,  $ET = 90.99$ ,  $p < .001$ ). Une différence significative est aussi mesurée entre Empan-6 ( $M = 529.46$  ms,  $ET = 72.27$ ), Empan-4 ( $p = .03$ ) et Empan-3 ( $p < .01$ ).

L'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque, deux indicateurs montrent des différences significatives selon nos manipulations. Un effet principal du facteur Difficulté a été mis

en évidence,  $F(1,8) = 7.43$ ;  $p = .03$ ,  $\eta_G^2 = .17$ , avec un SDRR inférieur en condition de difficulté élevée ( $M = 34.83$ ,  $ET = 18.11$ ) comparée à la condition de difficulté faible ( $M = 46.62$ ,  $ET = 18.20$ ). Le deuxième indicateur est le RMSSD (voir Figure 7), celui-ci propose un effet principal du facteur Difficulté,  $F(1,8) = 11.09$ ;  $p = .01$ ,  $\eta_G^2 = .25$ , avec une diminution du RMSSD entre la condition de difficulté faible ( $M = 28.57$ ,  $ET = 10.95$ ) et la condition de difficulté élevée ( $M = 18.02$ ,  $ET = 13.32$ ). Un effet principal du facteur Empan est également mesuré,  $F(4,32) = 3.03$ ;  $p = .03$ ,  $\eta_G^2 = .07$ . Les analyses de contrastes révèlent que seule la différence entre Empan-5 ( $M = 26.92$ ,  $ET = 17.46$ ) et Empan-7 ( $M = 19.12$ ,  $ET = 6.97$ ) est significative ( $p = .02$ ).

Un autre indicateur, pNN-20, peut être considéré comme tendanciel avec le facteur Empan,  $F(4,32) = 2.55$ ;  $p = .05$ ,  $\eta_G^2 = .08$ .

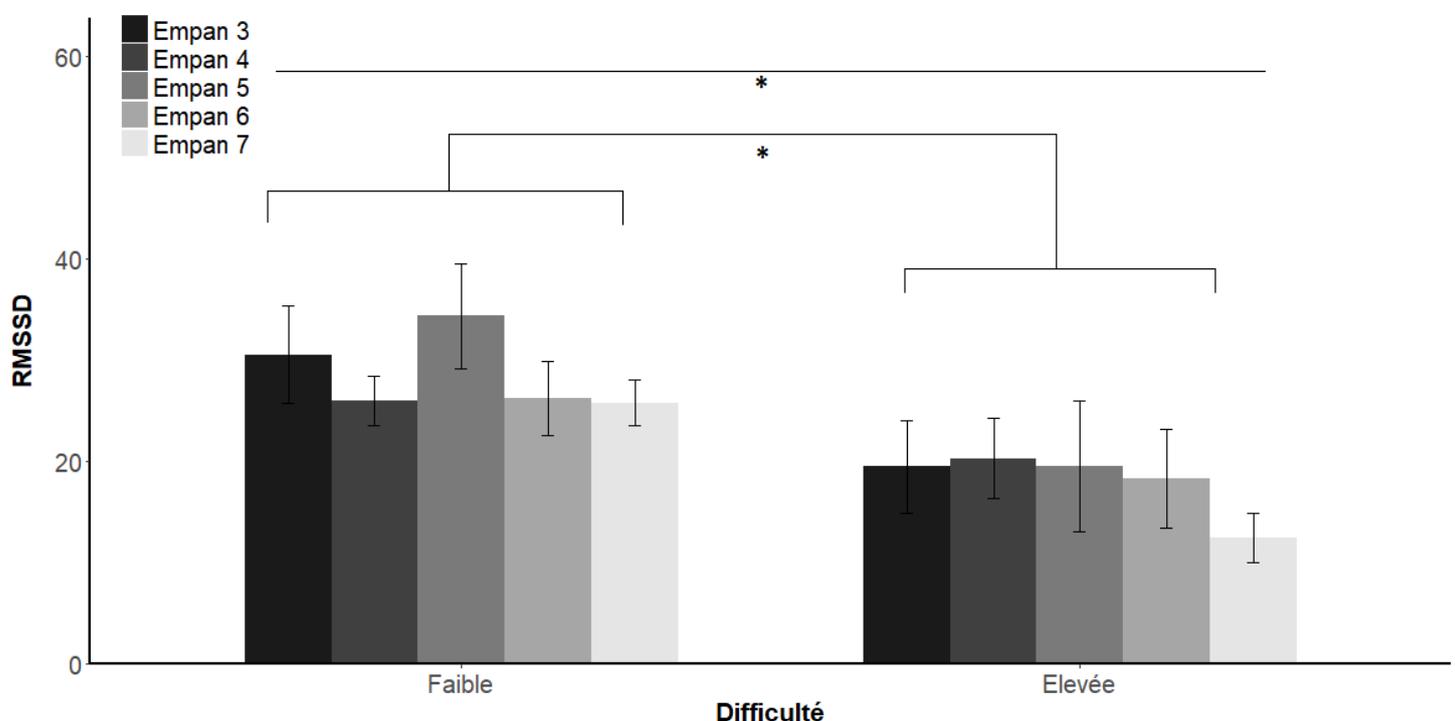


FIGURE 7 – RMSSD moyen en fonction de la difficulté de la tâche de conduite et de la tâche de mémorisation

### 3.2.4 EDA

Pour la composante phasique, une tendance du facteur Difficulté est observée sur l'indicateur AUC,  $F(1,8) = 3.24$ ;  $p = .09$ ,  $\eta_G^2 = .04$ , avec une aire possiblement inférieure en condition de difficulté faible ( $M = 78.55$ ,  $ET = 81.79$ ) comparée à la condition de difficulté élevée ( $M = 133.06$ ,  $ET = 191.14$ ). Un effet principal du facteur Difficulté est présent sur l'indicateur MAX,  $F(1,8) = 5.46$ ;  $p = .04$ ,  $\eta_G^2 = .03$ , avec une valeur maximale inférieure en condition de difficulté faible ( $M = 1.02$ ,  $ET = 1.10$ ) comparée à la condition de difficulté élevée ( $M = 1.74$ ,  $ET = 2.51$ ). Egalement, un effet principal du facteur Difficulté est observé sur l'écart type,  $F(1,8) = 5.62$ ;  $p$

= .04,  $\eta_G^2 = .03$ , avec un écart-type inférieur en condition de difficulté faible ( $M = 0.25$ ,  $ET = 0.31$ ) comparée à la condition de difficulté élevée ( $M = 0.42$ ,  $ET = 0.64$ ).

Pour la composante tonique, un effet principal du facteur Difficulté est révélé sur l'indicateur AUC,  $F(1,8) = 6.21$ ;  $p = .03$ ,  $\eta_G^2 = .05$ , avec une aire inférieure en condition de difficulté faible ( $M = 178.37$ ,  $ET = 131.05$ ) comparée à la condition de difficulté élevée ( $M = 240.53$ ,  $ET = 203.27$ ). Un effet principal du facteur Difficulté est présent sur l'indicateur MAX,  $F(1,8) = 7.70$ ;  $p = .02$ ,  $\eta_G^2 = .04$ , avec une valeur maximale inférieure en condition de difficulté faible ( $M = 1.11$ ,  $ET = 0.99$ ) comparée à la condition de difficulté élevée ( $M = 1.82$ ,  $ET = 2.24$ ). Egalement, un effet principal du facteur Difficulté est observé sur l'indicateur moyen,  $F(1,8) = 6.21$ ;  $p = .03$ ,  $\eta_G^2 = .05$ , avec une valeur moyenne inférieure en condition de difficulté faible ( $M = 0.70$ ,  $ET = 0.51$ ) comparée à la condition de difficulté élevée ( $M = 0.94$ ,  $ET = 0.79$ ). En outre, un effet principal du facteur Difficulté est observé au niveau de l'indicateur d'écart-type,  $F(1,8) = 6.89$ ;  $p = .02$ ,  $\eta_G^2 = .03$ , avec un écart-type inférieur en condition de difficulté faible ( $M = 0.22$ ,  $ET = 0.29$ ) comparée à la condition de difficulté élevée ( $M = 0.39$ ,  $ET = 0.60$ ).

Pour l'activité du SMNA, un effet principal du facteur Difficulté est mesurée sur la valeur maximale des pics,  $F(1,8) = 5.75$ ;  $p = .04$ ,  $\eta_G^2 = .08$ , avec une valeur maximale inférieure en condition de difficulté faible ( $M = 133.45$ ,  $ET = 150.60$ ) comparée à la condition de difficulté élevée ( $M = 288.77$ ,  $ET = 411.24$ ). Une tendance est également visible avec l'écart type des pics et le facteur Difficulté,  $F(1,8) = 4.63$ ;  $p = .06$ ,  $\eta_G^2 = .09$ , avec une valeur potentiellement inférieure en condition de difficulté faible ( $M = 25.41$  ms,  $ET = 22.55$ ) comparée à la condition de difficulté élevée ( $M = 57.97$  ms,  $ET = 69.64$ ).

L'analyse spectrale révèle un effet principal du facteur Empan sur les basses fréquences,  $F(4,32) = 4.03$ ;  $p < .01$ ,  $\eta_G^2 = .12$ , avec une puissance supérieure en Empan-3 ( $M = 9e-07$   $ET = 1e-06$ ) comparée à Empan-4 ( $M = 4e-07$   $ET = 5e-07$ ,  $p < .001$ ) et Empan-5 ( $M = 4e-07$ ,  $ET = 4e-07$ ,  $p < .001$ ).

# Chapitre 4

## Discussion

Ce présent mémoire avait comme objectif de répondre à un enjeu actuel de l'accidentologie : comprendre les liens entre l'inattention, les interférences et l'attention, le tout de façon dynamique. Ce mémoire s'est focalisé sur la compréhension de ces liens à partir d'un modèle théorique de la mémoire de travail : le modèle du partage temporel des ressources (Barrouillet et al., 2004). Ce modèle nous paraissait pertinent pour expliquer ces liens. Cependant, aucune validation de ce modèle dans une situation complexe ou plus écologique n'avait eu lieu. Par conséquent, une des contributions de ce mémoire a été de valider ce modèle avec un protocole expérimental en situation complexe, se rapprochant d'une situation écologique au moyen d'un simulateur automobile (en conduite automobile, il est à peu près impossible, pour des raisons de sécurité, d'expérimenter en situation véritablement écologique). De même, les études antérieures proposaient des résultats seulement comportementaux. Une vision neurofonctionnelle du modèle TBRS pourrait compléter celui-ci. Cette vision nécessite l'utilisation de mesures physiologiques. En effet, si les mesures physiologiques divergent par rapport aux prédictions du modèle TBRS, ce résultat pourrait remettre en cause le modèle. Dans le cas contraire, l'adéquation des mesures physiologiques avec les prédictions du modèle permettrait d'apporter de nouveaux arguments en sa faveur.

Néanmoins, un rappel important doit être fait. Dû au blocage de la totalité des locaux de l'Université Toulouse Jean Jaurès, il nous a été impossible de véritablement tester l'ensemble des hypothèses prévues initialement. La discussion présentée ci-dessus devra être considérée avec précaution.

À partir de la réplication d'un protocole conçu par Portrat et al. (2008) dans une situation expérimentale complexe, les résultats obtenus suite à l'augmentation de la difficulté de la tâche de conduite et de la difficulté de la tâche d'empan vont dans le sens de la littérature. Ainsi, plus la tâche de conduite est exigeante, plus les performances comportementales dans les deux tâches se dégradent (Barrouillet et al., 2004). De la même façon, plus la tâche d'empan est dif-

ficile, plus les performances de la tâche de conduite se détériorent (Theios, 1973). Les résultats obtenus vont dans le sens des hypothèses. Avec un ratio temporel maintenu constant, la diminution de l'empan mnésique avec l'augmentation de la difficulté de la tâche principale corrobore le modèle TBRS. En effet, lors de la condition de difficulté élevée avec une voie plus étroite et un virage plus serré, l'attention du participant doit se focaliser plus longtemps sur la tâche de conduite. Cette durée où le focus attentionnel est donc porté sur le traitement des informations visuo-spatio-moteur n'est pas utilisée par le processus de rafraîchissement. Le rafraîchissement ne peut donc pas s'opérer de façon optimale, ce qui implique un oubli plus important et donc une performance mnésique dégradée. Notre étude est, à notre connaissance, l'une des premières à modifier considérablement le type de tâche afin de se rapprocher le plus possible d'une situation de la vie quotidienne. Les études sur le modèle TBRS se sont toujours déroulées dans un contexte de laboratoire avec des tâches épurées telles que la localisation de carrés, opérations arithmétiques (Barrouillet & Camos, 2015). De ce fait, un important travail d'adaptation sur simulateur automobile a été réalisé afin d'atteindre cet objectif d'augmentation de la validité externe du modèle. Lors de la poursuite du recueil de données, une attention particulière ciblera le ratio temporel, qui n'a pas pu être manipulé dans ce présent mémoire. Avec les résultats actuels, il est tout à fait raisonnable d'imaginer que la variation classiquement utilisée dans le modèle TBRS du ratio temporel aura également un effet dans les performances comportementales collectées dans une situation plus complexe.

Ces dernières années avec l'émergence des données de neuroimagerie, de nombreux modèles ont bénéficié de l'approche neuroscientifique apportant une dimension neurofonctionnelle plus proche du fonctionnement de l'individu. Dans notre expérience, les mesures physiologiques se sont montrées sensibles à nos manipulations de la difficulté de la tâche. Notre protocole a réussi à moduler l'activité du système nerveux central. Au niveau de l'électroencéphalographie, l'analyse des potentiels évoqués a montré une modulation de la composante P300 au niveau de la région pariétale. Ainsi, l'effet oddball était plus marquée au niveau de la région pariétale. Cette localisation pariétale permet de nous orienter vers une composante P3b, contrairement à la P3a qui serait plutôt localisée au niveau frontal (Polich, 2007). L'interprétation fonctionnelle de la composante P3b est à mettre en relation avec la mobilisation de ressources attentionnelles de type contrôlée. Lors de l'augmentation de la difficulté, la composante P3b devient encore plus majoritaire que la composante P3a, montrant une suractivation de l'attention contrôlée (Shaw et al., 2018). Ce résultat met en exergue la pertinence de cette mesure dans le suivi de la mobilisation des ressources attentionnelles au cours de la tâche. Bien que plus faible, l'effet oddball était également visible au niveau de la région frontale et donc mettant en avant une composante P3a, indicateur de l'attention automatique (SanMiguel et al., 2008). Le modèle TBRS s'appuyant fortement sur les mécanismes attentionnels mis en place, la confrontation des composantes P3a et P3b, indicateurs de l'attention volontaire et contrôlée, permettra d'apporter des arguments au modèle. Lors de la manipulation future du ratio temporel,

la composante P3a pourrait varier en accord avec les prédictions du modèle TBRS. Par exemple, une augmentation de l'amplitude de la composante P3a pourrait avoir lieu pendant une phase où le ratio temporel est élevé. L'attention automatique étant rapide et peu coûteuse, sa mise en place pourrait être favorisée. De plus, la tendance observée au niveau de la bande de fréquence alpha est conforme aux résultats classiques (Borghini et al., 2014) : une augmentation de la difficulté de la tâche implique une diminution de la puissance spectrale alpha. Un changement de la nature des oscillations serait nécessaire pour optimiser les traitements : cette diminution refléterait un processus de maintien en mémoire (Capilla, Schoffelen, Paterson, Thut, & Gross, 2012). Quant à l'oxygénation du cerveau, mesurée avec la spectroscopie proche infra-rouge, une tendance est perceptible : la consommation en hémoglobine oxygénée semble plus importante lors de la condition de difficulté élevée par rapport à la condition difficulté faible. Cette différence n'est visible que dans le cortex pré-frontal de l'hémisphère droit et est conforme aux études précédentes (Mandrick et al., 2016). Le cortex pré-frontal droit contient le DLPFC, il serait en partie responsable du traitement des informations. Devant une forte exigence, il s'activerait d'une façon plus prononcée et nécessiterait donc plus d'oxygène et de glucose.

Concernant l'activité du système nerveux périphérique, celle-ci montre en effet une réaction "*fight or flight*" (Jansen et al., 1995). Nos résultats vont dans le même sens que ceux de la littérature (Hidalgo-Munoz et al., 2018) : avec l'augmentation de la difficulté de la tâche, le rythme cardiaque augmente alors que la variabilité de la fréquence cardiaque diminue. Cette diminution est confirmée par deux indicateurs cardiaques (RMSSD et SDRR) et un autre de façon tendancielle (pNN-20). Une augmentation de l'activité du système nerveux Sympathique serait nécessaire pour répondre à la demande plus importante d'énergie du système nerveux central. Les activités cutanées phasiques et toniques extraites de la réponse électrodermale augmentent également dans la condition de difficulté élevée. Pour les pics, la valeur maximale de ceux-ci est supérieure avec la condition de difficulté élevée, preuve potentielle d'une décharge du nerf sudomoteur plus importante (Mehler et al., 2012). Hypothétiquement, ces résultats pourraient être expliqués par l'augmentation du nombre d'artefacts de contact. En effet, lors de la condition de difficulté élevée, des mouvements plus longtemps maintenus et/ou plus brusques peuvent être nécessaires.

Les résultats physiologiques montrent que la tâche est plus coûteuse au niveau du système nerveux central mais elle a également des répercussions au niveau périphérique. Le niveau d'activité du système nerveux central augmentant devant les exigences de la tâche, un besoin nutritif plus important irait de pair. Ce besoin en oxygène et glucose activerait donc de façon plus élevée le système nerveux périphérique. Une autre interprétation peut également être faite. Devant la difficulté de la tâche, l'individu pourrait avoir peur de se tromper et un état émotionnel avec une forte valence négative en découlerait. La peur engendre des réactions physiologiques identiques avec une activation supérieure du système nerveux sympathique (Djeriouat, Mouratille,

& Matton, [en révision](#)).

Ces différents résultats sont encourageants pour l'étude du modèle TBRS. Les mesures physiologiques du système nerveux central permettent d'éclairer et de découvrir de nouvelles connaissances mais elles demandent généralement des protocoles adaptés. Notre protocole expérimental est assez lourd : une double-tâche sur un simulateur automobile avec un paradigme oddball auditif. L'obtention d'une différence avec ce protocole, le tout avec seulement neuf participants, n'était pas assurée. Une fois l'étude terminée, la manipulation du ratio temporel permettra de tester une des propositions originales du modèle TBRS. Habituellement considérée comme une relation entre les exigences d'une tâche et les ressources d'un individu (Wickens, 2008), le TBRS postule que la charge cognitive est un ratio temporel (Barrouillet et al., 2007). Notre protocole entier permet de manipuler les deux définitions de la charge cognitive : nommées ici difficulté et ratio temporel. Si les résultats obtenus avec les mesures physiologiques sont identiques pour les deux définitions, le modèle TBRS en sera renforcé. Si la variation du ratio temporel induit les mêmes modifications physiologiques que celles observées avec la variation de la difficulté, alors il serait possible de suggérer l'existence d'un réseau neuronal identique. Une conciliation des différentes définitions pourra également en découler. En revanche, des modulations physiologiques différentes pour la manipulation de la difficulté et du ratio temporel impliquerait une action du ratio temporel et de la difficulté sur des réseaux neuronaux différents. L'existence de réseaux neuronaux différents pourrait remettre en cause la définition de la charge cognitive proposée par le modèle TBRS. Cette remise en cause pourrait attaquer la solidité du modèle.

Ce présent mémoire présente des limites. La limite la plus importante est le nombre de participants. La population étudiée est composée de seulement neuf participants, tous dans la même modalité du facteur intra-sujet. Une quarantaine de participants seront ajoutés dans les mois suivants la rédaction de ce mémoire. La deuxième limite découle de la première. Devant le faible échantillon, seulement des analyses univariées ont été faites. Lorsque l'échantillon prévu sera atteint, des analyses multivariées seront appliquées sur les données. Une troisième limite concerne la difficulté de la tâche de conduite. Dans la condition faible, les participants ont trouvé la consigne trop simple. Cette condition ressemblerait plus à une condition contrôle. Le simulateur nous le permettant, la création d'une condition intermédiaire pourrait être intéressante. Bien que minoritaire dans l'état actuel de l'étude, la durée des périodes de traitement et de rafraîchissement peut être une limite. Dans l'étude répliquée (Portrat et al., 2008), les temps de traitement de la tâche interférente et de rafraîchissement étaient de 666 ms et de 650 ms. Ici, ils sont de 3000 ms. Ce choix est pragmatique : un virage de 666 ms n'est pas envisageable. Mais ce choix pourrait réduire la portée de nos résultats. La dernière limite est une limite commune à toute étude sur simulateur : le simulateur bien que se rapprochant d'une situation réelle n'en est pas une (Kaptein, Theeuwes, & Van Der Horst, 1996).

# Chapitre 5

## Conclusion

Bien que fortement perturbé par les événements ayant touché l'Université Toulouse Jean Jaurès, ce travail de recherche s'inscrit dans les thématiques de la composante LTC du laboratoire CLLE. Ce laboratoire s'intéresse à l'étude de la cognition humaine dans des situations complexes, avec un intérêt égal pour les enjeux théoriques et appliqués de la recherche. Il favorise les recherches pluridisciplinaires avec la plateforme Cognition, Comportements et Usages. Le présent mémoire s'inscrit dans cette philosophie de la recherche puisque la sécurité routière fournit un contexte d'application au modèle théorique de la mémoire de travail TBRS. De la même façon, le TBRS nous permet de mieux appréhender la réalité en adressant, ici, un problème de la sécurité routière.

Également, une forte pluridisciplinarité nourrit ce mémoire. L'utilisation des moyens actuels présents au sein de la CCU permet de tester plusieurs hypothèses tout en les combinant. Les mesures physiologiques et le simulateur automobile nous offrent la possibilité de tester un modèle théorique pour tester et s'approcher le plus près de notre réalité.

Les avancées dans la compréhension de la mémoire de travail et de l'inattention pourront, *in fine*, améliorer l'efficacité de la sécurité routière en diminuant la fréquence des accidents et donc le nombre de personnes blessées ou mortes. Les avancées obtenues dans cette situation complexe pourront être étendues vers des situations de travail telles que les activités de gestion d'une centrale nucléaire (Jou, Yenn, Lin, Yang, & Chiang, 2009), de surveillance (Hodgetts, Vachon, Chamberland, & Tremblay, 2017) ou de pilotage d'un aéronef (Dehais et al., 2014). Ces activités sollicitent fortement la charge cognitive, ce qui peut amener à d'importantes dégradations de l'efficacité de l'opérateur.

# Bibliographie

- Alfaouri, M., & Daqrouq, K. (2008). ECG signal denoising by wavelet transform thresholding. *American Journal of applied sciences*, 5(3), 276-281. <https://doi.org/10.3844/ajassp.2008.276.281>
- Allison, B. Z., & Polich, J. (2008). Workload assessment of computer gaming using a single-stimulus event-related potential paradigm. *Biological psychology*, 77(3), 277-283. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2007.10.014>
- Anderson, J. R. (1996). ACT : A simple theory of complex cognition. *American Psychologist*, 51(4), 355-365. <https://doi.org/10.1037/0003-066x.51.4.355>
- Anderson, J. R. (2013). *The architecture of cognition*. <https://doi.org/10.4324/9781315799438>
- Ayaz, H., Shewokis, P. A., Bunce, S., Izzetoglu, K., Willems, B., & Onaral, B. (2012). Optical brain monitoring for operator training and mental workload assessment. *NeuroImage*, 59(1), 36-47. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2011.06.023>
- Baddeley, A. (1992). Working memory. *Science*, 255(5044), 556-559. <https://doi.org/10.1016/b978-012554465-8/50003-x>
- Baddeley, A. (2000). The episodic buffer : a new component of working memory? *Trends in cognitive sciences*, 4(11), 417-423. [https://doi.org/10.1016/s1364-6613\(00\)01538-2](https://doi.org/10.1016/s1364-6613(00)01538-2)
- Baddeley, A., & Hitch, G. (1974). Working memory. 8, 47-89. <https://doi.org/10.1093/acprof:oso/9780198570394.003.0001>
- Barrouillet, P., Bernardin, S., & Camos, V. (2004). Time constraints and resource sharing in adults' working memory spans. *Journal of Experimental Psychology : General*, 133(1), 83-100. <https://doi.org/10.1037/0096-3445.133.1.83>
- Barrouillet, P., Bernardin, S., Portrat, S., Vergauwe, E., & Camos, V. (2007). Time and cognitive load in working memory. *Journal of Experimental Psychology : Learning, Memory, and Cognition*, 33(3), 570-585. <https://doi.org/10.1037/0278-7393.33.3.570>
- Barrouillet, P., & Camos, V. (2001). Developmental increase in working memory span : Resource sharing or temporal decay? *Journal of Memory and Language*, 45(1), 1-20. <https://doi.org/10.1006/jmla.2001.2767>
- Barrouillet, P., & Camos, V. (2012). As time goes by : Temporal constraints in working memory. *Current Directions in Psychological Science*, 21(6), 413-419. <https://doi.org/10.1177/0963721412459513>

- Barrouillet, P., & Camos, V. (2015). *Working memory : Loss and reconstruction*. <https://doi.org/10.4324/9781315755854>
- Barrouillet, P., Portrat, S., & Camos, V. (2011). On the law relating processing to storage in working memory. *Psychological Review*, *118*(2), 175-192. <https://doi.org/10.1037/a0022324>
- Barrouillet, P., Portrat, S., Vergauwe, E., Diependaele, K., & Camos, V. (2011). Further evidence for temporal decay in working memory : reply to Lewandowsky and Oberauer (2009). *Journal of Experimental Psychology : Learning, Memory, and Cognition*, *37*(5), 1302-1317. <https://doi.org/10.1037/a0022933>
- Berka, C., Levendowski, D. J., Lumicao, M. N., Yau, A., & Davis, G. (2007). EEG correlates of task engagement and mental workload in vigilance, learning, and memory tasks. *Aviation, space, and environmental medicine*, *78*(5), 231-244. Repéré le 25 mars 2018, à partir de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17547324>
- Billman, G. E. (2013). The LF/HF ratio does not accurately measure cardiac sympatho-vagal balance. *Frontiers in physiology*, *4*, 26. <https://doi.org/10.3389/fphys.2013.00026>
- Blumenfeld, R. S., Parks, C. M., Yonelinas, A. P., & Ranganath, C. (2011). Putting the pieces together : the role of dorsolateral prefrontal cortex in relational memory encoding. *Journal of cognitive neuroscience*, *23*(1), 257-265. <https://doi.org/10.1162/jocn.2010.21459>
- Bootsma, M., Swenne, C. A., Van Bolhuis, H. H., Chang, P. C., Cats, V. M., & Brusckhe, A. (1994). Heart rate and heart rate variability as indexes of sympathovagal balance. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, *266*(4), 1565-1571. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.1994.266.4.h1565>
- Borghini, G., Astolfi, L., Vecchiato, G., Mattia, D., & Babiloni, F. (2014). Measuring neurophysiological signals in aircraft pilots and car drivers for the assessment of mental workload, fatigue and drowsiness. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *44*, 58-75. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2012.10.003>
- Brunner, C., Delorme, A., & Makeig, S. (2013). Eeglab—an open source matlab toolbox for electrophysiological research. *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*. <https://doi.org/10.1515/bmt-2013-4182>
- Burgess, P. W., Alderman, N., Forbes, C., Costello, A., & Channon, S. (2006). The case for the development and use of “ecologically valid” measures of executive function in experimental and clinical neuropsychology. *Journal of the international neuropsychological society*, *12*(2), 194-209. <https://doi.org/10.1017/s1355617706060310>
- Cain, B. (2007). A Review of the Mental Workload Literature. *Defence research and development Toronto (Canada)*, (1998). Repéré le 25 mars 2018, à partir de <http://www.dtic.mil/cgi-bin/GetTRDoc?Location=U2%7B%5C&%7Ddoc=GetTRDoc.pdf%7B%5C&%7DAD=ADA474193>
- Camos, V. (2017). Domain-specific versus domain-general maintenance in working memory : reconciliation within the time-based resource sharing model. *67*, 135-171. <https://doi.org/10.1016/bs.plm.2017.03.005>

- Camos, V., Lagner, P., & Barrouillet, P. (2009). Two maintenance mechanisms of verbal information in working memory. *Journal of Memory and Language*, *61*(3), 457-469. <https://doi.org/10.1016/j.jml.2009.06.002>
- Camos, V., Mora, G., & Barrouillet, P. (2013). Phonological similarity effect in complex span task. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology*, *66*(10), 1927-1950. <https://doi.org/10.1080/17470218.2013.768275>
- Camos, V., Mora, G., & Oberauer, K. (2011). Adaptive choice between articulatory rehearsal and attentional refreshing in verbal working memory. *Memory & Cognition*, *39*(2), 231-244. <https://doi.org/10.3758/s13421-010-0011-x>
- Campbell, K. L. (2012). The SHRP 2 naturalistic driving study : Addressing driver performance and behavior in traffic safety. Repéré le 25 mars 2018, à partir de <http://onlinepubs.trb.org/onlinepubs/trnews/trnews282SHRP2nds.pdf>
- Capilla, A., Schoffelen, J.-M., Paterson, G., Thut, G., & Gross, J. (2012). Dissociated alpha-band modulations in the dorsal and ventral visual pathways in visuospatial attention and perception. *Cerebral Cortex*, *24*(2), 550-561. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhs343>
- Case, R., Kurland, D. M., & Goldberg, J. (1982). Operational efficiency and the growth of short-term memory span. *Journal of experimental child psychology*, *33*(3), 386-404. [https://doi.org/10.1016/0022-0965\(82\)90054-6](https://doi.org/10.1016/0022-0965(82)90054-6)
- Causse, M., Baracat, B., Pastor, J., & Dehais, F. (2011). Reward and uncertainty favor risky decision-making in pilots : evidence from cardiovascular and oculometric measurements. *Applied psychophysiology and biofeedback*, *36*(4), 231-242. <https://doi.org/10.1007/s10484-011-9163-0>
- Chiarelli, A. M., Maclin, E. L., Fabiani, M., & Gratton, G. (2015). A kurtosis-based wavelet algorithm for motion artifact correction of fNIRS data. *NeuroImage*, *112*, 128-137. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.02.057>
- Conway, A. R., Kane, M. J., Bunting, M. F., Hambrick, D. Z., Wilhelm, O., & Engle, R. W. (2005). Working memory span tasks : A methodological review and user's guide. *Psychonomic bulletin & review*, *12*(5), 769-786. <https://doi.org/10.3758/bf03196772>
- Core, R. et al. (2013). R : A language and environment for statistical computing.
- Cowan, N. (2016). Working memory maturation : Can we get at the essence of cognitive growth? *Perspectives on Psychological Science*, *11*(2), 239-264. <https://doi.org/10.1177/1745691615621279>
- Curtis, C. E., & D'Esposito, M. (2003). Persistent activity in the prefrontal cortex during working memory. *Trends in cognitive sciences*, *7*(9), 415-423. [https://doi.org/10.1016/s1364-6613\(03\)00197-9](https://doi.org/10.1016/s1364-6613(03)00197-9)
- Debener, S., Makeig, S., Delorme, A., & Engel, A. K. (2005). What is novel in the novelty oddball paradigm? Functional significance of the novelty P3 event-related potential as revealed by independent component analysis. *Cognitive Brain Research*, *22*(3), 309-321. <https://doi.org/10.1016/j.cogbrainres.2004.09.006>

- Dehais, F., Causse, M., Vachon, F., Régis, N., Menant, E., & Tremblay, S. (2014). Failure to detect critical auditory alerts in the cockpit evidence for inattentive deafness. *Human Factors : The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 56(4), 631-644. <https://doi.org/10.1177/0018720813510735>
- Délégation à la sécurité routière. (2014). Les grandes dates de la sécurité routière. Repéré le 25 mars 2018, à partir de <http://www.securite-routiere.gouv.fr/la-securite-routiere/qui-sommes-nous/les-grandes-dates-de-la-securite-routiere>
- Delpy, D. T., Cope, M., van der Zee, P., Arridge, S., Wray, S., & Wyatt, J. (1988). Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement. *Physics in medicine and biology*, 33(12), 1433-1442. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/33/12/008>
- Dingus, T. A., Hanowski, R. J., & Klauer, S. G. (2011). Estimating crash risk. *Ergonomics in Design*, 19(4), 8-12. <https://doi.org/10.1177/1064804611423736>
- Dingus, T. A., Klauer, S. G., Neale, V. L., Petersen, A., & Lee, S. E. (2006). *The 100-car naturalistic driving study, Phase II-results of the 100-car field experiment*. <https://doi.org/10.1037/e624282011-001>
- Djeriouat, H., Mouratille, D., & Matton, N. (en révision). Does hostile intent cause physiological changes? A simulation experiment. *International Journal of Psychophysiology*.
- Dugué, L., Roberts, M., & Carrasco, M. (2016). Attention reorients periodically. *Current Biology*, 26(12), 1595-1601. <https://doi.org/10.1016/j.cub.2016.04.046>
- Editions de l'OCDE (Éd.). (2009). L'industrie automobile pendant et après la crise. 86(2), 93-124. [https://doi.org/10.1787/eco\\_outlook-v2009-2-3-fr](https://doi.org/10.1787/eco_outlook-v2009-2-3-fr)
- Engle, R. W., & Kane, M. J. (2004). Executive attention, working memory capacity, and a two-factor theory of cognitive control. *Psychology of learning and motivation*, 44, 145-200. [https://doi.org/10.1016/s0079-7421\(03\)44005-x](https://doi.org/10.1016/s0079-7421(03)44005-x)
- Engle, R. W., Tuholski, S. W., Laughlin, J. E., & Conway, A. R. (1999). Working memory, short-term memory, and general fluid intelligence : a latent-variable approach. *Journal of experimental psychology : General*, 128(3), 309-331. <https://doi.org/10.1037//0096-3445.128.3.309>
- Engström, J., Monk, C., Hanowski, R., Horrey, W., & Lee, J. (2013). A conceptual framework and taxonomy for understanding and categorizing driver inattention. *European Commission : Brussels, Belgium*. Repéré le 25 mars 2018, à partir de [http://ec.europa.eu/newsroom/dae/document.cfm?doc\\_id=2671](http://ec.europa.eu/newsroom/dae/document.cfm?doc_id=2671)
- Engström, J., Werneke, J., Bärghman, J., Nguyen, N., & Cook, B. (2013). Analysis of the role of inattention in road crashes based on naturalistic on-board safety monitoring data. Repéré le 25 mars 2018, à partir de <https://trid.trb.org/view/1405254>
- Fairclough, S. H., Venables, L., & Tattersall, A. (2005). The influence of task demand and learning on the psychophysiological response. *International Journal of Psychophysiology*, 56(2), 171-184. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2004.11.003>

- Fishburn, F. A., Norr, M. E., Medvedev, A. V., & Vaidya, C. J. (2014). Sensitivity of fNIRS to cognitive state and load. *Frontiers in human neuroscience*, 8, 76-87. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00076>
- Fitch, G. M., Soccolich, S. A., Guo, F., McClafferty, J., & Fang, Y. (2013). The impact of hand-held and hands-free cell phone use on driving performance and safety-critical event risk. Repéré le 25 mars 2018, à partir de <https://trid.trb.org/view/1249880>
- Ford. (2011). The Ford heart rate monitoring seat. Repéré le 25 mars 2018, à partir de [www.medtees.com/content/ecg\\_seat\\_fact\\_sheet\\_2.pdf](http://www.medtees.com/content/ecg_seat_fact_sheet_2.pdf)
- Gauvrit, N., & Mathy, F. (2018). Mathematical transcription of the 'time-based resource sharing' theory of working memory. *British Journal of Mathematical and Statistical Psychology*, 71(1), 146-166. <https://doi.org/10.1111/bmsp.12112>
- Gentili, R. J., Jaquess, K. J., Shuggi, I. M., Shaw, E. P., Oh, H., & Lo, L.-C. (2018). Combined assessment of attentional reserve and cognitive-motor effort under various levels of challenge with a dry EEG system. *Psychophysiology*, 55(6). <https://doi.org/10.1111/psyp.13059>
- Glavan, J. (2017). *Exploring the Time-Based Resource-Sharing Model of Working Memory Through Computational Modeling* (thèse de doct., Wright State University). Repéré le 25 mars 2018, à partir de [https://corescholar.libraries.wright.edu/etd\\_all/1741/](https://corescholar.libraries.wright.edu/etd_all/1741/)
- Greco, A., Valenza, G., Lanata, A., Scilingo, E. P., & Citi, L. (2016). cvxEDA : A convex optimization approach to electrodermal activity processing. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63(4), 797-804. <https://doi.org/10.1109/tbme.2015.2474131>
- Heine, T., Lenis, G., Reichensperger, P., Beran, T., Doessel, O., & Deml, B. (2017). Electrocardiographic features for the measurement of drivers' mental workload. *Applied ergonomics*, 61, 31-43. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2016.12.015>
- Hidalgo-Munoz, A., Mouratille, D., Matton, N., Causse, M., Rouillard, Y., & El-Yagoubi, R. (2018). Cardiovascular Correlates of Emotional State, Cognitive Workload and Time-on-Task Effect during a Realistic Flight Simulation. *International Journal of Psychophysiology*, 128, 62-69. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2018.04.002>
- Hodgetts, H. M., Vachon, F., Chamberland, C., & Tremblay, S. (2017). See no evil : Cognitive challenges of security surveillance and monitoring. *Journal of Applied Research in Memory and Cognition*, 6(3), 230-243. <https://doi.org/10.1016/j.jarmac.2017.05.001>
- Hoel, J., Jaffard, M., & Van Elslande, P. (2010). Attentional competition between tasks and its implications. Repéré le 25 mars 2018, à partir de [http://www.humanist-vce.eu/fileadmin/contributeurs/humanist/Berlin2010/Poster\\_Hoel.pdf](http://www.humanist-vce.eu/fileadmin/contributeurs/humanist/Berlin2010/Poster_Hoel.pdf)
- Hsieh, L.-T., & Ranganath, C. (2014). Frontal midline theta oscillations during working memory maintenance and episodic encoding and retrieval. *Neuroimage*, 85, 721-729. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.08.003>

- Huppert, T. J., Diamond, S. G., Franceschini, M. A., & Boas, D. A. (2009). HomER : a review of time-series analysis methods for near-infrared spectroscopy of the brain. *Applied optics*, 48(10), 280-298. <https://doi.org/10.1364/ao.48.00d280>
- Huppert, T. J., Hoge, R. D., Diamond, S. G., Franceschini, M. A., & Boas, D. A. (2006). A temporal comparison of BOLD, ASL, and NIRS hemodynamic responses to motor stimuli in adult humans. *Neuroimage*, 29(2), 368-382. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2005.08.065>
- Jahani, S., Fantana, A. L., Harper, D., Ellison, J. M., Boas, D. A., Forester, B. P., & Yücel, M. A. (2017). fNIRS can robustly measure brain activity during memory encoding and retrieval in healthy subjects. *Scientific reports*, 7(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-017-09868-w>
- James, S., & Nelson, K. (2013). *Interprétation d'un ECG*. Paris : De Boeck Superieur.
- Jansen, A. S., Van Nguyen, X., Karpitskiy, V., Mettenleiter, T. C., & Loewy, A. D. (1995). Central command neurons of the sympathetic nervous system : basis of the fight-or-flight response. *Science*, 270(5236), 644-646. <https://doi.org/10.1126/science.270.5236.644>
- Jou, Y.-T., Yenn, T.-C., Lin, C. J., Yang, C.-W., & Chiang, C.-C. (2009). Evaluation of operators' mental workload of human-system interface automation in the advanced nuclear power plants. *Nuclear Engineering and Design*, 239(11), 2537-2542. <https://doi.org/10.1016/j.nucengdes.2009.06.023>
- Journal officiel de la République Française. (1972). Fac-similé JO du 08/07/1972, page 07114. Repéré le 25 mars 2018, à partir de [https://www.legifrance.gouv.fr/jo\\_pdf.do?numJO=0%5C&dateJO=19720708%5C&numTexte=%5C&pageDebut=07114%5C&pageFin=](https://www.legifrance.gouv.fr/jo_pdf.do?numJO=0%5C&dateJO=19720708%5C&numTexte=%5C&pageDebut=07114%5C&pageFin=)
- Kahneman, D. (1973). *Attention and effort*. (T. 1063). <https://doi.org/10.2307/1421603>
- Kaptein, N., Theeuwes, J., & Van Der Horst, R. (1996). Driving simulator validity : Some considerations. *Transportation Research Record : Journal of the Transportation Research Board*, (1550), 30-36. <https://doi.org/10.3141/1550-05>
- Keil, A., Debener, S., Gratton, G., & Junghöfer, M. (2014). Committee report : publication guidelines and recommendations for studies using electroencephalography and magnetoencephalography. *Psychophysiology*, 51(1), 1-21. <https://doi.org/10.1111/psyp.12147>
- Kherad-Pajouh, S., & Renaud, O. (2015). A general permutation approach for analyzing repeated measures ANOVA and mixed-model designs. *Statistical Papers*, 56(4), 947-967. <https://doi.org/10.1007/s00362-014-0617-3>
- Klem, G. H., Lüders, H. O., Jasper, H., & Elger, C. (1999). The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 52(3), 3-6. Repéré le 25 mars 2018, à partir de <http://www.clinph-journal.com/pb/assets/raw/Health%20Advance/journals/clinph/Chapter1-1.pdf>
- Klimesch, W. (1999). EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance : a review and analysis. *Brain research reviews*, 29(2-3), 169-195. [https://doi.org/10.1016/s0165-0173\(98\)00056-3](https://doi.org/10.1016/s0165-0173(98)00056-3)

- Konig, C. J., Buhner, M., & Murling, G. (2005). Working memory, fluid intelligence, and attention are predictors of multitasking performance, but polychronicity and extraversion are not. *Human performance*, 18(3), 243-266. [https://doi.org/10.1207/s15327043hup1803\\_3](https://doi.org/10.1207/s15327043hup1803_3)
- Kramer, A. F., Trejo, L. J., & Humphrey, D. (1995). Assessment of mental workload with task-irrelevant auditory probes. *Biological Psychology*, 40(1-2), 83-100. [https://doi.org/10.1016/0301-0511\(95\)05108-2](https://doi.org/10.1016/0301-0511(95)05108-2)
- Lakens, D. (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science : a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Frontiers in psychology*, 4, 863-875. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2013.00863>
- Lemaire, B., & Portrat, S. (2018). A computational model of working memory integrating time-based decay and interference. *Frontiers in Psychology*, 9, 416-432. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2018.00416>
- Lemercier, C., & Cellier, J.-M. (2008). Les défauts de l'attention en conduite automobile : inattention, distraction et interférence. *Le travail humain*, 71(3), 271-296. <https://doi.org/10.3917/th.713.0271>
- Lépine, R., Barrouillet, P., & Camos, V. (2005). What makes working memory spans so predictive of high-level cognition? *Psychonomic Bulletin & Review*, 12(1), 165-170. <https://doi.org/10.3758/bf03196363>
- Lépine, R., Bernardin, S., & Barrouillet, P. (2005). Attention switching and working memory spans. *European Journal of Cognitive Psychology*, 17(3), 329-345. <https://doi.org/10.1080/09541440440000014>
- Lewandowsky, S., Geiger, S. M., & Oberauer, K. (2008). Interference-based forgetting in verbal short-term memory. *Journal of Memory and Language*, 59(2), 200-222. <https://doi.org/10.1016/j.jml.2008.04.004>
- Lewandowsky, S., Oberauer, K., & Brown, G. D. (2009). No temporal decay in verbal short-term memory. *Trends in cognitive sciences*, 13(3), 120-126. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2008.12.003>
- Liefoghe, B., Barrouillet, P., Vandierendonck, A., & Camos, V. (2008). Working memory costs of task switching. *Journal of Experimental Psychology : Learning, Memory, and Cognition*, 34(3), 478-494. <https://doi.org/10.1037/0278-7393.34.3.478>
- Luck, S. J. (2014). *An introduction to the event-related potential technique*. Cambridge : MIT press.
- Makeig, S., Bell, A. J., Jung, T.-P., & Sejnowski, T. J. (1996). Independent component analysis of electroencephalographic data. *Advances in neural information processing systems*, 145-151.
- Mandrick, K., Peysakhovich, V., Rémy, F., Lepron, E., & Causse, M. (2016). Neural and psychophysiological correlates of human performance under stress and high mental workload. *Biological psychology*, 121, 62-73. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2016.10.002>

- Marwedel, P. (2006). *Embedded system design*. (Chap. *Embedded System Hardware*, T. 1). Springer.
- Massaro, S., & Pecchia, L. (2016). Heart rate variability (HRV) analysis : A methodology for organizational neuroscience. *Organizational Research Methods*, 1-40. <https://doi.org/10.1177/1094428116681072>
- Mehler, B., Reimer, B., & Coughlin, J. F. (2012). Sensitivity of physiological measures for detecting systematic variations in cognitive demand from a working memory task : an on-road study across three age groups. *Human factors*, 54(3), 396-412. <https://doi.org/10.1177/0018720812442086>
- Mehler, B., Reimer, B., Coughlin, J., & Dusek, J. (2009). Impact of incremental increases in cognitive workload on physiological arousal and performance in young adult drivers. *Transportation Research Record : Journal of the Transportation Research Board*, 6-12. <https://doi.org/10.3141/2138-02>
- Miller, G. (1956). The magic number seven plus or minus two : some limits on our capacity for processing information. *Psychological review*, 63, 91-97. <https://doi.org/10.1037//0033-295x.101.2.343>
- Miller, G., Galanter, E., & Pribram, K. (1960). *Plans and the structure of behavior*. <https://doi.org/10.2307/411065>
- Mora, G., & Camos, V. (2013). Two systems of maintenance in verbal working memory : Evidence from the word length effect. *PloS one*, 8(7). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0070026>
- Morais, G. A. Z., 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), 3341-3342. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-21716-z>
- Oberauer, K., & Kliegl, R. (2006). A formal model of capacity limits in working memory. *Journal of Memory and Language*, 55(4), 601-626. <https://doi.org/10.1016/j.jml.2006.08.009>
- Oberauer, K., & Lewandowsky, S. (2011). Modeling working memory : A computational implementation of the Time-Based Resource-Sharing theory. *Psychonomic Bulletin & Review*, 18(1), 10-45. <https://doi.org/10.3758/s13423-010-0020-6>
- Organisation Mondiale de la Santé. (2015). *Rapport de situation sur la sécurité routière 2015*. Organisation Mondiale de la Santé. Repéré le 25 mars 2018, à partir de [http://www.who.int/violence\\_injury\\_prevention/road\\_safety\\_status/2015/fr/](http://www.who.int/violence_injury_prevention/road_safety_status/2015/fr/)
- Owen, A. M., McMillan, K. M., Laird, A. R., & Bullmore, E. (2005). N-back working memory paradigm : A meta-analysis of normative functional neuroimaging studies. *Human Brain Mapping*, 25(1), 46-59. <https://doi.org/10.1002/hbm.20131>
- Pan, J., & Tompkins, W. J. (1985). A real-time QRS detection algorithm. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 3, 230-236. <https://doi.org/10.1109/tbme.1985.325532>

- Papanicolaou, A. C., & Johnstone, J. (1984). Probe evoked potentials : theory, method and applications. *International Journal of Neuroscience*, 24(2), 107-131. <https://doi.org/10.3109/00207458409089800>
- Parasuraman, R., & Rizzo, M. (2008). *Neuroergonomics : The brain at work*. Oxford : Oxford University Press.
- Pashler, H. (1994). Dual-task interference in simple tasks : data and theory. *Psychological bulletin*, 116(2), 220-244. <https://doi.org/10.1037//0033-2909.116.2.220>
- Pashler, H., & Sutherland, S. (1998). *The psychology of attention*. (T. 15). Cambridge : MIT press.
- Peltola, M. (2012). Role of editing of RR intervals in the analysis of heart rate variability. *Frontiers in physiology*, 3, 148-158. <https://doi.org/10.3389/fphys.2012.00148>
- Petrides, M. (2000). The role of the mid-dorsolateral prefrontal cortex in working memory. *Experimental brain research*, 133(1), 44-54. <https://doi.org/10.1007/s002210000399>
- Polich, J. (2007). Updating P300 : An integrative theory of P3a and P3b. *Clinical Neurophysiology*, 118(10), 2128-2148. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2007.04.019>
- Portrat, S., Barrouillet, P., & Camos, V. (2008). Time-related decay or interference-based forgetting in working memory ? *Journal of experimental psychology : Learning, memory, and cognition*, 34(6), 1561-1564. <https://doi.org/10.1037/a0013356>
- Posada-Quintero, H. F., Florian, J. P., Orjuela-Cañón, A. D., Aljama-Corrales, T., Charleston-Villalobos, S., & Chon, K. H. (2016). Power spectral density analysis of electrodermal activity for sympathetic function assessment. *Annals of biomedical engineering*, 44(10), 3124-3135. <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1606-6>
- Puma, S. (2016). *Optimisation des apprentissages : modèles et mesures de la charge cognitive* (thèse de doct., Université Toulouse Mirail). Repéré le 25 mars 2018, à partir de <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01735371>
- Puma, S., Matton, N., Paubel, P.-V., Raufaste, É., & El-Yagoubi, R. (2018). Using theta and alpha band power to assess cognitive workload in multitasking environments. *International Journal of Psychophysiology*, 123, 111-120. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2017.10.004>
- Puma, S., Matton, N., Paubel, P. V., & Tricot, A. (2018). Cognitive Load Theory and Time Considerations : Using the Time-Based Resource Sharing Model. *Educational Psychology Review*, 1-16. <https://doi.org/10.1007/s10648-018-9438-6>
- Raye, C. L., Johnson, M. K., Mitchell, K. J., Greene, E. J., & Johnson, M. R. (2007). Refreshing : A minimal executive function. *Cortex*, 43(1), 135-145. [https://doi.org/10.1016/s0010-9452\(08\)70451-9](https://doi.org/10.1016/s0010-9452(08)70451-9)
- Regan, M. A., Hallett, C., & Gordon, C. P. (2011). Driver distraction and driver inattention : Definition, relationship and taxonomy. *Accident Analysis & Prevention*, 43(5), 1771-1781. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2011.04.008>

- Ricker, T. J., AuBuchon, A. M., & Cowan, N. (2010). Working memory. *Wiley interdisciplinary reviews : Cognitive science*, 1(4), 573-585. <https://doi.org/10.1002/wcs.50>
- Rottschy, C., Langner, R., Dogan, I., Reetz, K., Laird, A. R., Schulz, J. B., ... Eickhoff, S. B. (2012). Modelling neural correlates of working memory : a coordinate-based meta-analysis. *Neuroimage*, 60(1), 830-846. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2011.11.050>
- Ryu, K., & Myung, R. (2005). Evaluation of mental workload with a combined measure based on physiological indices during a dual task of tracking and mental arithmetic. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(11), 991-1009. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2005.04.005>
- Saito, S., & Miyake, A. (2004). On the nature of forgetting and the processing-storage relationship in reading span performance. *Journal of memory and Language*, 50(4), 425-443. <https://doi.org/10.1016/j.jml.2003.12.003>
- Salathe, M., & Rousseau, T. (2017). La securite routiere en France : Bilan de l'accidentalite de l'annee 2016. Repéré le 25 mars 2018, à partir de <http://www.securite-routiere.gouv.fr/la-securite-routiere/1-observatoire-national-interministeriel-de-la-securite-routiere/accidentalite-routiere/bilans-annuels>
- Salvucci, D. D., & Beltowska, J. (2008). Effects of memory rehearsal on driver performance : Experiment and theoretical account. *Human Factors*, 50(5), 834-844. <https://doi.org/10.1518/001872008X354200>
- SanMiguel, I., Corral, M.-J., & Escera, C. (2008). When loading working memory reduces distraction : behavioral and electrophysiological evidence from an auditory-visual distraction paradigm. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 20(7), 1131-1145. <https://doi.org/10.1162/jocn.2008.20078>
- Shaw, E. P., Rietschel, J. C., Hendershot, B. D., Pruziner, A. L., Miller, M. W., Hatfield, B. D., & Gentili, R. J. (2018). Measurement of attentional reserve and mental effort for cognitive workload assessment under various task demands during dual-task walking. *Biological psychology*, 134, 39-51. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2018.01.009>
- Sibi, S., Ayaz, H., Kuhns, D. P., Sirkin, D. M., & Ju, W. (2016). Monitoring driver cognitive load using functional near infrared spectroscopy in partially autonomous cars. *IEEE Intelligent Vehicles Symposium, Proceedings*, 2016(4), 419-425. <https://doi.org/10.1109/IVS.2016.7535420>
- Solis-Marcos, I., & Kircher, K. (2018). Event-related potentials as indices of mental workload while using an in-vehicle information system. *Cognition, Technology & Work*, 1-13. <https://doi.org/10.1007/s10111-018-0485-z>
- Strangman, G. E., Li, Z., & Zhang, Q. (2013). Depth sensitivity and source-detector separations for near infrared spectroscopy based on the Colin27 brain template. *PLoS one*, 8(8). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0066319>
- Sugimoto, F., & Katayama, J. (2013). Somatosensory P2 reflects resource allocation in a game task : assessment with an irrelevant probe technique using electrical probe

- stimuli to shoulders. *International Journal of Psychophysiology*, 87(2), 200-204. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2013.01.007>
- Sweller, J., Van Merriënboer, J. J., & Paas, F. G. (1998). Cognitive architecture and instructional design. *Educational psychology review*, 10(3), 251-296. <https://doi.org/10.1023/A:1022193728205>
- Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing. (1996). Heart Rate Variability. *Circulation*, 93(5), 1043-1065. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.93.5.1043>
- Theios, J. (1973). Reaction Time Measurements in the Study of Memory Processes : Theory and Data. *Psychology of learning and motivation*, 7, 43-85.
- Todd, J. J., & Marois, R. (2005). Capacity limit of visual short-term memory in human posterior parietal cortex. *Nature*, 428(6984), 751-754. <https://doi.org/10.1038/nature02466>
- Towse, J., & Hitch, G. [GJ]. (1995). Is there a relationship between task demand and storage space in tests of working memory capacity? *The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A*, 48(1), 108-124. <https://doi.org/10.1080/14640749508401379>
- Transportation Research Board, National Academies of Sciences, Engineering, and Medicine, & Strategic Highway Research Program Safety Focus Area. (2015). Analysis of Naturalistic Driving Study Data : Safer Glances, Driver Inattention, and Crash Risk. In T. Victor (Éd.). <https://doi.org/10.17226/22297>
- Treat, J. R. (1980). A study of precrash factors involved in traffic accidents. *HSRI Research Review*. Repéré le 25 mars 2018, à partir de <http://psycnet.apa.org/record/1981-13775-001>
- Vergauwe, E., Barrouillet, P., & Camos, V. (2009). Visual and spatial working memory are not that dissociated after all : A time-based resource-sharing account. *Journal of Experimental Psychology : Learning, Memory, and Cognition*, 35(4), 1012-1028. <https://doi.org/10.1037/a0015859>
- Vergauwe, E., Barrouillet, P., & Camos, V. (2010). Do mental processes share a domain-general resource? *Psychological Science*, 21(3), 384-390. <https://doi.org/10.1177/0956797610361340>
- Vergauwe, E., Camos, V., & Barrouillet, P. (2014). The impact of storage on processing : How is information maintained in working memory? *Journal of Experimental Psychology : Learning, Memory, and Cognition*, 40(4), 1072-1095. <https://doi.org/10.1037/a0035779>
- Vergauwe, E., Dewaele, N., Langerock, N., & Barrouillet, P. (2012). Evidence for a central pool of general resources in working memory. *Journal of Cognitive Psychology*, 24(3), 359-366. <https://doi.org/10.1080/20445911.2011.640625>
- Vergauwe, E., Hartstra, E., Barrouillet, P., & Brass, M. (2015). Domain-general involvement of the posterior frontolateral cortex in time-based resource-sharing in working memory : An fMRI study. *NeuroImage*, 115, 104-116. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.04.059>

- Wickens, C. D. (2008). Multiple resources and mental workload. *Human Factors : The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 50(3), 449-455. <https://doi.org/10.1518/001872008x288394>
- Wijeakumar, S., Huppert, T. J., Magnotta, V. A., Buss, A. T., & Spencer, J. P. (2017). Validating an image-based fNIRS approach with fMRI and a working memory task. *NeuroImage*, 147, 204-218. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2016.12.007>
- Wilson, G. F. (2002). An analysis of mental workload in pilots during flight using multiple psychophysiological measures. *The International Journal of Aviation Psychology*, 12(1), 3-18. [https://doi.org/10.1207/s15327108ijap1201\\_2](https://doi.org/10.1207/s15327108ijap1201_2)
- Witmer, J. S., Aeschlimann, E. A., & Rammsayer, T. H. (2018). The Validity of Functional Near-Infrared Spectroscopy Recordings of Visuospatial Working Memory Processes in Humans. *Brain sciences*, 8(4), 62-80. <https://doi.org/10.3390/brainsci8040062>
- Woodman, G. F. (2010). A brief introduction to the use of event-related potentials in studies of perception and attention. *Attention, Perception, & Psychophysics*, 72(8), 2031-2046. <https://doi.org/10.3758/app.72.8.2031>
- World Medical Association. (2008). Declaration of Helsinki : ethical principles for medical research involving human subjects. *Jahrbuch für Wissenschaft und Ethikm*. <https://doi.org/10.1515/9783110208856.233>
- Yucel, M. A., Selb, J., Aasted, C. M., Lin, P.-Y., Borsook, D., Becerra, L., & Boas, D. A. (2016). Mayer waves reduce the accuracy of estimated hemodynamic response functions in functional near-infrared spectroscopy. *Biomedical optics express*, 7(8), 3078-3088. <https://doi.org/10.1364/boe.7.003078>

# **Annexes**

# Annexe A

## Acronymes

<b>C-COG</b>	Charge cognitive
<b>DIF</b>	Difficulté
<b>DIF1</b>	Difficulté faible
<b>DIF2</b>	Difficulté élevée
<b>DLPFC</b>	Cortex pré-frontal dorsolateral
<b>ECG</b>	Electrocardiographie
<b>EDA</b>	Activité électrodermale
<b>EEG</b>	Electroencéphalographie
<b>ERP</b>	Potentiels Evoqués
<b>fNIRS</b>	Spectroscopie proche infra-rouge
<b>HR</b>	Rythme cardiaque
<b>HRV</b>	Variabilité de la fréquence cardiaque
<b>IRMf</b>	Imagerie par résonance magnétique fonctionnelle
<b>MdT</b>	Mémoire de travail
<b>MEG</b>	Magnétoencéphalographie
<b>RM-ANOVA</b>	Analyse univariée de variance à mesures répétées
<b>SCR</b>	Réponse cutanée
<b>SNC</b>	Système nerveux central
<b>SNS</b>	Système nerveux sympathique
<b>SNP</b>	Système nerveux périphérique
<b>SNPARA</b>	Système nerveux parasympathique
<b>TBRS</b>	Time-Based Resource-Sharing
<b>TEP</b>	Tomographie par emission de positon
<b>TR</b>	Temps de réaction

## **Annexe B**

### **Simulateur de conduite**



FIGURE 8 – Salle d'expérimentation

# Annexe C

## Mesures physiologiques

### Electroencéphalographie

#### Principes théoriques

L'EEG est la plus ancienne des techniques de neuroimagerie non-invasive et directe (Berger, 1929). Elle permet une mesure directe de l'activité électrique des neurones. Cette activité est mesurée au niveau du cuir chevelu à l'aide d'électrodes. Elle serait une sommation des potentiels post-synaptiques de ces neurones. Lors de la transmission d'un potentiel d'action entre deux neurones au niveau d'une synapse, des canaux ioniques s'ouvrent sur la membrane de la cellule nerveuse et des ions pénètrent dans le soma et sortent dans l'espace extracellulaire. Ce changement de potentiel mène à la génération de champs électriques. À l'échelle d'un neurone, ce champ électrique est faible et ne pourra pas être mesurable au niveau du cuir chevelu à cause de l'atténuation provenant des méninges, du crâne et de la peau. À une échelle plus macroscopique, étant donné que les neurones ont tendance à se synchroniser entre eux, ces champs électriques s'additionnent et deviennent assez puissants pour pouvoir traverser les différentes barrières physiques et être mesurés au niveau du cuir chevelu.  $10^7$  neurones devraient être activés en même temps pour que l'onde soit assez puissante (Ebersole, 1997). Egalement, cette sommation comprend seulement les neurones orientés dans la même direction. En partant de ces deux critères (synchronisation et même direction), l'activité mesurée proviendrait principalement des neurones pyramidaux dans le cortex cérébral (Murakami & Okada, 2006). La technique EEG donne des résultats relatifs. Ils sont une différence entre le potentiel électrique mesuré entre une électrode et une autre électrode (appelée référente) placée ailleurs sur le cuir chevelu, généralement au niveau de l'oreille. Egalement, il existe une variabilité intra-individuelle au sujet de la disposition et de la composition des différentes couches composant le cortex cérébral.

Le signal EEG est caractérisé par des oscillations, un mécanisme neuronal fondamental (Varela, Lachaux, Rodriguez, & Martinerie, 2001). Il s'agit de fluctuations rythmiques dans

l'excitabilité d'une population neuronale. Ces oscillations ont trois caractéristiques : une puissance (énergie dans une fréquence) , une fréquence (vitesse de l'oscillation, Hz) et une phase (position au niveau de l'onde sinusoïdale, en radian). Elles peuvent donc être catégorisées en bandes. 5 bandes divisent le spectre total : delta (0.5–4 Hz) (Walter, 1936), theta (4–7 Hz) (Walter & Dovey, 1944), alpha (7-13Hz) (Berger, 1929), beta (13–30 Hz) (Berger, 1929), et gamma (> 30Hz) (Jasper & Andrews, 1938). Alpha peut être divisé en deux sous-bandes : alpha-faible (7–10 Hz) et alpha-élevée (10–13 Hz). À un instant  $t$ , le signal EEG n'est pas composé d'une seule bande de fréquence mais de la somme des 5 bandes de fréquences. Grâce à des techniques de traitement du signal (en particulier la transformée de Fourier et ses dérivées), il est possible de connaître la contribution respective de chaque bande au signal EEG. Les bandes theta et alpha-faible sont liées aux demandes attentionnelles alors que la bande beta est plus forte au niveau temporal pour le traitement émotionnel et au niveau pariétal pour le traitement cognitif (Ray & Cole, 1985). La bande alpha-élevée jouerait un rôle dans les performances à une tâche en termes de vitesse, pertinence et difficulté (Klimesch, 1999). La bande gamma serait impliquée dans les perceptions visuelles d'objets (Keil, Müller, Ray, Gruber, & Elbert, 1999).

L'EEG présente une excellente résolution temporelle, de l'ordre du ms. La plupart des processus cognitifs se produit en moins d'une demie-seconde et peut durer de quelques dizaines de ms à quelques secondes (M. X. Cohen, 2011). L'activité électrique sous-jacent les processus cognitifs est mesurée immédiatement du fait de la vitesse de transmission des ondes électromagnétiques. En raison de cette précision temporelle, l'étude des potentiels évoqués (ERP) est idéale dans un protocole expérimental (Woodman, 2010). Un ordinateur de stimulation envoie un stimulus au participant et un marqueur au périphérique d'acquisition EEG pour connaître la date d'envoi à la ms près. À partir de ce marqueur, l'observation des processus neuronaux sous-jacents les processus cognitifs peut être faite dans la fenêtre temporelle suivante : de la perception des informations sensorielles par le système nerveux périphérique jusqu'à après la réponse comportementale donnée. Le signal acquis pendant cette fenêtre temporelle contient deux composantes : une activité liée au stimulus et une activité non-liée (appelée bruit). Ce bruit ne nous intéressant pas, il est nécessaire de l'atténuer voire de le supprimer. Pour ce faire, un nombre important de répétition des stimulus est réalisé puis un moyennage des signaux mesurés est fait. Le bruit ayant une nature aléatoire, le moyennage permettra l'atténuation du bruit tout en maintenant l'activité liée au stimulus. Ensuite, ce signal peut être décomposé en composantes. Cette composante est définie par une polarité, une latence et une distribution topographique. Il existe de nombreuses composantes dont les plus connues sont P1, N1, P300 et ERN (Sur & Sinha, 2009). Pour les deux premières, le ratio SNR devient correct à partir de 500 itérations alors que pour la P300, seulement une trentaine suffit (J. Cohen & Polich, 1997).

Par contre, la résolution spatiale est très mauvaise : l'activité mesurée par une électrode n'est pas l'activité de la population neuronale située en dessous. Les ondes électromagnétiques se diffusent dans toutes les directions et dans tous les milieux. De plus, les algorithmes actuel-

lement utilisés pour résoudre le problème inverse associé à la localisation des sources des potentiels électriques provenant du cerveau ne permettent pas une localisation précise. Egalement, de nombreux artefacts peuvent perturber le signal : l'activité oculaire, l'activité musculaire de la mâchoire, le réseau électrique, les mouvements etc...

## Spectroscopie Proche Infra-Rouge

### Principes théoriques

La spectroscopie proche infra-rouge, fNIRS en anglais, est une technique de neuroimagerie fonctionnelle de mesure indirecte. Elle est assez récente puisque la preuve de concept a été mise au point par Jobsis (1977). Elle est basée sur le même postulat que l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle : l'activité hémodynamique ou effet *Blood-Oxygen-Level Dependent* dans le cadre de l'IRMf (Herrera-Vega, Treviño-Palacios, & Orihuela-Espina, 2017).

Suite à l'activation d'une région cérébrale, une augmentation de l'afflux sanguin a lieu vers celle-ci. En effet, l'émission d'un potentiel d'action implique une consommation d'oxygène et de glucose de la part des neurones et des astrocytes impliquées dans l'échange. Après cette émission, il est donc nécessaire d'alimenter transitoirement la zone en oxygène et de glucose afin d'éviter l'anoxie de cette zone. Or ces suppléments sont apportés par le sang, en particulier l'oxygène qui est transporté par l'hémoglobine. L'hémoglobine possède deux états : un état oxygéné, c'est-à-dire que l'oxygène n'est pas consommé, et un état désoxygéné où toutes les molécules d'oxygène ont été consommées. Un mécanisme, nommé couplage neurovasculaire, est chargé de surveiller les concentrations en hémoglobine oxygénée et en hémoglobine déoxygénée. Lorsque celui-ci détecte une variation importante du rapport entre ces deux concentrations, une augmentation du débit sanguin et du volume sanguin est déclenchée pour faire revenir à la normale le rapport.

C'est cette variation de concentration que la technique fNIRS va mesurer. Pour ce faire, de la lumière à des longueurs d'ondes particulières (entre 650 et 950 nm) sera émise au niveau de la surface du crâne, juste au dessus de la zone cérébrale étudiée. Puisqu'elle appartient au spectre du proche infrarouge, cette lumière pénètre les tissus biologiques sur quelques centimètres et donc atteint la surface du cortex cérébral. Les tissus biologiques traversés ne sont pas homogènes, la lumière ne sera donc pas transmise, abordée et déviée de la même façon selon les éléments qu'elle traversera. Certains de ces éléments ont des propriétés d'absorption et de déviation constantes mais ce n'est pas le cas des chromophores (groupes d'atomes permettant l'absorption de la lumière) tels que l'hémoglobine oxygénée et l'hémoglobine désoxygénée (ces deux états n'ont pas le même spectre d'absorption). Un changement de concentration dans ces deux chromophores amènera un changement d'atténuation. Ce changement peut être quantifié en utilisant la loi modifiée de Beer-Lambert (Delpy et al., 1988). La loi originale a été modifiée

afin de prendre en compte le trajet non-linéaire de la lumière dans les différents milieux rencontrés.

Pour obtenir un ratio signal sur bruit correct, la distance entre les émetteurs et les détecteurs est critique. Se présentant en forme de "banane" (Okada & Delpy, 2003), la trajectoire de la lumière doit pouvoir atteindre la surface du cortex. Cependant, plus la distance est importante, plus le nombre de structures traversées sera élevé et plus la précision spatiale et la qualité du signal seront dégradées.

Cette technique présente de nombreux avantages par rapport aux autres techniques de neuroimagerie. Elle est non-invasive, portable, silencieuse et relativement peu chère. Par rapport à l'EEG, elle offre une meilleure résolution spatiale, une mise en place plus rapide et une insensibilité à toute perturbation électromagnétique. En raison de ces avantages, l'utilisation de cette technique est de plus en plus courante en psychologie (Ferreri, Bigand, Perrey, & Bugajska, 2014). Comparé à l'IRMf, une meilleure tolérance aux mouvements et une utilisation dans des environnements plus écologiques sont permises. En revanche, l'activation du mécanisme de couplage neurovasculaire n'étant pas immédiat, un certain délai temporel existe. Malheureusement, ce délai n'est pas constant et universel. La durée entre l'activation de la cellule nerveuse et l'apport de nutriments par le flux sanguin est propre à chaque personne. Ce décalage temporel serait d'environ 6 secondes après le stimulus mais des méthodes récentes permettent de réduire ce délai en étudiant l'initial dip (Cui, Bray, & Reiss, 2010; Hong & Naseer, 2016). Egalement, du fait de sa relative jeunesse, une absence de procédure standardisée et une vulnérabilité aux changements vasculaires entâchent ces avantages (Pfeifer, Scholkmann, & Labruyère, 2017).

## **Electrocardiographie**

### **Principes théoriques**

L'ECG est une technique mesurant l'activité électrique du cœur. Le cœur est composé d'un muscle (le myocarde), des oreillettes et des ventricules. Ce muscle est responsable de la circulation du sang et du cycle cardiaque. Ce cycle cardiaque peut être défini en deux périodes d'activité : la diastole et la systole. La systole est la période où le sang est éjecté des ventricules et la diastole correspond à la période de relaxation et de remplissage des ventricules entre les deux contractions.

Lorsqu'on étudie plus précisément le cycle cardiaque, celui-ci est composé d'une succession d'émissions d'ondes. Lors de la dépolarisation des oreillettes permettant le passage du sang des oreillettes aux ventricules, l'onde P est émise. Ensuite, le complexe QRS est généré lors de la dépolarisation des ventricules correspondant à la contraction des ventricules et à l'éjection du sang dans les artères pulmonaires et l'aorte. Puis lors de la repolarisation des ventricules

permettant le repos et le rechargement afin de pouvoir se dépolariser de nouveau, l'onde T est créée. La période réfractaire est de 200ms.

Les cellules nerveuses du coeur sont contrôlées par le système nerveux sympathique et le système nerveux parasympathique mais ces deux branches n'ont pas le même contrôle : le système nerveux sympathique a une influence comprise entre 3 et 55 battements par minutes alors que le système nerveux parasympathique se situe quant à lui entre 71 et 125. Mais lorsque les deux sont activés en même temps, une interaction se produit et peut décupler les effets. Des structures de haut-niveau peuvent inhiber et surpasser les structures de bas-niveau dans la régulation du système nerveux autonome. En temps normal, le baroréflexe suffit pour "alimenter" le coeur mais par exemple, lors d'un danger, la réponse "Fight or Flight" est engagée : le système limbique détecte le signal, le système nerveux sympathique s'active et une augmentation du rythme cardiaque a lieu afin de répondre aux besoins énergétiques plus importants pour répondre au danger.

## **Activité électrodermale**

### **Principes théoriques**

L'activité électrodermale est une activité électrique produite par les glandes sudoripares. Ces glandes sont responsables de la sudation, appartiennent au système nerveux autonome et sont fortement sensibles aux stimuli psychologiquement signifiants (Boucsein, 1992). Cette activité serait donc le reflet de l'interaction entre l'environnement et l'état psychologique de l'individu. Elle permet d'identifier notamment l'état émotionnel de l'individu. Cette technique a connu son heure de gloire dans le grand public avec son utilisation pour les détecteurs de mensonges.

Fere (1888) et Tarchanoff (1890) furent les premiers à observer cette activité : en réponse à des stimuli, la résistance de la peau diminuait malgré l'application d'un courant électrique constant entre deux électrodes placées sur la peau. La fonction première des glandes sudoripares est la thermorégulation mais celles situées sur les paumes sont plus sensibles aux stimuli psychologiques que thermiques (cette différence serait liée à la haute densité de glandes dans cette localisation) (Shields, MacDowell, Fairchild, & Campbell, 1987). Dans une approche évolutionniste, cette haute densité proviendrait de la meilleure précision et adhérence tactile induite par les sécrétions de ces glandes. Ces glandes écrines se trouvent dans la partie subderme de la peau. Elles sont reliées à la surface de la peau (stratum corneum) par un canal, cette barrière externe est composée d'une couche de cellules mortes protégeant les organes internes. Ce canal traverse donc un certain nombre de couches de la peau et se termine par un pore sudorifique. Selon l'activité des glandes, le canal serait plus ou moins rempli de sécrétions. Ces sécrétions étant conductrices, la résistance du stratum corneum varie en fonction de la quantité des sécrétions.

Deux méthodes peuvent être utilisées : la méthode exosomatique et la méthode endomatique. La première mesure la résistance de la peau suite au passage d'un courant électrique externe alors que la deuxième n'implique pas le passage d'un courant électrique. Le principe derrière ces deux méthodes provient de la loi d'Ohm. À partir de cette loi ( $R = V/I$ ), si l'intensité est maintenue constante, alors on peut mesurer la tension entre les deux électrodes qui variera avec la résistance. Si la tension est maintenue constante, alors l'intensité est mesurable et est la réciproque de la résistance de la peau. Cette conductance cutanée est exprimée en Siemens, en microSiemens plus exactement. L'étendue est comprise entre 2 et 20  $\mu\text{S}$ , une importante variabilité interindividuelle est présente. Généralement, les électrodes sont placées sur une main (non-) au niveau de la paume ou sur les phalanges de deux doigts.

Cette activité contient deux composantes : le niveau de conductance cutanée (SCL) et la réponse de conductance cutanée (SCR). Si une SCR a lieu sans stimuli identifiable, elle est considérée comme une réponse non-spécifique (NS-SCR) : au repos, un sujet a un taux de NS-SCR entre 1 et 3 par minutes. Suite à un stimuli identifiable, une réponse spécifique (SCR) est comptabilisée lorsque le pic de celle-ci dépasse 0.05  $\mu\text{S}$  voire 0.01  $\mu\text{S}$  et qu'elle est comprise dans une fenêtre temporelle de 1 à 4 secondes après le stimuli.

## Références

- Berger, H. (1929). Über das elektroencephalogramm des menschen. *Archiv für psychiatrie und nervenkrankheiten*, 87(1), 527-570. <https://doi.org/10.1007/bf01797193>
- Boucsein, W. (1992). *Electrodermal activity*. <https://doi.org/10.1007/978-1-4757-5093-5>
- Cohen, J., & Polich, J. (1997). On the number of trials needed for P300. *International Journal of Psychophysiology*, 25(3), 249-255. [https://doi.org/10.1016/S0167-8760\(96\)00743-X](https://doi.org/10.1016/S0167-8760(96)00743-X)
- Cohen, M. X. (2011). It's about time. *Frontiers in human neuroscience*, 5. <https://doi.org/10/crvvtx>
- Cui, X., Bray, S., & Reiss, A. L. (2010). Speeded near infrared spectroscopy (NIRS) response detection. *PLoS one*, 5(11), e15474. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0015474>
- Delpy, D. T., Cope, M., van der Zee, P., Arridge, S., Wray, S., & Wyatt, J. (1988). Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement. *Physics in medicine and biology*, 33(12), 1433-1442. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/33/12/008>
- Ebersole, J. S. (1997). Defining epileptogenic foci : past, present, future. *Journal of clinical neurophysiology*, 14(6), 470-483. <https://doi.org/10.1097/00004691-199711000-00003>
- Fere, C. (1888). Note on changes in electrical resistance under the effect of sensory stimulation and emotion. *Comptes rendus des seances de la societ  de biologie*, 5, 217-219.

- Ferreri, L., Bigand, E., Perrey, S., & Bugajska, A. (2014). The promise of Near-Infrared Spectroscopy (NIRS) for psychological research : a brief review. *L'Année psychologique*, 114(3), 537-569. <https://doi.org/10.4074/s0003503314003054>
- Herrera-Vega, J., Treviño-Palacios, C. G., & Orihuela-Espina, F. (2017). Neuroimaging with functional near infrared spectroscopy : from formation to interpretation. *Infrared Physics & Technology*, 85, 225-237. <https://doi.org/10.1016/j.infrared.2017.06.011>
- Hong, K.-S., & Naseer, N. (2016). Reduction of delay in detecting initial dips from functional near-infrared spectroscopy signals using vector-based phase analysis. *International journal of neural systems*, 26(03). <https://doi.org/10.1142/s012906571650012x>
- Jasper, H. H., & Andrews, H. L. (1938). Electro-encephalography : III. Normal differentiation of occipital and precentral regions in man. *Archives of Neurology & Psychiatry*, 39(1), 96-115. <https://doi.org/10.1001/archneurpsyc.1938.02270010106010>
- Jobsis. (1977). Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. *Science*, 198(4323), 1264-1267. <https://doi.org/10/b6bprw>
- Keil, A., Müller, M. M., Ray, W. J., Gruber, T., & Elbert, T. (1999). Human gamma band activity and perception of a gestalt. *Journal of Neuroscience*, 19(16), 7152-7161. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.19-16-07152.1999>
- Klimesch, W. (1999). EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance : a review and analysis. *Brain research reviews*, 29(2-3), 169-195. [https://doi.org/10.1016/s0165-0173\(98\)00056-3](https://doi.org/10.1016/s0165-0173(98)00056-3)
- Murakami, S., & Okada, Y. (2006). Contributions of principal neocortical neurons to magnetoencephalography and electroencephalography signals. *The Journal of physiology*, 575(3), 925-936. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2006.105379>
- Okada, E., & Delpy, D. T. (2003). Near-infrared light propagation in an adult head model. II. Effect of superficial tissue thickness on the sensitivity of the near-infrared spectroscopy signal. *Applied optics*, 42(16), 2915-2921. <https://doi.org/10.1364/ao.42.002915>
- Pfeifer, M., Scholkmann, F., & Labruyère, R. (2017). Signal Processing in Functional Near-Infrared Spectroscopy (fNIRS) : Methodological Differences Lead to Different Statistical Results. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00641>
- Ray, W. J., & Cole, H. W. (1985). EEG alpha activity reflects attentional demands, and beta activity reflects emotional and cognitive processes. *Science*, 228(4700), 750-752. <https://doi.org/10.1126/science.3992243>
- Shields, S. A., MacDowell, K. A., Fairchild, S. B., & Campbell, M. L. (1987). Is mediation of sweating cholinergic, adrenergic, or both? A comment on the literature. *Psychophysiology*, 24(3), 312-319. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1987.tb00301.x>
- Sur, S., & Sinha, V. (2009). Event-related potential : An overview. *Industrial psychiatry journal*, 18(1), 70. <https://doi.org/10.4103/0972-6748.57865>

- Tarchanoff, J. (1890). Galvanic phenomena in the human skin during stimulation of the sensory organs and during various forms of mental activity. *Pflügers Archiv für die gesammte Physiologie des Menschen und der Tiere*, 46, 46-55.
- Varela, F., Lachaux, J.-P., Rodriguez, E., & Martinerie, J. (2001). The brainweb : phase synchronization and large-scale integration. *Nature reviews neuroscience*, 2(4), 229-239. <https://doi.org/10.1038/35067550>
- Walter, W. G. (1936). The location of cerebral tumours by electro-encephalography. *The Lancet*, 228(5893), 305-308. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(01\)05173-x](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(01)05173-x)
- Walter, W. G., & Dovey, V. (1944). Electro-encephalography in cases of sub-cortical tumour. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, 7(3-4), 57-67. <https://doi.org/10/cv6rjj>
- Woodman, G. F. (2010). A brief introduction to the use of event-related potentials in studies of perception and attention. *Attention, Perception, & Psychophysics*, 72(8), 2031-2046. <https://doi.org/10.3758/app.72.8.2031>

# **Annexe D**

## **Procédures schématisées**

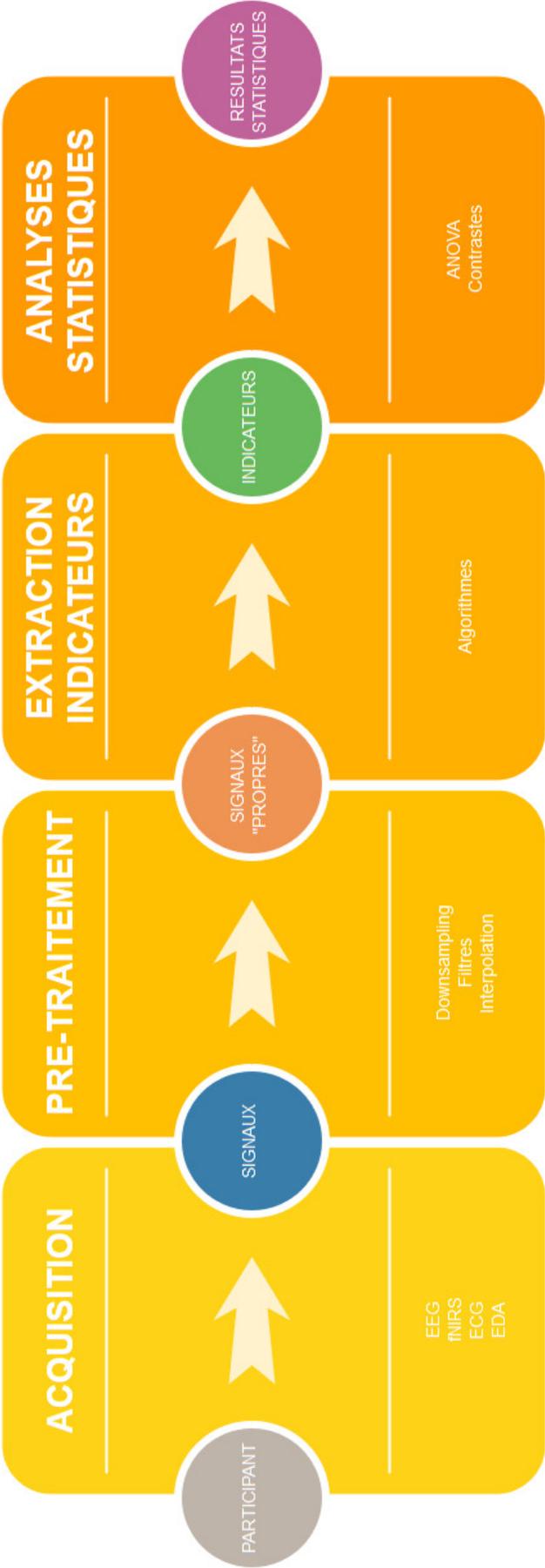


FIGURE 9 – Procédure globale

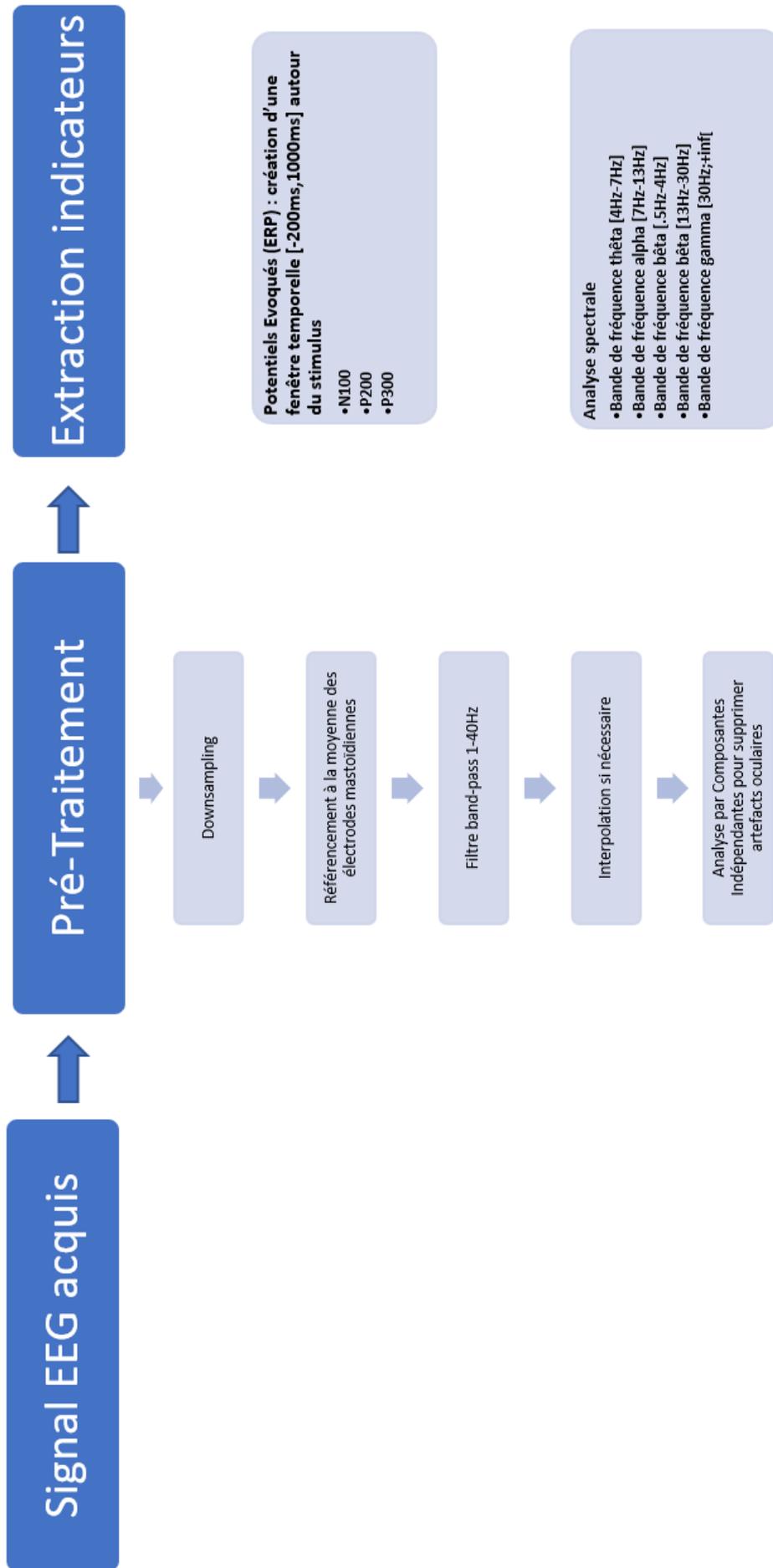


FIGURE 10 – Procédure de traitement de l'EEG

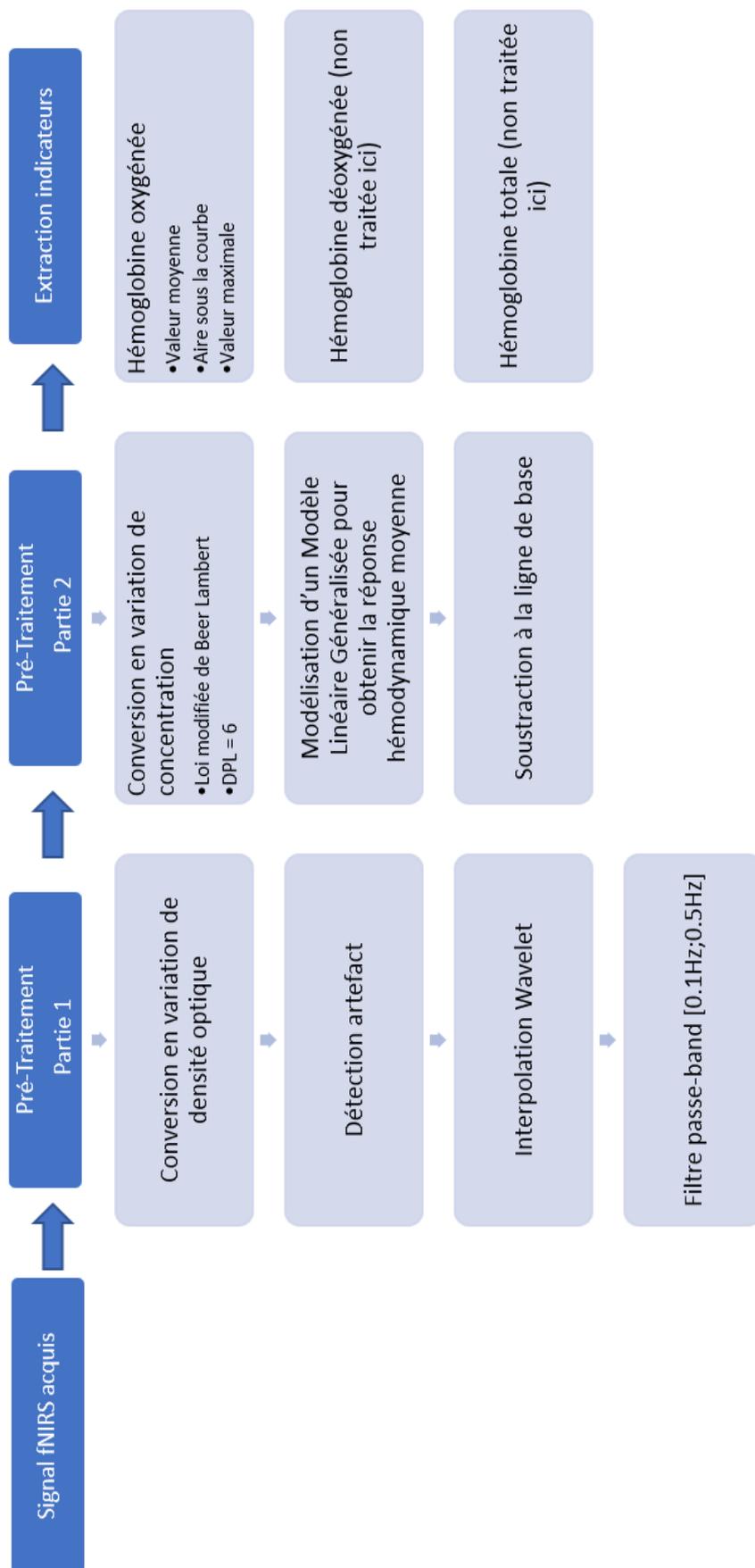


FIGURE 11 – Procédure de traitement de la fNIRS

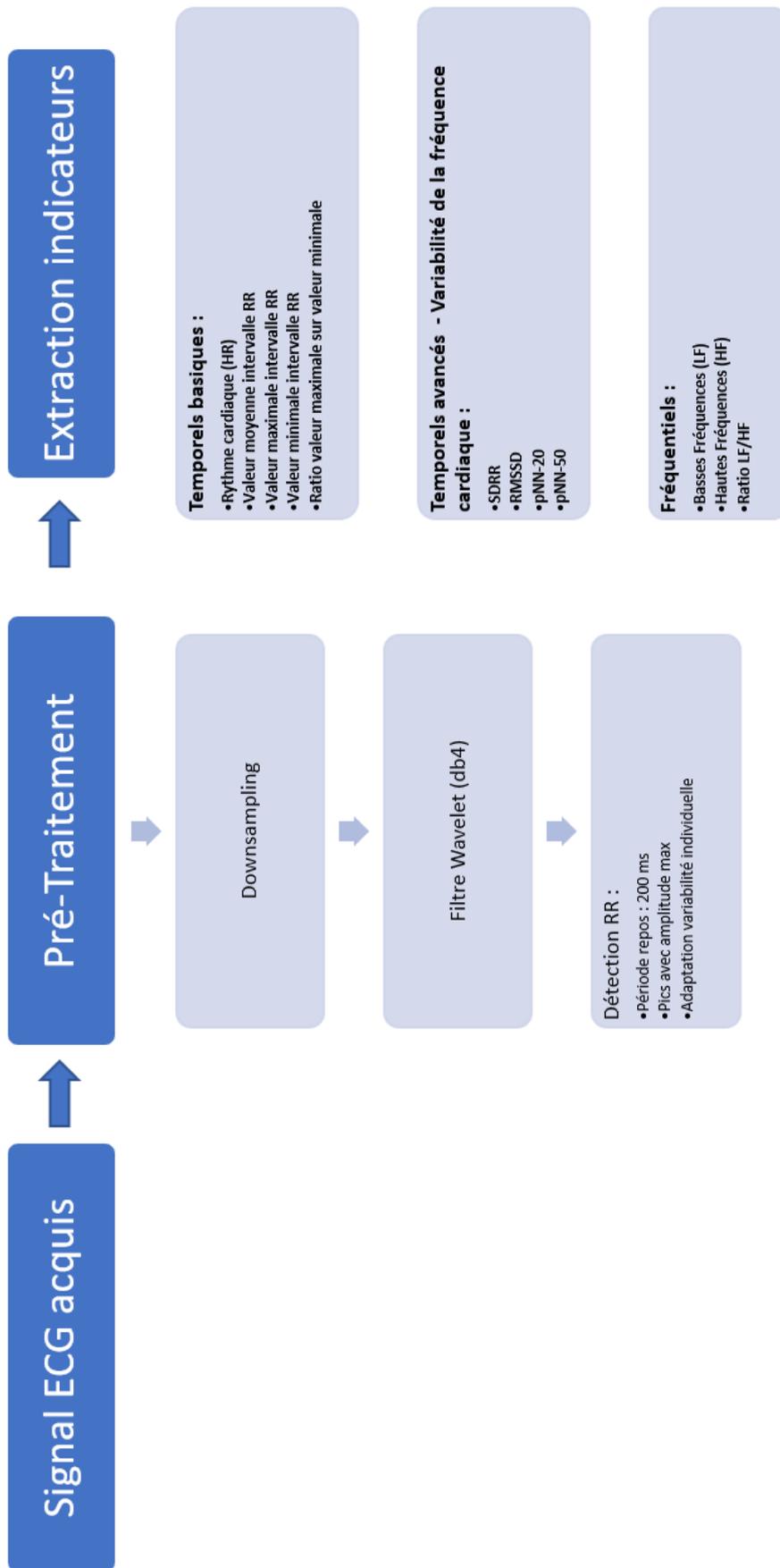


FIGURE 12 – Procédure de traitement de l’ECG

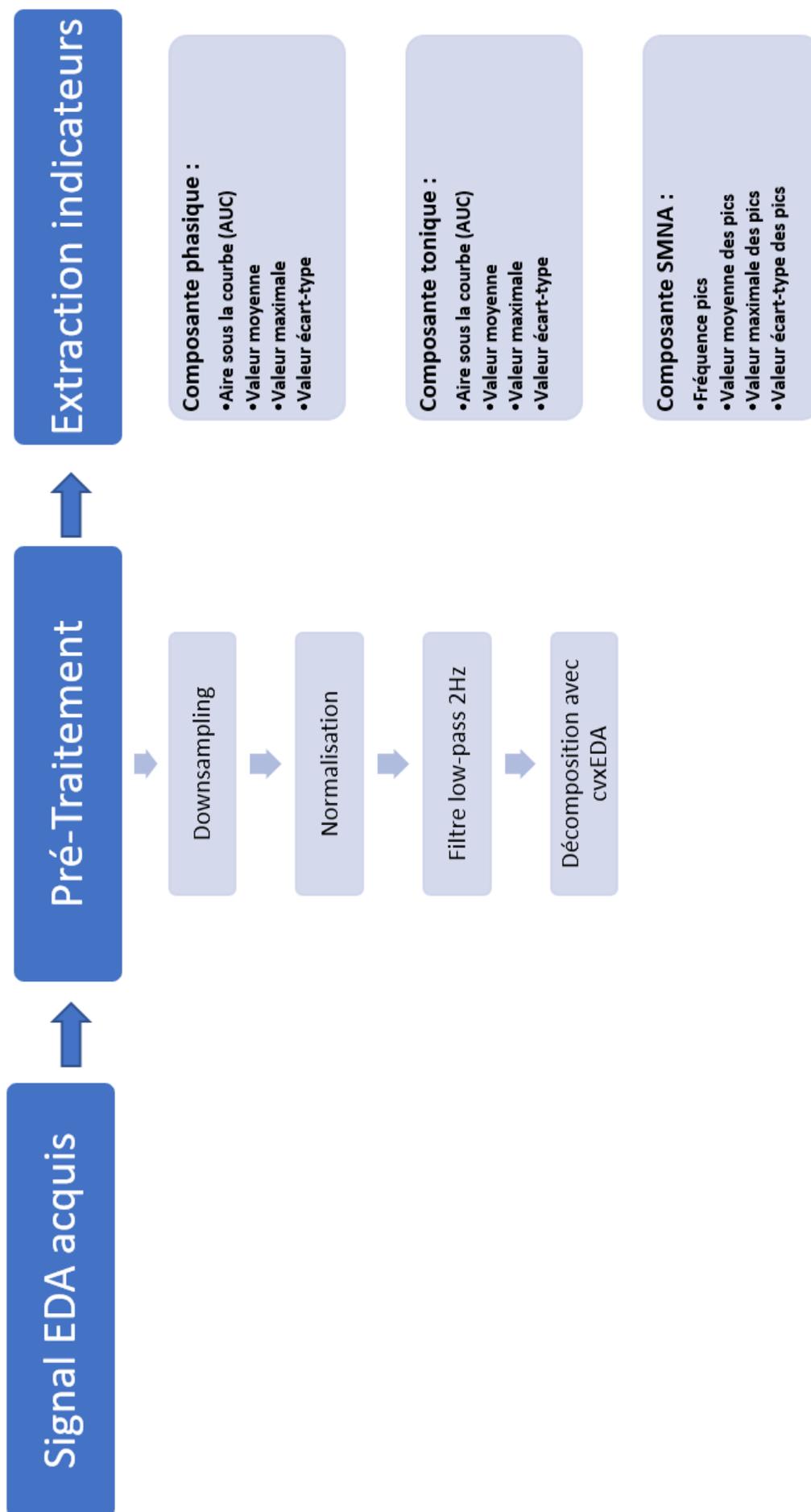


FIGURE 13 – Procédure de traitement de l'EDA

# Annexe E

## Bonnet EEG/fNIRS

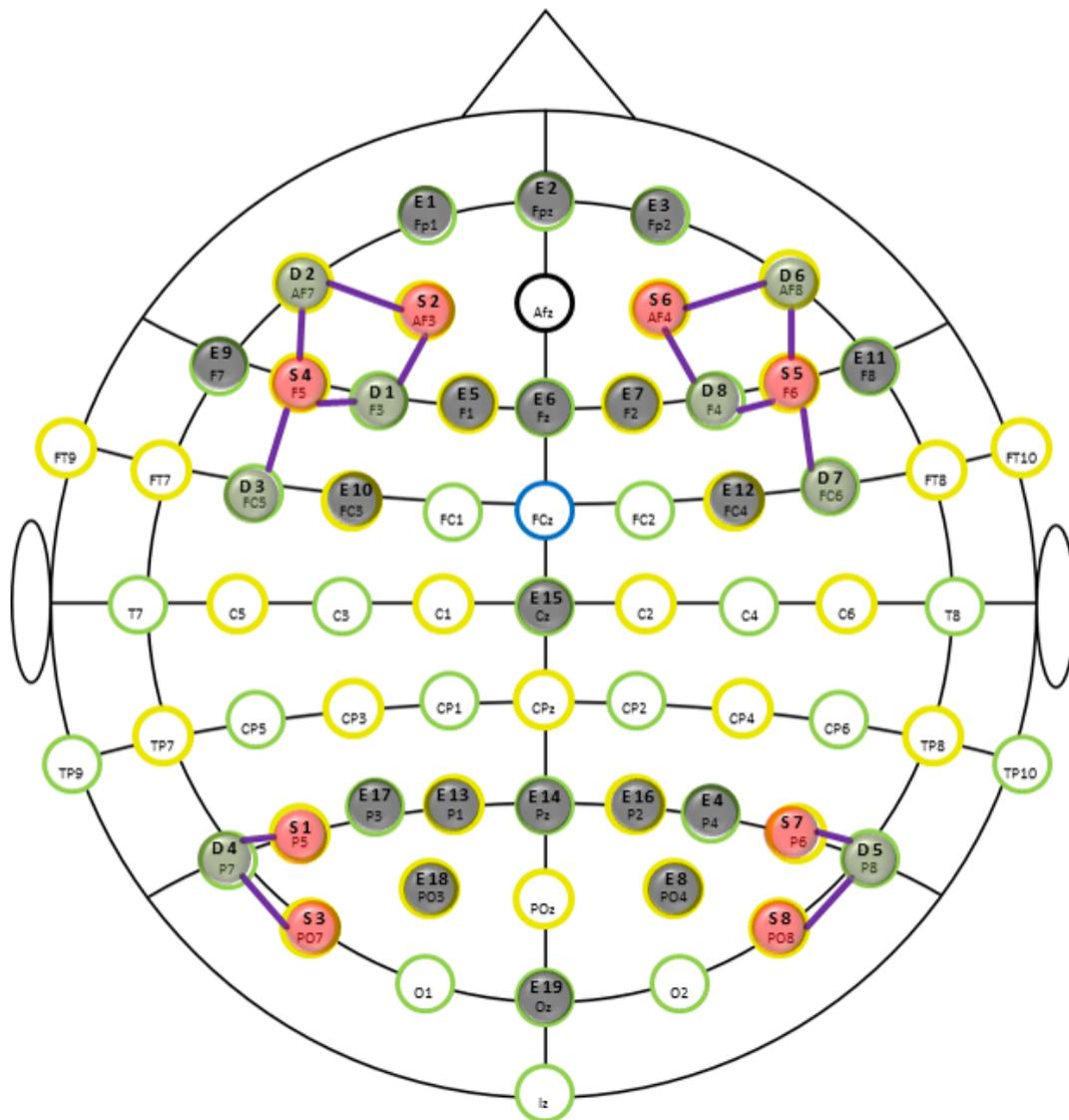


FIGURE 14 – Localisation optodes fNIRS

# Annexe F

## Partie méthodologie prévue initialement

### Manipulation

#### Difficulté

Afin d'augmenter la difficulté, notre manipulation portait sur les virages de la tâche de conduite (voir figure 15). Dans la condition de difficulté faible (DIF1), la voie avait une largeur de 3.50m et l'angle du virage était de 130 degrés. Dans la condition de difficulté élevée (DIF2), la voie avait une largeur de 2.75m et l'angle du virage était de 100 degrés. Ce facteur était en intra-sujet.

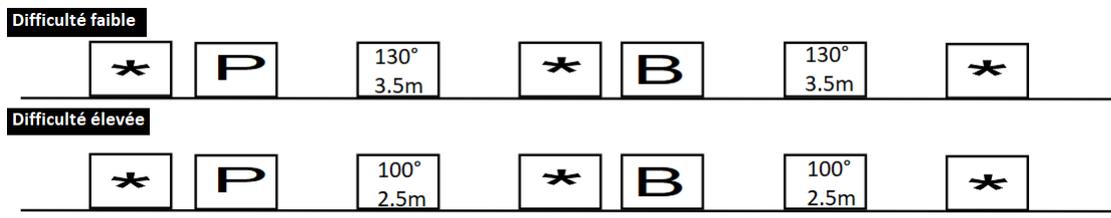


FIGURE 15 – Représentation des deux niveaux de difficulté

### Charge cognitive

Afin d'augmenter la charge cognitive, notre manipulation portait sur la durée des périodes de rafraichissement des traces mnésiques et de traitement (voir figure 16). Dans la condition de charge cognitive faible (COG1), la période de traitement était de 3000ms et la période de rafraichissement précédant et suivant celle de traitement était de 3000ms. Dans la condition de charge cognitive élevée (COG2), la période de traitement était de 6000ms et la période de rafraichissement précédant et suivant celle de traitement était de 1500ms. Ce facteur était en inter-sujet.

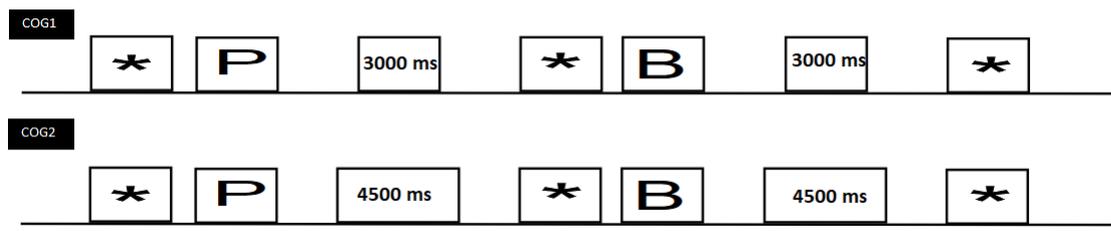


FIGURE 16 – Représentation des deux niveaux de charge cognitive

### Analyse des données

L'ensemble des données a été analysé au moyen d'une analyse multivariée de variance (MANOVA) mixte suivant le plan d'analyse : 2 Difficultés (faible vs. élevée) x 2 Charges cognitives (faible vs. élevée) X 5 Empans (3 vs 4 vs 5 vs 6 vs 7). Le premier facteur était en intra-sujet alors que le second était en inter-sujet.

# Annexe G

## Résultats ANOVA

TABLE G.1 – Résultats ANOVA pour tâche conduite

Indicateur	Facteur	ddl	ddl	F	p	eta <sup>2</sup>
Score	DIF	1	8	10.97	.009	.21
	EMPAN	4	32	7.71	.001	.23
	DIF*EMPAN	4	32	5.43	.002	.17

TABLE G.2 – Résultats ANOVA pour EEG - analyse spectrale

Indicateur	Facteur	ddl	ddl	F	p	eta <sup>2</sup>
Puissance theta	TACHE	1	5	2.35	.19	.04
	EMPAN	1	5	2.27	.19	.02
	ROI	1	5	7.24	.05	.10
	TACHE*EMPAN	1	5	0.33	.59	.00
	TACHE*ROI	1	5	2.83	.15	.00
	ROI*EMPAN	1	5	0.05	.84	.00
	TACHE*EMPAN*ROI	1	5	6.34	.06	.00
Puissance beta	TACHE	1	5	13.66	.01	.30
	EMPAN	1	5	1.21	.32	.00
	ROI	1	5	2.29	.19	.10
	TACHE*EMPAN	1	5	0.17	.70	.00
	TACHE*ROI	1	5	0.44	.54	.00
	ROI*EMPAN	1	5	0.00	.95	.00
	TACHE*EMPAN*ROI	1	5	0.1	.76	.00
Puissance alpha	TACHE	1	5	3.73	.08	.11
	EMPAN	1	5	2.19	.20	.03
	ROI	1	5	0.52	.50	.00
	TACHE*EMPAN	1	5	2.12	.20	.02
	TACHE*ROI	1	5	0.37	.57	.00
	ROI*EMPAN	1	5	2.47	.18	.00
	TACHE*EMPAN*ROI	1	5	1.28	.31	.00
Puissance gamma	TACHE	1	5	9.45	.03	.28
	EMPAN	1	5	0.00	.96	.00
	ROI	1	5	1.01	.36	.01
	TACHE*EMPAN	1	5	0.96	.37	.00
	TACHE*ROI	1	5	0.69	.44	.00
	ROI*EMPAN	1	5	0.48	.52	.00
	TACHE*EMPAN*ROI	1	5	0.44	.54	.00
Puissance delta	TACHE	1	5	5.06	.07	.07
	EMPAN	1	5	1.88	.23	.01
	ROI	1	5	6.25	.05	.15
	TACHE*EMPAN	1	5	0.81	.41	.03
	TACHE*ROI	1	5	10.53	.02	.01
	ROI*EMPAN	1	5	0.05	.83	.00
	TACHE*EMPAN*ROI	1	5	1.69	.25	.00

TABLE G.3 – Résultats ANOVA pour EEG - potentiels évoqués

Indicateur	Facteur	ddl	ddl	F	p	eta <sup>2</sup>
Ligne de base	DIF	1	5	0.60	.47	.04
	ODDBALL	1	5	0.85	.39	.02
	ROI	2	10	0.65	.50	.00
	DIF*ODDBALL	1	5	0.00	.94	.00
	DIF*ROI	2	10	0.22	.70	.00
	ROI*ODDBALL	2	10	3.47	.07	.00
	DIF*ODDBALL*ROI	4	20	6.64	.47	.00
Composante N100	DIF	1	5	1.62	.26	.30
	ODDBALL	1	5	4.29	.09	.00
	ROI	2	10	21.29	.003	.10
	DIF*ODDBALL	1	5	0.77	.41	.00
	DIF*ROI	2	10	2.42	.17	.00
	ROI*ODDBALL	2	10	0.74	.43	.00
	DIF*ODDBALL*ROI	4	20	233	.19	.00
Composante P200	DIF	1	5	0.00	.98	.00
	ODDBALL	1	5	4.47	.08	.09
	ROI	2	10	14.18	.01	.15
	DIF*ODDBALL	1	5	0.56	.48	.01
	DIF*ROI	2	10	0.31	.62	.00
	ROI*ODDBALL	2	10	2.21	.19	.01
	DIF*ODDBALL*ROI	4	20	0.58	.52	.00
Composante P300	DIF	1	5	0.00	.96	.00
	ODDBALL	1	5	9.05	.03	.04
	ROI	2	10	4.41	.04	.08
	DIF*ODDBALL	1	5	0.00	.95	.00
	DIF*ROI	2	10	7.22	.01	.00
	ROI*ODDBALL	2	10	30.35	.00	.00
	DIF*ODDBALL*ROI	4	20	0.21	.81	.00

TABLE G.4 – Résultats ANOVA pour indicateur fnirs - Début

Indicateur	Facteur	ddl	ddl	F	p	eta <sup>2</sup>
Mean_Hbo_ROI1	DIF	1	7	1.28	.32	.03
	CONDITION	4	28	1.13	.34	.05
	TACHE	1	7	0.36	.58	.00
	DIF*CONDITION	4	28	1.13	.37	.05
	DIF*TACHE	1	7	4.42	.05	.00
	CONDITION*TACHE	4	28	0.77	.60	.00
	DIF*CONDITION*TACHE	4	28	1.58	.19	.00
Mean_Hbo_ROI2	DIF	1	7	1.48	.28	.04
	CONDITION	4	28	1.11	.35	.05
	TACHE	1	7	1.59	.27	.00
	DIF*CONDITION	4	28	1.11	.40	.05
	DIF*TACHE	1	7	1.09	.36	.00
	CONDITION*TACHE	4	28	0.99	.46	.00
	DIF*CONDITION*TACHE	4	28	1.03	.44	.00
Mean_Hbo_ROI3	DIF	1	7	4.12	.08	.05
	CONDITION	4	28	0.37	.86	.02
	TACHE	1	7	2.70	.15	.00
	DIF*CONDITION	4	28	0.39	.83	.02
	DIF*TACHE	1	7	0.08	.79	.00
	CONDITION*TACHE	4	28	0.82	.54	.00
	DIF*CONDITION*TACHE	4	28	1.36	.28	.00
Mean_Hbo_ROI4	DIF	1	7	2.39	.17	.02
	CONDITION	4	28	0.87	.50	.04
	TACHE	1	7	0.98	.38	.00
	DIF*CONDITION	4	28	0.83	.57	.04
	DIF*TACHE	1	7	1.74	.24	.00
	CONDITION*TACHE	4	28	0.99	.46	.01
	DIF*CONDITION*TACHE	4	28	0.95	.49	.00
Mean_Hbo	DIF	1	7	2.90	.12	.05
	CONDITION	4	28	0.56	.72	.02
	TACHE	1	7	0.09	.79	.00
	DIF*CONDITION	4	28	0.57	.70	.02
	DIF*TACHE	1	7	5.36	.04	.00
	CONDITION*TACHE	4	28	0.52	.75	.01
	DIF*CONDITION*TACHE	4	28	0.54	.72	.00

TABLE G.5 – Résultats ANOVA pour indicateur fnirs - Fin

Indicateur	Facteur	ddl	ddl	F	p	eta <sup>2</sup>
AUC_Hbo_ROI1	DIF	1	7	1.45	.29	.03
	CONDITION	4	28	1.13	.34	.05
	TACHE	1	7	0.42	.55	.00
	DIF*CONDITION	4	28	1.14	.37	.05
	DIF*TACHE	1	7	4.55	.05	.00
	CONDITION*TACHE	4	28	0.76	.61	.00
	DIF*CONDITION*TACHE	4	28	1.59	.19	.00
AUC_Hbo_ROI2	DIF	1	7	1.78	.25	.04
	CONDITION	4	28	1.11	.35	.05
	TACHE	1	7	4.16	.06	.00
	DIF*CONDITION	4	28	1.12	.39	.05
	DIF*TACHE	1	7	1.32	.31	.00
	CONDITION*TACHE	4	28	1.00	.46	.00
	DIF*CONDITION*TACHE	4	28	1.03	.44	.00
AUC_Hbo_ROI3	DIF	1	7	4.12	.06	.05
	CONDITION	4	28	0.37	.85	.02
	TACHE	1	7	2.67	.14	.00
	DIF*CONDITION	4	28	0.38	.84	.02
	DIF*TACHE	1	7	0.07	.80	.00
	CONDITION*TACHE	4	28	0.82	.54	.00
	DIF*CONDITION*TACHE	4	28	1.35	.27	.00
AUC_Hbo_ROI4	DIF	1	7	1.80	.23	.02
	CONDITION	4	28	0.87	.50	.04
	TACHE	1	7	0.98	.37	.00
	DIF*CONDITION	4	28	0.83	.56	.04
	DIF*TACHE	1	7	1.62	.26	.00
	CONDITION*TACHE	4	28	0.98	.46	.01
	DIF*CONDITION*TACHE	4	28	0.94	.47	.00
AUC_Hbo	DIF	1	7	2.86	.13	.05
	CONDITION	4	28	0.56	.73	.03
	TACHE	1	7	0.06	.82	.00
	DIF*CONDITION	4	28	0.57	.71	.03
	DIF*TACHE	1	7	5.45	.04	.00
	CONDITION*TACHE	4	28	0.52	.75	.00
	DIF*CONDITION*TACHE	4	28	0.54	.73	.00

TABLE G.6 – Résultats ANOVA pour indicateurs EDA

Indicateur	Facteur	ddl	ddl	F	p	eta <sup>2</sup>
AUC_phasic	DIF	1	8	3.24	.09	.04
	EMPAN	4	32	0.74	.61	.02
	DIF*EMPAN	4	32	1.37	.26	.06
AUC_tonic	DIF	1	8	6.21	.03	.05
	EMPAN	4	32	1.98	.11	.06
	DIF*EMPAN	4	32	1.28	.30	.06
Basses fréquences	DIF	1	8	0.75	.43	.01
	EMPAN	4	32	4.03	.01	.13
	DIF*EMPAN	4	32	0.81	.55	.03
MAX_phasic	DIF	1	8	5.46	.04	.03
	EMPAN	4	32	0.67	.64	.02
	DIF*EMPAN	4	32	1.18	.35	.06
MAX_tonic	DIF	1	8	7.70	.02	.04
	EMPAN	4	32	1.00	.42	.03
	DIF*EMPAN	4	32	1.24	.33	.07
MEAN_phasic	DIF	1	8	3.24	.10	.04
	EMPAN	4	32	0.74	.61	.02
	DIF*EMPAN	4	32	1.37	.25	.06
MEAN_tonic	DIF	1	8	6.21	.03	.05
	EMPAN	4	32	1.98	.10	.06
	DIF*EMPAN	4	32	1.28	.29	.06
MAX_SCR	DIF	1	8	5.75	.04	.08
	EMPAN	4	32	1.44	.23	.04
	DIF*EMPAN	4	32	0.85	.52	.02
MEAN_SCR	DIF	1	8	3.07	.11	.08
	EMPAN	4	32	1.21	.33	.02
	DIF*EMPAN	4	32	1.54	.20	.04
SCR	DIF	1	8	0.35	.57	.01
	EMPAN	4	32	1.61	.20	.02
	DIF*EMPAN	4	32	0.80	.54	.02
STD_SCR	DIF	1	8	4.63	.06	.09
	EMPAN	4	32	1.26	.30	.03
	DIF*EMPAN	4	32	1.21	.34	.03
STD_phasic	DIF	1	8	5.62	.04	.03
	EMPAN	4	32	0.53	.74	.02
	DIF*EMPAN	4	32	1.25	.31	.06
STD_tonic	DIF	1	8	6.89	.02	.03
	EMPAN	4	32	0.63	.68	.02
	DIF*EMPAN	4	32	1.23	.33	.07

TABLE G.7 – Résultats ANOVA pour indicateurs ECG

Indicateur	Facteur	ddl	ddl	F	p	eta <sup>2</sup>
Hautes Fréquences	DIF	1	8	3.20	.11	.08
	EMPAN	4	32	1.95	.12	.06
	DIF*EMPAN	4	32	1.58	.21	.06
Basses Fréquences	DIF	1	8	3.28	.11	.05
	EMPAN	4	32	1.44	.24	.06
	DIF*EMPAN	4	32	1.08	.40	.06
Ratio LF/HF	DIF	1	8	0.18	.68	.00
	EMPAN	4	32	0.24	.92	.01
	DIF*EMPAN	4	32	0.44	.78	.02
Maximum_RR	DIF	1	8	4.72	.06	.07
	EMPAN	4	32	6.31	.00	.13
	DIF*EMPAN	4	32	0.23	.92	.00
Minimum_RR	DIF	1	8	7.08	.03	.08
	EMPAN	4	32	9.10	.00	.15
	DIF*EMPAN	4	32	0.30	.87	.01
Ratio_RR	DIF	1	8	0.14	.72	.00
	EMPAN	4	32	2.08	.10	.05
	DIF*EMPAN	4	32	0.85	.51	.06
HR	DIF	1	8	8.02	.02	.12
	EMPAN	4	32	9.37	.001	.15
	DIF*EMPAN	4	32	0.20	.94	.01
SDRR	DIF	1	8	7.43	.03	.17
	EMPAN	4	32	1.55	.21	.05
	DIF*EMPAN	4	32	1.59	.19	.04
RMSSD	DIF	1	8	7.09	.03	.08
	EMPAN	4	32	9.10	.001	.15
	DIF*EMPAN	4	32	0.30	.87	.02
pNN-20	DIF	1	8	0.52	.49	.01
	EMPAN	4	32	2.55	.06	.08
	DIF*EMPAN	4	32	0.43	.78	.02
pNN-50	DIF	1	8	0.04	.84	.00
	EMPAN	4	32	0.77	.55	.03
	DIF*EMPAN	4	32	0.36	.85	.01