



Évaluation physiologique des relations entre la charge cognitive et la charge émotionnelle dans une situation de pilotage

Mouratille Damien

Mai 2017

Mémoire présenté en vue de l'obtention du Master 1 de
Psychologie clinique, psychopathologie et psychologie de la santé

U.F.R. de Psychologie

Université Toulouse Jean Jaurès

Directeur de recherche : Dr. El-Yagoubi Radouane

Remerciements

En premier lieu, je remercie Radouane El-Yagoubi . En tant que Directeur de mémoire, il m'a permis de collaborer dans une étude d'envergure alors que je n'avais aucune connaissance autre que celles enseignées lors de la licence, il m'a guidé dans mon travail, m'a aidé à trouver des solutions pour avancer dans ma réflexion théorique et m'a donné l'opportunité de participer à l'une des activités les plus importantes dans la profession de chercheur : la communication scientifique.

Merci à Antonio R. Hidalgo pour avoir collaboré pleinement avec moi, d'avoir partagé ses connaissances et compétences tant techniques que théoriques, de m'avoir mis au défi de nombreuses fois, d'avoir été patient et présent, d'être devenu mon ami.

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 Nadine Matton et à Yves Rouillard pour leur accueil chaleureux dans les locaux de l'Ecole Nationale d'Aviation Civile.

Merci à Mickael Causse pour ses conseils avisés et sans qui ce projet n'aurait jamais pu avoir lieu.

Merci à Pierre Paubel pour toute l'aide qu'il m'a apportée dans l'utilisation du matériel et dans le traitement des signaux.

Je remercie également Loïc Caroux pour avoir accepté d'évaluer ce travail.

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

Sommaire

1	Brève introduction	1
2	Introduction	3
3	Méthodologie	7
3.1	Participants	7
3.2	Double-tâche	7
3.3	Manipulation de la charge émotionnelle	8
3.4	Déroulement de la passation	9
3.5	Mesures physiologiques et comportementales	9
3.6	Analyse des données	10
4	Résultats	11
4.1	Statistiques descriptives	11
4.2	Performances comportementales	11
4.3	ECG	13
4.4	fNIRS	15
4.5	EDA	16
5	Discussion	18
	Bibliographie	21
A	Acronymes	i

<i>SOMMAIRE</i>	1
B Simulateur de vol	ii
C Scénarios de vol	iii
D Consignes de la tâche secondaire	v
E Mesures physiologiques	ix
F Traitement des signaux	xii

Chapitre 1

Brève introduction

Depuis quelques décennies, un renversement de la tendance concernant les causes d'accidents aériens bouleverse le domaine de l'accidentologie. En effet, la proportion d'accidents causés par des erreurs humaines a dépassé celle des accidents provenant d'erreurs mécaniques bien que le nombre total d'accidents ait fortement diminué. Idéalement, l'objectif ultime de la sécurité aérienne serait d'atteindre le nombre zéro. Afin d'y parvenir, il est essentiel de comprendre ce qu'il se passe "dans le cerveau du pilote" pendant le vol. Par conséquent, les chercheurs en Facteurs Humains ont développé un construit pragmatique : la charge mentale. Pour nous, cette charge mentale correspond à l'ensemble des états mentaux et cérébraux qui modulerait la performance humaine. Elle regrouperait en particulier la charge cognitive et l'état émotionnel.

Jusqu'à récemment, les travaux scientifiques portaient essentiellement sur l'étude séparée de chacun de ces sous-éléments : l'impact de la charge cognitive ou de l'état émotionnel sur la charge mentale et donc sur les performances. Mais seulement peu de ces travaux ont étudié si une interaction entre ces deux sous-éléments existaient. De nombreuses mesures sont disponibles afin d'évaluer cette charge mentale : les mesures subjectives, comportementales ou physiologiques. Nous nous sommes concentrés principalement sur les mesures physiologiques puisqu'elles fournissent des informations objectives. Le système nerveux central peut être examiné à l'aide de l'électroencéphalographie et de la spectroscopie proche de l'infrarouge, mesure directe de l'activité cérébrale et mesure indirecte de celle-ci selon le paradigme de l'oxygénation cérébrale, respectivement. D'autre part, le système nerveux périphérique est aussi un important aspect à considérer, son niveau d'acti-

vation peut être évalué au moyen des réponses cardiovasculaires et électrodermales.

Un important défi était face à nous : étudier cette charge mentale dans une situation la plus écologique que possible tout en réduisant les variables parasites et en isolant les variables indépendantes. Ainsi, l'expérience eut lieu dans un simulateur d'avion DR400 à l'Ecole Nationale d'Aviation Civile (Toulouse, France) et 21 participants ont été recrutés, tous étaient en possession de la Licence de Pilote Privée.

Ce manuscrit est divisé en quatre parties.

Dans un premier temps, la problématique et les motivations de cette recherche seront présentées dans l'introduction. Elle comportera aussi une revue de littérature concernant cette problématique et la stratégie générale de recherche avec son protocole expérimentale.

Dans la deuxième partie, la méthodologie de notre étude sera précisée avec la population étudiée, les manipulations réalisées, les techniques utilisées et le déroulement de la passation.

Dans la troisième partie, les résultats aux différentes analyses statistiques seront présentés en lien avec nos hypothèses expérimentales.

Pour conclure, la quatrième partie sera composée d'un résumé des résultats, d'une interprétation de ceux-ci et de quelques propositions afin d'améliorer et d'approfondir les études de la charge mentale.

Chapitre 2

Introduction

Malgré une amélioration et une optimisation de plus en plus poussée de l'ensemble de la chaîne de conception et de fabrication d'un avion, des accidents aériens se produisent toujours ([Shappell et al., 2007](#)). Un renversement de la tendance concernant les causes est néanmoins observé depuis quelques décennies : la proportion d'accidents causés par des erreurs humaines a dépassé celle des accidents provenant d'erreurs mécaniques ([Wiener and Nagel, 1988](#)). Ce constat est problématique puisqu'avec l'augmentation exponentielle du trafic aérien, de plus en plus d'accidents risquent de se produire. Or, ceux-ci sont très coûteux pour les compagnies aériennes tant en termes de pertes humaines que financières et de confiance du public. Par conséquent, un construit pragmatique a été mis au point afin d'essayer d'expliquer une partie de ces facteurs humains : la charge mentale. Cette notion ferait référence à l'ensemble des états mentaux et cérébraux qui modulerait la performance humaine ([Kramer and Parasuraman, 2007](#)). Cet ensemble serait composé de quatre éléments dont la charge cognitive (C-COG) et l'état émotionnel, ou charge émotionnelle (C-EMO) ([Chanquoy et al., 2007](#)). Bien que cette notion soit assez décrite ([de Winter, 2014](#)), l'utilisation de ce construit pragmatique est fortement utile ([Martin et al., 2013](#)).

Afin de mieux comprendre les effets de la charge mentale lors d'une situation complexe telle que le pilotage d'un avion, il est nécessaire d'étudier ces éléments la composant.

L'étude de la C-COG est motivée par de nombreuses constatations. Dans ce travail, la C-COG correspondrait à la relation entre les ressources disponibles de l'individu et les exigences de la tâche

(Wickens, 2008). En effet, la C-COG pourrait être évaluée sur un continuum puisqu'elle est pourvue d'un caractère dynamique. D'un côté, nous aurions une situation de "sous-charge cognitive" alors que de l'autre extrémité, une situation de "sur-charge cognitive", tout en passant par une zone de confort.

Dans une tâche de pilotage, la première situation est fortement causée par les effets de l'automatisation. À l'origine, l'automatisation avait été pensée comme un moyen pour faciliter le travail de l'opérateur et d'éviter les erreurs humaines. Or, ce but risque d'être difficilement atteignable (Wiener and Curry, 1980 ; Young and Stanton, 2002). Ainsi, lors d'un vol long-courrier durant plusieurs heures, le pilote peut se retrouver à ne faire plus que de la surveillance, les exigences de la tâche seraient ainsi infiniment faibles et l'individu connaîtrait une baisse du niveau de vigilance (Cabon et al., 1993) et de motivation (Wise et al., 2009). Également, une réallocation des ressources cognitives du pilote vers des activités extérieures à la situation de pilotage aurait lieu, phénomène nommé "vagabondage de l'esprit" (Smallwood and Schooler, 2015). Ce phénomène est aussi responsable de nombreux accidents automobiles (Yanko and Spalek, 2014).

À l'opposé, lors des phases de vols les plus denses sur le plan de la charge mentale (décollage, atterrissage ou conditions météorologiques mauvaises), le pilote peut se retrouver en situation de « sur-charge cognitive », un afflux important d'exigences submerge les ressources disponibles, ce qui peut entraîner des difficultés de détection d'anomalies ou d'alarmes. Ainsi, le pilote peut se retrouver dans une situation de surdité attentionnelle lors d'une situation de sur-charge cognitive (Dehais et al., 2014).

Dans les deux cas, un nombre important d'erreurs et de défaillances du focus attentionnel engendrerait une dégradation des performances (Hancock, 1989), élément critique lors d'une situation à risque telle qu'un atterrissage.

Par-dessus tout, le pilote étant un être humain, ses performances cognitives et ses actions peuvent être influencées, non seulement par les exigences de la tâche, mais également par son état émotionnel. Cet état émotionnel renvoie à un état psychologique et physiologique dans lequel les émotions et comportements sont corrélés et évalués selon un contexte (Scherer, 2005). Parmi les nombreuses émotions pouvant être ressenties, il est important de distinguer les émotions positives (comme la joie) des émotions dites négatives (comme la peur). De par les réseaux de structures

cérébrales à l'origine de son traitement, l'anxiété, est souvent classifiée comme faisant partie des émotions à valence négative (Barlow, 2000) puisqu'elle peut être induite par une situation stressante (Staal, 2004). Le stress peut en représenter une des manifestations physiologique (Lazarus, 1993). Ainsi, un état d'anxiété élevé peut perturber les performances de l'individu (Miguel, 2012). En situation de vol, Causse et al. (2013) ont montré qu'une anxiété élevée altérait le processus de prise de décision puisqu'une augmentation du temps de réaction (TR) et des choix plus risqués étaient mesurés. D'autre part, Allsop and Gray (2014) ont étudié les effets de l'anxiété sur la recherche d'informations visuelles du pilote : un haut niveau d'anxiété provoquait une augmentation du scan visuel aléatoire et du temps de regard à l'extérieur, comportement assez inhabituel et non pertinent lors d'une tâche de pilotage avec les instruments de vol.

Jusqu'à récemment, la très grande partie des études sur les facteurs humains évaluait séparément l'effet de la C-COG ou C-EMO sur les performances et l'activité physiologique de l'individu. Mais seulement quelques unes portaient sur la question de savoir si une interaction entre la charge cognitive et la charge émotionnelle existait ou si ces deux entités se manifestaient de manière indépendante. Également, elles se limitaient à des situations de laboratoire. Pourtant, depuis quelques années la littérature neuroscientifique met en évidence des interactions significatives entre les facteurs cognitifs et émotionnels. Harris et al. (2004) ont cherché à savoir si des mots à valeur émotionnelle pouvaient être traités automatiquement. Leurs résultats ont été qu'en situation de faible difficulté (condition de C-COG faible), ces mots rendaient le traitement plus long comparé à des mots neutres alors que quand la difficulté augmentait (condition de C-COG élevée), aucun ralentissement était mesuré. Leurs résultats suggéraient qu'en condition de C-COG élevée, la valeur émotionnelle associée au mot n'était plus prise en compte. Patel et al. (2015) ont montré que dans une condition de C-COG faible ou moyenne, la menace d'un son puissant entraînait une diminution des performances dans une tâche de mémoire de travail (i.e., n-back). En contrepartie, la présentation du son ne perturbait pas les performances dans la condition de C-COG élevée. À l'inverse, Mandrick et al. (2016) ont utilisé une tâche de type n-back et n'ont pas eu d'effet significatif de la présentation d'un stressor (son aversif et imprédictible) sur les performances quelque soit la condition de C-COG. En revanche, le maintien de la performance était permis au coût d'une dépense physiologique plus importante : une augmentation du rythme cardiaque et de l'oxygénation

du cortex préfrontal étaient mesurées.

Ce travail utilisant une approche neuroergonomique ([Parasuraman and Rizzo, 2008](#)), l'objectif principal de celui-ci était de déterminer comment les charges cognitives et émotionnelles impactaient les constantes physiologiques et les performances des participants dans une situation de pilotage sur simulateur de vol.

Ainsi, nous avons collecté plusieurs mesures physiologiques au moyen de différentes techniques telles que la spectroscopie proche infra-rouge (fNIRS), la réponse électro-dermale (EDA) et l'électrocardiographie (ECG). De nombreuses études ont montré que chacune de ces mesures permettait de discriminer différents niveaux de charge cognitive : [Ayaz et al. \(2012a\)](#) ; [Heine et al. \(2017\)](#) ; [Jex and Allen \(1970\)](#) respectivement ; voir [Borghini et al. \(2014\)](#) ; [Ryu and Myung \(2005\)](#) pour une revue de la littérature complète. D'autres ont également mis en exergue la pertinence de ces techniques dans l'évaluation des différents états émotionnels : [Ekman et al. \(1990\)](#) ; [Greenwald et al. \(1989\)](#) pour l'EDA et l'ECG ; [Vanutelli and Balconi \(2015a\)](#) pour la fNIRS.

Nous émettions l'hypothèse que la charge cognitive ou le facteur émotionnel pourrait modifier les performances de vol et les constantes physiologiques.

De plus, une interaction entre ces deux facteurs pourrait intervenir. Ainsi par exemple, en accord avec [Patel et al. \(2015\)](#), le facteur émotionnel pourrait avoir moins d'impact en situation de forte charge cognitive.

Chapitre 3

Méthodologie

3.1 Participants

21 étudiants (homme, âge : $M = 20.75$, $SD = 3.15$) ont été recrutés au sein de l'École Nationale d'Aviation Civile (ENAC, Toulouse, France). Ils avaient tous la licence de pilote privé et une expérience de vol d'au moins 60h ($M = 111.8$; $SD = 50.9$). Tous les participants étaient droitiers avec une vision normale ou corrigée. Tous les participants ne présentaient aucune contre-indication pour l'inclusion dans cette étude (i.e. pas de désordre neurologique, pas de traitement médicamenteux, pas de prise de drogue ou d'alcool les 24h précédant la passation). Ils ont donné leur consentement sous forme écrite pour leur participation à l'étude. Le protocole expérimental a été réalisé en accord avec la Déclaration d'Helsinki.

3.2 Double-tâche

Un paradigme de double-tâche fut utilisé (Pashler, 1994) : la tâche principale était une tâche de navigation alors que la tâche secondaire était une tâche de discrimination, la manipulation de la C-COG ne concernant que la tâche secondaire.

Tâche de navigation

Les participants devaient réaliser une tâche de navigation sur un simulateur de vol de type DR400 (Annexe B), situé dans les locaux de l'ENAC. Deux scénarios de navigations différents mais comparables en terme de difficultés ont été préparés en concertation avec un instructeur de vol (cf Annexe C). Les conditions météorologiques étaient toujours favorables (absence de vent, de nuage et de pluie). Un écran tactile de 7 pouces (LCD TFT, résolution 800×480) a été rajouté à droite des instruments de bord dans le but d'afficher la tâche secondaire.

Manipulation de la charge cognitive

Une tâche secondaire a été conçue dans le but de pouvoir manipuler la C-COG. Cette tâche de discrimination était inspirée du paradigme oddball (Squires et al., 1975). Les stimulus étaient présentés aléatoirement dans deux modalités sensorielles différentes (auditive et visuelle) : des chiffres de couleurs différentes étaient affichés sur l'écran alors que simultanément, des chiffres présentés dans la modalité auditive étaient intercalés aléatoirement entre des instructions *Air Traffic Control*. L'ensemble de ces stimulations cognitives était entièrement intégré dans l'environnement du simulateur. Les participants devaient appuyer sur l'écran le plus rapidement possible en respectant les consignes correspondantes aux différentes conditions de C-COG (cf. Annexe D). Dans la condition charge cognitive faible (C-COG1), la prise de décision se basait seulement sur la modalité auditive alors que dans la condition de charge cognitive élevée (C-COG2), il fallait également prendre en compte la modalité visuelle. Chaque condition durait 12min et l'ordre a été contrebalancé. Elle a été conçue sous EPrime 2.0 (Psychology Software Tools, Inc., Sharpsburg, PA, USA).

3.3 Manipulation de la charge émotionnelle

Pendant la réalisation du premier scénario de vol (condition de charge émotionnelle faible, C-EMO1), le participant était seul dans le simulateur. Subséquemment, afin d'augmenter l'arousal du participant (condition de charge émotionnelle élevée, C-EMO2), deux évaluateurs observaient et filmaient le participant à l'aide de deux caméras visibles dans son champ de vision. Également, les évaluateurs indiquaient au participant qu'il était mis en compétition avec les autres participants sur

la base de ses performances aux deux tâches. Les résultats de la compétition seraient communiqués lors d'une réunion en présence de tous les participants, le participant étant ainsi mis dans une situation de compétition (Allsop and Gray, 2014). Un second consentement était rempli par le participant avant d'initier cette seconde phase. À la fin de l'expérience, les participants étaient informés que la compétition était fictive, que les caméras n'enregistraient pas et que les deux évaluateurs étaient des acteurs.

3.4 Déroulement de la passation

Chaque participant avait un rendez-vous préliminaire deux jours avant la passation où il devait remplir une fiche d'information concernant son état de santé, ses données démographiques et son expérience de vol. Nous lui fournissions également les scénarios de vol. Afin de s'assurer de la bonne qualité du sommeil du pilote le jour précédant la passation de l'expérience, le participant était équipé d'un actimètre (montre utilisant les mouvements du poignet pour mesurer le niveau d'activité motrice du porteur). Le jour de la passation, une séance d'entraînement de 25 minutes était proposée au participant dans un but de familiarisation avec le simulateur. À la fin de cette séance, le participant était appareillé avec les instruments de mesures physiologiques. Les instructions relatives à la tâche secondaire étaient données au participant juste après l'appareillage, aucun rappel n'étant pratiqué lors de la passation. En revanche, le scénario de vol était expliqué au participant avant le début de la passation et était affiché sur un tableau blanc positionné sur la gauche du simulateur tout au long de la passation. Dans les deux scénarios, la tâche secondaire était démarrée 4 minutes après le décollage et se terminait généralement 4 minutes avant l'atterrissage.

3.5 Mesures physiologiques et comportementales

Lors de chaque scénario de vol, l'activité physiologique du participant était mesurée à l'aide de la spectroscopie proche infra-rouge (SPIR ou utilisé ici la version anglaise fNIRS), de l'électrocardiographie (ECG) et de la réponse électrodermale (EDA). L'électroencéphalographie (EEG) a également été utilisée mais fera l'objet d'analyses ultérieures. Toutes ces techniques sont non-invasives et ont chacune leurs propriétés (cf. Annexe E).

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 paramètres voulus : pour l'ECG, le rythme cardiaque, le SDRR, le pNN20, le RMSSD et le ratio LF/HF ont été extraits. Pour la fNIRS, OxyHB, DeoxyHB, TotHB et rSO2 ont été étudiés. Pour l'EDA, le nombre de pics a été analysé (cf. Annexe F). Quant aux données comportementales, les performances des individus aux tâches principale et secondaire ont été enregistrées puis traitées afin d'obtenir un indicateur de performance global à la tâche principale, du temps de réaction et de l'exactitude des réponses à la tâche secondaire.

3.6 Analyse des données

L'ensemble des données a été analysé au moyen d'une analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées suivant le plan d'analyse : 2 Charges cognitives (faible vs. élevée) × 2 Charges émotionnelles (faible vs. élevée). Un test de Wilcoxon a été utilisé pour étudier les effets des facteurs précédant sur chaque canal de la fNIRS. Des analyses post-hoc (Tukey HSD) ont été réalisées pour décomposer condition par condition les effets significatifs d'une interaction.

Chapitre 4

Résultats

4.1 Statistiques descriptives

Les moyennes et écart-types des différents paramètres physiologiques ont été reportés dans le tableau 4.8.

4.2 Performances comportementales

Dans la tâche secondaire, les résultats ont montré un effet principal du facteur C-COG, $F(1,13) = 100,789$; $p < .001$, $\eta_p^2 = 0.89$, $d = 5.68$, avec des TR plus rapides en C-COG1 ($M = 1296.64$ ms, $ET = 33.98$ ms) que C-COG2 ($M = 1768.78$ ms, $ET = 56.51$ ms) (voir Figure 4.1).

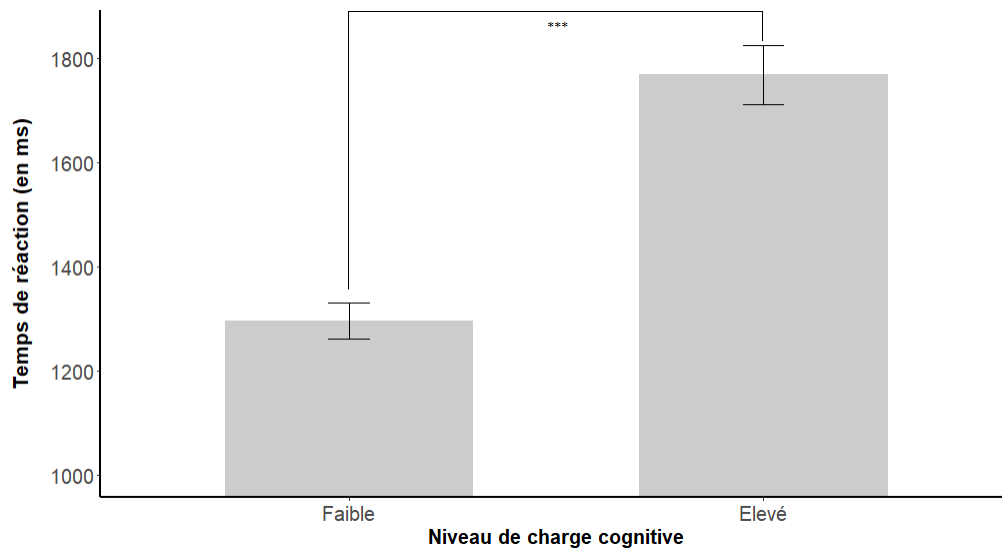


FIGURE 4.1 – Temps de réaction moyen en fonction de la charge cognitive

On observe (voir Figure 4.2) également un effet principal du facteur C-EMO, $F(1,13) = 9,373$; $p = .001$, $\eta_p^2 = 0,42$, $d = 2,7$, avec des TR plus rapides en C-EMO2 ($M = 1474,96$ ms, $ET = 45,15$ ms) par rapport à C-EMO1 ($M = 1590,47$ ms, $ET = 43,78$ ms) .

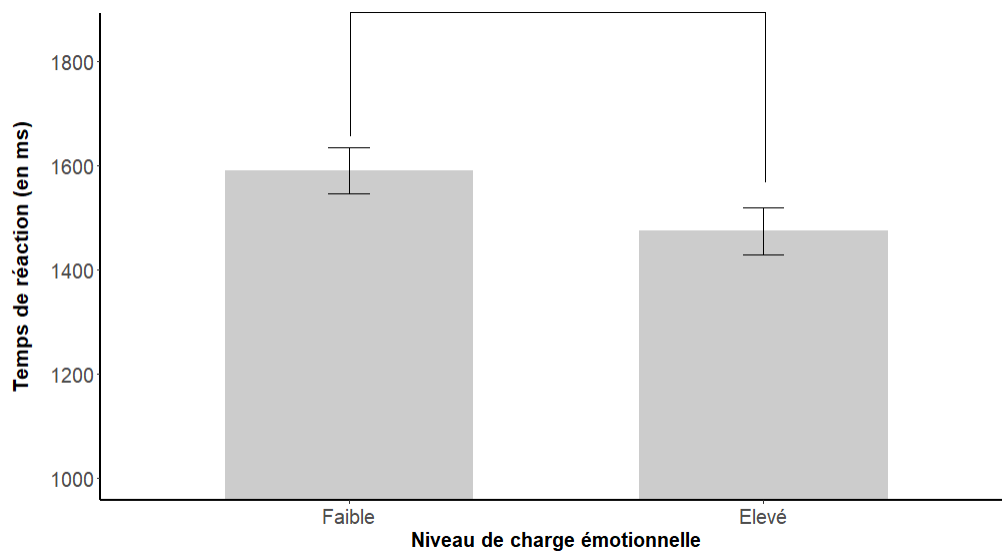


FIGURE 4.2 – Temps de réaction moyen en fonction de la charge émotionnelle

En revanche, aucun résultat significatif n'est trouvé lors de l'analyse des performances de vol.

4.3 ECG

Concernant le ratio RR (voir Figure 4.3), une interaction entre la C-COG et la C-EMO a également été mise en évidence, $F(1,19) = 4,477$; $p = .047$, $\eta_p^2 = 0.19$. Les analyses Post-Hoc ont montré qu'en C-COG2, le ratio est supérieur en C-EMO1 par rapport à C-EMO2, $p = .015$. Des analyses complémentaires ont précisé que cette différence était due aux hautes fréquences (HF), elles augmentent entre C-COG1 et C-COG2, $F(1,19) = 6,204$; $p = .022$, $\eta_p^2 = 0,27$.

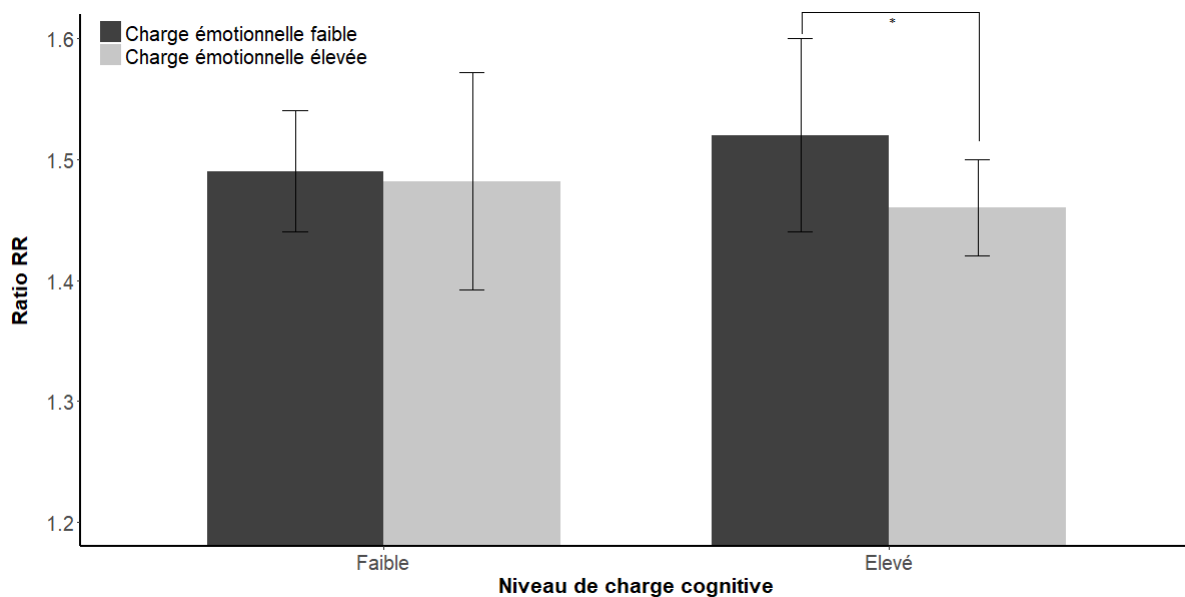


FIGURE 4.3 – Ratio RR moyen en fonction de la charge cognitive et de la charge émotionnelle

Au niveau du ratio LF/HF (voir Figure 4.4), une interaction entre le facteur C-COG et C-EMO a été trouvée, $F(1,19) = 9,769$; $p = .006$, $\eta_p^2 = 0.34$. Les analyses Post-Hoc ont montré qu'en C-COG2, le ratio est supérieur en C-EMO2 comparé à C-EMO1, $p = .015$.

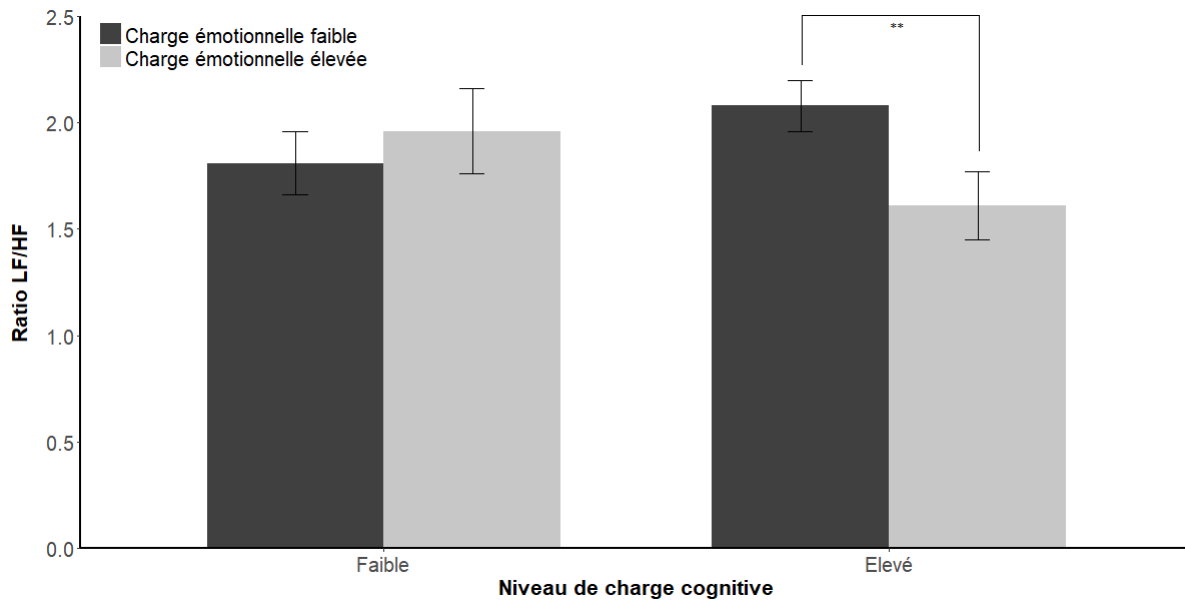


FIGURE 4.4 – Ratio LF/HF moyen en fonction de la charge cognitive et de la charge émotionnelle

Au sujet du HR (voir Figure 4.5) et du RR, un effet principal de la C-COG a été mis en exergue, $F(1,19) = 4,557$; $p = .046$, $\eta_p^2 = 0.19$, $d = 0.42$ et $F(1,19) = 7,007$; $p = .016$, $\eta_p^2 = 0,27$, $d = 0.45$ respectivement, avec un HR inférieur en C-COG1 ($M = 85.14$ batt/min, $ET = 15.47$) par rapport à C-COG2 ($M = 86.54$ batt/min, $ET = 3.94$) et un RR supérieur en C-COG1 ($M = 0.73s$, $ET = 0.14s$) comparé à C-COG2 ($M = 0.72$ s, $ET = 0.14$).

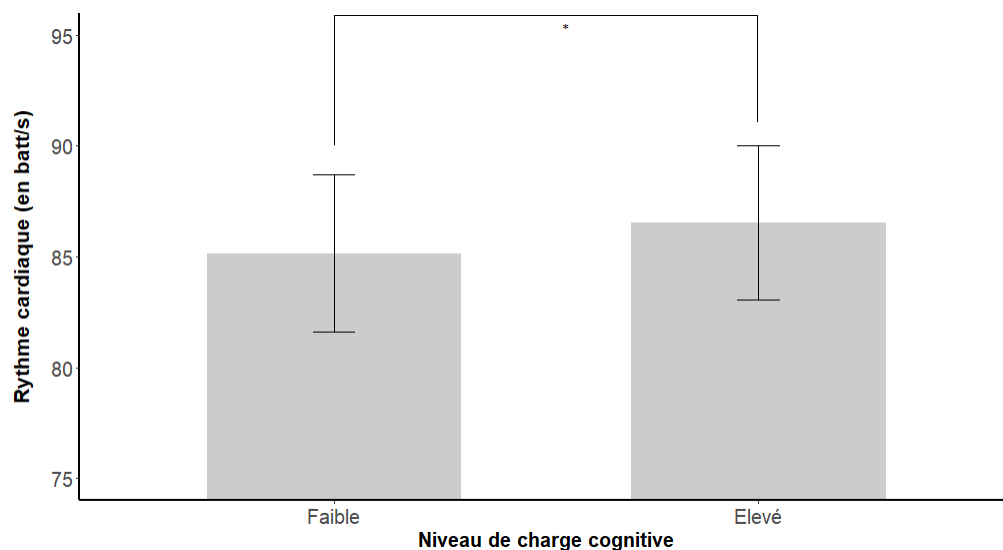


FIGURE 4.5 – Rythme cardiaque moyen en fonction de la charge cognitive

4.4 fNIRS

On observe un effet principal du facteur C-COG sur OxyHb (voir Figure 4.6), $F(1,16) = 6,762$; $p = .019$, $\eta_p^2 = 0.30$, $d = 2.07$, et TotHb, $F(1,16) = 10,058$; $p = .005$, $\eta_p^2 = 0.39$, $d = 2.58$, avec une concentration inférieure en C-COG1 ($M = 2 \mu\text{mol/L}$, $ET = 2$) comparée à C-COG2 ($M = 6 \mu\text{mol/L}$, $ET = 2$).

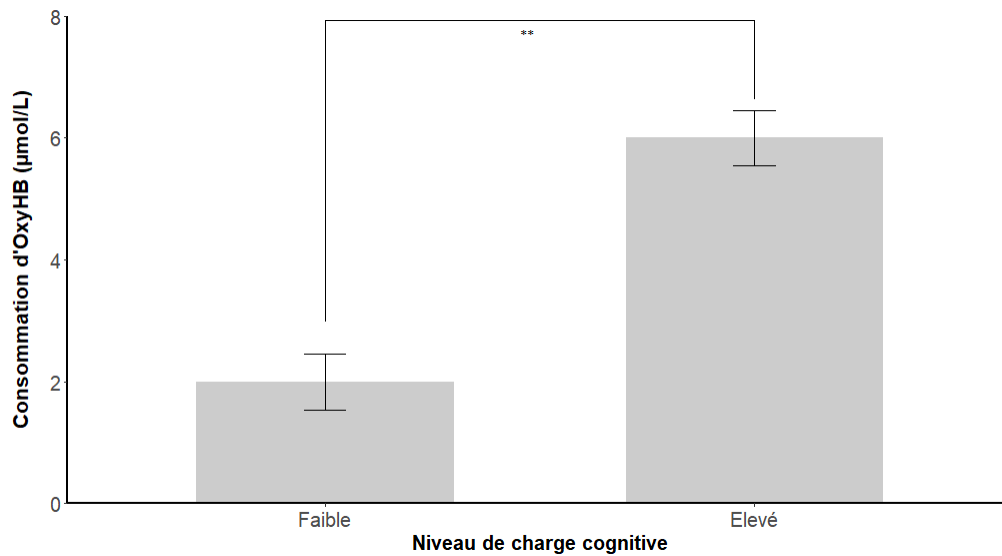


FIGURE 4.6 – Consommation moyenne en OxyHb selon la charge cognitive

Le facteur C-EMO n'est pas significatif ($p > 0.05$) sur tous les paramètres mais lorsqu'on étudie séparément l'effet de ce facteur sur chaque canal, un test de Wilcoxon (voir Figure 4.7) révèle une concentration significativement supérieure en C-EMO2 comparée à C-EMO1, $Z = 2,728$, $p = .006$, $\eta_p^2 = 0.47$, $d = 1.865$, sur le canal 10 mais le facteur C-COG n'a pas d'effet sur ce canal.

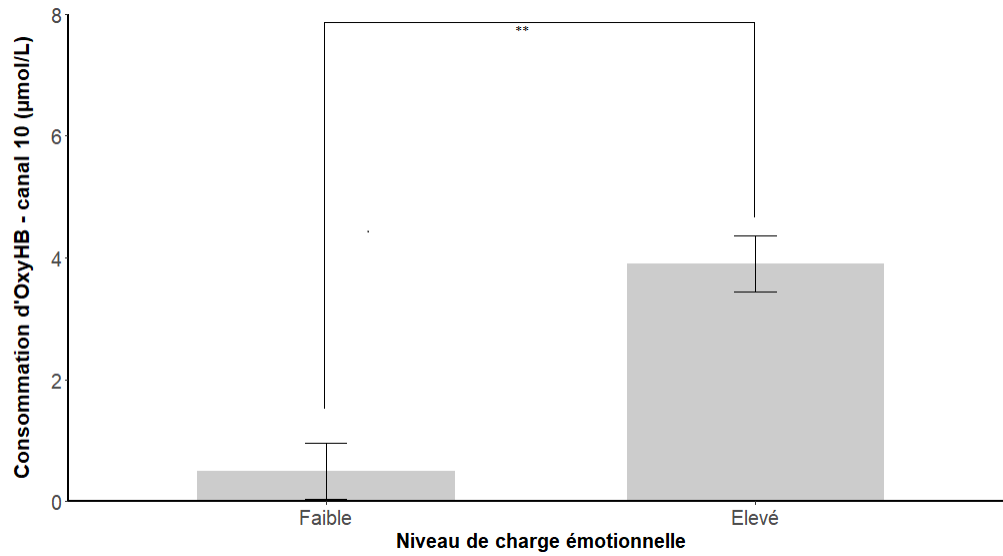


FIGURE 4.7 – Consommation moyenne en OxyHb selon la charge émotionnelle sur le canal 10

4.5 EDA

Aucun résultat significatif n'a été trouvé lors de l'analyse du SCR.

Paramètres	n	C-COG1			C-COG2			C-EMO1			C-EMO2		
		M	SD		M	SD		M	SD		M	SD	
Tâche principale													
Performance (%)	19	77,93	2,76		76,93	3,24		75,34	3,63		79,52	2,93	
Tâche secondaire													
TR (ms)	14	1296,64	33,98		1768,78	56,51		1590,47	43,78		1474,96	45,15	
Exactitude (%)	14	91,62	1,72		86,54	3,94		86,66	3,07		91,49	2,22	
ECG													
HR (batt/min)	19	85,14	15,47		86,55	15,18		85,27	15,23		86,42	15,43	
RR (ms)	19	0,73	0,14		0,72	0,14		0,73	0,14		0,72	0,14	
ratioRR	19	1,49	0,28		1,49	0,26		1,51	0,34		1,47	0,18	
SDRR (ms)	19	0,05	0,02		0,05	0,02		0,05	0,02		0,05	0,02	
pNN20 (%)	19	0,41	0,19		0,41	0,19		0,42	0,18		0,40	0,20	
LF	19	5,14E+06	7,66E+06		1,05E+07	2,64E+07		9,62E+06	2,62E+07		6,07E+06	8,75E+06	
HF	19	1,45E+07	7,02E+07		1,79E+07	7,32E+07		2,69E+07	9,99E+07		5,47E+06	8,77E+06	
ratio LF/HF	19	1,89	1,16		1,85	0,94		1,95	1,08		1,79	1,03	
fNIRS													
OxyHB (µmol/L)	16	2,00	2,00		6,00	2,00		3,00	2,00		6,00	2,00	
DeoxyHB (µmol/L)	16	1,00	1,00		2,00	1,00		1,00	1,00		1,00	1,00	
TotHB (µmol/L)	16	3,00	2,00		8,00	2,00		4,00	2,00		7,00	2,00	
rSO2 (µmol/L)	16	0,15	0,19		1,32	1,29		1,48	1,30		0,00	0,17	
GSR													
SCR	17	76,07	19,64		74,50	19,63		71,29	17,70		79,27	20,66	

FIGURE 4.8 – Paramètres étudiés

Chapitre 5

Discussion

Les différentes mesures collectées n'ayant pas le même niveau de sensibilité aux facteurs manipulés, la comparaison entre elles est rendue délicate. Néanmoins, les différents paramètres apportent des informations intéressantes qui pourront ensuite être analysés avec une analyse plus poussée. En suivant les recommandations faites par [Cohen \(1988\)](#), la grande majorité de nos résultats significatifs propose un effet de grande taille ($\eta^2 \geq 0.3$ et $d \geq 0.8$).

La mesure cardiaque offre deux perspectives. En effet, en se basant sur deux indices de la variabilité de la fréquence cardiaque, on observe une interaction entre la charge cognitive et émotionnelle. Avec le ratio LF/HF, alors qu'en C-COG1, ce ratio ne diffère pas selon la charge émotionnelle, lorsque l'on passe en C-COG2, le ratio diminue en C-EMO2 et augmente en C-EMO1. Ce ratio pouvant être utilisé pour évaluer la balance sympatho-vagale ([Billman, 2007a](#)) même si ce fait est de plus en plus critiqué ([Billman, 2007b](#)), il nous donne l'information qu'avec l'anxiété induite, l'activité du système nerveux parasympathique (SNP) augmente alors que l'activité du système nerveux sympathique reste stable (SNS). Lors de la transition entre C-COG1 et C-COG2, l'activité du SNP augmenterait seulement en C-EMO2 afin que l'organisme "retourne au calme" et ne passe pas en mode "Fight or Flight" avec une possible perte de contrôle cognitif de haut niveau associée. Quant au ratio RR, la diminution entre C-EMO2 et C-EMO1 de celui-ci seulement en C-COG2 est un signe que la variabilité diminue et que l'individu se calme. De plus, deux autres de ces paramètres sont sensibles au facteur charge cognitive. Comme souvent retrouvé dans la littérature scientifique, le rythme cardiaque augmente et l'intervalle RR diminue suite à l'augmentation

de la difficulté. En revanche, ils n'expliquent qu'un effet moyen ($d < 0.5$).

La fNIRS est globalement sensible à la manipulation de la charge cognitive avec un effet très large ($d > 0.8$). Une augmentation générale de la concentration en OxyHb est remarquée avec celle de la difficulté de la tâche secondaire. Comme attendu (Derosière et al., 2013 ; Nishitani et al., 2013), la consommation augmente dans le cortex préfrontal (siège des fonctions cognitives supérieures) et au niveau du lobe pariétal (responsable de l'intégration des modalités sensorielles). Au niveau de la sensibilité à la charge émotionnelle, l'augmentation de la concentration en OxyHb seulement au niveau du canal 10 pourrait nous faire penser à une implication plus importante du cortex préfrontal dorso-latéral, responsable de l'attention soutenue et localisé près du canal 10. Cette proposition sera à vérifier lors d'analyses ultérieures avec la méthode Monte-Carlo (Fukui et al., 2003).

Les résultats obtenus au niveau de la tâche secondaire nous permettent de dire que l'objectif de variation des niveaux de charge cognitive a été atteint. En effet, plus la charge cognitive augmentait, plus le participant mettait de temps pour répondre. C'est un effet classique de l'augmentation de la difficulté de la tâche : la quantité de traitements cognitifs est plus importante lorsque la charge cognitive est élevée (Theios, 1973). Cependant, l'absence de modification des performances à la tâche principale quelque soit la condition et la diminution du temps de réponse à la tâche secondaire en condition de charge émotionnelle élevée sont des résultats assez inattendus. De nombreux travaux ont montré qu'une émotion négative perturbait les performances cognitives (Kahneman, 1973). Or, nous observons en partie le contraire.

Nos résultats seraient donc en faveur de l'hypothèse du *Cognitive-energetical framework* (Hockey, 1997). Un système de contrôle compensatoire s'activerait lors d'une situation stressante et exigeante. Afin de garder constant les performances à la tâche alors que les exigences de la tâche augmentent, des ressources supplémentaires seraient recrutées à un coût physiologique supérieur. Les performances à la tâche de vol restent constantes en dépit de nos manipulations mais une augmentation de l'activité cardiaque, électrodermale et neurovasculaire a lieu.

Certains de nos paramètres physiologiques ont su reconnaître différents niveaux de charge cognitive, la sensibilité de ceux-ci à notre manipulation de la charge cognitive s'est montrée suffisante. Quant à la charge émotionnelle, la dispersion des données physiologiques étant beaucoup plus importante, la sensibilité des paramètres n'a pas été satisfaisante.

Une des propositions pourrait être le changement de population. En effet, l'amélioration des performances à la tâche secondaire en C-EMO2 n'était pas attendue ainsi que l'absence d'effet significatif sur l'EDA alors que cette mesure physiologique serait un "reflet de l'état émotionnel" (Boucsein, 1992). L'interprétation suivante peut expliquer ce fait : nos participants étant tous des pilotes, ils proposent un profil de personnalité particulier (Fitzgibbons et al., 2004). La mise en place d'une situation de compétition peut ne pas avoir seulement créé chez eux de l'anxiété mais également de la motivation. Cette motivation a pu permettre le recrutement de ressources cognitives supplémentaires.

Une autre limite est le fait que nous ayons analysé chacune des mesures individuellement, une analyse de régression multiple pourrait être utile afin d'obtenir une équation combinant les apports des différentes mesures et permettant d'affiner les seuils de discrimination des niveaux de la charge cognitive. Une autre possibilité encore plus complexe serait de concevoir un classificateur. De plus, une analyse des signaux EEG est à prévoir ainsi que le couplage EEG/fNIRS (Al-Shargie et al., 2017), technique prometteuse.

Egalement, une autre modification pourrait porter sur la méthode d'induction de l'anxiété voire sur la passation en elle-même puisqu'il est assez difficile d'induire de l'anxiété dans un simulateur de vol, le pilote ne risquant à aucun moment sa vie contrairement à un vol en conditions réelles.

Ces résultats suggèrent que certains des paramètres physiologiques utilisés pourraient être des candidats pertinents pour faire du neurofeedback : mesurer le niveau de charge cognitive de l'opérateur, d'anticiper les dégradations de performances et adapter la machine pour éviter ces dégradations.

Bibliographie

- Al-Shargie, F., Tang, T. B., and Kiguchi, M. (2017). Assessment of mental stress effects on pre-frontal cortical activities using canonical correlation analysis : an fnirs-eeG study. *Biomedical Optics Express*, 8(5) :2583–2598.
- Allsop, J. and Gray, R. (2014). Flying under pressure : Effects of anxiety on attention and gaze behavior in aviation. *Journal of Applied Research in Memory and Cognition*, 3(2) :63–71.
- Ayaz, H., Shewokis, P. A., Bunce, S., Izzetoglu, K., Willems, B., and Onaral, B. (2012a). Optical brain monitoring for operator training and mental workload assessment. *Neuroimage*, 59(1) :36–47.
- Ayaz, H., Shewokis, P. A., Bunce, S., Izzetoglu, K., Willems, B., and Onaral, B. (2012b). Optical brain monitoring for operator training and mental workload assessment. *NeuroImage*, 59(1) :36–47.
- Barlow, D. H. (2000). Unraveling the mysteries of anxiety and its disorders from the perspective of emotion theory. *American Psychologist*, 55(11) :1247.
- Billman, G. E. (2007a). Heart rate variability—a historical perspective. *Heart Rate Variability : Clinical Applications and Interaction between HRV and Heart Rate*, page 9.
- Billman, G. E. (2007b). The lf/hf ratio does not accurately measure cardiac sympatho-vagal balance. *Heart Rate Variability : Clinical Applications and Interaction between HRV and Heart Rate*, page 54.
- Borghini, G., Astolfi, L., Vecchiato, G., Mattia, D., and 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.
- Boucsein, W. (1992). Electrodermal activity.
- Braithwaite, J. J., Watson, D. G., Jones, R., and Rowe, M. (2013). A guide for analysing electro-

- dermal activity (eda) & skin conductance responses (scrs) for psychological experiments.
- Cabon, P., Coblenz, A., Mollard, R., and Fouillot, J. (1993). Human vigilance in railway and long-haul flight operation. *Ergonomics*, 36(9) :1019–1033.
- Causse, M., Dehais, F., Péran, P., Sabatini, U., and Pastor, J. (2013). The effects of emotion on pilot decision-making : A neuroergonomic approach to aviation safety. *Transportation research part C : emerging technologies*, 33 :272–281.
- Chanquoy, L., Tricot, A., and Sweller, J. (2007). *La charge cognitive : Théorie et applications*. Armand Colin.
- Cohen, J. (1988). Statistical power analysis for the behavioral sciences lawrence earlbaum associates. *Hillsdale, NJ*, pages 20–26.
- Cutini, S., Scarpa, F., Scatturin, P., Dell'Acqua, R., and Zorzi, M. (2014). Number–space interactions in the human parietal cortex : Enlightening the snarc effect with functional near-infrared spectroscopy. *Cerebral Cortex*, 24(2) :444.
- de Winter, J. C. F. (2014). Controversy in human factors constructs and the explosive use of the NASA-TLX : A measurement perspective. *Cognition, Technology and Work*, 16(3) :289–297.
- Dehais, F., Causse, M., Vachon, F., Régis, N., Menant, E., and 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.
- Delpy, D. T., Cope, M., van der Zee, P., Arridge, S., Wray, S., and Wyatt, J. (1988). Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement. *Physics in medicine and biology*, 33(12) :1433.
- Derosière, G., Mandrick, K., Dray, G., Ward, T. E., and Perrey, S. (2013). Nirs-measured prefrontal cortex activity in neuroergonomics : strengths and weaknesses. *Frontiers in human neuroscience*, 7 :583.
- Ekman, P., Davidson, R. J., and Friesen, W. V. (1990). The duchenne smile : Emotional expression and brain physiology : Ii. *Journal of personality and social psychology*, 58(2) :342.
- Fitzgibbons, A., Davis, D., and Schutte, P. C. (2004). Pilot personality profile using the neo-pi-r. *NASA Technical Reports Server*.
- Fukui, Y., Ajichi, Y., and Okada, E. (2003). Monte carlo prediction of near-infrared light propagation in realistic adult and neonatal head models. *Applied optics*, 42(16) :2881–2887.

- Greenwald, M. K., Cook, E. W., and Lang, P. J. (1989). Affective judgment and psychophysiological response : Dimensional covariation in the evaluation of pictorial stimuli. *Journal of psychophysiology*, 3(1) :51–64.
- Hancock, P. (1989). The effect of performance failure and task demand on the perception of mental workload. *Applied Ergonomics*, 20(3) :197–205.
- Harris, C. R., Pashler, H. E., and Coburn, P. (2004). Moray revisited : High-priority affective stimuli and visual search. *Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A*, 57(1) :1–31.
- Heine, T., Lenis, G., Reichensperger, P., Beran, T., Doessel, O., and Deml, B. (2017). Electrocardiographic features for the measurement of drivers' mental workload. *Applied Ergonomics*, 61 :31–43.
- Hockey, G. R. J. (1997). Compensatory control in the regulation of human performance under stress and high workload : A cognitive-energetical framework. *Biological psychology*, 45(1) :73–93.
- Jex, H. and Allen, R. (1970). Research on a new human dynamic response test battery. In *Proceedings of the Sixth Annual Conference on Manual Control*, volume 743, page 777.
- Jobsis (1977). Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. *Science*, 198(4323) :1264–1267.
- Kahneman, D. (1973). *Attention and effort*. Citeseer.
- Kramer, A. and Parasuraman, R. (2007). Neuroergonomics—application of neuroscience to human factors. *Handbook of psychophysiology*, 2 :704–722.
- Lazarus, R. S. (1993). From psychological stress to the emotions : A history of changing outlooks. *Annual review of psychology*, 44(1) :1–22.
- Mandrick, K., Peysakhovich, V., Rémy, F., Lepron, E., and Causse, M. (2016). Neural and psychophysiological correlates of human performance under stress and high mental workload. *Biological psychology*, 121 :62–73.
- Martin, C., Hourlier, S., and Cegarra, J. (2013). La charge mentale de travail : un concept qui reste indispensable, l'exemple de l'aéronautique. *Le travail humain*, 76(4) :285–308.
- Miguel, P. (2012). *The Effects of anxiety on cognitive performance*. PhD thesis, Royal Holloway, University of London.
- Nishitani, S., Shinohara, K., et al. (2013). Nirs as a tool for assaying emotional function in the

prefrontal cortex. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7 :770.

Parasuraman, R. and Rizzo, M. (2008). *Neuroergonomics : The brain at work*. Oxford University Press.

Pashler, H. (1994). Dual-task interference in simple tasks : data and theory. *Psychological bulletin*, 116(2) :220.

Patel, N., Vytal, K., Pavletic, N., Stoodley, C., Pine, D. S., Grillon, C., and Ernst, M. (2015). Interaction of threat and verbal working memory in adolescents. *Psychophysiology*.

Ryu, K. and 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.

Scherer, K. R. (2005). What are emotions ? and how can they be measured? *Social science information*, 44(4) :695–729.

Shappell, S., Detwiler, C., Holcomb, K., Hackworth, C., Boquet, A., and Wiegmann, D. A. (2007). Human error and commercial aviation accidents : an analysis using the human factors analysis and classification system. *Human Factors : The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 49(2) :227–242.

Smallwood, J. and Schooler, J. W. (2015). The science of mind wandering : empirically navigating the stream of consciousness. *Annual review of psychology*, 66 :487–518.

Squires, N. K., Squires, K. C., and Hillyard, S. A. (1975). Two varieties of long-latency positive waves evoked by unpredictable auditory stimuli in man. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 38(4) :387–401.

Staal, M. A. (2004). Stress, cognition, and human performance : A literature review and conceptual framework.

Tak, S. and Ye, J. C. (2014). Statistical analysis of fnirs data : a comprehensive review. *Neuroimage*, 85 :72–91.

Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing (1996). Heart rate variability. *Circulation*, 93(5) :1043–1065.

Theios, J. (1973). Reaction time measurements in the study of memory processes : Theory and data. *Psychology of learning and motivation*, 7 :43–85.

Vanutelli, M. E. and Balconi, M. (2015a). Perceiving emotions in human–human and human–

BIBLIOGRAPHIE

- animal interactions : Hemodynamic prefrontal activity (fnirs) and empathic concern. *Neuroscience letters*, 605 :1–6.
- Vanutelli, M. E. and Balconi, M. (2015b). Perceiving emotions in human-human and human-animal interactions : Hemodynamic prefrontal activity (fNIRS) and empathic concern. *Neuroscience Letters*, 605 :1–6.
- Wickens, C. D. (2008). Multiple resources and mental workload. *Human Factors : The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 50(3) :449–455.
- Wiener, E. L. and Curry, R. E. (1980). Flight-deck automation : Promises and problems. *Ergonomics*, 23(10) :995–1011.
- Wiener, E. L. and Nagel, D. C. (1988). *Human factors in aviation*. Gulf Professional Publishing.
- Wise, J. A., Hopkin, V. D., and Garland, D. J. (2009). *Handbook of aviation human factors*. CRC Press.
- Yanko, M. R. and Spalek, T. M. (2014). Driving with the wandering mind the effect that mind-wandering has on driving performance. *Human Factors : The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 56(2) :260–269.
- Young, M. S. and Stanton, N. A. (2002). Attention and automation : new perspectives on mental underload and performance. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 3(2) :178–194.

Annexe A

Acronymes

C-COG	Charge cognitive
C-COG1	Charge cognitive faible
C-COG2	Charge cognitive élevée
ECG	Electrocardiographie
EDA	Réponse électrodermale
EEG	Electroencéphalographie
C-EMO	Charge émotionnelle
C-EMO1	Charge émotionnelle faible
C-EMO2	Charge émotionnelle élevée
fNIRS	Functional near-infrared spectroscopy
SCR	Skin conductance response
SNC	Système nerveux central
SNS	Système nerveux sympathique
SNP	Système nerveux parasympathique
SPIR	Spectroscopie proche infra-rouge fonctionnelle
TR	Temps de réaction

Annexe B

Simulateur de vol



Annexe C

Scénarios de vol

Scénario 1

Chrono	Action	Vitesse	PA
00:00	Décollage et montée vers 2000ft	70 kt	PP
300 ft	Volets 0°	80 kt	PP
2000ft		110 kt	PP =>2500
05 :00	360° par la droite 30°		
07:00	Montée vers 3000ft	80 kt	PP
3000 ft		110 kt	PP => 2500
09 :00	Virage de 90° par la gauche à 20 °		
10 :00	Virage de 90° par la gauche à 20 °		
11 :00	Virage de 90° par la gauche à 20 °		
12 :00	Virage de 90° par la gauche à 20° (interception 324 TOU)		
15 :00	Virage de 90° par la gauche 20 °		
16 :00	Virage de 90° par la droite 20 °		
18 :00	Virage de 90° par la droite 20 °		
19 :00	Virage de 90° par la droite 20° (interception 144 TOU)		
20 :00	Réduire à 100 Kt	100 kt	2500=>2350
21 :00	360° par la gauche à 20°	100 kt	+100
24 :00	Descendre 2000 ft	100 kt	1700
2000 ft		100 kt	2350
26 :00	Virage de 90° par la droite 20 °		+100
27 :00	Virage de 90° par la droite 20 °		+100
28 :00	Virage de 90° par la droite 20 °		+100
29 :00	Interceptor LOC 14L		+100
30 :00	Séquence atterrissage		
34 :00	Fin de la session		

Scénario 2

Chrono	Action	Vitesse	PA
00:00	Décollage et montée vers 2000ft	70 kt	PP
300 ft	Volets 0°	80 kt	PP
2000ft		110 kt	PP =>2500
05 :00	Virage de 90° par la droite à 20 °		
06 :00	Virage de 90° par la droite à 20 °		
07 :00	Virage de 90° par la droite à 20 °		
08 :00	Virage de 90° par la droite à 20° (interception 324 TOU)		
10:00	Montée vers 3000ft	80 kt	PP
3000 ft		110 kt	PP => 2500
13 :00	360° par la gauche 30°		
15 :00	Virage de 90° par la droite 20 °		
16 :00	Virage de 90° par la gauche 20 °		
18 :00	Virage de 90° par la gauche 20 °		
19 :00	Virage de 90° par la gauche 20° (interception 144 TOU)		
20 :00	Réduire à 100 Kt	100 kt	2500=>2350
21 :00	Virage de 90° par la gauche 20 °		+100
22 :00	Virage de 90° par la gauche 20 °		+100
23 :00	Virage de 90° par la gauche 20 °		+100
24 :00	Interceptor LOC 14L		+100
26 :00	Descendre 2000 ft	100 kt	1700
2000 ft		100 kt	2350
28 :00	360° par la droite à 20°	100 kt	+100
30 :00	Séquence atterrissage		
34 :00	Fin de la session		

Annexe D

Consignes de la tâche secondaire

Dans la première condition (charge cognitive faible), la consigne dépendait seulement du chiffre entendu (évaluation de la magnitude ou de la parité) alors que dans la deuxième (charge cognitive élevée), les participants devaient en plus prendre en considération la couleur du chiffre présenté à l'écran pour répondre soit au jugement de parité ou celui de magnitude.

Ci-dessous sont présents les consignes données aux participants.

Ordre normal : charge émotionnelle faible

Après la phase de décollage, vous allez entendre des enregistrements d'échanges réels ATC (Air Traffic Control) entre la tour de contrôle et les aéronefs. Ces instructions n'auront aucun rapport avec votre plan de vol. Ainsi, il ne faudra surtout pas tenir compte du contenu de ces échanges pour le bon déroulement de la tâche de pilotage. Parmi l'ensemble des enregistrements vous entendrez des chiffres isolés. Les noms des chiffres ainsi que la plupart des enregistrements seront en anglais. Vous devrez faire attention à ces chiffres et répondre **EN APPUYANT SUR LE BOUTON**, que l'on vous montrera, selon les instructions suivantes. En tout cas, vous devez seulement baser votre réponse sur le chiffre entendu

1. Dans une première partie, vous devrez appuyer sur le bouton **SI ET SEULEMENT SI** le chiffre **ENTENDU** est **PLUS GRAND QUE 5**. Pendant cette partie, simultanément aux instructions ATC et des chiffres, d'autres chiffres écrits en **NOIR** vous seront présentés sur l'écran à côté du bouton de réponse. Il ne faudra surtout pas en tenir compte pour votre réponse.

2. Après quelques minutes, vous écouterez un signal sonore qui indique le début de la deuxième partie de la tâche. À partir de ce moment-là, la réponse au chiffre ENTENDU dépendra de la COULEUR du chiffre affiché sur l'écran.

a. Si le chiffre est écrit en ROUGE, vous devez répondre si et seulement si le chiffre entendu est PLUS GRAND QUE 5 (comme précédemment).

b. Par contre, si le chiffre est écrit en VERT, vous devez répondre si et seulement si le chiffre entendu est un chiffre PAIR, indépendamment de la magnitude du chiffre affiché. Vous essayerez de répondre de manière la plus rapide et exacte possible sans jamais interrompre la tâche de vol.

Ordre normal : charge émotionnelle élevée

Après la phase de décollage, vous allez entendre des enregistrements d'échanges réels ATC (Air Traffic Control) entre la tour de contrôle et les aéronefs. Ces instructions n'auront aucun rapport avec votre plan de vol. Ainsi il ne faudra surtout pas tenir compte du contenu de ces échanges pour le bon déroulement de la tâche de pilotage. Parmi l'ensemble des enregistrements vous entendrez des chiffres isolés. Les noms des chiffres ainsi que la plupart des enregistrements seront en anglais. Vous devrez faire attention à ces chiffres et répondre EN APPUYANT SUR LE BOUTON, que l'on vous montrera, selon les instructions suivantes. En tout cas, vous devez baser votre réponse seulement sur le chiffre entendu :

1. Dans une première partie, vous devrez appuyer sur le bouton SI ET SEULEMENT SI le chiffre ENTENDU est un chiffre PAIR. Pendant cette partie, simultanément aux instructions ATC et aux chiffres, d'autres chiffres écrits en NOIR vous seront présentés sur l'écran à côté du bouton de réponse. Il ne faudra surtout pas en tenir compte pour votre réponse.
2. Après quelques minutes, vous écouterez un signal sonore qui indique le début de la deuxième partie de la tâche. À partir de ce moment-là, la réponse au chiffre ENTENDU dépendra de la COULEUR du chiffre affiché sur l'écran.

Si le chiffre est écrit en MAGENTA, vous devez répondre si et seulement si le chiffre entendu est un chiffre PAIR (comme précédemment).

Par contre, si le chiffre est écrit en BLEU, vous devez répondre si et seulement si le

chiffre entendu est PLUS GRAND QUE 5, indépendamment de la parité du chiffre affiché. Vous essayerez de répondre de manière la plus rapide et exacte possible sans jamais interrompre la tâche de vol

Ordre contrebalancé : charge émotionnelle faible

Après la phase de décollage, vous allez entendre des enregistrements d'échanges réels ATC (Air Traffic Control) entre la tour de contrôle et les aéronefs. Ces instructions n'auront aucun rapport avec votre plan de vol. Ainsi, il ne faudra surtout pas tenir compte du contenu de ces échanges pour le bon déroulement de la tâche de pilotage. Parmi l'ensemble des enregistrements vous entendrez des chiffres isolés. Les noms des chiffres ainsi que la plupart des enregistrements seront en anglais. Vous devrez faire attention à ces chiffres et répondre EN APPUYANT SUR LE BOUTON, que l'on vous montrera, selon les instructions suivantes. En tout cas, vous devez seulement baser votre réponse sur le chiffre entendu

1. Dans une première partie, la réponse au chiffre ENTENDU dépendra de la COULEUR du chiffre affiché sur l'écran. Pendant cette partie, simultanément aux instructions ATC et des chiffres, d'autres chiffres vous seront présentés sur l'écran à côté du bouton de réponse. Il ne faudra surtout pas en tenir compte pour votre réponse.

Si le chiffre est écrit en ROUGE, vous devez répondre si et seulement si le chiffre entendu est PLUS GRAND QUE 5 (comme précédemment).

Par contre, si le chiffre est écrit en VERT, vous devez répondre si et seulement si le chiffre entendu est un chiffre PAIR, indépendamment de la magnitude du chiffre affiché

2. Après quelques minutes, vous écouterez un signal sonore qui indique le début de la deuxième partie de la tâche. À partir de ce moment-là, vous devrez appuyer sur le bouton SI ET SEULEMENT SI le chiffre ENTENDU est PLUS GRAND QUE 5.

Vous essayerez de répondre de manière la plus rapide et exacte possible sans jamais interrompre la tâche de vol.

Ordre contrebalancé : charge émotionnelle élevée

Après la phase de décollage, vous allez entendre des enregistrements d'échanges réels ATC (Air Traffic Control) entre la tour de contrôle et les aéronefs. Ces instructions n'auront aucun rapport avec votre plan de vol. Ainsi il ne faudra surtout pas tenir compte du contenu de ces échanges pour le bon déroulement de la tâche de pilotage. Parmi l'ensemble des enregistrements vous entendrez des chiffres isolés. Les noms des chiffres ainsi que la plupart des enregistrements seront en anglais. Vous devrez faire attention à ces chiffres et répondre **EN APPUYANT SUR LE BOUTON**, que l'on vous montrera, selon les instructions suivantes. En tout cas, vous devez baser votre réponse seulement sur le chiffre entendu :

1. Dans une première partie, la réponse au chiffre ENTENDU dépendra de la COULEUR du chiffre affiché sur l'écran. Pendant cette partie, simultanément aux instructions ATC et aux chiffres, d'autres chiffres vous seront présentés sur l'écran à côté du bouton de réponse. Il ne faudra surtout pas en tenir compte pour votre réponse.

Si le chiffre est écrit en MAGENTA, vous devez répondre si et seulement si le chiffre entendu est un chiffre PAIR.

Par contre, si le chiffre est écrit en BLEU, vous devez répondre si et seulement si le chiffre entendu est PLUS GRAND QUE 5, indépendamment de la parité du chiffre affiché.

2. Après quelques minutes, vous écouterez un signal sonore qui indique le début de la deuxième partie de la tâche. À partir de ce moment-là, vous devrez appuyer sur le bouton **SI ET SEULEMENT SI** le chiffre ENTENDU est un chiffre PAIR.

Vous essayerez de répondre de manière la plus rapide et exacte possible sans jamais interrompre la tâche de vol.

Annexe E

Mesures physiologiques

Spectroscopie proche infra-rouge

La fNIRS est une technique de neuroimagerie fonctionnelle de mesure indirecte. Elle est assez récente puisque la preuve de concept a été mis au point par [Jobsis \(1977\)](#). Elle est basée sur le même postulat que l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf) : l'activité hémodynamique ou effet BOLD dans le cadre de l'IRMf.

Suite à l'activation d'une région cérébrale, une augmentation de l'afflux sanguin a lieu vers celle-ci. En effet, après l'émission d'un potentiel d'action, le neurone et les astrocytes l'entourant nécessitent un supplément d'oxygène et de glucose. Or ces suppléments sont apportés par le sang. L'oxygène est transportée par l'hémoglobine possédant deux états : un état oxygéné, c'est-à-dire que l'oxygène n'est pas consommée, et un état désoxygéné avec toutes les molécules d'oxygène consommées. Suite à la détection d'une variation importante du rapport de la concentration de l'hémoglobine oxygénée sur la concentration de l'hémoglobine désoxygénée par le mécanisme de couplage neurovasculaire, une augmentation du débit et du volume sanguin est donc déclenchée.

C'est cette variation de concentration que la technique fNIRS va mesurer. Pour ce faire, de la lumière à des longueurs d'ondes particulières sera émise au niveau de la surface du crâne, juste au dessus de la zone cérébrale étudiée. Cette lumière, appartenant au spectre du proche infrarouge, pénètre les tissus biologiques sur quelques centimètres et donc atteint la surface du cortex cérébral. Ce tissu étant composé de différents éléments, la lumière ne sera pas transmise, absorbée ou déviée de la même façon selon les éléments qu'elle rencontrera. Certains de ces composants ont des

propriétés d'absorption et de déviation pratiquement toujours constantes mais ce n'est pas le cas des chromophores tels que l'hémoglobine oxygénée et désoxygénée qui n'ont pas le même spectre d'absorption. Ce changement d'atténuation provenant du changement de concentration peut donc être quantifié en utilisant la loi modifiée de Beer-Lambert (Delpy et al., 1988).

Le couplage neurovasculaire n'étant pas immédiat, un décalage temporel est présent mais ce délai n'est pas constant et universel puisque la durée entre l'activation de la cellule nerveuse et l'apport de nutriments par le flux sanguin est propre à chaque personne.

Dans le cadre de notre étude, le système NIRSport (NirX, Germany) est utilisé. Il est composé de 8 sources et de 8 détecteurs émettant et détectant les longueurs d'ondes suivantes : 760 et 850nm. La fréquence d'échantillonnage est de 7.81 Hz. Ces 16 optodes sont installées sur un bonnet NIRScaps avec une séparation de 3cm entre chaque optode. NIRSport le permettant, nous avons choisi d'observer les zones cérébrales les plus pertinentes pour notre recherche. Nous avons placé 10 optodes (emplacement émetteurs : AF3, AF4, F5, F6; emplacement détecteurs : AF7, AF8, F3, F4, FC5, FC6) au niveau du cortex préfrontal puisqu'il est le siège des fonctions cognitives de haut niveau (Ayaz et al., 2012b) et joue un rôle dans le contrôle des émotions (Vanutelli and Balconi, 2015b). En outre, 6 optodes (emplacement émetteurs : P5, P6, PO7, PO8; emplacement détecteurs : P7, P8) ont été positionnées au niveau du lobe pariétal puisque Cutini et al. (2014) ont mis en évidence l'implication de cette partie dans le traitement de l'espace et des chiffres. Avec le montage réalisé, nous avons un total de 14 canaux.

Pour chaque canal, nous obtenons donc deux mesures simultanées : celle de l'hémoglobine oxygénée et celle de l'hémoglobine désoxygénée.

Electrocardiographie

L'ECG est une technique mesurant l'activité électrique du cœur. Le myocarde, étant le muscle du cœur, est constitué de cellules musculaires qui produisent de l'activité bioélectrique pouvant être catégorisée selon différentes 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 rechar-

gement afin de pouvoir se dépolariser de nouveau, l'onde T est créée. De nombreuses caractéristiques peuvent donc être extraites à partir de ces ondes.

Le système Brain (Brain Products GmbH, Allemagne) est utilisé à une fréquence d'échantillonnage de 1000Hz. Deux électrodes cutanées sont positionnées juste en dessous de la clavicule droite et en dessous du pectoral gauche, la dérivation DII étant la plus pertinente pour notre étude.

Conductance électrodermale

La conductance électrodermale est une activité électrique produite par les glandes sudoripares de la paume de la main. Ces glandes sont responsables de la sudation, appartiennent au système nerveux autonome et sont fortement sensibles aux stimuli psychologiquement significants (Boucsein, 1992). Cette activité est 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 été mise au point au début du XXème siècle et est particulièrement connue sous le terme de "détecteur de mensonge".

Le système Brain (Brain Products GmbH, Allemagne) est utilisé à une fréquence d'échantillonnage de 1000Hz. Deux électrodes cutanées sont positionnées au niveau de la paume de la main gauche, pour ne pas gêner le pilote, et séparées par 2cm.

Annexe F

Traitement des signaux

ECG

Le signal ECG a été traité dans Matlab à l'aide d'un script personnel. Un downsampling d'un facteur 5 et un filtre band-pass de type Butterworth d'ordre 8 de 0.5 Hz à 40 Hz ont été appliqués. Chaque scénario de vol a été segmenté en 10 morceaux, chacun durant 4 minutes. Afin d'identifier les différentes caractéristiques pertinentes, nous nous sommes inspirés de [Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing \(1996\)](#). Ainsi, à partir de la détection des intervalles RR, nous avons extrait le rythme cardiaque et différentes mesures de la variabilité de fréquence cardiaque telles que le SDRR (mesure de la variabilité globale), le pNN20 et le RMSSD (mesures de la variabilité parasympathique). Egalement, nous avons réalisé une analyse spectrale des signaux afin d'obtenir le ratio basses fréquences sur hautes 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 du l'intervalle RR maximum sur l'intervalle RR minimum. Le pNN20 est le pourcentage d'intervalles RR consécutifs différant de plus de 20 ms sur le nombre d'intervalles RR totaux. Le RMSSD est calculé à partir de la racine carré 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.

Un participant présentait des extra-systoles, ses données n'ont pas été incluses dans l'analyse.

EDA

Le signal EDA a été traité dans Matlab. Après une exploration des différentes toolbox dédiées au traitement du signal GSR (EDA, cvxEDA, ledalab), nous avons choisi Ledalab. Un downsampling d'un facteur 10 et un filtre low-pass d'ordre 2ème avec un cutoff à 5Hz ont été appliqués. Chaque scénario de vol a été segmenté en 10 morceaux, chacun durant 4minutes. Afin d'identifier les différentes caractéristiques pertinentes, nous nous sommes inspirés de [Braithwaite et al. \(2013\)](#). Ainsi, nous avons extrait le nombre de pics (SCR) ayant une amplitude supérieur à 0,05 μ S grâce à l'application de la technique d'Analyse de décomposition discrètes (CDA). Quatre participants présentaient des signaux irréguliers et n'ont donc pas été pris en compte.

fNIRS

Le signal fNIRS a été traité dans NirsLAB, logiciel fourni par le fabricant NirX. Après vérification des données, un detrending puis un filtre pass-band de type butterworth de 0.007 à 0.5Hz ont été appliqués. En suivant les recommandations de [Tak and Ye \(2014\)](#), les différentes features ont été extraites : OxyHB, DeoxyHB, TotHB et rSO₂. Chaque scénario de vol a été segmenté en 10 morceaux, chacun durant 4minutes.

OxyHB est la concentration en hémoglobine oxygénée mesurée, DeoxyHB est la concentration en hémoglobine déoxygénée, TotHB est la somme de OxyHB et DeoxyHB. Quant à rSO₂, elle est le ratio hémoglobine déoxygénée sur hémoglobine oxygénée, représentant donc la saturation en hémoglobine déoxygénée. Quatre participants présentaient des signaux irréguliers n'ont donc pas été pris en compte.

Performances comportementales

Au niveau de la tâche de pilotage, les performances étaient enregistrées à l'aide d'un logiciel développé au niveau local (ENAC). Plusieurs paramètres du vol tels que la vitesse, le cap et l'altitude étaient collectés en continu. Tout écart des paramètres de vol demandés supérieure à +/- 5 unités était comptabilisé comme une erreur. Ainsi, la moyenne des erreurs a été calculée à partir

de l'ensemble des erreurs réalisé sur chacune des périodes de vol coïncidant avec les différentes conditions de charge cognitive (faible = de 4 à 16 minutes, élevée = de 16 à 28 minutes), le tout pour chacun des deux scénarios de vol. A partir de cette moyenne d'erreur, nous avons réalisé une moyenne de performance afin de faciliter la lecture. Suite à un dysfonctionnement technique, les données de deux participants n'ont pas pu être analysées.

Concernant la tâche secondaire, le temps de réaction et l'exactitude des réponses du participant ont été enregistrés. Pour les temps de réaction de chaque individu, toutes les valeurs dépassant moyenne +/- 2 écarts-type ont été supprimées des calculs. Suite à un dysfonctionnement technique, les données de sept participants n'ont pas pu être analysées.