Corrélats neuro-fonctionnels du phénomène de sortie de boucle : impacts sur le monitoring des performances

Bertille Somon

▶ **To cite this version:**

Bertille Somon. Corrélats neuro-fonctionnels du phénomène de sortie de boucle : impacts sur le monitoring des performances. Sciences cognitives. Université Grenoble Alpes, 2018. Français. NNT : . tel-02446710v1

HAL Id: tel-02446710

https://hal.science/tel-02446710v1

Submitted on 8 Feb 2019 (v1), last revised 21 Jan 2020 (v3)

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

ONERA
THE FRENCH AEROSPACE LAB

Communauté
UNIVERSITÉ Grenoble Alpes

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE LA COMMUNAUTE UNIVERSITE GRENOBLE ALPES

Spécialité : **Sciences Cognitives Psychologie et Neurocognition - PCN**

Arrêté ministériel : 25 mai 2016

Présentée par

Bertille SOMON

Thèse dirigée par **Aurélie CAMPAGNE, Maître de conférence à l'Université Grenoble-Alpes**
co-dirigée par **Bruno BERBERIAN, Chargé de recherche à l'Office National d'Etudes et de Recherches Aérospatiales, Salon de Provence**
co-dirigée par **Arnaud DELORME, Directeur de recherche à l'Université Paul Sabatier, Toulouse**

préparée au sein du **Laboratoire de Psychologie et NeuroCognition (LPNC)**
dans **l'École Doctorale d'Ingénierie pour la Santé, la Cognition et l'Environnement (EDISCE)**

Corrélats neuro-fonctionnels du phénomène de sortie de boucle : impacts sur le monitoring des performances

Thèse soutenue publiquement le **4 décembre 2018**,
devant le jury composé de :

M. Boris BURLE
Directeur de recherche au CNRS, Aix-Marseille Université, *Rapporteur*
M. Wim GEVERS
Professeur à l'Université Libre de Bruxelles, *Rapporteur*
Mme Anne GUERIN-DUGUE
Professeur à l'Université Grenoble-Alpes, *Examinatrice,* Présidente du Jury
Mme Emanuelle REYNAUD
Maitre de conférences à l'Université Lumière Lyon 2, *Examinatrice*
M Fabien LOTTE
Chargé de recherche à l'INRIA, Bordeaux, *Examinateur*
Mme Aurélie CAMPAGNE
Maître de conférences à l'Université Grenoble-Alpes, *Directrice*
M. Bruno BERBERIAN
Chargé de recherche à l'ONERA, Salon de Provence, *co-Directeur*
M. Arnaud DELORME
Directeur de recherche à l'Université Paul Sabatier, Toulouse, co-*Directeur*

Table des matières

Remerciements **6**

Résumé **7**

Abstract **9**

Liste des études **10**

Abréviations **11**

Introduction **12**
Préambule 12
Problématique de la thèse 15

I Contexte théorique et scientifique **17**

1 Bases neuro-fonctionnelles du monitoring des performances **19**
1.1 Bases neurales 19
1.1.1 Corrélats cérébraux liés à la réponse 20
1.1.2 Corrélats liés au feedback des performances 22
1.2 Théories fonctionnelles 26
1.2.1 Hypothèse d'incompatibilité 26
1.2.2 Apprentissage par renforcement 27
1.2.3 Résultat prédit de la réponse 28
1.2.4 Détection de conflits 29
1.2.5 Autres théories sur les ondes positives Pe/Pc et P300 30

2 Monitoring des performances en supervision **32**
2.1 Supervision d'un agent humain 32
2.1.1 Corrélats cérébraux 32
2.1.2 Modulation de l'activité de supervision d'un agent humain 34
2.2 Supervision d'un système 36
2.2.1 Corrélats cérébraux 36

3 Automatisation et phénomène de sortie de boucle **39**
3.1 Automatisation des tâches 39

3.2 Phénomène de sortie de boucle 41

4 Problématique du travail de thèse 44
4.1 Étude 1 – Impact de la difficulté d'une tâche sur le monitoring des performances 44
4.2 Étude 2 – Corrélats neuraux de la supervision et effet du type d'agent (humain versus système automatisé) 45
4.3 Étude 3 – Corrélats neuraux de la supervision de système dans un contexte écologique 47
4.4 Étude 4 - Évolution de l'activité liée au monitoring des performances lors de la sortie de boucle 47

5 Méthodologie générale 49
5.1 Électroencéphalographie 49
5.1.1 Bases neurophysiologiques du signal EEG 49
5.1.2 Mesure de l'activité cérébrale 50
5.1.3 Pré-traitements et analyses des données 52
5.2 Protocoles 62
5.2.1 La tâche d'Eriksen 62
5.2.2 La tâche d'évitement d'obstacles 62

II Études expérimentales 64

6 Étude 1 : Impact de la difficulté d'une tâche sur l'activité EEG de monitoring de ses propres performances 65
6.1 Contexte 65
6.2 Méthodologie 67
6.2.1 Expérimentation 67
6.2.2 Mesures et analyses 69
6.3 Résultats 74
6.3.1 Données subjectives 74
6.3.2 Données comportementales 74
6.3.3 Données électroencéphalographiques 75
6.3.4 Corrélations entre les différents PE 80
6.4 Discussion 81
6.4.1 Effet de la difficulté de la tâche sur les mesures comportementales . 81
6.4.2 Influence de la difficulté de la tâche sur les PE liés à la réponse du participant 82
6.4.3 Impact de la difficulté de la tâche sur les PE liés au feedback 83
6.4.4 Relations entre les potentiels du monitoring des performances . . . 84
6.5 Points notables 85

7 Étude 2 : Monitoring des performances en supervision d'un agent humain et d'un système 87
7.1 Contexte 87
7.2 Méthodologie 90
7.2.1 Expérimentation 90
7.2.2 Mesures et analyses 92
7.3 Résultats 95
7.3.1 Données subjectives 95

7.3.2 Données comportementales . . . 96
7.3.3 Données électroencéphalographiques . . . 96
7.4 Discussion . . . 101
7.4.1 Activité de monitoring des performances lors de la supervision d'autrui 101
7.4.2 Supervision et type d'agent . . . 102
7.4.3 Supervision et difficulté de la tâche . . . 104
7.5 Points notables . . . 104

8 Étude 3 : Supervision d'un système écologique 106
8.1 Contexte . . . 106
8.2 Méthodologie . . . 109
8.2.1 Expérimentation . . . 109
8.2.2 Mesures et analyses . . . 113
8.3 Résultats . . . 115
8.3.1 Données subjectives . . . 115
8.3.2 Données électroencéphalographiques . . . 116
8.4 Discussion . . . 121
8.4.1 Activité de supervision d'un système écologique et difficulté de la tâche . . . 122
8.4.2 Activité de supervision d'un système écologique : Effet de la difficulté 123
8.4.3 Dégradation de la supervision au cours de la tâche . . . 124
8.5 Points notables . . . 124

III Discussion générale 126

IV Conclusion et perspectives 138

Bibliographie 158

Table des figures 160

Liste des tableaux 161

Annexes 163

A Détails sur le Laplacien de surface 163

B Compléments de l'étude 1 : Impact de la difficulté sur l'activité EEG de monitoring de ses propres performances 165
B.1 Pré-tests de l'étude 1 : Détermination des modalités d'affichage des stimuli 165
B.1.1 Description . . . 165
B.1.2 Analyses et résultats . . . 165
B.1.3 Conclusion . . . 167
B.2 Analyses complémentaires de l'étude 1 . . . 167
B.2.1 Analyse de la seconde ligne de base . . . 167
B.2.2 Tracés butterfly de l'activité de monitoring des performances . . . 168

B.2.3 Comparaison des essais congruents et incongruents 169

C Dossiers CERNI des études 1 à 4 **172**
C.1 Étude 1 et 2 172
C.2 Étude 3 181
C.3 Étude 4 191

D Accords CERNI **203**

E Productions scientifiques **207**
E.1 Liste des publications 207
E.2 Liste des communications à comité de lecture 208

F Étude 4 : Dégradation de la supervision par la sortie de boucle **209**
F.1 Contexte 209
F.2 Méthodologie 210
F.2.1 Expérimentation 211
F.2.2 Mesures et analyses 212
F.3 Résultats 214

Remerciements

On entend toujours les doctorants et docteurs dire que la thèse est un moment difficile mais passionnant. Fort heureusement pour moi, l'aspect "difficile" est passé presque inaperçu durant ces trois ans, mais le côté "passionnant" est resté. J'ai eu l'opportunité, lors de cette thèse, de recontrer des centaines de personnes (tant au travail qu'en dehors), de voyager dans de nombreux pays et dans de nombreuses villes, et de découvrir une multitude de projets plus ou moins proches de mon sujet. Ces trois années m'ont permis de m'épanouir au niveau professionnel et personnel. Pour cela je tiens tout particulièrement à remercier Bruno qui s'est investit au maximum de ses capacités pour faire en sorte que tout se déroule pour le mieux. Merci de m'avoir supportée tous les jours et d'avoir réglé systématiquement les problèmes qu'il pouvait y avoir en étant (heureusement) toujours bien moins stressé que moi. Merci pour ta bonne humeur quotidienne. Ce doit être l'iode et le soleil qui font ça... Et surtout rassure-toi, tu ne m'entendras plus marcher jusqu'à ton bureau après chaque mail que je t'enverrai !
Je remercie aussi de tout cœur Aurélie, pour s'être autant impliquée dans cette thèse et m'avoir à la fois poussée et soutenue jusqu'au bout. Merci de m'avoir tant appris et d'avoir aussi tout fait pour que je sois dans des conditions idéales.
Merci à Arnaud d'avoir permis de lancer ce sujet de thèse, merci pour tes conseils et d'avoir été là à chaque fois que c'était nécessaire.
Je souhaite aussi remercier l'ensemble des membre du jury pour avoir accepté et pris le temps de relire de manière critique et commenter ce travail de thèse.

Merci à mes co-doctorants (anciens et nouveaux) qui m'ont supportée dans les moments de stress mais aussi pour ces afterworks réguliers, histoire de ne pas oublier qu'une thèse c'est avant tout des échanges entre les chercheurs autour d'un verre.
Je tiens aussi à remercier JC, Christian, Nawfel, Greg et Nico pour leur aide ainsi que leur (presque toujours) bonne humeur, et surtout leurs (toujours) cadeaux en tout genre, principalement sucrés dans un sachet jaune à côté d'une tasse de café. Merci à DCSP, et plus particulièrement à Francine, de veiller sur nous et de répondre à nos requêtes parfois plus farfelues les unes que les autres.
Je remercie l'ensemble des personnes de l'ONERA qui ont été bienveillantes au quotidien.

Un grand merci à Floriane, Benjamin, Anaïk, Clément, Defné, Jean, Élise, Ugo, Paul, Maeva et l'ensemble de mes amis de m'avoir fait passer des week-ends et des soirées de folie. J'ai eu beau travailler dans un laboratoire d'aéronautique et d'aérospatial, je n'ai jamais été un plus beau petit cosmonaute qu'avec vous !

Pour finir, je remercie Christophe de m'avoir dit il y a trois ans "Banco ! On va à Aix !", je ne serais sûrement pas là sinon.
Et plus que tout je souhaite remercier toute ma famille qui m'a rassurée, chacun à sa façon, lorsque j'avais des doutes et qui m'a donné toutes les cartes en main pour réussir ce que j'entreprenais. Merci d'avoir été là pour le bons moments comme pour les mauvais.

Grâce à vous tous, et à tous ceux que j'ai probablement oubliés et qui ont joué un rôle de prêt ou de loin dans cette thèse, j'ai passé trois années merveilleuses. Malheureusement, il est temps d'en finir avec ce chapitre de ma vie, mais ne vous inquiétez pas... *I'll be back !*

Résumé

Les mutations technologiques à l'œuvre dans les systèmes aéronautiques ont profondément modifié les interactions entre l'homme et la machine. Au fil de cette évolution, les opérateurs se sont retrouvés face à des systèmes de plus en plus complexes, de plus en plus automatisés et de plus en plus opaques. De nombreuses tragédies montrent à quel point la supervision des systèmes par des opérateurs humains reste un problème sensible. En particulier, de nombreuses évidences montrent que l'automatisation a eu tendance à éloigner l'opérateur de la boucle de contrôle des systèmes, créant un phénomène dit de sortie de boucle (OOL). Ce phénomène se caractérise notamment par une diminution de la conscience de la situation et de la vigilance de l'opérateur, ainsi qu'une complaisance et une sur-confiance dans les automatismes. Ces difficultés déclenchent notamment une baisse des performances de l'opérateur qui n'est plus capable de détecter les erreurs du système et de reprendre la main si nécessaire. La caractérisation de l'OOL est donc un enjeu majeur des interactions homme-système et de notre société en constante évolution. Malgré plusieurs décennies de recherche, l'OOL reste difficile à caractériser, et plus encore à anticiper. Nous avons dans cette thèse utilisé les théories issues des neurosciences, notamment sur le processus de détection d'erreurs, afin de progresser sur notre compréhension de ce phénomène dans le but de développer des outils de mesure physiologique permettant de caractériser l'état de sortie de boucle lors d'interactions avec des systèmes écologiques. En particulier, l'objectif de cette thèse était de caractériser l'OOL à travers l'activité électroencéphalographique (EEG) dans le but d'identifier des marqueurs et/ou précurseurs de la dégradation du processus de supervision du système. Nous avons dans un premier temps évalué ce processus de détection d'erreurs dans des conditions standards de laboratoire plus ou moins complexes. Deux études en EEG nous ont d'abord permis : (i) de montrer qu'une activité cérébrale associée à ce processus cognitif se met en place dans les régions fronto-centrales à la fois lors de la détection de nos propres erreurs (ERN-Pe et FRN-P300) et lors de la détection des erreurs d'un agent que l'on supervise (complexe N2-P3), et (ii) que la complexité de la tâche évaluée peut dégrader cette activité cérébrale. Puis nous avons mené une autre étude portant sur une tâche plus écologique et se rapprochant des conditions de supervision courantes d'opérateurs dans l'aéronautique. Au travers de techniques de traitement du signal EEG particulières (e.g., analyse temps-fréquence essai par essai), cette étude a mis en évidence : (i) l'existence d'une activité spectrale θ dans les régions fronto-centrales qui peut être assimilée aux activités mesurées en condition de laboratoire, (ii) une diminution de l'activité cérébrale associée à la détection des décisions du système au cours de la tâche, et (iii) une diminution spécifique de cette activité pour les erreurs. Dans cette thèse, plusieurs mesures et analyses statistiques de l'activité EEG ont été adaptées afin de considérer les contraintes des tâches écologiques. Les perspectives de cette thèse ouvrent sur une étude en cours dont le but est de mettre en évidence la dégradation de l'activité de supervision des systèmes lors de la sortie de boucle, ce qui permettrait d'identifier des marqueurs précis de ce phénomène permettant ainsi de le détecter, voire même, de l'anticiper.

Mots clés : Monitoring des performances ; Supervision ; Sortie de Boucle ; Électroencéphalographie (EEG) ; Automatisation ; Laplacien de Surface ; Test par permutation basé sur des clusters.

Neuro-functionnal correlates of the out-of-the-loop performance problem : Impact on performance monitoring

Abstract

The ongoing technological mutations occuring in aeronautics have profoundly changed the interactions between men and machines. Systems are more and more complex, automated and opaque. Several tragedies have reminded us that the supervision of those systems by human operators is still a challenge. Particularly, evidences have been made that automation has driven the operators away from the control loop of the system thus creating an out-of-the-loop phenomenon (OOL). This phenomenon is characterized by a decrease in situation awareness and vigilance, but also complacency and over-reliance towards automated systems. These difficulties have been shown to result in a degradation of the operator's performances. Thus, the OOL phenomenon is a major issue of today's society to improve human-machine interactions. Even though it has been studied for several decades, the OOL is still difficult to characterize, and even more to predict. The aim of this thesis is to define how cognitive neuroscience theories, such as the performance monitoring activity, can be used in order to better characterize the OOL phenomenon and the operator's state, particularly through physiological measures. Consequently, we have used electroencephalographic activity (EEG) to try and identify markers and/or precursors of the supervision activity during system monitoring. In a first step we evaluated the error detection or performance monitoring activity through standard laboratory tasks, with varying levels of difficulty. We performed two EEG studies allowing us to show that : (i) the performance monitoring activity emerges both for our own errors detection but also during another agent supervision, may it be a human agent or an automated system, and (ii) the performance monitoring activity is significantly decreased by increasing task difficulty. These results led us to develop another experiment to assess the brain activity associated with system supervision in an ecological environment, resembling everyday-life aeronautical system monitoring. Thanks to adapted signal processing techniques (e.g. trial-by-trial time-frequency decomposition), we were able to show that there is : (i) a fronto-central θ activité time-locked to the system's decision similar to the one obtained in laboratory condition, (ii) a decrease in overall supervision activity time-locked to the system's decision, and (iii) a specific decrease of monitoring activity for errors. In this thesis, several EEG measures have been used in order to adapt to the context at hand. As a perspective, we have developped a final study aiming at defining the evolution of the monitoring activity during the OOL. Finding markers of this degradation would allow to monitor its emersion, and even better, predict it.

Keywords : Performance monitoring ; Supervision ; Out-of-the-loop ; Electroencephalography (EEG) ; Automation ; Surface Laplacien ; Cluster-based permutation test.

Liste des études

1. Étude 1 : Impact de la difficulté d'une tâche sur l'activité EEG de monitoring de ses propres performances.
2. Étude 2 : Monitoring des performances en supervision d'un agent humain et d'un système.
3. Étude 3 : Supervision d'un système écologique.
4. Étude 4 : Dégradation de la supervision par la sortie de boucle (en cours).

Abréviations

ANOVA	Analyse de Variance (*Analysis of Variance*)
CCA	Cortex Cingulaire Antérieur
CMFp	Cortex Médio-Frontal postérieur
COF	Cortex Orbito-Frontal
CRN	*Correct-Related Negativity*
CSD	Densité de courant de source (*Current Source Density*)
ddp	Différence de potentiel
EEG	Électroencéphalographie
EOG	Electro-oculographie
ERN	*Error-Related Negativity*
ERP	*Event-Related Potential (=PE)*
ERSP	*Event-Related Spectral Perturbation*
ESM	Écart Standard à la Moyenne
FRN	*Feedback-Related Negativity*
ICA	*Independant Component Analysis*
ICM/IHM	Interfaces Cerveau-Machine/Interfaces Homme-Machine
IRM/IRMf	Imagerie par Résonance Magnétique (fonctionnelle)
LIPS	Laboratoire d'Interaction Pilote-Système
MATB	*Multi-Attribute Task Battery*
oERN	ERN d'observation (*observation Error-Related Negativity*)
OOL	Sortie de boucle (*Out-Of-the-Loop*)
oPe	Pe d'observation (*observation error Positivity*)
Pc	*correct Positivity*
PCA	*Principal Component Analysis*
Pe	*error Positivity*
PE	Potentiel Évoqué
PPS	Potentiel Post-Synaptique
pré-SMA	Aire motrice pré-supplémentaire
PRO	Théorie du résultat prédit de la réponse (*Predicted Response Outcome*)
RewP	*Reward Positivity*
RL	Théorie d'apprentissage par renforcement (*Reinforcement Learning*)
RPE	*Reward Prediction Error signal*
TF	Analyse Temps-Fréquence
ZCR	Zone Cingulaire Rostrale

Introduction

Préambule

Dans les dernières décennies, les Hommes ont dû s'habituer à interagir quotidiennement avec des systèmes automatisés sophistiqués. Parasuraman et collaborateurs [183], décrivent l'automatisation comme la capacité des machines à exécuter des tâches qui, auparavant, ne pouvaient être exécutées que par des humains. Depuis, l'automatisation s'est étendue aux fonctions que les Hommes ne souhaitent pas (ou plus) effectuer, ou ne sont pas capables de faire de manière aussi précise ou fiable que les machines. C'est pourquoi l'automatisation est apparue dans de nombreux secteurs d'activité. Plusieurs exemples peuvent d'ailleurs illustrer ce fait. Nous sommes tous confrontés dans notre vie courante aux moteurs de recherche permettant, via des algorithmes d'automatisation, d'obtenir des renseignements sur internet (comme en attestent les 65000 recherches demandées par seconde sur le moteur de recherche Google^{TM}) ; mais aussi à d'autres technologies plus ou moins accessibles au grand public. Le secteur industriel est de même extrêmement porteur puisque de nombreuses tâches sont automatisées, allant des systèmes intelligents de production de masse (comme les lignes de production dans l'industrie agroalimentaire) aux systèmes de supervision automatisés (comme la supervision des centrales dans l'industrie nucléaire) [160]. Enfin, les systèmes d'assistance ou de supervision dans les transports démontrent aussi à la fois cette constante évolution et cette transmission des technologies d'automatisation d'un groupe d'initiés – i.e. utilisation de systèmes sophistiqués de pilotage automatique dans l'aéronautique – à la population générale – i.e. les systèmes d'assistance ou de conduite des véhicules automobiles (régulateur de vitesse, systèmes d'évitement d'obstacles, de stationnement ou de conduite autonome).

L'automatisation a eu de nombreux résultats bénéfiques. Elle permet notamment de rendre les procédés plus sûrs dans de nombreux cas, en diminuant le nombre d'erreurs humaines, mais aussi de les rendre plus simples d'utilisation, et donc à la portée de tous. Enfin, les procédés sont rendus également plus rapides. Wiener et Curry [240] décrivent l'automatisation comme étant : silencieuse, infaillible, efficiente, totalement fiable, l'esclave des hommes, éliminant toute erreur humaine, et offrant une alternative sure et peu chère à la faiblesse et aux caprices humains. De plus, l'automatisation permet d'éloigner l'être humain de travaux trop difficiles ou dangereux, mais aussi de travaux considérés comme répétitifs et/ou inintéressants. Cependant, derrière cette image positive généralement véhiculée au grand public se cache également la volonté grandissante d'introduire toujours plus de technologies. Cette tendance traduit une vision techno-centrée dominante dans la conception des systèmes par rapport à l'être humain : une approche qui tend à pousser les avancées technologiques dans les nouveaux systèmes sans réellement en considérer l'intérêt pour l'opérateur humain. Par ailleurs, cette volonté traduit également des impératifs économiques prédominants dans les choix de conception.

Parallèlement, les concepteurs n'ont que rarement questionné le réel impact de l'automatisation sur l'opérateur humain. En effet, les bénéfices observés occultent souvent le

fait que cet environnement automatisé a profondément changé le comportement humain et soulève ainsi de nouvelles problématiques. Le développement important des technologies d'automatisation dans notre vie de tous les jours a radicalement changé la manière dont nous interagissons avec notre environnement et les systèmes. Dans de nombreux secteurs d'activité (e.g., industriel, transport), les ingénieurs ont eu tendance à supplanter l'activité humaine par des technologies d'automatisation en substituant, selon eux simplement, l'Homme par l'ordinateur pour certaines tâches soit trop ennuyeuses, soit trop complexes pour l'opérateur humain : c'est le Mythe de Substitution [244]. Pourtant cette nouvelle attribution de tâches a forcé les opérateurs à adapter leurs routines et leurs compétences. Les opérateurs ont été mis en retrait des fonctions de contrôle manuel des systèmes – i.e., la planification des procédures, la prise de décision, la sélection des actions à venir et l'implémentation de stratégies au long cours [159, 7]. L'éloignement de l'opérateur a eu des conséquences sur les performances puisque les fonctions de contrôle manuel se sont transformées en de la supervision et de la compréhension des actions du système, de la vérification de l'état du système et une reprise en main uniquement lorsque cela est nécessaire [159, 215]. Bainbridge [7] a indiqué que :

> There are two general categories of task left for an operator in an automated system [...] to monitor [...] or to take over.

Or, les fonctions cognitives engagées dans le monitoring sont très différentes de celles employées pour l'exécution. Les conséquences en sont que les opérateurs humains ne sont plus capables d'interagir correctement avec les automates. Cette difficulté à superviser les systèmes automatisés, et la diminution des performances opérationnelles qui en découle, est mieux connue sous le terme de **Phénomène de Sortie de Boucle** (*Out-Of-the-control-Loop performance problem* – OOL) [249, 121, 73]. Ce phénomène traduit le fait que, lorsque les opérateurs sont retirés du contrôle direct, en temps réel, du système, leur conscience de la situation est bien souvent diminuée, ils ne connaissent plus l'état du système [73, 116, 39]. Ils sont donc incapables de détecter les erreurs du système et de reprendre la main si besoin est. Ce phénomène notamment est déclenché par une surconfiance et une complaisance liées à la fiabilité du système [181, 178]. Il a été la cause de nombreux accidents et incidents aéronautiques dans les dernières décennies [214, 29]. Billings [16] a rapporté pas moins de six accidents aéronautiques majeurs liés à une incapacité à monitorer correctement le système automatisé et/ou les paramètres de vol. C'est pourquoi le phénomène de sortie de boucle de contrôle a commencé à être étudié.
Dans un premier temps, plusieurs auteurs ont analysé ce phénomène de manière comportementale et opérationnelle, à travers des tâches plus ou moins appliquées (e.g., *Multi-Attribute Task Battery* – MATB – [116], simulateur de vol [40] ou d'atterrissage [75]). Des études ont, par ailleurs, permis d'analyser les conséquences d'une automatisation plus ou moins importante sur les performances des opérateurs lorsqu'ils exécutaient les tâches [116] ; alors que d'autres se sont concentrées sur les performances des opérateurs en tant que superviseurs, passifs ou actifs, de systèmes complètement automatisés [75]. Quelques études ont ensuite été faites sur les conséquences d'une automatisation plus ou moins importante sur l'activité cérébrale des opérateurs exécutant des tâches ; d'autres ont analysé l'activité cérébrale des opérateurs en tant que superviseur du système. Pourtant, après plusieurs décennies d'études, ce phénomène de sortie de boucle reste encore mal compris.

Cette difficulté à comprendre et compenser ce phénomène réside en partie dans l'approche utilisée pour son étude. Bien que ces études fournissent des résultats intéressants sur les performances lors des interactions homme-machine, elles restent pour beaucoup à un niveau purement descriptif. De nombreux chercheurs se sont ainsi focalisés sur l'étude de ce phénomène au travers des conséquences que l'automatisation peut engendrer (baisse de conscience de la situation, hypovigilance, complaisance envers le système). Cependant,

les concepts utilisés manquent cruellement de pouvoir explicatif sur les mécanismes cognitifs en jeu dans cette dégradation des performances opérationnelles. De même, les corrélats neuro-fonctionnels du phénomène de sortie de boucle n'ont que très peu été abordés.

L'objectif de cette thèse est de pallier ce déficit théorique à travers l'introduction de concepts et outils issus des neurosciences. Plus particulièrement, la démarche entreprise consiste à identifier les mécanismes en jeu dans le monitoring de systèmes autonomes et à explorer leur possible dégradation au cours du phénomène de sortie de boucle. En effet, les études d'ergonomie ont permis de mettre en évidence que le phénomène de sortie de boucle, engendré lors des interactions avec des systèmes fortement automatisés, est associé à une incapacité à détecter correctement les erreurs commises par le système [115]. Or, ce processus de détection d'erreurs est devenu critique du fait de la transition de l'activité des opérateurs. En outre, les fonctions cognitives de détection d'erreurs ou de conflits ont été très étudiées par la communauté des neurosciences cognitives. En effet, elles sont indispensables à la mise-en-œuvre efficiente d'actions dirigées, car les Hommes apprennent des conséquences de leurs actions [105]. Ce processus de supervision d'actions (ou monitoring des performances) a été défini récemment comme " ... un ensemble de fonctions cognitives et affectives déterminant si un contrôle adaptatif est nécessaire et, si tel est le cas, de quel type et de quelle amplitude." (traduit de [226]). Afin de mieux comprendre et mieux caractériser le monitoring des performances, divers protocoles expérimentaux et différents types de mesures ont été utilisés [79, 174, 37, 233, 18, 64]. Ainsi, si les premières études se sont ici aussi attardées sur la caractérisation de la détection d'erreurs ou de conflits au niveau comportementale, les chercheurs ont par la suite exploré les corrélats neuro-fonctionnels du monitoring de ses propres performances à travers des mesures de l'activité cérébrale, oculaire ou musculaire [78, 20, 22, 31].

Alors que la supervision de nos propres actions ou la détection de nos propres erreurs est une fonction cognitive relativement bien comprise en théorie [105, 2] et appliquée dans de nombreux contextes comme l'aéronautique [214] ou la médecine [91, 220], le processus de supervision et de détection d'erreurs commises par autrui, n'a lui que très peu été étudié. Néanmoins, de récents travaux indiquent que la supervision d'autrui semble induire une activité cérébrale proche de celle observée lors du monitoring de nos propres actions, que ce soit lors de la supervision de partenaires humains [230], ou d'agents artificiels [47]. Dans les deux cas, des tâches simples de laboratoire très standardisées ont été utilisées afin de mettre en évidence cette activité. Les résultats obtenus dans ces environnements restent cependant difficilement transférables aux conditions réelles de supervision. En outre, l'impact de nombreuses caractéristiques psychosociales (i.e., le genre, la similarité interpersonnelle, l'empathie, etc.) sur les interactions avec les autres n'a pas permis de transposer ces résultats à la supervision de systèmes.

Il est possible de tirer de multiples informations sur les performances de supervision lors des interactions homme-système dans des conditions opérationnelles. De plus, nous savons que le champ des neurosciences cognitives nous permet de mieux appréhender la façon dont le cerveau monitore nos propres actions. Finalement, de plus en plus de chercheurs considèrent qu'il est nécessaire d'utiliser des théories fonctionnelles des neurosciences pour mieux comprendre les phénomènes appliqués, comme le phénomène de sortie de boucle [179, 208]. Cependant, les études en ergonomie se sont très peu attachées à définir les activités cérébrales associées à la supervision des performances de systèmes automatisés, et leur dégradation. À l'opposé, les études en neurosciences se sont peu attachées à étudier les comportements dans des situations opérationnelles de la vie courante, telles que la supervision de système en situation de pilotage par exemple. Enfin, les études sur le

phénomène de sortie de boucle restent à un niveau comportemental depuis des décennies, sans franchir le pas de la neuro-ergonomie (i.e., *"... the study of the human brain in relation to performance at work and in everyday settings."* [182]).

Problématique de la thèse

A travers des études en électroencéphalographie (EEG), l'objectif de cette thèse consistait à identifier les marqueurs neurophysiologiques de la supervision d'un système automatisé et du phénomène de sortie de boucle lors des interactions homme-machine. Ce travail a été mené en conditions standardisées de laboratoire, puis en conditions opérationnelles dans un contexte aéronautique. Les théories des neurosciences cognitives portant sur les mécanismes de détection d'erreurs ont été utilisées dans le but de caractériser cette activité. Pour ce faire, la démarche a consisté, dans une première étude, à définir l'activité cérébrale liée à la supervision de ses propres actions lors d'une tâche classique de laboratoire de monitoring des performances que nous avons modifiée. Le choix de cette tâche a été fait de sorte à pouvoir avoir un comparatif avec les résultats de la littérature dans le domaine. Dans cette étude, un intérêt particulier a été porté sur l'impact de la difficulté de la tâche sur les potentiels liés à la détection d'erreurs. Cet impact nous est apparu pertinent au regard de la complexité qui peut caractériser notre contexte opérationnel. Nous avons donc manipulé la complexité du stimulus afin d'introduire plusieurs niveaux de difficulté dans la tâche. Le but était d'évaluer leur influence sur les caractéristiques (e.g., latence, amplitude) des composantes évoquées associées au monitoring de nos propres actions, en vue d'une meilleure applicabilité des résultats en conditions réelles souvent complexes. Cela nous a également permis d'explorer l'effet des pré-traitements utilisés sur la mise en évidence de cette activité, notamment eu égard à l'impact de la difficulté.

Une seconde étude en EEG a consisté à caractériser les potentiels évoqués associés à la supervision des actions ou décisions prises par autrui (i.e., un humain ou un système automatisé) au regard de ceux identifiés pour la supervision de ses propres performances. Par rapport à la première étude, le questionnement sous-jacent était de déterminer dans quelle mesure les potentiels évoqués associés au monitoring de nos propres performances évoluent lorsque nous devons superviser un autre agent et, qui plus est, si cet autre agent est artificiel. Pour cela, nous avons adapté la tâche précédemment décrite de sorte à intégrer les réponses d'un autre agent, système ou humain, et une validation par le participant des réponses de cet agent. Lors de cette tâche, nous avons mesuré chez les participants les potentiels évoqués associés à la détection d'erreurs ou de réponses correctes produites par l'autre agent (humain ou système). Comme dans l'étude précédente, différents niveaux de difficulté ont été considérés dans la tâche afin de déterminer si les caractéristiques (e.g., latence et amplitude) de ces potentiels sont modulées par la complexité de la tâche. Afin d'éviter tout *a priori* sur les caractéristiques spatio-temporelles des potentiels évoqués associés à la supervision d'un autre agent, nous avons employé dans cette étude une analyse statistique de données innovante.

Puis, afin de déterminer dans quelle mesure les résultats obtenus dans la seconde étude, notamment dans le cas de la supervision d'un système automatisé, s'appliquent également en situation plus écologique, une troisième expérimentation en EEG a consisté à explorer l'activité cérébrale liée à la supervision d'un système automatisé dans des conditions plus opérationnelles, plus ou moins complexes, à l'aide d'une tâche adaptée au contexte, i.e. comparable aux tâches de supervision aéronautique courantes. La tâche consistait en la supervision d'un simulateur d'évitement d'obstacles par un aéronef. Lors de cette tâche, nous avons mesuré chez les participants, les potentiels évoqués associés à la détection d'erreurs ou de réponses correctes produites par le système opérationnel. Comme dans

l'étude précédente, différents niveaux de difficulté de la tâche ont été considérés dans le but de déterminer l'impact de la complexité des configurations d'obstacles gérées par le système opérationnel sur les potentiels de supervision.

Ce manuscrit se décompose en 10 chapitres. Les 5 premiers chapitres présentent le cadre théorique de ce travail, la problématique abordée, ainsi que la méthodologie adoptée. En particulier, le chapitre 1 s'attache à détailler l'état de l'art sur l'activité de monitoring des performances, ou de détection de conflit, afin de pouvoir le mettre en regard du chapitre 2 qui décrit l'avancée des travaux sur la supervision et la détection d'erreurs d'autres agents. Le chapitre 3 montre l'intérêt de ces connaissances en lien avec l'automatisation des systèmes. Puis le chapitre 4 nous permet d'introduire les questionnements qui ont donné lieu aux différentes expérimentations de cette thèse, et aux différents choix méthodologiques. Enfin, le chapitre 5 décrit les signaux électrophysiologiques étudiés ainsi que les méthodes de mesure et outils d'analyse considérés dans la thèse.
Dans une deuxième partie expérimentale, nous décrivons dans les chapitres 6 à 8 les différentes études expérimentales que nous avons menées dans la thèse et discutons des résultats obtenus.
Le document se finalise dans la partie III par une discussion générale des résultats obtenus dans la thèse au regard de la littérature et de leur impact potentiel sur les activités de monitoring dans la vie courante avant d'ouvrir sur les perspectives de ce travail de thèse dans la partie IV.

Première partie

Contexte théorique et scientifique

Dans cette partie, nous présentons le contexte théorique dans lequel s'inscrit la thèse. Dans un premier temps nous présentons les connaissances actuelles sur le processus de monitoring des performances, ainsi que les bases neuro-fonctionnelles de ce processus cognitif (chapitre 1 sections 1.1 et 1.2). Puis nous présentons comment ces connaissances ont été étendues au contexte de la supervision d'autrui, un humain (section 2.1) ou un système (section 2.2). Finalement, nous présentons l'état de l'art sur la compréhension du phénomène de sortie de boucle induit par l'automatisation et la supervision des systèmes automatisés dans notre vie quotidienne (chapitre 3). Ces bases théoriques vont nous permettre d'estimer quelles sont les lacunes actuelles sur ces différents sujets, afin de soulever les différents questionnements orientant vers l'étude des corrélats neuro-fonctionnels du phénomène de sortie de boucle (chapitre 4). Enfin, nous présentons les méthodes de mesure et d'analyse de l'activité cérébrale (section 5.1), ainsi que les protocoles expérimentaux qui sont utilisés dans cette thèse pour répondre aux questionnements (section 5.2).

Chapitre 1

Bases neuro-fonctionnelles du monitoring des performances

Ce chapitre présente les bases neurales ainsi que les théories fonctionnelles à la base du processus de monitoring des performances.

1.1 Bases neurales

Dans un environnement en constante évolution, il est essentiel de pouvoir monitorer le résultat de nos actions afin de pouvoir les ajuster lorsque l'issue est pire qu'anticipée. Les premières preuves de ce processus ont été proposées par Rabbitt [193]. À l'aide de tâches comportementales à choix multiples, il a montré que les participants étaient capables de corriger leurs erreurs avec un taux de réussite de 100% en l'absence de feedback sur leurs réponses. Ces premiers résultats ont permis d'attester que l'homme était capable de discriminer ses erreurs et ses choix corrects et d'ajuster en conséquence son comportement sans aucun retour extérieur sur ses performances.
Ce processus cognitif fondamental de monitoring de ses propres performances a depuis été validé dans de nombreux et différents protocoles comportementaux [194, 195]. Plus récemment, différents auteurs se sont attachés à en comprendre les corrélats neuro-fonctionnels de ce processus à l'aide de plusieurs mesures de neuro-imagerie. Les premières preuves d'une activité cérébrale liée au monitoring des performances ont été démontrées de manière concomitante par deux groupes de chercheurs [78, 90]. En utilisant deux tâches différentes (une tâche d'Eriksen [76] et une tâche de choix bimanuel), ils ont démontré l'existence d'une activité cérébrale spécifique associée à l'exécution d'erreurs. Cette activité n'était pas observable pour les réponses correctes. Suite à cette découverte, les études sur les bases cérébrales du monitoring des performances se sont multipliées. Nous allons ici présenter les résultats de ces études à la fois en électroencéphalographie, et pour les autres techniques de neuroimagerie. Dans un premier temps, nous allons présenter les potentiels évoqués (PE) liés aux réponses, qui sont l'*Error-Related Negativity* (ERN) et l'*error Positivity* (Pe) pour les erreurs, ainsi que leurs contre-parties respectives la *Correct-Related Negativity* (CRN) et la *correct Positivity* (Pc). Puis, nous présenterons les composantes associées à l'observation de feedback sur les réponses : la *Feedback-Related Negativity* (FRN) aussi définie récemment comme une *Reward Positivity* (RewP), qui interrompt une onde positive, la P300.

1.1.1 Corrélats cérébraux liés à la réponse

1.1.1.1 ERN et CRN

A l'aide d'études en EEG, la première activité associée au monitoring des performances est mise en évidence par Falkenstein et coll. [78] et par Gehring et coll. [90]. C'est un potentiel négatif associé aux réponses erronées qui débute quelques millisecondes avant la réponse et apparaît d'amplitude maximale dans la région fronto-centrale (maximum aux électrodes Fz ou FCz du système 10-20) environ 50 à 80ms après la réponse, ou 100ms après le début de l'activité électromyographique associée à la réponse motrice [233] (voir figure 1.1(B)). Il a été nommé par ces deux groupes de manières différentes : l'*Error-Related Negativity* (ERN) [90] ou *Error Negativity* (Ne) [78]. Cette activité trouverait son origine dans la zone cingulaire rostrale (ZCR) dans le cortex médio-frontal postérieur (*posterior Medial Frontal Cortex* ou CMFp) [59, 58]. Elle apparaît comme un pic d'une dizaine de micro-volts lorsque l'association stimulus-réponse est connue quelle que soit la nature de la stimulation ainsi que le mode de réponse [78, 90].
L'amplitude de l'ERN est modulée par de nombreux facteurs. Elle varie positivement avec le gradient vitesse-précision (i.e., l'amplitude est plus élevée lorsque les participants sont précis mais lents, et inversement [90]). Elle est aussi corrélée à la vitesse et à la probabilité de correction, ainsi qu'à la probabilité d'une erreur future, et au ralentissement post-erreur [58, 204]. C'est une onde qui est robuste puisqu'elle a été observée dans de très nombreux contextes [201].
Plus tard, plusieurs auteurs ont identifié le pendant de cette onde ERN lors de l'exécution de réponses correctes et l'ont dénommé la "Correct-Related Negativity" (CRN). La CRN est souvent ignorée dans la littérature car les potentiels évoqués liés au monitoring des performances sont généralement mesurés en différenciant les ondes évoquées des réponses erronées et correctes [233, 103]. Les caractéristiques spatio-temporelles de la CRN sont similaires à celles de l'ERN puisqu'elle est observée à la même latence – entre 80 et 100ms après une réponse motrice correcte – et approximativement dans la même région fronto-centrale, mais son amplitude est plus petite que celle de l'ERN. Selon plusieurs études, la CRN représente un processus de comparaison qui se produit à la fois pour les essais corrects et erronés ; la plus grande amplitude de l'ERN (par rapport à la CRN) est supposée correspondre à la somme de la CRN et de l'activité cérébrale liée à l'erreur [79]. À l'aide de diverses méthodes de localisation de sources (ICA, sLORETA, Laplacien de surface, voir [205] et section 5), différentes études suggèrent que la CRN et l'ERN seraient également issues d'une même source corticale [205] à savoir la zone cingulaire rostrale (ZCR) dans le CMFp qui s'étend du cortex cingulaire antérieur (CCA, *Anterior Cingulate Cortex*) à l'aire motrice pré-supplémentaire (pré-SMA, *pre-Supplementary Motor Area*) [48, 198]. Ces aires sont connues pour être impliquées dans le contrôle cognitif. En particulier, le CCA est nécessaire pour les fonctions autonomes et de haut niveau. La pré-SMA quant à elle intervient dans les mouvements volontaires déclenchés par des stimuli. Dans le domaine spectral de l'activité EEG, les composantes ERN et CRN correspondent à des ondes de fréquence θ [225, 226, 248, 143]. Cette activité est cohérente avec le type d'activité émise par les neurones de la ZCR et du CCA [105].

Cependant, d'autres régions cérébrales ont aussi été proposées comme étant la source de l'ERN et, par conséquent, de la CRN. Des études en EEG intracérébrale ont ainsi montré que le Cortex Orbito-Frontal (COF, *Orbito-Frontal Cortex*) génère une activité très similaire à l'ERN sur le scalp [23]. De plus, une étude montre que l'ERN est réduit lorsque le COF est lésé [224]. Toutefois, ce résultat n'a pas été reproduit par Ullsperger et coll. [228] en comparant une population saine et une population présentant des lésions du COF.

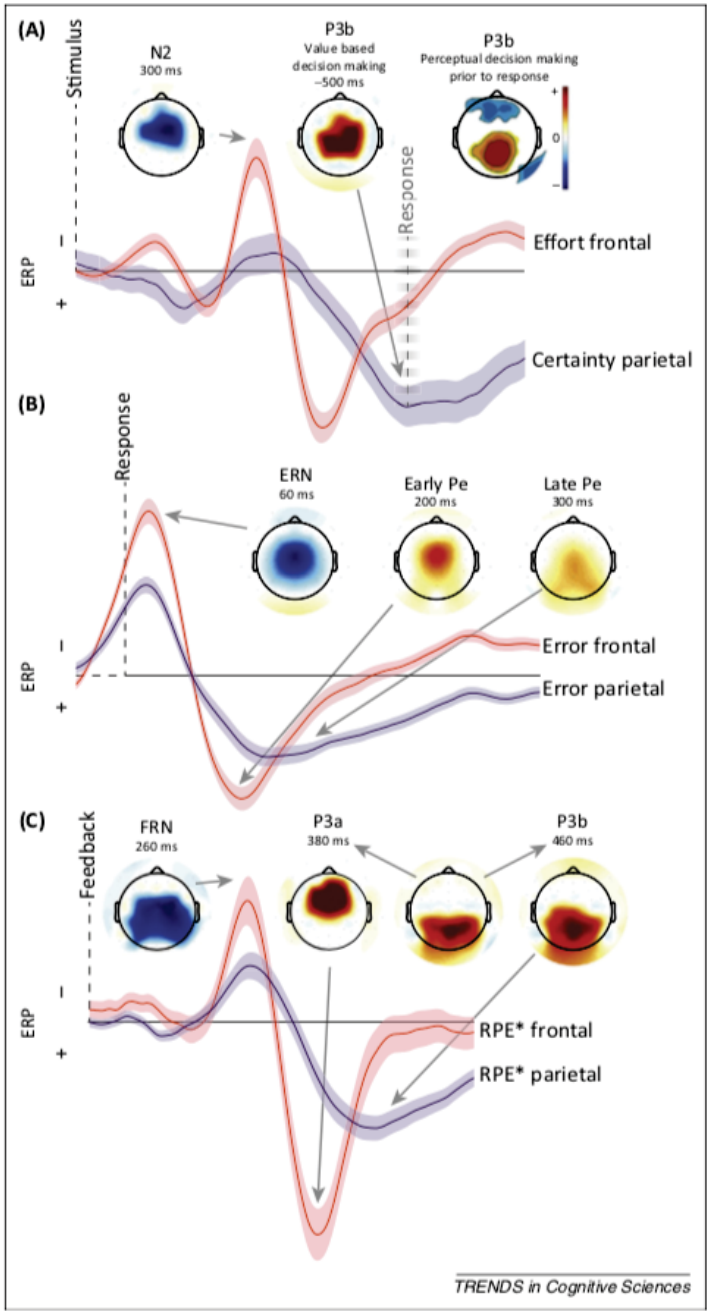


Figure 1.1 – Décours temporel et topographies des PE liés aux tâches d'exécution lors du monitoring des performances. Figure issue de [226].

1.1.1.2 Pe et Pc

Lors de la mise en évidence de l'ERN par Falkenstein et coll. [78], une seconde activité liée à l'exécution d'erreurs a été observée. Cette onde positive, nommée *error Positivity* (Pe), apparaît entre 200 et 400ms après une réponse erronée avec un maximum d'amplitude dans la région centro-pariétale environ 350ms après la réponse (électrode CPz dans le système 10-20 ; voir figure 1.1(B)). Dans le domaine spectral de l'activité EEG, ce potentiel correspond à une onde lente de fréquence δ [78, 175]. La Pe semble liée à l'ERN, bien qu'elle n'apparaisse seulement qu'après une erreur manifeste [163, 175] et tend à présenter des caractéristiques spatio-temporelles analogues à une composante bien

connue : la P300 [175]. En effet, une étude récente par Van der Borght et coll. [229] a permis de mettre en évidence, grâce à l'utilisation d'une transformation par Laplacien de surface (voir la section 5.1.3.2 page 53) que :

— Comme pour la CRN avec l'ERN, un pendant de la Pe est observable lors de l'exécution de réponses correctes. Cette onde est appelée *correct-related Positivity* (Pc).

— Comme pour la P3, la Pe peut être décomposée en deux sous-composantes distinctes : une composante précoce, fronto-centrale entre 100 et 200ms post-réponse, et une composante tardive, centro-pariétale entre 200 et 400ms post-réponse.

Des études dans le domaine spectral tendent à supporter également cette dissociation, à travers l'observation d'une sous-composante de fréquence δ au moment de l'émergence de l'ERN dans une tâche à choix multiples de réponse [248].

Ces deux composantes (voir figure 1.1(B) et (C)), similaires respectivement à la P3a et la P3b, ne semblent pas avoir les mêmes propriétés ni être émises par la même source cérébrale. La Pe précoce, dont la source est la même que l'ERN et la CRN (i.e., la ZCR [231]), est identifiée par plusieurs groupes comme étant une continuité de l'ERN [239]. Ces deux composantes ont de plus une amplitude plus élevée lorsque les taux d'erreurs sont bas [239, 229]. Il a été montré toutefois que la Pe et l'ERN peuvent être modulées par des facteurs distincts. Van der Borght et coll. [229] ont ainsi observé un effet de la difficulté d'une tâche sur la Pe précoce et non sur l'ERN.

La Pe tardive, quant à elle, semble être plus sensible à la prise de conscience de l'erreur [71, 101, 176] et à la saillance motivationnelle de l'erreur. Sa source est localisée au niveau de la partie rostrale du CCA (rCCA [231, 101]) qui est connue pour avoir un rôle dans les processus affectifs et motivationnels [231]. Il doit être noté toutefois que les Pe précoce et tardive ont été très peu étudiées de manière distincte dans la littérature. Leurs spécificités fonctionnelles restent donc encore mal connues.

1.1.2 Corrélats liés au feedback des performances

1.1.2.1 FRN et RewP

Différents potentiels associés à l'évaluation des feedbacks sur les performances ont également été identifiés dans de nombreuses études. Le premier est un potentiel négatif observé dans les régions fronto-centrales autour de 250ms suite à l'affichage d'un feedback négatif ("pire qu'attendu" ou non anticipé) sur les performances des participants [67, 158]. Ce potentiel est nommée *Feedback-Related Negativity* (FRN ; voir figure 1.1(C)). Il a été mis en évidence initialement dans une tâche d'estimation temporelle par Miltner et coll. [158]. Dans cette tâche, les participants n'avaient aucune possibilité de connaître l'exactitude de leur réponse avant qu'un feedback sur leur réponse ne leur soit donné. Le feedback, signalant une réponse correcte ou erronée, permettait de lever l'ambiguïté sur l'exactitude des participants. Cette caractéristique de désambiguïsation est attribuée à la FRN, lorsque l'exécution de la réponse ne permet pas de le faire à elle seule. Néanmoins de nombreuses caractéristiques communes à l'ERN et la FRN sont notées et ont conduit certains auteurs à dénommer la FRN comme une ERN de feedback (fERN) [106, 144, 117]. Notamment, il est montré que les deux ondes apparaissent à la fois lors de réponses/feedbacks corrects et erronés [106]. Dans le domaine spectral de l'activité EEG, la FRN comme l'ERN est associée à une activité dans la bande de fréquences θ [42, 143]. De plus, plusieurs auteurs montrent que ces deux composantes sont issues de la même région cérébrale (CCA), isolée à l'aide d'analyses de localisation de source en EEG [59, 93] ou grâce à l'utilisation d'une rétroprojection des composantes indépendantes (isolées par ICA) identifiant l'ERN et la

FRN [94]. Ces nombreuses études semblent suggérer que ces deux composantes sont deux aspects d'un même processus d'évaluation des performances puisque seules leurs latences semblent différer : l'une – l'ERN – serait générée lorsqu'une décision est prise, et l'autre – la FRN – lorsqu'on observe les conséquences de cette décision [226, 105]. Néanmoins, cette proposition reste en débat.
Un courant de pensée récent tend à suggérer que la FRN ne serait pas une onde négative qui émerge lorsque le feedback est pire qu'attendu, mais refléterait d'avantage l'absence d'une onde positive liée à la récompense lorsqu'un feedback est négatif/non payant [191]. Cette onde positive, nommée *Reward Positivity* (RewP), émergerait lorsque le feedback est positif. Cette idée a été proposée initialement par Gehring et Willoughby [93] puis confortée par Holroyd et coll. [106] qui ont montré que l'activité induite par un feedback neutre (ni positif, ni négatif) est plus négative que celle observée lors d'un feedback positif (gains), mais est équivalente à celle observée lors d'un feedback négatif (pertes) [106]. Ce résultat a été initialement interprété selon l'idée que les feedbacks neutres et négatifs représenteraient tous deux des issues "pire qu'attendues". Cependant, dans une tâche de jeu d'argent, Kujawa et coll. [125] ont montré une FRN analogue lors de feedbacks neutres présentés dans des contextes potentiels de perte et de gain alors que la valence du résultat de ces feedbacks était respectivement la meilleure ou la pire issue. Aucune différence d'activité n'a également été observée entre les feedbacks négatifs (pertes) et les feedbacks neutres. Seule l'activité associée aux feedbacks positifs (gains) s'est différenciée de celles des autres feedbacks (neutres dans les deux contextes et négatifs) avec une positivité plus importante. L'ensemble des résultats suggère donc qu'une onde négative serait générée pour chaque feedback (possiblement une N2 [8]) à laquelle s'ajouterait une onde positive (la RewP) lors de feedbacks positifs. Différentes études sur des populations saines et pathologiques tendent à confirmer l'existence de cette activité spécifique liée à la récompense à l'aide de méthodes discriminantes telles que la PCA et l'IRMf [86, 87]. En outre, ces auteurs identifient au travers de mesures EEG et IRMf, que l'amplitude de cette onde positive est corrélée à l'activité BOLD dans les ganglions de la base, et plus précisément le striatum ventral. Or, le striatum est une région impliquée dans le traitement des récompenses [137], de même que le CCA généralement attribué comme source cérébrale de la FRN [93] et le COF proposé comme source de l'ERN [23].
Selon une méta-analyse réalisée par Sambrook et Goslin [207], l'amplitude de cette positivité serait modulée par l'amplitude et la probabilité de gains.

1.1.2.2 P300

Enfin, il a été montré que la FRN/RewP interrompt une onde positive maximale dans les régions centro-pariétales (électrode CPz sur le système 10-20) entre 250 et 400ms après l'affichage du feedback : la P300 [210, 247]. Cette composante est l'une des plus étudiée en EEG, puisque c'est la première composante évoquée rapportée dans la littérature [217]. Elle est associée à de nombreux processus cognitifs et affectifs tels que l'attribution de l'attention et l'allocation des ressources mentales [190]. Lorsqu'elle est associée au traitement de l'information issue de feedbacks, il est supposé que cette P300 jouerait un rôle analogue à la P300 classiquement décrite dans la littérature, à savoir un rôle dans le traitement de l'information ou dans l'attribution de l'attention [212]. Aussi, lors de traitement de feedbacks dans des jeux d'argent, son amplitude est augmentée lorsque la magnitude des gains ou des pertes est plus élevée [247]. Yeung et Sanfey [247] ont émis l'hypothèse que cette onde émergerait probablement lorsqu'un changement significatif apparaît dans le traitement neural de l'information des feedbacks. De manière générale, on lui attribut de le rôle fonctionnel de mise à jour du contexte [65] ou d'attribution des ressources [128]

en lien avec la mémoire.
Plusieurs études ont permis de mettre en évidence que la P300 était en fait divisée en deux sous-composantes : la P3a et la P3b [190]. Ces composantes ont non seulement une distribution différente, mais aussi des rôles fonctionnels bien distincts. La différence principale au niveau du rôle fonctionnel porte sur l'intention attribuée aux participants lors de la tâche. Des stimuli au milieu desquels il n'y a pas de cible liée à la tâche vont avoir tendance à déclencher la P3a. Cette onde est émise par le CMFp, et est localisée sur les zones fronto-centrales (électrode Fz ou FCz du système). Elle est plus accentuée que la P3b, et aussi plus précoce (son pic d'amplitude est vers $350ms$) [226, 190]. La P3b quant à elle a plutôt une localisation pariétale (électrode CPz et Pz du système 10-20) et atteint son maximum d'amplitude vers $450ms$. Elle est associée à la mémorisation mais aussi l'accumulation d'évidences démontrant la nécessité de s'adapter [227]. Pour une description complète de ces deux composantes, voir la revue de Polich [190].

Résumé : Bases neuro-fonctionnelles du monitoring des performances

Le monitoring des performances a fait l'objet de très nombreuses recherches. Les corrélats cérébraux associés au monitoring de nos propres performances qui ont été identifiés sont organisés en deux sous-groupes : ceux liés à la réponse et ceux liés au feedback des performances.

1. Les corrélats liés à la réponse comprennent
   — un potentiel négatif fronto-central (autour de $80-100ms$ post-réponse) pour les réponses correctes (CRN) et les erreurs (ERN), et,
   — un potentiel positif pour les réponses correctes (Pc) et les erreurs (Pe), qui peut être dissocié en deux potentiels distincts : un potentiel positif précoce fronto-central (Pc et Pe précoces, entre 100 et $200ms$ post-réponse) – et un potentiel positif plus tardif centro-pariétal (Pc et Pe tardives, entre 200 et $400ms$ post-réponse).
2. Les corrélats liés au feedback sur les performances, comprennent un potentiel positif centro-pariétal de type P300 (entre 250 et $400ms$ post-feedback) pour les différents feedback et un autre potentiel dans les régions fronto-centrales (autour de $200-250ms$ post-feedback) dont la caractérisation diffère entre les auteurs
   — certains postulent pour un potentiel négatif émergeant lorsque le feedback est plus mauvais qu'attendu : la FRN ;
   — d'autres postulent pour un potentiel négatif (N2) pour tous types de feedbacks, auquel s'ajouterait un potentiel positif lorsque le feedback est positif : la RewP.

Les composantes fronto-centrales (ERN/CRN, FRN/RewP, Pe/Pc précoce) trouveraient leur origine dans la zone cingulaire rostrale (ZCR) dans le cortex médio-frontal postérieur, tandis que la Pe/Pc tardive centro-pariétale serait issue de la partie rostrale du cortex cingulaire antérieur (CCA). Il est identifié comme jouant un rôle dans la prise de décision et le contrôle cognitif. Le CCA entretient de nombreuses connexions avec différentes structures cérébrales dont l'amygdale, le noyau accumbens et l'insula d'une part (liés aux émotions), les ganglions de la base et les aires pré-motrices d'autre part (impliqués dans le contrôle moteur) et le cortex pré-frontale (lié au raisonnement et aux fonctions exécutives) [34, 83].

Ces connexions et les différentes études fonctionnelles témoignent de rôles joués par le CCA dans l'évaluation et la régulation émotionnelle, dans le contrôle moteur et la sélection de réponses motrices, et dans le contrôle cognitif, la détection et le contrôle de situations de conflit/erreur de prédiction, l'attention et la mémoire de travail [10, 198]. De ce fait, beaucoup d'études se sont penchées sur l'identification des théories fonctionnelles associées au monitoring des performances.

1.2 Théories fonctionnelles

Le rôle du cortex cingulaire antérieur (CCA) dans les processus de haut niveau ainsi que les caractéristiques de modulation des différents PE ont permis d'émettre plusieurs théories quant au monitoring des performances. En effet, les aires participant au monitoring des performances et à l'émergence des PE (i.e., ZCR, CCA, CMFp, etc.), sont reconnues comme contribuant au contrôle exécutif [105].

1.2.1 Hypothèse d'incompatibilité

La première théorie proposée pour expliquer l'émergence de l'ERN est l'hypothèse de l'incompatibilité (*Mismatch Hypothesis*). Elle propose que l'ERN n'est pas liée aux informations proprioceptives ou sensorielles qui résultent du mouvement erroné initial, puisque sa latence est trop courte pour permettre un feedback périphérique [52]. L'ERN serait plutôt la manifestation d'une comparaison entre une copie d'efférence de la commande motrice et la meilleure estimation de la réponse correcte au moment où l'ERN est déclenché. Le décours temporel de l'ERN suggère que celui-ci serait déclenché lorsqu'un comparateur reçoit la copie d'efférence de la réponse en train d'être exécutée (justifiant le fait que cette théorie est aussi parfois appelée *Comparator Model*). En effet, pendant que la réponse est en cours d'exécution, le traitement du stimulus se poursuit et peut fournir une représentation de la réponse correcte. Les réponses sont exécutées avant que toutes les informations nécessaires pour orienter vers une réponse correcte aient pu être extraites du stimulus. Cette représentation est comparée avec la copie d'efférence de la réponse en cours. Si une différence existe, un signal d'erreur est envoyé : l'ERN (voir figure 1.2, issue de [52]). Ce modèle suppose l'existence de deux systèmes : un système de comparaison et un système de mesures correctives. Brooks [25] a initialement proposé que ce système de comparaison pourrait être le CCA. Les études de localisation de source de l'ERN (voir la section 1.1 et [59, 58]), ainsi que le rôle fonctionnel du CCA, généralement perçu comme impliqué dans le contrôle cognitif et la détection de conflit, mais aussi dans les fonctions cognitives de haut niveau et d'adaptation du comportement à l'environnement ou à la tâche en cours, viennent corroborer cette hypothèse et l'implication du CCA dans ce mécanisme de comparaison.

Cependant, la mise en évidence de la CRN et de la FRN, supposées être issues du même processus de monitoring des performances, ont toutes deux questionné la validité de cette théorie. Concernant la CRN, l'absence d'incompatibilité lorsque la réponse est correcte ne devrait pas produire une onde négative au moment de la réponse (la CRN). En réponse à cette critique, Coles et coll. [52] proposent que, l'observation de l'ERN pour les réponses correctes pouvait résulter de deux facteurs. Le premier facteur serait l'existence d'une détection d'erreurs pendant les essais corrects ; suite à une représentation "erronée" de la réponse correcte, ou à des limites de représentation personnelles liées au temps de réaction du participant par exemple. Le second facteur serait la présence d'artefacts sur les mesures de l'ERN, qui sont souvent des mesures dérivées de l'amplitude, et qui pourraient générer un biais de mesure de la CRN.

En revanche, concernant la FRN, cette théorie proposant que l'ERN soit la manifestation du produit de la comparaison [78, 52], ou le processus de comparaison lui-même [79, 233], semble difficilement expliquer l'émergence de cette composante. En outre, comme argumenté par Botvinick et coll. [21] et Carter et coll. [36], cette théorie supposerait que le comparateur (le CCA) accède à des informations, en dehors des processus responsables de la performance, spécifiant quelle était la réponse prévue, i.e. quelle est la réponse correcte.

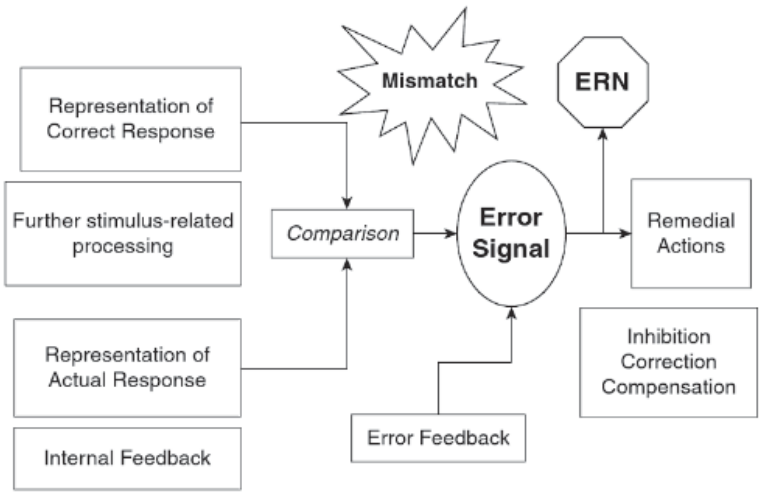


Figure 1.2 – Représentation schématique de l'hypothèse d'incompatibilité. Elle stipule que l'ERN est déclenché par une comparaison directe entre une copie d'efférence de la réponse en cours et la représentation de la réponse correcte la plus probable. Figure issue de [52].

Or, si le cerveau "connaît" la réponse correcte, il devrait l'exécuter. Une extension de cette théorie a donc été proposée par Holroyd et Coles [105] : la théorie de l'apprentissage par renforcement (*Reinforcement-Learning theory* ou RL).

1.2.2 Apprentissage par renforcement

Cette théorie [105], instanciée sous forme de modèle informatique et nommée *Reinforcement Learning* (RL), est l'une des plus acceptées actuellement (voir figure 1.3 pour une description issue de [105]). Elle stipule que des contrôleurs moteurs traiteraient l'information du stimulus. Ces contrôleurs agiraient comme des systèmes de commande, de manière semi-indépendante et en parallèle, transmettant le résultat de leur traitement au CCA. Ces contrôleurs seraient par exemple le cortex pré-frontal dorso-latéral, le COF, l'amygdale, etc. Ces contrôleurs sont tous des systèmes de commande qui projettent vers le CCA et Holroyd et Coles [105] émettent l'hypothèse que chacun serait capable de résoudre, à sa manière, les problèmes de contrôle moteur de haut niveau. Le CCA agirait ensuite comme un filtre, et sélectionnerait le contrôleur qui a la réponse la plus appropriée afin d'implémenter la commande motrice correspondante. Pendant que ce processus est en cours, les neurones dopaminergiques des ganglions de la base transmettraient un signal d'apprentissage (basé sur les expériences passées) pour réguler les sorties du CCA. Les erreurs, ou événements pire qu'attendus, déclencheraient une diminution phasique de l'activité des neurones dopaminergiques. À l'opposé, une augmentation de l'activité phasique dopaminergique serait déclenchée lors d'une réponse correcte. L'ERN serait donc observable lorsque les neurones du CCA sont désinhibés par la diminution de l'activité dopaminergique. Cette activité dopaminergique, appelée *Reward Prediction Error signal* (RPE [107]) permettrait de renforcer l'activité du CCA, mais aussi des contrôleurs afin d'optimiser les performances. Ce signal permettrait finalement d'avoir une activité d'autorégulation, qui se traduirait par l'émergence de la FRN.

De nombreux résultats expérimentaux viennent corroborer cette théorie, mais elle permet également de faire des prédictions à l'aide de modèles [105, 92]. Elle a aussi été validée par de nombreuses études sur des patients souffrant de la maladie de Parkinson [77], de schizophrénie [123] ou de troubles obsessionnels compulsifs [91]. En effet, la dopamine est

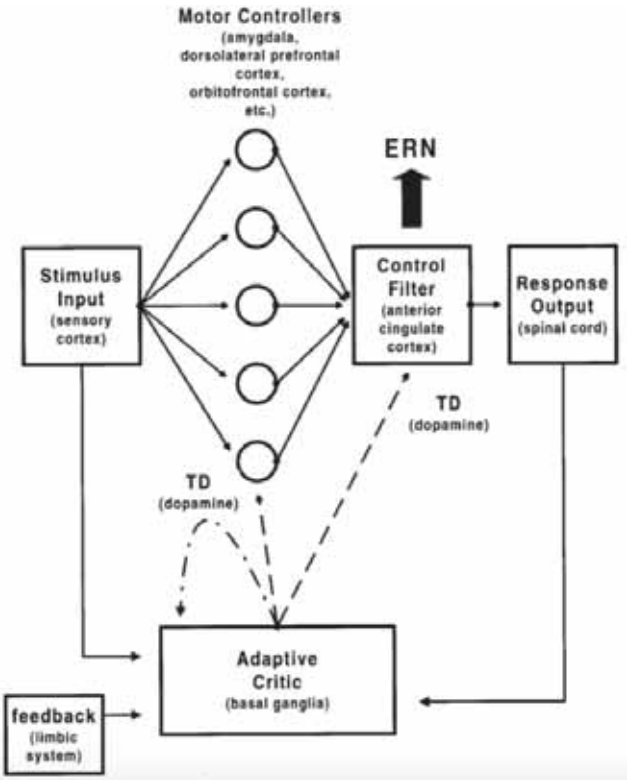


Figure 1.3 – Représentation schématique de l'hypothèse d'apprentissage par renforcement. Elle stipule que l'ERN est déclenché par le CCA agissant comme un filtre sur les contrôleurs moteurs lorsque la réponse en cours est pire qu'attendue. Le CCA et les contrôleurs font évoluer leurs sorties grâce à un apprentissage par renforcement émis par les neurones dopaminergiques des ganglions de la base. Figure issue de [105].

significativement diminuée dans la maladie de Parkinson, et les ganglions de la base sont affectés [77]. De même, le CCA a été démontré comme étant hyperactif dans un grand nombre de troubles de l'anxiété, comme les troubles obsessionnels compulsifs [97].
Cependant, cette théorie ne permet pas de justifier l'observation d'une CRN lors des réponses correctes. En effet le signal négatif de *Reward Prediction Error* supposé être à l'origine de l'ERN ou de la FRN, n'est pas censé être présent pour les réponses correctes. Pour répondre à ce problème, une extension de la théorie de l'apprentissage par renforcement a vu le jour : la théorie du résultat prédit de la réponse (*Predicted Response Outcome theory* ou PRO [2]).

1.2.3 Résultat prédit de la réponse

Cette théorie a été émise et modélisée par Alexander et Brown [2] sur la base de la théorie RL, avec des modifications. Dans ce modèle, les neurones individuels généreraient un signal qui refléterait une prédiction de la probabilité et de la latence de nombreux résultats possibles appris sur la base des expériences passées. L'activité déclenchée est maximale lorsqu'un résultat attendu n'arrive pas. Selon la théorie PRO, le cortex préfrontal médian signale, en partie, la non-occurrence non-attendue d'un résultat prédit (*"... unexpected non-occurrence of a predicted outcome"* [2, 1]. L'apprentissage par renforcement associe des plans d'action pré-existants dans un contexte de stimulus, aux prédictions et résultats qui sont susceptibles d'arriver. Cette comparaison est ici effectuée sur la base des expériences passées, cependant, le signal renvoyé n'a ici pas de valence particulière contrairement à la théorie RL, i.e. le signal de prédiction n'est ici pas négatif

lorsque les participants commettent des erreurs, ni positif pour les réponses correctes. Ceci permet donc d'envisager une activité EEG négative, la CRN, lors de réponses correctes. Cette théorie permet aussi de répondre à l'existence de la FRN/RewP, en proposant que cette activité représente, comme l'ERN/CRN, un signal d'erreur permettant d'apprendre de ses erreurs et d'éviter les répétitions de telles erreurs [105, 2]. Alexander et Brown [2] proposent que le cortex pré-frontal médian soit une région liée à l'apprentissage et à la prédiction de résultats d'actions les plus probables, qu'ils soient positifs ou négatifs, et non liée à la détection de conflit ou d'issues négatives (voir figure 1.4 pour une description de ce modèle).

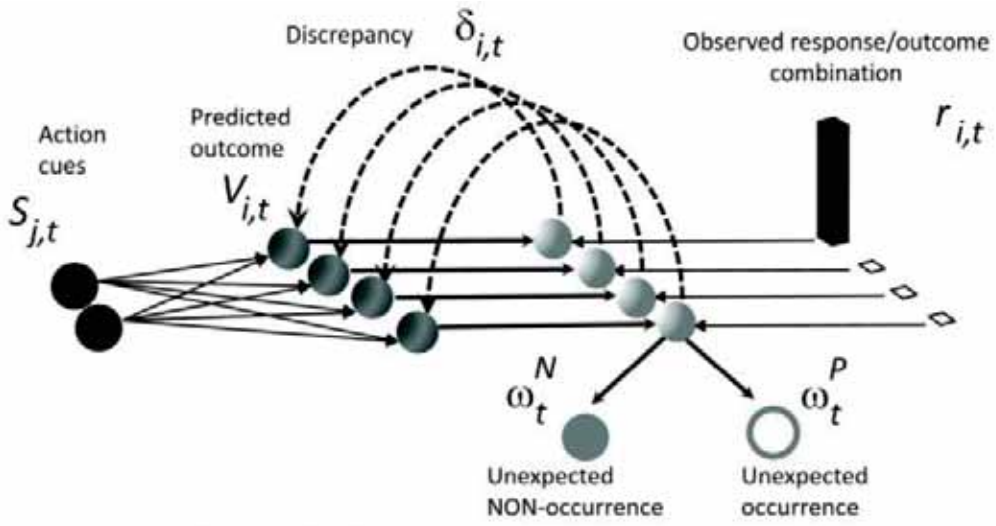


Figure 1.4 – Représentation schématique de l'hypothèse de prédiction du résultat de la réponse. Elle stipule que le cortex pré-frontal médian est une zone d'apprentissage qui estime et compare avec le résultat actuel, sur la base des expériences passées, la probabilité d'émergence d'un résultat. Figure issue de [2].

Ce modèle permet d'unifier de nombreuses théories (détection de conflits, probabilité d'erreurs, les théories de récompenses, etc.) et d'expliquer un très grand nombre de résultats obtenus de manière expérimentale. Plusieurs études tendent à montrer que la FRN/RewP émerge lorsque le feedback obtenu tend à dévier de la prévision qui était faite par rapport au résultat de l'action, et que cette prévision est pire qu'attendue [171]. Par ailleurs, il a été montré à plusieurs reprises que l'activité du CMFp (inclus dans le cortex pré-frontal médian, mais aussi dans la ZCR), supposé être la source du processus de monitoring des performances, est corrélée avec le signal RPE. L'activité dans le CMFp est aussi modulée par la valeur de déviation entre le résultat de l'action et les attentes ou le taux d'apprentissage par rapport aux réponses [112, 109, 84]. Par conséquent, un feedback positif peut déclencher une FRN/RewP au même titre qu'un feedback négatif [67, 106]. De même, une réponse correcte peut déclencher une CRN au même titre que l'ERN pour les erreurs [233].
Cette théorie a pris le dessus sur la théorie RL et est très validée actuellement, même si d'autres théories ont été proposées pour expliquer le monitoring des performances : comme la théorie de détection de conflits.

1.2.4 Détection de conflits

L'autre théorie la plus acceptée après la théorie d'apprentissage par renforcement (RL) et son extension, la théorie du résultat prédit de la réponse (PRO), est la théorie de la dé-

tection de conflits (*Conflict-monitoring theory*). Cette théorie a été proposée initialement comme une alternative à l'hypothèse d'incompatibilité présentée précédemment. Elle propose que l'ERN soit déclenché par tout traitement de conflits. Elle stipule que le rôle du CCA serait d'annuler la réponse préposée, et que l'ERN apparaîtrait lorsque l'élimination de la réponse erronée n'est pas réussie [20, 21]. Cette théorie permet d'expliquer un grand nombre de résultats sur l'activité cérébrale de monitoring des performances, dont l'existence de la CRN. De nombreuses études s'appuient sur cette théorie. Elle permet notamment d'expliquer des résultats plus vastes que ceux du monitoring des performances, puisqu'elle s'attaque aussi aux problématiques d'interférence dans des tâches de type Simon ou Go-NoGo [236, 235]. Cependant, elle a été invalidée par Burle et coll. [31] à l'aide de simulations, mais aussi par Scheffers and Coles [212] qui n'ont montré aucun impact du niveau de conflit sur l'ERN.

Enfin, des théories sur les ondes positives associées à l'ERN et/ou à la FRN (respectivement Pe et P3) ont aussi vu le jour.

1.2.5 Autres théories sur les ondes positives Pe/Pc et P300

Des théories sur les ondes positives associées à l'ERN et/ou à la FRN respectivement la Pe et la P300, ont aussi vu le jour. Différentes études tendent à montrer que la Pe et la P3 ont des caractéristiques fonctionnelles et neurales équivalentes [229, 197]. De fait, plusieurs chercheurs ont proposé que la Pe pourrait refléter une P3 spécifique aux erreurs [131, 175] et traduirait la quantité d'information extraite des erreurs. Bien que Falkenstein et coll. [79] aient rejeté cette hypothèse en démontrant que certains paramètres pouvaient impacter significativement la P3 sans modifier la Pe, d'autres chercheurs ont mis en évidence que la Pe et la P3 co-variaient. Le consensus le plus accepté concernant le rôle de ces deux composantes propose que, dans les tâches de monitoring des performances, elles représentent la prise de conscience de l'erreur, et l'accumulation d'évidences pour l'adaptation du comportement [163, 202, 226]. De même, Ullsperger et coll. [226] suggèrent que ces deux ondes correspondent à l'accumulation d'évidences qui peut ensuite orienter l'attention envers une décision et permettre la prise de conscience et le stockage des paramètres de prise de décision dans la mémoire.
Enfin, les théories associées à la Pe et à la P3 ont récemment de plus en plus dissocié le rôle fonctionnel de la Pe précoce et la P3a, de celui de la Pe tardive et la P3b. Les contradictions initiales peuvent d'ailleurs venir de cette non-dissociation. En effet, la Pe précoce, partage des caractéristiques non seulement avec l'ERN, mais aussi avec la P3a, qui a été associée de manière robuste à la nouveauté [229, 239]. À l'opposé, la Pe tardive semble associée à la prise de conscience de l'erreur et à l'orientation de l'attention (rôle similaire à la P3b). La majorité des études portant sur la Pe et ses modulations semblent s'être uniquement intéressé à cette composante tardive de la Pe. Fait intéressant, O'Connel et coll. [169] ont récemment proposé un modèle de la prise de décision, permettant de de clarifier les rôles attribués à la P300. Ils ont montré qu'un signal enregistré en ligne variait de la même manière que l'accumulation d'évidences pour la prise de décision, et expliquait le rôle de la P300 dans cette prise de décision : la P300 semble refléter ce signal.

Résumé : Théories neuro-fonctionnelles du monitoring des performances

Malgré les nombreuses recherches sur le monitoring des performances, le rôle, individuel et global, de toutes les activités cérébrales associées à ce processus cognitif reste encore mal compris. Plusieurs théories ont été proposées pour justifier du rôle des différentes activités telles que la théorie d'incompatibilité, la théorie d'apprentissage par renforcement, ou la théorie de détection de conflits. Parmi ces théories, la théorie de prédiction du résultat de la réponse (PRO : une extension de la théorie d'apprentissage par renforcement) semble unifier et justifier la majorité des activités observées lors du monitoring des performances.

Le monitoring des performances est un processus cognitif qui agit en permanence (pendant la sélection de l'action, au cours de l'action et après l'action) en indiquant si un contrôle supplémentaire est nécessaire pour avoir un comportement approprié. Sur la base de la théorie PRO,

- les potentiels négatifs fronto-centraux liés à la réponse (ERN) et au feedback (FRN) refléteraient un résultat inattendu, ou moins bon, lors de la comparaison entre le résultat actuel et celui qui est anticipé du fait des expériences passées ;
- les potentiels positifs fronto-centraux liés à la réponse (Pe précoce) et au feedback (P3a) illustreraient les processus attentionnels vers le stimulus ou l'action ;
- les potentiels positifs centro-pariétaux liés à la réponse (Pe tardive) et feedback (P3b) refléteraient la formation de la décision, et l'accumulation d'évidences pour cette décision.

Chapitre 2

Monitoring des performances en supervision

Le monitoring des performances semble être un processus relativement bien compris, même si quelques interrogations restent en suspens. Il permet d'estimer à tout moment le résultat de nos actions et d'en adapter leur déroulement dans un monde en constante évolution. Cependant, ce monde requiert aussi que nous interagissions régulièrement avec d'autres agents. La détection des actions et des erreurs d'autrui constitue, par conséquent, un processus cognitif indispensable dans notre vie quotidienne car il permet des interactions sociales adaptées en anticipant le résultat des actions d'autrui, mais est également crucial dans les processus d'apprentissage. Effectivement, au même titre que nous apprenons de nos erreurs (apprentissage par renforcement), nous pouvons apprendre des actions et des erreurs d'autrui. C'est, par exemple, le cas dans la petite enfance, où les bébés apprennent en observant les personnes qui les entourent. Ce processus de supervision peut permettre aussi de mener à bien des actions conjointes, comme dans le sport par exemple. Afin de mieux comprendre le processus de supervision, plusieurs auteurs ont tenté d'étendre les résultats et les théories du monitoring des performances à la supervision d'un autre agent. Deux types de supervision d'un autre agent peuvent être considérés : la supervision d'un agent humain qui peut impliquer des composantes sociales et émotionnelles et la supervision d'un agent artificiel tel qu'un système automatisé. Le chapitre qui suit passe en revue les connaissances actuelles sur la supervision d'un autre agent, que cet agent soit un humain (voir section 2.1) ou un système automatisé (voir section 2.2).

2.1 Supervision d'un agent humain

2.1.1 Corrélats cérébraux

Plusieurs études ont été menées dans le but d'identifier les corrélats cérébraux de la supervision des actions d'un autre agent humain, à l'aide de tâches de laboratoire similaires à celles utilisées pour étudier le monitoring de nos propres performances. Ces études ont ainsi identifié une onde négative débutant environ $90ms$ après l'observation de la réponse erronée de l'autre agent et culminant entre 230 et $250ms$ post-réponse dans les régions cérébrales fronto-centrales (sur les électrodes Fz, FCz ou Cz dans le système 10-20 en fonction des études [57, 122, 157, 230]). Cette onde négative dont les caractéristiques spatio-temporelles sont analogues à celles de l'ERN a été nommée l'"ERN d'observation" (*observation ERN* ou oERN, par opposition à l'ERN de réponse). Fait intéressant, il a été montré que cette onde négative interrompt une onde positive culminant vers $300ms$ après l'observation de l'erreur, et pourrait ainsi être assimilée à une FRN.

L'oERN a été rapporté dans de nombreuses études utilisant diverses tâches, comme la tâche d'Eriksen [35, 57] ou des tâches de jeu de hasard (*gambling tasks*) [250, 152]. Elle a aussi été observée dans des tâches de type Go-NoGo, avec cependant une latence plus précoce (130 à 150ms post-réponse) [11, 122]. Le potentiel obtenu dans diverses configurations de tâches est illustré dans la figure 2.1 (p.35).

De plus, dans plusieurs études sur la supervision d'un autre agent humain, une onde lente positive est également observée à la suite de l'oERN, dans une fenêtre temporelle s'étendant de 250 à 500ms après l'observation d'une erreur commise par un autre agent. Cette onde positive est d'amplitude maximale dans les régions fronto-centrales (Fz, FCz, ou Cz dans le système 10-20), et s'étend même jusqu'aux sites pariétaux [238]. Elle a ainsi été nommée "Pe d'observation" (*observation Pe* ou oPe par opposition à la Pe de réponse) [35, 122]. Ce potentiel est illustré dans la figure 2.1 partie basse.
Enfin, une onde négative similaire à l'oERN a également été montrée lors de l'observation de réponses correctes, avec une latence (230ms) et une topographie (électrodes fronto-centrales – Fz, FCz, Cz) semblables [35]. Cette onde peut être assimilée à la composante CRN observée lors de l'exécution de réponses correctes.

Plusieurs études ont été menées afin d'identifier les sources des différentes composantes détectées suite à l'observation des performances d'autrui [53, 64, 110]. Ces études suggèrent que les mêmes régions cérébrales semblent être activées lors de la détection d'erreurs d'autrui et lors de la détection de nos propres erreurs (lors de leur exécution), à savoir dans le cortex frontal médian postérieur (CMFp), au niveau de la zone cingulaire rostrale (ZCR), du cortex cingulaire antérieur (CCA) ou de l'aire motrice pré-supplémentaire (pré-SMA) [63, 88]. La localisation de la source de cette activité a ainsi montré que :
- la source localisée pour l'exécution d'erreur dans le CMF explique plus de 90% de l'activité de détection d'erreurs d'autrui [230] ;
- la source localisée pour la détection d'erreurs d'autrui se situe dans le CCA [230, 157].

Au niveau de l'activité spectrale, Bates et coll. [11] ont montré que l'activité associée à l'observation d'erreurs d'autrui correspond également à des ondes de fréquence θ, comme l'ERN et la FRN.

Enfin, d'autres similarités entre les composantes associées à la détection de nos propres erreurs et celles d'autrui sont observées sur le plan fonctionnel. Desmet et coll. [64] ont ainsi démontré en IRMf que les aires cérébrales activées lors de l'observation d'erreurs, sont aussi activées par des actions inattendues ou non-intentionnelles au même titre que la FRN induite lors des feedbacks de nos propres erreurs [64, 63]. Des modulations d'amplitude équivalentes de l'ERN et de l'oERN avec la valence des réponses sont également rapportées [250, 152]. En conclusion, le même système de suivi des performances semble être impliqué dans la supervision des performances d'autrui et celle de nos propres performances.

Cependant, d'un point de vue théorique, on peut s'interroger sur cette similitude. En effet, l'issue de nos propres actions est toujours négative ou pire qu'anticipée pour les erreurs [164] ; alors que ce n'est pas le cas pour les erreurs des autres, eu égard du contexte d'interaction sociale. Les paramètres psychosociaux dans des tâches d'observation d'erreurs peuvent donc jouer un rôle important sur l'activité de supervision.

2.1.2 Modulation de l'activité de supervision d'un agent humain

L'un des paramètres psychosociaux modulateurs des activités liées à la supervision d'autrui est la similarité interpersonnelle entre l'exécutant et l'observateur. Carp et coll. [35] ont ainsi montré une corrélation négative entre l'amplitude de l'oERN de l'observateur et la similitude de ses croyances et de ses opinions avec celles de l'exécutant. En d'autres termes, plus on indiquait à l'observateur que ses croyances et opinions étaient similaires à celles de l'exécutant, plus l'amplitude de l'oERN qu'il générait suite à une réponse erronée de l'exécutant était réduite. Un effet inverse a été, en revanche, observé par ces auteurs pour l'oPe, à savoir une corrélation positive entre l'amplitude de l'oPe de l'observateur et la similitude de ses croyances et opinions avec celles de l'exécutant.

Un autre paramètre modulateur des activités liées à la supervision d'autrui est l'intentionnalité attribuée à l'exécutant par l'observateur. Dans une étude en IRMf, Desmet et Brass [63] ont ainsi montré un gradient antéro-postérieur d'activation du cortex médial pré-frontal en fonction du niveau d'intentionnalité attribué à l'exécutant par l'observateur lors de la commission d'une erreur (erreurs intentionnelles versus erreurs accidentelles).
Dans la même optique, Weller et coll. [238] ont étudié le rôle de l'intentionnalité sur l'activité de monitoring des performances d'autrui. Ils ont observé que le fait que l'erreur de l'exécuteur soit issue d'une commande du participant (action commandée) ou non (action non commandée), n'a pas d'effet sur l'activité fronto-centrale de monitoring (i.e., l'oERN). Cependant, un rôle de l'intentionnalité a été observé avec une augmentation de l'amplitude de l'oPe lorsque l'action est commandée. Ceci démontre, selon les théories du monitoring des performances sur la Pe, une prise de conscience et un traitement de l'erreur plus important lorsque je suis l'instigateur d'une erreur commise par autrui (voir section 1.2.5). La considération de ce paramètre psychosocial apparaît primordiale dans l'étude des mécanismes sous-tendant le monitoring des performances d'autrui au regard des situations d'interactions sociales quotidiennes conditionnées par des prises de décisions hiérarchisées. Ces résultats font écho aux travaux de Cracco et coll. [53] qui ont montré, dans une étude en IRMf, que le sens d'agentivité et l'empathie ressentie envers l'exécutant tendent à augmenter l'activation des régions cérébrales impliquées dans le monitoring des performances, i.e. le CMFp. De même, un sens d'agentivité accrue semble moduler l'activation d'autres aires cérébrales telles que le cortex insulaire. Or, des travaux récents (notamment Caspar et coll. [41]) ont souligné le lien étroit qui pouvait exister entre sens d'agentivité, sentiment de responsabilité et traitement cérébral de l'information sensorielle dans une étude de type Milgram [156]. Enfin, Beyer et coll. [15] montrent que la présence d'un autre agent dans une tâche de choix risqués crée une diffusion de responsabilité lors des pertes, associée à une activité de monitoring des performances (FRN) moins amples lorsque le résultat est négatif. Ces travaux soulignent ainsi l'importance de l'intentionnalité (ou dans le cas présent, de la perception de l'intentionnalité d'autrui) dans le traitement cérébral des erreurs.
Pour finir, l'un des aspects ayant attiré l'attention dans les tâches de jeu de hasard, lié à l'apprentissage par renforcement et aux signaux de récompense (signal de *Reward Prediction Error* de la théorie PRO ; voir section 1.2.3), est la rivalité entre l'exécuteur et l'observateur d'une tâche. En effet, Koban et coll. [122] ainsi que de Bruijn et von Rhein [57] ont mesuré l'activité EEG en réponse aux erreurs commises par un autre agent humain ; dans un cas l'autre agent était en coopération avec l'observateur (i.e., l'observateur et l'exécuteur avaient les mêmes gains), dans l'autre ils étaient en compétition (i.e., une erreur de l'exécuteur déclenchait un gain pour l'observateur). Dans l'étude de Koban et coll. [122], la tâche utilisée était une tâche de Go-NoGo, et les participants étaient assis côte-à-côte. À l'opposé, de Bruijn et von Rhein [57] ont utilisé une tâche d'Eriksen durant

laquelle les participants étaient face à face avec un petit écran entre eux deux. Ces deux groupes ont trouvé des résultats divergents, puisque Koban et coll. ont observé un effet du contexte sur les potentiels de monitoring des performances en observation (une augmentation de l'activité post-réponse en compétition), alors que de Bruijn et von Rhein n'ont trouvé aucune différence entre les deux conditions, suggérant que le monitoring des performances est un processus lié aux erreurs et non à la récompense. Cependant, les différences au niveau de la tâche ainsi que de la position du participant peuvent expliquer cette divergence (e.g., les observateurs ont pu anticiper les réponses des acteurs et donc être moins surpris par celles-ci dans l'étude de de Bruijn et von Rhein).

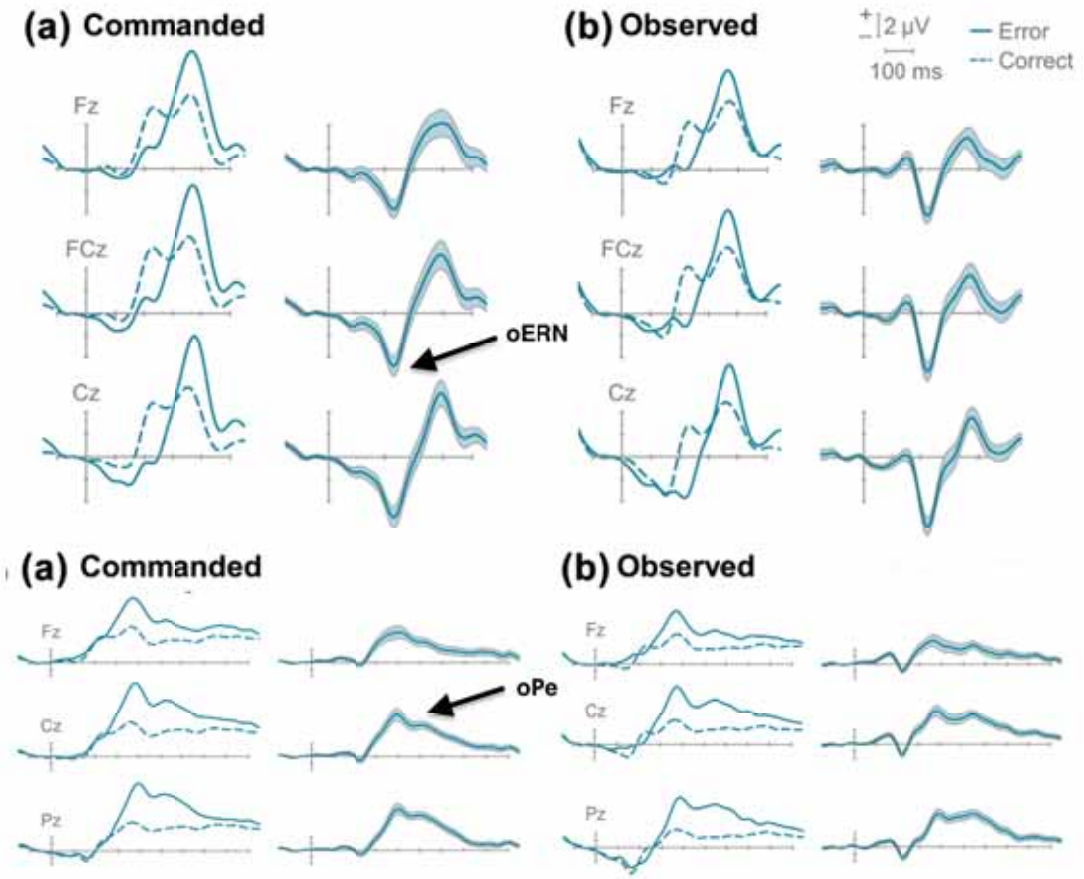


Figure 2.1 – Décours temporel et topographies des PE liés à la supervision d'autrui adapté de [238]. La colonne de gauche présente les activités (oERN en haut et oPe en bas) associées à l'observation d'erreurs (trait plein), de réponses correctes (pointillés) ainsi que l'onde de différence (erreur-correct) associée, suite à l'observation des réponses d'autrui ($0ms$) pour des actions commandées par l'observateur (i.e., l'observateur est agent de l'erreur de l'exécuteur). La colonne de droite montre ces activités lorsque les actions sont observées uniquement par l'observateur (i.e., il n'est pas agent des erreurs de l'exécuteur). La partie du haut représente l'oERN, et la partie du bas l'oPe. Pour chaque condition expérimentale sont représentées : les grandes moyennes pour les erreurs et réponses correctes – colonne de gauche – ainsi que les ondes de différence (erreur - correct) $\pm$ écart-type – colonne de droite. Les échelles sont identiques pour les deux.

2.2 Supervision d'un système

Du fait du développement des systèmes automatisés et des technologies, les travaux sur les interactions entre les hommes et les systèmes automatisés se sont développés. Les résultats des études sur les interactions homme-homme n'ont pas pu être étendus directement aux interactions homme-système en raison, notamment, des effets différentiels des paramètres psychosociaux. Plusieurs études ont ainsi montré, à travers des mesures du sens d'agentivité, qu'il était plus difficile d'attribuer des intentions à un agent artificiel qu'à un agent humain [243, 54]. Beyer et coll. [15] ont également montré que les interactions homme-machine créent une diffusion de la responsabilité par rapport aux résultats des actions. Enfin, des études ont observé que d'autres émotions telles que l'empathie ou la confiance étaient différemment exprimées lors de l'observation de systèmes par rapport celle d'agents humains [199, 133]. Sur la base de ces travaux, il est donc difficile d'anticiper l'évolution de l'activité de monitoring des performances d'un système automatisé. Par conséquent, il apparaît nécessaire d'en étudier les caractéristiques.

2.2.1 Corrélats cérébraux

Les études réalisées sur le monitoring des performances lors de la supervision de systèmes se divisent en deux grandes catégories :

1. Les études portant sur les dysfonctionnements de systèmes, suite à des actions de l'observateur humain ;
2. Les études portant sur l'observation des erreurs du système sans action de la part de l'agent humain.

En outre, les systèmes utilisés dans ces études sont de plusieurs types :

— ordinateur ;
— avatar en réalité virtuelle [1], qui peut être présenté soit à la première personne, soit à la troisième personne (voir la figure 1 de l'étude de Pavone et coll. [185] pour un schéma de ces deux types d'interactions) ;
— Interface Cerveau-Machine (ICM [2]).

Ces études réalisées en EEG ou IRMf ont utilisé une diversité de tâches. Un grand nombre s'est cantonné à utiliser des tâches classiques de laboratoire, en les adaptant à la supervision : e.g., la tâche d'Eriksen [176], ou des tâches de suivi de curseur [46]. Cependant, d'autres chercheurs se sont intéressés à des tâches plus écologiques, comme l'observation de clips vidéo représentant des situations de la vie courante [64] ou des situations de saisi d'objet [185].

Pour l'ensemble de ces études au moins l'un des deux potentiels enregistrés lors de la supervision d'un autre agent humain (i.e., l'oERN ou l'oPe) a été retrouvé lors de la supervision d'un système automatisé, avec des latences et des topographies similaires. Une oERN et une oPe ont ainsi été identifiées dans les régions fronto-centrales, respectivement entre 250 et 270ms et entre 350 et 450ms après l'observation de l'erreur du système [81, 82] (voire figure 2.2). De plus, ces PE ont été démontrés comme étant extrêmement robustes, puisque Chavarriaga et Millán [46] ont montré qu'ils étaient présents et stables plus de 600 jours après leur premier enregistrement (voir figure 2.2).

En outre, fait intéressant, plusieurs auteurs ont identifié un nouveau potentiel lié à l'observation d'erreurs de systèmes. Il consiste en une onde négative qui apparaît dans la région centrale (sur l'électrode FCz dans le système 10-20) entre 400 à 550ms après l'observation de l'erreur du système [81]. Ce PE, initialement nommé "potentiel lié aux erreurs

1. "[...] computer generated visual representations of people or bots" [165]
2. Des systèmes "[...] utilisant le signal dans un dialogue homme-machine" [234]

pour les interactions" (*interaction Error-related Potential* ou iErrP [81]) partage des caractéristiques avec un PE bien connu : la N400 [126]. La N400 est généralement observée dans les régions centro-pariétales dans les tâches de traitement de mots/texte, lorsqu'une aberration sémantique apparaît. Cependant, Balconi et Vitaloni [9] ont montré que l'observation d'aberrations dans une séquence de mouvements peut induire aussi une N400 dans des régions plus fronto-centrales. Ceci peut donc justifier le fait que plusieurs études aient observé ce PE lors du monitoring des performances d'un système compte tenu des types de systèmes étudiés majoritairement dans la littérature, i.e. avatar et système ICM [81, 185, 176]. Il est, en effet, noté que cette composante n'est observée que lorsqu'un mouvement, de l'avatar ou du système ICM, est impliqué.

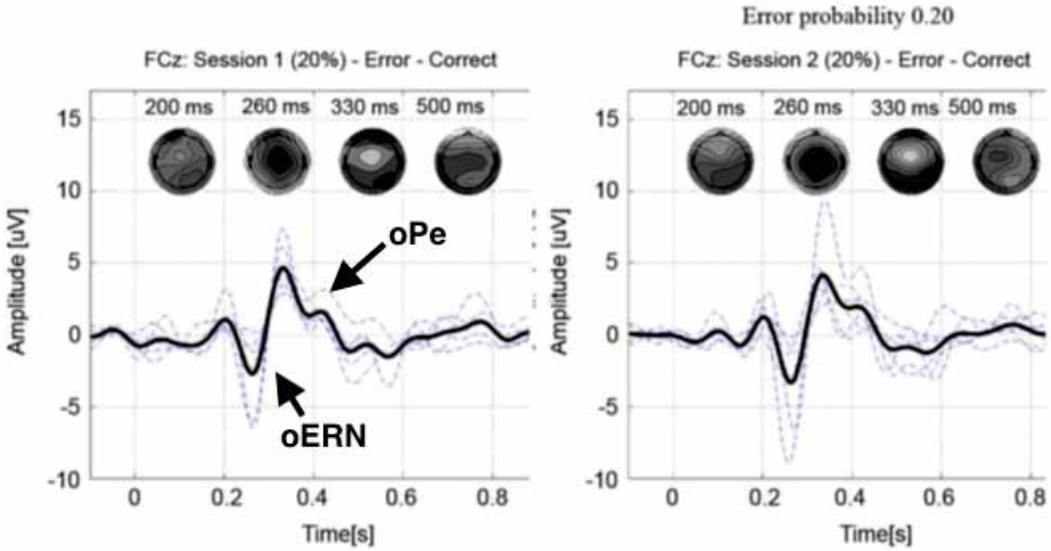


Figure 2.2 – Décours temporel et topographies des PE liés à la supervision d'un système automatisé. La colonne de gauche présente les PE lors de la première session, tandis que la colonne de droite est issue de la deuxième session, enregistrée plus tard. Figure adaptée de [46].

Enfin, les études de localisation de sources et celles réalisées en IRMf montrent que la supervision de système induit des activations similaires à celles observées lors la supervision d'un agent humain et de ses propres performances, à savoir le CMFp incluant la ZCR et la pré-SMA [82, 227, 64].

L'ensemble des études relatées dans ce chapitre laisse suggérer que la supervision d'un système ou d'un autre agent humain impliquerait le même processus cognitif de monitoring des performances. Il est à noter toutefois que le monitoring des erreurs de systèmes a été principalement étudié à travers l'étude de dysfonctionnements de systèmes déclenchés par des actions d'agents humains ou en utilisant des avatars humains. Il est donc difficile de dissocier la part d'influence de l'action motrice et des paramètres psychosociaux dans les activités observées pour la supervision du système. Pour le premier point, quelques travaux tendent à confirmer l'idée que le monitoring d'un système est similaire à celui d'un agent humain sans qu'aucune action ne soit requise [108, 246, 67]. Pour le deuxième point, une comparaison de la supervision d'un système et d'un autre agent humain pendant qu'ils réalisent une même tâche serait requise. Enfin, l'applicabilité des résultats obtenus en situation réelle reste limitée compte tenu de la nature peu écologique des tâches principalement considérées dans la littérature.

Résumé : Supervision d'un système automatisé

Le monitoring des performances d'un système automatisé a été évalué dans la littérature à travers des études sur les dysfonctionnements de systèmes suite à des actions, ou non, d'un agent humain et ce, dans une diversité de tâches impliquant un avatar, une ICM ou un ordinateur comme système.

Les activités liées à la supervision d'un système automatisé qui ont été identifiées semblent montrer une forte similarité avec celles liées au monitoring des performances d'un agent humain ou de nos propres performances, tant au niveau des activités neurophysiologiques générées visibles à la surface du scalp (PE – oERN/FRN, oPe, activités θ) qu'au niveau des régions cérébrales activées (CMFp – ZCR, pré-SMA).

Cependant, des lacunes subsistent et doivent être comblées afin de pouvoir étudier la supervision de systèmes fortement automatisés dans des conditions écologiques.

Chapitre 3

Automatisation et phénomène de sortie de boucle

Dans les dernières décennies, l'automatisation est devenue extrêmement présente dans notre vie quotidienne. Nous interagissons de plus en plus avec des systèmes sophistiqués qui nous assistent dans nos activités, du fait de l'augmentation croissante des technologies. Malgré les bénéfices perçus et bien souvent véhiculés au grand public, cette automatisation a drastiquement modifié notre manière de mettre en place les activités. Nous allons dans ce chapitre présenter dans un premier temps comment l'automatisation a été introduite dans nos vies quotidiennes et le type de tâches qui ont pu être automatisées (section 3.1). Puis nous présenterons l'une des problématiques qui a vu le jour du fait de cette automatisation, notamment dans le domaine aéronautique : le phénomène de sortie de boucle (section 3.2).

3.1 Automatisation des tâches

Le monde qui nous entoure est devenu de plus en plus technologique. Il n'y a probablement aucune facette de la société moderne qui n'a pas été impactée par l'influence des technologies d'automatisation. Que ce soit dans notre vie personnelle ou au travail, de nombreux systèmes sophistiqués ont été développés dans le but de nous assister : notons par exemple l'utilisation quotidienne d'ordinateurs ou de téléphones portables, de même que les systèmes de détection dans les voitures, etc. Néanmoins, ces systèmes ont un niveau de sophistication variable en fonction des contextes : l'utilisation du pilote automatique pour l'atterrissage d'un avion ne représente pas le même niveau de technologie que l'utilisation d'un distributeur de bonbons. Nous allons ici discuter des système fortement automatisé pour lesquels la présence d'un opérateur est systématiquement nécessaire, créant ainsi une boucle d'interaction homme-système.
Pendant de nombreuses années, les développeurs des technologies ont eu tendance à considérer qu'automatiser une tâche consistait uniquement en la substitution de l'activité humaine par une machine : c'est le **mythe de substitution** [244]. Cependant, des données empiriques mesurant les performances du couple opérateur-système ont mis en évidence que ce n'était pas le cas [61]. Notamment, il est aujourd'hui accepté que cette automatisation a eu pour effet d'éloigner l'opérateur de la boucle de contrôle, le reléguant, dans des cas extrêmes, au rôle de "pousseur de boutons" [241].
En aéronautique notamment, ces dysfonctionnements ont contribué à plusieurs incidents ou accidents [16] tels que le crash bien connu du vol AF-447, opéré par Air France, entre Rio et Paris en 2009 [29]. Lors de ce vol, des sondes de mesure ont été gelées et n'ont pu transmettre les informations sur la vitesse de l'appareil. Dans les instants qui ont précédé

cet événement, l'appareil était en pilote automatique. Suite au gel des sondes, le pilote automatique s'est brutalement désengagé, obligeant l'équipage à reprendre en main le contrôle de l'appareil. Cependant, les multiples informations transmises par le système en amont et au cours de la reprise en main n'ont pas permis aux opérateurs de comprendre la situation en cours et d'effectuer les actions appropriées, engendrant le crash de cet appareil et la perte de ses 228 occupants. Ce crash illustre ainsi les difficultés que peut éprouver l'opérateur humain en proie à un système fortement automatisé. Des incidents analogues ont été rapportés dans d'autres secteurs suite à une incapacité des opérateurs à reprendre la main sur les systèmes automatisés suite à une défaillance du système (e.g., l'accident nucléaire de la *Three Mile Island* [237]). Ces situations illustrent une ironie pointée par Bainbridge [7] : les concepteurs des systèmes tentent au maximum de retirer l'opérateur de la boucle de contrôle pour limiter "l'erreur humaine", tout en continuant à exiger de lui de savoir réagir en cas de défaillance du système ou d'effectuer les tâches qu'ils n'arrivent pas à automatiser, en d'autres termes, les tâches les plus complexes.

Avec l'automatisation, on a imposé à des opérateurs qui exécutaient des tâches de manière manuelle de devenir des superviseurs de systèmes automatisés qui effectuent les tâches à leur place. Les opérateurs sont donc contraints d'adapter leurs routines et leurs compétences [61]. Une différence majeure entre l'exécution et la supervision porte sur le contrôle moteur. Le contrôle moteur implique la mise en œuvre de différents types de tâches, dont la planification, la prise de décision (avec le monitoring des performances), la sélection de la réponse ou l'implémentation de stratégies. Lors de la supervision, les opérateurs doivent en revanche traiter les informations le plus souvent passivement. Ils doivent comprendre les actions du système, anticiper ou détecter ses erreurs, et reprendre la main lorsque nécessaire [159, 215], parfois sans qu'aucune information ne leur soit transmise auparavant. Toutes ces tâches impliquent l'exécution d'un grand nombre de processus cognitifs différents. Ce changement a motivé de nombreuses études portées par la communauté dite des "Facteurs Humains". Ce fut notamment le cas des travaux menés par Kaber et Endsley [116]. Ils ont utilisé une tâche de *Multi-Attribute Task Battery* (MATB) dans laquelle les participants devaient effectuer de manière concomitante : une tâche complètement manuelle et une seconde avec différents niveaux d'automatisation. L'objectif de l'utilisation de ces deux tâches était de mimer des conditions similaires, en termes de charge physique et mentale, à ce qui peut être demandé aux opérateurs dans le contexte aéronautique. Pour la première tâche, les participants devaient maintenir une jauge mobile dans une zone acceptable prédéfinie, à l'aide d'un joystick. Dans la seconde tâche du MATB, les participants devaient suivre des cibles qui se déplaçaient dans un environnement de radar aérien et les éliminer à l'aide d'une souris, avant qu'elles n'entrent en collision entre elles, ou qu'elles ne sortent de la zone radar. Les auteurs ont introduit dans cette tâche six niveaux d'automatisation allant d'un niveau complètement manuel, à un niveau complètement automatisé. Durant toute la tâche, les participants alternaient entre des phases de contrôle manuel, et des phases d'automatisation, selon l'un des cinq niveaux. L'automatisation de la tâche correspondait à une hiérarchisation des cibles à éliminer en fonction de leur inter-distance et de leur proximité avec les zones de sortie de l'écran radar. Pour le niveau manuel, les participants devaient :

i monitorer l'écran radar en continu,

ii hiérarchiser les cibles à éliminer en fonction de leur inter-distance et de leur proximité avec les zones de sortie de l'écran radar,

iii sélectionner les cibles,

iv les éliminer.

Dans la condition complètement automatisée, les quatre éléments étaient effectuées par le système. Dans les conditions intermédiaires, ces quatre éléments étaient répartis entre l'opérateur et l'automatisme, de sorte que l'opérateur devait effectuer certaines tâches pendant que l'automatisme en assurait d'autres. Les performances des participants dans la tâche d'élimination d'obstacles et la tâche de supervision de jauge étaient mesurées, à travers : (i) le nombre de cibles traitées et éliminées, et (ii) un questionnaire portant sur la conscience de situation du participant à différents moments de la tâche, mais aussi (iii) le taux de détection d'erreurs dans la tâche de supervision de jauge (i.e., la jauge n'est plus dans la zone acceptable).
Cette étude a mis en évidence l'impact de l'automatisation sur les performances des opérateurs. En particulier, alors qu'un niveau intermédiaire d'automatisation engendre de meilleures performances du couple opérateur-système sur la tâche de détection de cibles ainsi que sur la tâche de supervision de jauge, une trop grande automatisation engendre une altération des performances des opérateurs.

Ces données suggèrent que la modification du niveau d'automatisation et donc des tâches à effectuer par l'opérateur ont un effet délétère sur les performances du couple opérateur-système. Le retrait du contrôle de l'opérateur sur le système crée un jeu de difficultés regroupées sous le nom de **Phénomène de sortie de boucle de contrôle** (i.e., *Out-Of-the(-Control)-Loop performance problem* ou OOL) [73, 115, 240, 209].

3.2 Phénomène de sortie de boucle

Le phénomène de sortie de boucle correspond à un état de performance dégradé des opérateurs lors des interactions avec des systèmes fortement automatisés. Cet état a été très étudié par la communauté travaillant sur les facteurs humains à travers notamment les problématiques de contrôle. À partir de la théorie du cycle perceptuel, ou cycle perception-action, Neisser [161] a proposé que le rassemblement de l'information permettant d'arriver à l'état désiré est un processus cognitif dynamique de haut niveau qui se réajuste en ligne à l'aide de feedbacks comparant l'état actuel et l'état désiré, et implémente des mesures correctives si nécessaire. Cette boucle de contrôle implique donc que l'humain opère sur le système afin d'être considéré comme étant "dans la boucle". Lorsque c'est un système automatisé qui déclenche les stratégies correctives, les processus de bas niveau (telle l'implémentation des actions) sont effectués par ce système, tandis que les processus de haut niveau (telle la détection de défaillances) sont laissés à l'opérateur. La boucle de contrôle et le cycle perception-action sont rompus. L'opérateur est donc "en dehors de la boucle" (*out-of-the-loop*).

Il a été montré que l'automatisation, et la sortie de boucle, modifiait drastiquement les capacités des opérateurs pour la prise de décision, la sélection et l'analyse d'informations [184]. Plusieurs processus cognitifs sont impactés par le phénomène de sortie de boucle lors des interactions avec les systèmes automatisés. Notamment, une perte de la conscience de situation a été mise en évidence lorsque l'opérateur est en dehors de la boucle de contrôle du système [72]. Sa perception s'en retrouve réduite. Il en est de même de sa vigilance et de son attention du fait de :

- l'incapacité des opérateurs humains à maintenir leur attention dirigée durant de longues périodes de temps [55, 154] ;
- une sur-confiance et une complaisance envers des systèmes souvent extrêmement fiables [180] ;

— l'opacité des systèmes qui empêche les opérateurs de comprendre ou prédire les actions à venir [129].

Cette modification a engendré de nombreuses difficultés pour les opérateurs humains, caractérisées par une incapacité à percevoir les erreurs du système et à reprendre en main le système en cas d'incident. De nombreuses études d'ingénierie cognitive ont analysé ce phénomène de sortie de boucle afin de déterminer les mécanismes impliqués dans son émergence.

Malheureusement, les différents concepts introduits manquent en général cruellement de détails quant aux processus psychologiques à l'œuvre lors du phénomène de sortie de boucle, manque souligné notamment par Billings [17] (cité par [60]) :

> "The most serious shortcoming of the situation awarness construct as we have thought about it to date, however, is that it's too neat, too holistic and too seductive. We heard here that deficient SA was a causal factor in many airline accidents associated with human error. We must avoid this trap : deficient situation awarness doesn't cause anything. Faulty spatial perception, diverted attention, inability to acquire data in the time available, deficient decision-making perhaps, but not a deficient abstraction !"

Il ressort que la problématique du phénomène de sortie de boucle, bien qu'étudiée, n'a pas été définie eu égard des mécanismes cognitifs la sous-tendant. Or, il semble que différents champs des neurosciences cognitives pourraient aider à mieux appréhender le phénomène de sortie de boucle, en s'intéressant aux processus cognitifs engagés et à leur dégradation. L'une des caractéristiques du phénomène de sortie de boucle est l'incapacité à détecter correctement les erreurs du système, puisque notamment, la boucle de feedback sur les actions en cours n'est plus présente. Il est donc pertinent de mettre en regard les théories de prise de décision et de monitoring des performances, avec les problématiques opérationnelles observées lors de la sortie de boucle.

Pour finir, quelques études ont tenté d'adresser ce problème à travers des concepts issus des sciences cognitives. Deux aspects ont été étudiés principalement : la divagation attentionnelle [40] et la charge mentale (voir Borghini et coll. [19] pour une revue). Cependant, la majorité d'entre elles sont restées sur des concepts globaux, regroupant plusieurs processus cognitifs différents.

Résumé : Automatisation et phénomène de sortie de boucle

Dans de nombreux secteurs, les technologies d'automatisation ont supplanté partiellement ou totalement l'homme. Malgré les bénéfices perçus, cette automatisation a profondément modifié nos interactions avec ces technologies et le rôle de l'opérateur, en le reléguant à un rôle de superviseur de ces systèmes au lieu d'un rôle d'exécutant. Cette modification de l'activité des opérateurs est à la base du phénomène de sortie de boucle qui se traduit notamment par un retrait des opérateurs de la boucle de contrôle des systèmes. Ce phénomène s'observe particulièrement lors d'interactions avec des systèmes extrêmement fiables et fortement automatisés dans des situations complexes.

Les études permettant de mieux comprendre cette problématique opérationnelle restent limitées et ne permettent pas d'identifier les mécanismes cognitifs sous-jacents. Mieux comprendre ces mécanismes mis en jeu et dégradés lors de la sortie de boucle constitue donc un préalable pour mieux appréhender ce phénomène.

Chapitre 4

Problématique du travail de thèse

Dans ce chapitre, nous présentons les questionnements soulevés pour déterminer *in fine* les corrélats neuro-fonctionnels du phénomène de sortie de boucle lors de la supervision de système automatisé eu égard de l'état de l'art sur le monitoring des performances et son évolution avec l'automatisation. Chacune de ces questions peut être mise en regard des chapitres expérimentaux qui tentent d'y répondre.

Dans le but de passer de l'étude des corrélats neuronaux du monitoring de nos propres performances à ceux de la dégradation des performances de supervision lors du phénomène de sortie de boucle, il est nécessaire de déterminer :

1. Comment l'activité de monitoring des performances évolue dans des tâches de laboratoire plus complexes, lors de la supervision de nos propres performances ;
2. Comment l'activité de monitoring des performances évolue lors de tâches de supervision, plus ou moins complexes ;
3. Si l'activité de supervision d'un système automatisé diffère de celle d'un agent humain ;
4. Comment l'activité de supervision évolue dans des tâches plus écologiques ;
5. Comment l'activité de supervision se dégrade et se caractérise lors du phénomène de sortie de boucle.

Différentes études en EEG ont été menées au cours de cette thèse afin de répondre à chacune de ces questions. Elles sont décrites chronologiquement ci-après. Certains des questionnements soulevés ont déjà fait l'objet d'étude dans la littérature mais l'applicabilité des résultats obtenus aux situations de la vie courante notamment reste limitée. La méthodologie employée dans chacune des études est donc justifiée au regard de cette littérature.

4.1 Étude 1 – Impact de la difficulté d'une tâche sur le monitoring des performances

Dans le cadre de cette thèse, nous avons souhaité pouvoir étudier *in fine* comment le processus de monitoring des performances évolue lors d'interactions avec des systèmes automatisés et fiables dans des situations complexes de la vie courante. Nous nous sommes donc interrogés sur la manière dont l'activité de monitoring des performances évolue dans des tâches plus complexes, lors de la supervision de nos propres performances, dans un premier temps puis lors du monitoring des performances d'un autre agent, humain ou système.

La première étude de la thèse a consisté en l'étude de l'impact de la difficulté d'une tâche sur l'activité cérébrale liée au monitoring de nos propres performances. À des fins de comparaison avec la littérature, nous avons fait le choix de débuter ce questionnement en utilisant une version modifiée d'une tâche standardisée de laboratoire classiquement utilisée dans la littérature pour étudier le processus de monitoring des performances, à savoir la tâche d'Eriksen. Cette tâche consiste à identifier l'orientation d'une flèche cible (ici vers le haut ou vers le bas) le plus rapidement et justement possible. Afin de maximiser les erreurs, une pression temporelle sur la réponse des participants a été appliquée. En outre, deux niveaux de difficulté ont été considérés. Dans la condition facile, seule la cible était affichée à l'écran tandis que dans la condition difficile, la flèche cible était entourée (au-dessus et en dessous) de distracteurs correspondant à d'autres flèches orientées dans le même sens (congruent) ou dans le sens opposé (incongruent) à celui de la cible. Au regard de la littérature sur le monitoring des performances, nous avons fait le choix de manipuler la difficulté perceptuelle plutôt que la difficulté au niveau de la prise de décision (i.e. manipulant le nombre d'associations stimulus-réponse) qui a déjà été utilisée dans la littérature [229] et ce, pour une meilleure extension des résultats aux contextes de tâches complexes les plus couramment rencontrés en situation réelle dans le domaine d'étude de cette thèse.

De plus, il doit être noté que le monitoring des performances ne se limite pas au monitoring des réponses mais s'étend également au monitoring des feedbacks des réponses. Bien que le processus de monitoring des performances ait été largement étudié (pour revues voir [216, 92]), quelques questionnements restent en débat, notamment sur la relation fonctionnelle entre les activités liées aux réponses (décisions d'action) et celles liées au feedback, et sur leurs rôles relatifs. Peu d'études ont caractérisé ces deux types d'activité dans un même protocole. Dans le cadre de la thèse, mieux comprendre le rôle fonctionnel de chacune de ces différentes activités peut permettre de mieux comprendre, par la suite, les activités liées à la supervision d'autrui sans contrôle moteur du superviseur, et en regard de l'adéquation des réponses de l'agent supervisé (données en feedback dans une tâche de supervision) et des attentes du superviseur définies sur la base de son propre traitement de l'information (propre réponse mentale du superviseur). De plus, une étude suggère que le traitement du feedback et *a fortiori* les conséquences de ce feedback sur les performances de tâche sont modulés par la difficulté de tâche [142]. Toutefois, des inconnues subsistent sur le rôle de la difficulté de la tâche dans les activités liées au feedback. Ainsi, afin d'estimer l'impact de la difficulté d'une tâche sur l'ensemble des activités liées au monitoring des performances : au moment de la réponse (ERN et Pe), et du feedback (FRN et P300), nous avons ajouté dans la tâche d'Eriksen utilisée un feedback sur la performance du participant à la fin de chaque essai (réponse correcte ou erronée).

Cette première étude est présentée dans le chapitre 6.

4.2 Étude 2 – Corrélats neuraux de la supervision et effet du type d'agent (humain versus système automatisé)

Afin d'évaluer dans quelles mesures les activités liées au monitoring de nos propres performances peuvent s'appliquer au monitoring des performances d'autrui, la seconde étude a consisté à identifier les activités lors de la supervision des performances d'un autre agent. Un agent humain et un système automatisé ont été considérés afin d'estimer dans quelle mesure le monitoring des performances d'un système automatisé diffère de

celui d'un agent humain.
Comme présenté dans le chapitre 2 de nombreuses études suggèrent que l'activité liée au monitoring des performances d'autrui serait similaire à celle liée au monitoring de nos propres performances. Néanmoins, les résultats de la majorité de ces études ne sont pas transposables directement à la supervision de systèmes fortement automatisés. En effet, l'une des problématiques principales porte sur la composante motrice. Les études sur la supervision d'un agent humain impliquent quasi-systématiquement la présence de cet agent, en face ou à côté de l'observateur. Or, Manera et coll. [150] ont montré qu'il est possible de tirer beaucoup d'informations sur le contexte d'interaction à partir de la plus basique représentation des lois du mouvement humain (modélisée par des points lumineux). De même, les études réalisées sur la supervision de systèmes impliquent, notamment pour les ICM, que le sujet effectue un mouvement, ou tout du moins l'imagine [124]. Dans des conditions de supervision de systèmes critiques fortement automatisés, comme en aéronautique par exemple, il est souvent difficile d'anticiper les actions du système tant ceux-ci se caractérisent par leur complexité, mais aussi par leur opacité. De plus, ces actions ne peuvent en général pas être mises en lien avec les mouvements biologiques. Or, les deux théories principales sur le monitoring des performances et la détection d'erreurs (RL/PRO et détection de conflits) reposent, à un moment donné, sur l'implication d'une activité ou d'une entrée motrice :

- la théorie RL/PRO définit que les entrées du processus de monitoring des performances, transmises au CCA, viennent des contrôleurs moteurs et représentent une copie des plans moteurs ;
- la théorie de la détection de conflit a pour base de passer outre la réponse motrice prépondérante.

Enfin, la source du monitoring des performances est manifestement la ZCR qui se situe à la fois sur le CCA et sur la pré-SMA [198]. Or, le rôle de la pré-SMA dans la fonction motrice n'est plus à démontrer.
Par conséquent, il nous est apparu nécessaire d'estimer l'activité de monitoring des performances d'autrui lors d'une tâche de supervision n'impliquant pas d'action motrice de l'agent supervisé, que ce dernier soit un humain ou un système.

En outre, il est à noter que les études portant sur la supervision d'un agent humain ont mis en évidence l'impact de nombreux aspects psychosociaux sur l'activité de monitoring des performances d'autrui telles que la similarité interpersonnelle [35], l'intentionnalité et le sentiment de contrôle [63, 15, 41, 238], ou l'empathie [53]. Il apparaît donc difficile de dissocier la part d'influence des paramètres psychosociaux liés à l'implication d'un agent humain ou assimilé dans les activités observées dans la littérature pour la supervision de systèmes. Il a été proposé d'ailleurs qu'il puisse contribuer à justifier la similarité des activités de monitoring suggéré dans la littérature entre la supervision d'un système et celle d'un agent humain alors que quelques études suggèrent que l'attribution d'intentions, le sentiment de contrôle [243, 54, 41, 15, 238, 135] et l'empathie [199] seraient diminués avec un système hautement automatisé. Par conséquent, afin de pouvoir identifier les activités liées spécifiquement à la supervision des erreurs de systèmes sans lien avec une activité humaine, il nous est apparu également nécessaire de comparer la supervision d'un système et d'un autre agent humain pendant qu'ils réalisent exactement la même tâche.

C'est pourquoi nous avons utilisé, dans cette deuxième étude, une tâche de supervision dans laquelle les réponses de l'autre agent humain ou du système supervisé étaient matérialisées de la même manière, à savoir un affichage uniquement des réponses sur un écran. Aucune information relative aux actions motrices de l'exécutant n'était accessible

au superviseur ; l'exécutant était placé dans une pièce distincte de celle du participant et non visible pour le participant. L'agent humain n'a été introduit que de manière succincte au participant en début d'expérience. Ainsi, seuls les facteurs psychosociaux étaient ici modulés, tous les autres facteurs susceptibles de modifier l'activité de supervision ont été fixés.

Par soucis de comparaison avec la première étude, nous avons fait le choix dans un premier temps d'adapter la tâche d'Eriksen utilisée dans la première étude en une tâche de supervision durant laquelle les participants devaient observer uniquement les réponses d'un autre agent, humain ou système automatisé, réalisant la tâche, et devaient ensuite indiquer pour chaque essai si la réponse de l'agent était correcte ou non. Ils n'étaient en aucun cas impliqués dans la réponse de l'agent supervisé. Enfin, compte tenu des effets de difficultés sur le monitoring des performances, les deux niveaux de difficultés considérés dans la première étude ont été répliqués ici afin d'estimer dans quelle mesure la difficulté de la tâche affecte l'activité de supervision.

Cette seconde étude est présentée dans le chapitre 7.

4.3 Étude 3 – Corrélats neuraux de la supervision de système dans un contexte écologique

Afin d'améliorer l'applicabilité des résultats sur la supervision de systèmes aux situations réelles de la vie quotidienne, l'objectif de la troisième étude a ensuite consisté à déterminer dans quelle mesure les activités observées dans l'étude 2 lors de la supervision d'un système automatisé dans un contexte de tâche standardisée de laboratoire vont être retrouvées lors de la supervision d'un système automatisé dans un contexte plus écologique, et notamment dans le contexte de l'aéronautique. Les tâches écologiques sont généralement caractérisées par une difficulté perceptuelle augmentée par rapport aux conditions de laboratoire, puisque de nombreux affichages sont présents. En outre, leur dynamique est bien différente de celle des tâches de laboratoire, bien souvent très saccadées, avec de nombreuses répétitions d'un même événement. Transposer les résultats de la seconde étude à un contexte écologique n'était donc pas acquis.
Nous avons donc, dans cette troisième étude, demandé à des participants de superviser les décisions d'un simulateur aéronautique d'évitement d'obstacles (Laboratoire d'Interaction Pilote-Système ou LIPS ; voir 5.2). Ils devaient indiquer à chaque essai l'exactitude de la décision du système automatisé. Comme dans l'étude précédente, seule les décision du système supervisé étaient visibles et deux niveaux de difficultés perceptuelle étaient considérés.

Cette troisième étude est présentée dans le chapitre 8.

4.4 Étude 4 - Évolution de l'activité liée au monitoring des performances lors de la sortie de boucle

Enfin, la dernière question au centre de la problématique de la thèse portait sur l'évolution de l'activité de supervision des décisions d'un système automatisé lors du phénomène de sortie de boucle. De nombreuses études ont mis en évidence que la sortie de boucle de contrôle modifie de manière drastique la façon dont les opérateurs interagissent avec les

systèmes automatisés [116]. Comme présenté dans le chapitre 3, différents facteurs tels que la vigilance, la fiabilité accrue du système ou la complaisance tendent à dégrader les performances des opérateurs lors d'interactions prolongées avec des systèmes fortement automatisés. Les opérateurs supervisant les systèmes ne sont plus capables de détecter les erreurs du système lorsqu'il y en a. Or, de nombreux processus ayant été identifiés comme modulant la sortie de boucle sont aussi impliqués dans les mécanismes de détection d'erreurs. Yeung et coll. [246] ont montré à travers des mesures subjectives de l'implication des participants dans des tâches avec feedback que la FRN est corrélée positivement à la mesure d'implication. De plus, la confiance envers un autre agent semble aussi impacter l'activité de monitoring (FRN et P300) des performances lors de tâches de jeux d'argent en coopération, à travers une diminution de l'onde de différence lorsque le co-agent n'est pas fiable [138].
Les situations extrêmement complexes au cours desquelles le système ne renvoie pas les informations sur ses décisions à l'opérateur créent des conditions d'interaction dégradées. La compréhension de ce phénomène pourrait permettre de faire des systèmes plus coopératifs et plus adaptés au fonctionnement cognitif des opérateurs. Mais son étude reste rare dans la littérature et se limite à un niveau descriptif. En outre, l'extrême fiabilité des systèmes automatisés actuels pousse les opérateurs à sortir de la boucle de contrôle plus facilement, notamment à travers un phénomène de complaisance [180].
Le processus de détection d'erreurs étant relativement bien identifié, ainsi que ses corrélats cérébraux et leurs fonctions, il nous a donc paru intéressant de déterminer quel aspect de la détection d'erreurs est impacté par la sortie de boucle de contrôle afin d'identifier les corrélats neuro-fonctionnels de ce phénomène.

Afin de répondre à cette question, nous avons donc défini une tâche de supervision du même système écologique que celui utilisé dans l'étude précédente (LIPS ; voir 5.2). Cette fois-ci, le niveau de confiance envers le système était modulé, avec dans une condition un système extrêmement fiable et dans l'autre un système moins fiable, et avons mesuré l'activité EEG lors de la supervision de ces systèmes.

Cette étude est en cours et le protocole expérimental est présenté dans l'annexe F.

Chapitre 5

Méthodologie générale

Ce chapitre présente la méthodologie générale qui nous a permis de répondre aux questionnements présentés dans le chapitre précédent. Nous présentons : (i) la technique de mesure physiologique utilisée (l'électroencéphalographie), et (ii) les tâches de stimulation utilisées (tâche d'Eriksen et tâche d'évitement d'obstacles – Laboratoire d'Interaction Pilote-Système ou LIPS).

5.1 Électroencéphalographie

Contrairement à d'autres méthodes d'imagerie fonctionnelle et anatomique du cerveau telles que l'imagerie par résonance magnétique (IRM), l'électroencéphalographie (EEG) enregistre directement et en temps réel l'activité électrique générée par le fonctionnement neuronal cérébral avec une excellente résolution temporelle (de l'ordre de la milliseconde) et une résolution spatiale plus basse (de l'ordre du centimètre) [6]. Après une rapide description des bases neurophysiologiques des signaux cérébraux mesurés par l'électroencéphalographie nous présentons dans ce chapitre, la méthodologie associée au recueil du signal EEG, au pré-traitement des données et aux différentes analyses en traitement du signal et statistiques utilisées dans le cadre de cette thèse.

5.1.1 Bases neurophysiologiques du signal EEG

Les neurones sont la source de différentes activités électriques. Le neurone au repos présente un potentiel d'équilibre trans-membranaire négatif de $-70mV$ lié à un déséquilibre dans la distribution des charges ioniques entre l'intérieur et l'extérieur de la cellule. Les ions négatifs prédominent en intracellulaire, tandis que les ions positifs sont majoritaires dans l'espace extracellulaire. Chaque neurone reçoit de quelques centaines à plusieurs dizaines de milliers de contacts synaptiques (connexions entre deux neurones) au niveau de ses dendrites (prolongements) et de son corps cellulaire. L'excitation d'un neurone à travers une synapse entraîne l'ouverture de canaux ioniques au niveau de sa membrane. La répartition des charges ioniques étant différente de part et d'autre de la membrane du neurone, l'ouverture des canaux ioniques engendre des courants ioniques dits "primaires" à l'origine de variations de potentiels électriques locaux dans le neurone appelées potentiels post-synaptiques (PPS). Les courants primaires (ou sources) engendrent également des courants secondaires extracellulaires appelés courants volumiques, parallèles aux courants primaires, lesquels sont majoritairement mesurés en EEG de surface. Selon les synapses, les PPS peuvent être excitateurs (dépolarisants, i.e. réduction de la négativité du potentiel transmembranaire du neurone) ou inhibiteurs (hyperpolarisants, i.e. augmentation de la négativité du potentiel transmembranaire du neurone). À l'échelle de l'ensemble des

afférences synaptiques, le neurone va générer plusieurs PPS excitateurs et/ou inhibiteurs qu'il va intégrer (i.e. sommer) pour donner lieu : (i) à un message sous forme de potentiels d'action (PA) sous réserve d'atteinte du seuil d'excitabilité du neurone, ou (ii) à des fluctuations du message en PA dans les neurones présentant une activité spontanée. Les PA sont les porteurs d'informations des neurones. Ceux-ci se propagent le long de l'axone jusqu'à la terminaison synaptique pour transmettre le message aux cellules cibles (e.g., autres neurones).

Les courants électriques mesurables à la surface du cuir chevelu par l'EEG requièrent la synchronisation dans le temps et l'espace de l'activité électrique de populations d'environ 10^4 neurones dans quelques millimètres cube de cortex. Sur le plan temporel, le PPS est une activité de basse fréquence (durée de quelques dizaines de millisecondes) contrairement au PA (durée de quelques millisecondes), ce qui le rend plus propice à la synchronisation temporelle à l'échelle du neurone et d'une (de) population(s) de neurones. Par ailleurs, le PPS se caractérise par un champ électromagnétique dipolaire alors que le PA génère un champ électromagnétique quadripolaire (dû à deux courants générés en sens opposé) ; ceci confère au PPS une moindre sensibilité à la distance de conduction du signal jusqu'à la surface du cuir chevelu [134]. Par conséquent, les activités enregistrées en surface par l'EEG sont essentiellement des PPS. Sur le plan spatial, les cellules pyramidales du cortex cérébral présentent une architecture en colonnes de leur arborisation dendritique, favorisant ainsi la sommation spatiale des PPS générés au niveau de ces neurones, contrairement aux neurones étoilés du cortex cérébral dont l'activité ne se propage pas jusqu'à la surface du fait de leur organisation. Les activités des neurones des structures profondes sont, quant à elles, peu visibles en surface du fait de leur éloignement de la surface du crâne. Les activités mesurées à la surface en électroencéphalographie correspondent donc essentiellement à la sommation spatio-temporelle des PPS des populations de cellules pyramidales synchrones du cortex cérébral.

Lorsque les dipôles émis par toutes les cellules pyramidales d'une macro-colonne se synchronisent, les courants résultants peuvent se modéliser par un macro-dipôle dont la direction est perpendiculaire à la surface corticale (i.e. celle de l'orientation principale des dendrites des cellules pyramidales) et dont l'amplitude correspond à l'intégrale des densités de courants de la macro-colonne considérée. Selon la région corticale, l'orientation du macro-dipôle peut être radiale quand l'activité est émise d'un gyrus cortical (i.e. circonvolution) ou tangentielle quand l'activité est issue d'un sulcus cortical (i.e. sillon). Chaque (macro-)dipôle de courant est à l'origine d'un potentiel positif et d'un potentiel négatif à chacun de ses pôles (i.e. distribution opposée des potentiels selon une direction parallèle à celle du dipôle de courant). Dans le cadre d'un montage référentiel (voir 5.1.2 ci-dessous), la topographie des potentiels négatifs et positifs d'une source d'un macro-dipôle peut être modélisée selon la nature de ce dipôle (radial ou tangentiel). La figure 5.1 illustre les différents types de dipôles et la distribution des potentiels associés.

5.1.2 Mesure de l'activité cérébrale

Les signaux EEG sont mesurés à l'aide d'électrodes (essentiellement des électrodes Ag/AgCl) qui sont positionnées selon le **Système International 10-20** [111] (pour 21 électrodes) ou des systèmes 10-20 améliorés - systèmes 10-10 [44] (système 10%, 74 électrodes) ou 10-5 [173] (système 5%, 345 électrodes) selon le nombre d'électrodes. Les électrodes sont identifiées selon une nomenclature standardisée [111] (voir figure 5.2b). Le choix d'augmenter le nombre d'électrodes et la couverture de la sphère de tête permet

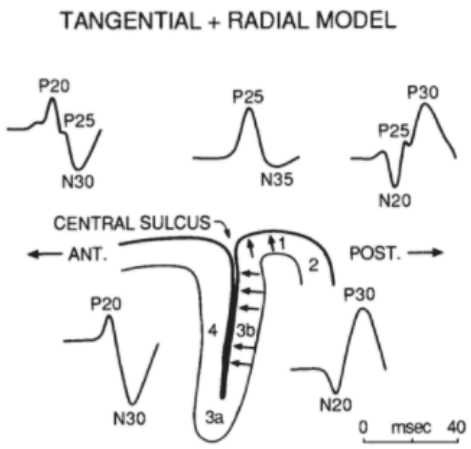
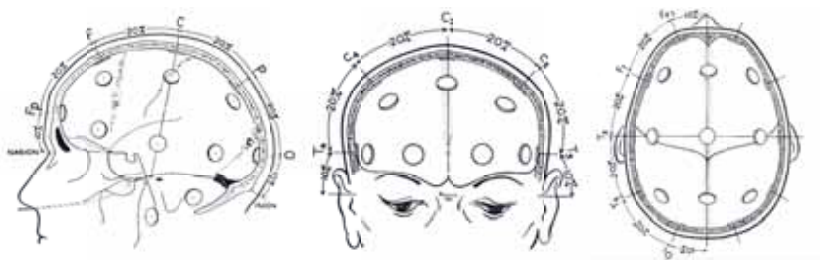


Figure 5.1 – Orientation, radiale (zone 1) ou tangentielle (zone 3b) des dipôles dans un sulcus et un gyrus corticaux. Ces dipôles génèrent des potentiels positifs et négatifs qui seront distribués différemment en fonction de la zone d'acquisition. Figure issue de [134].

d'extraire des informations spatiales plus précises du signal EEG. Dans cette optique, les études EEG de la thèse ont impliqué l'enregistrement de 64 à 74 électrodes.

(a)



(b)

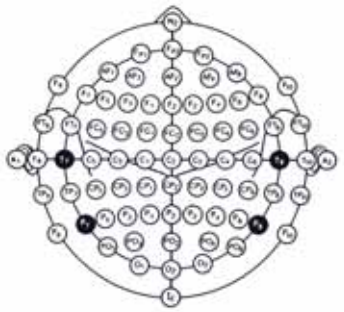


Figure 5.2 – (a) Répartition des électrodes selon le système international 10-20. Chaque électrode est séparée des électrodes adjacentes par une distance représentant 10% ou 20% de la distance entre des repères anatomiques – le nasion, l'inion, les sites pré-auriculaires droit et gauche et le vertex (Cz) à équidistance des nasion/inion et des deux pré-auriculaires droit et gauche. Le positionnement garantie une symétrie des électrodes droite-gauche par rapport à l'axe médian inter-hémisphérique. (b) Nomenclature des électrodes EEG (cas de 74 voies). Chaque électrode est identifiée par une à deux lettres correspondant au lobe (ou région) cérébral sous-jacent (F = frontal, T = temporal, P = pariétal, O = occipital, exception avec C = central correspondant à la région centrale autour du vertex) suivies de la lettre z (zéro), ou d'un chiffre pair ou impair selon qu'elle est positionnée respectivement sur l'axe médian inter-hémisphérique, au niveau de l'hémisphère droit ou de l'hémisphère gauche. Le chiffre augmente avec le degré de latéralité de l'électrode par rapport à l'axe médian. Figures issues de [111].

L'amplitude de l'activité mesurée à chaque électrode ne peut physiquement pas correspondre à la valeur absolue de l'activité du macro-dipôle sous-jacent [141], mais correspond à une différence de potentiel (ddp) entre cette électrode située sur le scalp, dite active, et une autre électrode. L'autre électrode peut être (1) soit une autre électrode active située sur le scalp, auquel cas on parle de montage bipolaire et la ddp mesurée à chaque couple

correspond à la somme algébrique des signaux recueillis sous chaque électrode active, (2) soit une électrode de référence dite neutre et commune à toutes les électrodes actives, auquel cas on parle de montage référentiel ou monopolaire et la ddp mesurée pour chaque couple correspond en théorie à la valeur absolue du signal recueilli sous la seule électrode active sous réserve d'une électrode de référence la plus neutre possible (par rapport aux contaminations extra-cérébrales et aux activités attendues dans le contexte d'étude défini). La plupart des études en sciences cognitives utilisent un montage monopolaire dans lequel la référence correspond à la moyenne de deux électrodes situées sur les mastoïdes (pour maintenir la symétrie), sites limitant les contaminations extra-cérébrales. C'est ce que nous avons utilisé également dans le cadre des études EEG de cette thèse compte tenu du contexte d'étude. Il doit être noté que certains logiciels imposent parfois la position de la référence à l'acquisition ; le re-référencement des données doit donc être fait après acquisition sous réserve d'avoir recueilli les signaux de la référence choisie. Enfin, le signal EEG de surface étant de relativement faible amplitude (de l'ordre du micro-volt) en regard du bruit biologique et environnant, ce dernier est amplifié à l'aide d'un amplificateur différentiel permettant d'accroître les ddp effectivement mesurées. L'emploi d'électrodes humides (avec gel conducteur) avec pré-amplification (électrodes "actives" par opposition aux électrodes "passives" sans pré-amplification) permet également d'améliorer le rapport signal sur bruit. De plus, un soin particulier doit être apporté sur le contrôle d'impédance des signaux de chaque électrode dont la valeur doit être maintenue inférieure à $10k\Omega$. Suite à cette amplification, le signal EEG recueilli est échantillonné le plus souvent à $500Hz$ ou $1000Hz$. L'activité EEG finalement enregistrée mesure quelques dizaines de micro-Volts et contient des fréquences variant de 0.1 à $300Hz$ environ.

5.1.3 Pré-traitements et analyses des données

Afin de caractériser l'activité cérébrale associée à des stimulations ou états cognitifs particuliers, il est nécessaire de pré-traiter les données enregistrées souvent artefactées malgré les précautions prises à l'acquisition. Puis, différentes analyses peuvent être réalisées selon les objectifs d'études et le contexte expérimental. Les méthodes de pré-traitement et d'analyse des données qui seront mises en œuvre dans la partie expérimentale (partie II) de cette thèse, sont décrites dans les sections suivantes 5.1.3.1 et 5.1.3.2.

5.1.3.1 Pré-traitements

Malgré un soin apporté à l'acquisition (i.e. impédance réduite des électrodes, environnement électrique réduit, appareillage augmentant le rapport signal/bruit), le signal EEG brut reste le plus souvent bruité et requiert d'être pré-traité afin d'améliorer sa qualité en l'isolant du bruit. Les artefacts du signal EEG sont de deux catégories : ceux d'origine non physiologique tels que du $50Hz$ lié à un environnement électrique et/ou une mauvaise impédance de l'électrode, et ceux d'origine physiologique dont les plus courants dans l'EEG sont issus de variations de potentiel électrique liées à l'activité oculaire (palpébrale, saccadique et micro-saccadique) ou à l'activité musculaire faciale. Une partie de ces artefacts ne peut être corrigée par un algorithme ou l'est difficilement. La portion du signal EEG (lors d'analyse globale du signal) ou le segment EEG (i.e. l'essai dans le cas d'une analyse centrée sur l'essai) contenant l'artefact doit donc être exclu. D'autres artefacts peuvent être corrigés (extraits et éliminés du signal EEG) par l'application d'algorithmes mathématiques. Parmi les méthodes de correction, nous pouvons distinguer les filtres fréquentiels (limitant la composition spectrale du signal et éliminant ainsi certains artefacts présents dans certaines bandes de fréquence du signal EEG : e.g. 50 Hz), les

corrections basées sur la régression et les analyses en composantes indépendantes (*Independent Component Analysis* ou ICA [62]). Ces méthodes sont classiquement employées dans la littérature EEG. Plusieurs études ont démontré l'efficacité des méthodes de correction d'artefacts basées sur l'ICA sans altération notable du signal correspondant à l'activité cérébrale [141, 69, 102], sous réserve que cette méthode soit appliquée sur un nombre d'électrodes et une quantité de données non moyennées suffisants, tel qu'indiqué par Delorme et Makeig [62]. Afin d'améliorer l'identification des composantes associées aux artefacts, l'analyse ICA peut être couplée à une analyse de régression basée sur des données électrophysiologiques mesurées en parallèle. L'une des mesures électrophysiologiques la plus systématiquement considérée dans la littérature EEG est celle de l'activité électro-oculographique. En effet, cette activité rend compte directement des variations de potentiels liées aux clignements et aux mouvements oculaires verticaux et horizontaux [141, 189, 26], sources principales d'artefacts sur le signal EEG, et ce, à l'aide d'électrodes positionnées autour des yeux (2 ou 4 selon les montages) et enregistrées selon un montage bipolaire (i.e., comparaison 2 à 2). Deux couples d'électrodes électro-oculographiques sont souvent utilisées pour distinguer l'activité oculaire verticale (EOGv : clignements et mouvements oculaires verticaux) de l'activité oculaire horizontale (EOGh : mouvements horizontaux) et donner lieu *in fine* à une analyse plus fine du signal. Deux électrodes sont alors positionnées verticalement de part et d'autre d'un œil (gauche ou droite, les 2 étant normalement synchrones) sur l'axe central de l'œil pour la mesure de l'activité EOGv et deux autres sont positionnées sur l'axe horizontal au niveau du cathus externe de chaque œil pour la mesure de l'activité EOGh.

Dans les études expérimentales de cette thèse (chapitre 6 à 8), l'ensemble de ces méthodes (filtrage, ICA, régression basée sur le signal EOG) a été considéré, comme dans la majorité des études EEG de la littérature.

5.1.3.2 Analyses des données EEG

Différents types d'analyses peuvent être réalisées sur les données EEG filtrées et nettoyées de leur artefacts afin de comparer des conditions expérimentales. Dans cette section, nous décrivons celles que nous avons utilisées dans la partie expérimentale (partie II), à savoir :

a) une analyse basée sur l'amplitude des potentiels évoqués (PE), qui est classiquement utilisée dans la littérature EEG et sur le monitoring des performances et qui permet d'estimer le décours spatio-temporel de l'activité EEG sur l'ensemble des électrodes enregistrées ;

b) une analyse temps-fréquence, peu utilisée dans la littérature sur le monitoring des performances [58, 151] et qui permet d'estimer à la fois le décours spatio-temporel et le contenu fréquentiel de l'activité EEG ;

c) une analyse de densité de sources de courant (*Current Source Density* ou CSD) basée sur une transformation en Laplacien de surface pour une meilleure localisation de la distribution des activités EEG. Cette méthode a été utilisée seulement par quelques auteurs dans la littérature sur le monitoring des performances [229, 233]

Il doit être noté que, quelle que soit l'analyse considérée, l'ensemble des données analysées est toujours normalisé à une ligne de base d'activité (*baseline*) afin que les caractéristiques soient comparables à travers les essais et entre les conditions expérimentales pour un sujet donné et à travers les sujets, quel que soit l'état du sujet à différents moments de la tâche (en termes de vigilance, d'attention ou d'humeur) et qui que soit le sujet lui-même.

a) Analyse en potentiel évoqué Les potentiels dits "évoqués" (PE ou *Event-Related Potential* – ERP) traduisent les variations phasiques de l'activité électrique du cerveau induites par un événement exogène (e.g. une stimulation visuelle) ou endogène (e.g. acte moteur, attention volontaire), et survenant à une latence quasi-fixe après chaque répétition de cet événement. Du fait de l'excellente résolution temporelle du signal EEG, l'analyse des PE permet d'extraire le décours temporel des différentes étapes du traitement cérébral (sensorielles et cognitives) impliquées dans une tâche donnée et permet d'identifier comment l'activité cérébrale associée à ces étapes évolue selon les caractéristiques de la tâche. Les potentiels mesurés en surface sont, en général, de très faible amplitude (1 à $20\mu V$, comme vu précédemment) et vont être noyés dans l'activité spontanée (i.e. activité EEG basale indépendante de la tâche réalisée par le sujet). Leur mise en évidence nécessite donc de répéter la mesure un grand nombre de fois, afin de moyenner ces mesures pour chaque condition sur une période donnée (fenêtre temporelle) par rapport à une même référence temporelle correspondant au moment de survenue de l'événement (e.g., l'apparition de la stimulation visuelle ou l'exécution d'une réponse du sujet). Cette méthodologie permet d'atténuer (voire d'éliminer) les variations aléatoires de potentiel électrique déphasées par rapport à l'événement cible (e.g., l'activité spontanée qui n'est pas associée au traitement de l'événement cible) et d'isoler de manière relativement fiable les PE qui sont, quant à eux, quasi-invariants à travers les répétitions de l'événement dans chaque condition expérimentale. Les PE consistent en une série d'ondes oscillatoires appelées composantes qui sont définis par : leur polarité (positive ou négative), leur latence par rapport à l'événement, leur forme, leur amplitude et leur topographie (i.e. localisation sur le scalp). Certains PE sont également définis selon leur fonction (e.g., ERN = *Error-Related Negativity*).

La plupart des analyses de PE utilisées pour comparer des conditions expérimentales se base sur des mesures d'amplitude des PE. Différentes méthodes ont été utilisées dans la littérature pour extraire cette mesure d'amplitude, à savoir :

1. Mesure de l'amplitude maximale ou minimale (i.e., le point le plus positif ou le plus négatif) de chaque composante sur une fenêtre temporelle définie sur la base de la littérature et de l'observation des grandes moyennes à travers les sujets. Cette méthode permet d'obtenir une valeur moyenne pour chaque participant dans chaque condition expérimentale. Elle est utilisée dans un très grand nombre d'études comme rapporté par Clayson et coll. [49] (plus de 40% des études dans leur méta-analyse) ;
2. Mesure de "pic local" (*local peak amplitude*) telle que proposée par Luck [141] et implémentée dans plusieurs logiciels d'analyse EEG, qui consiste à mesurer le maximum ou le minimum local sur une fenêtre d'analyse réduite du fait de contraintes ajoutées.
3. Mesure d'amplitude "base-à-pic" (*base-to-peak amplitude* [141]) qui consiste à considérer les valeurs des pics précédant et suivant le pic d'intérêt comme ligne de base. En effet, la contiguïté temporelle de certaines ondes ou le chevauchement de certaines ondes, lié aux problèmes de diffusion de l'activité électrique jusqu'à la surface de la tête, rend difficile la mesure des valeurs de pics dans certaines études. C'est le cas, par exemple, de la FRN qui chevauche la P3 dans les études sur le monitoring des performances. Pour cette onde, une méthode couplant les mesures de "base-à-pic" et de "pic local" a été proposée et utilisée à de nombreuses reprises [171, 247]. Cette méthode consiste (i) à identifier la valeur de pic d'amplitude de la composante négative de la FRN ($Neg1$) et des composantes positives précédant et suivant la FRN ($Pos1$ et $Pos2$), puis (ii) à calculer la différence de voltage entre la valeur obtenue pour $Neg1$ et la moyenne des valeurs obtenues pour $Pos1$ et $Pos2$. La valeur obtenue correspond à l'amplitude de la FRN.

4. Mesure d'amplitude moyenne (*mean amplitude*) qui consiste à calculer l'amplitude moyenne sur une fenêtre temporelle définie sur la base de la littérature et l'observation des grandes moyennes à travers les sujets. Cette mesure est moins sensible au bruit de hautes fréquences, contrairement aux analyses d'amplitude de pic qui sont parfois contestées pour cette raison [141, 49]. Cette mesure n'est pas non plus biaisée lorsque le nombre d'essais est différent entre deux conditions expérimentales. Cependant, elle reste elle aussi sensible à la contiguïté des composantes ou à leur chevauchement.
5. Mesure d'amplitude de l'onde de différence de deux conditions expérimentales (*difference wave*) qui consiste à soustraire le PE associé à la condition 1 de celui associé à la condition 2, puis à mesurer l'amplitude de l'onde de différence (selon une des méthodes relatées ci-dessus). Cette méthode permet d'observer l'activité spécifique d'une condition, tout en faisant fi des activités communes aux deux conditions. Cette technique est intéressante pour identifier les PE et diminuer le bruit mais supprime aussi certaines activités pouvant être pertinentes à analyser [141]. Cette méthode est très souvent utilisée dans les études sur le monitoring des performances pour identifier l'ERN (associée aux essais erronés) au détriment de l'identification de la CRN (associée aux essais correctes).

Dans cette thèse, nous avons utilisé la méthode en PE et considéré les mesures de base-à-pic (pour analyser la FRN uniquement ; voir chapitre 6) dans l'étude 1 ainsi que les mesures d'amplitude moyenne dans les études 1 et 2 (chapitres 6 et 7).

Toutefois, l'utilisation de la méthode en PE ne permet pas de mettre en évidence toutes les activités neuronales associées à un événement dans le signal EEG. C'est le cas, par exemple, des activités dites "induites" dont le moment d'occurrence varie à travers la répétition de l'événement. Ces activités peuvent, par exemple, correspondre à des processus décisionnels liés à un événement, dont la temporalité peut varier à travers les répétitions de l'événement en fonction de sa nature et de son contexte. Les tâches plus écologiques ou en situation réelle constituent notamment des contextes dynamiques pouvant favoriser ce type d'activités "induites". Les activités induites ne peuvent être évaluées qu'à partir de l'étude de l'activité oscillatoire du signal EEG telle que l'analyse Temps-Fréquence.

b) Analyse Temps-Fréquence Le signal EEG correspond à une combinaison d'activités oscillatoires (sinusoïdales) de fréquence, phase et amplitude spécifiques, qui fluctuent au cours du temps et rendent compte de l'activité cérébrale de l'individu à chaque instant dans le contexte d'étude considéré. Dans la littérature, différentes bandes de fréquences caractéristiques de certaines activités ont été définies telles que les ondes delta (δ, $[0.5-4]Hz$), les ondes théta (θ, $[4-8]Hz$), les ondes alpha (α, $[8-13]Hz$), les ondes bêta (β, $[13-30]Hz$) et les ondes gamma (γ, $>30Hz$). Le signal EEG comprend à la fois les variations d'activité oscillatoire "évoquées" et "induites" liées à un événement et celles spontanées (sans lien avec l'événement). Les activités évoquées correspondent aux activités liées temporellement à l'événement et en phase à travers les répétitions de cet événement. Les activités induites correspondent aux activités liées temporellement à l'événement mais déphasées à travers les répétitions de l'événement.
Plusieurs méthodes existent pour extraire le contenu fréquentiel du signal EEG. La transformée de Fourrier (FFT – *Fast Fourier Transform*) et les analyses Temps-Fréquence (TF) en sont les plus courantes. La FFT, comme les analyses TF, mesure la puissance spectrale des oscillations du signal pour chacune des fréquences d'intérêt. Cependant, les analyses TF présentent l'avantage sur la FFT, d'obtenir le décours temporel de ce

contenu fréquentiel (d'où leur nom), ce qui est particulièrement important pour étudier les activités transitoires et non transitoires du signal EEG, telles que les activités induites. Deux approches principales sont utilisées dans la littérature pour les analyses TF : (1) la transformée de Fourier à fenêtre glissante ou transformée de Fourier à court terme (*Short-Term Fourier Transform* – STFT [147]) et (2) la décomposition en ondelettes (*wavelet analysis* [219]). L'analyse en ondelettes est le plus souvent considérée dans la littérature puisqu'elle permet d'outrepasser certains problèmes de la STFT : (i) elle permet de trouver un meilleur compromis entre la résolution temporelle et la résolution fréquentielle en adaptant la résolution temps-fréquence des ondelettes pour calculer la puissance selon la fréquence (alors que la fenêtre d'analyse est identique pour toutes les fréquences dans la STFT [100]), et (ii) elle estime la puissance du signal à chaque échantillon temporel de la fenêtre définie (alors que la STFT mesure la valeur de puissance au point temporel central de la fenêtre définie [141]). Certaines études suggèrent toutefois qu'en adaptant les paramètres de ces deux méthodes de décomposition, les résultats peuvent converger vers une même conclusion [203]. Différents paramètres sont notamment implémentés sous EEGLAB [62] sous MATLAB® (The Mathworks, Inc.). Plusieurs types d'ondelettes peuvent être utilisés pour décomposer un signal. Les plus utilisés sont les ondelettes de Morlet, implémentées notamment dans EEGLAB, qui permettent d'adapter la résolution pour les différentes fréquences et de donner plus de poids aux puissances centrales qu'aux puissances éloignées du point en cours d'estimation [100]. Afin d'optimiser la résolution temps-fréquence selon la fréquence, la fenêtre d'analyse et le facteur d'incrémentation des ondelettes avec l'augmentation des fréquences doit être définie de sorte à pouvoir appliquer un minimum de 4 à 8 cycles d'ondelettes pour une fréquence donnée.

L'analyse TF peut être réalisée à l'échelle de l'essai afin de pouvoir identifier les puissances spectrales évoquées et induites. Ces dernières vont ensuite pouvoir être calculées pour chaque condition expérimentale en sommant les valeurs absolues des TF réalisées à chaque essai. La réalisation d'une analyse TF sur la moyenne des essais par condition (réalisée pour les PE) ne donnera uniquement que les puissances évoquées (la moyenne annulant toutes les activités déphasées par rapport à l'événement). Un changement dans la puissance oscillatoire à chaque site suite à un événement donné peut résulter d'une variation dans la taille de la population neuronale à l'origine de l'oscillation ou peut refléter un changement dans la synchronisation d'une population neuronale donnée. De cette seconde hypothèse sont apparues les notions de Synchronisation Liée à l'Événement (*Event-Related Synchronization* [188]) et de Désynchronisation Liée à l'Événement (*Event-Related Desynchronization*) pour définir respectivement des augmentations ou des diminutions relatives de puissance spectrale dans les bandes de fréquences d'intérêt par rapport à une période de référence pré-événement. Ces deux phénomènes sont également regroupés sous le terme de Perturbation Spectrale Liée à l'Evènement (*Event-Related Spectral Perturbation* ou ERSP), décrite par Makeig et coll. [148, 147].

Ainsi, outre la possibilité d'observer plus facilement les oscillations à phase aléatoire, l'analyse temps-fréquence permet aussi d'observer des activités plus dynamiques, en évaluant les variations du contenu fréquentiel au cours du temps. Il est de plus possible d'estimer différents paramètres liés à la phase des ondes et à leur cohérence (cohérence inter-essais, ou entre les PE) [141].

Cette technique d'analyse a été utilisée dans l'étude 3 de cette thèse (chapitre 8) compte tenu de la tâche écologique et dynamique utilisée dans cette étude.

c) Analyse de densité de sources de courant basée sur une transformation par Laplacien de surface Il convient de noter que l'étude des variations du signal EEG de surface peut être biaisée par leur faible résolution spatiale. Le Laplacien de surface (*Surface Laplacian*) est une technique de traitement des données EEG monopolaires permettant d'isoler (localiser) plus précisément les activités générées en éliminant le bruit créé par la diffusion de courant électrique vers le scalp (liée aux couches traversées de conductivité différente). Grâce à cette technique, le bruit spatial est réduit, et la résolution spatiale augmentée [221, 229]. Elle correspond à estimer la dérivée seconde, spatiale, d'un potentiel en un point [38]. L'analyse par Laplacien est aussi appelée analyse de densité de source de courant (*Current Source Density* ou CSD). Cette analyse a, entre autres, pour caractéristique de ne nécessiter aucune supposition quant à la distribution des données ; elle ne requiert aucune modélisation de la conduction du courant sur la boite crânienne ni aucune spécification préalable sur les sources émettrices de courant. Ensuite, contrairement aux données habituellement analysées en EEG, le Laplacien de surface permet d'obtenir un signal ne dépendant pas d'une référence. Des études suggèrent que le Laplacien de surface peut fournir une approximation juste du corticogramme (i.e., de l'activité électrique à la surface corticale) [95, 166], en raison de sa relation directe avec l'activité électrique à la surface de la dure-mère (i.e., sous la boite crânienne) [166]. Seule une isotropicité locale du scalp est nécessaire pour arriver à cette estimation.
Différents algorithmes ont été développés afin d'estimer le Laplacien de surface. La méthode par Spline[1] sphérique [186] est actuellement la méthode la plus populaire pour l'analyse des données EEG (pour détails, voir Annexe A). Elle a notamment été implémentée dans la toolbox CSD de MATLAB® (The Mathworks, Inc.)[221, 119]. Suite à l'application du Laplacien de surface, les données obtenues sont une mesure de densité de courant émise par une source (CSD) exprimée en $\mu V.cm^{-2}$. Il est à noter que les valeurs numériques sont généralement plus élevées que celles habituellement observées pour les PE.

Fait intéressant, cette technique s'est révélée très efficace pour dissocier et localiser des PE associés au monitoring des performances [3, 229, 232]. Elle a d'abord permis à Vidal et coll. [233, 232] de montrer l'existence de la CRN et de la Pc associées aux réponses correctes. Elle a également permis plus récemment d'isoler deux composantes de la Pe, une Pe précoce et une Pe tardive [229]), sensibles à des paramètres différents au même titre que la P3a et la P3b. Enfin, Burle et coll. [32] ont démontré à travers des simulations et des mesures expérimentales que le Laplacien de surface n'améliore pas uniquement la résolution spatiale, mais aussi la résolution temporelle des potentiels évoqués. Par conséquent, cette méthode semble pertinente pour mieux définir et isoler les sources d'activité électroencéphalographique à la fois au niveau spatial et temporel. Il semble de plus qu'elle puisse permettre d'identifier plus précisément le rôle fonctionnel de certains PE, comme cela a été le cas avec la P300 ou la Pe/Pc.

La transformation par Laplacien de surface a été appliquée sur les données de potentiels évoqués dans la première étude de cette thèse (chapitre 6).

d) Analyses statistiques des PE et TF L'ensemble des données PE et TF recueillies pour chaque participant nécessite d'être comparé statistiquement selon les différentes conditions expérimentales. Deux types d'analyse ont été considérés dans le cadre

1. Une spline est une fonction d'interpolation définie par morceaux, entre des nœuds de valeurs connues, par des polynômes qui peuvent être de degrés différents. Le plus haut degré de polynôme définit le degré de flexibilité de la spline (m).

de cette thèse : (1) une analyse classique de variance (ANOVA à mesures répétées) à partir des moyennes des essais par condition pour chaque participant, et (2) une analyse moins classique par permutation basée sur les clusters (*cluster-based permutation test* ou CBPT).
L'analyse de variance étant relativement bien connue, elle ne fera pas l'objet d'une description ici.
L'analyse par permutation basée sur des clusters, quant à elle, est une technique d'analyse statistique non paramétrique qui, à partir des données fournies (e.g., les PE), identifie des groupes (clusters) de données spatio-temporelles activées de manière identique, et présentant une différence significative pour un contraste de conditions donné. Elle permet ainsi de comparer les données analysées dans différentes conditions expérimentales et d'isoler les clusters différenciant ces conditions. Elle peut être appliquée sur des données temporelles, telles que les PE, ou sur des données fréquentielles, telles que les mesures TF. Cette analyse non paramétrique a, dans un premier temps, été utilisée sur des données d'IRM fonctionnelle [27], puis a été étendu à l'étude de l'activité électromagnétique (magnétoencéphalographie ou MEG [45]) et enfin à l'activité électrique (EEG [153]). Appliquée aux données EEG, elle permet d'identifier plus précisément les potentiels évoqués, leur latence et leur localisation. Dans un premier temps, nous décrivons le déroulement de cette méthode [153], puis nous en présenterons les avantages et les problèmes posés.

L'analyse par permutation basée sur les clusters utilisée sur l'activité EEG peut être découpée en deux étapes : (1) l'identification des clusters spatio-temporels significatifs, et (2) le test statistique par permutation. Ces deux étapes sont présentées dans la figure 5.3 et décrites dans les paragraphes suivants pour une analyse intra-sujets.

1. Identification des clusters d'activité : Les données EEG spatio-temporelles moyennées (PE ou TF) pour chaque condition expérimentale et pour chaque sujet sont redéfinies sous forme de matrices où chaque élément, appelé échantillon (*sample*), correspond à une valeur identifiant un point temporel à une localisation (électrode) donnée. Par exemple, pour des essais de $500ms$ échantillonnés à $500Hz$ avec un montage de 64 électrodes, la matrice pour chaque sujet pour chaque condition expérimentale est de taille 64×250 et possède donc 16000 échantillons. Pour chaque échantillon, les valeurs moyennes sont comparées entre deux conditions expérimentales à l'aide d'un test de Student. Chaque échantillon pour lequel la valeur de statistique de test dépasse un seuil prédéfini (généralement $\alpha = .05$, ou $\alpha = .025$ pour un test bilatéral) est sélectionné pour être groupé dans un sous-ensemble d'échantillons possédants des caractéristiques similaires (en terme de signe – positif ou négatif – et de sens vers lequel elle se dirige). Deux paramètres doivent être définis pour considérer que des échantillons adjacents forment un cluster : (i) sa durée minimale, et (ii) le nombre minimum d'électrodes voisines qu'il doit inclure. Dans notre cas, nous avons considéré un minimum de deux électrodes adjacentes, significatives pendant au minimum $20ms$, pour pouvoir former un cluster. Un fois ceux-ci définis, les statistiques observées (t_{obs}) sont calculées pour chaque cluster en faisant la somme des statistiques de test de tous les échantillons inclus dans ces clusters. Ceci amène à la seconde étape du test.
2. Test par permutation : Le test par permutation est un test statistique non-paramétrique, i.e. ne nécessitant pas de suppositions quant à la distribution des données (loi normale, homoscédasticité, etc.) ou à leur échantillonnage. Il permet de définir une distribution de référence à partir des données elles-mêmes, à laquelle vont être comparées les valeurs de statistique de test observées. Cette distribution est définie sous l'hypothèse $H0$ – i.e., les données dans les deux conditions proviennent de la même distribution de probabilité et ne peuvent pas être distinguées. Pour cela, les grandes

moyennes sont calculées pour chaque participant pour chaque condition expérimentale, puis attribuées de manière aléatoire à l'un des sous-ensembles, pour chaque participant. Ces sous ensembles sont appelés des partitions aléatoires (*random partitions*). Deuxièmement, les échantillons de ces partitions aléatoires sont comparés deux à deux à l'aide d'un test statistique. Troisièmement, des clusters sont identifiés, avec les mêmes contraintes spatio-temporelles que dans l'étape d'identification des clusters sur les données observées. La quatrième étape consiste à sélectionner le cluster dont la statistique globale (la somme de toutes les valeurs de statistiques de test des échantillons de ce cluster) est la plus élevée (t_{dist}). D'autres critères de sélection, tel que la taille du cluster par exemple, peuvent être utilisés à cette étape. Cinquièmement, d'autres partitions aléatoires sont tirées des données et analysées de la même manière. Ces étapes (étapes 2, 3 et 4, voir figure 5.3) sont répétées un très grand nombre de fois (500 à 1000 en général [153]), ce qui crée une procédure de randomisation non-paramétrique de Monte-Carlo. Les valeurs des statistiques t_{dist} sont utilisées pour définir un histogramme représentant la distribution des données empiriques sous $H0$.

L'étape finale consiste à comparer les valeurs des statistiques des clusters observées (t_{obs}) avec les valeurs de l'histogramme, et à calculer la *p-value* pour chaque cluster comme la proportion de partitions aléatoires ayant abouti à une statistique globale supérieure à celle observée. Les clusters dont la *p-value* est inférieure au seuil α prédéfini (généralement $\alpha = .05$) sont considérés comme étant significativement différents entre les deux conditions expérimentales.

Le test par permutation basé sur les clusters possède plusieurs avantages. Tout d'abord, il définit la distribution sous $H0$ sur les données elles-mêmes : il ne nécessite pas d'hypothèse sur la répartition des données. Ensuite, différentes statistiques de test peuvent être utilisées pour comparer les données (un test de Student apparié ou non, un F-test, etc.). Troisièmement, ce test non-paramétrique permet de résoudre le problème des comparaison multiples inhérent à l'étude des données EEG qui sont multi-dimensionnelles (a minima deux dimensions : spatiale et temporelle), ce qui suppose qu'un très grand nombre de données doit être comparé, et qu'il n'est pas possible de contrôler la proportion de fausses alarmes. Or lorsqu'on utilise les statistiques non-paramétriques du test par permutation, on n'évalue plus la différence entre les conditions à l'échelle de l'échantillon, mais sur l'ensemble de la grille spatio-temporelle à l'aide d'une seule valeur statistique : la statistique globale du cluster. Les comparaisons multiples sont donc remplacées par une unique comparaison. Enfin, ce test permet de s'affranchir de la définition des paramètres de comparaison *a priori* des données EEG : les latences et localisations spécifiques à comparer. Avec cette analyse, toutes les latences et localisations à analyser sont définies sur la base des données elles-même.

Cependant, il faut être précautionneux avec ce test. En effet le résultat final dépend beaucoup du seuil de significativité utilisé dans la première étape du test, pour l'identification des échantillons qui vont définir les clusters. Or la manière de définir ce seuil n'est pas certaine.

Nous avons utilisé cette analyse statistique dans les études 2 et 3 de la thèse (chapitres 7 et 8) car nous ne souhaitions pas avoir d'*a priori* sur les données EEG à analyser.

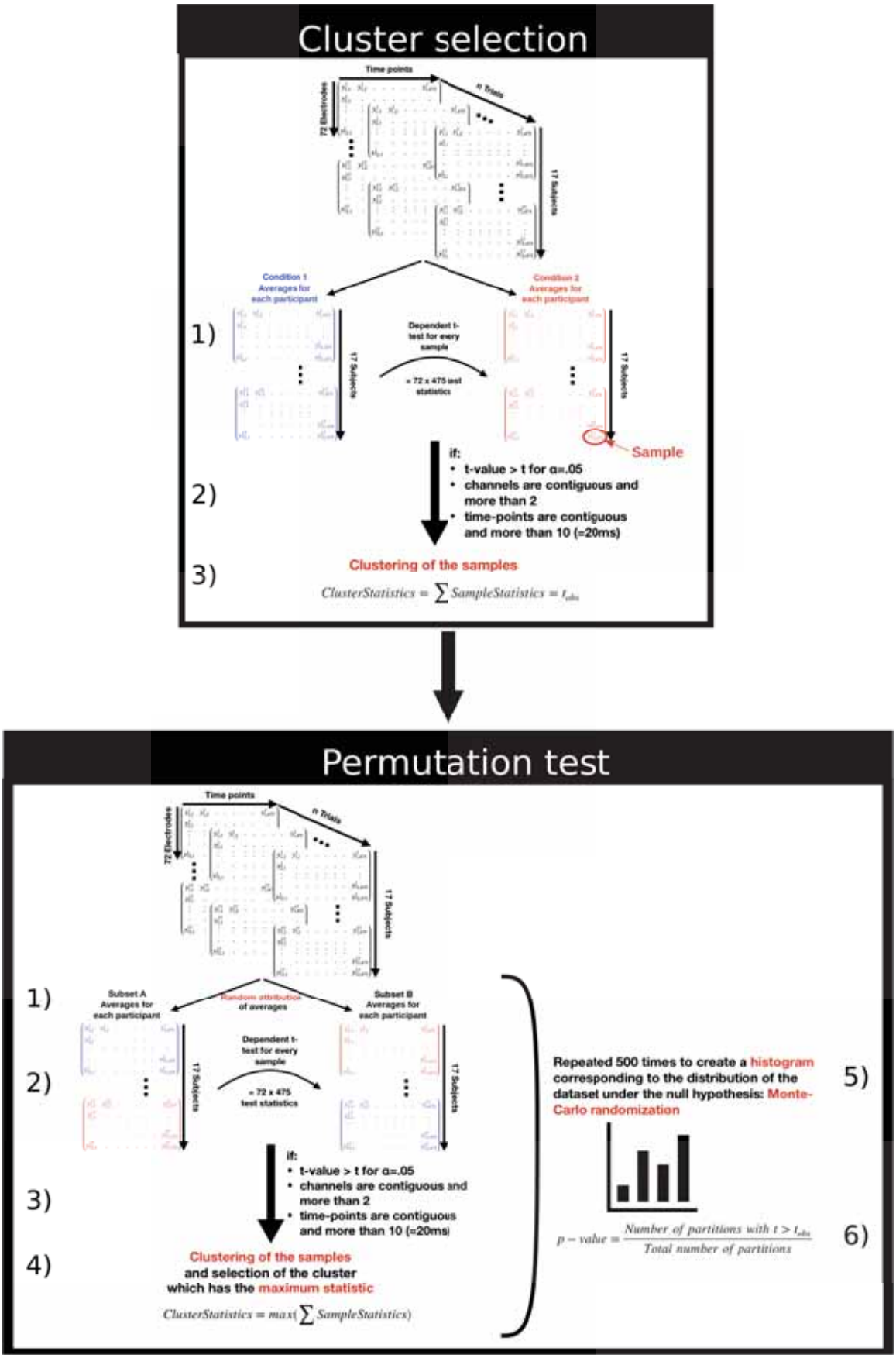


Figure 5.3 – Description des différentes étapes du test par permutation basé sur les clusters.

Résumé : Matériel et méthodes EEG utilisés dans la thèse

Dans le cadre de la thèse, l'activité EEG du participant a été enregistrée selon un montage référentiel à l'aide d'un casque ActiCap (Brain Products agréé CE recherche) équipé de 64 à 75 électrodes actives d'Ag/AgCl (selon l'étude) positionnées selon le système 10-20 amélioré [44] et remplies de gel conducteur. Les électrodes de référence et de masse correspondaient respectivement aux électrodes Fpz et AFz (i.e. celles imposées par le système ActiCap).

Les activités électro-oculographiques associées aux clignements palpébraux et aux mouvements oculaires, sources d'artefacts dans le signal EEG, ont été également enregistrées à l'aide de quatre électrodes d'argent (Brain Products agréé CE recherche) positionnées selon la méthode classique décrite dans ce chapitre.

Les signaux ont été amplifiés à l'aide d'un système d'acquisition actiCHamp^{TM} (Brain Products agréé CE recherche) et numérisés avec une fréquence d'échantillonnage de $1000Hz$, une résolution de $0.1\mu V$ et une constante de temps de $10s$. Les données EOG ont été recueillies à l'aide des adaptateurs BIP2AUX (Brain Products agréé CE recherche) permettant de synchroniser l'enregistrement de mesures bipolaires avec les données EEG.

Toutes les analyses de données EEG ont été effectuées à l'aide des toolboxes EEGLAB [62] et FieldTrip [172] sous le logiciel MATLAB® (The Mathworks, Inc.). Après un prétraitement classique des données, deux types d'analyses ont été considérés à travers les études : une analyse en potentiels évoqués (PE, pour les études de 1 à 3 – chapitres 6 à 8) et une analyse en temps-fréquence (TF pour l'étude 3 – chapitre 8). Pour l'étude 1, afin d'améliorer la localisation des PE, une analyse des densités des sources de courant (CSD) a été également réalisée. Les données ont été analysées statistiquement à l'aide d'une analyse de variance classique (études 1 à 3) et à l'aide d'une analyse par permutation basée sur les clusters (études 2 et 3).

5.2 Protocoles

Dans cette section, nous décrivons succinctement les protocoles utilisés pour les expérimentations de cette thèse. Ces protocoles sont ensuite plus détaillés dans la partie expérimentale. Deux types de tâches ont été utilisés :

1. une tâche de laboratoire : la tâche d'Eriksen [76], très répandue pour l'étude du monitoring des performances et de la prise de décision, que nous avons modifiée ;
2. une tâche de supervision d'un simulateur d'évitement d'obstacles : le Laboratoire d'Interaction Pilote-Système (LIPS), permettant d'étudier le monitoring des performances lors de la supervision d'un système dans des conditions plus écologiques.

5.2.1 La tâche d'Eriksen

La tâche d'Eriksen, aussi appelée tâche de distracteurs d'Eriksen (*Eriksen flanker task*) [76] est une tâche de prise de décision rapide permettant d'évaluer la capacité d'un sujet à inhiber des réponses inappropriées dans un contexte particulier. Elle est utilisée dans de nombreux domaines de la psychologie cognitive pour étudier notamment le traitement de l'information, l'attention sélective, la détection de conflits ou la détection d'erreurs.
Dans cette tâche, le participant doit identifier une cible centrale parmi des distracteurs qui peuvent être congruents (i.e. très similaires ou identiques) ou incongruents (i.e. différents) avec la cible. Dans leur paradigme initial, Eriksen et Eriksen [76] ont utilisé comme stimuli sept lettres alignées horizontalement, dont la lettre cible qui était située au centre. Les participants devaient effectuer une réponse directionnelle (à droite ou à gauche) en fonction de la cible. Cette étude a montré que l'incongruence des distracteurs augmentait les temps de réaction et les taux d'erreurs des participants. Ce paradigme a été utilisé dans de nombreuses études [212, 79, 196, 143] et modifié dans d'autres [20, 230] afin d'identifier les corrélats neuraux associés à cet effet d'incongruence, ou plus généralement à la détection d'erreurs [90].

Dans la thèse, nous avons utilisé une version modifiée de la tâche d'Eriksen dans les deux premières études (chapitres 6 et 7). Plusieurs niveaux de modifications ont été réalisés par rapport à la version initiale de la tâche afin d'adapter le protocole au domaine d'étude et répondre aux questionnements expérimentaux posés :

- au niveau des stimuli : pour les études 1 et 2, les lettres horizontales ont été remplacées par des chevrons verticaux ;
- au niveau de la tâche : pour les études 1 et 2, deux niveaux de difficulté de la tâche ont été considérés ;
- au niveau du paradigme : dans l'étude 1, nous avons ajouté un feedback au participant sur sa performance à la fin de chaque essai ; dans l'étude 2, la tâche d'Eriksen a été modifiée en une tâche de supervision, la réponse à la tâche devenant celle de l'agent supervisé par le participant – celui-ci étant soit un humain, soit un système automatisé.

Le détail des protocoles des études 1 et 2 ainsi que leur justification sont présentés respectivement dans les chapitres 6 et 7.

5.2.2 La tâche d'évitement d'obstacles

Les études 3 et 4 de la thèse ont été réalisées sur le Laboratoire d'Interaction Pilote-Système. Ce dernier est un simulateur développé par le LABSIM (LABoratoire de SIMulation) de l'ONERA. Il permet de faire interagir plusieurs protagonistes sur un même

terrain aéronautique dans des conditions se rapprochant de conditions écologiques. L'une des fonctions du LIPS est la simulation de prises de décision dans des situations d'évitement d'obstacles. Ce simulateur est composé d'un écran radar sur fond noir au centre duquel est situé un aéronef. Cet aéronef avance tout droit de manière autonome et est confronté régulièrement à des obstacles sur sa trajectoire. Le simulateur doit prendre la décision d'éviter ces obstacles par la droite ou par la gauche et en informer le participant. Le participant doit ensuite indiquer, en fonction de l'environnement aérien affiché sur l'ensemble de l'écran radar, si le sens d'évitement choisi est une erreur ou une réponse correcte.

Nous avons utilisé ce simulateur en y introduisant des caractéristiques particulières. En effet, même s'il permet d'étudier des conditions plus écologiques, nous avons souhaité pouvoir comparer les résultats obtenus lors de l'étude de la supervision de ce simulateur avec ceux obtenus dans la tâche de laboratoire. Pour cela, nous avons ici aussi introduit deux niveaux de difficulté pour les évitements. En fonction de l'environnement aérien présenté sur l'écran radar au moment de l'évitement, il est plus ou moins difficile d'identifier si l'évitement correspond à une erreur ou une réponse correcte. De même, à chaque essai, nous avons ajouté après l'évitement un feedback renvoyé au participant indiquant si l'évitement est réussi ou non. Cette tâche est utilisée pour la première fois lors d'une étude EEG et présentée dans l'étude 3 (chapitre 8).

Enfin, dans une deuxième étude sur ce simulateur (étude 4), nous avons complètement automatisé la tâche. Plus aucune réponse systématique n'a été demandée au participant : il lui était demandé de superviser le système, et de ne signaler que les erreurs du système par un appui bouton. Deux types de systèmes ont été considérés, par rapport à leur taux d'erreurs, et comparés : un système très fiable qui ne fait pas d'erreurs et un système moins fiable qui fait 40% d'erreurs. Par ailleurs, seule la condition d'étude difficile a été conservée. Ces choix méthodologiques ont été faits de sorte à étudier une tâche de supervision dans des conditions plus proches de la réalité et pour favoriser l'émergence du phénomène de sortie de boucle. Cette tâche fait l'objet de la dernière étude expérimentale de cette thèse. Cette étude étant encore en cours, elle a été insérée dans les perspectives de ce travail (annexe F).

Deuxième partie

Études expérimentales

Chapitre 6

Étude 1 : Impact de la difficulté d'une tâche sur l'activité EEG de monitoring de ses propres performances

L'objectif de la première étude réalisée en EEG consistait à déterminer l'influence de la difficulté de la tâche sur les composantes évoquées associées au monitoring des performances. Dans un premier temps, nous rappelons succinctement le contexte et l'intérêt de cette étude ainsi que les résultats attendus. Puis, l'expérimentation réalisée et les mesures effectuées sont détaillées. Nous utilisons une tâche classique de laboratoire, la tâche d'Eriksen, que nous avons modifiée afin d'y introduire deux niveaux de difficulté. Enfin, les résultats obtenus sont présentés et discutés de manière critique.

Cette étude a été validée par le Comité d'Ethique pour les Recherches Non Interventionnelles du Pôle Grenoble Cognition (avis n°$IRB00010290 - 2016 - 09 - 13 - 12$; voir l'annexe C p. 172).
Cette première étude a donné lieu à un article publié dans le journal *Brain Research* (doi : 10.1016/j.brainres.2018.10.007).

6.1 Contexte

Le processus de monitoring de nos propres performances est primordial dans notre vie quotidienne puisqu'il permet entre autre de réajuster nos actions en temps réel, mais aussi d'apprendre de nos erreurs [105]. Comme présenté, dans le chapitre 1, les potentiels cérébraux évoqués associés à ce processus peuvent être organisés en deux catégories aux rôles fonctionnels distincts : (1) ceux mesurés au moment de l'exécution de l'action (*response-locked ERPs* – ERN/CRN et Pe/Pc) associés au processus de détection d'erreurs d'exécution ou de réponses correctes à proprement parler [92] ; et (2) ceux mesurés au moment du feedback (*feedback-locked ERPs* – FRN et P300) associés à la désambiguïsation du résultat de l'action [94].
Des études récentes ont mis en évidence que cette activité de monitoring des performances peut être modulée par la difficulté de la tâche. Cet effet serait toutefois différentiel selon la catégorie considérée des potentiels évoqués associés au monitoring des performances, suggérant un rôle différentiel de ces derniers. En effet, dans une tâche prise de décision à choix multiples, Van der Borght et coll. [229] ont aussi démontré que les composantes liées à la réponse sont particulièrement impactées par la difficulté de la tâche, modulée ici par le nombre d'associations stimulus-réponse. Ces auteurs ont ainsi montré que l'amplitude de l'onde de différence entre l'ERN et la CRN (erreurs vs. essais corrects) est significati-

vement plus élevée dans la condition facile par rapport à la condition difficile. Ils ont par ailleurs observé que la Pe précoce est impactée par la difficulté de la tâche, suggérant un rôle fonctionnel similaire à celui de l'ERN, tandis que la Pe tardive ne l'est pas.
Cependant, il est à noter que ces auteurs ont manipulé la difficulté de tâche en modifiant le nombre d'associations stimulus-réponse (i.e., la difficulté de prise de décision). Or, beaucoup de tâches complexes de supervision de systèmes impliquent des difficultés d'ordre plutôt perceptuel. De plus, cette étude ne permet pas d'analyser les PE liés au feedback. Peu est connu sur l'impact de la difficulté de la tâche sur ces composantes. Seule une étude comportementale laisse suggérer un tel effet [142]. Cet impact n'a pas été étudié sur les composantes de l'activité cérébrale. Enfin, le lien entre les différents potentiels évoqués associés au monitoring de ses propres performances n'est pas encore clairement établi puisque la plupart des études a mesuré ces deux types d'activités de manière distincte. Seuls quelques chercheurs ont exploré ce lien à l'aide de protocoles d'étude couplant la réponse du participant et un feedback [94] (voir chapitre 1) mais le feedback ne correspondait pas forcément à la réponse du participant. De récentes études, expérimentales et de simulation, tendent à montrer que ces deux activités correspondent à un seul et même processus [226].

Le but de cette première étude en électroencéphalographie était d'identifier l'influence de la difficulté de la tâche sur les potentiels évoqués liés à la réponse (correcte ou erronée) et au feedback, et d'étudier les liens fonctionnels entre ces potentiels. Pour cette étude, les participants ont réalisé une version modifiée de la tâche des distracteurs d'Eriksen [76] (voir chapitre 5.2) permettant l'étude des activités cérébrales associées à la réponse et au feedback dans un même essai. Dans cette version, les participants devaient identifier l'orientation d'un stimulus cible présenté rapidement et consistant en un chevron orienté vers le haut ou vers le bas. Ce chevron était présenté individuellement ou entouré de quatre autres chevrons distracteurs (orientés dans le même sens que la cible, ou dans le sens opposé) afin d'introduire deux niveaux de difficulté dans le protocole en vue de mieux comprendre le(s) rôle(s) fonctionnel(s) des potentiels évoqués liés à la réponse et au feedback [229].

Hypothèses
Effet de l'exactitude Un effet de l'exactitude de la réponse (correcte ou erronée) était attendu à la fois sur les PE liés à la réponse (ERN/CRN, Pe/Pc) et ceux liés au feedback (FRN). Conformément à la littérature [92, 105, 229], nous avons supposé que les potentiels liés aux erreurs (i.e., ERN, Pe) seraient d'amplitude supérieure aux potentiels liés aux réponses correctes (i.e., CRN, Pc). Concernant les PE liés au feedback, une augmentation de la FRN était attendue pour les feedbacks d'erreurs comparés aux feedbacks de réponses correctes, comme démontré dans la littérature avec de nombreuses tâches [42, 144, 158].
En revanche, aucun effet de l'exactitude n'était attendu sur la P300. En effet, plusieurs études suggèrent que cette composante n'est pas modulée par la valence du feedback (i.e., feedback positif ou négatif) [210, 245, 207]. De plus, il est supposé que la P300 soit modulée par le traitement de l'information et/ou l'attribution de l'attention [212]. Or, le type d'informations visuelles fournies par les feedbacks d'erreurs et de réponses correctes était identique dans notre étude.

Effet de la difficulté Concernant l'effet de la difficulté sur les PE liés aux réponses, nous avons prévu une diminution de l'ERN et de la Pe, ainsi qu'une augmentation de la CRN dans la condition difficile par rapport à la condition facile. En effet, plusieurs études suggèrent une influence du degré d'incertitude sur les potentiels de monitoring des per-

formances [229, 177, 71]. Dans notre étude, le degré d'incertitude est augmenté dans la condition difficile en raison de la complexité visuelle et de la durée d'affichage du stimulus, mais également en raison du délai de réponse imposé au participant. De ce fait, nous avons supposé que la différence d'amplitude entre l'ERN et la CRN ainsi qu'entre la Pe et la Pc (i.e., entre les erreurs et les réponses correctes) serait diminuée par une augmentation du degré de difficulté.
Nous avons aussi anticipé un effet de la difficulté de la tâche sur les composantes liées au feedback. En effet, il est largement accepté qu'une augmentation de la difficulté diminue la certitude des réponses et les capacités de prédiction des feedbacks à venir. Des études montrent par ailleurs que l'amplitude de la FRN est augmentée lorsque le feedback est inattendu ou pire que prévu (voir chapitre 1). Nous avons donc supposé que l'amplitude de la FRN serait augmentée dans la condition difficile par rapport à la condition facile. Enfin, conformément à la littérature [212], nous avons aussi envisagé une augmentation de l'amplitude de la P300 avec l'augmentation du degré d'incertitude dans la condition difficile par rapport à la condition facile. Cette augmentation de l'amplitude de la P300 illustrerait une plus grande pertinence du feedback.

Lien entre les différents PE Concernant l'étude des modulations relatives des différents potentiels, peu de littérature est identifiable à ce sujet. Sur la base des théories fonctionnelles de ces potentiels, présentées dans le chapitre 1, nous avons envisagé qu'une augmentation de la composante Pe/Pc serait associée à une diminution des FRN et P300. En effet, une augmentation de la sensibilité à l'erreur conduit à une rétroaction moins surprenante (diminution de la FRN), et moins pertinente (diminution de la P300). De même, nous nous sommes attendus à ce qu'une augmentation de l'ERN/CRN conduise à une diminution à la fois de la FRN et de la P300, car une meilleure évaluation du stimulus et de la réponse effectuée conduira à un retour attendu (plus petite FRN) et à moins d'informations issues de ce stimulus de rétroaction (P300 plus petite).

Cependant, l'étude des variations des potentiels peut être biaisée par la faible résolution spatiale des PE de surface. Dans le but de mieux différencier les variations des PE, nous avons analysé ceux-ci à l'aide d'une technique particulière d'analyse du signal EEG : le Laplacien de Surface [38, 95, 221]. Cette technique (décrite dans la section 5.1.3.2) permet notamment de mesurer la densité de courant (*Current Source Density* ou CSD) en un point donnée, et par conséquent d'isoler les activités spécifiques plus facilement [32]. Son impact positif sur les PE de la prise de décision liés à la réponse a déjà été démontré à plusieurs reprises [3, 229, 233]. Cette technique pourrait notamment nous permettre de mieux identifier les relations des PE entre eux en augmentant à la fois la résolution spatiale et temporelle du signal EEG [32, 38, 221] ; mais aussi de les identifier plus précisément et donc de les discerner plus facilement dans des tâches écologiques. Particulièrement, nous envisageons que cette technique aura un impact positif sur la Pe/Pc et la P300 qui sont des composantes très étendues.

6.2 Méthodologie

6.2.1 Expérimentation

6.2.1.1 Participants

Dix-sept participants sains (12 hommes ; $27,5 \pm 4,78$ ans), droitiers ($87,06 \pm 4,54\%$ au Edimburg Inventory test [170]) ont été recrutés dans la population générale pour participer

à cette expérimentation. Ce nombre a été défini sur la base de la taille moyenne des échantillons de population rapportés dans la littérature du monitoring des performances [105, 171] mais également sur des analyses de puissance réalisées sur des données de la littérature (suggérant un échantillon minimum de 7 participants exploitables pour détecter les PE d'intérêt avec une significativité $\alpha = 0.05$, une puissance $1 - \beta = 0.8$, une taille d'effet $\eta_P^2 = 0.84$ d'où $f = 2.29$; [229]). Les participants étaient naïfs à la tâche. Ils avaient une vision et une audition normales ou corrigées à la normale, ne présentaient aucun trouble neurologique ou psychiatrique et ne prenaient aucun traitement médicamenteux. Ils ont signé un consentement éclairé écrit et ont reçu une compensation financière.

6.2.1.2 Protocole expérimental

a) Stimuli

Les stimuli étaient présentés en blanc sur fond noir, à l'aide du logiciel E-Prime 2.0 (Psychology Software Tools, Inc., Pittsburg, USA) sur un écran cathodique (CRT – *Cathode Ray Tube* – résolution de 1024×768 pixels avec un taux de rafraîchissement de $100Hz$) situé à une distance de $46cm$ du participant plongé dans une salle noire. Ils consistaient en cinq chevrons orientés et alignés verticalement (angle visuel de $2.8° \times 0.6°$), et incluant une cible (le chevron central) et quatre distracteurs (deux chevrons au-dessus et deux en dessous). Deux niveaux de difficulté étaient considérés. Dans la condition facile, seule la cible était présentée au participant (angle visuel de $0.5° \times 0.6°$). Elle pointait soit vers le haut soit vers le bas. Dans la condition difficile, les cinq chevrons étaient affichés. Les distracteurs étaient tous orientés dans le même sens mais pouvaient être soit congruents (dans le même sens) soit incongruents (dans le sens opposé) avec la cible. La figure 6.1 illustre les différents stimuli.

Trois types de feedbacks (voir figure 6.1) pouvaient être renvoyés au participant :

- un feedback positif représentant la réponse attendue entourée d'un rectangle vert (angle visuel de $8.26° \times 10.9°$),
- un feedback négatif représentant la réponse attendue entourée d'un rectangle rouge (angle visuel de $8.26° \times 10.9°$),
- un feedback de retard (le mot *!!!RETARD!!!*) si le participant ne répondait pas dans le délai imparti de $550ms$.

b) Protocole Lors de cette étude, les participants devaient réaliser une tâche d'Eriksen [76] modifiée qui consistait à identifier la direction d'une flèche cible au milieu de quatre flèches distractrices. Le principe général de cette tâche est présenté dans la section 5.2. Ils devaient identifier l'orientation de la cible centrale (vers le haut ou le bas) le plus rapidement et le plus exactement possible. Leurs réponses étaient enregistrées à l'aide de boutons placés au-dessus l'un de l'autre, sur un boîtier de réponse Chronos® (Psychology Software Tools Inc., Pittsburg, USA). L'expérimentation était divisée en deux sessions (pour les deux niveaux de difficulté) composées chacune de dix blocs expérimentaux entrecoupés de pauses. Pour la condition facile, chaque bloc comprenait 72 essais (36 vers le haut) présentés pseudo-aléatoirement. Chaque bloc de la condition difficile comprenait 48 essais (répartis uniformément selon les quatre types de stimuli) et présentés de manière pseudo-aléatoire. L'expérimentation représentait donc un total de 1200 essais (720 faciles et 480 difficiles) pour une durée d'environ 1h.

Chaque essai commençait par l'affichage d'un cadre de fixation (angle visuel de $4.85° \times 1.9°$; $1 \pm 0.25s$) suivi par l'affichage du stimulus pendant $10ms$ [1], puis par un point de

1. Ces paramètres temporels, ainsi que la taille des affichages et le nombre d'essais dans chaque condition, ont été définis en amont lors d'une phase de pré-test (voir l'annexe B.1 page 165).

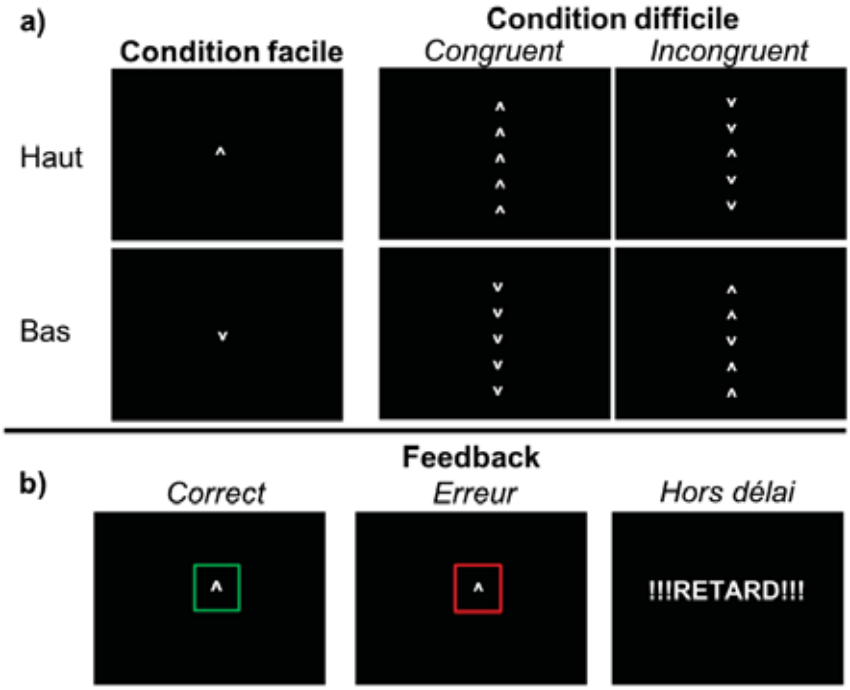


Figure 6.1 – Description des différents affichages pour (a) le stimulus dans la condition facile (gauche) et la condition difficile (droite) pour les essais congruents et incongruents ; et pour (b) les trois types de feedbacks possible : correct, erroné, ou hors délai.

fixation pendant $540ms$. Le participant avait au maximum $550ms$ pour répondre (stimulus + point de fixation). Cette pression temporelle ainsi que l'affichage rapide du stimulus permettent de maximiser le taux d'erreurs [79, 78, 104]. Enfin, la réponse du participant était affichée, puis, après un délai de 300 à $350ms$ d'écran noir, le feedback était affiché au participant durant $500ms$ selon sa réponse. La figure 6.2 illustre le déroulement d'un essai de la tâche d'Eriksen.

Une phase de familiarisation était effectuée pour chaque niveau de difficulté, avant la phase expérimentale. Aucun de ces essais n'était analysé.

6.2.2 Mesures et analyses

6.2.2.1 Mesures subjectives

Au début et à la fin de l'expérimentation, l'état de vigilance des participants a été évalué à l'aide de l'échelle de Somnolence de Karolinska allant de 1 (Très éveillé(e)) à 9 (Très somnolent(e)) avec des valeurs intermédiaires (voir l'annexe C p.172). Différentes dimensions sur l'état émotionnel des participants (Calme/Apaisement, Stress, Joie, Ennui) ont également été mesurées en début et en fin d'expérimentation à l'aide d'échelles de Likert.
Chacune de ces mesures subjectives a été comparées à l'aide d'un test de Student apparié entre le début et la fin de l'expérimentation. Le seuil de significativité était fixé à .05.

Les mesures subjectives avaient pour but d'évaluer l'influence de la tâche sur l'état du participant.

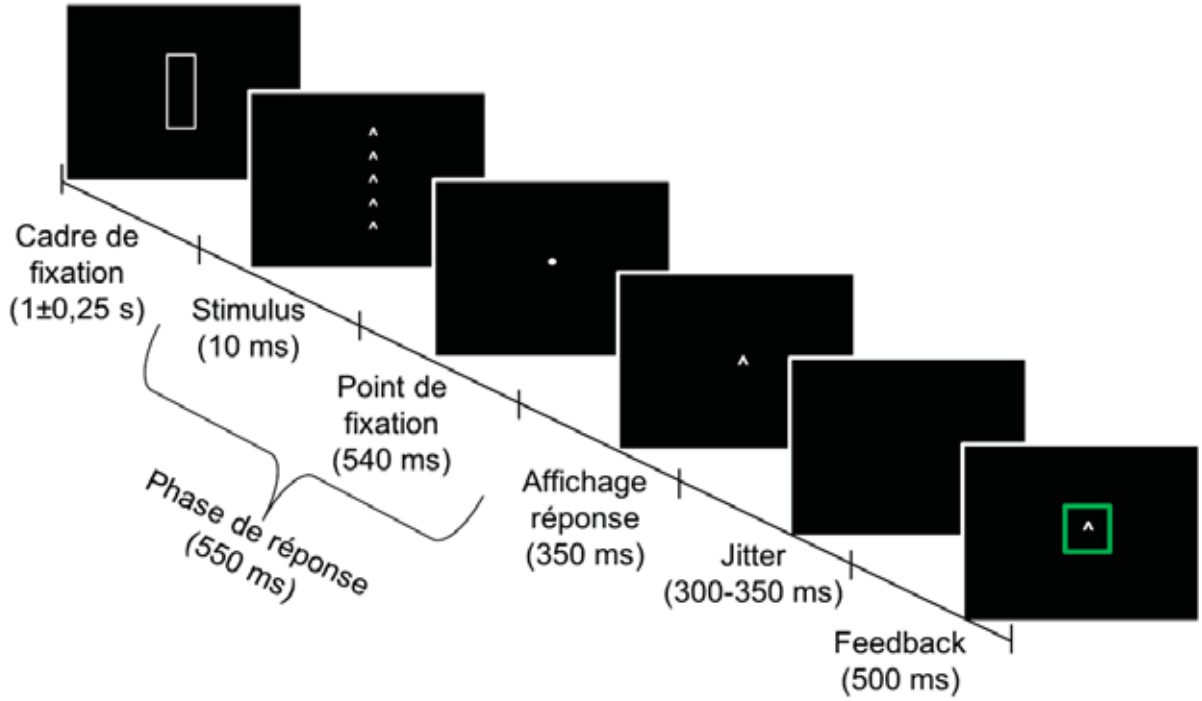


Figure 6.2 – Déroulement d'un essai dans la tâche d'Eriksen modifiée.

6.2.2.2 Mesures comportementales

Les temps de réaction (TR) ainsi que l'exactitude des réponses (les taux d'erreurs – TE) liés à l'identification de la cible ont été enregistrés pour chaque essai à l'aide du logiciel E-Prime 2.0 (Psychology Software Tools, Inc., Pittsburg, USA) et ont été analysés à l'aide du logiciel R [192]. Les essais avec des TR inférieurs à $100ms$ ont été considérés comme des réponses anticipées et ont, par conséquent, été retirés de l'analyse. De même, compte tenu des consignes de la tâche (i.e., répondre dans la limite de $550ms$ après l'apparition du stimulus), les essais avec des TR supérieurs à $550ms$ ont été considérés comme des réponses tardives et ont donc été aussi retirés de l'analyse statistique (i.e., 3.6% des essais totaux). La moyenne des TR des essais restants (i.e., 11737 essais dans la condition facile et 7665 essais dans la condition difficile) a été analysée à l'aide d'une analyse de variance à mesures répétées ($ANOVA$) avec l'exactitude (réponses correctes vs. erronées) et la difficulté de la tâche (facile vs. difficile congruent vs. difficile incongruent) comme facteurs intra-sujets. Une correction de Greenhouse-Geisser a été appliquée lorsque nécessaire (i.e., lorsqu'il y a violation de l'hypothèse de sphéricité), et tous les résultats sont reportés après correction si réalisée (ainsi que la valeur de l'epsilon de Greenhouse-Geisser). Les valeurs d'étas carrés partiels ont également été reportées comme mesure de la taille d'effet (selon la formule établie par [51, 50] puisqu'elle permet une meilleure comparaison des designs intra-sujets avec un ou plusieurs covariants [132, 196]). Enfin, les moyennes ont été comparées à l'aide d'un test post-hoc de Tukey.

Le taux d'erreurs a été mesuré pour chaque participant dans chaque condition expérimentale comme le ratio entre le nombre d'essais erronés et le nombre total d'essais dans cette condition. Le taux d'erreurs moyen a été analysé à l'aide d'une ANOVA à mesures répétées avec la difficulté de la tâche (facile vs. difficile congruent vs. difficile incongruent) comme facteur intra-sujets. Lorsque nécessaire, une correction de Greenhouse-Geisser a été appliquée et tous les résultats corrigés ont été reportés (avec la valeur de l'epsilon de

Greenhouse-Geisser). Les valeurs d'étas carrés partiels ont été également indiquées comme mesure de la taille d'effet. Les moyennes ont été comparées à l'aide d'un test de Tukey.

Tous les résultats de TR et TE ont été reportés comme la moyenne±ESM (avec ESM l'écart standard à la moyenne). Le seuil de significativité était fixé à $\alpha = 0.05$.

6.2.2.3 Mesures electroencéphalographiques

L'activité EEG ainsi que l'activité électro-oculographie ont été enregistrées en continu pendant toute la durée de la séquence expérimentale en utilisant le matériel et la procédure tels que défini en fin du chapitre 5.1. 75 électrodes actives d'Ag/AgCl ont été considérées dans cette étude, incluant le montage habituel de 65 électrodes auxquelles nous avons ajouté les électrodes F9, F10, P9, P10, PO9, PO10, 09, O10, M1 et M2. Les électrodes de masse et de référence correspondaient respectivement aux électrodes AFz et Fpz. L'électrode de masse pour les données EOG a été positionnée sur le lobe de l'oreille droite. De plus, les participants avaient pour consigne de limiter les clignements et les mouvements oculaires. L'impédance des signaux ainsi que la qualité du signal de chaque électrode ont été contrôlées et améliorées pour maintenir une impédance inférieure à $10k\Omega$ pour toutes les électrodes. Pour rappel, les signaux ont été amplifiés et numérisées avec une fréquence d'échantillonnage de $1000Hz$, une résolution de $0.1\mu V$ et une constante de temps de $10s$.
Les données EOG ont été recueillies à l'aide des adaptateurs BIP2AUX (Brain Products agréé CE recherche) permettant de synchroniser l'enregistrement de mesures bipolaires avec les données EEG.

Toutes les analyses de données EEG ont été effectuées à l'aide des toolboxes EEGLAB [62] et Fieldtrip [172] sous le logiciel MATLAB® (The Mathworks, Inc.).
La séquence des différentes étapes de pré-traitement des données EEG est décrite sur la figure 6.3. Tout d'abord, les données brutes EEG ont été re-référencées aux mastoïdes. Puis le signal a été segmenté en périodes de $3000ms$ à partir du début de l'essai ; chaque segment incluait à la fois l'activité cérébrale liée à la réponse et celle liée au feedback. Le signal a été ensuite sous-échantillonné à $500Hz$ puis filtré à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bande entre 0.5 et $30Hz$. Tous les segments contaminés par de l'activité musculaire et/ou des artefacts non-physiologiques ont été éliminés après inspection visuelle. Les artefacts liés à l'activité oculaire (clignements et mouvements oculaires) ont ensuite été corrigés en utilisant une ICA [62].
Enfin, les données ont été re-segmentées afin d'analyser d'une part, les potentiels liés à la réponse du participant (i.e., à l'appui bouton), d'autre part, les potentiels évoqués liés à l'affichage du feedback. Les essais "retard" (i.e., ceux pour lesquels le sujet a répondu au-delà des $550ms$ post-stimulus) ont été exclus de l'analyse des données. Pour toutes les analyses, les essais congruents et incongruents dans la condition difficile ont été rassemblés à des fins de robustesse de l'analyse EEG.

a) PE au moment de la réponse

Pour les PE liés à réponse, les essais de 3 secondes ont été re-segmentés en périodes centrées sur la réponse allant de $500ms$ avant la réponse jusqu'à $600ms$ après la réponse. Les données ont ensuite été corrigées à la ligne de base prise sur l'ensemble de la période de $500ms$ précédent la réponse. Il doit être noté que l'utilisation de cette période de ligne de base est usitée dans la littérature sur le monitoring des performances [122]. Toutefois, afin de s'assurer de sa validité du fait d'un possible impact des composantes pré-motrices sur

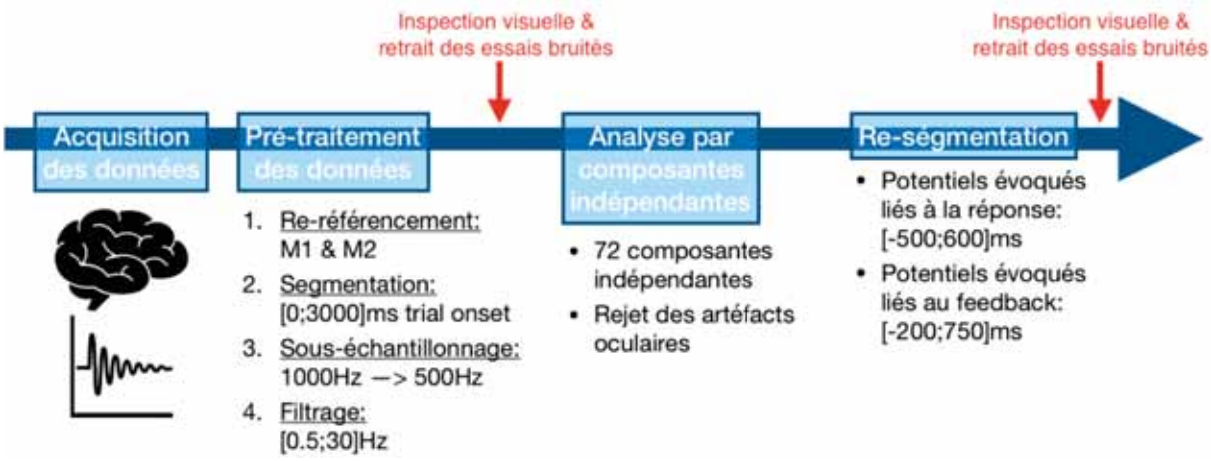


Figure 6.3 – Étapes de pré-traitement des données EEG.

les PEs liés à la réponse dont les sources sont proches des aires motrices et pré-motrices, les mêmes segments de données EEG ont été parallèlement corrigés à une autre ligne de base prise lors de la croix de fixation précédent l'apparition du stimulus (i.e. de $900ms$ à $600ms$ avant la réponse), durant laquelle l'activité cérébrale est plus réduite. Les résultats obtenus dans cette analyse étaient similaires à ceux obtenus avec la précédente ligne de base et sont reportés dans l'annexe B.2. Seules les données corrigées avec la ligne de base classique ont été considérées dans la suite de cette partie.

Les essais corrigés avec la ligne de base ont été analysés en se focalisant sur deux potentiels évoqués par la réponse : la CRN ou sa contrepartie l'ERN, et la Pc ou sa contrepartie la Pe selon l'exactitude de la réponse. Ces potentiels ont été identifiés à partir des grandes moyennes (i.e., moyenne de l'ensemble des essais pour tous les participants pour chaque condition et chaque électrode). Une illustration de ces potentiels pour chaque condition à travers les différentes électrodes est disponible dans l'annexe B.2.
La CRN et l'ERN ont été observées respectivement pour les réponses correctes et les réponses erronées, entre 0 et $100ms$ post-réponse, et étaient d'amplitude maximale à l'électrode FCz en accord avec la littérature [78, 92]. Pour chaque participant, les amplitudes moyennes (entre $0 - 100ms$ post-réponse) de la CRN (essais corrects) et de l'ERN (essais d'erreurs) ont été calculées au niveau de l'électrode FCz pour chaque niveau de difficulté – condition facile et difficile.
Les composantes Pc et Pe ont été observées respectivement pour les réponses correctes et les réponses erronées, entre 200 et $400ms$ post-réponse et mesurées au site du pic d'amplitude, i.e. à l'électrode CPz, en accord avec la littérature [96, 168]. Pour chaque participant, les amplitudes moyennes (entre $200 - 400ms$ post-réponse) de la Pc (essais correctes) et de la Pe (essais d'erreurs) ont été calculées au niveau de l'électrode CPz pour chaque niveau de difficulté – facile et difficile.

b) PE au moment du feedback

Pour les PE liés au feedback, les essais de 3 secondes ont été re-segmentés en périodes centrées sur le feedback allant de $200ms$ avant le feedback jusqu'à $750ms$ après le feedback. Les données ont ensuite été corrigées à la ligne de base prise sur la période de $200ms$ précédent le feedback conformément à la littérature. Comme dans l'analyse en PE précédente, à des fins comparatives, les mêmes segments de données EEG ont été parallèlement corrigés à la ligne de base prise sur la période de croix de fixation précédent l'apparition du stimulus (i.e., de 1650 à $1350ms$ avant le feedback). Les résultats obtenus dans cette

analyse étaient similaires à ceux obtenus avec la précédente ligne de base et ont été reportés dans l'annexe B.2. Seules les données corrigées avec la ligne de base classique ont été considérées dans la suite de ce chapitre.

Les essais corrigés avec la ligne de base classique ont ensuite été analysés en se focalisant sur deux potentiels évoqués par le feedback : la FRN et la P300 identifiées à partir des grandes moyennes (i.e., moyenne de l'ensemble des essais pour tous les participants pour chaque condition et chaque électrode). Une illustration de ces potentiels pour chaque condition à travers les différentes électrodes est disponible dans l'annexe B.2.

La FRN a été mesurée par une méthode "base-à-pic", définie notamment par Oliveira et coll. [171] sur la base d'un complexe observé entre $160ms$ et $500ms$ post-feedback et maximal à l'électrode FCz, en accord avec la littérature [68, 207, 250]. L'analyse base-à-pic est décrite dans la section 5.1.3.2. Cette méthode consiste (i) à identifier les valeurs des pics d'amplitude de la composante négative de la FRN (*Neg1*) et des composantes positives (*Pos1* et *Pos2*) sur une fenêtre allant de 160 à $500ms$ post-feedback ; puis (ii) à calculer la différence de voltage entre la valeur obtenue pour *Neg1* et la moyenne des valeurs obtenues pour *Pos1* et *Pos2*. La valeur obtenue correspond à l'amplitude de la FRN. Les valeurs des pics d'amplitude des différentes composantes de la FRN ont été identifiées à l'aide de la toolbox ERPLAB (v7.0) [139] de MATLAB® (The Mathworks, Inc.) et de la fonction de caractérisation de pics locaux (avec le paramètre de voisinage – *Neighborhood* – fixé à 2). Pour chaque participant, l'amplitude moyenne de la FRN a été calculée au niveau de l'électrode FCz en fonction de l'exactitude de la réponse (feedback correct et d'erreur – les réponses tardives ne sont pas prises en compte ici) et du niveau de difficulté (facile et difficile). La méthode base-à-pic permet de mieux délimiter la FRN qui peut parfois être noyée par la P300.

La P300, quant à elle, a été mesurée entre 200 et $400ms$ post-feedback au niveau de l'électrode CPz, en accord avec la littérature [245] (et par soucis de comparaison avec les composantes Pc/Pe liées à la réponse) et au niveau de l'électrode Pz où l'amplitude de la composante P300 était maximale dans notre étude.
Pour chaque participant, l'amplitude moyenne de la P300 a été mesurée comme la moyenne entre 200 et $400ms$ post-feedback et aux électrodes CPz et Pz pour les feedbacks corrects ou d'erreurs – et pour chaque niveau de difficulté – condition facile ou difficile.

c) Traitement du signal

Dans cette étude, nous avons traité les données de deux manières différentes. Dans un premier temps, nous avons analysé les PE monopolaires classique. Dans un second temps, nous avons analysé les PE après application d'une transformation par Laplacien de surface afin de mieux définir les PE associés au monitoring des performances [3, 229, 232]. Comme indiqué dans la section 5.1.3.2, cette transformation réduit la diffusion de courant induite par le crâne. Elle diminue le bruit spatial et accroît la résolution spatiale et temporelle du signal [38, 221, 32]. Pour chaque participant, le Laplacien de surface est calculé à l'aide d'un algorithme de spline sphérique [186] implémenté dans la toolbox CSD [119] de MATLAB® (The Mathworks, Inc.) avec les paramètres suivants : la constante de lissage $(\lambda) = 1.10^{-5}$, le rayon de la tête $(r) = 10cm$ et la flexibilité de la spline $(m) = 5$. Ces paramètres sont les paramètres par défaut utilisés par la toolbox CSD.

Les amplitudes moyennes des PE, monopolaires et après transformation par Laplacien de surface, ont été analysées statistiquement à l'aide d'une analyse de variance à mesures répétées avec l'exactitude de la réponse/du feedback (correct vs. erreur) et la difficulté

(facile vs. difficile [2]). Les valeurs d'étas carrés partiels ont été reportées comme mesure de la taille d'effet. Enfin, les comparaisons de moyennes ont été effectuées à l'aide d'un test post-hoc de Bonferroni (pour les comparaisons multiples). Le seuil de significativité choisi était de 0.05.

d) Corrélations

L'une des plus-values de cette étude est l'analyse des co-variations entre les différents PE du monitoring des performances. Notamment, nous avons souhaité étudier les corrélations entre l'amplitude des potentiels liés à la réponse et celle des potentiels liés au feedback. Les tests de corrélation ont été effectués avec un coefficient de Spearman calculé sur la moyenne des amplitudes de chaque composante, pour tous les participants.Les corrélations ont été réalisées à l'aide du logiciel R [192] sur les données monopolaires (grandes moyennes) d'une part et sur les densités de courant d'autre part. Le seuil de significativité a été fixé à 0.05.

6.3 Résultats

Dans ce chapitre, nous décrivons ci-dessous les résultats obtenus avec la méthode décrite dans la section précédente. Nous présentons, dans un premier temps, les résultats comportementaux. Puis, nous donnons les résultats des analyses obtenus pour les PE liés à la réponse du participant (section 6.3.3.1) et au feedback (section b)). Pour chaque composante, nous présentons les résultats avant et après transformation par le Laplacien de surface.

6.3.1 Données subjectives

6.3.1.1 État de vigilance

L'état de vigilance des participants est modulé par le moment de l'expérimentation ($t(16) = 5.56, p < .001$).
La comparaison des moyennes indique que les participants étaient significativement moins vigilants à la fin de l'étude (4.88 ± 0.39) qu'au début (3.24 ± 0.30).

6.3.1.2 État émotionnel

Concernant l'état émotionnel des participants, aucun effet du moment de l'expérimentation n'est observé sur aucune des variables considérées (Calme/appaisement, Stress, Joie, Ennui).

6.3.2 Données comportementales

Les valeurs des TR et TE moyens sont reportés dans le tableau 6.1.

2. Compte tenu du relativement faible nombre d'erreurs par condition de difficulté, les essais congruents et incongruents dans la condition difficile ont été considérés ensemble dans les analyses statistiques afin qu'elles soient suffisamment robustes. Cependant, à des fins de vérification, nous avons tout de même effectué une analyse de variance comparant les essais congruents et incongruents. Nous n'avons observé aucune différence de résultats entre les deux conditions. Les résultats de cette analyse, ainsi que le décours temporel des PE, sont présentés dans l'annexe B.2.3.

6.3.2.1 Temps de réaction

Le temps de réaction moyen (mTR) est significativement modulé par l'exactitude ($F(1,16) = 11.12, p < .005, \eta_P^2 = 0.41$) et la difficulté ($F(2,32) = 33.99, p < .001, \epsilon_{GG} = 0.997, \eta_P^2 = 0.68$). En particulier, les temps de réaction sont significativement plus courts pour les erreurs que pour les réponses correctes (voir tableau 6.1). Concernant l'effet de la difficulté, les résultats révèlent (i) des mTR plus courts dans la condition facile que dans les conditions difficiles congruente ($p < 0.001$) et incongruente ($p < 0.001$), et (ii) des mTR plus courts dans la condition difficile congruente que dans la condition difficile incongruente ($p < 0.01$).

6.3.2.2 Taux d'erreurs

Le taux d'erreurs moyen (mTE) est aussi modulé par la difficulté de la tâche ($F(2,32) = 47.86, p < 0.001, \epsilon_{GG} = 0.589, \eta_P^2 = 0.75$). En particulier, le mTE est plus faible dans la condition facile que dans la condition difficile incongruente ($p < 0.001$). Le mTE est également réduit dans la condition difficile congruente par rapport à la condition difficile incongruente ($p < 0.001$). Le taux d'erreurs moyen ne diffère pas entre la condition facile et la condition difficile congruente.
Les valeurs sont présentées dans le tableau 6.1.

		Toutes conditions	Facile	Difficile congruente	Difficile incongruente
TR moyens (ms)	Erreurs	373 ± 7	337 ± 10	384 ± 4	397 ± 8
	Réponses correctes	393 ± 4	367 ± 6	391 ± 5	420 ± 6
TE moyens (%)		15.14 ± 1.82	4.94 ± 0.97	6.76 ± 1.63	33.70 ± 4.14

Table 6.1 – Temps de réaction (TR) et taux d'erreurs (TE) moyens pour la tâche d'Eriksen modifiée, dans les trois conditions de difficulté.

6.3.3 Données électroencéphalographiques

6.3.3.1 Potentiels liés à la réponse

Ce paragraphe présente les résultats des effets de l'exactitude de la réponse et de la difficulté de la tâche sur les grandes moyennes des potentiels évoqués avant (activité monopolaire) et après application d'une transformation par Laplacien de surface (densités de courant). Nous rappelons que les essais congruents et incongruents dans la condition difficile ont été moyennés ensemble dans les analyses statistiques afin qu'elles soient suffisamment robustes. Une analyse distinguant les deux conditions de difficulté a toutefois été réalisée à titre illustratif et est disponible dans l'annexe B.2.3.

Activité monopolaire

a) ERN/CRN

L'amplitude de la composante négative est significativement modulée par l'exactitude de la réponse du participant ($F(1,16) = 68.76,\ p < .001,\ \eta_P^2 = 0.81$) et par l'interaction entre l'exactitude et la difficulté ($F(1,16) = 8.99,\ p < .01,\ \eta_P^2 = 0.36$). Les comparaisons de moyennes révèlent que l'amplitude de l'ERN (i.e., pour les essais erronés) est significativement plus élevée que l'amplitude de la CRN (i.e., pour les essais corrects) dans les

conditions difficile ($p < .001$) et facile ($p < .001$). En revanche, aucune différence d'amplitude n'est observée entre les conditions facile et difficile, ni pour l'ERN associée aux erreurs ni pour la CRN associée aux réponses correctes. Cependant, l'effet d'interaction est observable dans le fait que l'amplitude de l'onde de différence (ERN moins CRN ; i.e., la différence d'amplitude des PE entre les erreurs et les essais corrects) est significativement plus élevée dans la condition facile ($-8.10 \pm 1.00 \mu V$) que dans la condition difficile ($-5.26 \pm 0.86 \mu V; t(16) = -2.62, p < .05$).
Ces résultats sont observables sur la figure 6.4a.

b) Pe/Pc

Concernant les effets sur les composantes Pe/Pc, nous observons que leur amplitude est modulée par l'exactitude ($F(1,16) = 34.66, p < .001, \eta_P^2 = 0.68$), la difficulté ($F(1,16) = 6.30, p < .05, \eta_P^2 = 0.28$) et l'interaction exactitude x difficulté ($F(1,16) = 11.40, p < .005, \eta_P^2 = 0.42$). Les comparaisons de moyennes montrent que l'amplitude moyenne de la Pe (i.e., pour les essais erronés) est significativement plus élevée que l'amplitude moyenne de la Pc (i.e., pour les essais corrects) dans les conditions facile ($p < .001$) et difficile ($p < .05$). De plus l'amplitude de la Pe est significativement réduite dans la condition difficile par rapport à la condition facile ($p < .05$). L'amplitude de la Pc, quant à elle, ne diffère pas entre les deux conditions de difficulté. Enfin, comme pour l'ERN/CRN, l'effet d'interaction est observable dans le fait que l'amplitude de l'onde de différence (Pe moins Pc ; i.e., la différence d'amplitude de PE entre les erreurs et les essais corrects) est significativement plus grande dans la condition facile ($6.01 \pm 0.87 \mu V$) que dans la condition difficile ($3.01 \pm 0.90 \mu V; t(16) = -3.38,\ p < 0.005$). Ces résultats sont observables sur la figure 6.4b.

Les topographies des différents potentiels évoqués liés à la réponse selon les différentes conditions expérimentales sont également illustrées dans la figure 6.4c.

Densités de courant après transformation par Laplacien de surface

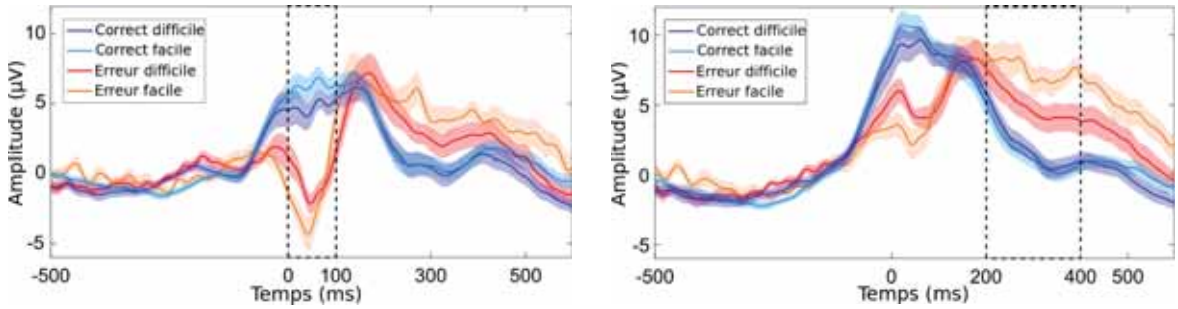
a) ERN/CRN

Tout d'abord, nous pouvons observer sur la figure 6.5a, comparativement à la figure 6.4a, que les décours temporels des potentiels évoqués obtenus dans les quatre conditions après application de la transformation de Laplace sur l'activité liée à la réponse sont différents de ceux observés pour l'activité monopolaire sans transformation. En effet, nous observons que l'onde positive interrompant la CRN et l'ERN disparaît après l'application du Laplacien de surface comme précédemment reporté par Allain et coll. [3] et par Van der Borght et coll. [229]. Nous observons aussi une meilleure définition des composantes évoquées sur les topographies 6.5a.
L'analyse statistique réalisée sur l'amplitude des densités de courant de l'ERN/CRN montre un effet principal de l'exactitude ($F(1,16) = 30.35, p < .001, \eta_P^2 = 0.65$). Comme pour l'analyse sur l'amplitude des composantes monopolaires, aucun effet principal de la difficulté n'est observé sur l'amplitude des densités de courant de l'ERN/CRN. De manière intéressante, l'effet d'interaction exactitude x difficulté disparaît avec l'application de la transformation de Laplace ($F(1,16) = 2.72, p = .12$).

b) Pe/Pc

Nous pouvons observer ici aussi sur les figures 6.5b et 6.5c, comparativement aux figures 6.4b et 6.4c, que l'application du Laplacien de surface définit les potentiels plus clairement, en enlevant l'activité liée à la diffusion du signal EEG. Ici c'est l'activité

(a) Grandes moyennes en FCz (b) Grandes moyennes en CPz



(c) Topographies aux pics d'amplitude

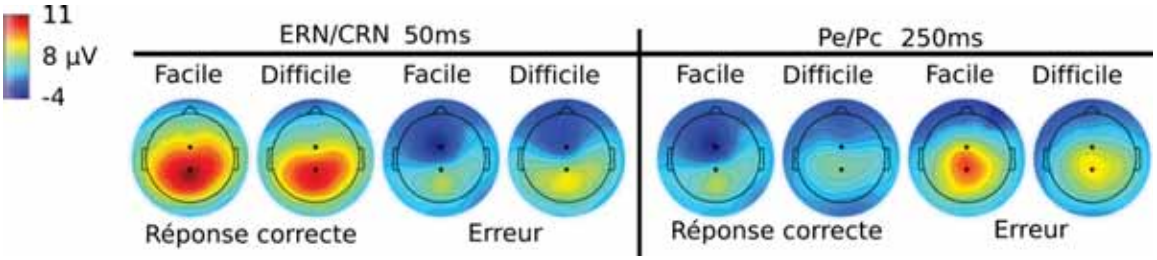
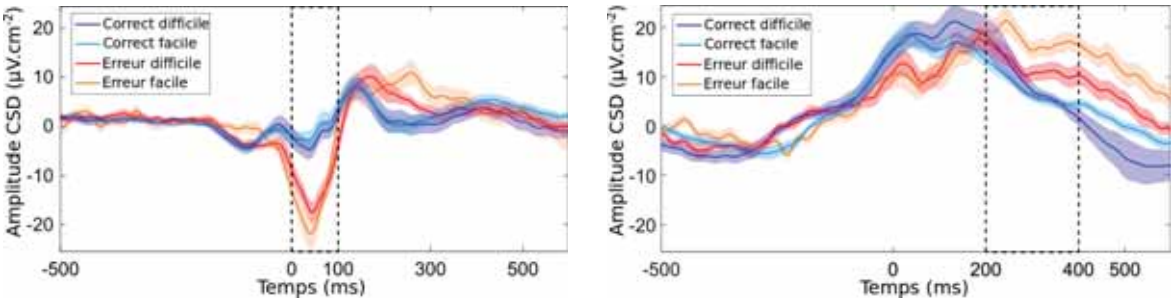


Figure 6.4 – Décours temporels et topographies des potentiels évoqués suite à la réponse ($0ms$ – moment de l'appui bouton) pour les quatre conditions expérimentales moyennées sur l'ensemble des participants sur les électrodes (a) FCz et (b) CPz. Les potentiels sont représentés par la moyenne ± écart-type. Les rectangles pointillés représentent les périodes d'analyse utilisées pour la mesure de (a) la CRN/ERN en FCz ($0-100ms$) et (b) la Pc/Pe ($200-400ms$) en CPz. Le panel (c) représente les topographies au pic d'amplitude de la CRN/ERN ($50ms$ post-réponse) et de la Pc/Pe ($250ms$ post-réponse) pour les quatre conditions expérimentales. Les points noirs représentent les électrodes FCz (point du haut) et CPz (point du bas).

liée à une composante négative observable initialement en CPz qui disparaît. L'amplitude de la densité de courant de la Pe/Pc est significativement modulée par l'exactitude ($F(1,16) = 16.19, p < .001, \eta_P^2 = 0.50$) et par l'interaction exactitude x difficulté ($F(1,16) = 9.31, p < .01, \eta_P^2 = 0.37$), comme pour l'analyse monopolaire classique. L'effet principal de la difficulté sur l'amplitude de la densité de courant de la Pe/Pc disparaît ici suite à l'application de la transformation par Laplacien de surface.
Les comparaisons de moyennes révèlent que l'amplitude de la densité de courant de la Pe (i.e., pour les essais erronés) est significativement plus élevée que celle de la Pc (i.e., pour les essais corrects) dans la condition facile uniquement ($p < .001$). Aucune différence d'amplitude des densités de courant n'est observée entre la Pe et la Pc, dans la condition difficile. De plus, pour les essais d'erreurs, l'amplitude de la densité de courant de la Pe apparaît significativement plus élevée dans la condition facile que dans la condition difficile ($p < .05$). Enfin, dans l'interaction exactitude x difficulté, comme pour l'activité monopolaire avant transformation, nous observons que l'amplitude de l'onde de différence des densités de courant (Pe moins Pc) est significativement plus élevée dans la condition facile ($10.26 \pm 1.70 \mu V.cm^{-2}$) que dans la condition difficile ($3.17 \pm 2.32 \mu V.cm^{-2}; t(16) = -3.05, p < .01$). Ces résultats sont observables dans la figure 6.5b.

Les topographies de la densité de courant des différents potentiels évoqués liés à la réponse selon les différentes conditions expérimentales sont également illustrées dans la figure 6.5c.

(a) Densité de courant en FCz (b) Densité de courant en CPz



(c) Topographies des densités de courant aux pics d'amplitude

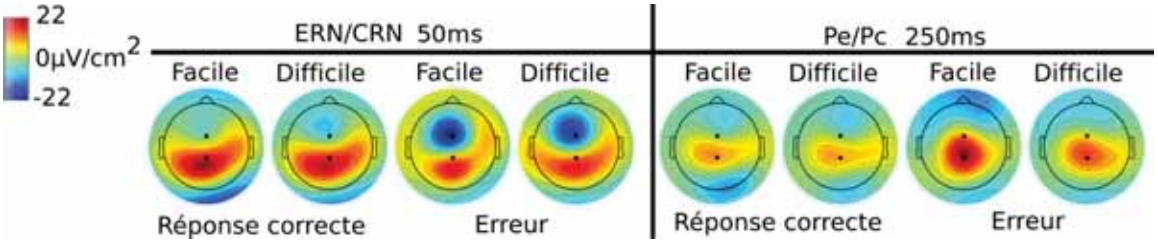


Figure 6.5 – Décours temporels et topographies des densités de courant des potentiels évoqués suite à la réponse ($0ms$ – moment de l'appui bouton) pour les quatre conditions expérimentales moyennées sur l'ensemble des participants puis transformées par un Laplacien de surface sur les électrodes (a) FCz et (b) CPz. Les densités de courant sont représentées par la moyenne ± écart-type. Les rectangles pointillés représentent les périodes d'analyse utilisées pour la mesure de (a) la CRN/ERN en FCz ($0-100ms$) et (b) la Pc/Pe en CPz ($200-400ms$). Le panel (c) représente les topographies aux pics d'amplitude de la CRN/ERN ($50ms$ post-réponse) et de la Pc/Pe ($250ms$ post-réponse) pour les quatre conditions expérimentales. Les points noirs représentent les électrodes FCz (point du haut) et CPz (point du bas).

6.3.3.2 Potentiels évoqués liés au feedback

Ce paragraphe présente les résultats des effets du type de feedback (correct ou erroné) et de la difficulté de la tâche sur les grands moyennes des potentiels évoqués avant (activité monopolaire) et après l'application d'une transformation par Laplacien de surface (densités de courants). Comme dans la précédente analyse sur les PE liés à la réponse, nous rappelons que les essais congruents et incongruents dans la condition difficile ont été moyennés ensemble dans les analyses statistiques afin qu'elles soient suffisamment robustes.

Activité monopolaire

a) FRN

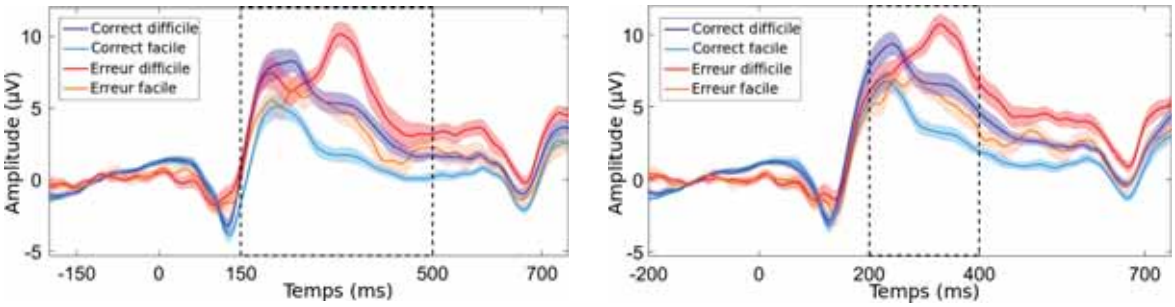
Nous observons que l'amplitude de la FRN est significativement et uniquement modulée par l'exactitude du feedback (feedback correct ou d'erreur ; $F(1,16) = 8.66, p < .01, \eta_P^2 = 0.35$). Les comparaisons de moyennes montrent qu'elle est plus élevée pour les feedbacks d'erreurs que pour les feedbacks corrects. Ce résultat est observable sur la figure 6.6a.

b) P300

En revanche, l'analyse de variance a montré que l'amplitude de la P300 est significativement et uniquement modulée par la difficulté de la tâche (pour CPz : $F(1,16) = 20.23, p < .001, \eta_P^2 = 0.56$ – pour Pz : $F(1,16) = 18.22, p < .001, \eta_P^2 = 0.53$). La comparaison des

moyennes montre qu'elle est significativement plus élevée dans la condition difficile que dans la condition facile pour ces deux électrodes. Ce résultat est observable sur la figure 6.6b. Les topographies des différents potentiels évoqués liés au feedback selon les quatre conditions expérimentales sont également illustrées dans la figure 6.6c.

(a) Grandes moyennes en FCz (b) Grandes moyennes en CPz



(c) Topographies aux pics d'amplitudes

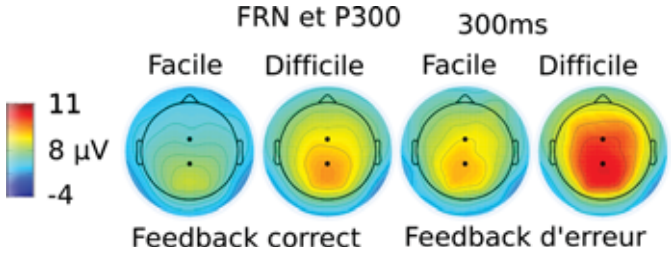


Figure 6.6 – Décours temporels et topographies des potentiels évoqués suite à l'affichage du feedback ($0ms$) pour les quatre conditions expérimentales moyennées sur l'ensemble des participants sur les électrodes (a) FCz et (b) CPz. Les potentiels sont représentés par la moyenne ± écart-type. Les rectangles pointillés représentent les périodes d'analyse utilisées pour la mesure de (a) la FRN en FCz ($160 - 500ms$) et (b) la P300 en CPz ($200 - 400ms$). Le panel (c) représente les topographies au moment de l'apparition de la FRN et de la P300 ($300ms$ post-feedback) pour les quatre conditions expérimentales. Les points noirs représentent les électrodes FCz (point du haut) et CPz (point du bas).

Densité de courant après transformation par Laplacien de surface

a) FRN

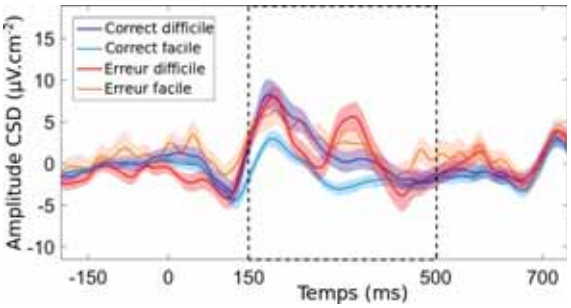
En accord avec l'activité monopolaire avant transformation, l'amplitude de la densité de courant associée à la FRN est significativement modulée par le type de feedback (feedback correct ou d'erreur ; $F(1, 16) = 32.54, p < .001, \eta_P^2 = 0.67$). Les comparaisons de moyennes indiquent que l'amplitude de la densité de courant de la FRN est significativement plus élevée (plus négative) pour les feedbacks d'erreurs que pour les feedbacks corrects. Aucun effet de la difficulté n'est cependant observé sur l'amplitude de la densité de courant de la FRN. Ces résultats sont présentés dans la figure 6.7a.

b) P300

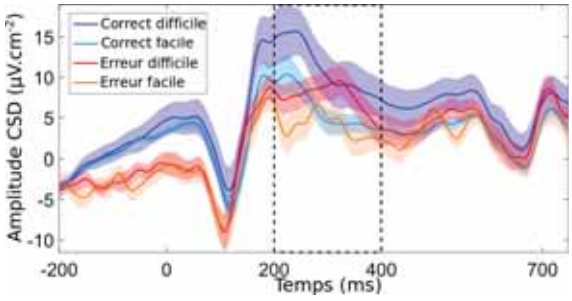
Nous pouvons observer sur les figures 6.7b et 6.7c comparativement aux figures 6.6b et 6.6c que la transformation par Laplacien de surface permet de mieux définir l'activité de la P300 en supprimant l'activité liée à la diffusion des potentiels sur le crâne. L'onde positive centro-pariétale sur la figure 6.6c, qui est très étendue, est ici bien plus limitée aux électrodes CPz et Pz. De plus, nous observons aussi que cette transformation fait ressortir l'activité en FCz qui était quasiment invisible sur les topographies des PE sur la

figure 6.6c.
En accord avec l'analyse de l'activité monopolaire de la P300 avant transformation, nous observons un effet principal de la difficulté de la tâche sur l'amplitude de la densité de courant (pour CPz : $F(1,16) = 7.91, p < .05, \eta_P^2 = 0.33$ – pour Pz : $F(1,16) = 7.11, p < .05, \eta_P^2 = 0.31$). L'amplitude de la densité de courant est, de nouveau, significativement plus élevée dans la condition difficile que dans la condition facile pour ces deux électrodes. Ces résultats sont observables sur la figure 6.7b.

(a) Densités de courant en FCz



(b) Densités de courant en CPz



(c) Topographies des densités de courant aux pics d'amplitude

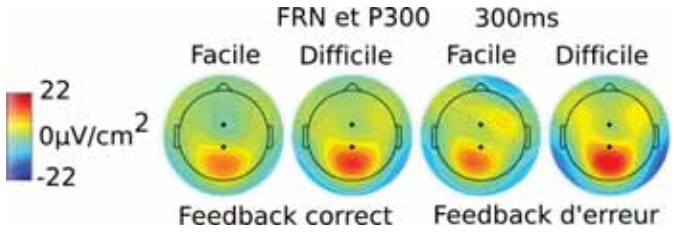


Figure 6.7 – Décours temporels et topographies des potentiels évoqués suite à l'affichage du feedback ($0ms$) pour les quatre conditions expérimentales. L'activité est moyennée puis transformée par un Laplacien de surface sur l'ensemble des participants sur les électrodes (a) FCz et (b) CPz. Les densités de courant sont représentées par la moyenne ± écart-type. Les rectangles pointillés représentent les périodes d'analyse utilisées pour la mesure de (a) la FRN en FCz ($160 - 500ms$) et (b) la P300 en CPz ($200 - 400ms$). Le panel (c) représente les topographies aux pics d'amplitude de la FRN et de la P300 ($300ms$ post-feedback) pour les quatre conditions expérimentales. Les points noirs représentent les électrodes FCz (point du haut) et CPz (point du bas).

6.3.4 Corrélations entre les différents PE

Les résultats des coefficients de corrélation entre les amplitudes des différents potentiels liés à la réponse et ceux liés au feedback, avant et après application du Laplacien de surface, sont reportés dans le tableau 6.2. Pour les données monopolaires avant transformation, nous pouvons voir que des corrélations négatives significatives sont uniquement observées entre la P300 et la Pe/Pc et entre la P300 et la FRN. Cependant, après l'application de la transformation par Laplacien de surface, ces corrélations disparaissent. Seule une tendance d'une corrélation négative est observée entre la densité de courant de la P300 et celle de la Pe/Pc ($\rho = -.23, p = .06$).

	Activité monopolaire			Densité de courant			
	ERN / CRN	Pe / Pc	FRN	ERN / CRN	Pe / Pc	FRN	
ERN/CRN	–	–	–	–	–	–	ERN/CRN
Pe/Pc	-0.15 p=.20	–	–	-0.03 p=.78	–	–	Pe/Pc
FRN	-0.15 p=.24	0.06 p=.63	–	-0.17 p=.18	0.20 p=.11	–	FRN
P300	0.19 p=.12	**-0.33** **p<.01**	**-0.25** **p<.05**	0.15 p=.22	-0.23 p=.06	-0.10 p=.42	P300

Table 6.2 – Coefficients de corrélation de Spearman et p-values des comparaisons entre les amplitudes des potentiels liés à la réponse et ceux liés au feedback pour les PE monopolaires (colonnes de gauche) et les PE transformés par le Laplacien de surface (densité de courant ; colonne de droite). Les valeurs en gras correspondent aux corrélations significatives.

6.4 Discussion

Le but de cette première étude en EEG était : (i) de mesurer l'effet de la difficulté d'une tâche sur les potentiels évoqués liés au monitoring des réponses du participant (ERN/CRN et Pe/Pc) et ceux liés au monitoring des feedbacks (FRN et P300), et (ii) de mieux comprendre le rôle fonctionnel de ces différents potentiels évoqués. Nous avons utilisé une tâche d'Eriksen modifiée [76] avec feedback. Le niveau de difficulté a été manipulé en introduisant des distracteurs autour de la cible à identifier dans la condition difficile, alors qu'ils étaient absents dans la condition facile. La difficulté était accentuée par une présentation rapide des stimuli ainsi qu'une pression temporelle élevée dans les deux conditions afin de maximiser les erreurs. Nous avons entre-autres montré grâce à cette étude :

1. une influence de la difficulté de la tâche sur les performances et sur les PE associés au monitoring des réponses (ERN/CRN et Pe/Pc) ;
2. une influence différentielle de l'exactitude et de la difficulté de la tâche sur les PE fronto-centraux et centro-pariétaux ;
3. une modulation corrélative entre les PE centro-pariétaux (i.e., Pe/Pc et P300), et non entre les PE fronto-centraux (i.e., ERN/CRN et FRN) ;
4. la pertinence de l'utilisation de la transformation par Laplacien de surface pour étudier les PE associés au monitoring des performances, notamment afin d'affiner les analyses sur leur sensibilité et leurs rôles fonctionnels.

Ces résultats sont discutés dans les paragraphes qui suivent.

6.4.1 Effet de la difficulté de la tâche sur les mesures comportementales

Les différents résultats comportementaux obtenus dans cette étude sont similaires à ceux rapportés généralement dans la littérature avec des tâches d'Eriksen plus communes [22, 229]. Notamment, nous avons observé que les participants répondent plus rapidement lorsqu'ils commettent des erreurs, que lorsqu'ils répondent correctement. Ils ont aussi répondu plus rapidement pour les essais congruents que pour les essais incongruents dans la condition difficile. De plus, un effet de la difficulté de la tâche est également observé

sur les performances. En effet, les temps de réaction sont plus longs dans la condition difficile (essais congruents et incongruents) que dans la condition facile. Les participants ont commis également plus d'erreurs dans la condition difficile incongruente comparativement aux conditions facile et difficile congruente. Il est intéressant de noter que les résultats obtenus, bien qu'anticipés au vu de la littérature, nécessitaient d'être démontrés avec la tâche utilisée que nous avions adaptée.

6.4.2 Influence de la difficulté de la tâche sur les PE liés à la réponse du participant

Concernant l'effet de la difficulté sur les potentiels évoqués liés à la réponse du participant, nous avons reproduit partiellement les résultats rapportés par Van der Borght et coll. [229]. Nous avons observé un effet principal de la difficulté de la tâche sur l'amplitude de la composante positive centro-pariétale Pe/Pc avec une plus grande amplitude dans la condition facile que dans la condition difficile. Nous avons montré, par ailleurs, que l'amplitude des composantes négatives ERN/CRN et positives Pe/Pc est modulée par l'interaction entre l'exactitude et la difficulté de la tâche. L'analyse de cette interaction a montré que, de manière similaire, les ondes de différence entre les erreurs et les réponses correctes pour la composante négative et la composante positive sont toutes deux significativement plus élevées dans la condition facile que dans la condition difficile. Enfin, l'amplitude de la composante Pe associée aux erreurs est plus élevée dans la condition facile que dans la condition difficile.
À première vue, ces différents résultats peuvent être expliqués par la saillance des erreurs. En effet, les erreurs peuvent être considérées comme plus saillantes dans la condition facile par rapport à la condition difficile, puisqu'elles sont plus rares. Or, plusieurs études ont montré une influence de la saillance des erreurs sur l'ERN et sur la Pe/Pc, mais pas sur la CRN [98, 200]. L'effet de saillance pourrait donc se refléter dans notre étude par l'augmentation des ondes de différence en FCz (ERN moins CRN) et CPz (Pe moins Pc) dans la condition facile par rapport à la condition difficile. Nos résultats peuvent également être expliqués en termes d'incertitude. En effet, plusieurs études suggèrent que l'augmentation de l'incertitude associée à une difficulté perceptuelle atténue l'amplitude de l'ERN et augmente l'amplitude de la CRN [177, 105]. D'autres auteurs rapportent également une atténuation de la composante Pe/Pc avec l'augmentation de la difficulté perceptuelle [71], conformément aux résultats que nous avons obtenus avec les mesures de l'activité monopolaire.

Cependant, un autre schéma semble se dessiner lorsqu'on analyse l'effet de la difficulté sur les densités de courant, après application sur les données EEG d'une transformation par Laplacien de surface. Il apparaît que seul l'effet d'interaction entre l'exactitude et la difficulté sur la composante Pe/Pc est maintenu. L'effet principal de la difficulté de la tâche sur cette composante Pe/Pc a disparu. Il en est de même de l'effet d'interaction sur la composante ERN/CRN pour laquelle aucun effet de la difficulté n'est observé. Comme indiqué dans le chapitre 5.1.3.2, la transformation par Laplacien de surface permet de filtrer spatialement les données EEG et améliore ainsi la définition et la localisation des potentiels évoqués, en réduisant les diffusions dû à la conduction du signal jusqu'au crâne (augmentant à la fois la résolution spatiale et temporelle) [32, 221, 38]. Appliquée à nos données, cette méthode a permis d'éliminer l'onde positive apparaissant au moment de l'ERN/CRN : la Pe/Pc précoce [229]. Van der Borght et coll. [229] ont montré que cette composante était sensible à la difficulté de la tâche. La perte de la composante Pe/Pc

précoce pourrait donc expliquer la disparition de l'effet d'interaction entre l'exactitude et la difficulté de la tâche sur l'ERN/CRN et de l'effet principal de la difficulté de la tâche sur la Pe/Pc tardive. En revanche, conformément à l'analyse des PE monopolaires dans l'interaction entre exactitude et difficulté, une amplitude plus grande des densités de courant de la Pe est observée après transformation par le Laplacien de surface pour les réponses erronées dans la condition facile par rapport à la condition difficile. La différence d'amplitude des densités de courant entre les composantes Pe et Pc est également apparue plus ample dans la condition facile que dans la condition difficile.

Ces résultats semblent aller à l'encontre de la plupart des études sur l'effet de la saillance des erreurs et de l'incertitude sur les potentiels évoqués liés à la réponse. Cependant, dans la majorité des études, seuls les signaux monopolaires ont été analysés, ce qui suggère que celles-ci ont en réalité évalué l'effet de la difficulté de la tâche sur l'amplitude de la Pe/Pc précoce, plutôt que sur l'ERN/CRN ou sur la Pe/Pc. Néanmoins, nos résultats sont aussi partiellement contradictoires avec ceux de Van der Borght et coll. [229] qui ont également utilisé la transformation par Laplacien de surface. Ceci peut être justifié par une partielle différence dans la manipulation de la difficulté de la tâche. Dans l'étude de Van der Borght et coll., la difficulté liée aux associations stimulus/réponse et possiblement la difficulté perceptuelle ont été manipulées. Dans notre étude, seule la difficulté perceptuelle a été considérée.

Prises ensembles, les données suggèrent que :

i les composantes ERN et CRN ne sont pas modulées par la difficulté perceptuelle de la tâche, contrairement à la composante Pe ;

ii l'effet de difficulté sur la composante Pe peut être expliqué par une plus grande saillance et certitude des erreurs dans la condition facile par rapport à la condition difficile, l'effet de ces facteurs ne s'appliquant pas pour les composantes ERN/CRN ;

iii l'utilisation du Laplacien de surface pour l'analyse des potentiels évoqués liés à la réponse semble être pertinente pour améliorer notre compréhension de leur rôle fonctionnel.

6.4.3 Impact de la difficulté de la tâche sur les PE liés au feedback

L'impact de la difficulté d'exécution d'une tâche sur l'activité cérébrale liée au feedback n'a que très peu été étudié et constituait une question majeure de notre étude. Celle-ci a révélé que le complexe FRN-P300 semble répondre de la même manière que le complexe ERN-Pe. En effet, nous observons que la composante fronto-centrale FRN est modulée par l'exactitude (feedback correct vs feedback d'erreur) et non par la difficulté, que ce soit sur l'activité monopolaire ou sur les densités de courant (i.e., après le Laplacien de surface). Ce résultat est cohérent avec de nombreuses études qui ont montré que la FRN répondait aux feedbacks "pire qu'attendus" [68, 106, 171]. À notre connaissance, aucun effet de la difficulté de la tâche n'a été démontré sur le FRN. Ce résultat est cohérent avec les théories de l'apprentissage par renforcement (*Reinforcement Learning* ; [105, 226]) et de la RewP. En effet, les stimuli de rétroaction sont équivalents dans les deux conditions de difficulté et aucune récompense monétaire ne leur est associée. Ainsi, nous observons soit une activité négative liée à une réponse plus mauvaise que prévue (rétroaction négative), soit une activité positive liée à une bonne réponse. À l'opposé, le potentiel centro-pariétal P300 est modulé par la difficulté de la tâche et non par l'exactitude du feedback, que ce soit sur l'activité monopolaire ou sur les densités de courant (i.e., après transformation par le Laplacien de surface). Ce résultat est cohérent avec la théorie d'un lien étroit

entre l'amplitude de la P300 et la quantité d'extraction d'information [113, 210]. En effet, lorsque la tâche est plus difficile, le feedback devient plus utile pour déterminer l'exactitude de la réponse. Par conséquent, plus d'informations seraient extraites de ce feedback dans la condition difficile, ce qui justifierait une augmentation de la P300.
Enfin, il semble que l'apport de la méthode du Laplacien de surface soit moins important sur les potentiels liés au feedback, bien que nous ayons observé des potentiels plus accentués à l'électrode FCz.

6.4.4 Relations entre les potentiels du monitoring des performances

L'une des plus-values de notre étude est l'analyse des co-variations des composantes du monitoring des performances. En effet, la relation entre ces quatre composantes reste mal comprise car peu de recherches ont étudié à la fois les composantes liées à la réponse et celles liées au feedback, dans un même essai. Après la transformation par laplacien de surface, notre étude montre que les PE fronto-centraux liés à la réponse (ERN/CRN) ou liés au feedback (FRN) semblent avoir un rôle fonctionnel similaire et sont modulés uniquement par l'exactitude (exactitude de la réponse ou du feedback). De même, les PE centro-pariétaux liés à la réponse (Pe/Pc) ou liés au feedback (P300) semblent être fonctionnellement équivalents mais sont modulés uniquement par la difficulté de la tâche (par un effet d'interaction pour la Pe et un effet principal pour la P300).
Cependant, les analyses de corrélation de Spearman ne nous ont pas permis de formaliser ce lien puisqu'aucune corrélation significative n'a été observée après transformation par le Laplacien de surface. Seule l'amplitude de la Pe/Pc tend à être corrélée à l'amplitude de la P300. Néanmoins, bien que l'absence de corrélation (ou que tendancielle) suggère qu'il n'y a pas de dépendance directe entre les modulations des potentiels au niveau quantitatif, cela n'exclut pas que les composantes puissent être modulées conjointement par un même facteur, c'est-à-dire qu'elles puissent contribuer à un rôle fonctionnel commun. En effet, différents auteurs suggèrent, par exemple, une dualité entre l'ERN et la FRN [94, 225]. L'ERN et la FRN pourraient varier de manière inversement proportionnelle, comme proposé par Gentsch et coll. [94] qui suggèrent que la FRN serait déclenchée lorsque la détection interne de l'erreur liée au conflit entre la réponse correcte et la réponse erronée ne fournit pas assez d'informations (i.e., incertitude) à propos du résultat de l'action. Ces auteurs ont, en l'occurrence, montré une relation inversement proportionnelle entre l'ERN et la FRN. Ceci n'est pas notre cas. Mais, il faut noter que leur tâche différait de la nôtre puisqu'aucun feedback n'était renvoyé lors des réponses correctes, ce qui rendait le feedback d'erreur plus saillant. D'autres études de simulation ont aussi proposé que l'ERN et la FRN soient deux aspects d'un même processus fonctionnel. Ullsperger et coll. [225] ont notamment émis l'hypothèse que ces PE, associés à la N200, sont trois représentations d'un processus unique se produisant à différentes étapes du comportement ciblé et de prise de décisions.

Concernant les potentiels positifs centro-pariétaux, nos résultats tendent à montrer un potentiel lien entre la Pe/Pc et la P300. Ce résultat est cohérent avec différentes recherches et les théories fonctionnelles supposées pour ces deux potentiels. D'un côté, il est suggéré que la composante Pe/Pc pourrait correspondre à une composante P300 spécifique au monitoring des performances [78, 168], elle représenterait la quantité d'informations extraite d'un stimulus lors de prises de décision. Ce rôle fonctionnel expliquerait le fait que la composante P300 ne soit pas modulée par l'exactitude de la réponse (feedback correct ou d'erreur) puisque les informations visuelles de ces deux stimuli sont identiques, contrairement à la composante Pe/Pc. Cependant, ces théories n'expliquent pas tout. L'hypothèse

selon laquelle la composante Pe/Pc correspondrait à une composante P300 supposerait qu'il y ait un effet de la difficulté de la tâche sur la composante Pe/Pc, puisque la quantité d'informations perceptuelles extraite des stimuli serait plus importante dans la condition difficile que dans la condition facile. Ce n'est pas le cas dans notre étude.
La seconde théorie fonctionnelle sur la Pe/Pc suggère que celle-ci correspondrait plutôt à une manifestation de la prise de conscience d'une erreur [163, 226]. Cette théorie apparaît plus cohérente avec les résultats que nous avons observés sur l'amplitude de la CSD dont la valeur est plus élevée dans la condition facile que dans la condition difficile et pour les erreurs par rapport aux essais corrects. En effet, l'augmentation de la difficulté de la tâche introduit une diminution de la saillance de l'erreur, qui peut elle-même créer une diminution de la prise de conscience de l'erreur. Cette diminution peut donc déclencher une baisse de l'amplitude de la CSD de la Pe, sans moduler la Pc.

Pris ensemble, nos résultats de corrélations suggèrent que la complémentarité entre les potentiels liés à la réponse et ceux liés au feedback repose principalement sur les composantes Pe/Pc et P300. Toutefois, il a été observé que les PE fronto-centraux (ERN/CRN et FRN) sont uniquement modulés par l'exactitude de la réponse alors que les potentiels centro-pariétaux (Pe/Pc et P300) sont modulés par la difficulté de la tâche. Afin de parvenir à une conclusion plus claire sur les relations entre l'ERN/CRN et la FRN et sur la dualité entre la Pe/Pc et la P300, il pourrait donc être pertinent d'étudier celles-ci à l'échelle de l'essai.

Grâce à cette première étude, nous avons montré que la difficulté d'une tâche avait un impact différentiel sur les potentiels liés au monitoring de nos propres performances et que cet effet se traduisait par une diminution de l'activité cérébrale de monitoring avec l'augmentation de la difficulté. L'utilisation de la méthode de laplacien de surface nous a permis d'améliorer notre compréhension du rôle fonctionnel relatif des différents potentiels évoqués associés au monitoring des performances. De plus, il a permis de les isoler et de définir plus précisément leurs caractéristiques en termes de latence et de localisation. Ceci peut permettre de retrouver plus facilement ces composantes dans des conditions dégradées. Enfin, nous avons constaté que ces PE pouvaient être classés en deux catégories selon leur topographie et leur sensibilité : les PE fronto-centraux (ERN/CRN et FRN), qui sont modulés par l'exactitude des réponses, et les potentiels centro-pariétaux (Pe/Pc et P300), qui répondent davantage à la difficulté de la tâche. Toutefois, le lien de corrélation restant faible entre les composantes d'une même catégorie, des études complémentaires seraient nécessaires pour mieux appréhender ces relations.

Quelques recherches récentes tendent à montrer que l'activité de monitoring des performances ne se réduit pas à la supervision de nos propres performances, mais s'étend aussi aux performances d'un autre agent, humain ou système [216, 230]. Cette problématique constitue l'objectif principal de l'étude qui suit.

6.5 Points notables

Le but de cette étude en EEG était de déterminer l'impact de la difficulté d'une tâche sur les activités cérébrales de monitoring des performances et de mieux comprendre les relations entre les différentes composantes liées à la réponse et au feedback. Les bénéfices de cette expérimentation sont observables :

au niveau théorique puisque l'étude de l'impact de la difficulté de la tâche sur les PE liés au monitoring des performances à la fois lors de la réponse et du feedback a

permis d'identifier plus précisément le rôle fonctionnel de chaque composante ;

au niveau technique puisque l'utilisation de la méthode du Laplacien de Surface pour les analyses EEG, a permis une meilleure discrimination des PE ;

au niveau applicatif puisque l'identification des caractéristiques (fonctionnelles, temporelles et spatiales) des PE, permettrait de sélectionner ceux qu'il serait possible et pertinent de détecter dans des conditions écologiques en sortie du laboratoire.

Chapitre 7

Étude 2 : Monitoring des performances en supervision d'un agent humain et d'un système

Dans le but d'aborder les questionnements liés à la neuro-ergonomie et par conséquent à l'étude des interactions avec des environnements fortement automatisés, nous avons mené une étude portant sur l'identification des corrélats neuro-fonctionnels de la supervision de systèmes automatisés. Pour ce faire, nous avons souhaité identifier l'activité électroencéphalographique du monitoring des performances d'un autre agent lors d'une tâche de laboratoire plus ou moins difficile. Dans un premier temps, nous rappelons succinctement le contexte de cette étude, son intérêt et les résultats attendus. Puis l'expérimentation réalisée et les mesures effectuées sont détaillées. Nous avons utilisé la même tâche que dans l'étude précédente, que nous avons adaptée à un contexte de supervision. Enfin, les résultats obtenus sont présentés et discutés de manière critique.

Cette étude a été validée par le Comité d'Ethique pour les Recherches Non Interventionnelles du Pôle Grenoble Cognition (avis n°$IRB00010290 - 2016 - 09 - 13 - 12$; voir l'annexe C p. 172).
Cette deuxième étude a donné lieu à un article publié dans le journal *NeuroImage* (doi : 10.1016/j.neuroimage.2018.11.013).

7.1 Contexte

Le processus de monitoring des performances, présenté dans le chapitre 1 et examiné dans l'étude 1 pour nos propres actions est également primordial dans notre vie quotidienne lors d'interactions avec les autres [226]. L'efficience de ces interactions sociales reposerait sur notre capacité à anticiper les actions d'autrui, mais aussi à apprendre de ces actions et à réajuster nos comportements en temps réel [223]. Bien que les corrélats neuronaux liés au monitoring de nos propres performances soient relativement bien connus, l'activité cérébrale associée au monitoring des performances d'autrui reste encore très peu étudiée. Quelques études récentes suggèrent que les corrélats cérébraux liés à la détection des erreurs d'autrui seraient similaires à ceux associés à la détection de ses propres erreurs (voir chapitre 2).
Lors de tâches de supervision, diverses études en électroencéphalographie ont montré que la détection des erreurs d'un autre agent humain induit une composante négative suivie d'une déflexion positive dans les régions fronto-centrales. Ces composantes, nommées "négativité d'observation liée aux erreurs" (*"observation Error-Related Negativity"* ou oERN

[230, 57, 47]) et "positivité d'observation liée aux erreurs" (*"observation error Positivity"* ou oPe [35, 238, 122]) seraient assimilées selon la plupart des auteurs aux composantes négative (ERN) et positive (Pe) liées au monitoring de nos propres erreurs ([122, 164, 230]). De plus, des études d'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf) ont montré que les mêmes régions cérébrales semblent activées lors de la détection de nos propres erreurs et celles d'autrui [164, 64, 53, 63].

Parallèlement, quelques études de neuro-imagerie se sont intéressées à la détection des erreurs d'un système. Différents types d'erreurs de système ont été étudiées : des dysfonctionnement de systèmes déclenchés par des actions d'agents humains [64, 94], des classifications erronées dans le cadre des IHM [46, 47, 80], l'observation d'erreurs d'avatars [185], etc. Ces études ont montré, de manière consistante, l'existence des mêmes potentiels que ceux décrits lors de la supervision d'un agent humain avec une même topographie : une onde négative environ $250ms$ après la réponse du système, suivi d'une onde positive plus ample entre 250 et $500ms$ après la réponse du système, localisées dans les régions fronto-centrales (i.e., électrodes FCz, Fz, Cz). Néanmoins plusieurs études ont identifié une autre composante, dans les régions fronto-centrales (FCz,Cz), lors de l'observation d'erreurs commises par un système : la N400 [176, 185, 81]. Cette onde habituellement enregistrée dans les régions centro-pariétales (CPz) lors de l'observation d'aberrations sémantiques semble également être observée à des localisations plus frontales, lors de l'observation d'aberrations dans la "sémantique de mouvements" (séquences de mouvements ; [9, 176]). Cependant, il apparaît que ce potentiel est observé uniquement lorsque le superviseur observe un mouvement du système IHM ou de l'avatar.

Bien que l'ensemble de la littérature sur la supervision de système suggère des corrélats similaires à ceux observés lors de la supervision d'un agent humain, différentes critiques peuvent être émises. La première critique concerne le fait que la majorité des études ont évalué des dysfonctionnements de systèmes induits par des actions/mouvements d'agents humains (le participant ou autre agent humain visible par le participant) ou en utilisant des avatars humains. Or, de nombreuses dimensions psychosociales semblent jouer un rôle dans le processus de monitoring des performances d'un autre agent humain, telles que la rivalité (compétition ou coopération) [122, 57], la similarité interpersonnelle [35], l'empathie [162], l'intentionnalité [63], l'agentivité [53], la représentation motrice [230]. Dans les composantes évoquées décrites dans la majorité des études sur la supervision de systèmes, associant systématiquement une activité humaine, il est donc difficile de dissocier la part d'influence de ces paramètres psychosociaux. Par ailleurs, la plupart de ces dimensions psychosociales ne peuvent pas être développées avec un système artificiel automatisé comme elles le peuvent avec un autre agent humain ou assimilé [199, 243]. Les autres critiques reposent sur le fait qu'aucune étude, à notre connaissance, n'a comparé directement la supervision d'un agent humain et d'un agent artificiel automatisé exécutant une même tâche. À notre connaissance, aucune étude EEG n'a évalué non plus l'activité cérébrale associée à la détection d'erreurs d'un système artificiel automatisé effectuant une tâche humaine alors que beaucoup de systèmes de la vie courante ont remplacé l'humain sur des tâches humaines (e.g., le pilotage automatique en aéronautique).

La présente étude EEG visait à caractériser les corrélats cérébraux liés à la supervision des performances d'un agent humain ou d'un système automatisé, dans le même paradigme expérimental. À cette fin, les participants ont pris part à une tâche d'Eriksen analogue à celle utilisée dans l'étude 1 (chapitre 6 de la thèse) mais dans laquelle ils devaient cette fois-ci superviser un agent humain et un agent artificiel pendant que ces

derniers exécutaient la tâche. Cette étude n'impliquait aucune visualisation d'action motrice associée à la décision de l'agent afin d'éviter tout biais lié à cette dimension absente lors de la supervision d'un système automatisé. Cette procédure expérimentale permettait de superviser à la fois les agents humains et artificiels qui effectuaient exactement la même tâche, modulant ainsi uniquement le type d'interaction que le participant développe avec chaque agent. De plus, il a été montré dans l'étude 1 de la thèse et d'autres études de la littérature [177, 229] que les potentiels associés au monitoring de nos propres performances sont modulés par la difficulté de la tâche. Qu'en est-il de l'influence de la difficulté de la tâche sur la supervision d'un autre agent, humain ou artificiel ? La réponse à cette question reste encore largement mal connue. Deux niveaux de difficulté (facile et difficile) ont donc été considérés dans notre étude afin d'évaluer l'influence de la difficulté de la tâche sur l'activité de supervision et mieux comprendre le rôle des activités cérébrales associées à la supervision des performances d'autrui, que l'agent soit humain ou un système artificiel. Le niveau de difficulté de la tâche d'Eriksen utilisée a été manipulé en utilisant, comme dans l'étude 1, des distracteurs (condition difficile) ou non (condition facile) autour de la cible que devait identifier l'autre agent humain ou le système. Une des particularités de notre étude par rapport à d'autres études de la littérature [230] est le fait que le participant comme l'exécutant (autre agent humain ou système) ont visualisé les mêmes stimuli quelle que soit la condition de difficulté de la tâche afin d'évaluer le processus de supervision des performances dans un même contexte expérimentale.

Enfin, afin d'identifier l'activité cérébrale spécifiquement liée au suivi de la performance d'un autre agent sans notions préconçues sur leurs caractéristiques spatio-temporelles, les données EEG ont été analysées statistiquement à l'aide d'un test non paramétrique et robuste de permutation basé sur des clusters (*Cluster-based permutation test* ; [153]). Cette analyse, décrite en détail dans la section 5.1.3.2, a été utilisée initialement sur des données d'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf) et ne nécessite pas, à l'opposé des techniques d'analyse habituelles des données EEG, de choisir une fenêtre temporelle ni une électrode particulière pour analyser les données. À notre connaissance, ce type d'analyse n'a jamais été appliqué auparavant sur des données d'activité cérébrale associée au monitoring des performances. L'utilisation de ce type d'analyse permet d'évaluer, de manière plus objective et sans a priori, l'ensemble des activités spatio-temporelles associées au monitoring des performances d'autrui. Dans cette étude, nous présentons à la fois les analyses habituelles de la littérature (ANOVA sur le pic d'amplitude des PE moyens sur des électrodes données) et les résultats de cette analyse par cluster, à des fins de comparaison.

Hypothèses

PE associés à la supervision des performances Nous supposons que les potentiels évoqués associés à la supervision des performances d'autrui seront similaires à ceux décrits dans la littérature, à savoir une oERN et une oPe dans les régions fronto-centrales, et ce pour la supervision d'un agent humain ou d'un système automatisé. De plus, quel que soit le type d'agent, l'amplitude de ces deux composantes devraient être plus élevée pour la détection d'erreurs que pour la détection de réponses correctes, en accord avec la littérature [164, 216].

Impact du type d'agent Concernant l'influence du type d'agent, la question fait débat compte tenu des effets différentiels des dimensions psychosociales sur l'activité de monitoring des performances [133, 199]. Certains auteurs montrent notamment une augmentation de l'activité EEG de supervision avec la diminution de la similarité interpersonnelle au

niveau des croyances [35]. Cependant, d'autres auteurs montrent une diminution de l'activité EEG de supervision avec (i) une diminution de l'intentionnalité [63] et (ii) une diminution de la représentation motrice [230].
Dans notre étude, les participants ne seront pas confrontés physiquement à l'autre agent lors de l'expérimentation (ils ne visualiseront que la réponse résultante de la décision de l'agent sur un écran), et ils ne seront présentés à lui que de manière formelle. Par conséquent, nous supposons que la similarité interpersonnelle et la représentation motrice n'auront aucun effet dans notre étude. Seule l'intentionnalité devrait affecter l'activité de monitoring. C'est pourquoi nous émettons l'hypothèse que l'oERN sera diminué lors de la supervision du système automatisé du fait d'une diminution d'intentionnalité par rapport à l'agent humain.

Impact de la difficulté Enfin, concernant l'effet de la difficulté de la tâche sur les potentiels de supervision, plusieurs études ont montré un effet de l'incertitude et de la difficulté de la tâche sur les PE du monitoring des performances [229, 177, 71] (voir aussi l'étude 1 dans le chapitre 6). Le degré d'incertitude est augmenté dans la condition difficile de notre étude du fait de la complexité perceptuelle du stimulus. Nous nous attendons donc à observer une diminution de l'amplitude des potentiels de supervision (oERN et oPe) dans la condition difficile par rapport à la condition facile.

7.2 Méthodologie

7.2.1 Expérimentation

7.2.1.1 Participants

Les participants recrutés pour cette étude étaient les mêmes que ceux de l'étude 1 pour une adaptabilité adéquate de la tâche de supervision aux participants (perception réaliste : les temps de réaction des autres agents de la tâche de supervision ayant été basés sur les temps de réaction réels des participants de l'étude 1).
Les dix-sept participants sains (12 hommes ; 27.5 ± 4.78 ans), droitiers ($87.06 \pm 4.54\%$ au Edimburg Inventory test [170]) de la première étude ont donc pris part à cette seconde étude. Ils ont signé un consentement éclairé écrit et ont reçu une compensation financière.

7.2.1.2 Protocole expérimental

a) Stimuli

Lors de cette étude, les stimuli présentés aux participants étaient les mêmes que dans l'étude 1 (voir paragraphe 6.2a)). Pour rappel succinct, une flèche cible était présentée au centre de l'écran, entourée de quatre distracteurs (deux au-dessus et deux en dessous). Deux niveaux de difficulté étaient considérés : (i) une condition facile sans les distracteurs, et (ii) une condition difficile avec les distracteurs (voir figure 7.1). Le chevron cible pointait soit vers le haut, soit vers le bas ; et les distracteurs pointaient soit dans le même sens que la cible (condition congruente), soit dans le sens opposé (condition incongruente ; voir figure 7.1a). Puis, le stimulus était suivi par l'affichage de la réponse de l'agent, représentée par un chevron central orienté vers le haut ou vers le bas (voir figure 7.1b).

b) Procédure

Lors de cette étude, les participants devaient superviser un agent, humain ou un système automatisé, qui exécutait la tâche d'Eriksen [76] modifiée. Ils devaient indiquer l'exactitude de la réponse de l'autre agent, en fonction du stimulus observé. Leurs réponses étaient

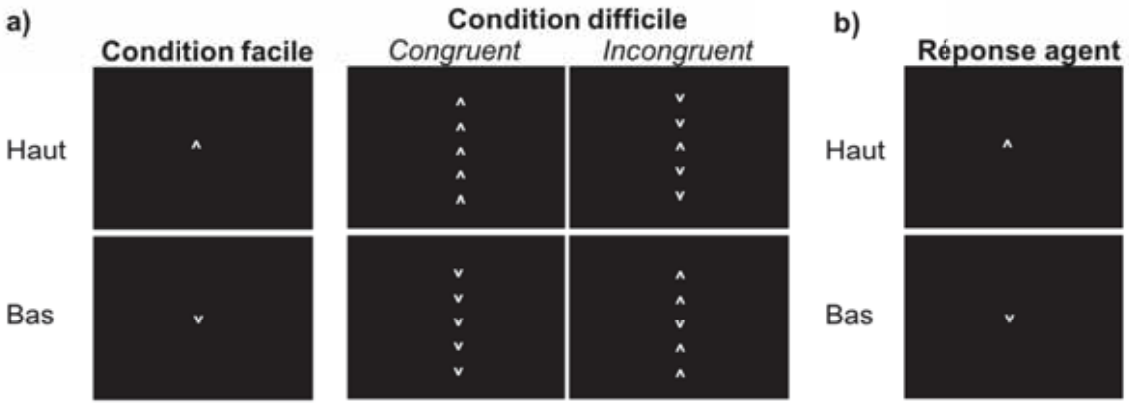


Figure 7.1 – Description des différents affichages pour (a) le stimulus dans la condition facile (gauche) et la condition difficile (droite) pour les essais congruents et incongruents ; et pour (b) les réponses de l'agent pour les deux types de réponse.

enregistrées à l'aide du boîtier de réponse Chronos® (Psychology Software Tools Inc., Pittsburg, USA). L'expérimentation était divisée en deux sessions, ayant lieu sur deux jours distincts séparés d'au moins une semaine, et se différenciant par le niveau de difficulté de la tâche (condition facile pour l'une des sessions et difficile pour l'autre). L'ordre des sessions était contrebalancé au travers des participants : huit ont réalisé la condition facile en premier, alors que les neuf autres ont commencé par la condition difficile. Chaque session était composée de dix blocs expérimentaux effectués par l'agent humain (un collègue) et de dix blocs effectués par le système automatisé (un ordinateur). L'ordre des vingt blocs était pseudo-randomisé au travers des participants pour la première session, mais conservé pour la deuxième session pour chaque participant. Les participants étaient informés au début de chaque bloc du type d'agent exécutant la tâche. Nous avons gardé, pour chaque niveau de difficulté, le même nombre d'essais que dans la première session [1] (i.e., 72 essais par bloc de la condition facile et 48 essais par bloc de la condition difficile). Pour chaque condition de difficulté, les essais étaient répartis de manière équiprobable entre les différents types de stimuli, et affichés de manière pseudo-randomisée.
Chaque essai commençait par l'affichage d'un cadre de fixation (angle visuel de $4.85° \times 1.9°$; $1 \pm 0.25s$) suivi par l'affichage du stimulus pendant $10ms$ puis par un point de fixation jusqu'à la réponse de l'agent exécuteur. Cette réponse était ensuite affichée pendant $350ms$ et suivie par un écran noir pendant 300 à $350ms$.Enfin, chaque essai se terminait par la question *"ERREUR ?"* qui restait affichée à l'écran pendant $1s$ durant laquelle le participant devait indiquer l'exactitude de la réponse de l'agent, en appuyant sur le bouton correspondant. Les boutons associés aux réponses ("Oui" ou "Non"), étaient contrebalancés au travers des participants. Enfin, les participants étaient familiarisés avec la tâche en amont, mais aucun essai de familiarisation n'a été analysé. La figure 7.2 représente la description d'un essai.

Afin d'éviter tout biais dans le nombre d'erreurs et de réponses corrects commises par l'agent pour chaque participant, tous les essais ont été automatisés. L'agent humain restait cependant dans la pièce adjacente à celle du participant sur toute la durée de l'expérimentation, et allait le rencontrer à chaque pause afin que le participant adhère à l'existence de cet agent humain et croit ainsi en la manipulation expérimentale. Le taux d'erreurs pour les deux sessions a été fixé à 33.3%. Les temps de réaction de l'agent

1. Voir section 5.2. Les calculs de ces nombres d'essais par condition de difficulté étaient réalisés sur la base de pré-tests réalisés en amont et dont les résultats sont présentés dans l'annexe B.1.

exécuteur ont été tirés des valeurs enregistrées pour chaque participant et dans chaque condition expérimentale dans l'étude 1.

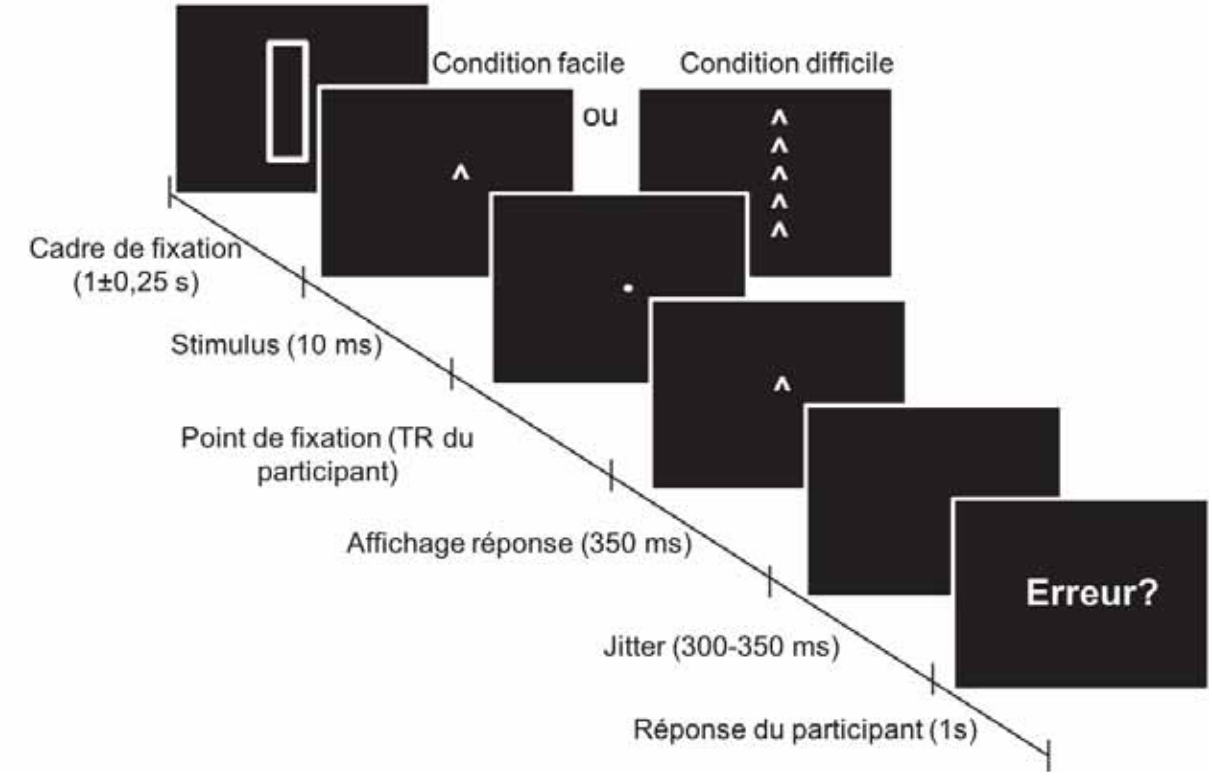


Figure 7.2 – Déroulement d'un essai dans la tâche de supervision lors d'une tâche d'Eriksen modifiée.

7.2.2 Mesures et analyses

7.2.2.1 Mesures subjectives

Comme dans l'étude 1, l'état de vigilance et émotionnel ainsi que la difficulté de la tâche ont été évalués au cours de cette étude 2 selon la même procédure. Au début et à la fin de l'expérimentation et pour chaque session de difficulté, l'état de vigilance a été évalué à l'aide de l'échelle de Somnolence de Karolinska sur une échelle allant de 1 (Très éveillé(e)) à 9 (Très somnolent(e)). Différentes dimensions émotionnelles des participants (Calme/Apaisement, Stress, Joie, Ennui) ont également été mesurées en début et fin d'expérimentation et pour chaque session de difficulté à l'aide d'échelles de Likert.

L'état de vigilance ainsi que les valeurs subjectives d'état émotionnel des participants ont été ensuite analysées à l'aide d'une ANOVA à mesures répétées avec pour facteurs intra-sujets la difficulté de la tâche (condition facile vs. difficile) et le moment de l'expérimentation (début vs. fin de l'expérimentation).

La difficulté de la tâche a également été évaluée à la fin de chaque session, sur une échelle de Likert allant de 0 – Facile – à 10 – Difficile – afin de confirmer nos conditions expérimentales. La difficulté de la tâche a été analysée statistiquement à l'aide d'un test de Student apparié, avec le niveau de difficulté (facile vs. difficile) comme facteur intra-sujet. Deux participants n'ont pas rempli l'échelle de difficulté de la tâche à la fin de la

tâche difficile et ne sont, par conséquent, pas inclus dans cette analyse.

Enfin, pour une partie des participants (11 sur les 17), nous avons estimé la manipulation expérimentale sur le type d'agent à la fin des deux passations à l'aide d'un questionnaire évaluant :

— s'il est plus simple de superviser l'ordinateur ou l'agent humain : sur une échelle de -5 (ordinateur) à $+5$ (humain) ;
— le niveau de confiance des participants envers l'ordinateur : sur une échelle de 0 (pas du tout confiant) à 10 (extrêmement confiant) ;
— le niveau de confiance des participants envers l'agent humain : sur une échelle de 0 (pas du tout confiant) à 10 (extrêmement confiant) ;

Puis une question ouverte était posée, leur demandant d'indiquer la différence principale observée entre l'ordinateur et l'opérateur humain, s'il y en a une. Les résultats de ces questionnaires ont été reportés de manière qualitative et consultative, puisqu'il n'est pas possible d'effectuer des analyses statistiques pertinentes sur cet échantillon non complet.

7.2.2.2 Mesures comportementales

Les réponses des participants liées à l'identification de la réponse de l'agent ont été enregistrées à l'aide du logiciel E-Prime 2.0 (Psychology Software Tools, Inc., Pittsburg, USA). Pour chaque participant, les taux de détection d'erreurs faites par l'agent (TDE) ont été calculés dans chaque condition expérimentale (niveau de difficulté et type d'agent) comme le ratio entre le nombre d'erreurs correctement détectées par le participant et le nombre total d'erreurs dans la condition donnée (i.e., 240 par type d'agent dans la condition facile et 160 par type d'agent dans la condition difficile).
De plus, la discriminabilité des stimuli a été mesurée dans chaque condition expérimentale à travers le coefficient *d'*. Ce coefficient correspond à la détectabilité d'un signal donné pour un observateur donné [218]. Il est mesuré par :

$$d' = z_{Reconnaissances} - z_{FaussesAlarmes} \tag{7.1}$$

avec z le $z-score$ pour chaque type de réponse (i.e., l'air sous la courbe de la loi normale au-dessus de cette valeur de z correspond au taux de reconnaissances ou de fausses alarmes). Dans notre cas, le taux de reconnaissances correspond au taux d'erreurs correctement détectées, et le taux de fausses alarmes au taux de réponses correctes identifiées comme des erreurs. La valeur du d' peut être négative, nulle ou positive. Un d' égal à 0 signifie que le participant détecte 50% des essais, i.e. cela correspond au niveau de hasard. Une valeur de d' positive signifie une détection au-dessus du hasard, et inversement pour une valeur de d' négative.

Les TDE et valeurs de d' ont été analysés à l'aide du logiciel R [192] (v.3.3.2) avec une ANOVA à mesures répétées comprenant le type d'agent (agent humain vs. système) et la difficulté de la tâche (condition facile vs. condition difficile) comme facteurs intra-sujets [2] Les valeurs d'états carrés partiels ont été reportées comme mesure des tailles d'effet. Les

2. Les TDE ont été initialement analysés en prenant en compte la congruence des essais dans le niveau de difficulté de la tâche – i.e., trois niveaux de difficulté qui sont facile vs. difficile congruent vs. difficile incongruent. N'observant pas d'effet de la difficulté ($F(2,32) = 2.72; p = .08$), et pour des questions de puissance statistique, nous avons décidé de regrouper les essais difficiles congruents et incongruents à la fois pour l'analyse des données comportementales mais aussi pour l'analyse des données EEG. De plus, l'étude précédente dans laquelle les participants ont dû effectuer la même tâche que les agents dans celle-ci, n'a montré aucun effet significatif de la congruence des essais sur les PE de monitoring des performances dans la condition difficile ($F(1,16) = 0.97; p = .34$).

comparaisons de moyennes ont été effectuées à l'aide du test post-hoc de Bonferroni.
Enfin, les temps de réaction des participants à la question "ERREUR ?" n'ont pas été analysés ici puisque les participants n'avait pas pour consigne de répondre le plus rapidement possible. Aucune contrainte temporelle n'était imposée dans le protocole.

Tous les résultats sont reportés en moyenne ± ESM. Le niveau de significativité a été placé à $\alpha = .05$.

7.2.2.3 Mesures électroencéphalographiques

Les activités EEG et EOG ont été enregistrés en continu à l'aide des mêmes dispositifs que ceux utilisés dans la précédente étude (voir la fin du chapitre 5.1 et la section 6.2.2.3 p.71).

Les données électrophysiologiques ont été pré-traitées selon la même procédure que celle employée dans l'étude 6 (section 6.2.2.3). La seule différence réside dans le moment d'analyse. La séquence des différentes étapes de pré-traitement des données EEG est décrite dans la figure 6.3 et ces étapes sont rappelées succinctement ici. Toutes les analyses EEG ont été effectuées à l'aide des toolboxes EEGLAB [62] et FieldTrip [172] sous le logiciel MATLAB® (The Mathworks, Inc.).
Les données brutes EEG ont été re-référencées aux mastoïdes. Puis, le signal a été segmenté en périodes de 3 secondes à partir du début de l'essai. Le signal a été ensuite sous-échantillonné à $500Hz$ puis filtré à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bande entre 0.5 et $30Hz$. Tous les segments contaminés par de l'activité musculaire et/ou des artefacts non-physiologiques ont été éliminés après inspection visuelle. Les artefacts liés à l'activité oculaire (clignements et mouvements oculaires) ont ensuite été corrigés en utilisant une ICA (sur 72 composantes indépendantes, 1.29 ± 0.11 composantes ont été enlevées par sujet) [62].
Finalement, les données ont été re-segmentées sur une fenêtre de -200 à $750ms$ centrée sur l'affichage de la réponse de l'agent (humain ou automatisé).
Les données ont ensuite été corrigées à la ligne de base prise sur la période de $200ms$ précédant la réponse de l'agent. Enfin, pour chaque participant et chaque électrode, les potentiels évoqués induits dans chaque essai ont été moyennés en fonction de l'exactitude de la réponse de l'agent (erreur et réponse correcte), du type d'agent (humain et système) et de la difficulté de la tâche (facile et difficile). Les essais mal classifiés par le participant (i.e., les fausses alarmes, faux négatifs et omissions) ont été exclus des analyses EEG.

Sur la base des grandes moyennes, plusieurs potentiels évoqués ont été visuellement identifiés dans les régions fronto-centrales avec un maximum sur l'électrode FCz en accord avec la littérature. Nous avons tout d'abord observé une onde positive entre 200 et $300ms$ après l'affichage de la réponse de l'agent. Cette onde correspond aux caractéristiques de la P2 [187]. Elle est suivie par un complexe composé d'une onde négative s'étendant jusqu'à $350ms$ puis d'une onde positive entre 300 et $500ms$ post-réponse de l'agent. Dans la littérature, ce complexe a été identifié comme étant un complexe N2-P3 [74, 89] ou comme étant l'ERN d'observation (oERN) suivie de la Pe d'observation (oPe). Cependant, ces deux complexes ont des caractéristiques similaires et plusieurs chercheurs ont émis l'hypothèse qu'ils représenteraient le même processus cognitif émergeant à des moment différents de la prise de décision [226]. Au vu du décours temporel de ce complexe dans nos données et des données de la littérature à ce sujet, nous avons choisi d'utiliser la nomenclature N2-P3.

Les valeurs au pic d'amplitude des composantes P2, N2 et P3 (en FCz) ont été mesurées comme dans l'étude précédente, à l'aide du logiciel ERPLAB (v7.0) [139] et de la fonction d'identification de pics locaux (avec un paramètre de voisinage égal à 2 ; voir section 5.1.3.2). L'amplitude moyenne du pic de chaque composante a ensuite été analysée statistiquement à l'aide d'une ANOVA à mesures répétées avec l'exactitude de la réponse de l'agent (réponse correcte vs. erreur), le type d'agent supervisé (humain vs. système) et le niveau de difficulté de la tâche (facile vs. difficile) comme facteurs intra-sujets.
Comme indiqué dans la section 7.2.2.2, les essais pour la condition difficile congruente et incongruente ont été moyennés à des fins de robustesse statistique.

Dans le but d'identifier les activités cérébrales associées au monitoring des performances d'autrui, sans a priori sur leurs caractéristiques spatio-temporelles, les données de potentiels évoqués ont également été analysées statistiquement à l'aide du test de permutation basé sur des clusters (*Cluster-based permutation test*). Ce test, décrit en détail dans la section 5.1.3.2, est implémenté dans la toolbox FieldTrip de MATLAB® (The Mathworks, Inc.)[172].
Cette méthode identifie dans les données PE des clusters spatio-temporels qui permettent de différencier significativement les deux conditions expérimentales comparées. Deux points clés de cette analyse sont :

1. qu'il n'est pas nécessaire de définir de latence ni de localisation à étudier,
2. qu'il n'est pas non plus nécessaire de corriger les statistiques pour les comparaisons multiples.

Les résultats de l'analyse classique et de l'analyse par permutation sont reportés dans la section suivante.

7.3 Résultats

7.3.1 Données subjectives

7.3.1.1 État de vigilance

Aucun effet de la difficulté de la tâche n'est observé sur l'état de vigilance des participants. L'état de vigilance est cependant modulé par le moment de l'expérimentation ($F(1,16) = 18.62, p < .001, \eta_P^2 = .54$).
La comparaison des moyennes indique que les participants étaient significativement moins vigilants à la fin de l'étude (5.10 ± 0.28) qu'au début (3.68 ± 0.23).

7.3.1.2 État émotionnel

Concernant l'état émotionnel des participants, aucun effet de la difficulté de la tâche n'est observé sur aucune des variables considérées (Calme/appaisement, Stress, Joie, Ennui).
Cependant, les mesures d'ennui et de calme sont toutes les deux modifiées par le moment de l'expérimentation (respectivement $F(1,16) = 9.41, p < .01, \eta_P^2 = .37$; $F(1,16) = 5.76, p < .05, \eta_P^2 = .27$).
La comparaison des moyennes indique que les participants sont significativement plus ennuyés et moins calmes en fin d'étude (respectivement 3.41 ± 0.38 et 6.26 ± 0.43) qu'en début d'étude (respectivement 2.44 ± 0.34 et 7.32 ± 0.34).

7.3.1.3 Difficulté de la tâche

Les participants ont rapporté que la tâche est significativement plus difficile à réaliser dans la condition difficile (4.60 ± 0.58) que dans la condition facile (3.34 ± 0.46, $t(14) = 3.073$, $p < .01$).

7.3.2 Données comportementales

7.3.2.1 Taux moyen de détection d'erreurs (mTDE)

Le mTDE n'est ni modulé par le type d'agent ni par la difficulté de la tâche (voir figure 7.3a).

7.3.2.2 Discriminabilité (d')

Les valeurs de d' sont en moyenne significativement au-dessus du hasard ($m = 2.20, F(1, 16) = 204.02, p < .001, \eta_P^2 = 0.93$). Aucun effet du type d'agent, ni d'interaction avec ce facteur n'est observé sur les valeurs de d'. Le d' est cependant significativement impacté par la difficulté de la tâche ($F(1, 16) = 17.24, p < .001, \eta_P^2 = 0.52$). Les comparaisons de moyennes indiquent que les valeurs de d' sont significativement plus élevées dans la condition facile que dans la condition difficile (voir figure 7.3b).

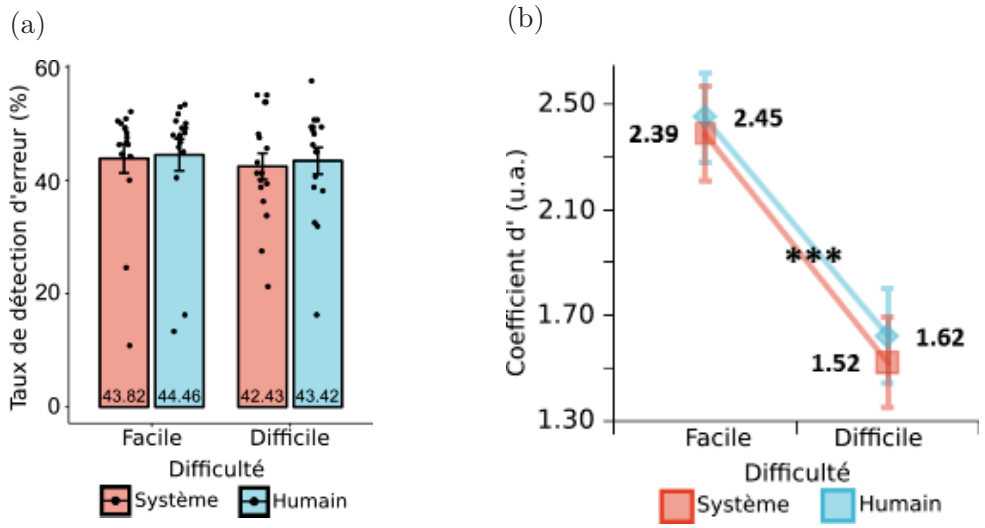


Figure 7.3 – Résultats des analyses sur les mesures comportementales. (a) Taux de détection des erreurs (± ESM) commises par l'agent humain (bleu) et le système (rouge) pour la condition facile (gauche) et difficile (droite). Les points correspondent aux valeurs pour chaque participant. (b) Discriminabilité des erreurs (± ESM) de l'agent humain (bleu) et du système (rouge) pour la condition facile (gauche) et la condition difficile (droite).

7.3.3 Données électroencéphalographiques

Ce paragraphe présente les résultats des effets de l'exactitude de la réponse, de la difficulté de la tâche et du type d'agent supervisé sur les grandes moyennes des potentiels évoqués. Nous présentons séparément les résultats des deux analyses statistiques réalisées sur les PE, i.e., analyse de variance sur l'amplitude des pics – section 7.3.3.1 – et test

de permutation basé sur les clusters – section 7.3.3.2). Nous rappelons que les essais congruents et incongruents dans la condition difficile ont été moyennés ensemble dans les analyses statistiques afin qu'elles soient suffisamment robustes.

7.3.3.1 ANOVA sur l'amplitude des pics

a) P2 L'analyse statistique classique ne montre pas d'effet du type d'agent ($F(1,16) = 0.38, p = .55$), ni d'interaction des autres facteurs avec cet effet, sur l'amplitude de la P2. L'amplitude de la P2 est significativement modulée par l'exactitude de la réponse de l'agent ($F(1,16) = 4.97, p < .05, \eta_P^2 = 0.24$) et par le niveau de difficulté de la tâche ($F(1,16) = 5.24, p < .05, \eta_P^2 = 0.25$; voir figure 7.4 et 7.4) et tend à être modulée par l'interaction exactitude x difficulté ($F(1,16) = 4.21, p = .057, \eta_P^2 = 0.21$).
Les comparaisons des moyennes montrent que l'amplitude de la P2 est plus élevée pour les erreurs détectées que pour les réponses correctes détectées et dans la condition facile par rapport à la condition difficile (voir figure 7.4).

b) N2 L'ANOVA sur l'amplitude de la N2 ne révèle pas non plus d'effet du type d'agent ($F(1,16) = 3.7 \times 10^{-3}, p = .95$) sur cette composante, ni d'interaction avec ce facteur. Néanmoins, l'amplitude de la N2 tend à être modulée par l'exactitude de la réponse de l'agent ($F(1,16) = 4.40, p = .052, \eta_P^2 = 0.22$) et est significativement modulée par la difficulté de la tâche ($F(1,16) = 4.60, p < .05, \eta_P^2 = 0.22$) et par l'effet d'interaction exactitude x difficulté ($F(1,16) = 4.61, p < .05, \eta_P^2 = 0.22$; voir figure 7.4).
Les comparaisons des moyennes montrent que l'amplitude de la N2 est plus élevée (valeurs plus négatives) dans la condition difficile que dans la condition facile. En outre, l'effet d'interaction est retrouvé dans le fait que l'amplitude de la N2 associée aux erreurs détectées dans la condition difficile est plus élevée que dans toutes les autres conditions (tous les $p < .005$). Aucune différence n'est cependant observée entre les erreurs détectées et les réponses correctes détectées dans la condition facile, ni entre les conditions facile et difficile pour les réponses correctes.

c) P3 L'analyse statistique classique ne montre aucun effet du type d'agent, ni d'effet d'interaction avec ce facteur sur l'amplitude de la P3. L'amplitude de la P3 est par contre significativement modulée par l'exactitude de la réponse de l'agent ($F(1,16) = 69.42, p < .005, \eta_P^2 = 0.81$), par la difficulté de la tâche ($F(1,16) = 15.77, p < .005, \eta_P^2 = 0.50$) et par l'interaction exactitude x difficulté ($F(1,16) = 11.07, p < .005, \eta_P^2 = 0.41$).
Les comparaisons de moyennes révèlent que l'amplitude de la P3 est significativement plus élevée pour les erreurs détectées que pour les réponses correctes, à la fois dans la condition facile ($p < .005$) et dans la condition difficile ($p < .005$; voir figure 7.4). L'effet d'interaction est reflété dans le fait que les erreurs détectées dans la condition facile déclenchent une P3 de plus grande amplitude que dans la condition difficile pour les erreurs détectées seulement ($p < .005$).
Les topographies au pic d'amplitude de la P3 pour les deux niveaux de difficulté sont données dans la figure 7.4 et se caractérisent par une activité positive fronto-centrale.

7.3.3.2 Analyse par permutation basée sur des clusters

Cette analyse nécessite d'effectuer les comparaisons deux à deux. Nous avons donc effectué l'ensemble des comparaisons dans toutes les conditions en considérant dans un premier temps les effets principaux (type d'agent, exactitude et difficulté) puis en approfondissant ensuite la comparaison des conditions 2 à 2. Pour ces derniers, seules les

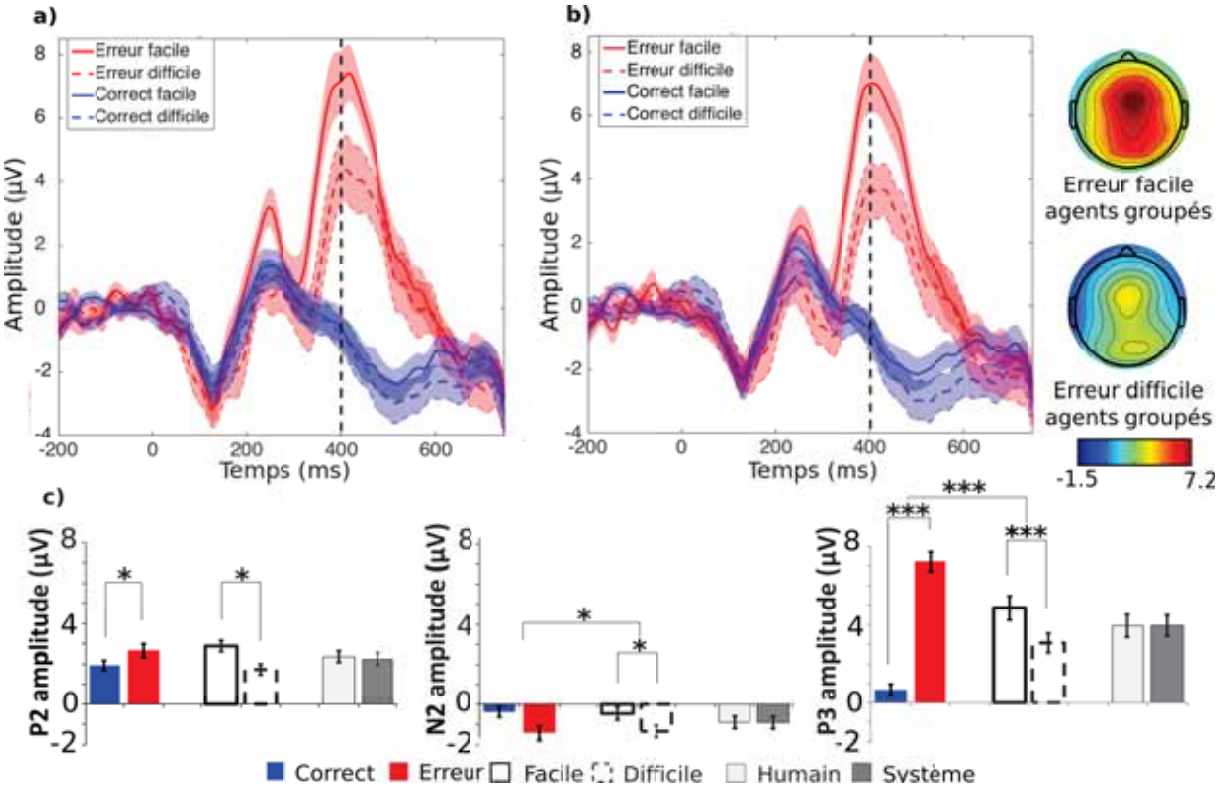


Figure 7.4 – Décours temporel à l'électrode FCz et topographies des potentiels évoqués au moment de l'affichage de la réponse de l'agent ($0ms$) pour les réponses erronées (rouge) et les réponses correctes (bleu) commises par (a) un autre agent humain ou (b) un système dans la condition facile (traits pleins) ou difficile (pointillés) de la tâche d'Eriksen modifiée. Les potentiels sont représentés par la moyenne ± écart-type pour l'ensemble des participants pour toutes les conditions. Les topographies représentent l'activité au moment du pic d'amplitude la P3 respectivement à $410ms$ post-réponse de l'agent pour les erreurs dans la condition facile (haut) et la difficile (bas). (c) Représentation des résultats des tests statistiques dans les différentes conditions. Les graphs représentent les amplitudes moyennes ± écart-type pour la P2 (gauche), N2 (centre) et P3 (droite). ($* : p < .05$, $*** : p < .005$)

comparaisons significatives sont présentées ci-dessous.
Pour les effets principaux, nous n'observons aucun cluster permettant de différencier la supervision des deux types d'agent. Cependant, nous observons deux clusters significatifs pour l'exactitude, et un cluster significatif pour la difficulté. Les deux clusters permettant de différencier la détection des réponses correctes et erronées sont : (i) un cluster de 36 électrodes associé à un potentiel négatif dans la région centrale droite et significatif entre 160 et $340ms$ post-réponse ; et (ii) un cluster positif de 67 électrodes associé à un potentiel positif dans la région fronto-centro-pariétale et significatif entre 340 et $750ms$. Les 2 clusters montrent des amplitudes plus élevées pour les erreurs que pour les réponses correctes ($p < .05$). En raison de leurs caractéristiques spatio-temporelles, ces deux PE sont présumés correspondre respectivement à la N2 et à la P3.
Concernant l'effet de la difficulté, nous avons identifié un cluster de 44 électrodes, associé à un onde positive dans la région centro-pariétale entre 0 et $110ms$ post-réponse et dont l'amplitude est significativement plus élevée dans la condition facile que dans la condition difficile. Ce cluster correspond vraisemblablement à la P2.

Les comparaisons plus approfondies des conditions deux à deux ont permis d'identifier

différents clusters significatifs. Ils sont décrits ci-après.

Pour la supervision d'un agent humain, la comparaison entre la supervision de réponses correctes et celle d'erreurs révèle un cluster significatif fronto-centro-pariétal (68 électrodes) associé à un potentiel positif différenciant de manière significative ces deux types d'essais à la fois dans la condition facile de 330 à 750ms post-réponse de l'agent ($p < .005$) et dans la condition difficile de 360 à 750ms post-réponse de l'agent ($p < .005$). Pour les deux niveaux de difficulté, l'amplitude du potentiel positif est significativement plus élevée pour les erreurs détectées que pour les réponses correctes détectées (voir figure 7.5a).

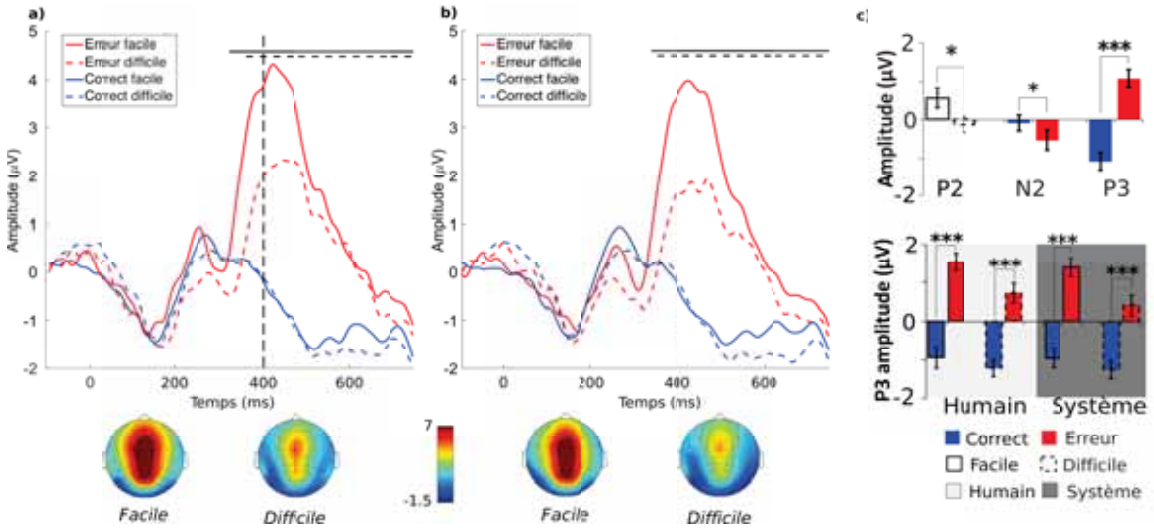


Figure 7.5 – Décours temporels et topographies des clusters au moment de la réponse de l'agent (0ms) retenus comme différenciant significativement l'observation d'erreurs (rouge) et de réponses correctes (bleu) dans les conditions facile (traits pleins) et difficile (pointillés) pour (a) la supervision d'un agent humain et (b) la supervision d'un système automatisé lors de la tâche d'Eriksen modifiée. Les fenêtres temporelles de significativité sont représentées par les traits horizontaux pour les conditions facile (traits plein) et difficile (pointillés).Les topographies représentent l'onde de différence ($Erreurs - Correctes$) au niveau du cluster pour la supervision d'un agent humain (panel de gauche) et d'un système (panel de droite) pour la condition facile (topographie de gauche) et la condition difficile (topographie de droite) à la latence 410ms pour comparaison avec les grandes moyennes en FCz de la figure 7.4. (c) Représentation des résultats des tests statistiques dans les différentes conditions. Les graphiques représentent les amplitudes moyennes sur le cluster ± écart-type sur la fenêtre temporelle de significativité et pour les électrodes incluses dans le cluster. ($* : p < .05$, $*** : p < .005$)

Pour la supervision d'un système, la comparaison entre la supervision de réponses correctes et celles d'erreurs révèle un cluster significatif fronto-centro-pariétal (67 électrodes) associé à un potentiel positif différenciant significativement ces deux types d'essais à la fois dans la condition facile de 340 à 750ms post-réponse de l'agent ($p < .005$) et dans la condition difficile de 350 à 750ms post-réponse de l'agent ($p < .005$). Pour les deux niveaux de difficulté, l'activité cérébrale liée à la supervision des erreurs du système apparaît significativement plus élevée que celle liée à la supervision de leurs réponses correctes (voir figure 7.5b).
Ce cluster et ce résultat sont similaires à ceux observés pour la supervision d'un agent humain comme illustré par la figure 7.5. En raison de ses caractéristiques spatio-temporelles,

nous estimons que ce cluster correspond à la P3.
Pour la supervision d'un système, et dans la condition difficile uniquement, la comparaison des réponses correctes et des erreurs détectées fait ressortir un cluster significatif associé à un potentiel négatif différenciant significativement ces deux conditions dans la région centrale droite de 240 à 370ms post-réponse de l'agent ($p < .05$). Ce potentiel négatif est significativement plus ample lors de l'observation d'erreurs du système comparativement à l'observation de ses réponses correctes et peut être assimilé à la N2 du complexe N2-P3 (voir figure 7.6a). La topographie représente l'activité du cluster et met en évidence la latéralisation de cette activité.

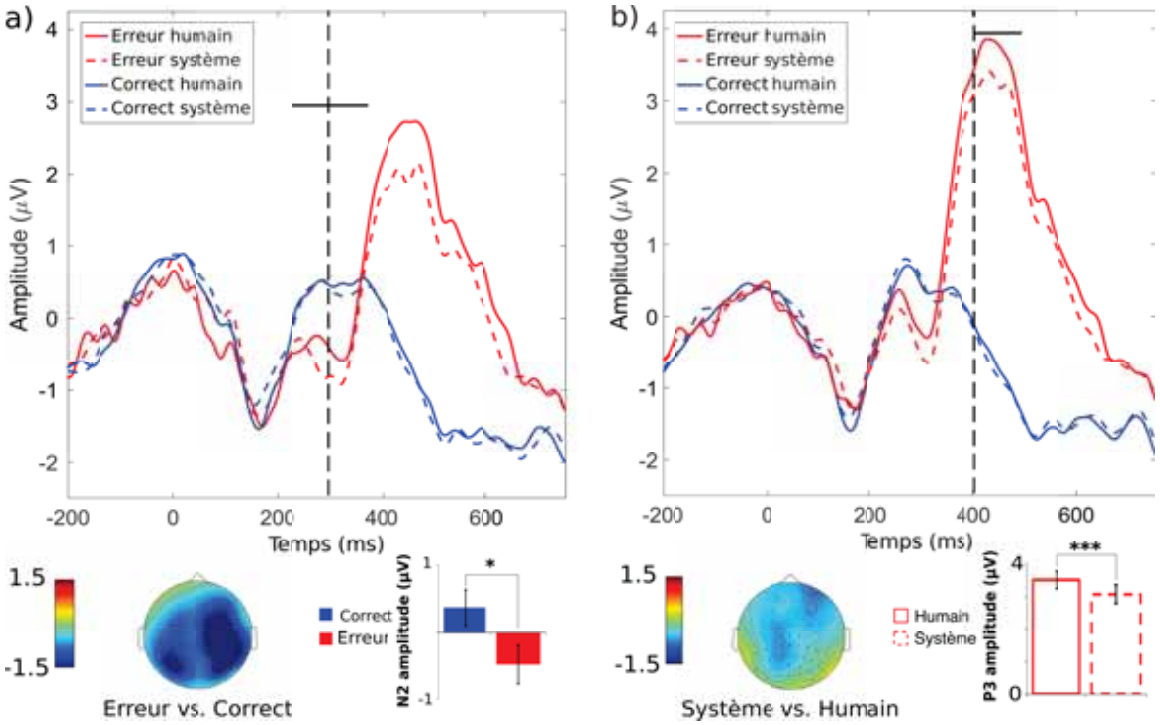


Figure 7.6 – Décours temporels et topographies des clusters au moment de la réponse de l'agent (0ms) retenus comme différenciant significativement (a) l'observation d'erreurs (rouge) et de réponses correctes (bleu) dans la condition difficile pour la supervision d'un système (pointillés) correspondant au N2. La topographie (panel du bas) représente l'onde de différence ($Erreurs - Correctes$) au centre du cluster (300ms) pour toutes les électrodes qui sont incluses dedans ; et (b) l'observation d'erreurs (rouge) pour la supervision d'un agent humain (trait plein) et d'un système (pointillés) pour les deux niveaux de difficulté groupés. La topographie (panel du bas) représente l'onde de différence ($Systeme - Humain$) au moment de la P3 (410ms, pour comparaison avec les autres figures représentant la P3) pour toutes les électrodes incluses dans le cluster. Les graphiques représentent les résultats des tests statistiques pour les clusters comme amplitude moyenne ± écart-type sur la fenêtre de significativité du cluster et pour toutes les électrodes incluses. ($* : p < .05$, $* * * : p < .005$)
Les autres conditions sont présentées pour comparaison comme des moyennes sur les électrodes du cluster significatif. Les fenêtres temporelles de significativité sont représentées par les traits horizontaux.

La comparaison d'activité cérébrale entre la supervision d'un agent humain et d'un système selon l'exactitude des réponses a permis de mettre en évidence un cluster fronto-centro-pariétal significatif associé à un potentiel positif différenciant la supervision des

deux types d'agent entre 400 et 500ms post-réponse de l'agent. Ce cluster significatif est obtenu seulement pour l'observation d'erreurs lorsque les deux niveaux de difficultés sont groupés et est associé à une activité plus ample pour la détection d'erreurs humaines que pour la détection d'erreurs système ($p < .05$). Du fait de ses caractéristiques spatio-temporelles, ce cluster est considéré comme correspondant à la P3 du complexe N2-P3 (voir figure 7.6b).

Enfin, la comparaison entre la condition facile et la condition difficile selon l'exactitude des réponses de l'agent révèle un cluster fronto-central significatif associé avec une activité positive entre 180 et 590ms post-réponse. Ce cluster significatif est obtenue seulement pour l'observation d'erreurs lorsque les deux types d'agent sont groupés $p < .005$) et est associé à une activité plus ample dans la condition facile que dans la condition difficile. Il est considéré comme correspondant à un complexe regroupant les ondes P2 et P3.

7.4 Discussion

Le but de cette étude en EEG était de caractériser les activités cérébrales associées au monitoring des performances lors de la supervision d'un autre agent, humain et système automatisé. À cette fin, 17 participants ont pris part à une version modifiée de la tâche d'Eriksen, dans laquelle ils devaient identifier le plus précisément si la réponse d'un autre agent à cette tâche était correcte ou erronée. Afin d'évaluer l'influence de la difficulté de la tâche sur l'activité de supervision, deux niveaux de difficulté des tâches ont été également examinés. Enfin, les activités liées au monitoring des performances d'un autre agent ont été analysées à l'aide (i) d'une analyse classique de variance sur l'amplitude maximale des PE moyennés et (ii) d'une méthode plus robuste ne requérant pas d'a priori sur les caractéristiques spatio-temporelles de l'activité cérébrale pour identifier les différences entre les conditions expérimentales, à savoir le test de permutation basé sur les cluster. Cette méthode nous a permis de répondre à nos trois questions d'intérêt :

1. Est-il possible d'observer une activité cérébrale de monitoring des performances dans un contexte de supervision ?
2. Le cas échéant, cette activité est-elle modifiée par le type d'agent supervisé (humain vs. système automatisé) ?
3. Enfin, la difficulté de la tâche a-t-elle un impact sur cette activité liée à la supervision d'autrui ?

Nous allons discuter dans les paragraphes suivants comment il est possible de répondre à ces questions au vu de nos résultats expérimentaux.

7.4.1 Activité de monitoring des performances lors de la supervision d'autrui

L'activité cérébrale de monitoring des performances d'autrui n'a pas été aussi étudiée que le monitoring de nos propres performances [200, 216]. Notre étude permet d'avancer dans la compréhension de ce processus. En effet, nous montrons qu'il existe une activité cérébrale spécifique à la détection d'erreurs commises par un autre agent, qu'il soit humain ou automatisé. Cette activité, apparaissant entre 200 et 750ms, est mesurée dans la région fronto-centrale et partage les caractéristiques d'un complexe bien connu : le complexe N2-P3. Dans notre étude, ce complexe est précédé par une autre onde positive : la P2. Les études sur la supervision [35, 57, 81, 82] d'autrui ont révélé un complexe

similaire à celui que nous avons obtenu pour l'observation d'erreurs d'autrui, possédant les mêmes caractéristiques spatiales et temporelles. Ce complexe, une onde négative suivie d'une onde positive, est nommé "interaction Error-related Potential" ou "iErrP" par Ferrez and Millan [81] lors d'interactions homme-machine, mais il est aussi rapproché du complexe ERN-Pe d'observation dans plusieurs études (i.e., oERN et oPe ; [11, 122, 230]). Certaines études ont souligné la présence de différences entre le complexe observé lors du monitoring d'autrui et ce complexe N2-P3. Cependant, la nature des tâches utilisées (e.g., Go-NoGo) de même que le type de supervision étudiées (e.g., coopération/compétition, place du participant par rapport à l'agent, différences entre l'observateur et l'agent, etc.) peuvent expliquer ces résultats a priori contradictoires. Fait intéressant, différentes études ont suggéré que la N2-P3 pourrait représenter le même processus cognitif que l'ERN-Pe, à des moments différents du monitoring des performances. Ullsperger et coll. [226] ont suggéré, sur la base d'expérimentations et de simulations, que l'ERN, la N2 et la FRN représentaient trois aspects du même processus de prise de décision lors d'actions dirigées. De même, ils défendent l'idée selon laquelle la Pe et la P3b sont deux représentations d'un même processus d'accumulation d'informations sur le signal envoyé, pour la prise de décision [169]. Nos résultats vont dans le sens de ces théories. Nous obtenons un complexe N2-P3 lors de l'observation d'erreurs d'autrui.

De plus, l'analyse par clusters a révélé le même schéma de résultats avec un pic négatif suivi d'une onde positive plus étendue. Cependant, la puissance statistique de cette analyse est bien plus élevée puisqu'elle considère l'ensemble des points au niveau spatial et temporel (72 électrodes $\times$ 475 points temporels). De plus, cette analyse est plus robuste puisqu'elle définit la loi de distribution des données sur la base des données elles-mêmes. Sans définir de fenêtre temporelle d'analyse ni de localisation spécifique a priori [153], cette analyse prend tout de même en compte la proximité des points au niveau spatial et temporel. Elle révèle le même complexe composé d'une P2 puis du complexe N2-P3. La P3 de ce complexe est de plus significativement plus élevée pour les erreurs que pour les réponses correctes quel que soit le type d'agent.
De même, la comparaison entre la supervision des erreurs et des réponses correctes a permis d'identifier un cluster significativement plus élevé pour la supervision du système dans la condition difficile. Ce cluster d'activité est observé dans la région centrale droite entre 240 et 370ms après la réponse du système. Ce cluster est identifié comme correspondant à la N2 mesurée à l'électrode FCz sur les grandes moyennes, en accord avec la littérature.

7.4.2 Supervision et type d'agent

L'analyse de variance classique (ANOVA) n'a révélé aucun effet du type d'agent sur l'amplitude des potentiels sur les grandes moyennes (pour P2, N2 et P3). De plus, aucune interaction avec ce facteur n'a été observée. En revanche, l'analyse des clusters par permutation a mis en évidence un cluster permettant de différencier de manière significative la détection des erreurs commises par un agent humain et par un système automatisé. Nous avons observé un cluster associé à une onde positive, dans la région fronto-centro-pariétale entre 400 et 500ms après l'affichage de la réponse de l'agent, avec une amplitude plus élevée lors de la détection d'erreurs faites par un agent humain plutôt qu'un système, indépendamment du niveau de difficulté de la tâche. Cette différence d'amplitude est extrêmement faible, ce qui peut expliquer qu'elle n'ait pas été observée avec l'ANOVA classique. Ceci démontre la pertinence du test par permutation basé sur les clusters. Comme présenté dans la section 7.2.2.1, une partie des participants a rempli un questionnaire après avoir passé les deux phases expérimentales. De manière intéressante, les résultats (au niveau

qualitatif) indiquent qu'ils reportent tous que la supervision du système automatisé était différente de la supervision de l'agent humain sur au moins un aspect. Par exemple, sept d'entre eux (sur un total de onze) indiquent de manière spontanée que l'agent humain tend à faire plus d'erreurs, ou plus d'erreurs d'affilées, que le système. Peu de littérature s'est intéressée à cette différence, et cette comparaison n'a, à notre connaissance, jamais été réalisée. Même si plusieurs études tendent à montrer que l'activité cérébrale de supervision d'un agent humain et d'un système sont similaires, nos résultats semblent indiquer que cette activité est en partie altérée (i.e., amplitude atténuée) lors des interactions avec un agent artificiel.

Plusieurs facteurs peuvent expliquer cette atténuation. Tout d'abord, Carp et coll. [35] ont montré, par exemple, que la similarité interpersonnelle pouvait moduler l'activité de supervision d'autrui. Elle est corrélée négativement avec l'oERN (pic négatif) et positivement avec l'oPe (pic positif). Cependant, dans leur étude, Carp et coll. [35] ont définit cette similarité par rapport aux croyances et aux opinions. Or, dans notre étude, le participant n'était présenté que de manière superficielle à l'agent humain. Il semble donc difficile d'anticiper qu'ils aient pu estimer cette similarité interpersonnelle, au sens proposé par Carp et coll.
En revanche, il a été démontré que la similarité physique pouvait moduler l'empathie [199]. Or, Shane et coll. [213] et Newman-Norlund et coll. [162] ont montré que l'empathie pouvait avoir un effet sur l'activité du CCA et des études sur des populations pathologiques tendent à supporter ces résultats [85]. L'empathie pour le partenaire humain dans notre tâche pourrait ainsi expliquer la modulation de l'activité de monitoring.

La modulation du niveau de confiance en fonction du type d'agent pourrait également expliquer les résultats obtenus. La confiance a, en effet, un rôle prépondérant dans les interactions homme-système et a été largement étudiée dans les dernières décennies [130, 70, 146]. Lewandowsky et coll. [133] montrent que les opérateurs humains considèrent les système plus dignes de confiance que d'autres opérateurs humains lors de tâches d'allocation de tâches. Or, il a été démontré que cette sur-confiance envers les systèmes pouvait engendrer une altération du traitement des informations dans une tâche de supervision (phénomène dit de complaisance). De plus, des études ont montré que ce phénomène de complaisance est souvent associé à une baisse de l'attention, elle-même démontrée comme déclenchant une baisse de l'amplitude de la P300 [113, 66]. Par conséquent, une augmentation de la confiance envers le système automatisé peut expliquer la diminution de l'amplitude de la P300 que nous avons observée avec l'analyse par cluster lors de la supervision des réponses du système.

Enfin, un autre facteur pourrait justifier la différence d'amplitude lors de la supervision du système par rapport à la supervision de l'agent humain : l'intentionnalité. Au niveau comportemental, Wohlschläger et coll. [243] ont démontré qu'il était plus difficile d'attribuer de l'intentionnalité à un agent artificiel qu'à un autre agent humain. Or, Desmet et Brass [63] ont montré que l'intentionnalité et le fait qu'une action soit usuelle ont un effet significatif sur l'activité dans le cortex pré-frontal médian lors de la supervision d'autrui. Une diminution de l'intentionnalité peut être à l'origine d'une baisse de l'activité dans le cortex pré-frontal médian antérieur et donc du cluster associé à la P3 lors de la supervision de système, par rapport à la supervision d'un agent humain.

7.4.3 Supervision et difficulté de la tâche

L'ANOVA classique a montré une P300 diminuée dans la condition difficile par rapport à la condition facile, lors de la détection d'erreurs. Cet effet semble robuste puisqu'il a aussi été observé avec le test par permutation basé sur des clusters. De nombreuses études semblent indiquer un lien entre la P2 ou la P3 et les processus attentionnels. Nos résultats semblent supporter l'idée que l'amplitude de la P300 reflète les processus de catégorisation de stimuli, ou la saillance de la cible [128] : la P3 diminue avec l'augmentation de l'incertitude sur la catégorisation et la diminution de la saillance de la cible. Or, dans la condition difficile de notre étude, l'introduction des distracteurs diminue la saillance de la cible et augmente l'incertitude sur la catégorisation. Par conséquent, l'amplitude plus faible de la P3 dans cette condition par rapport à la condition facile n'est pas surprenante. De plus ce résultat est confirmé par l'analyse sur les clusters, qui va plus loin en montrant un effet de la difficulté sur l'amplitude de la P2 (0 à 110ms), et lors de la comparaison de la détection d'erreurs pour la condition facile et la condition difficile, de 180 à 590ms post-réponse.

Pour résumer, cette étude EEG montre que la détection d'erreurs d'autrui est caractérisée par l'apparition d'un complexe P2-N2-P3, modulé par la difficulté de la tâche en cours. Les analyses statistiques plus robustes, telles que l'analyse par permutation basée sur des clusters, permettent de mieux caractériser ce processus en faisant ressortir des différences qui ne sont pas visibles avec les analyses classiques. Néanmoins, certaines questions restent en suspens. Tout d'abord, il est impossible dans cette étude de déterminer si la différence d'amplitude de l'activité cérébrale entre les deux niveaux de difficulté vient d'une augmentation de la difficulté de la tâche d'Eriksen ou d'une augmentation de la difficulté de supervision. De plus, ces résultats doivent être répliqués avec d'autres paradigmes expérimentaux. Notamment, étendre ces résultats à des tâches plus écologiques peut nous permettre de mieux appréhender des difficultés d'interaction homme-système, telles que le phénomène de sortie de boucle. Cette caractérisation est l'objet de l'étude qui suit.

7.5 Points notables

Cette étude en EEG visait à caractériser les composantes cérébrales liées à la supervision des performances d'autrui, et à évaluer l'impact du type d'agent supervisé et de la difficulté de la tâche sur ce processus de supervision. Les bénéfices de cette expérimentation sont observables :

au niveau théorique puisque les mécanismes cérébraux sous-tendant le processus de supervision des performances d'autrui restaient encore mal connus (i.e., les PE comme leurs rôles fonctionnels ne sont pas clairement identifiés). Notre étude a permis de mieux caractériser les PE et leur(s) rôle(s), à travers l'utilisation de deux variables qui sont le type d'agent (humain et artificiel) et la difficulté de la tâche, ainsi que l'utilisation d'un paradigme expérimental adapté aux facteurs étudiés.

au niveau technique puisque l'utilisation du test statistique par permutation basé sur les clusters a permis d'identifier sans aucun a priori toutes les activités cérébrales spatio-temporelles associées au monitoring des performances d'autrui, tout en conservant une puissance statistique élevée. À notre connaissance, cette méthode n'avait jamais été utilisée pour étudier l'activité associée au monitoring des performances.

au niveau applicatif puisque l'identification des caractéristiques fonctionnelles, temporelles et spatiales des PE de supervision, et des paramètres susceptibles de les

dégrader (la difficulté de la tâche et l'humanité de l'agent) pourrait contribuer à améliorer les interactions homme-système au quotidien.

Chapitre 8

Étude 3 : Supervision d'un système écologique

L'étude précédente nous a permis d'identifier des potentiels évoqués liés à la supervision des erreurs d'un agent humain et d'un système automatisé lors d'une tâche standardisée de laboratoire, à savoir un complexe N2-P3 dans des régions fronto-centrales analogues. Une sensibilité spécifique de la P3 au type d'agent a toutefois été observée, avec une réduction de cette composante lors de la supervision d'un système automatisé. Enfin, il apparaît que ces potentiels peuvent être modulés par la difficulté de la tâche en cours, avec une réduction de l'activité en condition difficile par rapport à la condition facile.

L'objectif de cette troisième étude réalisée en EEG était de déterminer si le pattern spatio-temporel des potentiels associés à la supervision d'un système automatisé peut être retrouvé dans des tâches plus écologiques, se rapprochant de la vie courante. Nous allons, dans un premier temps, décrire le contexte dans lequel a été développée cette étude ainsi que l'intérêt qu'elle apporte notamment pour l'exploration des interactions homme-système. Puis nous décrivons ensuite le protocole expérimental permettant d'étudier la supervision d'un système automatisé dans un contexte plus écologique. Ce protocole comprend une tâche de supervision d'un simulateur radar d'évitement d'obstacles (décrite dans la section 5.2) afin d'évaluer l'activité EEG lors de la détection d'erreurs et de réponses correctes d'un système automatisé écologique. Les résultats de cette étude sont ensuite présentés et discutés de manière critique.

Cette étude a été validée par le Comité d'Éthique pour les Recherches Non Interventionnelles du Pôle Grenoble Cognition (avis n° IRB00010290-2017-07-04-20-CERNI_AvisConsultatif-2017-06-13-04 ; voir annexe C.2 page 181).

8.1 Contexte

Nous avons abordé dans les études précédentes différentes étapes permettant de se rapprocher de la problématique de caractérisation du phénomène de sortie de boucle. Ce phénomène qui induit une dégradation des performances du couple opérateur-système au cours du temps, se manifeste dans des tâches de supervision de systèmes fortement automatisés [115, 73]. Nous avons abordé l'étude de ce phénomène au travers de la caractérisation de l'activité de monitoring des performances. En effet, lors de la sortie de boucle, les opérateurs ne sont plus capables de détecter les erreurs du système. Fort heureusement, le processus cognitif associé à la détection d'erreurs est extrêmement étudié

[92, 225, 226]. Nous avons notamment montré dans l'étude précédente (chapitre 7) qu'un complexe N2-P3 associé à la détection d'erreurs d'autrui dans des conditions de laboratoire apparaissait sur l'activité EEG dans les régions fronto-centrales. Ce complexe est observé à la fois lors de la supervision d'un autre agent humain et lors de la supervision d'un système. Il prend la forme d'une onde négative, suivie d'une onde positive plus ample dans la région fronto-centrale. En lien avec la littérature du monitoring de ses propres performances [92, 230], ce complexe a été nommé oERN-oPe (pour ERN d'observation et Pe d'observation). D'autres auteurs, et c'est notre cas, ont choisi de parler plutôt de complexe N2-P3 compte tenu de la similarité de leurs caractéristiques (décours temporel, amplitude et topographie) avec celles du complexe N2-P3 bien décrit dans la littérature. Dans ce sens, plusieurs auteurs [226, 42] ont émis l'hypothèse que ces deux complexes représenteraient deux aspects d'un même processus, déclenchés à des moments différents de la mise en place du processus de prise de décision.

Ce complexe a déjà été identifié dans la littérature pour la supervision, aussi bien d'un agent humain [230, 122, 57, 238] que d'un système automatisé [46, 81, 176, 185]), mais de manière indépendante et en utilisant des tâches différentes (voir [216] pour une revue de la littérature sur ce sujet). Dans le contexte de notre précédente étude couplant la supervision d'un agent humain et d'un système automatisé réalisant une même tâche, nous avons mis en évidence que, bien que le complexe soit similaire pour la supervision de ces deux types d'agents, l'amplitude de ce complexe est inférieure lors de la supervision d'un système par rapport à la supervision d'un agent humain. Ce résultat a été mis en évidence à l'aide d'une analyse de données non-paramétrique (le test par permutation basé sur les clusters, voir section 5.1.3.2) plus robuste que les analyses classiquement utilisées. De plus, nous avons montré que cette activité associée au monitoring des performances d'autrui est modulée par la difficulté de la tâche, et possède une amplitude significativement inférieure lorsque la tâche est plus difficile. Dans ce contexte, il est possible de se questionner sur l'émergence de ces mesures de monitoring des performances dans des conditions opérationnelles. En effet, notre étude précédente, comme la plupart des recherches portant sur le processus de monitoring des performances, a utilisé une tâche standardisée de laboratoire. Eu égard de ces résultats, et dans le but de comprendre la dégradation de la détection des erreurs d'un système lors du phénomène de sortie de boucle, nous avons souhaité étudier le monitoring des performances d'un système dans des conditions plus écologiques, se rapprochant de la vie courante.

La présente étude en EEG visait à déterminer si les corrélats cérébraux de la supervision d'un système automatisé identifiés dans l'étude précédente (complexe N2-P3), peuvent être retrouvés dans des conditions plus écologiques. À cette fin, les participants ont pris part à une tâche de supervision d'un simulateur d'évitement d'obstacles dans un contexte aéronautique. Le principe de cette tâche est décrit dans la section 5.2 de cette thèse. Dans cette tâche, un aéronef au centre d'un écran radar se déplaçait dans un environnement aérien simple. Des obstacles pouvaient apparaître dans cet environnement. Si ces obstacles représentaient un potentiel conflit avec l'aéronef, le simulateur devait décider de la direction prise par l'aéronef pour les éviter. Le participant devait indiquer si cet évitement était correct ou erroné compte tenu de l'environnement aérien global. Dans le but de mettre en regard les résultats de cette tâche avec ceux de l'étude précédente (voir chapitre 7), nous avons à nouveau introduit ici deux niveaux de difficulté (une condition facile et une condition difficile), lesquels différaient par la répartition des obstacles à éviter. Enfin, un feedback était envoyé au participant lui indiquant si le simulateur avait correctement résolu le conflit potentiel ou non.

Comparativement aux tâches de laboratoire classiques, ce type de tâche est beaucoup plus dynamique car elle nécessite une mise à jour du traitement de l'information qui peut évoluer dans le temps. Cette dynamique peut contribuer à une détection plus difficile des erreurs du système et peut exiger une prise d'informations plus importante et plus dispersée dans le temps et l'espace, même si le nombre d'erreurs et de réponses correctes dans cette étude a été fixé par l'expérimentateur. Par conséquent, comme nous l'avons montré dans les études précédentes, il est nécessaire d'adapter les techniques d'analyse du signal EEG en fonction de la tâche effectuée. Ici, la tâche est plus dynamique et par conséquent le moment exact de la détection de l'erreur du système par le participant (superviseur) peut être variable au travers des essais et des participants bien que nous ayons essayé de contrôler cela dans le paradigme utilisé. Par conséquent, nous avons réalisé une analyse temps-fréquence (décrite dans la section 5.1.3.2) moyenne et une analyse temps-fréquence essai par essai, afin de prendre en considération cette dynamique de l'activité cérébrale liée au monitoring des performances dans le contexte d'étude considéré. L'analyse temps-fréquence décompose l'activité fréquentielle du signal EEG au cours du temps par rapport à un événement donné. Réalisée essai par essai, elle permet à la fois d'identifier les activités dites évoquées (stationnaires) et les activités dites induites (non stationnaires) par rapport à l'événement considéré, à savoir, ici, l'affichage de la décision du système.
Par soucis de comparaison avec les précédentes études de cette thèse, nous avons également compléter nos analyses temps-fréquence avec une analyse plus classique des potentiels évoqués par rapport à l'affichage de la décision du système.

Toutefois, il doit être noté que, dans le cadre de cette étude, nous avons été confrontés à une seconde problématique liée aux études écologiques à savoir celle portant sur la durée des essais. En effet, les tâches de laboratoire de supervision reposent le plus souvent sur des affichages de stimuli extrêmement rapides, de l'ordre de quelques dizaines à quelques centaines de millisecondes. Dans les tâches plus écologiques de supervision, le décours temporel des essais est souvent beaucoup plus long, de l'ordre de quelques secondes, voir de la minute. Ceci implique donc que le nombre d'essais enregistrés est significativement réduit par rapport aux tâches de laboratoire, avec pour conséquence un rapport signal sur bruit plus faible. Un des dilemmes de notre étude que nous avons dû résoudre a donc été d'obtenir le meilleur rapport signal/bruit possible tout en limitant la durée d'expérimentation afin d'éviter des biais liés à une dégradation de la vigilance et de l'attention trop importantes avec le temps.

Hypothèses En termes d'hypothèses concernant les analyses PE, nous supposons que les potentiels évoqués associés à la supervision des performances d'un système seront similaires à ceux observés dans l'étude précédente, à savoir un complexe N2-P3 dans les régions fronto-centrales lors de la supervision de la décision du système. Cette activité sera plus élevée pour les erreurs que pour les réponses correctes. De plus, comme dans les précédentes études, nous anticipons que ce complexe aura une amplitude inférieure dans la condition difficile par rapport à la condition facile. Cependant, nous estimons qu'il sera plus difficile de détecter les maxima d'amplitude de ce complexe au niveau des grandes moyennes, du fait d'un rapport signal/bruit plus faible.

Concernant l'analyse temps-fréquence, nous supposons que le complexe N2-P3 se caractérisera par une composante dans la bande de fréquences θ $(4 - 8Hz)$ et par une composante dans la bande de fréquences δ $(< 4Hz)$, avec une puissance plus élevée pour

les erreurs que pour les réponses correctes. En effet, plusieurs études sur les composantes du monitoring des performances ont caractérisé l'onde négative dans les fréquences θ [226, 225, 248, 143, 42] et l'onde positive par une fréquence δ [78, 175, 248]. De plus, nous supposons que la puissance de ces activités sera réduite avec l'augmentation de la difficulté de la tâche. En outre, compte tenu de la dynamique du contexte expérimental et de sa possible influence sur la supervision des décisions du système, nous supposons que des activités induites seront générées suite à la décision du système dans les bandes de fréquence θ et δ dans les régions fronto-centrales liées au monitoring des performances. D'autres activités liées aux états de conscience de l'erreur et d'attention sont susceptibles d'apparaître. Sur ce dernier point, il peut être supposé que ces activités seront modulées par la difficulté de la tâche.

Enfin, nous anticipons que le moment de la phase expérimentale (début vs. fin) pourra aussi avoir un impact sur l'activité de monitoring. Dans les régions fronto-centrales, nous anticipons une diminution de l'amplitude des PE associée à une baisse de l'activité θ et δ du fait d'une dégradation des performances de détection d'erreurs associée à une vigilance plus réduite. De plus, nous anticipons la possibilité d'une baisse de l'activité β et d'une augmentation de l'activité α et θ au cours du temps de tâche, puisque ces modulations ont été démontrées lors d'une baisse de vigilance dans des tâches de supervision d'un simulateur de conduite automobile [24] ou dans des tâches de vigilance [33].

8.2 Méthodologie

8.2.1 Expérimentation

8.2.1.1 Participants

Vingt participants sains (13 hommes ; $27,75 \pm 6,36$ ans), droitiers ont été recrutés dans la population générale pour participer à cette expérimentation. Ce nombre a été défini sur la base de la taille moyenne des échantillons de la population reportés dans la littérature du monitoring des performances en supervision [230, 176] mais également sur la base de notre précédente étude (suggérant un échantillon minimum de 7 participants exploitables pour détecter la P300 en supervision avec une significativité $\alpha = 0.05$, une puissance $1 - \beta = 0.8$, une taille d'effet $\eta_P^2 = 0.81$ d'où $f = 2.07$). Les participants étaient naïfs à la tâche. Ils avaient une vision et une audition normales ou corrigées à la normale, ne présentaient aucun troubles neurologiques ou psychiatriques et ne prenaient aucun traitement médicamenteux. Ils ont signé un consentement éclairé écrit et ont reçu une compensation financière.
Deux participants ont été exclus de l'analyse du fait de données EEG de mauvaise qualité.

8.2.1.2 Protocole

a) Stimuli Nous avons utilisé un simulateur d'évitement d'obstacles prenant la forme d'un aéronef situé au centre d'une zone radar, et restant toujours au centre de cette zone. Cet aéronef se déplace en ligne droite à une vitesse constante de $200m.s^{-1}$. Il est affiché sur un écran CRT de 19 pouces (résolution 1024×768 pixels avec un taux de rafraîchissement de $100Hz$) placé à une distance de $46cm$ du participant situé dans une salle noire. Des obstacles peuvent apparaître dans la zone de radar. Ils sont matérialisés par des ronds jaunes. Deux types d'obstacles sont à différencier :

- **les obstacles primaires** qui apparaissent sur la trajectoire de l'aéronef et représentent un risque de collision ;

- les obstacles secondaires qui apparaissent sur les côtés et permettent de contextualiser la tâche.

Comme dans les études précédentes, deux niveaux de difficulté ont été considérés dans cette tâche. Dans la condition facile, cinq obstacles secondaires sont alignés verticalement au même niveau que l'obstacle primaire mais à distance de la trajectoire de l'aéronef sur son flanc droit ou gauche (voir figure 8.1a). Dans la condition difficile, les cinq obstacles secondaires sont répartis sur l'ensemble de la partie haute de la zone radar de manière aléatoire (voir figure 8.1b).
Lors des évitements, un stimulus d'amorce est envoyé au participant indiquant la direction (droite ou gauche) prise par l'aéronef pour éviter l'obstacle primaire. Cette amorce correspond au mot "évitement" en rouge en anglais suivi d'une flèche orientée vars la gauche ou vers la droite ("AVOID ↖" et "AVOID ↗" respectivement).
Deux types de feedbacks peuvent être renvoyés au participant après l'évitement (voir figure 8.1c) :

— un feedback positif indiquant que la direction prise par le système pour éviter l'obstacle primaire était la bonne : "RESOLVED" écrit en jaune sous l'aéronef ;
— un feedback négatif indiquant que le système n'a pas pris la bonne direction pour éviter l'obstacle primaire : "NOT RESOLVED" écrit en jaune sous l'aéronef.

Quatre types de stimuli peuvent donc être présentés au participant, en fonction de l'exactitude (erreur vs. correct) et de la difficulté de la tâche (facile vs. difficile). La figure 8.1 illustre tous ces stimuli pour des évitements par la gauche (les évitements par la droite étant le symétrique).

b) Protocole Lors de cette étude, les participants devaient réaliser une tâche de supervision d'un système écologique prenant la forme d'un simulateur d'évitement d'obstacles (LIPS, décrit dans la section 5.2). Dans cette tâche, un aéronef situé au centre d'une zone radar se déplaçait en ligne droite, en restant toujours au centre de l'écran. Des obstacles primaires et secondaires apparaissaient dans cette zone radar. Si les obstacles primaires représentaient un danger de collision, le simulateur les détectait et prenait la décision de les éviter. Un message était alors affiché au participant lui indiquant le sens d'évitement de l'obstacle primaire. Le rôle du participant était d'indiquer, à ce moment là, si la décision du simulateur était correcte ou erronée en fonction du contexte environnant l'aéronef. Deux niveaux de difficulté (facile et difficile) étaient inclus dans cette tâche et le contexte variait en fonction du niveau de difficulté de la tâche. Les réponses des participants étaient recueillies à l'aide d'une souris dont les boutons étaient labellisés "Correct" ou "Erreur" et contrebalancés au travers des participants. L'expérimentation était divisée en deux sessions se déroulant sur deux jours différents. Chaque session était divisée en six blocs expérimentaux : trois blocs de la condition facile et trois blocs de la condition difficile (i.e., six blocs pour chaque niveau de difficulté in fine). L'ordre des blocs était randomisé pour chaque participant. Ils étaient entrecoupés de pauses. Chaque bloc était composé de 25 essais. 40% des essais (10 essais par bloc, 5 à gauche et 5 à droite) étaient erronés. Les essais étaient présentés de manière aléatoire. L'expérimentation représentait donc un total de 300 essais (150 par session, 75 pour chaque niveau de difficulté) pour une durée d'environ $1h15$.
Chaque essai commençait sur un fond noir avec l'aéronef au centre de l'écran et de la zone radar, se déplaçant en ligne droite. Puis, des obstacles apparaissaient dans la partie supérieure de la zone radar : un obstacle primaire et cinq obstacles secondaires. Lorsque le simulateur détectait l'obstacle primaire (environ $7.45s$ avant son conflit éventuel), il envoyait un message au participant en lui indiquant qu'un potentiel conflit était détecté ("CONFLICT AHEAD"). Le simulateur enclenchait alors un mode d'évitement de ce

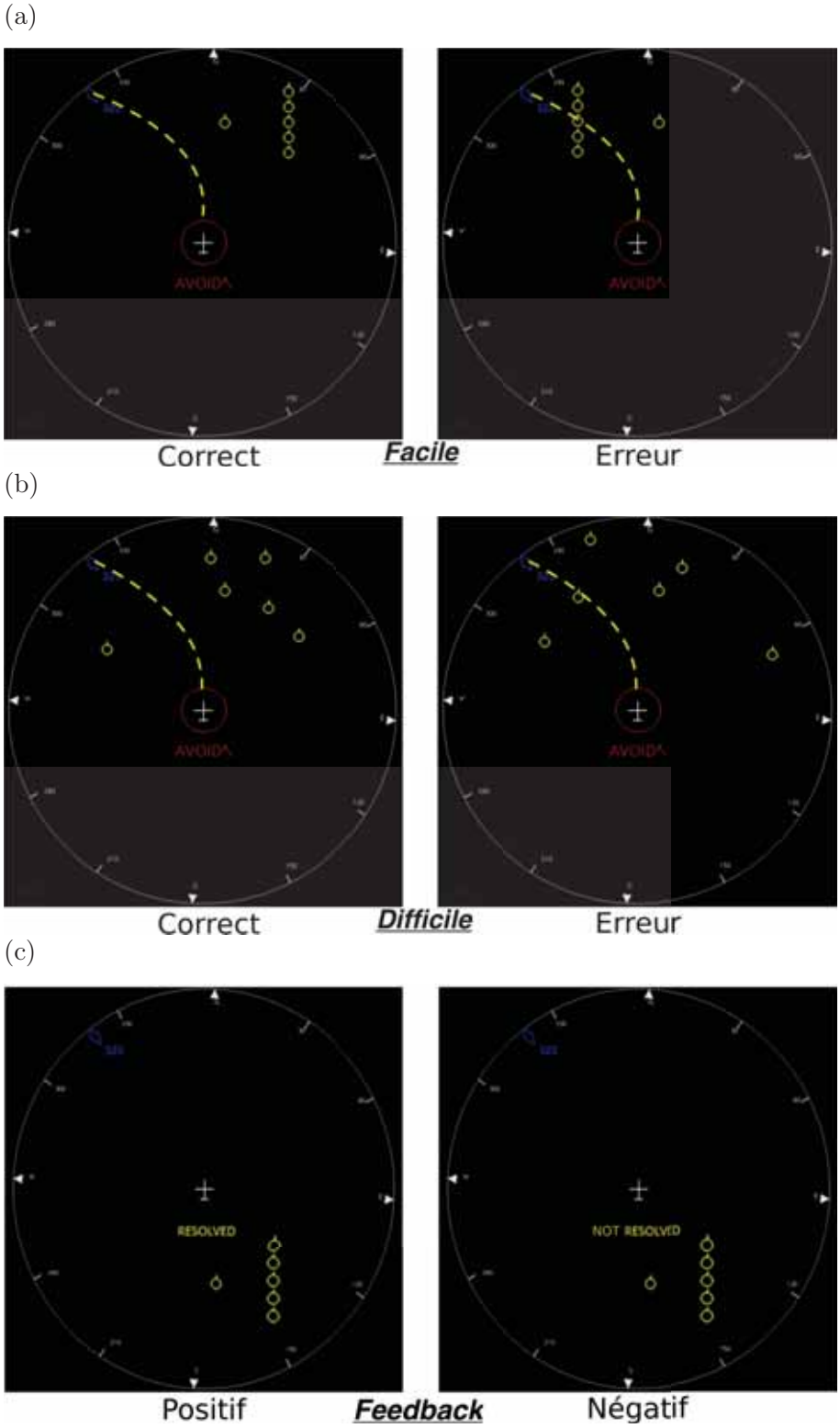


Figure 8.1 – Présentation des stimuli de réponse pour la condition (a) facile et (b) difficile, et des stimuli de (c) feedback affichés au participant dans la tâche de supervision écologique d'un simulateur d'évitement d'obstacles. La colonne de gauche présente les réponses correctes/feedback positifs et la colonne de droite les réponses erronées/feedbacks négatifs. Les pointillés jaunes représentent la trajectoire empruntée par l'aéronef à titre indicatif, mais ces pointillés ne sont pas présentés au participants pendant la tâche.

conflit, 200ms après la détection. Pour ce faire, il envoyait un message au participant indiquant l'évitement ainsi que la direction (droite ou gauche, voir stimuli sur les figures

8.1a et 8.1b) vers laquelle il avait choisi de se diriger afin d'éviter le conflit. Au moment de l'affichage de ce message, la simulation se figeait.
Après un délai d'une seconde, le participant devait indiquer, en fonction de la position des obstacles secondaires, si la décision du simulateur était correcte ou erronée en appuyant sur le bouton de la souris correspondant. Le moment à partir duquel le participant pouvait répondre était indiqué à l'aide d'un cercle vert entourant l'aéronef. La simulation était figée afin d'obtenir l'activité cérébrale du participant associée à la décision du système, sans que celle-ci ne soit perturbée par l'activité motrice, et afin que la quantité d'informations fournie au participant pour répondre soit la même pour tous les essais, pour tous les participants. La simulation restait bloquée tant que le participant n'avait pas donné sa réponse.
Une fois la réponse obtenue, la simulation repartait et l'aéronef entamait son changement de trajectoire pour éviter l'obstacle primaire (d'une durée de 13s environ). Lors de cet évitement, il pouvait rencontrer les obstacles secondaires, créant ainsi un conflit, et une erreur. Il revenait ensuite sur sa trajectoire initiale et envoyait un feedback au participant lui indiquant si son évitement était correctement résolu (feedback positif) ou non (feedback négatif). La réponse du participant n'avait aucun impact sur la simulation, mis-à-part le fait de la relancer, mais le participant pouvait vérifier sa réponse en la comparant avec le feedback renvoyé. L'aéronef continuait ensuite son déplacement central rectiligne jusqu'à ce que d'autres obstacles apparaissent et déclenchent ainsi un second essai. La figure 8.2 présente le déroulement d'un essai complet.
Une phase de familiarisation a été réalisée pour chaque niveau de difficulté avant chaque session. Aucun de ces essais n'a été analysé.

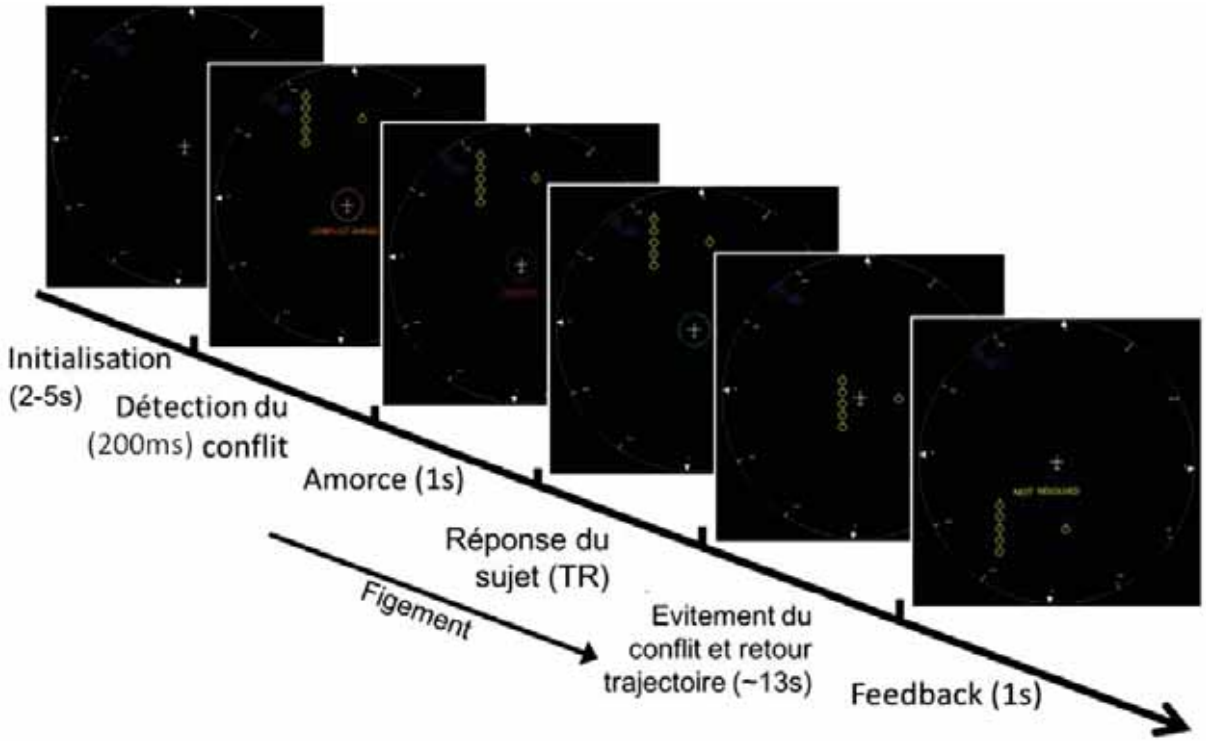


Figure 8.2 – Déroulement d'un essai dans la tâche de supervision en condition écologique (cas de la condition facile)

8.2.2 Mesures et analyses

8.2.2.1 Mesures subjectives

L'état de vigilance, l'état émotionnel ainsi que la difficulté de la tâche ont été évalués pour chaque session expérimentale. Au début et à la fin de chaque session expérimentale l'état de vigilance a été évalué à l'aide de l'échelle de Somnolence de Karolinska, sur une échelle allant de 1 (Très éveillé(e)) à 9 (Très somnolent(e)). Différentes dimensions émotionnelles des participants (Calme/Apaisement, Stress, Joie, Ennui) ont également été mesurées en début et fin de chaque session expérimentale à l'aide d'échelles de Likert.

L'état de vigilance ainsi que les valeurs subjectives d'état émotionnel des participants ont été ensuite analysés à l'aide d'une ANOVA à mesures répétées avec pour facteurs intra-sujets le moment de l'expérimentation (début vs. fin de l'expérimentation) et la session expérimental (session 1 ou 2). Les moyennes ont été comparées à l'aide d'un test post-hoc avec correction de Bonferroni.

La difficulté de la tâche a également été évaluée à la fin de chaque bloc expérimental, sur une échelle de Likert allant de 0 – Facile – à 10 – Difficile – afin de confirmer nos conditions expérimentales. La difficulté de la tâche a été analysée statistiquement à l'aide d'un test de Student apparié, avec le niveau de difficulté (facile vs. difficile) comme facteur intra-sujet.

Tous les résultats sont reportés comme moyenne ± ESM. Le seuil de significativité a été placé à $\alpha = .05$.

8.2.2.2 Mesures comportementales

Les temps de réaction des participants ont été enregistrés pour chaque essai mais n'ont pas été analysé compte tenu du moment de réponse imposé aux participants.

8.2.2.3 Mesures électroencéphalographiques

Les activités EEG et EOG ont été enregistrées en continu à l'aide de dispositifs similaires à ceux des études précédentes. Dans cette étude, seul le nombre d'électrodes a été réduit par rapport aux études précédentes. Nous avons utilisé ici 64 électrodes EEG.
Les données électrophysiologiques ont été pré-traitées selon une procédure analogue à celle employée dans les études 6 et 7 (voir figure 6.3 p.72). Seuls le filtrage et le moment de l'analyse ont été adaptés pour l'analyse temps-fréquence que nous avons réalisée dans cette troisième étude. Toutes les analyses EEG ont été effectuées à l'aide des toolboxes EEGLAB [62] et FieldTrip [172] sous le logiciel MATLAB® (The Mathworks, Inc.). Nous rappelons ici succinctement les différentes étapes du pré-traitement.
Les données brutes EEG ont été re-référencées aux mastoïdes.Puis, le signal a été sous-échantillonné à $500Hz$ et segmenté en périodes de 30 secondes à partir du début de l'essai. Ensuite, les données ont été filtrées à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bande entre 0.5 et $40Hz$. Tous les segments contaminés par de l'activité musculaire et/ou des artefacts non-physiologiques ont été éliminés après inspection visuelle. Les artefacts liés à l'activité oculaire (clignements et mouvements oculaires) ont ensuite été corrigés en utilisant une ICA sur 62 composantes indépendantes [62]. Puis, les données ont été re-segmentées sur une fenêtre de -1500 à $2000ms$ par rapport à l'affichage de la réponse du système. Les données ont ensuite été corrigées à la ligne de base prise sur la période de -500 à $0ms$ précédant la réponse du système.

Dans un premier temps, deux analyses PE ont été réalisées. Pour chaque participant et chaque électrode, les potentiels évoqués induits par la réponse du système ont été moyennés

1. en fonction de l'exactitude de la réponse du système (erreurs et réponses correctes) et de la difficulté de la tâche (facile et difficile), afin d'évaluer l'activité de monitoring des performances du système en fonction des différentes conditions ;
2. en fonction de l'exactitude de la réponse du système (erreurs et réponses correctes) et du moment d'expérimentation (début et fin), afin d'évaluer dans quelle mesure l'activité cérébrale de monitoring des performances évolue avec la durée de la tâche. Dans cette analyse, les deux blocs d'essais du début et de la fin de chaque session expérimentale ont été moyennés pour chaque participant, indépendamment du niveau de difficulté de la tâche.

Les essais mal classifiés par le participant (i.e., les fausses alarmes, faux négatifs et omissions) ont été exclus des analyses EEG.

Sur la base des grandes moyennes, plusieurs potentiels évoqués ont été identifiés visuellement dans les régions fronto-centrales dont une onde négative suivie d'une onde positive culminant respectivement vers $350ms$ et $800ms$ après la réponse du système.
Comme dans l'étude précédente, afin d'identifier les activités cérébrales liées au monitoring des performances pour un contraste de conditions donné, sans aucun a priori sur leurs caractéristiques spatio-temporelles, les données de potentiels évoqués ont été analysées statistiquement à l'aide de l'analyse par permutation basée sur des clusters selon la même procédure que celle utilisée dans l'étude précédente (et décrite dans la section 5.1.3.2). Les contrastes statistiques ont été réalisés en fonction de l'exactitude de la réponse du système (erreur vs. réponse correcte), de la difficulté de la tâche (condition facile vs. difficile) et du moment d'expérimentation (début vs. fin).

Dans un deuxième temps, nous avons réalisé une analyse temps-fréquence des ERSP (*Event-Related Spectral Perturbations*, décrite dans la section 5.1.3.2) sur les données segmentées de $[-1500; 2000]ms$ par rapport à l'affichage de la décision du système, à l'aide du logiciel EEGLAB [62]. Suite au prétraitement des données, une transformation en ondelettes a été appliquée à chaque essai et pour chaque électrode EEG, en utilisant une famille d'ondelettes de Morlet complexes. Ceci a permis d'estimer la puissance du signal à chaque échantillon temporel et à chaque fréquence entre 0.5 et $40Hz$. Il est important de noter que la résolution temps-fréquence des ondelettes dépend de la fréquence. Afin d'optimiser cette résolution temporelle, les cycles d'ondelettes ont été fixés à 3 cycles pour les fréquences les plus basses, et augmentés (d'un facteur 0.8) jusqu'à 8 cycles pour les fréquences les plus élevées. Les données temps-fréquence ont ensuite été corrigées à la ligne de base (ligne de base moyenne sur EEGLAB) puis moyennées sur les essais pour chacune des conditions et pour chaque participant.
Nous avons ensuite comparé les cartes temps-fréquence en fonction de : (i) l'exactitude de la réponse du système (erreur vs. réponse correcte) et de la difficulté de la tâche (condition facile vs. difficile), puis (ii) l'exactitude de la réponse du système (erreur vs. réponse correcte) et du moment d'expérimentation (début vs. fin). Ces comparaisons ont été réalisées à l'aide de tests par permutation non paramétriques avec une correction FDR pour les comparaisons multiples. Les résultats sont reportés sous forme de cartes en fonction de la bande de fréquences et du temps.
Après inspection visuelle des cartes temps-fréquence, nous avons aussi calculé les puissances moyennes sur les bandes de fréquence α basse et θ habituelles, i.e. $[8-10]Hz$ et $[4-8]Hz$ respectivement. Pour chaque sujet, nous avons moyenné les valeurs à chaque échantillon temporel sur la période $[-1500; 2000]ms$ dans chaque condition. Nous avons

ensuite comparé les valeurs moyennes des différentes conditions pour les bande de fréquences α basse et θ à l'aide d'un test par permutation basé sur les clusters, comme pour l'analyse PE précédente à l'exception qu'ici, les valeurs d'échantillons sont des points spatio-temporels pour une bande de fréquences donnée. Comme dans les analyses précédentes, ces donnés ont été analysées : (i) en fonction de l'exactitude de la réponse du système (erreur et réponse correcte) et de la difficulté de la tâche (condition facile et difficile) ; et (ii) en fonction de l'exactitude de la réponse du système (erreur et réponse correcte) et du moment d'expérimentation (début et fin). Les clusters permettant de différencier significativement les conditions, et leurs caractéristiques spatio-temporelles sont rapportés.
Enfin, afin de rendre compte de la variance au cours des essais dans le contexte de tâche dynamique de cette étude, une analyse temps-fréquence sur les essais triés a été réalisée. Cette analyse mesure pour chaque participant l'évolution de l'activité EEG spectrale pour une bande de fréquences fixée, au cours des essais. Pour cette analyse, un critère sur le nombre d'essais par condition et par participant est fixé. Une moyenne glissante permet ensuite d'atteindre ce nombre pour chaque condition. Chaque ligne des cartes topographiques correspond à un essai, et non plus à une fréquence. Cette analyse est de plus en plus utilisée en EEG puisqu'elle permet d'observer l'évolution de l'activité à travers les essais sans forcément définir un événement de référence lié à la tâche tels que l'affichage d'un stimulus ou la réponse du participant. À partir d'un critère, elle permet de trier les essais. Ce critère peut être par exemple un critère de performance telle que le temps de réaction du participant ou un critère inhérent à l'activité EEG (e.g. la puissance maximale du signal, le moment où les activités sont le plus en phase, etc.). Pour cette étude, nous avons fixé l'analyse essai par essai sur la fréquence θ, puisque cette activité est censée être liée à la prise de décision et au monitoring des performances. Nous avons de plus trié les essais en les alignant au pic maximum de la phase pour cette onde θ entre 4 et $8Hz$ au moment du pic. Enfin, nous avons mené une analyse statistique par permutation avec correction FDR, comme implémentée dans EEGLAB afin d'estimer l'impact de : (i) l'exactitude de la réponse du système, (ii) l'effet de la difficulté, et (iii) l'effet du moment de l'expérimentation, sur cette activité et son décours.
Pour finir, nous avons calculé la cohérence inter-essais (*Inter-Trial Coherence* ou ITC) pour toutes les conditions. Cette mesure permet d'identifier à quel point l'activité EEG dans les différents essais pour une condition est en phase pour une fréquence et un point temporel donné. Par exemple, une activité évoqué par un stimulus peut montrer une ITC très élevée à son pic. L'ITC est fréquemment mise en regard des cartes temps-fréquence afin de déterminer si les pics d'activité en fréquence sont associés une activité évoquée ou induite (voir section 5.1.3.2).

Pour toutes ces analyses, le seuil de significativité est fixé à $\alpha = .05$.

8.3 Résultats

8.3.1 Données subjectives

8.3.1.1 État de vigilance

L'état de vigilance est modulé significativement par le moment de l'expérimentation ($F(1, 17) = 47.95, p < .005, \eta_P^2 = 0.76$), la session expérimentale ($F(1, 17) = 6.9, p < .05, \eta_P^2 = 0.29$) et l'interaction moment d'expérimentation × session ($F(1, 17) = 4.53, p < .05, \eta_P^2 = 0.21$). La comparaison des moyennes indique que les participants sont significa-

tivement plus vigilants en début de session (3.69 ± 0.21) qu'en fin de session (6.03 ± 0.26, $p < .005$). De manière surprenante, ils sont aussi significativement moins vigilants pour la première session (5.22 ± 0.32) que pour la deuxième session (4.50 ± 0.28, $p < .005$). Enfin, l'interaction est observable dans le fait que l'état de vigilance des participants est plus faible en fin de première session (6.56 ± 0.33) qu'en fin de la deuxième session ($5.50 \pm 0.36, p < .05$).

8.3.1.2 État émotionnel

Concernant l'état émotionnel des participants, aucun effet de la session (1 ou 2) n'est observé sur aucune des variables considérées (Calme/Apaisement, Stress, Joie, Ennui). Cependant, l'ennui et le stress sont modulés significativement par le moment d'expérimentation ($F(1, 17) = 50.40, p < .005, \eta_P^2 = 0.75$ et $F(1, 17) = 4.67, p < .05, \eta_P^2 = 0.22$). La comparaison des moyennes indique que les participants sont significativement plus ennuyés à la fin des sessions (6.28 ± 0.40) qu'au début (4.11 ± 0.36), mais aussi significativement moins stressés à la fin (1.69 ± 0.34) qu'au début (2.22 ± 0.41) des passations.
Enfin un effet d'interaction session × moment est observé sur la joie ($F(1, 17) = 4.64, p < .05, \eta_P^2 = 0.21$). Les comparaisons de moyennes indiquent que les participants sont plus contents à la fin de la seconde passation (6.5 ± 0.45) qu'au début (5.94 ± 0.42).
Le calme n'est, quant à lui, impacté par aucun des facteurs.

8.3.1.3 Difficulté de la tâche

Les participants ont reporté que les essais difficiles étaient significativement plus difficiles à superviser (2.12 ± 0.15) que les essais facile (1.07 ± 0.13, $p < .005$).

8.3.2 Données électroencéphalographiques

8.3.2.1 Analyse en potentiels évoqués

Analyse 1 – Effets de l'exactitude et de la difficulté
L'analyse par cluster a permis d'identifier un cluster de 59 électrodes différenciant de manière significative l'activité liée aux erreurs de celle liée aux réponses correctes, indépendamment du niveau de difficulté. Ce cluster est associé à une onde positive dans une large région fronto-centro-temporale qui s'étend de 530 à $610ms$ suite à l'affichage de la décision du système. L'amplitude de l'activité de ce cluster est significativement plus faible pour les erreurs que pour les réponses correctes du système.
Dans la condition facile, la comparaison entre les erreurs et les réponses correctes du système sur la base de l'analyse par permutation a révélé un cluster significatif de 57 électrodes équivalent à celui précédemment décrit sans distinction de difficulté. Ce cluster s'étend de 540 à $600ms$ post-réponse du système, dans une large région fronto-centro-temporale. Le potentiel positif associé présente une amplitude significativement plus faible pour les erreurs que pour les réponses correctes. Ces clusters ainsi que leurs topographies sont présentés dans la figure 8.3.
Dans la condition difficile, aucun cluster différenciant significativement les erreurs et les réponses correctes du système n'est observé. De même, aucun cluster significatif différenciant la condition difficile de la condition facile n'est observé, quelle que soit l'exactitude de la réponse du système.

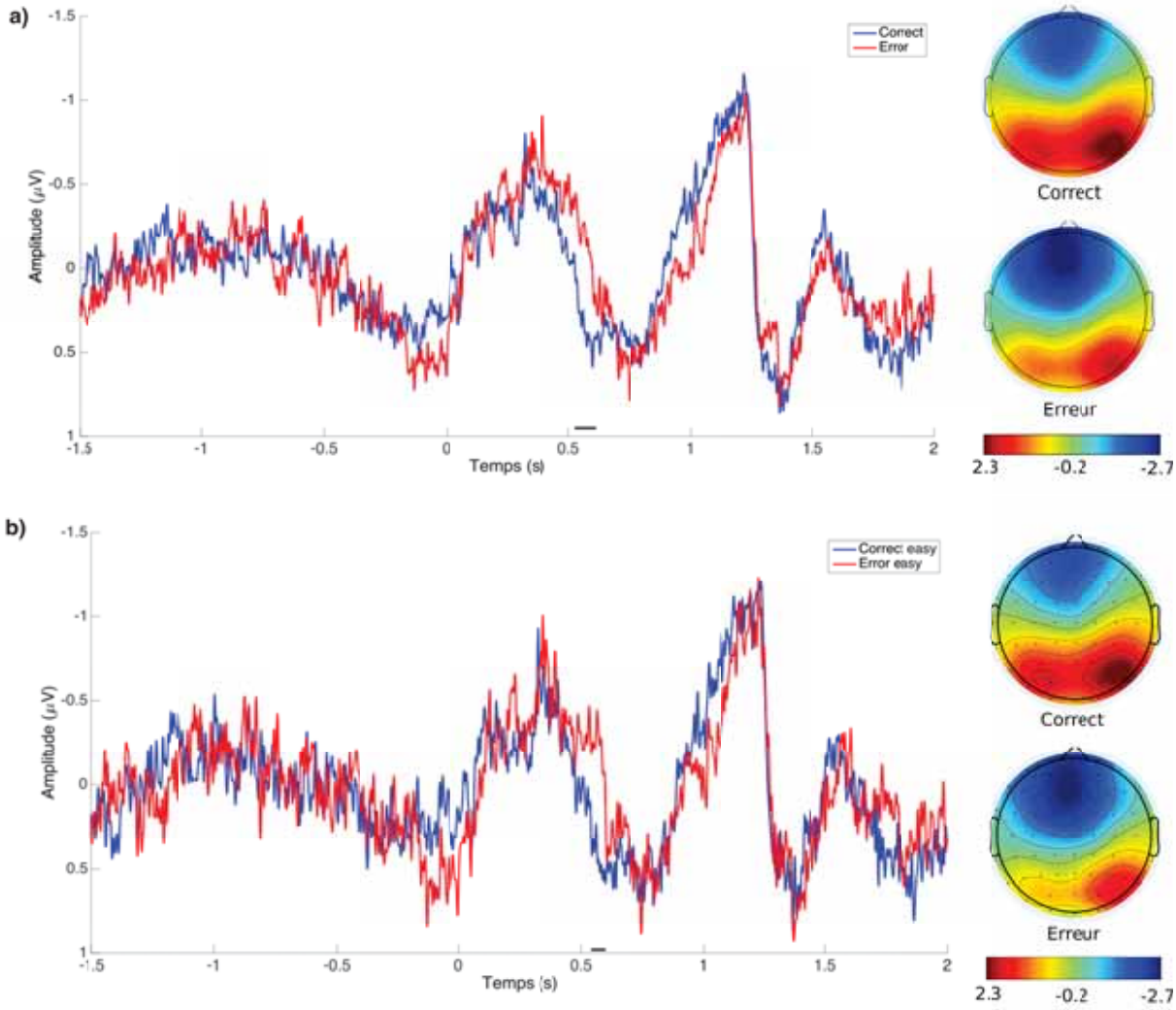


Figure 8.3 – Décours temporels et topographies des clusters différenciant significativement l'activité de monitoring des performances associée aux erreurs (rouge) et au réponses correctes (bleu) lors de la supervision d'un système automatisé écologique suite à l'affichage de la décision du système ($0ms$) pour (a) les deux niveaux de difficulté groupés, et (b) la condition facile. Le trait plein au-dessus de l'abscisse indique les latence sur lesquelles le cluster est significatif. Les topographies sont présentées pour les électrodes incluses dans le cluster uniquement et moyennés sur la période de significativité.

Analyse 2 – Effet de l'exactitude et du moment d'expérimentation
L'analyse prenant en compte le moment d'expérimentation a mis en évidence le cluster précédemment décrit dans l'analyse 1 différenciant la détection des erreurs de celle des réponses correctes du système, à savoir un cluster fronto-centro-temporal de 57 électrodes dont l'activité est significativement plus faible pour les erreurs détectées que pour les réponses correctes, entre 520 et $600ms$ post-réponse du système Aucune autre activité n'est différenciée de manière significative.

8.3.2.2 Analyse temps-fréquence des ERSP

Analyse 1 – Effets de l'exactitude et de la difficulté
L'analyse par permutation de la puissance spectrale pour chaque échantillon TF (chaque fréquence et chaque point de temps) à l'électrode FCz n'a mis en évidence aucune différence significative entre les conditions expérimentales testées (exactitude et difficulté de

tâche).
Une inspection visuelle des cartes temps-fréquence sur les grandes moyennes nous permet toutefois d'observer une activité de basse fréquence (θ et α basse) prédominante après l'observation de la réponse du système ($0ms$; voir figure 8.4a).

a) Activité θ $(4-8Hz)$ et α $(8-10Hz)$ L'analyse par permutation sur les clusters réalisée sur la puissance moyenne de la bande de fréquences θ au cours du temps a permis d'identifier un cluster de 38 électrodes dans la région fronto-centrale différenciant significativement les activités associées à la détection d'erreurs et de réponses correctes, indépendamment du niveau de difficulté de la tâche. Ce cluster est associé à une augmentation significative de la puissance dans la bande de fréquences θ entre $160ms$ et $450ms$ après l'affichage de la décision du système pour les erreurs par rapport aux réponses correctes Le décours de cette activité est présenté dans la figure 8.4b.

Aucun cluster n'a permis de différencier significativement l'activité spectrale dans la bande θ selon le niveau de difficulté. Aucun cluster significatif n'est identifié pour la bande de fréquences α.

(a) (b)

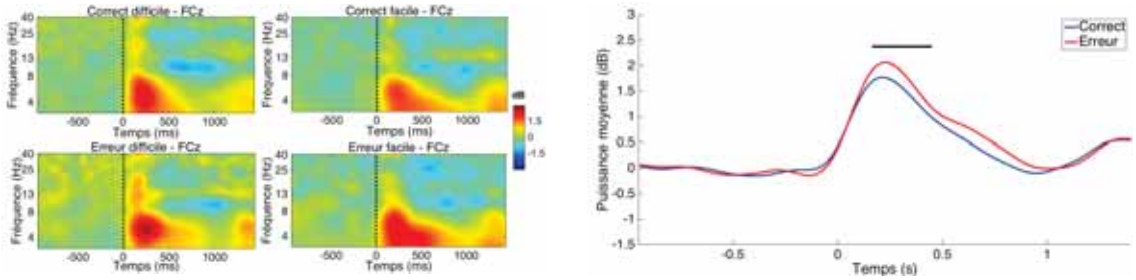


Figure 8.4 – (a) Puissance de l'activité spectrale associée au grandes moyennes à l'électrode FCz pour les quatre conditions expérimentales (exactitude × difficulté) en fonction des bandes de fréquence au cours du temps, suite à l'affichage de la décision du système ($0ms$). (b) Décours temporel du cluster différenciant significativement les puissances dans la bande de fréquences θ au cours du temps pour les erreurs (rouge) et les réponses correctes (bleu) indépendamment du niveau de difficulté.

Analyse 2 – Effet de l'exactitude et du moment d'expérimentation
L'analyse par permutation de la puissance spectrale pour chaque échantillon TF (chaque fréquence et chaque point de temps) à l'électrode FCz n'a mis en évidence aucune différence significative entre les conditions expérimentales testées (exactitude et moment d'expérimentation).
Une inspection visuelle des cartes de temps-fréquence sur les grandes moyennes nous permet d'observer, comme précédemment, une activité de basse fréquence (θ et α basse) prédominante après l'observation de la réponse du système ($0ms$; voir figure 8.5a).

a) Activité θ $(4-8Hz)$ L'analyse par permutation sur les clusters réalisée sur la puissance moyenne de la bande θ au cours du temps a permis d'identifier un cluster de 48 électrodes différenciant significativement l'activité du début et de la fin de la session expérimentale sur la période allant de $0ms$ et $440ms$ après l'affichage de la décision du

système et ce, indépendamment de l'exactitude de la tâche. Ce cluster a une localisation large fronto-centro-temporale légèrement latéralisée à gauche et présente une puissance dans la bande θ plus élevée en début qu'en fin de session. Le décours de cette activité est présenté dans la figure 8.5b.
Lors de l'observation d'erreurs seulement, un cluster d'activité θ similaire est retrouvé. Il regroupe 39 électrodes différenciant le début et la fin de la session expérimentale sur la période allant de $0ms$ à $490ms$ après l'affichage de l'erreur du système. Ce cluster montre une puissance de l'activité θ plus élevé en début qu'en fin de session (voir figure 8.5b).

Pour les débuts de sessions seulement, l'analyse par cluster a permis d'identifier un cluster de 46 électrodes différenciant de manière significative l'activité liée aux erreurs de celle liée aux réponses correctes sur la période de 100 à $850ms$ suite à l'affichage de la décision du système. Ce cluster est situé dans une large région fronto-centro-temporale et est associé à une augmentation de la puissance dans la bande θ pour les erreurs par rapport aux réponses correctes.

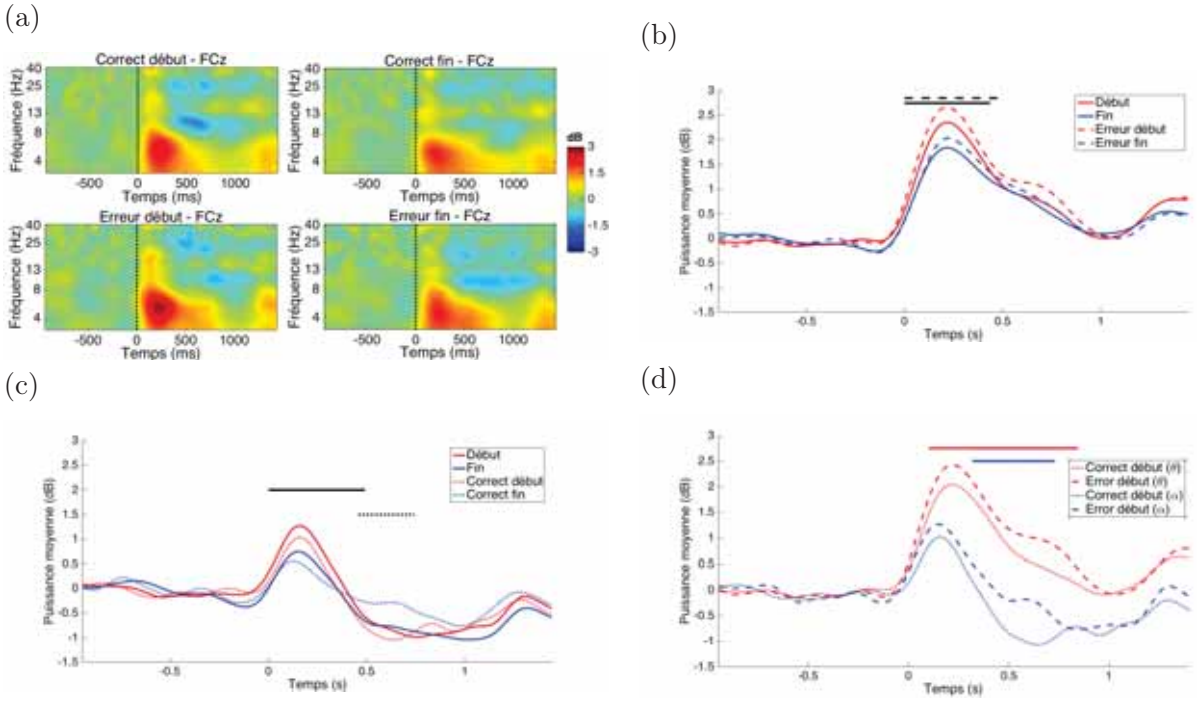


Figure 8.5 – (a) Puissance de l'activité spectrale associée au grandes moyennes à l'électrode FCz pour les quatre conditions expérimentales (exactitude × moment) en fonction des bandes de fréquences au cours du temps, suite à l'affichage de la décision du système ($0ms$). Décours temporel des clusters différenciant significativement les puissances des bandes de fréquence (b) θ et (c) α au cours du temps au début (rouge) et à la fin (bleu) de l'expérimentation pour les deux types de réponses (traits pleins), les erreurs (gros pointillés) et les réponses correctes (pointillés fins) suite à l'affichage de la décision du système ($0ms$).

b) Activité α basse ($8-10Hz$) L'analyse par permutation sur les clusters réalisée sur la puissance moyenne de la bande α basse au cours du temps a mis en évidence un cluster de 42 électrodes permettant de différencier significativement l'activité du début et de la fin de la session expérimentale sur la période de $0ms$ à $500ms$ après l'affichage de la décision du système. Ce cluster a une localisation centro-temporale et se caractérise par une puissance dans la bande α plus élevée en début qu'en fin de session. Ce cluster est

présenté dans la figure 8.5c.
Pour les réponses correctes seulement, nous observons un cluster de 31 électrodes différenciant significativement l'activité α du début et de la fin de session expérimentale, dans la période de 460 à $750ms$ après l'affichage de la réponse du système. Il a une localisation fronto-centrale, et est associé à une réduction plus importante de la puissance de l'activité α en début qu'en fin de session expérimentale (voir figure 8.5c).
Enfin, pour en début de session, un cluster similaire d'activité α, regroupant 29 électrodes, permet d'identifier une différence significative entre l'activité associée aux réponses correctes détectées et celle associée aux erreurs détectées, sur une fenêtre temporelle de 320 à $730ms$ après l'affichage de la réponse du système. Ce cluster, localisé dans les régions fronto-centrales, est associé à une réduction plus importante de la puissance de l'activité α pour les réponses correctes par rapport aux erreurs.

8.3.2.3 Analyse temps fréquence sur les essais triés

Analyse 1 – Effets de l'exactitude et de la difficulté
L'analyse essai par essai en fonction de l'exactitude et du niveau de difficulté n'a pas permis de mettre en évidence de différence significative entre les quatre conditions (erreur vs. réponse correcte – facile vs. difficile). Néanmoins, nous pouvons observer sur les cartes temps-fréquence que l'activité θ fixée sur la phase maximum au moment du pic d'amplitude (i.e., $500ms$ après l'affichage de la décision du système) semble être de nature évoquée (et non induite), i.e. synchronisée en phase par rapport à l'affichage de la décision, compte tenu de l'alignement de la distribution des activités θ à travers l'essai sur le moment d'affichage de la réponse du système. Cependant, la mesure de cohérence inter-essais n'a pas montré de cohérence forte au travers des essais sur cette bande de fréquence. Ces résultats sont présentés dans la figure 8.6a.

Analyse 2 – Effet de l'exactitude et du moment d'expérimentation
L'analyse essai par essai en fonction de l'exactitude et du moment d'expérimentation n'a pas permis de mettre en évidence de différence significative entre les quatre conditions (erreur vs. réponse correcte – début vs fin de session expérimentale). De même que pour l'analyse avec les facteurs précédents, la cohérence inter-essais n'a pas montré de valeur forte au moment de l'observation de la décision du système. Ce résultat est observable dans la figure 8.6b.

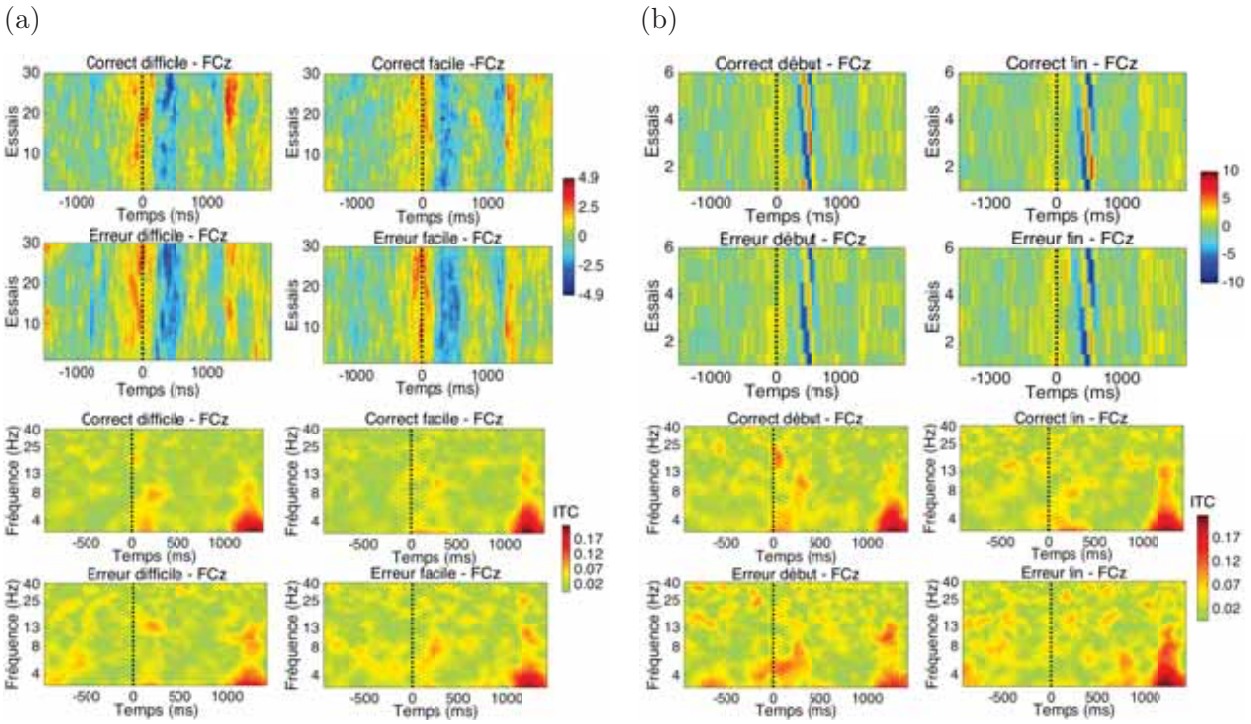


Figure 8.6 – Activité temps-fréquence à FCz sur les essais triés et cohérence inter-essais associée, au moment de la décision du système écologique ($0ms$) pour (a) les facteurs exactitude × difficulté et (b) les facteurs exactitude × moment

8.4 Discussion

Le but de cette troisième étude en EEG était d'aborder la question de la mesure de l'activité cérébrale associée à la supervision d'un système automatisé dans des conditions écologiques. Pour cela, 18 participants ont pris part à une tâche de supervision d'un simulateur d'évitement d'obstacles, prenant des décisions correctes et erronées, pour lequel ils devaient indiquer à chaque essai l'exactitude de la décision du simulateur en fonction du contexte environnant. Comme pour les études précédentes, deux niveaux de difficulté perceptuelle ont été introduits dans cette tâche. Nous avons dans cette étude mesuré l'impact de plusieurs facteurs sur l'activité de supervision. Dans un premier temps, nous avons évalué l'effet de l'exactitude de la décision du système (erreur vs. réponse correcte) et de la difficulté de la tâche (condition facile vs. condition difficile) sur l'activité cérébrale de supervision. Dans un second temps, nous avons séparé les essais en fonction du moment de l'expérimentation (début vs. fin de session) et avons évalué comment ce facteur couplé à l'effet de l'exactitude de la décision du système peut moduler l'activité cérébrale de supervision. Trois questions ont été principalement explorées dans cette étude et sont discutées ici à la lumière de nos résultats :

1. Est-il possible d'observer l'activité de supervision, et de détection des erreurs d'un système (e.g., le complexe N2-P3 identifié dans la seconde étude) dans une tâche plus écologique ?
2. Le cas échéant, cette activité est-elle modulée par la difficulté de la tâche ?
3. Le temps passé sur la tâche fait-il évoluer cette activité ?

8.4.1 Activité de supervision d'un système écologique et difficulté de la tâche

L'activité cérébrale de monitoring des performances d'autrui a été peu étudiée, et d'autant moins pour la supervision de systèmes dans des conditions écologiques. Les quelques études de la littérature ont montré l'existence d'une activité liée à la détection des erreurs d'un système, sous la forme d'un complexe oERN-oPe [81, 176]. Notre étude précédente a permis de mettre en évidence une activité similaire (un complexe N2-P3) dans des conditions de supervision "pure" (i.e. sans observation de l'autre agent ou de ses actions). Dans la présente étude, nous avançons à nouveau dans la compréhension du processus de monitoring des performances. En effet, nous montrons qu'il est possible d'identifier des activités cérébrales spécifiques à la détection d'erreurs commises par un système automatisé en contexte écologique. Une composante évoquée positive a ainsi été identifiée par l'analyse en cluster dans la région fronto-centro-temporale entre 530 et 610ms après l'affichage de la décision du système. Bien que la période de significativité de cette composante soit relativement courte, compte tenu de sa temporalité et sa topographie, cette composante pourrait être assimilée à une composante FRN interrompant une P300 tardive, ou à une composante RewP. Les résultats de notre étude tendent à appuyer l'idée d'une RewP. En effet, l'amplitude de la composante positive obtenue apparaît plus élevée lors de la supervision des réponses correctes du système par rapport à celle de ses erreurs. Or, certains auteurs suggèrent que cette onde de feedback RewP serait générée uniquement lors d'un feedback positif. Dans le contexte de notre étude de supervision, la réponse correcte du système pourrait venir conforter la réponse estimée du superviseur (sur la base de son propre traitement du stimulus) et/ou sa confiance en vers le système. Sans qu'elle puisse forcément être nommée, l'onde décrite dans cette étude 3 partage les caractéristiques du processus de monitoring des performances. Outre le fait qu'elle soit sensible à l'exactitude de la décision du système, sa topographie rappelle aussi celle observable lors de l'exécution d'erreurs, au moment de l'ERN et de la Pe précoce. Elle pourrait donc être le fruit d'une activité fronto-centrale négative, associée à une activité centro-pariétale plus vaste positive comme suggéré précédemment (voir [226] et l'étude 1 de la présente thèse). Toutefois, tout ceci ne reste que des hypothèses et il serait nécessaire d'améliorer la discrimination des activités. Il apparaît ainsi que l'analyse à l'échelle du potentiel évoqué reste limitée dans le contexte écologique compte tenu du peu de résultats obtenus.

En regard de ces potentiels évoqués, les analyses au niveau spectral apparaissent particulièrement intéressantes et plus riches d'informations. Au niveau spectral, l'activité de monitoring des performances se traduit dans notre étude par l'apparition d'un cluster significatif au niveau des régions fronto-centrales dans la bande de fréquences θ entre 160 et 450ms après l'affichage de la décision du système. Ce cluster est associé à une augmentation significative de la puissance spectrale dans la bande θ pour les erreurs par rapport aux réponses correctes. Ce résultat tend à conforter les résultats de la littérature stipulant que l'activité de monitoring des performances est associée à une activité dans la bande θ principalement [42, 92]. L'augmentation de l'activité θ lors des erreurs traduirait donc ici une augmentation de l'activité de monitoring des performances [143, 127]. Initialement identifiée dans des contextes de tâches de laboratoire, notre étude permet ainsi de valider l'extension de ce résultat aux tâches plus écologiques. Par ailleurs, compte tenu des analyses temps-fréquence sur les essais triés, l'activité observée dans la bande de fréquences θ serait plutôt de nature évoquée, mise en phase au moment de l'affichage de la décision du système. La faible cohérence inter-essais limite toutefois cette affirmation.
Ce cluster dans la bande θ est suivi temporellement par un autre cluster significatif au

niveau des régions fronto-centrales dans la bande de fréquences α entre 320 et 730ms après l'affichage de la décision du système en début de session. Ce deuxième cluster se traduit par une réduction de la puissance dans la bande de fréquences α, réduction qui apparaît significativement plus grande pour les erreurs que pour les réponses correctes détectées. Il est actuellement largement accepté que l'augmentation de puissance dans la bande de fréquences α traduit généralement une hypovigilance [127, 33]. Une atténuation de cette activité α refléterait donc un meilleur état de vigilance et ce particulièrement lors des réponses correctes du système.
Compte tenu de leur temporalité, leur topographie et leur fonctionnalité, les activités dans les bandes θ et α pourraient être mises en parallèle avec le complexe d'ondes évoquées N2-P3 observé dans notre précédente étude sur la supervision d'un système automatisé dans le contexte d'une tâche de monitoring des performances standardisée de laboratoire. En effet, lors de cette étude, des clusters significatifs associés à ce complexe N2-P3 ont été identifiés dans les mêmes régions fronto-centrales entre 160 et 340ms (pour la N2) et entre 340 et 750ms (pour la P3), i.e. à des temporalités analogues à celles que nous avons mesurées dans l'étude 3 dans l'analyse spectrale. Pris ensemble, ces résultats suggèrent que les activités θ et α obtenues en fronto-central dans cette étude 3 pourraient représenter le même processus cognitif que le complexe N2-P3 de l'étude 2, dans un contexte plus écologique.
Sur la base des rôles fonctionnels avancés de ces composantes dans le contexte de la théorie de prédiction du résultat de la réponse (PRO), nous pouvons supposer que l'activité θ mesurée en fronto-central lors de la détection d'une erreur du système refléterait un résultat inattendu lors de la comparaison entre la décision du système et celle anticipée par le superviseur sur la base de son propre traitement de l'information. La réduction d'activité α mesurée en fronto-central lors de la détection d'une réponse correcte du système pourrait refléter, quant à elle, un meilleur état de vigilance et d'attention en vers la décision du système et/ou une meilleure conscience de la justesse des décisions du système. Cette dernière hypothèse pourrait contribuer à justifier la prévalence du potentiel positif pour les réponses correctes du système dans la condition facile de la tâche ; cette composante apparaissant également en fronto-centrale dans un intervalle de temps inclus dans celle définie par le cluster identifié pour la puissance en α.

8.4.2 Activité de supervision d'un système écologique : Effet de la difficulté

Bien que les participants ont rapporté subjectivement que la tâche dans la condition difficile était bien plus difficile à superviser, nous n'avons observé aucun effet principal de la difficulté de la tâche sur l'activité de monitoring du système écologique, contrairement aux études 1 et 2 réalisées en condition de laboratoire.
Seul un cluster associé à un potentiel positif suite à la décision du système a permis de différencier significativement l'activité de détection d'erreurs et de réponses correctes dans la condition facile uniquement. Celui-là même décrit dans le paragraphe précédent. Ce cluster n'a pas été retrouvé dans la condition difficile. Plusieurs hypothèses sont ici possibles. La difficulté perceptuelle dans cette tâche plus écologique pourrait créer une baisse significative de la différence d'activité entre les erreurs et les réponses correctes. Cette diminution, associée à des conditions d'enregistrement plus contraignantes (i.e., un faible nombre d'essais ainsi qu'une tâche très dynamique) pourrait empêcher la détection de l'activité de monitoring dans la condition difficile. Cette dynamique est notamment rapporté à travers la cohérence inter-essais qui est assez faible malgré une activité θ de détection de réponse bien présente.

Malgré le fait que la difficulté de la tâche n'ait pas d'effet, nous détectons bien une activité de monitoring des performances dans cette tâche écologique. La question qui se pose maintenant, est de savoir si cette activité va être dégradée au cours de la tâche, et si oui comment.

8.4.3 Dégradation de la supervision au cours de la tâche

De nombreuses études ont mis en évidence que la supervision sur le long terme induisait une hypovigilance et une incapacité à monitorer des systèmes automatisés [55, 154]. Dans cette étude, nous avons montré que l'activité de monitoring semble effectivement évoluer avec le temps passé sur une tâche de supervision d'un simulateur aéronautique d'évitement d'obstacles. En comparant l'activité dans les deux premiers blocs à celle des deux derniers, nous avons montré qu'il existe, sur la moyenne des temps-fréquence, un effet du moment de l'expérimentation matérialisé au travers d'un premier cluster d'activité θ dans les régions fronto-centrales associé à une réduction de la puissance θ suite à la réponse du système entre le début et la fin de la tâche. Ce cluster est uniquement observé lors de la supervision des erreurs du système. L'activité θ étant notamment associée au contrôle cognitif et au monitoring des performances [143, 226, 92, 42], une diminution de sa puissance pourrait donc être le reflet d'une diminution de l'activité de monitoring et de l'encodage des informations [127, 143], au cours du temps et particulièrement pour la supervision des erreurs d'un système.

Au niveau des régions fronto-centrales, ce cluster associé à une réduction de la puissance de l'activité θ au cours du temps s'accompagne d'un autre cluster significatif associé à une augmentation de la puissance de l'activité α entre le début et la fin de la tâche, quel que soit le type de réponse du système. Comme précédemment décrit, il a été montré que l'activité α est liée aux états de vigilance [127]. Son augmentation au cours du temps, refléterait une dégradation des états de vigilance et possiblement de la conscience des réponses du système au cours du temps.

Cette étude montre ainsi que l'activité de supervision des performances d'un système automatisé en situation écologique se traduit d'une part, par une plus grande activité θ fronto-centrale lors de la détection des erreurs et d'autre part, par une plus faible activité α fronto-centrale et un potentiel positif plus ample lors de la détection des réponses correctes. Ces activités refléteraient une augmentation de l'activité de monitoring des performances et d'encodage de l'information lors de la détection d'erreurs laquelle serait couplée à un meilleur état de vigilance et d'attention et/ou une meilleure conscience de la justesse des décisions du système. Enfin, les résultats obtenus au cours du temps suggèrent que la dégradation des performances de supervision d'un système automatisé est liée à une dégradation du monitoring et de l'encodage des erreurs et à une baisse de vigilance générale et/ou de conscience des réponses du système.

8.5 Points notables

Cette étude en EEG visait à caractériser l'activité de monitoring des performances d'un système dans des conditions écologiques lors d'une tâche dynamique de supervision d'un simulateur d'évitement d'obstacles. Nous avons étudié l'activité de monitoring des performances en fonction de l'exactitude de la décision du système, du niveau de difficulté de la tâche, ainsi que du moment d'expérimentation. Les bénéfices de cette expérimentation sont observables :

au niveau théorique puisque nous avons mis en évidence qu'une activité de monitoring des performances d'un système automatisé écologique était observable dans une tâche dynamique. Cette activité partage, en outre, plusieurs caractéristiques similaires aux PE associés au monitoring des performances en condition de laboratoire (en termes de valence, de topographie et de bandes spectrales).

au niveau technique puisque nous avons utilisé différentes techniques de traitement et d'analyse des données EEG afin d'appréhender au mieux l'évolution de l'activité en conditions écologiques. L'analyse temps-fréquence n'a jamais, à notre connaissance, été utilisée pour évaluer le monitoring des performances dans des tâches de supervision. Chacune de ces techniques a montré un intérêt dans la caractérisation de l'activité de monitoring et de son évolution avec la difficulté et le temps passé sur la tâche.

au niveau applicatif puisque la caractérisation précise de l'activité EEG en supervision écologique, ainsi que de l'activité spectrale sous-jacente, peut permettre de mieux appréhender l'étude de la sortie de boucle. De plus, nous avons mis en évidence que l'activité spectrale habituellement associée au monitoring (fréquence θ) semble diminuer avec le temps passé sur la tâche, suggérant des pistes pour l'étude de la sortie de boucle lors de la supervision de systèmes automatisé écologiques.

Troisième partie

Discussion générale

Le développement des technologies d'automatisation a modifié drastiquement la façon dont nous appréhendons le monde qui nous entoure. Dans certains domaines, l'automatisation des procédés a fait émerger de nouvelles problématiques, dont les conséquences sont parfois désastreuses. C'est notamment le cas en aéronautique où de nombreux accidents plus ou moins récents témoignent de ces difficultés [30, 29, 28]. Ces problématiques se manifestent entre autres au travers du phénomène dit **de sortie de boucle** (*Out-Of-the-Loop* ou OOL). Bien que défini au niveau descriptif, les processus cognitifs sous-tendant l'apparition de l'OOL sont encore très peu connus. Pour cause, les concepts traditionnellement proposés (conscience de situation, hypovigilance, complaisance) pour définir ce phénomène ont un pouvoir explicatif fort limité sur les mécanismes cognitifs à l'œuvre au cours de ce phénomène.

Fort de ce constat, ce travail de thèse a souhaité proposer un nouveau cadre théorique pour penser et explorer ce phénomène de sortie de boucle. En particulier, l'originalité de ce travail a consisté à aborder ce phénomène au travers d'un processus cognitif bien connu dans le domaine des sciences cognitives : le **monitoring des performances**. Le monitoring des performances correspond à :

> "...a set of cognitive and affective functions determining whether adaptive control is needed and, if so, which type and magnitude is required."[226]

En d'autres termes, ce sont les fonctions cognitives et affectives sous-tendant la supervision de nos propres actions, et notamment la détection de nos propres erreurs. Or, la sortie de boucle se reflète entre autres dans la difficulté de l'opérateur à détecter les erreurs commises par le système automatisé lorsqu'il est hors de la boucle de contrôle du système. La possibilité d'utiliser l'activité de monitoring des performances pour caractériser le phénomène de sortie de boucle s'est donc posée : **est-il possible d'observer une dégradation de l'activité cérébrale sous-tendant l'activité de monitoring du système au cours du phénomène de sortie de boucle ?**

Y répondre positivement nous promettait, non seulement, une meilleure caractérisation de l'OOL au niveau de ses corrélats cérébraux, mais également des avancées significatives quant aux outils de monitoring de l'état des opérateurs par rapport à ce phénomène.
Cependant, pour répondre à cette question, plusieurs défis se sont présentés : (1) identifier l'activité cérébrale sous-tendant le monitoring d'autrui, (2) explorer l'impact de la nature de l'agent supervisé (humain vs. système) sur cette activité, (3) être capable de caractériser cette activité dans des situations écologiques, et finalement (4) être capable de caractériser sa dégradation lors du phénomène de sortie de boucle. L'objectif de cette thèse était de répondre à ces différentes problématiques afin de proposer des outils permettant de caractériser l'activité cérébrale liée à la supervision de systèmes automatisés dans des situations écologiques et d'explorer la possible dégradation de cette activité lors du phénomène de sortie de boucle.

Dans ce but, nous avons mis en place quatre expérimentations en EEG. Ces études ont montré : (i) qu'il est possible d'identifier une activité correspondant à l'observation des erreurs faites par un autre agent dans des tâches de laboratoire, (ii) qu'une activité cérébrale associée à la détection des réponses apparaît également dans des conditions de supervision d'un système écologique, et (iii) que le temps passé en supervision peut dégrader cette activité. Dans les sections suivantes, nous allons discuter des implications théoriques de ces résultats.

Caractérisation de la supervision d'un autre agent : le rôle de la production d'actions

Comme nous avons pu le préciser, l'activité de monitoring des performances a été principalement explorée lors du monitoring de nos propres actions. Le premier défi rencontré consistait à explorer la présence de cette activité lors du monitoring des actions d'autrui.

Récemment, plusieurs travaux ont exploré cette activité, mettant en évidence un complexe proche de celui présent pour nos propres actions. Pour caractériser cette activité, différents angles d'approche ont été proposés. Quelques chercheurs se sont attaqués au rôle du monitoring des actions et performances d'autrui dans l'apprentissage [110], tandis que d'autres ont souhaité estimer l'impact du contexte social de la supervision (i.e., le rôle de l'observateur vis-à-vis de l'exécuteur) sur l'activité de détection d'erreurs. Pour finir, certains travaux ont étudié en quoi l'activité de détection d'erreurs et de feedbacks erronés pouvait permettre de mieux adapter des Interfaces Cerveau-Machine ou des avatars. Plusieurs problématiques, liées notamment au rôle de l'action dans le monitoring des performances ou à la définition de l'activité EEG en environnement écologique ont rapidement émergé sur le plan théorique, témoignant notamment de la difficulté à transposer directement les connaissances et résultats issues du monitoring de nos propres performances, au monitoring des performances d'autrui.

Si ces travaux ont contribué sans aucun doute à développer notre compréhension des mécanismes à l'œuvre lors de la supervision d'autrui, ils ont également omis d'aborder une problématique centrale dans la compréhension de ce mécanisme : le rôle de la production motrice dans l'émergence de cette activité cérébrale. En effet, dans la majorité de ces études, les participants devaient superviser un agent réalisant un mouvement directement visible. Ce mouvement était (i) soit co-localisé comme dans les études de Koban et coll. [122] ou de Bruijn et von Rhein [57] où le participant était assis à côté ou en face de l'exécuteur, (ii) soit observé à travers un écran comme dans les études de Desmet et Brass [63], (iii) soit réalisé par un avatar [176, 185]. Ce mouvement pouvait enfin être imaginé, comme dans l'étude de Kreilinger et coll. [124]. Or, lors de la supervision de systèmes automatisés telle qu'on peut l'imaginer dans le monde de l'aéronautique, et plus généralement lorsque qu'on considère le contrôle de systèmes complexes, les actions du système ne passent pas nécessairement par la production de mouvements, encore moins de mouvements appartenant à notre répertoire moteur, et les actions du systèmes ne sont parfois même pas identifiées.

Dans ce contexte, il est possible de se questionner sur le devenir de l'activité de monitoring des performances lorsqu'aucune commande motrice n'est fournie ou observée par le participant devant estimer l'issue d'un événement. En effet, la commande motrice semble jouer un rôle majeur dans la définition du rôle fonctionnel du processus de monitoring des performances. Pour preuve, le courant de pensée initial quant au monitoring des performances tendait plutôt à dire qu'il était nécessaire d'avoir une commande motrice, ou la représentation d'une action, pour pouvoir mettre en branle les mécanismes de détection d'erreurs. Ce postulat est visible notamment au travers des différentes théories qui ont été développées pour expliquer le processus de détection d'erreurs. La grande partie de ces théories repose sur une comparaison entre une action en cours et une action prédite. Cette comparaison est la base de la théorie d'incompatibilité qui fut la première théorie expliquant l'activité cérébrale de monitoring des performances. Elle stipule que les réponses sont exécutées avant que toutes les informations nécessaires à leur évaluation ne

soient recueillies et que la copie d'efférence de l'action en cours (i.e. copie de la commande motrice permettant de prédire le retour sensoriel au moment de l'initiation de l'action) soit comparée au retour sensoriel actuel via le CCA.
L'alternative initialement proposée à l'hypothèse d'incompatibilité (i.e., la théorie du conflit ; voir section 1.2) repose elle aussi sur la représentation de commandes motrices et, notamment, sur l'élimination de la commande préposée qui déclencherait l'émergence de l'ERN lors de l'observation d'erreurs (ou de conflits).
C'est également le cas du modèle d'apprentissage par renforcement proposé par Holroyd et Coles [105] qui se base lui aussi sur l'activité des contrôleurs moteurs, qui envoient, selon eux, les signaux d'entrée pour le CCA. Le CCA agit ensuite comme un filtre sélectionnant le contrôleur moteur avec la réponse appropriée. Il est, en outre, possible d'argumenter que les entrées du CCA, sont notamment aussi basées sur l'apprentissage par rapport à des réponses passées. C'est d'ailleurs l'introduction de cet apprentissage dans la théorie qui a permis initialement d'expliquer l'émergence de la FRN lors d'affichages de feedbacks associés à la réponse.
Pour l'ensemble de ces théories, la commande motrice, son imagination, ou son observation, semble être centrale au processus de monitoring des performances.

Nous avons donc cherché à explorer l'activité de monitoring des performances d'autrui, lorsqu'aucune action visible n'est exécutée, ni par le participant, ni par l'agent (humain ou automatisé) supervisé. Afin d'explorer cette problématique, nous avons mis en place une tâche de prise de décision dans laquelle le participant ne pouvait pas anticiper les réponses de l'agent supervisé (étude 2). Dans cette tâche de supervision, les participants ne pouvaient en aucun cas estimer la copie d'efférence de l'autre agent puisqu'ils n'avaient aucun retour sensoriel initial sur les actions de celui-ci (les participants étaient situés seuls dans une pièce, pendant que l'autre agent humain était dans une pièce adjacente).

Pourtant, nos résultats ont permis de mettre en évidence la présence d'une activité de type N2-P3 de manière robuste lorsqu'un agent humain, ou un agent automatisé, commettait une erreur dans la discrimination d'une cible dans une tâche d'Eriksen modifiée. L'observation du complexe N2-P3 lors de la supervision d'un autre agent, peu importe son type, indique manifestement qu'aucune action de la part du participant n'est requise pour que le mécanisme de détection d'erreurs et d'apprentissage lié au feedback se mette en place. En outre, nous avons montré qu'il existe une activité évoquée par l'observation des décisions prises par un système écologique. Cette activité, eu égard de ses attributs spatio-temporels et en fréquence, partage des caractéristiques similaires à celles observées dans des tâches de laboratoire. Entre autres, l'amplitude de cette activité est modulée par l'exactitude de la réponse du système (erreur vs. réponse correcte). La mise en évidence d'une activité de détection d'erreurs lors de la supervision d'un système écologique tend également à montrer que les corrélats cérébraux du monitoring des performances ne peuvent être représentés ni en termes de sélection d'actions issues des contrôleurs moteurs, ni en termes d'apprentissage uniquement.
Ainsi, nos résultats semblent démontrer que l'activité liée au monitoring des réponses peut se faire sans qu'aucune commande motrice du participant n'impacte l'issue de cette réponse remettant ainsi en cause la plupart des théories pré-citées. Ce résultat vient confirmer d'autres études qui défendent également le fait que les processus de monitoring des performances peuvent se déclencher sans l'existence d'une action contingente [67]. C'est notamment le cas de différentes études sur le feedback dans des tâches de jeu d'argent [67, 246]. Les résultats de nos trois études permettent aussi de confirmer une hypothèse récemment émise par Ullsperger et coll. [226] et Cavanagh et Frank [42] qui proposent

que les activités cérébrales associées aux prises de décisions ou à l'évaluation de résultats et matérialisées par (1) une onde négative fronto-centrale, (2) une onde positive fronto-centrale précoce et (3) une onde positive centro-pariétale tardive, sont issues d'un même processus de prise de décision et se manifestent à différents moments. Dans chacune de nos expériences, nous avons pu mettre en évidence ce complexe composé d'une activité fronto-centrale négative, et centro-pariétale positive que ce soit à travers (i) l'observation du complexe ERN-Pe lors de l'exécution, (ii) l'observation du complexe FRN-P300 lors de l'observation de feedbacks, ou (iii) l'observation du complexe N2-P3 lors de la supervision des décisions d'autrui. De manière intéressante, ce complexe reste visible dans des tâches nettement plus complexes comme en atteste l'activité mesurée lors de la supervision d'un système écologique dans notre troisième expérience.

Nos résultats permettent ainsi de progresser dans notre compréhension du processus de monitoring des performances. À travers la mise en évidence de signaux associés au processus de monitoring des performances, sans action requise ni de l'opérateur, ni du système, nous montrons les limites de certaines théories actuellement proposées pour expliquer ce processus. Une théorie se dégage toutefois et resterait pertinente pour comprendre l'émergence d'une activité de monitoring des performances en exécution et en supervision : c'est la théorie PRO. En effet, la théorie PRO indique que l'activité du CMFp est associée non seulement à l'apprentissage par rapport aux issues passées, mais aussi à la prédiction de résultats à venir. Comme présenté dans la section 1.2.3 cette théorie permet d'unifier de nombreuses hypothèses quant au monitoring des performances (détection de conflits, signal de *Reward Prediction Error*, probabilités d'erreurs). Aucune commande motrice n'est nécessaire dans cette théorie.

Bien que la théorie du PRO puisse expliquer les signaux observés tant en exécution qu'en observation d'erreurs, elle s'accommode beaucoup moins à l'effet du type d'agent sur l'activité de monitoring comme nous allons le constater dans la section suivante.

Identification de l'impact des facteurs psychosociaux sur la supervision

Notre second défi consistait à caractériser l'impact du caractère artificiel de nos agents sur l'activité de supervision d'autrui. Les études ayant porté sur la supervision d'un autre agent se sont principalement intéressé à l'aspect social de cette supervision, i.e. à la supervision d'un autre agent humain. En effet, plusieurs études ont émergé au travers de problématiques d'interaction sociale, telles que la compétition, la soumission à l'autorité, l'affectivité, etc. Or, le phénomène à l'étude au cours de cette thèse s'intéresse en premier lieu à nos interactions avec des agents artificiels.
Dans ce contexte, nous avons souhaité explorer comment le type d'agent peut moduler l'activité cérébrale liée au mécanisme de monitoring des performances. À notre connaissance, aucune étude n'a directement comparé cette activité lors de la supervision d'agents humains ou artificiels effectuant une même tâche. De manière intéressante, nous avons montré dans cette étude que la supervision d'un système automatisé engendre une activité de détection d'erreurs significativement inférieure à celle observée lors de la détection des erreurs d'un agent humain. Cet aspect est primordial au regard de l'étude du phénomène de sortie de boucle qui se caractérise par la dégradation de cette activité de détection d'erreurs au niveau comportemental. Eu égard de la littérature, plusieurs dimensions peuvent être à l'œuvre dans cette dégradation.

La première concerne les états de confiance et l'impact de ces états sur les mécanismes cognitifs émergeants lors du contrôle de nos actions. En effet, plusieurs études tendent à indiquer que les opérateurs humains ont tendance à développer une sur-confiance envers les systèmes automatisés, systèmes généralement caractérisés par un haut niveau de fiabilité [133, 180]. En outre, plusieurs travaux ont mis en évidence une dégradation des performances de l'opérateur, notamment en termes de détection des erreurs, lors de ces situations de sur-confiance (voir notamment [180]). Cette idée est en partie confortée par nos résultats. En effet, les résultats qualitatifs du questionnaire fourni aux participants lors de la deuxième étude indiquent que ceux-ci semblent observer moins d'erreurs chez le système automatisé [1]. Il est cependant à noter que cette augmentation de la confiance n'engendre pas, dans notre cas, un changement en termes de détection des erreurs. Au niveau cérébral, l'impact de la sur-confiance sur l'activité liée au monitoring des actions est plus ambigu. Lors du monitoring de nos propres actions, la fréquence d'occurrence semble jouer un rôle majeur dans la mise en œuvre de l'activité cérébrale liée au monitoring des actions. En particulier, la théorie PRO suggère une activité cérébrale maximale lors de la non-occurrence des réponses attendues. Transposée à notre situation et considérant la sur-confiance développée par les participants envers les systèmes automatisés, la détection des erreurs du système aurait dû engendrer une activité plus élevée que la détection des erreurs d'un agent humain (perçu comme moins fiable). Or, nos résultats montrent l'effet inverse puisque l'activité cérébrale liée à la détection d'erreurs se retrouve atténuée lors de nos interactions avec des agents artificiels. Un tel résultat ne peut être expliqué à travers le concept de prédiction d'erreurs basé sur la fréquence de l'occurrence d'une issue, mis en avant par la théorie PRO. En revanche, d'autres facteurs peuvent expliquer ces résultats tels que les concepts d'intentionnalité, d'empathie ou d'agentivité.

De nombreuses études sur le monitoring des performances ont montré lors de la supervision d'agents humains que l'intentionnalité [41, 238, 63], mais aussi l'agentivité (i.e., le sentiment de contrôle) [53], impactaient significativement l'activation cérébrale liée à la détection des erreurs d'autrui. Notamment, Caspar et coll. [41] ont mesuré l'effet de la coercition et du sens d'agentivité sur des données subjectives et des PE de traitement de l'information sensorielle dans une série de deux expérimentations. Ils ont utilisé le même type d'expérimentation que Milgram [156], dans laquelle le participant inflige (supposément) des chocs électriques à une troisième personne, sous les ordres d'une autorité. Ici, ils ont modifié cette tâche afin que chaque appui bouton déclenche un son ; l'activité EEG en réponse à ce son est enregistrée. Ils ont montré que, lorsque l'action est commandée par quelqu'un d'autre, peu importe son résultat (douloureux ou non pour l'autre agent), l'amplitude des potentiels de traitement sensoriel est diminuée par rapport à une condition où le participant choisit lui-même l'issue. Les jugements de responsabilité associés indiquent aussi que le participant se sent plus responsable dans la condition sans coercition. En d'autres termes, la perte du sentiment de contrôle est associée à un désengagement vis-à-vis du résultat de nos actions. Or, il est aujourd'hui clair que l'automatisation des systèmes impacte de manière dramatique le sentiment de contrôle des opérateurs [14, 13, 167]. En corollaire, il est possible que la baisse d'amplitude des PE relatifs à la détection d'erreurs témoigne dans notre cas d'un engagement moins important de l'opérateur lorsqu'il interagit avec un système automatisé. En outre, il a été démontré à plusieurs reprises qu'il est plus difficile d'attribuer des intentions à un agent artificiel qu'à un agent humain [167, 206]. Il est donc envisageable que cette incapacité à définir les intentions du système couplée à la diminution du sentiment de contrôle éprouvé par l'opérateur aient pu générer une diminution de l'activité de supervision du système automatisé.

1. Questionnaire fourni à 11 participants sur 17. Voir section 7.2.2.1 p.92.

Un autre facteur psychosocial a été mesuré à plusieurs reprises dans des tâches de prise de décision et d'apprentissage : l'empathie. Plusieurs études ont montré le rôle de l'affect sur le processus de monitoring de nos propres performances, à la fois sur des populations saines [97] mais aussi des populations pathologiques [91], du fait notamment que l'exécution d'erreurs mène généralement à des conséquences négatives. La question s'est donc posée lors d'interactions sociales avec autrui, puisque les conséquences des erreurs d'autrui peuvent parfois être bénéfiques pour l'observateur [164]. De manière intéressante, plusieurs études en IRMf et en EEG ont montré que l'activation du CCA lors de l'observation d'erreurs ainsi que l'activité de monitoring des performances d'un autre agent humain sont modulées par le sentiment d'empathie envers cet agent [53, 162, 118, 213]. Or, Riek et coll. [199] ont montré une diminution drastique d'empathie envers un robot lorsque celui-ci était moins humanoïde. Pour finir, ces études font écho aux recherches de Carp et coll. [35] qui ont montré que la similarité interpersonnelle entre l'observateur et l'exécuteur d'une tâche module de manière différentielle l'oERN et l'oPe lors de l'observation d'erreurs. Il est donc possible que dans notre tâche, de manière plus ou moins inconsciente, les participants aient développé plus d'empathie envers l'agent humain, du fait de leur ressemblance (par rapport au système automatisé), ce qui aurait généré une augmentation de l'activité cérébrale associée à la détection des erreurs de l'agent humain. Cette hypothèse pourrait aussi permettre d'expliquer pourquoi les participants ont rapporté sur les questionnaires à la fin de l'expérimentation que l'agent humain avait tendance à faire plus d'erreurs, ou à les enchaîner, par rapport au système automatisé. En effet, les erreurs de l'agent humain ont pu être considérées comme plus saillantes, du fait d'un plus fort sentiment d'empathie envers celui-ci.

Nos résultats ainsi que la littérature suggèrent donc que différents paramètres psychosociaux peuvent impacter le processus de monitoring des performances. Ainsi, bien que les mécanismes cognitifs à l'œuvre dans le monitoring de nos actions et des actions d'autrui semblent partager un certain nombre de traits, le monitoring d'autrui apparaît être modulé par des facteurs spécifiques tels que la similarité interpersonnelle et l'empathie, facteurs qui n'ont pas lieu d'être lors du monitoring de nos propres actions ou du monitoring d'un système automatisé. Ces résultats sont doublement intéressants puisqu'ils permettent d'affiner notre compréhension du mécanisme de supervision d'autrui. D'un point de vue opérationnel, ils permettent de mieux comprendre le désengagement de l'opérateur humain lors du phénomène de sortie de boucle, mais également d'imaginer de nouveaux modes d'interactions favorisant la mise en place d'une activité de monitoring plus efficace comme nous en discuterons dans la partie conclusive de ce manuscrit.

Supervision et milieu écologique

Un troisième défi consistait à révéler l'activité de monitoring d'autrui, et notamment d'un système, dans un contexte écologique. Comme présenté dans la section 5.1, la mesure de l'activité cérébrale au travers de l'EEG a de nombreux avantages. L'EEG représente une mesure directe de l'activité électrique émise par des groupements de neurones et diffusée sur le scalp. Cette mesure possède une haute résolution temporelle. Contrairement à d'autres techniques, telles que l'IRMf ou la spectroscopie fonctionnelle par proche infrarouge (*Near Infra-Red Spectroscopy* ou NIRS), l'EEG permet d'enregistrer une activité en temps réel avec une excellente résolution temporelle de l'ordre de la milliseconde. Néanmoins, la définition précise des sources de l'activité EEG reste une difficulté en raison des problèmes de diffusion du signal électrique de la source vers la surface de la tête. De plus,

cette diffusion est associée à des difficultés d'enregistrement sur le scalp (i.e., trop forte impédance sur le cuir chevelu), il est donc parfois difficile de distinguer l'activité réelle des sources par rapport au bruit.

Or, l'activité cérébrale liée au monitoring des actions a été traditionnellement explorée dans des tâches de laboratoire, tâches dans lesquelles le rapport signal/bruit est souvent maximisé. Ainsi, ces tâches se caractérisent par un nombre d'essais important et des stimuli très souvent épurés. Afin d'utiliser cette activité pour comprendre le phénomène de sortie de boucle, nous devions nous assurer de notre capacité à l'identifier dans des situations plus complexes. Pour ce faire, nous avons cherché à répondre à deux questions : (1) comment la difficulté perceptuelle d'une tâche impacte le signal relatif à l'activité de monitoring, et (2) comment capturer ce signal dans cet environnement à la fois plus bruité, plus complexe, plus dynamique et plus pauvre en nombre d'essais.

Nos résultats semblent nous permettre de répondre, tout du moins partiellement à ces deux questionnements. Tout d'abord, en augmentant la difficulté perceptuelle de la tâche de laboratoire, nous avons observé un effet de celle-ci sur les composantes du monitoring des performances. Cet effet a été mis en évidence dans de précédentes études sur l'activité associée au monitoring de nos propres réponses (ERN, CRN), en manipulant la difficulté décisionnelle (i.e. en manipulant le nombre d'associations stimulus-réponses) [229]. Il avait aussi été relativement étudiée sur l'ERN et la CRN suite à une augmentation de la difficulté perceptuelle [177, 212]. Cependant, nous avons mis en évidence dans nos différentes études, qu'une augmentation de la difficulté perceptuelle (e.g. ajout de distracteurs dans une tâche d'Eriksen dans les études 1 et 2) engendre une diminution des activités liées au monitoring de nos réponses (exécution) et de celles d'un autre agent (supervision). Il semble aussi qu'un schéma similaire se dessine dans une tâche plus écologique (où la difficulté perceptuelle globale est aussi augmentée) puisque nous avons pu mettre en évidence une différence dans l'activité de supervision des erreurs et des réponses correctes du système automatisé dans la condition facile et non dans la condition difficile. Nous avons par conséquent émis l'hypothèse que l'activité de monitoring des performances est non seulement diminuée dans la condition difficile, mais peut aussi être plus difficilement détectable dans des conditions de supervision écologiques du fait de la diminution du nombre d'essais ainsi que de l'aplatissement des PE lié à l'aspect dynamique de la tâche. Cet impact de la difficulté constitue un élément critique en ce qui concerne notre problématique initiale, à savoir notre capacité à caractériser l'activité de monitoring dans des conditions écologiques. En particulier, elle démontre qu'une analyse seulement basée sur l'amplitude de l'activité liée à la détection d'erreurs pourrait avoir une valeur explicative quasi-nulle dans des situations très complexes.
En outre, cet effet de la difficulté nous a également permis d'affiner notre compréhension du mécanisme de monitoring. En effet, ces résultats peuvent être discutés en termes de prédiction de la réponse basée sur l'apprentissage via le fait que l'activité émise par le CMFp est maximale lors de la non-occurrence d'une réponse attendue. Or, les réponses correctes sont plus attendues dans la condition facile que dans la condition difficile, impliquant qu'une erreur (i.e., non-occurrence d'une réponse correcte) déclenche une activité plus ample dans la condition facile que dans la condition difficile ; et ceci pour l'exécution de nos propres réponses mais aussi pour la supervision d'autrui et d'un agent artificiel. Au regard de la caractérisation de l'activité de monitoring des performances dans des conditions écologiques, ces résultats sont à prendre en considération. En effet, comme indiqué dans la section 3, les systèmes supervisés en conditions opérationnelles, et notamment en aéronautique, sont généralement particulièrement fiables. L'apparition d'une erreur lors de la supervision pourrait donc faire apparaître une activité maximale qu'il serait possible

d'enregistrer.

D'autre part, le souhait d'étudier l'OOL dans des conditions écologiques afin de déterminer des marqueurs de la sortie de boucle nous a confronté à plusieurs problématiques liées aux propriétés même du signal EEG, notamment en ce qui concerne la qualité de ce signal. Du fait de la présence de la boite crânienne, l'EEG possède un assez mauvais rapport signal sur bruit. Les signaux EEG de surface sont de faible amplitude et les activités induites par un événement sont systématiquement noyées dans un bruit lié à l'activité spontanée et environnant. Différentes techniques ont été mises en place afin de réduire ce bruit. La technique principalement utilisée consiste à répéter les essais dans les conditions d'intérêt un très grand nombre de fois et à moyenner le signal sur l'ensemble de ces essais en alignant ceux-ci par rapport à l'événement d'intérêt (affichage d'un stimulus, exécution d'une réponse, etc.). Ces grandes moyennes permettent généralement de définir les potentiels évoqués (PE) liés à l'événement et stables temporellement à travers les essais. Si nous avons utilisé ce type d'analyse dans nos 2 premières études, nous avons très rapidement constaté que de telles analyses étaient difficiles à mettre en place dans des conditions où l'environnement informatif est dynamique et où le nombre d'essais est beaucoup plus limité, ce qui est le cas de nos situations d'intérêts.
Parallèlement, le bruit issu des enregistrements EEG est souvent amplifié par la diffusion de l'activité sur le scalp. En effet, il a été démontré à plusieurs reprises que des activités en potentiels évoqués différentes pouvaient parfois s'additionner et induire des erreurs sur les conclusions tirées des modulations de ces activités [141, 229]. Au regard de ces contraintes et dans l'optique de mettre en évidence l'activité de monitoring en situations écologiques, nous avons démontré la pertinence de deux techniques, plus ou moins usitées actuellement pour l'étude du monitoring de l'action.

Tout d'abord, nous avons montré la pertinence de la transformation par Laplacien de surface [186, 38, 229]. Cette méthode, décrite dans la section 5.1.3.2 de la présente thèse, permet d'isoler les PE en réduisant le bruit spatial. Elle montre d'autres nombreux avantages, notamment, elle correspond à une bonne mesure de l'activité corticale, et permet aussi d'augmenter la résolution temporelle [95, 166, 32]. Elle s'est avérée utile dans nos études à travers le fait qu'elle a permis d'isoler l'impact de la difficulté d'une tâche sur l'activité de monitoring de ses propres performances. Elle a notamment permis de mieux définir que l'augmentation de la difficulté perceptuelle modulait (à la baisse pour la Pe et à la hausse pour la P300) l'activité de monitoring des performances, à la fois pour les potentiels associés au moment de la réponse et ceux associés au moment du feedback. Cette technique avait déjà montré son intérêt dans plusieurs études, et notamment des recherches sur le monitoring des performances, puisqu'elle avait permis d'identifier des composantes associées au réponses correctes (la CRN et la Pc), mais aussi de distinguer deux sous-composantes de la Pe possédant deux aspects fonctionnels différents (la Pe précoce et la Pe tardive).
Dans notre étude, le Laplacien de surface a permis d'isoler plus spécifiquement les localisations auxquelles nous sommes susceptibles de retrouver les différents potentiels du monitoring des performances, mais aussi de mieux définir le rôle fonctionnel de chaque composante. Cela permet, au regard de l'étude de l'OOL, de définir au préalable à quelle région/électrode et potentiels nous pourrions nous intéresser dans un contexte d'étude écologique avec un faible nombre d'électrodes et une nécessité de temps de définition et traitement des données rapide (typiquement les interfaces homme-machine).

Nous avons également démontré la pertinence de l'analyse par permutation basée sur

des clusters, issue du *cluster mass test*. Cette technique, décrite dans la section 5.1.3.2, nous a permis de mettre en évidence les activités liées au monitoring des performances, sans a priori sur : (i) la distribution des données, et (ii) leur localisation spatio-temporelle. En effet, nous ne souhaitions pas définir de fenêtre temporelle, ni d'électrode d'analyse spécifique afin d'éviter tout biais d'analyse. Enfin, un second intérêt de cette technique d'analyse est qu'elle possède une puissance statistique supérieure aux analyses de variance généralement utilisées. L'analyse par permutation basée sur les clusters considère l'ensemble des points spatio-temporels du signal afin de définir des groupements d'électrodes dont l'activité est similaire et discriminante pour un contraste de conditions donné. Cette analyse a prouvé son efficacité à deux reprises dans l'étude de la supervision de systèmes en conditions de laboratoire et en situation écologique. Elle a mis en évidence un cluster d'électrodes permettant de différencier significativement l'activité de détection des erreurs d'un agent humain et d'un système. Cette différence, de faible amplitude, n'a pas été observée avec l'analyse de variance classique (ANOVA). De même, elle a permis d'identifier une activité discriminant la détection des erreurs et des réponses correctes lors de la supervision d'un système en condition écologique. Comme mentionné précédemment, les potentiels évoqués moyennés dans l'étude en situation écologique étaient relativement bruités du fait d'un plus faible nombre d'essais que dans les conditions de laboratoire. En outre, elle a mis en évidence des clusters significatifs associés à des activités dans certaines bandes de fréquences (θ, α) permettant de différencier l'activité à deux moments critiques de la supervision (en début et en fin d'expérimentation). Or la mesure de l'activité spectrale de l'EEG au cours du temps est un point clé de l'étude de la sortie de boucle, puisque plusieurs études ont montré au niveau comportemental que les performances de supervision se dégradent au cours du temps avec l'OOL.
Au regard de l'étude de la sortie de boucle, et comme démontré par nos études, cette méthode présente l'intérêt de ne pas nécessiter d'informations au préalable sur les activités étudiées. Elle permet donc, comme dans l'étude 3, de détecter des différences significatives d'activité entre deux conditions expérimentales, sans que l'on sache initialement quel sera le décours de cette activité.

Pour finir, nous avons mis en place une analyse temps-fréquences essai par essai afin de rendre compte de la dynamique de l'activité EEG au travers des différents essais. Notamment, nous avons pu voir grâce à cette technique que l'activité déclenchée lors de la supervision d'un système écologique est associée à une onde de fréquence θ qui est prédominante juste après l'affichage de la décision du système. De plus, la mesure sur les essais triés sur la phase maximale au moment du pic d'activité nous a permis de montrer que les ondes θ se synchronisent au niveau fronto-central au moment de l'affichage de la décision du système.
La pertinence de cette méthode pour l'étude du phénomène de sortie de boucle pour notamment sur deux points : (i) le fait qu'elle retranscrive la dynamique de l'activité cérébrale à l'échelle de l'essai et (ii) qu'elle permette en même temps des mesures plus globales des états de conscience.

Tout au long de cette thèse, les contraintes imposées par notre contexte d'étude nous ont amené à appliquer différentes techniques de traitement du signal. Si ces travaux ont permis de confirmer notre capacité à mettre en évidence l'activité cérébrale sous-jacente et ce malgré la complexité des tâches proposées (notamment pour l'expérience 3), ils ont également révélé l'impact des outils de traitement sur l'image que nous possédons des mécanismes à l'œuvre. Ces différentes techniques de traitement et d'analyse des données EEG nous ont permis de mieux comprendre, et parfois même d'identifier précisément, les activités spécifiques associées au monitoring des performances dans des conditions d'exé-

cution mais aussi de supervision. Comme observé dans la troisième étude, l'association de ces différentes techniques permet de mieux définir l'activité de supervision et ouvre des pistes pour mieux comprendre comment l'activité de monitoring peut se dégrader lors du phénomène de sortie de boucle.

OOL et dégradation de la supervision

Le dernier défi à relever au cours de cette thèse était d'explorer la possible dégradation de cette activité de monitoring au cours du phénomène de sortie de boucle. Les trois études que nous avons menées avaient pour but de caractériser les activités cérébrales associées au monitoring des performances d'un système automatisé dans des conditions de plus en plus écologiques et d'identifier des marqueurs de dégradation de cette activité lors de la sortie de boucle. Différentes activités liées à la détection des erreurs lors de la supervision d'un système automatisé ont ainsi été identifiées aussi bien dans une tâche de laboratoire standardisée que lors de la supervision d'un simulateur d'évitement d'obstacles plus écologique. Dans la littérature, la caractérisation de l'OOL n'a été que très peu abordée au travers des mesures neuro-physiologiques. Nous avons donc été confrontés à différentes problématiques que nous avons tenté de résoudre au travers de mesures ciblées de certaines activités cérébrales à l'aide de techniques appropriées.

Un premier raisonnement repose sur le choix des activités principalement considérées pour évaluer le monitoring des performances. Les trois décennies de recherche sur le monitoring des performances se sont attardées principalement sur la compréhension des mécanismes cérébraux sous-tendant la détection d'erreurs ou de feedbacks négatifs et pire qu'attendus, en ciblant seulement sur l'étude des composantes liées aux erreurs ou aux feedbacks négatifs telles que l'ERN, ou en étudiant les ondes de différence, i.e. la différence entre l'activité liée aux erreurs et l'activité liée aux réponses correctes. Or, les interactions avec les systèmes fiables fortement automatisés sont caractérisées par l'absence, ou un très faible taux d'erreurs. L'utilisation des mesures classiquement considérées pour superviser les performances reste donc limitée. C'est pourquoi nous nous sommes intéressés, dans toutes les études, à caractériser l'ensemble des composantes du monitoring des performances, y compris celles liées à la supervision des réponses correctes. Des études ont permis de beaucoup avancer sur la question en montrant notamment l'existence de la CRN et de la Pc lors de l'exécution de réponses correctes. Fait intéressant, la mise en évidence de la CRN pour les réponses correctes s'est notamment faite à l'aide de l'utilisation du Laplacien de surface. Les études qui ont ensuite été menées sur la CRN et la Pc ont permis d'identifier des sensibilités fonctionnelles de ces potentiels à certains facteurs (la difficulté de la tâche par exemple, [177, 229]) indépendamment des activités liées aux réponses erronées. Continuer dans la lignée de ces études permet (1) de définir le monitoring des performances en tant que processus globale et (2) d'adapter et de vérifier la validité des théories fonctionnelles en conséquence. Le besoin de suivre cette approche est d'autant plus important dans le cadre de systèmes automatisés critiques qui s'accompagnent d'un taux d'erreurs extrêmement faible, mais également d'une criticité importante (la moindre erreur peut avoir des conséquences dramatiques). Il est donc primordial de pouvoir anticiper cette dégradation de la détection des erreurs du système à travers d'autres marqueurs du phénomène de monitoring. Détecter également la dégradation de l'activité de monitoring à travers l'activité générée par la supervision des réponses correctes du système pourrait constituer une solution de choix, évitant aux chercheurs et aux opérateurs d'être dans l'attente d'une erreur du système pour pouvoir identifier cette dégradation.

Un second raisonnement consiste à s'affranchir des problématiques d'alignement des essais et du nombre d'essais enregistré. Plusieurs auteurs ont pris l'initiative d'étudier l'activité cérébrale de manière globale au cours du temps, plus qu'associée à un événement spécifique. Ceci permet de s'affranchir de la limitation sur le nombre d'essais par condition. Cependant, les mesures d'activité globale ne permettent pas toujours de différencier précisément l'origine d'une modulation d'activité. Il est donc possible d'attribuer de manière erronée certaines activités à certains processus, alors que ce n'est pas le cas.

Un troisième raisonnement porte sur les techniques de mesure EEG qui sont souvent très peu adaptées aux conditions réelles. En effet, comme présenté dans le paraphe précédent portant sur les mesures écologiques, les techniques actuelles d'analyse du signal EEG sont difficilement transférables à l'analyse du signal en conditions délétères (faibles nombre d'essais et essais très bruités par exemple). Nous avons proposé quelques pistes au travers de quelques techniques de traitement (Laplacien de surface) ou d'analyse (test par permutation basé sur des clusters, ou analyse temps-fréquence). Ces techniques se sont avérées utiles puisqu'elles ont permis de mettre en évidence un signal spécifique différenciant la détection d'erreurs et de réponses correctes sur l'amplitude des PE, alors que le faible nombre d'essais limitait les analyses ANOVA classiques. En outre, cette analyse a permis de mieux estimer l'évolution de l'activité de supervision au cours du temps à travers l'analyse des puissances moyennes dans différentes bandes de fréquences entre le début et la fin de supervision.
Cependant, le nombre d'essais, et des répétitions étaient encore relativement élevés dans nos études (même si bien plus faibles que dans des conditions de laboratoire). Il est donc nécessaire d'aller plus loin dans les techniques utilisées. Deux choix s'offrent à nous. Le premier correspond au fait de cumuler les différentes techniques de traitement et d'analyses, afin de faire ressortir le point pertinent de chaque dans ces conditions de mesures quotidiennes. Notamment, il pourrait être intéressant sur les données enregistrées en contexte écologique, d'effectuer à la fois une transformation par Laplacien de surface, puis une analyse par permutation sur des clusters. Le cumule de ces deux techniques permet d'isoler l'activité PE des données bruitées puis d'identifier de manière plus précise le moment et la localisation de l'activité. De même, l'utilisation du temps-fréquence et de l'analyse par cluster permettrait de rendre compte plus précisément de la dynamique de l'activité de monitoring. Cependant, ces techniques sont assez lourdes au niveau du temps de calcul et ne peuvent donc pas être appliquées dans le futur pour mesurer par exemple la détection d'erreurs (et sa dégradation) en temps réel. Une seconde piste porte sur l'utilisation d'autres méthodes, telles que les méthodes de *machine learning*. En effet ces techniques sont très utilisées pour la mise en place notamment des interfaces cerveau-machine. Elles ont aussi été utilisées à quelques reprises pour l'étude du processus de monitoring des performances, en exécution, et en supervision [47, 82]. Néanmoins, ces mesures requièrent généralement la définition plutôt précise de l'activité recherchée au préalable.

Le type d'études vers lequel nous avons essayé d'évoluer au fur et à mesure de cette thèse permet de définir des implications au niveau de la définition théorique pour les processus cognitif étudiés. De manière intéressante, mieux définir les processus cognitifs associés au monitoring des performances, au niveau théorique, permet de définir quel type d'action peuvent être mises en place à un niveau applicatif afin de prévenir l'apparition du phénomène de sortie de boucle ou de ses conséquences négatives.

Quatrième partie

Conclusion et perspectives

L'objectif de cette thèse était d'utiliser les théories de sciences cognitives associées au processus de monitoring des performances afin de mieux comprendre et identifier **les corrélats cérébraux du phénomène de sortie de boucle** induit par l'automatisation des systèmes. Pour ce faire, nous avons abordé quatre problématiques principales. Dans un premier temps, nous avons souhaité déterminer l'évolution de l'activité de monitoring de nos propres performances lorsque la difficulté de la tâche augmentait. Pour ce faire, nous avons mené une première étude en EEG qui utilisait une tâche d'Eriksen modifiée incluant deux niveaux de difficulté perceptuelle différents. Cette étude a permis de mettre en évidence que l'activité de monitoring de nos propres performances est significativement impactée, non seulement par l'exactitude de la réponse du participant, mais aussi par le niveau de difficulté de la tâche. Notamment, une modulation différentielle a été retrouvée avec une sensibilité spécifique des potentiels fronto-centraux à l'exactitude de la réponse et un impact spécifique de la difficulté de la tâche sur les potentiels centro-pariétaux. De plus, cette modulation a non seulement été mise en évidence au niveau des mesures classiques d'amplitude mais aussi sur les densités de sources de courant.

Puis, nous nous sommes ensuite intéressés à la définition de l'activité de détection d'erreurs lors de la supervision. Dans ce but, nous avons mené une deuxième étude en EEG dans laquelle les participants devaient superviser les réponses d'un autre agent qui exécutait la tâche d'Eriksen modifiée précédemment utilisée. Nous avons identifié une activité spécifiquement associée à la détection des erreurs commises par un autre agent, qu'il soit humain ou un système automatisé. Nous avons aussi montré que l'amplitude de cette activité de monitoring des performances d'autrui était réduite lors de la supervision d'un système automatisé (par rapport à la supervision d'un être humain) et lorsque la tâche avait une difficulté perceptuelle augmentée. Ces résultats ont été mis en évidence à l'aide, non seulement d'une analyse de variance classique sur l'amplitude des pics des composantes, mais aussi grâce à une analyse statistique par permutation basée sur les clusters. Ce test non paramétrique, robuste et sans a priori, nous a permis de définir de manière plus précise la localisation, l'amplitude et la latence de cette activité.

Enfin, dans une troisième étude, nous avons souhaité identifier l'activité associée à la supervision d'un système écologique, lequel était un simulateur d'évitement d'obstacles. Cette troisième étude nous a aussi permis d'identifier des activités liées à la supervision des erreurs et des réponses correctes du système écologique dans le plan fréquentiel, et particulièrement dans les bandes de fréquences θ et α. Notre étude a montré, par ailleurs, une évolution de ces mêmes marqueurs avec le temps passé sur la tâche, ouvrant ainsi des pistes d'études pour la dernière problématique de cette thèse.

La dernière problématique à laquelle nous souhaitions répondre portait sur la dégradation de l'activité de supervision lors de la sortie de boucle. Ce questionnement a été abordé à travers la supervision d'un système écologique très fiable au cours du temps. Cette recherche est en cours et fait donc l'objet d'une perspective du travail de thèse.

Aborder ce phénomène appliqué à travers les contraintes de mesure en condition écologique nous a permis de reconsidérer certains cadres théoriques du monitoring des performances et de la détection d'erreurs. Notamment, nous avons montré que la supervision d'autrui de manière globale peut être incorporée dans le cadre de la théorie PRO sans trop de difficultés, mais il apparaît que l'impact de plusieurs paramètres psychosociaux inhérents à la supervision ne semblent pas être pris en compte dans les théories du monitoring des performances. En outre, nous avons observé qu'il était nécessaire d'aborder

les mesures généralement effectuées en sciences cognitives sous un nouvel angle afin de pouvoir les utiliser dans des conditions de la vie courante. Cette problématique a déjà été soulevée par différents chercheurs issus des sciences cognitives [47, 110] et de l'ergonomie [179, 208]. Nos études ont permis d'obtenir de nombreuses informations, à la fois au niveau théorique, mais aussi au niveau applicatif. Elles ont également ouvert de nouvelles perspectives.

Tout d'abord, ces travaux constituent un premier pas vers l'identification des corrélats neuro-fonctionnels du phénomène de sortie de boucle, phénomène crucial dans les sociétés modernes où êtres humains et systèmes artificiels se côtoient au quotidien. À très court terme, l'analyse des résultats de notre quatrième expérimentation devrait confirmer la présence d'une dégradation du monitoring des performances lors du phénomène de sortie de boucle. À moyen terme, nous pouvons imaginer que l'utilisation simultanée des différentes techniques de traitement et analyse du signal EEG utilisées dans cette thèse pourront nous donner des marqueurs plus robustes de cette activité cérébrale et de sa dégradation lors du phénomène de sortie de boucle. En effet, ces mesures ont permis de mieux identifier et comprendre les différentes activités liées au monitoring des performances ainsi que la façon dont elles vont être modulées par les paramètres tels que la difficulté perceptuelle, le type d'agent ou le temps passé sur la tâche. Coupler ces différentes techniques pourrait permettre de mieux évaluer ces activités en conditions écologiques de supervision. À plus long terme, l'utilisation d'algorithmes d'apprentissage et les avancées technologiques côté capteurs nous promettent la capacité de détecter en temps réel cette activité et sa dégradation.

Nos travaux ont également mis en avant un certain nombre de facteurs psychosociaux pouvant intervenir dans l'atténuation de l'activité cérébrale liée au monitoring des actions d'un agent artificiel. La perspective d'utiliser ces connaissances à des fins de conception est une tentation légitime. Ainsi, Le Goff et coll. [129] ont montré que présenter les intentions du système au participant, dans une fenêtre temporelle spécifique avant que le système ne prenne ses décisions, permettait d'augmenter le sentiment de contrôle des participants concernant les actions faites par le système. On peut imaginer que manipuler le caractère intentionnel des agents artificiels et améliorer l'accessibilité par l'opérateur humain aux intentions du système peut améliorer de manière significative l'engagement dans la tâche de supervision, diminuant en corollaire l'occurrence du phénomène de sortie de boucle. De manière similaire, il a été démontré que la similarité physique pouvait également conditionner à la fois l'empathie éprouvée pour le partenaire, ainsi que l'engagement dans une co-action. Anthropomorphiser les agents artificiels, mais également implémenter des modes de raisonnement plus proches de ceux partagés par les opérateurs humains pourrait ainsi constituer des solutions pertinentes pour maximiser l'activité de monitoring et diminuer l'occurrence du phénomène de sortie de boucle.
Au cours de cette thèse, nous avons souhaité caractériser l'activité sous-jacente au monitoring des actions d'autrui et sa possible dégradation au cours du phénomène de sortie de boucle. À travers cette caractérisation, nous espérons avoir développé les premières briques nécessaires à la conception d'outils de détection et de compensation de ce phénomène de sortie de boucle.

Bibliographie

Bibliographie

[1] Alexander, W. H. and Brown, J. W. (2010). Computational models of performance monitoring and cognitive control. *Topics in cognitive science*, 2(4) :658–677.

[2] Alexander, W. H. and Brown, J. W. (2011). Medial prefrontal cortex as an action-outcome predictor. *Nature neuroscience*, 14(10) :1338.

[3] Allain, S., Carbonnell, L., Falkenstein, M., Burle, B., and Vidal, F. (2004). The modulation of the ne-like wave on correct responses foreshadows errors. *Neuroscience letters*, 372(1-2) :161–166.

[4] Astolfi, L., Cincotti, F., Mattia, D., Marciani, M. G., Baccala, L. A., de Vico Fallani, F., Salinari, S., Ursino, M., Zavaglia, M., Ding, L., et al. (2007). Comparison of different cortical connectivity estimators for high-resolution EEG recordings. *Human brain mapping*, 28(2) :143–157.

[5] Babiloni, F., Babiloni, C., Fattorini, L., Carducci, F., Onorati, P., and Urbano, A. (1995). Performances of surface laplacian estimators : a study of simulated and real scalp potential distributions. *Brain Topography*, 8(1) :35–45.

[6] Babiloni, F., Cincotti, F., Carducci, F., Rossini, P. M., and Babiloni, C. (2001). Spatial enhancement of EEG data by surface laplacian estimation : the use of magnetic resonance imaging-based head models. *Clinical Neurophysiology*, 112(5) :724–727.

[7] Bainbridge, L. (1983). Ironies of automation. In *Analysis, Design and Evaluation of Man–Machine Systems 1982*, pages 129–135. Elsevier.

[8] Baker, T. E. and Holroyd, C. B. (2009). Which way do I go ? Neural activation in response to feedback and spatial processing in a virtual T-maze. *Cerebral Cortex*, 19(8) :1708–1722.

[9] Balconi, M. and Vitaloni, S. (2014). N400 effect when a semantic anomaly is detected in action representation. a source localization analysis. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 31(1) :58–64.

[10] Banich, M. T. (2009). Executive function : The search for an integrated account. *Current directions in psychological science*, 18(2) :89–94.

[11] Bates, A. T., Patel, T. P., and Liddle, P. F. (2005). External behavior monitoring mirrors internal behavior monitoring : Error-related negativity for observed errors. *Journal of Psychophysiology*, 19(4) :281–288.

[12] Belyavin, A. and Wright, N. A. (1987). Changes in electrical activity of the brain with vigilance. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 66(2) :137–144.

[13] Berberian, B., Sarrazin, J.-C., and Chaudron, L. (2013). Causal attribution and control : between consciousness and psychical half-shadow application to flight operations. In *International Conference on Digital Human Modeling and Applications in Health, Safety, Ergonomics and Risk Management*, pages 11–20. Springer.

[14] Berberian, B., Sarrazin, J.-C., Le Blaye, P., and Haggard, P. (2012). Automation technology and sense of control : a window on human agency. *PLoS One*, 7(3) :e34075.

[15] Beyer, F., Sidarus, N., Bonicalzi, S., and Haggard, P. (2017). Beyond self-serving bias : diffusion of responsibility reduces sense of agency and outcome monitoring. *Social cognitive and affective neuroscience*, 12(1) :138–145.

[16] Billings, C. (1988). Toward human centered automation. *Flight deck automation : Promises and realities*, pages 167–190.

[17] Billings, C. (1995). Situation awareness measurement and analysis : A commentary. In *Proceedings of the International Conference on Experimental Analysis and Measurement of Situation Awareness*, volume 1. Daytona Beach, FL : Embry-Riddle Aeronautical University Press.

[18] Bonini, F., Burle, B., Liégeois-Chauvel, C., Régis, J., Chauvel, P., and Vidal, F. (2014). Action monitoring and medial frontal cortex : leading role of supplementary motor area. *Science*, 343(6173) :888–891.

[19] 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.

[20] Botvinick, M., Nystrom, L. E., Fissell, K., Carter, C. S., and Cohen, J. D. (1999). Conflict monitoring versus selection-for-action in anterior cingulate cortex. *Nature*, 402(6758) :179.

[21] Botvinick, M. M., Braver, T. S., Barch, D. M., Carter, C. S., and Cohen, J. D. (2001). Conflict monitoring and cognitive control. *Psychological review*, 108(3) :624.

[22] Braem, S., Coenen, E., Bombeke, K., Van Bochove, M. E., and Notebaert, W. (2015). Open your eyes for prediction errors. *Cognitive, Affective, & Behavioral Neuroscience*, 15(2) :374–380.

[23] Brázdil, M., Roman, R., Falkenstein, M., Daniel, P., Jurák, P., and Rektor, I. (2002). Error processing – evidence from intracerebral ERP recordings. *Experimental Brain Research*, 146(4) :460–466.

[24] Brookhuis, K. A. and de Waard, D. (2010). Monitoring drivers' mental workload in driving simulators using physiological measures. *Accident Analysis & Prevention*, 42(3) :898–903.

[25] Brooks, V. B. (1986). *The neural basis of motor control*, volume 200. Oxford University Press New York.

[26] Bulling, A., Ward, J. A., Gellersen, H., and Troster, G. (2011). Eye movement analysis for activity recognition using electrooculography. *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 33(4) :741–753.

[27] Bullmore, E. T., Suckling, J., Overmeyer, S., Rabe-Hesketh, S., Taylor, E., and Brammer, M. J. (1999). Global, voxel, and cluster tests, by theory and permutation, for a difference between two groups of structural mr images of the brain. *IEEE transactions on medical imaging*, 18(1) :32–42.

[28] Bureau d'Enquêtes et d'Analyses (1996). Accident du 2 octobre 1996 survenu au boeing 757 exploité par Aeroperú. Rapport final, Bureau d'Enquêtes et d'Analyses pour la sécurité de l'aviation civile.

[29] Bureau d'Enquêtes et d'Analyses (2012). Accident de l'airbus A330-203 immatriculé F-GZCP et exploité par Air France survenu le 01/06/2009 dans l'océan atlantique. Rapport final f-cp090601, Bureau d'Enquêtes et d'Analyses pour la sécurité de l'aviation civile.

[30] Bureau d'Enquêtes et d'Analyses (2013). Passage sous la vitesse d'évolution en finale, remise de gaz, déclenchement du mode de protection Alpha Floor. Rapport final f-ne130311, Bureau d'Enquêtes et d'Analyses pour la sécurité de l'aviation civile.

[31] Burle, B., Roger, C., Allain, S., Vidal, F., and Hasbroucq, T. (2008). Error negativity does not reflect conflict : a reappraisal of conflict monitoring and anterior cingulate cortex activity. *Journal of cognitive neuroscience*, 20(9) :1637–1655.

[32] Burle, B., Spieser, L., Roger, C., Casini, L., Hasbroucq, T., and Vidal, F. (2015). Spatial and temporal resolutions of EEG : Is it really black and white ? A scalp current density view. *International Journal of Psychophysiology*, 97(3) :210–220.

[33] Campagne, A., Pebayle, T., and Muzet, A. (2004). Correlation between driving errors and vigilance level : influence of the driver's age. *Physiology & behavior*, 80(4) :515–524.

[34] Carmichael, S. and Price, J. L. (1995). Sensory and premotor connections of the orbital and medial prefrontal cortex of macaque monkeys. *Journal of Comparative Neurology*, 363(4) :642–664.

[35] Carp, J., Halenar, M. J., Quandt, L. C., Sklar, A., and Compton, R. J. (2009). Perceived similarity and neural mirroring : evidence from vicarious error processing. *Social neuroscience*, 4(1) :85–96.

[36] Carter, C. S., Braver, T. S., Barch, D. M., Botvinick, M. M., Noll, D., and Cohen, J. D. (1998). Anterior cingulate cortex, error detection, and the online monitoring of performance. *Science*, 280(5364) :747–749.

[37] Carter, C. S. and Van Veen, V. (2007). Anterior cingulate cortex and conflict detection : an update of theory and data. *Cognitive, Affective, & Behavioral Neuroscience*, 7(4) :367–379.

[38] Carvalhaes, C. and de Barros, J. A. (2015). The surface laplacian technique in EEG : Theory and methods. *International Journal of Psychophysiology*, 97(3) :174–188.

[39] Casner, S. M. (2005). The effect of GPS and moving map displays on navigational awareness while flying under VFR. *International Journal of Applied Aviation Studies*, 5(1) :153–165.

[40] Casner, S. M. and Schooler, J. W. (2014). Thoughts in flight : Automation use and pilots' task-related and task-unrelated thought. *Human factors*, 56(3) :433–442.

[41] Caspar, E. A., Christensen, J. F., Cleeremans, A., and Haggard, P. (2016). Coercion changes the sense of agency in the human brain. *Current biology*, 26(5) :585–592.

[42] Cavanagh, J. F. and Frank, M. J. (2014). Frontal theta as a mechanism for cognitive control. *Trends in cognitive sciences*, 18(8) :414–421.

[43] Cegarra, J. and Morgado, N. (2009). Étude des propriétés de la version francophone du NASATLX. In *Communication présentée à la cinquième édition du colloque de psychologie ergonomique (Epique)*, pages 28–30.

[44] Chatrian, G., Lettich, E., and Nelson, P. (1985). Ten percent electrode system for topographic studies of spontaneous and evoked EEG activities. *American Journal of EEG technology*, 25(2) :83–92.

[45] Chau, W., McIntosh, A. R., Robinson, S. E., Schulz, M., and Pantev, C. (2004). Improving permutation test power for group analysis of spatially filtered MEG data. *Neuroimage*, 23(3) :983–996.

[46] Chavarriaga, R. and Millán, J. d. R. (2010). Learning from EEG error-related potentials in noninvasive brain-computer interfaces. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 18(4) :381–388.

[47] Chavarriaga, R., Sobolewski, A., and Millán, J. d. R. (2014). Errare machinale est : the use of error-related potentials in brain-machine interfaces. *Frontiers in neuroscience*, 8 :208.

[48] Cieslik, E. C., Mueller, V. I., Eickhoff, C. R., Langner, R., and Eickhoff, S. B. (2015). Three key regions for supervisory attentional control : evidence from neuroimaging meta-analyses. *Neuroscience & biobehavioral reviews*, 48 :22–34.

[49] Clayson, P. E., Baldwin, S. A., and Larson, M. J. (2013). How does noise affect amplitude and latency measurement of event-related potentials (ERPs) ? A methodological critique and simulation study. *Psychophysiology*, 50(2) :174–186.

[50] Cohen, J. (1973). Eta-squared and partial eta-squared in fixed factor ANOVA designs. *Educational and psychological measurement*, 33(1) :107–112.

[51] Cohen, J. et al. (1965). Some statistical issues in psychological research. *Handbook of clinical psychology*, pages 95–121.

[52] Coles, M. G., Scheffers, M. K., and Holroyd, C. B. (2001). Why is there an ERN/Ne on correct trials ? Response representations, stimulus-related components, and the theory of error-processing. *Biological psychology*, 56(3) :173–189.

[53] Cracco, E., Desmet, C., and Brass, M. (2015). When your error becomes my error : anterior insula activation in response to observed errors is modulated by agency. *Social cognitive and affective neuroscience*, 11(3) :357–366.

[54] Crivelli, D. and Balconi, M. (2010). Agency and inter-agency, action and joint action : theoretical and neuropsychological evidence. In *Neuropsychology of the Sense of Agency*, pages 107–122. Springer.

[55] Davies, D. R. and Parasuraman, R. (1982). *The psychology of vigilance*. Academic Press Inc.

[56] de Barros, J. A., Carvalhaes, C. G., de Mendonca, J., and Suppes, P. (2006). Recognition of words from the EEG laplacian. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, 21 :45–59.

[57] De Bruijn, E. R. and von Rhein, D. T. (2012). Is your error my concern ? An event-related potential study on own and observed error detection in cooperation and competition. *Frontiers in neuroscience*, 6 :8.

[58] Debener, S., Ullsperger, M., Siegel, M., Fiehler, K., Von Cramon, D. Y., and Engel, A. K. (2005). Trial-by-trial coupling of concurrent electroencephalogram and functional magnetic resonance imaging identifies the dynamics of performance monitoring. *Journal of Neuroscience*, 25(50) :11730–11737.

[59] Dehaene, S., Posner, M. I., and Tucker, D. M. (1994). Localization of a neural system for error detection and compensation. *Psychological Science*, 5(5) :303–305.

[60] Dekker, S. and Hollnagel, E. (2004). Human factors and folk models. *Cognition, Technology & Work*, 6(2) :79–86.

[61] Dekker, S. W. and Woods, D. D. (2002). MABA-MABA or abracadabra ? Progress on human-automation co-ordination. *Cognition, Technology & Work*, 4(4) :240–244.

[62] Delorme, A. and Makeig, S. (2004). EEGLAB : an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of neuroscience methods*, 134(1) :9–21.

[63] Desmet, C. and Brass, M. (2015). Observing accidental and intentional unusual actions is associated with different subregions of the medial frontal cortex. *NeuroImage*, 122 :195–202.

[64] Desmet, C., Deschrijver, E., and Brass, M. (2013). How social is error observation ? The neural mechanisms underlying the observation of human and machine errors. *Social cognitive and affective neuroscience*, 9(4) :427–435.

[65] Donchin, E. (1981). Surprise !... Surprise ? *Psychophysiology*, 18(5) :493–513.

[66] Donchin, E. and Coles, M. G. (1988). Is the P300 component a manifestation of context updating ? *Behavioral and brain sciences*, 11(3) :357–374.

[67] Donkers, F. C., Nieuwenhuis, S., and Van Boxtel, G. J. (2005). Mediofrontal negativities in the absence of responding. *Cognitive brain research*, 25(3) :777–787.

[68] Donkers, F. C. and van Boxtel, G. J. (2005). Mediofrontal negativities to averted gains and losses in the slot-machine task : a further investigation. *Journal of Psychophysiology*, 19(4) :256–262.

[69] Drisdelle, B. L., Aubin, S., and Jolicoeur, P. (2017). Dealing with ocular artifacts on lateralized ERPs in studies of visual-spatial attention and memory : ICA correction versus epoch rejection. *Psychophysiology*, 54(1) :83–99.

[70] Dzindolet, M. T., Peterson, S. A., Pomranky, R. A., Pierce, L. G., and Beck, H. P. (2003). The role of trust in automation reliance. *International journal of human-computer studies*, 58(6) :697–718.

[71] Endrass, T., Klawohn, J., Preuss, J., and Kathmann, N. (2012). Temporospatial dissociation of Pe subcomponents for perceived and unperceived errors. *Frontiers in Human Neuroscience*, 6 :178.

[72] Endsley, M. R. (2017). From here to autonomy : lessons learned from human-automation research. *Human factors*, 59(1) :5–27.

[73] Endsley, M. R. and Kiris, E. O. (1995). The out-of-the-loop performance problem and level of control in automation. *Human factors*, 37(2) :381–394.

[74] Enriquez-Geppert, S., Konrad, C., Pantev, C., and Huster, R. J. (2010). Conflict and inhibition differentially affect the n200/p300 complex in a combined go/nogo and stop-signal task. *Neuroimage*, 51(2) :877–887.

[75] Ephrath, A. R. and Curry, R. E. (1977). Detection by pilots of system failures during instrument landings. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, 7(12) :841–848.

[76] Eriksen, B. A. and Eriksen, C. W. (1974). Effects of noise letters upon the identification of a target letter in a nonsearch task. *Perception & psychophysics*, 16(1) :143–149.

[77] Falkenstein, M., Hielscher, H., Dziobek, I., Schwarzenau, P., Hoormann, J., Sundermann, B., and Hohnsbein, J. (2001). Action monitoring, error detection, and the basal ganglia : an ERP study. *Neuroreport*, 12(1) :157–161.

[78] Falkenstein, M., Hohnsbein, J., Hoormann, J., and Blanke, L. (1991). Effects of crossmodal divided attention on late ERP components. II. Error processing in choice reaction tasks. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 78(6) :447–455.

[79] Falkenstein, M., Hoormann, J., Christ, S., and Hohnsbein, J. (2000). ERP components on reaction errors and their functional significance : a tutorial. *Biological psychology*, 51(2-3) :87–107.

[80] Ferrez, P. (2007). *Error-related EEG potentials in brain-computer interfaces*. PhD thesis, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne.

[81] Ferrez, P. W. and Millán, J. d. R. (2005). You are wrong !—Automatic detection of interaction errors from brain waves. In *Proceedings of the 19th international joint conference on Artificial intelligence*.

[82] Ferrez, P. W. and Millán, J. d. R. (2008). Simultaneous real-time detection of motor imagery and error-related potentials for improved BCI accuracy. In *Proceedings of the 4th international brain-computer interface workshop and training course*, pages 197–202.

[83] Ferry, A. T., Öngür, D., An, X., and Price, J. L. (2000). Prefrontal cortical projections to the striatum in macaque monkeys : evidence for an organization related to prefrontal networks. *Journal of Comparative Neurology*, 425(3) :447–470.

[84] Fischer, A. G. and Ullsperger, M. (2013). Real and fictive outcomes are processed differently but converge on a common adaptive mechanism. *Neuron*, 79(6) :1243–1255.

[85] Fitzgerald, K. D., Welsh, R. C., Gehring, W. J., Abelson, J. L., Himle, J. A., Liberzon, I., and Taylor, S. F. (2005). Error-related hyperactivity of the anterior cingulate cortex in obsessive-compulsive disorder. *Biological psychiatry*, 57(3) :287–294.

[86] Foti, D., Carlson, J. M., Sauder, C. L., and Proudfit, G. H. (2014). Reward dysfunction in major depression : Multimodal neuroimaging evidence for refining the melancholic phenotype. *Neuroimage*, 101 :50–58.

[87] Foti, D., Weinberg, A., Dien, J., and Hajcak, G. (2011). Event-related potential activity in the basal ganglia differentiates rewards from nonrewards : Temporospatial principal components analysis and source localization of the feedback negativity. *Human brain mapping*, 32(12) :2207–2216.

[88] Fukushima, H. and Hiraki, K. (2009). Whose loss is it ? Human electrophysiological correlates of non-self reward processing. *Social neuroscience*, 4(3) :261–275.

[89] Gajewski, P. D. and Falkenstein, M. (2013). Effects of task complexity on ERP components in Go/Nogo tasks. *International Journal of Psychophysiology*, 87(3) :273–278.

[90] Gehring, W. J., Goss, B., Coles, M. G., Meyer, D. E., and Donchin, E. (1993). A neural system for error detection and compensation. *Psychological science*, 4(6) :385–390.

[91] Gehring, W. J., Himle, J., and Nisenson, L. G. (2000). Action-monitoring dysfunction in obsessive-compulsive disorder. *Psychological science*, 11(1) :1–6.

[92] Gehring, W. J., Liu, Y., Orr, J. M., and Carp, J. (2012). The error-related negativity (ERN/Ne). *Oxford handbook of event-related potential components*, pages 231–291.

[93] Gehring, W. J. and Willoughby, A. R. (2002). The medial frontal cortex and the rapid processing of monetary gains and losses. *Science*, 295(5563) :2279–2282.

[94] Gentsch, A., Ullsperger, P., and Ullsperger, M. (2009). Dissociable medial frontal negativities from a common monitoring system for self-and externally caused failure of goal achievement. *Neuroimage*, 47(4) :2023–2030.

[95] Gevins, A. (1989). Dynamic functional topography of cognitive tasks. *Brain topography*, 2(1-2) :37–56.

[96] Grützmann, R., Endrass, T., Klawohn, J., and Kathmann, N. (2014). Response accuracy rating modulates ERN and Pe amplitudes. *Biological psychology*, 96 :1–7.

[97] Hajcak, G., McDonald, N., and Simons, R. F. (2004). Error-related psychophysiology and negative affect. *Brain and cognition*, 56(2) :189–197.

[98] Hajcak, G., Moser, J. S., Yeung, N., and Simons, R. F. (2005). On the ERN and the significance of errors. *Psychophysiology*, 42(2) :151–160.

[99] Hart, S. G. and Staveland, L. E. (1988). Development of NASA-TLX (task load index) : Results of empirical and theoretical research. In *Advances in psychology*, volume 52, pages 139–183. Elsevier.

[100] Herrmann, C. S., Grigutsch, M., and Busch, N. A. (2005). EEG oscillations and wavelet analysis. In *Event-related potentials : A methods handbook*, pages 229–259. MIT Press.

[101] Herrmann, M. J., Römmler, J., Ehlis, A.-C., Heidrich, A., and Fallgatter, A. J. (2004). Source localization (LORETA) of the error-related-negativity (ERN/Ne) and positivity (Pe). *Cognitive Brain Research*, 20(2) :294–299.

[102] Hoffmann, S. and Falkenstein, M. (2008). The correction of eye blink artefacts in the EEG : a comparison of two prominent methods. *PLoS One*, 3(8).

[103] Hoffmann, S. and Falkenstein, M. (2012). Predictive information processing in the brain : errors and response monitoring. *International Journal of Psychophysiology*, 83(2) :208–212.

[104] Hohnsbein, J., Falkenstein, M., Hoormann, J., and Blanke, L. (1991). Effects of crossmodal divided attention on late ERP components. I. Simple and choice reaction tasks. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 78(6) :438–446.

[105] Holroyd, C. B. and Coles, M. G. (2002). The neural basis of human error processing : reinforcement learning, dopamine, and the error-related negativity. *Psychological review*, 109(4) :679.

[106] Holroyd, C. B., Hajcak, G., and Larsen, J. T. (2006). The good, the bad and the neutral : electrophysiological responses to feedback stimuli. *Brain research*, 1105(1) :93–101.

[107] Holroyd, C. B. and Krigolson, O. E. (2007). Reward prediction error signals associated with a modified time estimation task. *Psychophysiology*, 44(6) :913–917.

[108] Holroyd, C. B., Nieuwenhuis, S., Mars, R. B., and Coles, M. G. (2004). Anterior cingulate cortex, selection for action, and error processing. In *Cognitive neuroscience of attention*, pages 219–231. New-York Guilford Press.

[109] Holroyd, C. B., Nieuwenhuis, S., Yeung, N., and Cohen, J. D. (2003). Errors in reward prediction are reflected in the event-related brain potential. *Neuroreport*, 14(18) :2481–2484.

[110] Jääskeläinen, I. P., Halme, H.-L., Agam, Y., Glerean, E., Lahnakoski, J. M., Sams, M., Tapani, K., Ahveninen, J., and Manoach, D. S. (2016). Neural mechanisms supporting evaluation of others' errors in real-life like conditions. *Scientific reports*, 6 :18714.

[111] Jasper, H. H. (1958). The ten-twenty electrode system of the international federation. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 10 :370–375.

[112] Jocham, G., Neumann, J., Klein, T. A., Danielmeier, C., and Ullsperger, M. (2009). Adaptive coding of action values in the human rostral cingulate zone. *Journal of Neuroscience*, 29(23) :7489–7496.

[113] Johnson, R. and Donchin, E. (1978). On how P300 amplitude varies with the utility of the eliciting stimuli. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 44(4) :424–437.

[114] Jung, T.-P., Makeig, S., Stensmo, M., and Sejnowski, T. J. (1997). Estimating alertness from the EEG power spectrum. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 44(1) :60–69.

[115] Kaber, D. B. and Endsley, M. R. (1997). Out-of-the-loop performance problems and the use of intermediate levels of automation for improved control system functioning and safety. *Process Safety Progress*, 16(3) :126–131.

[116] Kaber, D. B. and Endsley, M. R. (2004). The effects of level of automation and adaptive automation on human performance, situation awareness and workload in a dynamic control task. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 5(2) :113–153.

[117] Kam, J. W., Dao, E., Blinn, P., Krigolson, O. E., Boyd, L. A., and Handy, T. C. (2012). Mind wandering and motor control : off-task thinking disrupts the online adjustment of behavior. *Frontiers in human neuroscience*, 6 :329.

[118] Kang, S. K., Hirsh, J. B., and Chasteen, A. L. (2010). Your mistakes are mine : self-other overlap predicts neural response to observed errors. *Journal of Experimental Social Psychology*, 46(1) :229–232.

[119] Kayser, J. and Tenke, C. E. (2006). Principal components analysis of laplacian waveforms as a generic method for identifying ERP generator patterns : I. evaluation with auditory oddball tasks. *Clinical neurophysiology*, 117(2) :348–368.

[120] Kayser, J. and Tenke, C. E. (2015). Issues and considerations for using the scalp surface laplacian in EEG/ERP research : a tutorial review. *International Journal of Psychophysiology*, 97(3) :189–209.

[121] Kessel, C. J. and Wickens, C. D. (1982). The transfer of failure-detection skills between monitoring and controlling dynamic systems. *Human Factors*, 24(1) :49–60.

[122] Koban, L., Pourtois, G., Vocat, R., and Vuilleumier, P. (2010). When your errors make me lose or win : event-related potentials to observed errors of cooperators and competitors. *Social Neuroscience*, 5(4) :360–374.

[123] Kopp, B. and Rist, F. (1999). An event-related brain potential substrate of disturbed response monitoring in paranoid schizophrenic patients. *Journal of abnormal psychology*, 108(2) :337.

[124] Kreilinger, A., Neuper, C., and Müller-Putz, G. R. (2012). Error potential detection during continuous movement of an artificial arm controlled by brain–computer interface. *Medical & biological engineering & computing*, 50(3) :223–230.

[125] Kujawa, A., Smith, E., Luhmann, C., and Hajcak, G. (2013). The feedback negativity reflects favorable compared to nonfavorable outcomes based on global, not local, alternatives. *Psychophysiology*, 50(2) :134–138.

[126] Kutas, M. and Hillyard, S. A. (1980). Reading senseless sentences : Brain potentials reflect semantic incongruity. *Science*, 207(4427) :203–205.

[127] Kutas, M., McCarthy, G., and Donchin, E. (1977). Augmenting mental chronometry : the P300 as a measure of stimulus evaluation time. *Science*, 197(4305) :792–795.

[128] Kök, A. (2001). On the utility of P3 amplitude as a measure of processing capacity. *Psychophysiology*, 38(3) :557–577.

[129] Le Goff, K., Rey, A., Haggard, P., Oullier, O., and Berberian, B. (2018). Agency modulates interactions with automation technologies. *Ergonomics*, pages 1–16.

[130] Lee, J. D. and See, K. A. (2004). Trust in automation : Designing for appropriate reliance. *Human factors*, 46(1) :50–80.

[131] Leuthold, H. and Sommer, W. (1999). ERP correlates of error processing in spatial SR compatibility tasks. *Clinical Neurophysiology*, 110(2) :342–357.

[132] Levine, T. R. and Hullett, C. R. (2002). Eta squared, partial eta squared, and misreporting of effect size in communication research. *Human Communication Research*, 28(4) :612–625.

[133] Lewandowsky, S., Mundy, M., and Tan, G. (2000). The dynamics of trust : Comparing humans to automation. *Journal of Experimental Psychology : Applied*, 6(2) :104.

[134] Lewine, J. D. and Orrison, W. W. (1995). Clinical electroencephalography and event-related potentials. In Orrison, W. W., Lewine, J. D., Sanders, J. A., and Hartshorne, M. F., editors, *Functional Brain Imaging*, pages 327–368. Mosby.

[135] Li, S. Y., Cox, A. L., Or, C., and Blandford, A. (2016). Effects of monetary reward and punishment on information checking behaviour. *Applied ergonomics*, 53 :258–266.

[136] Lin, C.-T., Wu, R.-C., Liang, S.-F., Chao, W.-H., Chen, Y.-J., and Jung, T.-P. (2005). EEG-based drowsiness estimation for safety driving using independent component analysis. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I : Regular Papers*, 52(12) :2726–2738.

[137] Liu, X., Hairston, J., Schrier, M., and Fan, J. (2011). Common and distinct networks underlying reward valence and processing stages : a meta-analysis of functional neuroimaging studies. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 35(5) :1219–1236.

[138] Long, Y., Jiang, X., and Zhou, X. (2012). To believe or not to believe : trust choice modulates brain responses in outcome evaluation. *Neuroscience*, 200 :50–58.

[139] Lopez-Calderon, J. and Luck, S. J. (2014). ERPLAB : an open-source toolbox for the analysis of event-related potentials. *Frontiers in human neuroscience*, 8 :213.

[140] Lu, J., McFarland, D. J., and Wolpaw, J. R. (2012). Adaptive laplacian filtering for sensorimotor rhythm-based brain-computer interfaces. *Journal of neural engineering*, 10(1) :016002.

[141] Luck, S. J. (2014). *An Introduction to the Event-Related Potential Technique*. MIT Press.

[142] Luft, C. D. B. (2014). Learning from feedback : The neural mechanisms of feedback processing facilitating better performance. *Behavioural brain research*, 261 :356–368.

[143] Luu, P. and Tucker, D. M. (2001). Regulating action : alternating activation of midline frontal and motor cortical networks. *Clinical Neurophysiology*, 112(7) :1295–1306.

[144] Luu, P., Tucker, D. M., Derryberry, D., Reed, M., and Poulsen, C. (2003). Electrophysiological responses to errors and feedback in the process of action regulation. *Psychological Science*, 14(1) :47–53.

[145] Mackworth, N. H. (1948). The breakdown of vigilance during prolonged visual search. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 1(1) :6–21.

[146] Madhavan, P. and Wiegmann, D. A. (2007). Similarities and differences between human-human and human-automation trust : an integrative review. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 8(4) :277–301.

[147] Makeig, S. (1993). Auditory event-related dynamics of the EEG spectrum and effects of exposure to tones. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 86(4) :283–293.

[148] Makeig, S., Debener, S., Onton, J., and Delorme, A. (2004). Mining event-related brain dynamics. *Trends in cognitive sciences*, 8(5) :204–210.

[149] Makeig, S. and Jung, T.-P. (1995). Changes in alertness are a principal component of variance in the EEG spectrum. *NeuroReport-International Journal for Rapid Communications of Research in Neuroscience*, 7(1) :213–216.

[150] Manera, V., Becchio, C., Cavallo, A., Sartori, L., and Castiello, U. (2011). Cooperation or competition ? Discriminating between social intentions by observing prehensile movements. *Experimental Brain Research*, 211(3-4) :547–556.

[151] Marco-Pallares, J., Cucurell, D., Cunillera, T., García, R., Andrés-Pueyo, A., Münte, T. F., and Rodríguez-Fornells, A. (2008). Human oscillatory activity associated to reward processing in a gambling task. *Neuropsychologia*, 46(1) :241–248.

[152] Marco-Pallarés, J., Krämer, U. M., Strehl, S., Schröder, A., and Münte, T. F. (2010). When decisions of others matter to me : an electrophysiological analysis. *BMC neuroscience*, 11(1) :86.

[153] Maris, E. and Oostenveld, R. (2007). Nonparametric statistical testing of EEG - and MEG - data. *Journal of neuroscience methods*, 164(1) :177–190.

[154] Matthews, G., Campbell, S. E., Falconer, S., Joyner, L. A., Huggins, J., Gilliland, K., Grier, R., and Warm, J. S. (2002). Fundamental dimensions of subjective state in performance settings : Task engagement, distress, and worry. *Emotion*, 2(4) :315.

[155] Mayer, R. C. and Davis, J. H. (1999). The effect of the performance appraisal system on trust for management : A field quasi-experiment. *Journal of applied psychology*, 84(1) :123.

[156] Milgram, S. (1963). Behavioral study of obedience. *The Journal of abnormal and social psychology*, 67(4) :371.

[157] Miltner, W. H., Brauer, J., Hecht, H., and Trippe, R. (2004). Parallel brain activity for self-generated and observed errors. *ournal of Psychophysiology*, 18(4) :205.

[158] Miltner, W. H., Braun, C. H., and Coles, M. G. (1997). Event-related brain potentials following incorrect feedback in a time-estimation task : evidence for a "generic" neural system for error detection. *Journal of cognitive neuroscience*, 9(6) :788–798.

[159] Moray, N. (1986). Monitoring behavior and supervisory control. *Handbook of perception and human performance*, 40 :1–51.

[160] Mumaw, R. J., Roth, E. M., Vicente, K. J., and Burns, C. M. (2000). There is more to monitoring a nuclear power plant than meets the eye. *Human factors*, 42(1) :36–55.

[161] Neisser, U. (1976). *Cognition and reality. Principles and implication of cognitive psychology*. San Francisko : WH Freeman and Company.

[162] Newman-Norlund, R. D., Ganesh, S., Schie, H. T. v., De Bruijn, E. R., and Bekkering, H. (2009). Self-identification and empathy modulate error-related brain activity during the observation of penalty shots between friend and foe. *Social Cognitive and Affective Neuroscience*, 4(1) :10–22.

[163] Nieuwenhuis, S., Ridderinkhof, K. R., Blom, J., Band, G. P., and Kok, A. (2001). Error-related brain potentials are differentially related to awareness of response errors : evidence from an antisaccade task. *Psychophysiology*, 38(5) :752–760.

[164] Ninomiya, T., Noritake, A., Ullsperger, M., and Isoda, M. (2018). Performance monitoring in the medial frontal cortex and related neural networks : from monitoring self actions to understanding others' actions. *Neuroscience research*.

[165] Nowak, K. L. and Rauh, C. (2005). The influence of the avatar on online perceptions of anthropomorphism, androgyny, credibility, homophily, and attraction. *Journal of Computer-Mediated Communication*, 11(1) :153–178.

[166] Nunez, P. L., Srinivasan, R., et al. (2006). *Electric fields of the brain : the neurophysics of EEG*. Oxford University Press, USA.

[167] Obhi, S. S. and Hall, P. (2011). Sense of agency in joint action : Influence of human and computer co-actors. *Experimental brain research*, 211(3-4) :663–670.

[168] O'connell, R. G., Dockree, P. M., Bellgrove, M. A., Kelly, S. P., Hester, R., Garavan, H., Robertson, I. H., and Foxe, J. J. (2007). The role of cingulate cortex in the detection of errors with and without awareness : a high-density electrical mapping study. *European Journal of Neuroscience*, 25(8) :2571–2579.

[169] O'Connell, R. G., Dockree, P. M., and Kelly, S. P. (2012). A supramodal accumulation-to-bound signal that determines perceptual decisions in humans. *Nature neuroscience*, 15(12) :1729.

[170] Oldfield, R. C. (1971). The assessment and analysis of handedness : the edinburgh inventory. *Neuropsychologia*, 9(1) :97–113.

[171] Oliveira, F. T., McDonald, J. J., and Goodman, D. (2007). Performance monitoring in the anterior cingulate is not all error related : expectancy deviation and the representation of action-outcome associations. *Journal of cognitive neuroscience*, 19(12) :1994–2004.

[172] Oostenveld, R., Fries, P., Maris, E., and Schoffelen, J.-M. (2011). FieldTrip : open source software for advanced analysis of MEG, EEG, and invasive electrophysiological data. *Computational intelligence and neuroscience*, 2011 :1.

[173] Oostenveld, R. and Praamstra, P. (2001). The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements. *Clinical neurophysiology*, 112(4) :713–719.

[174] Ora, H., Sekiguchi, T., and Miyake, Y. (2015). Dynamic scalp topography reveals neural signs just before performance errors. *Scientific reports*, 5 :12503.

[175] Overbeek, T. J., Nieuwenhuis, S., and Ridderinkhof, K. R. (2005). Dissociable components of error processing : On the functional significance of the Pe vis-à-vis the ERN/Ne. *Journal of Psychophysiology*, 19(4) :319–329.

[176] Padrao, G., Gonzalez-Franco, M., Sanchez-Vives, M. V., Slater, M., and Rodriguez-Fornells, A. (2016). Violating body movement semantics : neural signatures of self-generated and external-generated errors. *Neuroimage*, 124 :147–156.

[177] Pailing, P. E. and Segalowitz, S. J. (2004). The effects of uncertainty in error monitoring on associated ERPs. *Brain and cognition*, 56(2) :215–233.

[178] Parasuraman, R. (1993). Effects of adaptive function allocation on human performance. In *Human factors and advanced aviation technologies*, pages 147–157. Embry-Riddle Aeronautical University Press.

[179] Parasuraman, R. (2011). Neuroergonomics : Brain, cognition, and performance at work. *Current directions in psychological science*, 20(3) :181–186.

[180] Parasuraman, R., Molloy, R., and Singh, I. L. (1993). Performance consequences of automation-induced 'complacency'. *The International Journal of Aviation Psychology*, 3(1) :1–23.

[181] Parasuraman, R. and Riley, V. (1997). Humans and automation : Use, misuse, disuse, abuse. *Human factors*, 39(2) :230–253.

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

[183] Parasuraman, R., Sheridan, T. B., and Wickens, C. D. (2000). A model for types and levels of human interaction with automation. *IEEE Transactions on systems, man, and cybernetics-Part A : Systems and Humans*, 30(3) :286–297.

[184] Parasuraman, R. and Wickens, C. D. (2008). Humans : Still vital after all these years of automation. *Human factors*, 50(3) :511–520.

[185] Pavone, E. F., Tieri, G., Rizza, G., Tidoni, E., Grisoni, L., and Aglioti, S. M. (2016). Embodying others in immersive virtual reality : electro-cortical signatures of monitoring the errors in the actions of an avatar seen from a first-person perspective. *Journal of Neuroscience*, 36(2) :268–279.

[186] Perrin, F., Pernier, J., Bertrand, O., and Echallier, J. (1989). Spherical splines for scalp potential and current density mapping. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 72(2) :184–187.

[187] Pfefferbaum, A., Ford, J. M., Weller, B. J., and Kopell, B. S. (1985). ERPs to response production and inhibition. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 60(5) :423–434.

[188] Pfurtscheller, G. and Da Silva, F. L. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization : basic principles. *Clinical neurophysiology*, 110(11) :1842–1857.

[189] Plöchl, M., Ossandón, J. P., and König, P. (2012). Combining EEG and eye tracking : identification, characterization, and correction of eye movement artifacts in electroencephalographic data. *Frontiers in human neuroscience*, 6 :278.

[190] Polich, J. (2007). Updating P300 : an integrative theory of P3a and P3b. *Clinical neurophysiology*, 118(10) :2128–2148.

[191] Proudfit, G. H. (2015). The reward positivity : From basic research on reward to a biomarker for depression. *Psychophysiology*, 52(4) :449–459.

[192] R Development Core Team (2008). *R : A Language and Environment for Statistical Computing*. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN 3-900051-07-0.

[193] Rabbitt, P. (1966a). Error correction time without external error signals. *Nature*, 212(5060) :438–438.

[194] Rabbitt, P. (1966b). Errors and error correction in choice-response tasks. *Journal of experimental psychology*, 71(2) :264.

[195] Rabbitt, P. M. (1968). Three kinds of error-signalling responses in a serial choice task. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 20(2) :179–188.

[196] Richardson, J. T. (2011). Eta squared and partial eta squared as measures of effect size in educational research. *Educational Research Review*, 6(2) :135–147.

[197] Ridderinkhof, K. R., Ramautar, J. R., and Wijnen, J. G. (2009). To p_E or not to p_E : A p3-like ERP component reflecting the processing of response errors. *Psychophysiology*, 46(3) :531–538.

[198] Ridderinkhof, K. R., Van Den Wildenberg, W. P., Segalowitz, S. J., and Carter, C. S. (2004). Neurocognitive mechanisms of cognitive control : the role of prefrontal cortex in action selection, response inhibition, performance monitoring, and reward-based learning. *Brain and cognition*, 56(2) :129–140.

[199] Riek, L. D., Rabinowitch, T.-C., Chakrabarti, B., and Robinson, P. (2009). How anthropomorphism affects empathy toward robots. In *Proceedings of the 4th ACM/IEEE international conference on Human robot interaction*, pages 245–246. ACM.

[200] Riesel, A., Weinberg, A., Endrass, T., Kathmann, N., and Hajcak, G. (2012). Punishment has a lasting impact on error-related brain activity. *Psychophysiology*, 49(2) :239–247.

[201] Riesel, A., Weinberg, A., Endrass, T., Meyer, A., and Hajcak, G. (2013). The ERN is the ERN is the ERN ? Convergent validity of error-related brain activity across different tasks. *Biological psychology*, 93(3) :377–385.

[202] Rigoni, D., Pourtois, G., and Brass, M. (2014). 'Why should I care ?' Challenging free will attenuates neural reaction to errors. *Social cognitive and affective neuroscience*, 10(2) :262–268.

[203] Roach, B. J. and Mathalon, D. H. (2008). Event-related EEG time-frequency analysis : an overview of measures and an analysis of early gamma band phase locking in schizophrenia. *Schizophrenia bulletin*, 34(5) :907–926.

[204] Rodríguez-Fornells, A., Kurzbuch, A. R., and Münte, T. F. (2002). Time course of error detection and correction in humans : neurophysiological evidence. *Journal of Neuroscience*, 22(22) :9990–9996.

[205] Roger, C., Bénar, C. G., Vidal, F., Hasbroucq, T., and Burle, B. (2010). Rostral cingulate zone and correct response monitoring : ICA and source localization evidences for the unicity of correct-and error-negativities. *Neuroimage*, 51(1) :391–403.

[206] Sahaï, A., Pacherie, E., Grynszpan, O., and Berberian, B. (2017). Predictive mechanisms are not involved the same way during human-human vs. human-machine interactions : a review. *Frontiers in neurorobotics*, 11 :52.

[207] Sambrook, T. D. and Goslin, J. (2015). A neural reward prediction error revealed by a meta-analysis of ERPs using great grand averages. *Psychological bulletin*, 141(1) :213.

[208] Sarter, N. and Sarter, M. (2003). Neuroergonomics : opportunities and challenges of merging cognitive neuroscience with cognitive ergonomics. *Theoretical issues in ergonomics science*, 4(1-2) :142–150.

[209] Sarter, N. B. and Woods, D. D. (1995). How in the world did we ever get into that mode ? Mode error and awareness in supervisory control. *Human factors*, 37(1) :5–19.

[210] Sato, A., Yasuda, A., Ohira, H., Miyawaki, K., Nishikawa, M., Kumano, H., and Kuboki, T. (2005). Effects of value and reward magnitude on feedback negativity and P300. *Neuroreport*, 16(4) :407–411.

[211] Scerbo, M. W. (1998). What's so boring about vigilance ? In *Viewing psychology as a whole : The integrative science of William N. Dember*, pages 145–166. American Psychological Association.

[212] Scheffers, M. K. and Coles, M. G. (2000). Performance monitoring in a confusing world : error-related brain activity, judgments of response accuracy, and types of errors. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 26(1) :141.

[213] Shane, M. S., Stevens, M. C., Harenski, C. L., and Kiehl, K. A. (2009). Double dissociation between perspective-taking and empathic-concern as predictors of hemodynamic response to another's mistakes. *Social cognitive and affective neuroscience*, 4(2) :111–118.

[214] 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. In *Human Error in Aviation*, pages 73–88. Routledge.

[215] Sheridan, T. B. and Verplank, W. L. (1978). Human and computer control of undersea teleoperators. Technical report, Massachusetts Inst. of Technology, Cambridge.

[216] Somon, B., Campagne, A., Delorme, A., and Berberian, B. (2017). Performance monitoring applied to system supervision. *Frontiers in human neuroscience*, 11 :360.

[217] Sutton, S., Braren, M., Zubin, J., and John, E. (1965). Evoked-potential correlates of stimulus uncertainty. *Science*, 150(3700) :1187–1188.

[218] Swets, J. A., Tanner Jr, W. P., and Birdsall, T. G. (1961). Decision processes in perception. *Psychological review*, 68(5) :301.

[219] Tallon-Baudry, C., Bertrand, O., Delpuech, C., and Pernier, J. (1996). Stimulus specificity of phase-locked and non-phase-locked 40 Hz visual responses in human. *Journal of Neuroscience*, 16(13) :4240–4249.

[220] Taylor, S. F., Stern, E. R., and Gehring, W. J. (2007). Neural systems for error monitoring : recent findings and theoretical perspectives. *The Neuroscientist*, 13(2) :160–172.

[221] Tenke, C. E. and Kayser, J. (2012). Generator localization by current source density (CSD) : implications of volume conduction and field closure at intracranial and scalp resolutions. *Clinical neurophysiology*, 123(12) :2328–2345.

[222] Tenke, C. E., Kayser, J., Stewart, J. W., and Bruder, G. E. (2010). Novelty P3 reductions in depression : characterization using principal components analysis (PCA) of current source density (CSD) waveforms. *Psychophysiology*, 47(1) :133–146.

[223] Tomasello, M., Kruger, A. C., and Ratner, H. H. (1993). Cultural learning. *Behavioral and brain sciences*, 16(3) :495–511.

[224] Turken, A. U. and Swick, D. (2008). The effect of orbitofrontal lesions on the error-related negativity. *Neuroscience letters*, 441(1) :7–10.

[225] Ullsperger, M., Danielmeier, C., and Jocham, G. (2014a). Neurophysiology of performance monitoring and adaptive behavior. *Physiological reviews*, 94(1) :35–79.

[226] Ullsperger, M., Fischer, A. G., Nigbur, R., and Endrass, T. (2014b). Neural mechanisms and temporal dynamics of performance monitoring. *Trends in cognitive sciences*, 18(5) :259–267.

[227] Ullsperger, M., Nittono, H., and Von Cramon, D. Y. (2007). When goals are missed : dealing with self-generated and externally induced failure. *Neuroimage*, 35(3) :1356–1364.

[228] Ullsperger, M., Von Cramon, D. Y., and Müller, N. G. (2002). Interactions of focal cortical lesions with error processing : evidence from event-related brain potentials. *Neuropsychology*, 16(4) :548.

[229] Van der Borght, L., Houtman, F., Burle, B., and Notebaert, W. (2016). Distinguishing the influence of task difficulty on error-related ERPs using surface laplacian transformation. *Biological psychology*, 115 :78–85.

[230] van Schie, H. T., Mars, R. B., Coles, M. G., and Bekkering, H. (2004). Modulation of activity in medial frontal and motor cortices during error observation. *Nature neuroscience*, 7(5) :549.

[231] Van Veen, V. and Carter, C. S. (2002). The anterior cingulate as a conflict monitor : fMRI and ERP studies. *Physiology & behavior*, 77(4-5) :477–482.

[232] Vidal, F., Burle, B., Bonnet, M., Grapperon, J., and Hasbroucq, T. (2003). Error negativity on correct trials : a reexamination of available data. *Biological psychology*, 64(3) :265–282.

[233] Vidal, F., Hasbroucq, T., Grapperon, J., and Bonnet, M. (2000). Is the 'error negativity' specific to errors ? *Biological psychology*, 51(2-3) :109–128.

[234] Vidal, J. J. (1973). Toward direct brain-computer communication. *Annual review of Biophysics and Bioengineering*, 2(1) :157–180.

[235] Vissers, M. E., Ridderinkhof, K. R., Cohen, M. X., and Slagter, H. A. (2018). Oscillatory mechanisms of response conflict elicited by color and motion direction : An individual differences approach. *Journal of cognitive neuroscience*, 30(4) :468–481.

[236] Von Gunten, C. D., Volpert-Esmond, H. I., and Bartholow, B. D. (2018). Temporal dynamics of reactive cognitive control as revealed by event-related brain potentials. *Psychophysiology*, 55(3) :e13007.

[237] Walker, J. S. (2004). *Three Mile Island : A Nuclear Crisis in Historical Perspective*. Univ of California Press.

[238] Weller, L., Schwarz, K. A., Kunde, W., and Pfister, R. (2018). My mistake ? Enhanced error processing for commanded compared to passively observed actions. *Psychophysiology*, 55(6) :e13057.

[239] Wessel, J. R. (2012). Error awareness and the error-related negativity : evaluating the first decade of evidence. *Frontiers in Human Neuroscience*, 6 :88.

[240] Wiener, E. L. and Curry, R. E. (1980). Flight-deck automation : Promises and problems. *Ergonomics*, 23(10) :995–1011.

[241] Wiley, D. A. (2003). The coming collision between the automated instruction and learning communities camps of online learning research. *Working Draft*.

[242] Winter, W. R., Nunez, P. L., Ding, J., and Srinivasan, R. (2007). Comparison of the effect of volume conduction on EEG coherence with the effect of field spread on MEG coherence. *Statistics in medicine*, 26(21) :3946–3957.

[243] Wohlschläger, A., Haggard, P., Gesierich, B., and Prinz, W. (2003). The perceived onset time of self-and other-generated actions. *Psychological Science*, 14(6) :586–591.

[244] Woods, D. and Tinapple, D. (1999). W3 : Watching human factors watch people at work. In *Presidential address, presented at the 43rd Annual Meeting of the Human Factors and Ergonomics Society, Houston, TX.*

[245] Wu, Y. and Zhou, X. (2009). The P300 and reward valence, magnitude, and expectancy in outcome evaluation. *Brain research*, 1286 :114–122.

[246] Yeung, N., Holroyd, C. B., and Cohen, J. D. (2005). ERP correlates of feedback and reward processing in the presence and absence of response choice. *Cerebral cortex*, 15(5) :535–544.

[247] Yeung, N. and Sanfey, A. G. (2004). Independent coding of reward magnitude and valence in the human brain. *Journal of Neuroscience*, 24(28) :6258–6264.

[248] Yordanova, J., Falkenstein, M., Hohnsbein, J., and Kolev, V. (2004). Parallel systems of error processing in the brain. *Neuroimage*, 22(2) :590–602.

[249] Young, L. (1969). On adaptive manual control. *Ergonomics*, 12(4) :635–674.

[250] Yu, R. and Zhou, X. (2006). Brain responses to outcomes of one's own and other's performance in a gambling task. *Neuroreport*, 17(16) :1747–1751.

Table des figures

1.1 PE liés au monitoring des performances dans les tâches d'exécution et de feedback (issu de [226]) . . . 21
1.2 Représentation schématique de l'hypothèse d'incompatibilité (issu de [52]) 27
1.3 Représentation schématique de l'hypothèse d'apprentissage par renforcement (issu de [105]) . . . 28
1.4 Représentation schématique de l'hypothèse de prédiction du résultat de la réponse (issu de [2]) . . . 29

2.1 PE liés à la supervision d'autrui (adapté de [238]) . . . 35
2.2 PE liés à la supervision d'un système (adapté de [46]) . . . 37

5.1 Orientation radiale ou tangentielle des dipôles générant les potentiels cérébraux (issu de [134]) . . . 51
5.2 Système 10-20 et nomenclature (issu de [111]) . . . 51
5.3 Description générale du test par permutation basé sur les clusters . . . 60

6.1 Stimuli utilisés lors de la tâche d'Eriksen modifiée (étude 1) . . . 69
6.2 Déroulement de la tâche d'Eriksen modifiée (étude 1) . . . 70
6.3 Étapes de pré-traitement des données EEG (étude 1) . . . 72
6.4 Décours temporels et topographies des potentiels évoqués suite à la réponse pour les quatre conditions expérimentales (étude 1) . . . 77
6.5 Décours temporels et topographies des densités de courant des potentiels évoqués suite à la réponse pour les quatre conditions expérimentales (étude 1) . . . 78
6.6 Décours temporels et topographies des potentiels évoqués suite à l'affichage du feedback pour les quatre conditions expérimentales (étude 1) . . . 79
6.7 Décours temporels et topographies des densités de courant suite à l'affichage du feedback pour les quatre conditions expérimentales (étude 1) . . . 80

7.1 Stimuli utilisés lors de la tâche de supervision pour la tâche d'Eriksen modifiée (étude 2) . . . 91
7.2 Déroulement de la tâche de supervision lors d'une tâche d'Eriksen modifiée (étude 2) . . . 92
7.3 Résultats des analyses sur les mesures comportementales (étude 2) . . . 96
7.4 Décours temporel à l'électrode FCz et topographies des potentiels évoqués au moment de l'affichage de la réponse de l'agent dans la tâche d'Eriksen modifiée en supervision (étude 2) . . . 98
7.5 Décours temporel et topographies des clusters différenciant significativement les conditions expérimentales au moment de l'affichage de la réponse de l'agent dans la tâche d'Eriksen modifiée en supervision (étude 2) . . . 99

7.6 Décours temporel et topographies des clusters différenciant significativement les conditions expérimentales au moment de l'affichage de la réponse de l'agent dans la tâche d'Eriksen modifiée en supervision (étude 2) 100

8.1 Présentation des stimuli de réponse et feedback pour la tâche de supervision écologique (étude 3) 111
8.2 Déroulement d'un essai dans la tâche de supervision écologique (étude 3) . 112
8.3 Clusters différenciant significativement les réponse d'un système automatisé écologique (étude 3) 117
8.4 Activité spectrale différenciant les conditions expérimentales (exactitude × difficulté) pour les activités θ et α (étude 3) 118
8.5 Activité spectrale différenciant les conditions expérimentales (exactitude × moment) pour les activités θ et α (étude 3) 119
8.6 Activité temps-fréquence essai par essai et cohérence inter-essais dans toutes les conditions expérimentales (étude 3) 121

B.1 Déroulement de la tâche d'Eriksen modifiée (Pré-tests) 166
B.2 Moyennes des taux d'erreurs pour la phase pré-test (Pré-tests) 166
B.3 Décours temporels des potentiels évoqués associés à la réponse pour les quatre conditions (Annexe B.2) 169
B.4 Décours temporels des potentiels évoqués associés au feedback pour les quatre conditions (Annexe B.2) 170
B.5 Décours temporels des potentiels évoqués associés à la réponse pour les essais congruents et incongruents (Annexe B.2) 171

F.1 Présentation des stimuli pour la tâche de supervision lors de la sortie de boucle (étude 4) 211
F.2 Déroulement d'un essai dans la tâche de supervision écologique lors de l'induction de la sortie de boucle (étude 4) 213

Liste des tableaux

6.1 Temps de réaction et taux d'erreurs moyens pour la tâche d'Eriksen modifiée (étude 1) 75
6.2 Coefficients de corrélation de Spearman et p-values des comparaisons entre les amplitudes des potentiels liés à la réponse et ceux liés au feedback (étude 1) 81

Annexes

Annexe A

Détails sur le Laplacien de surface

Le Laplacien de surface (*Surface Laplacian*) est une technique de traitement des données EEG monopolaires permettant d'isoler plus précisément les activités induites en éliminant le bruit créé par la diffusion de courant électrique sur le scalp. Cette technique correspond à estimer la dérivée seconde d'un potentiel en un point [38]. L'analyse par Laplacien est aussi appelée analyse de densité de source de courant (*Current Source Density* ou CSD).
Cette analyse a entre autres pour caractéristique de ne nécessiter aucune supposition quant à la distribution des données ; elle ne requiert aucune modélisation de la conduction du courant sur la boite crânienne ni aucune spécification préalable sur les source émettrices de courant. Ensuite, contrairement aux données habituellement analysées en EEG, le Laplacien de surface permet d'obtenir un signal ne dépendant pas d'une référence.

D'un point de vue physique, il est possible de montrer [38] que le Laplacien de surface, qui est la dérivée du Laplacien de volume, indique le degré auquel la composante normale du courant change brusquement dans la direction perpendiculaire à la surface étudiée. Dans le cas de l'EEG et de l'étude de la surface du scalp, cela correspond à un changement des lignes de courant sous le scalp, ce qui peut être associé à la présence d'une source de courant sous la boîte crânienne. Par conséquent, le Laplacien de surface peut-être démontré comme étant en relation directe avec l'activité électrique sur la dure mère (i.e., sous la boite crânienne) [166]. Grâce à cette technique, le bruit spatial est réduit, et la résolution spatiale augmentée [221, 229]. Il a même été montré que cette technique peut fournir une approximation juste du corticogramme (i.e., de l'activité électrique à la surface corticale) [95, 166]. Seule une isotropicité locale du scalp est nécessaire pour arriver à cette estimation.

Au niveau informatique, différents algorithmes ont été développés afin d'estimer le Laplacien de surface : la méthode des différences finies, la méthode de lissage par Spline [1] en plaques minces, la méthode de lissage par Spline sphérique, etc. [38] La méthode par Spline sphérique [186] est actuellement la méthode la plus populaire pour l'analyse des données EEG. Elle a notamment été implémentée dans la toolbox CSD de MATLAB® (The Mathworks, Inc.)[221, 119]. Différents paramètres doivent être définis pour mesurer le Laplacien de surface à l'aide de la toolbox CSD. Après avoir défini le montage d'électrodes utilisé, il est nécessaire d'indiquer :

— une constante de lissage (λ) : elle est introduite pour réguler l'impact du rapport

1. Une spline est une fonction d'interpolation définie par morceaux, entre des nœuds de valeurs connues, par des polynômes qui peuvent être de degrés différents. Le plus haut degré de polynôme définit le degré de flexibilité de la spline (m).

signal-bruit sur l'estimation par Laplacien de surface. Ce paramètre permet de lisser les potentiels de surface avant d'effectuer l'estimation par Laplacien de surface. Babiloni et coll. [5] ont indiqué des valeurs optimales de cette constante variant entre 1.10^{-2} et 1.10^{-9}. Il semble de plus que la correction par cette constante de lissage permette d'agir comme un filtre spatial.

— le rayon de la tête qui est générallement fixé à $10cm$. Babiloni et coll. [5] ont montré que des valeurs de rayon de la tête irréalistes ($r = 1m$), comme parfois utilisées dans certains algorithmes, augmentaient de manière drastique les erreurs d'estimation du Laplacien de surface.

— la flexibilité de la spline (m) : elle correspond au degré de flexibilité des fonctions par morceaux pour se rapprocher au plus des données expérimentales [120]. Elle est généralement fixée entre $m = 2$ et $m = 6$. En effet, plusieurs groupes [5, 56] ont montré que ces valeurs donnent des résultats satisfaisants, à la fois au niveau des simulations, mais aussi sur des données expérimentales. Il est nécessaire d'être vigilant puisque lorsque les fonctions sont très flexibles ($m = 2$ ou $m = 3$), la distribution de la CSD peut devenir discontinue.

Il faut noter que le Laplacien de surface, est donné non pas en μV comme les potentiels habituellement présentés pour les analyses EEG, mais en $\mu V.cm^{-2}$. En effet, on n'obtient plus ici un potentiel, mais une densité de courant émise par une source (CSD). De plus, les valeurs numériques sont généralement plus élevées que celles habituellement observées pour les PE.

Cette technique a été utilisée a plusieurs reprises sur des données EEG, pour mesurer notamment l'activité des potentiels évoqués [222], la cohérence spectrale [242], l'estimation de la connectivité corticale [4] ou adapter des interfaces cerveau-machine [140]. En outre, cette technique a été utilisée à de nombreuses reprises sur les PE de l'activité de monitoring des performance [3, 229, 232]. Le laplacien de surface a permis de mettre en évidence à la fois la CRN (*Correct-Related Negativity*) et la Pc (*correct-related Positivity*) qui sont les potentiels évoqués par des réponses correctes, pendants de l'ERN et de la Pe lors de réponses erronées, dans des tâches de prise de décision (présentées dans le chapitre 1). Cette technique a aussi récemment permis d'isoler deux aspects spécifiques de la Pe (la Pe précoce et la Pe tardive [229]) sensibles a des paramètres différents, comme cela avait été le cas avec la P3a et la P3b. Enfin, Burle et coll. [32] ont démontré à travers des simulations et des mesures expérimentales que le Laplacien de surface n'améliore pas uniquement la résolution spatiale, mais aussi la résolution temporelle des potentiels évoqués. En effet, ils montrent que la conduction volumique pousse les deux séries temporelles à converger l'une vers l'autre en créant une sur-estimation de l'une et une sous-estimation de l'autre.

Par conséquent, cette méthode semble pertinente pour mieux définir et isoler les sources d'activité électroencéphalographique à la fois au niveau spatial, et temporel. Il semble de plus qu'elle puisse permettre d'identifier plus précisément le rôle fonctionnel de certains PE, comme cela a été le cas avec la P300 ou la Pe/Pc.

Annexe B

Compléments de l'étude 1 : Impact de la difficulté sur l'activité EEG de monitoring de ses propres performances

B.1 Pré-tests de l'étude 1 : Détermination des modalités d'affichage des stimuli

Nous décrivons ici la tâche mise en place permettant de déterminer les différents paramètres expérimentaux de la première étude.

B.1.1 Description

Afin de déterminer la durée optimale d'affichage du stimulus et le nombre d'essais par condition considérés dans la tâche d'Eriksen adaptée, nous avons mis en place des pré-tests comportementaux. Nous souhaitions notamment obtenir un taux moyen de 15% d'erreurs dans la condition difficile de la tâche d'Eriksen modifiée, et un nombre équivalent d'essais erronés dans la condition facile (même si le taux d'erreurs est plus bas), compte tenu des mesures EEG envisagées. Ces pré-tests ont été réalisés sur cinq participants, différents de ceux de l'étude 1. La tâche d'Eriksen adaptée telle que décrite dans le chapitre 6 (voir figure B.1) a été répliquée en utilisant différentes durées de stimulation. Chaque participant a exécuté 2 fois 10 blocs de la tâche d'Eriksen en condition difficile (i.e. avec les distracteurs – 48 essais par bloc dont 24 congruents et 24 incongruents). Chacun des 10 blocs se distinguait par la durée du stimulus : 10, 20, 40, 60, 80, 100, 120, 140, 160 et 180ms). Pour chaque essai, la réponse du participant a été enregistrée à l'aide du logiciel E-Prime 2.0 (Psychology Software Tools, Inc., Pittsburg, USA). De plus, un retour verbale a été demandé à chaque participant sur son ressenti concernant la tâche.

B.1.2 Analyses et résultats

Le taux d'erreurs à identifier la cible (stimulus) a été calculé comme le ratio entre le nombre d'essais incorrectement identifiés (erreurs) et le nombre total d'essais pour chaque durée de stimulation (10, 20, 40, 60, 80, 100, 120, 140, 160 et 180ms) et chaque type d'essais (congruent et incongruent).

La moyenne des taux d'erreurs obtenus à travers les cinq sujets dans chacune des différentes conditions expérimentales est présentée dans la figure B.2.

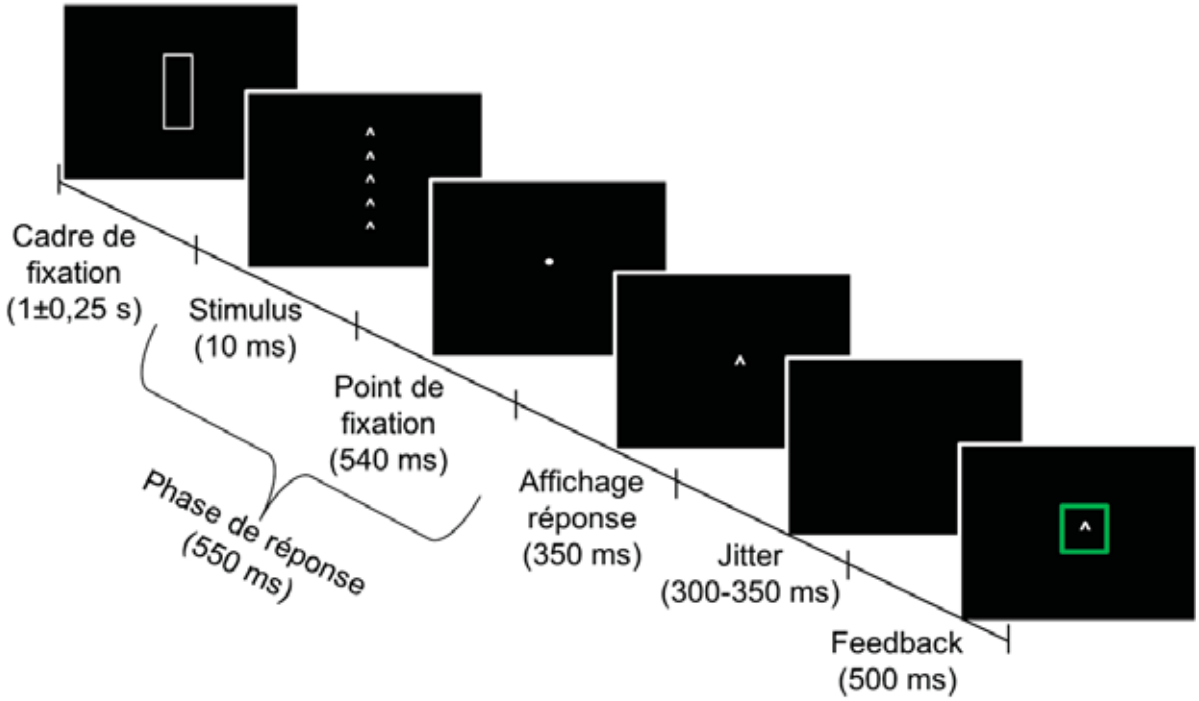


Figure B.1 – Rappel – Déroulement d'un essai dans la tâche d'Eriksen modifiée lors de l'exécution des pré-tests.

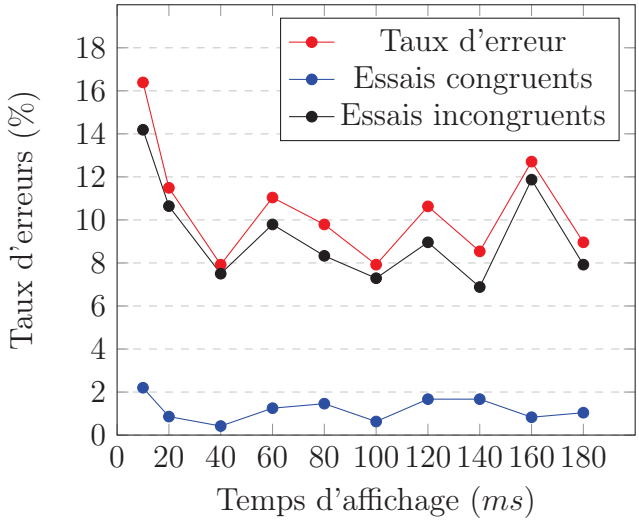


Figure B.2 – Moyennes des taux d'erreurs en fonction de la durée du stimulus pour cinq participants enregistrés lors de l'étude pré-tests dans la condition difficile (i.e., avec les distracteurs) de la tâche d'Eriksen modifiée (avec les distracteurs). Les moyennes des taux d'erreurs sont présentées pour la condition congruente (bleu), incongruente (noir) et pour tous les essais (rouge).

L'analyse descriptive des résultats montre que les taux d'erreurs les plus élevés dans la condition difficile apparaissent pour la durée du stimulus de $10ms$ jusqu'à atteindre un taux d'erreurs de plus de 16% au total sur l'ensemble des essais congruents et incongruents.
Concernant les retours verbaux, l'ensemble des participants nous a indiqué être capable de détecter la cible consciemment pour chacune des durées du stimulus. Ils ont cependant

rapporté que la tâche était plus difficile pour la durée de stimulus de $10ms$ car elle nécessitait de se concentrer plus.
Nos valeurs nous permettaient donc d'obtenir environ 15% d'erreurs dans la condition difficile. Nous avons ensuite estimé, sur la moyennes des autres conditions d'affichage plus simples, qu'il y aurait environ 10% d'erreurs dans la condition facile. En effet, toutes les autre conditions de stimulation oscillent autour de cette valeur. Par conséquent, pour avoir un nombre d'essais erronés environ équivalent dans la condition difficile et dans la condition facile, nous avons augmenté le nombre d'essais de la condition facile pour obtenir $\frac{0.15\times48}{10} = 72$ essais.

B.1.3 Conclusion

Au vue des résultats de ces pré-tests ainsi que des retours verbaux des participants, nous avons sélectionné **une durée d'affichage de stimulus de** $10ms$ pour la tâche d'Eriksen modifiée utilisée dans l'Étude 1 et un nombre de **72 essais** dans la condition facile (chapitre 6 p.65).

B.2 Analyses complémentaires de l'étude 1

Afin de n'avoir aucun effet des composantes motrices sur les enregistrements EEG alignés sur le moment de la réponse, nous avons utilisé deux fenêtres de segmentation différentes à la fois pour l'analyse des PE liés à la réponse et pour ceux liés au feedback (permettant d'avoir une même ligne de base). En effet, les cortex moteur et pré-moteur sont proches du CCA, déclenchant l'activité de monitoring des performances (voir section 1.1). Les analyses effectuées et résultats obtenus avec la ligne de base classique sont rapportées dans le chapitre 6. Les analyses effectuées avec la seconde ligne de base sont décrites ci-dessous.

B.2.1 Analyse de la seconde ligne de base

Au moment du pré-traitement (voir figure 6.3), les essais sont re-segmentés en périodes de $1500ms$ allant de $900ms$ avant la réponse du participant, à $600ms$ après l'appui bouton. Ces valeurs permettent de calculer une ligne de base sur la période de l'affichage du cadre de fixation, neutre et identique pour tous les essais. La ligne de base est prise calculée de $-900ms$ à $-600ms$ par rapport à la réponse du participant.
Pour les PE liés à l'affichage du feedback, nous avons sélectionné des segments de $2400ms$ allant de $1650ms$ avant l'affichage du feedback à $750ms$ après l'affichage. Cette taille d'essais permet de calculer la ligne de base entre $-1650ms$ et $-1350ms$ (i.e., au moment du cadre de fixation). L'intérêt de ces deux lignes de base semble moindre pour la mesure des PE liés au feedback, car aucune activité motrice n'est susceptible d'interférer sur la période de la ligne de base habituelle. Cependant, à des fins comparatives, nous l'avons tout de même calculée.

B.2.1.1 Résultats

Nous n'avons observé aucune différence entre ces résultats et ceux obtenus avec les ligne de base classiques pour les PE liés à la réponse et au feedback (ni sur les données monopolaires, ni sur les données transformées avec le Laplacien de surface).

B.2.2 Tracés butterfly de l'activité de monitoring des performances

Dans le but de déterminer les électrodes d'intérêt à analyser pour l'étude des PE associés au monitoring de nos propres performances, des tracés *butterfly*[1] ont été réalisés pour toutes les conditions expérimentales.

B.2.2.1 PE au moment de la réponse

Pour les PE associés à la réponse du participant, les tracés sont présentés sur la figure B.3. Nous pouvons observer sur ces tracés que le pic le plus négatif sur la fenêtre d'analyse de l'ERN (i.e., entre 0 et 100ms) avant – figure B.3a – et après –figure B.3b – transformation par le Laplacien de surface, apparaît à l'électrode FCz (tracé bleu) pour les erreurs dans les deux conditions de difficulté. Les électrodes Fz et Cz sont souvent analysée dans les études sur la prise de décision. Dans notre cas, il semble que Fz (tracé rouge) ait des valeurs comparables à FCz, mais que Cz soit plus éloignée de cette activité.
La Pc et la Pe sont elles aussi observées respectivement pour les réponses correctes et les réponses erronées. Ces composantes sont mesurées habituellement entre 200 et 400ms post-réponse Nous observons sur les décours temporels que CPz (tracé rose) a l'amplitude la plus élevée sur la période d'intérêt. L'activité en Pz (tracé orange) est aussi régulièrement étudiée pour mesurer la Pc/Pe. Cependant, nos données semblent indiquer que l'amplitude de la Pe/Pc en Pz est inférieure à celle en CPz, c'est pourquoi nous avons sélectionné cette dernière.

B.2.2.2 PE au moment du feedback

Pour les PE associés au feedback, les tracés sont présentés sur la figure B.4. Nous pouvons observer sur ces tracés un pic négatif (la FRN) coupant une onde positive plus ample (la P300) – figure B.4a – et après –figure B.4b – transformation par le Laplacien de surface. Nous observons, principalement après la transformation par Laplacien de surface, que l'activité la plus négative est maximale et équivalente aux électrodes FCz et Fz (tracés bleue et rouge) dans la condition facile et la condition difficile. De ce fait, et en accord avec la littérature, nous avons évalué la FRN à l'électrode FCz.
La P300 est elle aussi observée pour les feedbacks corrects et d'erreurs dans la condition facile et difficile. Elle est habituellement mesurée entre 200 et 400ms à l'électrode CPz ou Pz. Ici l'amplitude de la P300 est identique entre CPz et Pz avant application de la transformation par Laplacien de surface, et maximum à Pz après cette transformation. À des fins de comparaison entre la Pe et la P300, l'analyse de l'amplitude de la P300 est effectuée à la fois à l'électrode CPz (comme pour la Pe) et à l'électrode Pz (où elle est la plus ample après Laplacien de surface).

1. Tracés représentant les grandes moyennes sur l'ensemble des électrodes enregistrées pour chaque condition d'intérêt.

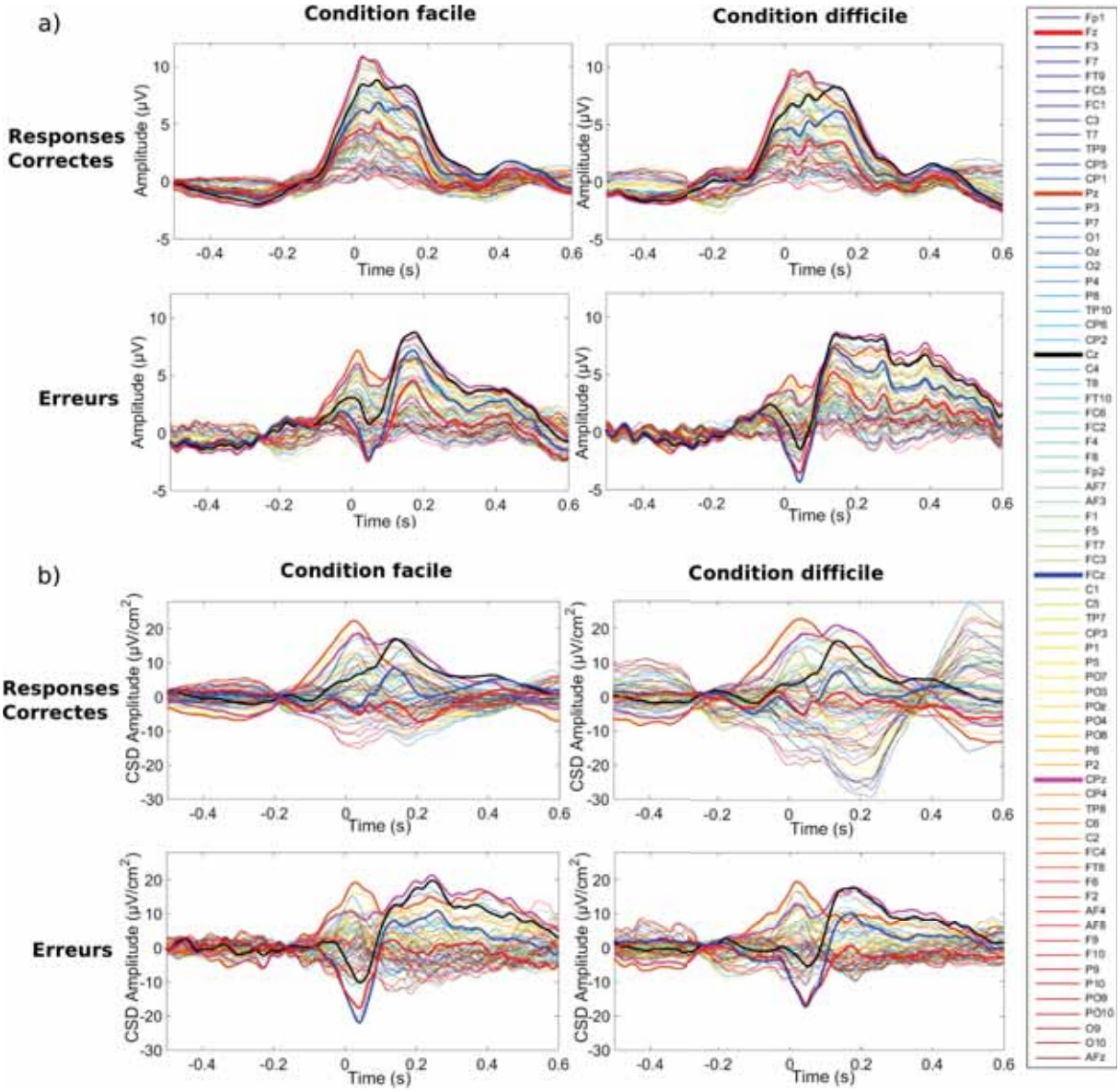


Figure B.3 – Décours temporels des potentiels évoqués associés au moment de la réponse ($0ms$) du participant pour (a) les données monopolaires et (b) après transformation par le Laplacien de Surface pour les réponses correctes (ligne du haut) et les erreurs (ligne du bas) dans la condition facile (colonne de gauche) et la condition difficile (colonne de droite). Chaque tracé représente le décours temporel de l'une des soixante-douze électrodes enregistrées. Les électrodes habituellement utilisées pour étudier les PE du monitoring des performances (Fz, FCz, Cz, CPz et Pz) sont indiquées en gras (respectivement en rouge, bleu, noir, rose et orange). L'ERN et la CRN sont analysées sur la période $0 - 100ms$ post-réponse à l'électrode FCz ; et la Pe et la Pc sont analysées sur la période $200 - 400ms$ post-réponse à l'électrode CPz.

B.2.3 Comparaison des essais congruents et incongruents

Compte tenu du relativement faible nombre d'erreurs par condition de difficulté, les essais congruents et incongruents dans la condition difficile ont été considérés ensemble dans les analyses statistiques de l'étude principale, afin qu'elles soient suffisamment robustes. Cependant, à des fins de vérification, nous avons tout de même effectué une analyse de variance comparant les essais congruents et incongruents dans les données EEG au moment de la réponse. Nous avons mené une analyse de variance avec la congruence (congruent

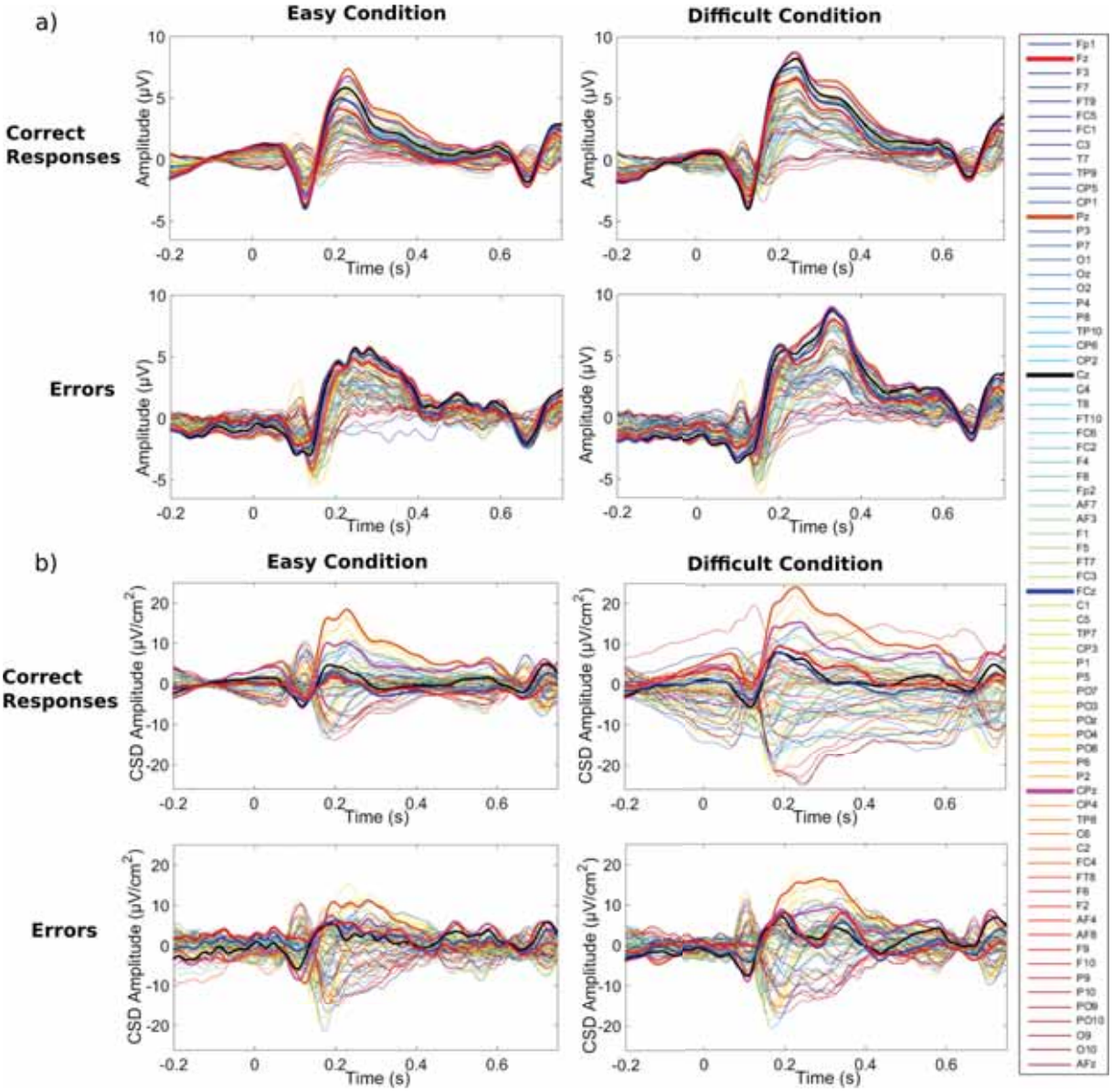


Figure B.4 – Décours temporels des potentiels évoqués associés au moment du feedback ($0ms$) pour (a) les données monopolaires et (b) après transformation par le Laplacien de Surface pour les réponses correctes (ligne du haut) et les erreurs (ligne du bas) dans la condition facile (colonne de gauche) et la condition difficile (colonne de droite). Chaque tracé représente le décours temporel de l'une des soixante-douze électrodes enregistrées. Les électrodes habituellement utilisées pour étudier les PE du monitoring des performances (Fz, FCz, Cz, CPz et Pz) sont indiquées en gras (respectivement en rouge, bleu, noir, rose et orange). La FRN/RewP est analysée sur la période $160-500ms$ post-feedback à l'électrode FCz ; et la P300 est analysées sur la période $200-400ms$ post-feedback aux électrodes CPz et Pz.

vs. incongruent) et l'exactitude (erreur vs. correct) comme facteurs intra-sujets. L'analyse de variance n'a montré aucun effet de la congruence sur les PE au moment de la réponse ($F(1,16) = 0.97, p = .34$). L'effet de l'exactitude de la réponse était cependant conservé ($F(1,16) = 26.55, p < .001, \eta_P^2 = 0.62$). Aucun effet d'interaction n'était observé. Les décours temporels des PE sont présentés dans la figure B.5.
Ces résultats sont donnés à titre indicatif puisque nous estimons que le nombre d'essais limités lorsque les essais congruents et incongruents sont dissociés dans la condition difficile

ne permet pas d'avoir une puissance statistique suffisante pour considérer ces résultats comme robustes.

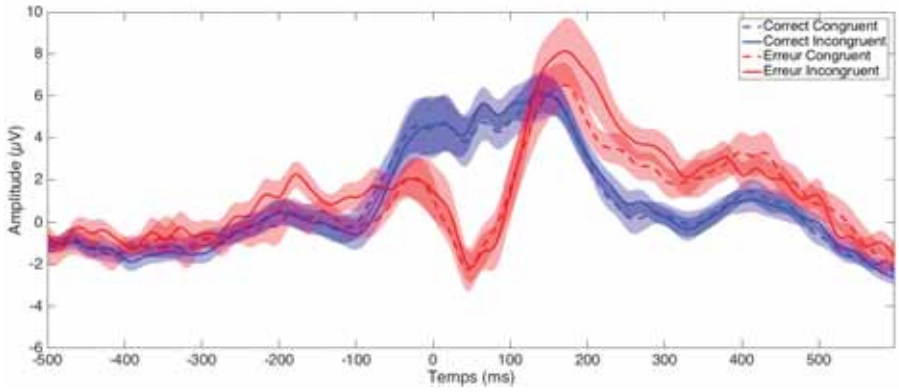


Figure B.5 – Décours temporels des potentiels évoqués associés au moment de la réponse ($0ms$) pour les essais congruents (cyan et orange) et incongruents (rouge et bleu) pour les erreurs (rouge et orange) et les réponse correctes (cyan et bleu). Les PE sont tracés comme moyenne ± écart-type.

Annexe C

Dossiers CERNI des études 1 à 4

C.1 Étude 1 et 2

FORMULAIRE DE SOUMISSION AU CERNI

RESUME DU PROJET

Titre du projet :

Caractérisation des composantes évoquées du monitoring de performance dans la supervision d'un système (Titre court : SUPSYS)

Domaine scientifique :

Electrophysiologie de la détection d'erreurs, traitement du signal.

Chercheur titulaire (1 seul) responsable scientifique du projet

Campagne Aurélie, PhD, MCF Neurosciences
Laboratoire de Psychologie et Neurocognition
UMR CNRS 5105, Université Grenoble Alpe 3bis (UPMF)
BP 47, 38040 Grenoble Cedex 9
E-mail: aurelie.campagne@univ-grenoble-alpes.fr
Tél : 04 56 52 85 08

Autres personnes participant au projet :

Bruno Berberian, PhD, Chercheur (Responsable scientifique du projet sur le site de Salon de Provence)
ONERA, The french Aerospace Lab
DCSD-PSEV, Base aérienne 701
13661 Salon Air – France
E-mail : bruno.berberian@onera.fr
Tel. : +33 4 90 17 55 88

Bertille Somon, Etudiante en thèse
ONERA, The french Aerospace Lab
DCSD-PSEV, Base aérienne 701
13661 Salon Air – France
E-mail : bertille.somon@onera.fr

Lieu(x) de recherche (endroit(s)) où l'étude va être conduite :

Le projet de recherche sera réalisé en 2 lieux : la plateforme de recherche SCREEN de la MSH situé sur le campus de St Martin d'Hères (dirigée par le Pr Laurent Bègue) et la plateforme recherche de l'organisme ONERA situé à Salon de Provence (où travaille l'autre chercheur associé à ce projet de recherche). Chaque plateforme dispose des autorisations de lieu pour des expérimentations en électrophysiologie et ont des capacités d'accueil suffisantes à la réalisation de l'étude envisagée.

Objectif principal :

L'automatisation grandissante dans notre société a conduit aux changements d'activité des opérateurs, passant d'une activité de réalisation des tâches à une activité de supervision de systèmes automatisés. L'objectif de ce projet de recherche réalisé en électroencéphalographie (EEG) est de déterminer si le pattern spatio-temporel de l'activité cérébrale associée à l'exécution d'erreurs (ou de choix corrects) d'un agent humain reste similaire lorsque cet agent supervise les erreurs (ou les choix correctes) d'un autre agent humain ou d'un système automatisé.

Est-ce que le projet nécessite un avis favorable d'un IRB ? Oui
Je prends connaissance du fait que l'avis rendu par le CERNI ne concerne que le projet de recherche présenté dans ce document.

Date : 29/08/2016

Pôle Grenoble Cognition – Comité d'Ethique pour les Recherches Non Interventionnelles (CERNI)

Signature numérisée du responsable scientifique:

1. DESCRIPTION SOMMAIRE DU PROJET

Contexte et intérêt scientifiques

L'invasion de l'automatisation dans notre vie de tous les jours a radicalement changé la manière dont nous interagissons avec les systèmes. Ces systèmes ont permis aux procédés d'être plus rapides, plus faciles d'utilisation et plus sûrs (Kaber, Onal and Endsley, 2000), créant ainsi de nombreux avantages. Toutefois, les bénéfices occultent souvent le fait que le contrôle des systèmes a changé, et que le rôle des opérateurs humains s'est déplacé de l'exécution de tâches à leur supervision (Sheridan, 1992, 1997). Cette modification de l'activité des opérateurs est à la base du phénomène de sortie de boucle (***out-of-the-loop phenomenon – OOL)*** qui se caractérise par un état de sur-confiance et de complaisance envers les systèmes automatisés Une des conséquences directes du phénomène OOL est le manque de monitoring du système: l'opérateur ne contrôle plus l'état du système aussi souvent qu'il le devrait (Endsley and Kiris 1995, Kaber and Endsley 1997). Les corrélats cérébraux du système de monitoring des performances (MP) font l'objet de nombreuses études. Toutefois la plupart d'entre elles se sont focalisées sur le monitoring des actions et d'erreurs de l'opérateur lui-même ou celles d'un autre agent humain (Botvinick et al. 1999; Holroyd and Coles 2002; Alexander and Brown 2010; Shappell et al. 2007; Miltner et al. 2004; van Schie et al. 2004; Bates, Patel, and Liddle 2005; Cracco, Desmet, and Brass 2015).

Objectifs

Compte tenu du rôle de la supervision dans les environnements automatisés, l'objectif de l'étude réalisée en EEG est de déterminer si le pattern spatio-temporel de l'activité cérébrale associée à l'exécution d'erreurs (ou de choix corrects) d'un agent humain reste similaire lorsque cet agent supervise les erreurs (ou les choix correctes) d'un autre agent humain ou d'un système automatisé. A plus long terme, ce projet a pour objectif de permettre l'estimation en temps réel de l'état de monitoring des opérateurs ou toutes autres personnes en charge de superviser des systèmes automatisés tels que les pilotes d'avion, et de prévenir l'apparition du phénomène de sortie de boucle.

Hypothèses générales

Différents travaux suggèrent que les composantes évoquées cérébrales associées à la détection d'erreurs lors de la supervision de systèmes automatisés pourraient être similaires à celles associées à la détection d'erreurs de soi ou d'un autre agent humain.

Conflits d'intérêts

A notre connaissance, aucun des chercheurs impliqués dans le projet n'est en situation d'intérêt (personnel ou institutionnel) ou de conflit d'intérêts vis-à-vis d'un partenaire, d'un financeur ou de toute autre institution.

2. MATERIEL ET METHODES

A. Participants

Nombre exact de participants ou « fourchette » approximative et critères utilisés pour fixer ce nombre :

Quarante volontaires âgés entre 18 et 55 ans seront recrutés pour cette étude. Un nombre de 30 sujets exploitables constitue la référence moyenne des études du domaine et est basé également sur les exigences en termes de taille d'effets (puissance statistique) pour publication. La considération d'un nombre un peu plus conséquent de sujets permet d'augmenter le rapport signal sur bruit. De plus, le risque d'avoir des données EEG inexploitables (e.g. dû à des artefacts de mouvement de la tête) est largement envisageable. Pour ces raisons, plusieurs sujets peuvent être exclus des analyses.

Recrutement :

Mode et lieu de recrutement :

Le recrutement sur le site de Grenoble sera effectué par le biais d'annonces affichées et publiées (dans des journaux locaux) auprès de la population générale et par le biais de listes de diffusion auprès de l'université de Grenoble et des laboratoires de recherche appartenant à ces universités. Le recrutement sur le site de l'ONERA sera effectué par le biais d'annonces affichées et publiés auprès de la population générale et par le biais de listes de diffusion auprès des agents de l'ONERA et des écoles supérieures sur le site. Les volontaires seront informés de l'expérimentation (et des risques associés le cas échéant) par téléphone et/ou par courrier électronique ou postal (selon les possibilités) lors de leur candidature. Avant la signature de leur consentement, les volontaires bénéficieront d'un délai de réflexion suffisant (au minimum 1 jour) jusqu'à la date d'expérimentation prévue et définie après un premier accord oral donné suite à l'information transmise.

Critères de sélection et d'inclusion (Annexe 2) :

- Consentement éclairé signé
- Age entre 18 ans et 55 ans
- Obligation d'affiliation à la sécurité sociale
- Vision et audition normales ou corrigées à la normale
- Droitier

Les volontaires auront entre 18 ans et 55 ans avec une répartition la plus équilibrée possible hommes/femmes.

Les volontaires seront sains sans problèmes médicaux (pas de pathologies psychiatriques ou neurologiques passées ou actuelles) et sans traitements médicamenteux à long terme.

Critères de non inclusion (Annexe 2) :

- Sujet inclus dans une autre expérimentation clinique et/ou thérapeutique en cours
- Pathologies neurologiques ou neuropsychiatriques passées ou actuelles
- Traitement médicamenteux susceptibles de moduler l'activité cérébrale : benzodiazépine, antidépresseurs, neuroleptiques, lithium, etc.
- Ingestion très régulière de substances psycho-actives (e.g. alcool, cannabis)

Indemnisation éventuelle des sujets :
Les volontaires seront indemnisés à hauteur de 60 euros pour la totalité de l'expérience. Ils devront venir trois fois le matin ou l'après-midi pour une durée de 2h au maximum pour chaque séance. En cas d'arrêt prématuré de l'étude par leurs soins ou à l'initiative du responsable scientifique de l'étude sur site, ils seront indemnisés au prorata (par tranche horaire) de leur participation. Les participants sont informés dans la notice d'information.

B. Méthode

Description du protocole :

Lors de cette étude, le participant réalisera une tâche d'**Eriksen** qui consiste à identifier la direction d'une flèche cible au milieu de 4 flèches distractrices. Les 5 flèches seront projetées verticalement sur un écran CRT et orientées vers le haut ou vers le bas. Pour la moitié des essais, la flèche cible sera orientée dans la même direction que les distracteurs (condition congruente) et pour l'autre moitié des essais dans le sens inverse (condition incongruente). Le stimulus sera présenté durant seulement 10 ms et le participant aura une limite de temps de réponse afin de maximiser les erreurs (minimum 15% d'erreurs en moyenne). La figure 1 illustre les différentes conditions expérimentales. La tâche d'Eriksen est une des tâches classiquement utilisées dans la littérature pour induire des erreurs et étudier le système de monitoring d'erreurs. Nous avons privilégié l'utilisation de cette tâche car elle peut s'assimiler à certaines tâches réalisées par les opérateurs aériens.

Une version simplifiée de cette tâche d'Eriksen sera également réalisée par le participant et consistera à identifier la direction de la flèche cible sans distracteur dans la même configuration de durée de stimulation et de pression temporelle.

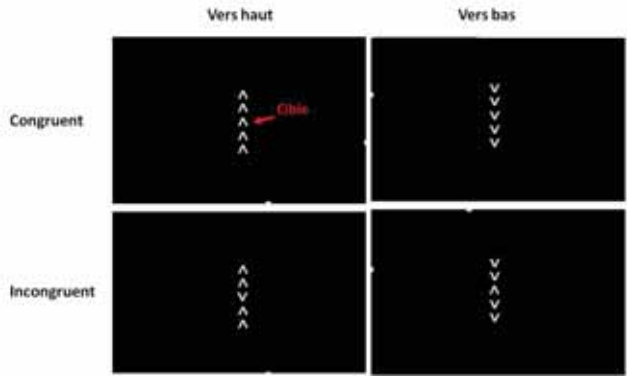


Figure 1 : Les 4 configurations du stimulus dans la tâche d'Eriksen difficile.

L'expérimentation comprendra 3 passations expérimentales distinctes par le type d'action réalisée par le participant et, réparties sur 3 jours séparés au minimum d'une semaine. La première passation correspondra à la *tâche d'exécution* (utilisée comme tâche contrôle) durant laquelle le participant réalisera les 2 types de tâches d'**Eriksen** lui-même, i.e. il devra identifier la direction de la flèche cible en appuyant sur le bouton correspondant et ce, le plus justement et le plus rapidement possible. Les réponses du participant seront affichées sur un écran par souci d'équivalence avec les 2 passations suivantes. Les 2 passations suivantes correspondront à des *tâches de supervision* durant lesquelles le participant devra superviser les réponses, affichées sur un écran, d'une autre personne humaine ou d'un système automatisé réalisant les tâches d'Eriksen (versions difficile et simplifiée). Les 2 passations se distingueront par la version de la tâche d'Eriksen – difficile et simplifiée. Le taux d'erreurs et les temps de réaction du système automatisé et de l'agent humain dans les tâches de supervision seront définis sur la base des performances du participant obtenues lors de la tâche d'exécution. Cette dernière sera donc toujours effectuée en premier. Afin d'éviter une anticipation du taux d'erreurs lors des sessions de supervision, le participant ne sera informé de l'utilisation de ces performances pour les tâches de supervision qu'à l'issue de l'expérience, lors du débriefing. L'ordre des 2 passations de supervision sera alterné entre les participants.

Tâche d'exécution – durée 45 minutes sans les pauses
Durant la tâche d'exécution, le participant réalisera les 2 types de tâches d'Eriksen (difficile, facile) lui-même dans 2 sessions distinctes. Chaque session expérimentale comprendra 10 blocs d'essais de 2,5 minutes espacés de pauses de durée variable définie selon les besoins du participant et son état de vigilance physiologique.

Pour la tâche d'Eriksen difficile, chaque bloc de la session inclura 12 essais de chacune des 4 conditions expérimentales - orientation haut/bas, congruence/incongruence - randomisées au sein du bloc. Pour la tâche d'Eriksen simplifiée, chaque bloc de la session inclura 40 essais de chacune des 2 conditions expérimentales – orientation haut/bas, randomisées au sein du bloc.

Sur fond noir, chaque essai (figure 2) débutera par l'affichage d'une zone de fixation délimitée en blanc sur une durée variable de 750 à 1250 ms. Le stimulus apparaitra ensuite dans la zone de fixation durant 10 ms: il s'agira de 5 flèches blanches dont la flèche cible dans la tâche d'Eriksen difficile, et de la flèche cible uniquement dans la tâche d'Eriksen simplifié. Le stimulus sera suivi d'un point de fixation jusqu'à la réponse du participant ou une durée max post-stimulus de 550 ms. Dès l'apparition du stimulus, le participant devra indiquer le plus justement et le plus rapidement possible la direction de la flèche cible – haut ou bas – en appuyant sur le bouton réponse correspondant. Si le participant répond dans le délai de 550 ms, sa réponse apparaitra à l'écran pendant 350 ms. Dans le cas contraire, une croix remplacera sa réponse. Après un intervalle variable de 250 à 350 ms durant lequel rien n'apparaitra à l'écran, un feedback avec la réponse correcte sera ensuite donnée durant 500 ms. Si le participant a répondu dans les délais, le feedback

correspondra à un carré de couleur autour de la réponse correcte: il sera de couleur verte si la réponse du participant était correcte et rouge pour une réponse incorrecte. Si le participant a répondu hors délai, le mot "retard" s'affichera en termes de feedback. Cette dernière configuration a pour but d'exercer une pression temporelle sur le participant de sorte à favoriser les erreurs. En cas de retards répétés, l'expérimentateur incitera le participant à répondre plus rapidement.

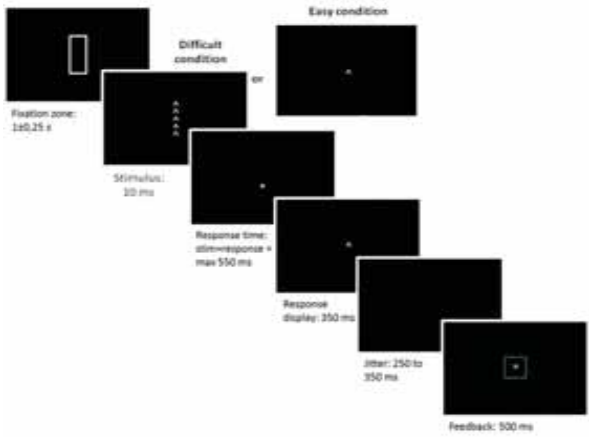


Figure 2: Organisation d'un essai de la tâche d'action en condition de tâche d'Eriksen difficile et facile

Tâches de supervision

Durant les tâches de supervision, le participant devra observer les performances d'un autre agent humain ou d'un système automatisé réalisant les tâches d'Eriksen.

Les tâches de supervision seront organisées en 2 passations sur 2 jours différents. Les 2 passations seront différentes par la nature de la tâche d'Eriksen considérée : l'une impliquera la version difficile (passation difficile), l'autre la version simplifiée de la tâche (passation facile). Chaque passation comprendra 2 sessions distinctes par la nature de l'agent à superviser : un agent humain ou le système automatisé. Les 2 sessions seront organisées de manière identique. Seule la consigne donnée au participant sera distincte : il sera stipulé au participant visuellement en début de tâche qu'il supervise un autre agent humain placé dans une autre pièce ou un système automatisé. L'ordre des passations et des sessions sera alterné entre les participants.

Passation difficile – durée 1h10 sans les pauses
Chaque session de la passation difficile comprendra 10 blocs d'essais de 4,2 minutes, espacés de pauses de durée variable définie selon les besoins du participant et son état de vigilance physiologique. Chaque bloc inclura 12 essais de chacune des 4 conditions expérimentales - orientation haut/bas, congruence/incongruence -, randomisées au sein du bloc.

L'organisation de l'essai sera quasi identique à celui de la tâche d'action de la 1ère passation hormis le fait que le participant devra superviser la réponse de l'autre agent - humain ou système - et juger la justesse de la réponse.

Sur fond noir, chaque essai (figure 3) débutera par l'affichage d'une zone de fixation délimitée en blanc sur une durée variable de 750 à 1250 ms. Le stimulus – 5 flèches blanches dont la flèche cible - apparaitra ensuite dans la zone de fixation durant 10 ms, suivi d'un point de fixation jusqu'à l'apparition de la réponse

de l'autre agent – humain ou système. Les délais et type de réponse de l'autre agent seront définis sur la base de ceux du participant dans la tâche d'exécution de la 1ère passation. La réponse de l'autre agent apparaitra à l'écran pendant 350 ms que le participant supervisera. Après un intervalle variable de 250 à 350 ms durant lequel rien n'apparaitra à l'écran, le participant devra indiquer si la réponse donnée par l'autre agent était correcte ou incorrecte puis s'il est sûr de son jugement ou non, dans un intervalle max de 2s.

Passation facile – durée 55 minutes sans les pauses
La passation facile sera identique à la passation difficile hormis 3 points : le stimulus sera uniquement la flèche cible ; chacun des 20 blocs d'essais comprendra 40 essais de chaque orientation du stimulus – haut/bas – et ; le participant ne devra pas indiquer s'il est sûr de son jugement (figure 3)

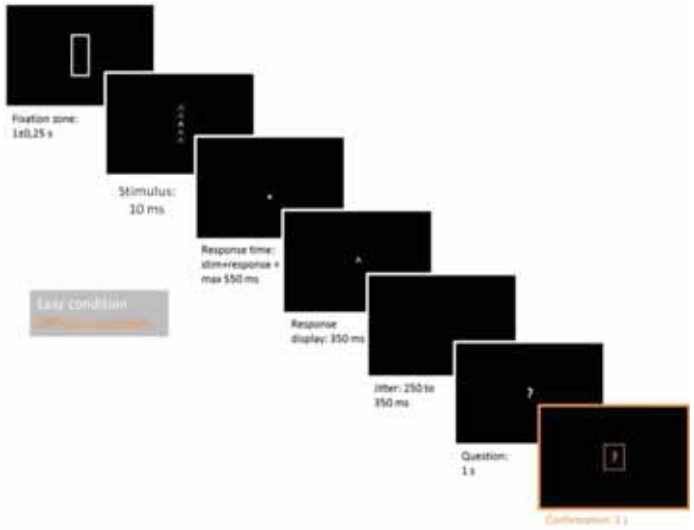


Figure 3: Organisation d'un essai dans les tâches de supervision en condition de tâche d'Eriksen difficile et facile

Procédure expérimentale

Les 3 passations seront réalisées lors de 3 journées distinctes séparées au minimum d'1 semaine et au même moment de la journée afin de contrôler un possible effet du moment de la journée sur les performances.

Chaque passation d'une durée de 2h maximum suivra la même procédure expérimentale qui est la suivante :

- Accueil – Signature du formulaire de consentement (consentement signé uniquement lors de la première passation).
- Mise en place du casque EEG et des différents capteurs des mesures physiologiques annexes (EOG, ECG) (voir Instrumentations et mesures), vérification de la qualité des signaux et début d'enregistrement
- Tâche (passation 1, 2 ou 3) – Avant et après chaque tâche, questionnaires l'état de vigilance et émotionnel du participant. Après chaque tâche, questionnaire évaluant la difficulté de la tâche.

– Déséquipement et débriefing (retours d'expérience de chaque passation et pour la dernière passation, information des participants sur l'utilisation de leurs propres performances pour les tâches de supervision)

La passation sera ponctuée régulièrement de pauses dont la durée sera plus ou moins longue selon les besoins du participant et selon l'état d'éveil du participant estimé en temps réel par l'expérimentateur sur la base des données EEG et EOG.

Afin de contrôler l'état de vigilance (dont les variations sont une source d'influence sur les performances de notre tâche), les participants recevront la consigne d'avoir une activité habituelle et une durée de sommeil habituel (sans privation de sommeil) les 2 jours précédents chaque passation.

Instrumentations et mesures
L'ensemble des mesures physiologiques prévues ne présente aucun risque connu ni aucune contre-indication.

Mesures électrophysiologiques
EEG
L'électroencéphalographie est une mesure directe et en temps réel de l'activité électrique des neurones. Par sa haute résolution temporelle, elle permet une mesure du décours temporel du traitement neuronal de l'information et renseigne sur les coopérations dynamiques (interactions) qui s'établissent entre les populations neuronales des différentes structures impliquées dans tel ou tel processus cérébral et tel mécanisme de régulation pour un processus donné. Elle est utilisée de manière routinière en médecine à des fins de diagnostic.
Lors de chacune des 3 passations, l'activité EEG du participant sera enregistrée en continu pendant toute la durée de la séquence expérimentale à l'aide d'un casque EEG ActiCap de 64 électrodes actives (Brain Products© agréé CE recherche, http://www.brainproducts.com/index.php) positionnées selon le système 10/20. Les électrodes de référence et de masse utilisées pour l'acquisition des données EEG seront celles du casque, i.e. proche du vertex (FCz) pour l'électrode de référence et sur le front (AFz) pour l'électrode de masse. Chacune des électrodes sera remplie d'une pâte conductrice (V16 SuperVisc - Brain Products). Afin de garantir un rapport signal/bruit optimum, les sujets auront les cheveux secs, lavés du jour même de l'expérience (au shampoing) et sans gel ni autre produit appliqué sur le cuir chevelu. Avant la séance expérimentale, l'impédance des électrodes EEG et la qualité des signaux seront contrôlées et améliorées si nécessaire (en manipulant les électrodes bruitées et en améliorant l'homogénéité de la colonne de gel reliant la peau de la tête à l'électrode); la valeur d'impédance idéalement recherchée est de 5 kΩ maximum. Les données EEG seront amplifiées à l'aide du système d'acquisition ActiChamp™ (Brain Products, Inc.) avec une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz, une résolution de 0,1 µV et une constante de temps de 10s.

EOG
Parallèlement à cette activité EEG, l'activité électro-oculographique (EOG) sera également enregistrée et permettra d'estimer les mouvements oculaires et palpébraux et leurs potentiels oculaires associés. Cette mesure sera réalisée en continu pendant toute la durée de la séquence expérimentale à l'aide de quatre électrodes d'Ag/AgCl remplies de pâte conductrice (électrodes de la société Brain Products). Deux d'entre elles seront positionnées à la commissure de part et d'autre des yeux pour enregistrer les mouvements horizontaux et leurs potentiels associés (EOG horizontal); les deux autres seront situées dans l'axe vertical de part et d'autre de l'œil gauche (sub- et sous-orbitaire) pour la mesure des mouvements verticaux et palpébraux et leurs potentiels associés (EOG vertical). L'activité oculaire est une source de bruits sur le signal EEG. Il est donc indispensable de la mesurer pour l'éliminer du signal EEG. De plus, l'activité palpébrale constitue un bon indicateur de l'état d'éveil/fatigue et de l'attention de l'individu (Stern et al., 1994 ; Campagne et al., 2005).

ECG
L'électrocardiographie est une mesure directe et en temps réel de l'activité électrique du cœur. L'activité cardiaque sera également enregistrée en continu à l'aide de 2 électrodes positionnées sur le torse du participant de part et d'autre du cœur. De cette mesure peuvent être extraits différents paramètres cardiaques dont le rythme et la variabilité cardiaque sensibles à la charge mentale et aux composantes attentionnelles et émotionnelles et justifient son utilisation dans cette étude.

Les données EOG et ECG seront recueillies à l'aide d'un système d'acquisition BIOPAC (système agrée recherche, https://www.biopac.com/) et synchronisées avec les données EEG à l'aide de triggers de synchronisation.

Mesures de performance
Les temps de réaction des participants et leur taux de réponses incorrectes et correctes seront également mesurés pour les différentes conditions expérimentales.

Mesures subjectives (Questionnaire - Annexe 3)
En début et fin de chaque tâche, le participant évaluera à l'aide de questionnaires (Annexes 3) :
- son état d'éveil subjectif (Karolinska Sleepiness Scale), et
- son ressenti émotionnel

La difficulté de la tâche (facile à difficile sur une échelle respectivement de 0 à 10) sera également évaluée à la fin de chaque tâche.

Calendrier des évaluations ou observations et durée de l'étude :
Les passations auront lieu le matin ou l'après-midi. Chaque participant réalisera trois passations d'une durée maximum de 2h, séparées au minimum d'1 semaine et au même moment de la journée.

Durée de l'étude :
L'étude débutera dès l'obtention de l'autorisation d'expérimenter par le CERNI et s'étendra sur 2 ans. La durée d'étude comprend le recueil des données et leur traitement.

Analyse des données :

Potentiels Evoqués
Une analyse en potentiels évoqués sera réalisée sur l'affichage de la réponse (du participant, de l'autre agent et du système automatisé). Les données EEG segmentées et prétraitées pour chaque essai seront moyennées sur l'ensemble des essais incorrects d'une part et des essais corrects d'autre part et ce, pour les conditions « congruentes » et « incongruentes » et pour l'ensemble des 2 conditions dans les 2 conditions de difficulté de tâche (facile, difficile). Les composantes évoquées associées à l'observation des erreurs (ou de réponses correctes) d'un autre agent – humain ou système – (oERN, oPe, N400) seront comparés statistiquement entre eux et à celles obtenues lors de l'exécution d'erreurs (ou de réponses correctes) à l'aide d'analyses de permutation avec correction pour les comparaisons multiples avec un seuil de significativité de 0.05.

Performances
Pour chaque type de tâche (exécution, supervision d'un humain ou d'un système), les temps de réaction (TR) seront moyennés sur l'ensemble des essais (exécutés ou observés) incorrectes d'une part et des essais corrects (exécutés ou observés) d'autre part et ce, pour les conditions « congruentes » et « incongruentes » et pour l'ensemble des 2 conditions dans les 2 conditions de difficulté de tâche (facile, difficile). Le taux d'erreurs moyen (exécuté ou observé) sera également calculé pour les différentes conditions expérimentales. Les TR et taux d'erreurs seront analysés statistiquement à l'aide d'une ANOVA avec un seuil de significativité de 0.05.

C. Bénéfices et risques prévisibles et connus pour la santé physique et mentale (estime de soi, etc.) et la vie sociale (réputation)

Bénéfices de l'étude

Il s'agit lors de cette étude d'identifier si les corrélats neurofonctionnels associés à l'exécution d'erreurs (ou de choix corrects) sont similaires à ceux obtenus lors de la supervision des erreurs (ou de choix corrects) d'un autre agent humain et d'un système automatisé. A plus long terme, ce projet a pour objectif de permettre l'estimation en temps réel de l'état de monitoring des opérateurs ou toutes autres personnes en charge de superviser des systèmes automatisés tels que les pilotes d'avion, et de prévenir l'apparition du phénomène de sortie de boucle qui se caractérise par une état de sur-confiance et de complaisance envers les systèmes automatisés.

NON	Votre protocole utilise-t-il une mise en scène expérimentale destinée à dissimuler une partie de l'objectif ou de la méthodologie aux sujets ou de faire croire à d'autres objectifs ou d'autres méthodologies**?**
NON	Questions ou situations pouvant mettre les participants mal à l'aise ?
NON	Matériaux considérés par le participant comme menaçants, choquants, répugnants ?
NON	Possible atteinte à la vie privée du participant, de sa famille, incluant l'utilisation d'informations personnelles ?
OUI	Utilisation de stimuli physiques (auditifs, visuels, haptiques, etc.) autre que des stimuli associés à des activités normales ? Utilisation de stimuli visuels dont la luminosité et les contrastes sont usuels et n'entrainent pas de fatigue visuelle. Lors de l'expérimentation, des séries rapides de stimuli visuels composés de 5 flèches projetées verticalement sur un écran d'ordinateur seront présentées aux participants sur des durées courtes. En cas de gêne éventuelle ou de fatigue lié à la succession rapide des essais, les participants pourront prendre des pauses plus longues à la fin de chaque bloc d'essais ou arrêter l'expérimentation à tout moment.
OUI	Utilisation de matériels de mesure sur le participant Utilisation de dispositifs portés de mesures physiologiques Les dispositifs portés permettant de recueillir différents paramètres physiologiques (activité EEG, activité cardiaque, activité oculaire) ne présentent pas de contre-indications, de risques ou de contraintes. Les gels utilisés sont couramment employés en recherche et dans le milieu médical. En cas d'allergie ou de toute gêne éventuelle, le participant sera déséquipé immédiatement et l'expérimentation sera arrêtée. Les problèmes d'allergie seront anticipé par un pré-test du gel sur la main. Entre chaque participant, l'ensemble des dispositifs est nettoyé avec eau chaude savonneuse (casque et électrodes).
NON	Privation de besoins physiologiques (boire, manger, dormir, etc.)
NON	Manipulation de paramètres psychologiques ou sociaux comme la privation sensorielle, l'isolement social ou le stress psychologique ?
NON	Efforts physiques au-delà du niveau considéré comme modéré pour le participant ?
NON	Exposition à des drogues, produits chimiques ou agents potentiellement toxiques ?

D. Vigilance/ Arrêt prématuré de l'étude

Critères d'arrêt de l'étude pour un sujet qui y participe

Critères d'arrêt de l'étude pour un volontaire qui y participe
Sujet qui retire son consentement de participation à l'étude.

Par le responsable scientifique du site

- En cas d'événement indésirable jugé sévère par le responsable scientifique et pouvant mettre en jeu la santé des participants, le responsable scientifique peut arrêter l'étude ou une partie des tâches potentiellement mises en cause.
- Si au cours de l'étude, un sujet manquait de venir au rendez-vous fixé. Il conviendra de joindre ce sujet afin de déterminer avec lui la possibilité de continuer l'étude. Si malgré plusieurs appels et messages, il est impossible de joindre le participant, le responsable scientifique exclura le volontaire concerné.

En cas d'arrêt prématuré de l'étude par le participant ou le responsable scientifique, le participant sera indemnisé au prorata de sa participation.

3. TRAITEMENT DES DONNEES – RESPECT DE LA VIE PRIVEE DU PARTICIPANT

A. Confidentialité

Procédé d'anonymisation

Une totale anonymisation sera appliquée dans le cadre de cette étude. Les bordereaux des cahiers d'observation ne porteront que le code d'anonymat chiffré du participant. Il en sera de même pour toutes les données acquises et stockées (physiologiques, questionnaires). Une table de correspondance sera établie le temps de l'expérimentation pour le suivie d'une session à l'autre. A l'issue de l'expérience, cette table ne sera pas conservée. Enfin, les données personnelles (hors données expérimentales recueillies pendant l'étude, i.e. coordonnées – mail, téléphone, adresse-) de chaque participant à l'étude seront détruites dès la fin de leur participation.

Personnes ayant accès aux données

Les responsables scientifiques du projet des 2 sites ainsi que les partenaires scientifiques auront accès aux données.

B. Archivage

Type de données archivées (préciser si données identifiantes, directement ou par recoupement) :

Les fichiers de données ainsi que les fichiers d'observation seront archivés. Elles ne seront pas identifiantes (directement ou par recoupement). Les données personnelles identifiantes (coordonnées) ne seront pas conservées.

Durée de l'archivage :

Les fichiers de données ainsi que les fichiers d'observation seront archivés et conservés sur support numérique pendant un minimum de 15 ans.
Les formulaires de consentement seront archivés au minimum 10 ans après la date de publication dans une enveloppe scellée portant la mention : « J'atteste que cette enveloppe contient x (nombre) consentement(s) et x formulaire(s) d'information conformes, recueillis dans le cadre de l'étude xxx», suivie du nom du responsable scientifique.

Lieu de l'archivage : les formulaires de consentement et les données recueillies seront archivés au French Aerospace Lab de l'ONERA situé à Salon de Provence. Les formulaires de consentement seront stockés dans une armoire fermée et les fichiers numériques seront archivés sur un serveur protégé des potentielles attaques extérieures et dont la pérennité des données est garantie.

Personne responsable : Bruno Berberian (bruno.berberian@onera.fr)

Possibilité de destruction à la demande du participant*:*
Sur la durée de leur participation (3 passations), conformément aux dispositions de la loi Informatique et Libertés, le participant pourra exercer ses droits d'accès et de rectification ou suppression auprès du responsable scientifique du projet sur site, grâce à la table de correspondance établie le temps de l'expérimentation pour le suivie d'une session à l'autre. A la fin de leur participation, la table de correspondance sera détruite et la procédure d'anonymisation rendra impossible la rectification ou la suppression des informations concernant les participants après la fin de leur participation.

4. FORMULAIRE DE CONSENTEMENT ECLAIRE INCLUANT L'INFORMATION A DONNER AUX PARTICIPANTS

Précisions sur l'information donnée aux participants :
Tout volontaire présélectionné sera préalablement informé par le responsable scientifique du projet sur site des objectifs de l'étude, de sa méthodologie, de sa durée, de ses contraintes et des risques prévisibles. Une notice d'information et formulaire de consentement (Annexe 1) résumant les renseignements donnés par le responsable scientifique sur site lui seront remis. Il sera par ailleurs précisé au volontaire qu'il est entièrement libre de refuser de participer à l'étude ou de retirer son consentement à tout moment sans encourir aucune responsabilité ni aucun préjudice de ce fait.

Les volontaires seront informés que l'étude a pour objectif d'identifier si l'activité cérébrale associée à l'exécution d'erreurs (ou de choix correctes) sont similaires à ceux obtenues lors de la supervision des erreurs (ou de choix correctes) d'un autre agent humain et d'un système automatisé. Ils seront informés que l'étude comprendra 3 passations d'une durée de 2h maximum, réalisés au minimum à 1 semaine d'intervalle. Un descriptif du contenu de la tâche à réaliser lors de chacune de ces passations leur sera donné, i.e. identifier l'orientation d'une flèche cible parmi 4 distracteurs ou sans distracteurs. Il leur sera également mentionné que leur activité cérébrale ainsi que leurs activités oculaire et cardiaque seront enregistrées tout au long des passations expérimentales à l'aide d'électrodes positionnées sur la tête (à l'aide d'un bonnet), sur le torse de part et d'autre du cœur et autour des yeux. Enfin, des mesures de performances (temps de réaction, type de réponses) ainsi que des mesures à partir de questionnaires (i.e. difficulté de la tâche, état de vigilance, état émotionnnel) seront également recueillies.

Précisions sur la signature et la remise au participant du consentement éclairé :
Après s'être assuré de la bonne compréhension des informations fournies, le responsable scientifique sur site sollicitera du participant son consentement pour participer à l'étude lors de sa première passation. S'il accepte, le participant signera le formulaire de consentement en deux exemplaires préalablement à la réalisation de l'étude (Annexe 1). Le responsable scientifique sur site gardera un des exemplaires et remettra l'autre au participant.

Précisez ici la façon dont sera recueilli le consentement éclairé :

Les volontaires seront informés de l'expérimentation (et des risques associés le cas échéant) par téléphone et/ou par courrier électronique ou postale (selon les possibilités) lors de leur candidature. Avant la signature de leur consentement, les volontaires bénéficieront d'un délai de réflexion suffisant (minimum 1 jour) jusqu'à la date d'expérimentation prévue et définie après un premier accord oral donné suite à l'information sur l'expérimentation transmise. Pendant ce délai, les volontaires auront la possibilité de poser autant de questions qu'ils le souhaitent sur l'étude au responsable scientifique sur site. Le jour de l'expérience, après s'être assuré que le participant n'a plus de questions et que ce dernier a bien compris les informations fournies et ses droits, le responsable scientifique sur site sollicitera du participant la signature de son consentement à participer à l'étude.

ANNEXE 1 – NOTICE D'INFORMATION ET CONSENTEMENT ECLAIRE

Titre du projet :
Caractérisation des composantes évoquées du monitoring de performance dans la supervision d'un système (Titre court : SUPSYS)

Chercheurs titulaires responsables scientifiques du projet :

Aurélie Campagne, (site de Grenoble)
PhD, Enseignant-Chercheur
Laboratoire de Psychologie et Neurocognition
UMR CNRS 5105, Université Grenoble Alpe,
CS 40 700, 38058 Grenoble Cedex 9
E-mail: aurelie.campagne@univ-grenoble-alpes.fr
Tél : 04 56 52 85 08

Bruno Berberian (site de Salon de Provence)
PhD, Chercheur
ONERA, The french Aerospace Lab
DCSD-PSEV, Base aérienne 701
13661 Salon Air – France
E-mail : bruno.berberian@onera.fr
Tel. : 04 90 17 55 88

Lieu de recherche : MSH Alpes, Campus Universitaire, Grenoble ou ONERA, Salon de provence

But du projet de recherche :

L'objectif principal de cette étude est d'identifier si votre activité cérébrale est similaire lorsque vous réalisez des erreurs de détection et lorsque vous identifier les erreurs de détection (ou les choix correctes) d'une autre personne ou d'un système automatisé.

Ce que l'on attend de vous (méthodologie)

Lors de cette expérience, vous réaliserez 3 passations d'une durée totale chacune de 2h maximum réparties sur 3 jours distincts, espacés au minimum d'une semaine. Chaque passation sera entrecoupée de pauses dont la durée sera fonction de vos besoins et de votre état de vigilance. Lors de la première passation, vous serez amené(e) à identifier sur un écran la direction d'une flèche cible en présence de flèches distractrices ou non. Dans les 2 passations suivantes, vous serez amené(e) à superviser un autre agent humain ou un système automatisé qui exécutera la même tâche que vous aurez faite lors de la première passation.

Tout au long de chaque passation, nous enregistrerons vos activités cérébrales, oculaires et cardiaques. Les activités oculaires et cardiaques peuvent être une source de variation sur le signal cérébral recueilli laquelle justifie leur mesure. Par ailleurs, ces mesures viennent compléter celles du cerveau pour une évaluation générale de votre état physiologique lors des différentes passations expérimentales. Afin de faciliter l'acquisition de votre activité cérébrale, vous devrez avoir les cheveux secs, lavés du jour même de l'expérience (au shampoing), et sans gel ni autre produit appliqué sur le cuir chevelu.
Enfin, en début et fin de tâche expérimentale, nous vous demanderons, à l'aide de questionnaires, d'indiquer votre état de vigilance et votre ressenti émotionnel. Il vous sera également demandé d'évaluer la difficulté des tâches que vous réaliserez. Chaque passation se finalisera par un débriefing. Pour la totalité de votre participation, vous recevrez une indemnité de 60 euros. En cas d'arrêt prématuré de l'étude par vos soins ou à l'initiative du responsable scientifique de l'étude sur site, vous serez indemnisé(e) au prorata de votre participation. Afin de réaliser l'expérimentation dans de bonnes conditions, nous vous demanderons d'avoir une activité habituelle le jour même de l'expérience et d'avoir dormi normalement au cours des deux nuits précédents chaque passation.

Vos droits de vous retirer de la recherche en tout temps

Vous êtes volontaire pour participer à cette étude. Vous êtes libre, à tout moment de l'étude de renoncer à votre participation sans aucun préjudice (personnel ou professionnel) et sans avoir à vous justifier.

Vos droits à la confidentialité et au respect de la vie privée

Les données obtenues seront traitées avec la plus entière confidentialité. Votre anonymat sera garanti à l'aide d'un numéro aléatoire chiffré pour toutes les données recueillies (physiologiques, questionnaires). Aucun renseignement ne sera dévoilé qui puisse révéler votre identité. Les données seront gardées dans un endroit sécurisé et ne seront jamais communiqués à une tierce personne étrangère au projet. Seuls les responsables de l'étude y auront accès. Sur la durée de votre participation, conformément aux dispositions de la loi Informatique et Libertés, vous pourrez exercer vos droits d'accès et de rectification ou suppression auprès du responsable scientifique du projet sur site. A l'issue de vos 3 passations expérimentales, la procédure d'anonymisation rendra impossible la rectification ou la suppression des informations vous concernant. Les données personnelles ne seront conservées que le temps de l'expérimentation.

Bénéfices

Il s'agit lors de cette étude d'identifier si les activités cérébrales associées à l'exécution d'erreurs (ou de choix correctes) sont similaires à ceux obtenues lors de la supervision des erreurs (ou de choix correctes) d'un autre agent humain et

d'un système automatisé. A plus long terme, ce projet a pour objectif de permettre l'estimation en temps réel de l'état de monitoring des opérateurs ou toutes autres personnes en charge de superviser des systèmes automatisés tels que les pilotes d'avion, et de prévenir l'apparition d'erreurs de supervision.

Risques possibles

À notre connaissance, cette recherche n'implique aucun risque. Tous les dispositifs portés sont non-invasifs et indolores et ne présentent aucun risque connu, ni aucune contre-indication. Par ailleurs, les gels de composition saline utilisés dans chaque dispositif sont classiquement employés en médecine et ne sont pas allergènes. Un test des gels sera toutefois réalisé sur la peau de votre main par précaution. Si une quelconque gêne ou allergie devait apparaître à tout moment de l'expérience en raison des différents dispositifs utilisés, n'hésitez pas à nous le signaler. Nous vous déséquiperons immédiatement et l'expérimentation sera arrêtée.

Votre activité cérébrale sera recueillie grâce à 64 électrodes d'électroencéphalographie positionnées sur votre tête à l'aide d'un bonnet. L'électroencéphalographie est une technique standard qui ne stimule pas le cerveau. Elle est utilisée de manière routinière en médecine et en recherche. Elle mesure directement les activités électriques des populations de neurones de l'ensemble de votre cerveau. Les contraintes liées à cette technique se limitent au délai de pose du bonnet et à une limitation des mouvements pendant les périodes d'intérêt d'enregistrement. Vous aurez également du gel dans les cheveux lequel pourra être enlevé facilement par un shampoing.

Votre activité oculaire sera quant à elle recueillie à l'aide de 4 électrodes d'électrooculographie positionnées autour des yeux. L'électrooculographie est une technique qui recueille simplement les potentiels électriques générés lors de vos clignements et de vos mouvements oculaires verticaux et horizontaux. Quant à votre activité cardiaque, elle sera recueillie grâce à la technique d'électrocardiographie. Cette technique recueille juste l'activité électrique générée par les battements cardiaques, à l'aide ici de deux électrodes positionnées sur la peau de votre torse de part et d'autre du cœur.

Diffusion

Cette recherche fera l'objet de communications dans des congrès (nationaux et internationaux), et de publications dans des journaux académiques et des actes de congrès. Les résultats diffusés seront basés uniquement sur des analyses de groupe. Cette recherche servira aussi de point de départ à de futurs projets de recherche nationaux ou européens.

Vos droits de poser des questions en tout temps

Vous pouvez poser des questions au sujet de la recherche en tout temps en communiquant avec le responsable et les partenaires scientifiques du projet par courrier électronique à Aurélie Campagne (aurelie.campagne@univ-grenoble-alpes.fr) sur le site de Grenoble et à Bruno Berberian (bruno.berberian@onera.fr) sur le site de Salon de Provence.

Consentement à la participation

En signant le formulaire de consentement, vous certifiez que vous avez lu et compris les renseignements ci-dessus, qu'on a répondu à vos questions de façon satisfaisante et qu'on vous a avisé que vous étiez libre d'annuler votre consentement ou de vous retirer de cette recherche en cours d'étude, sans préjudice.

A remplir par le participant :

J'ai lu et compris les renseignements ci-dessus et j'accepte de plein gré de participer à cette recherche.

Nom, Prénom – Signature
Date :

Un exemplaire de ce document vous est remis, un autre exemplaire est conservé dans le dossier.

ANNEXE 2 – QUESTIONNAIRE D'INCLUSION VOLONTAIRE ADULTE

Critères de sélection et d'inclusion

- Age minimum de 18 ans
- Vision et audition normale ou corrigée à la normale
- Droitier
- Affiliation à ou bénéficiaire d'un régime de sécurité sociale
- Consentement éclairé signé

inclus si aucune réponse non ☐

Critères de non inclusion :

- Sujets inclus dans une autre expérimentation clinique et/ou thérapeutique en cours
- Troubles important de l'audition et de la vision
- Pathologies neurologiques ou neuropsychiatriques passées ou actuelles
- Traitement médicamenteux susceptible de moduler l'activité cérébrale : benzodiazépine, antidépresseurs, neuroleptiques, lithium, etc.
- Ingestion régulière de substances psycho-actives (alcool, cannabis, etc.)
- Sujet de toutes catégories de personnes protégées

exclus si une réponse oui ☐

ANNEXE 3 – QUESTIONNAIRES

CODE SUJET : **DATE :** **MOMENT : Matin / Après-midi**

CONDITION : Exécution / Supervision humain / Supervision système

TACHE : Eriksen 5 / Eriksen 1 **PASSATION : Pré- ou post-tâche**

Difficulté de la tâche (à remplir en post-tâche seulement) :

Facile (0) Difficile (10)
|_____|

Etat de vigilance : Veuillez indiquer votre état de vigilance à ce moment précis, en entourant le chiffre correspondant à votre état. Vous pouvez aussi utiliser les états intermédiaires.

1 = Très éveillé

2=

3= Eveillé – niveau normal

4=

5= Ni éveillé, ni somnolent/fatigué

6=

7= Somnolent/fatigué, mais sans effort pour rester éveillé

8=

9= Très somnolent/fatigué avec de grands efforts pour rester éveillé, luttant contre le sommeil

Etat émotionnel : Est-ce que vous vous sentez :

- calme/apaisé(e)
Pas du tout (0) Extrêmement (10)
|_____|

- stressé(e)
Pas du tout (0) Extrêmement (10)
|_____|

- content(e)
Pas du tout (0) Extrêmement (10)
|_____|

- Ennui
Pas du tout (0) Extrêmement (10)
|_____|

ANNEXE 4 – FEUILLE D'INDEMNISATION

Titre identifiant la recherche :

Caractérisation des composantes évoquées du monitoring de performance dans la supervision d'un système
(Titre court : SUPSYS)

Laboratoires : Laboratoire de Psychologie et Neurocognition / French Aerospace Lab de l'ONERA
Responsables scientifiques de l'étude : Aurélie CAMPAGNE (site Grenoble), Bruno Berberian (Site Salon de Provence

Campagne Aurélie, PhD, MCF
Laboratoire de Psychologie et Neurocognition
UMR CNRS 5105, Université Grenoble Alpe
BP 47, 38040 Grenoble Cedex 9
E-mail: aurelie.campagne@univ-grenoble-alpe.fr
Tél : +33 (0)4 56 52 85 08

Bruno Berberian, PhD, Chercheur
ONERA, The french Aerospace Lab
DCSD-PSEV, Base aérienne 701
13661 Salon Air – France
E-mail : bruno.berberian@onera.fr
Tel. : +33 (0)4 90 17 55 88

J'AI PARTICIPE À CETTE RECHERCHE DANS LES CONDITIONS PRECISEES DANS LA FICHE D'INFORMATION.

J'ai reçu une indemnité forfaitaire d'un montant TTC total de ……. euros.

☐ Sous forme d'un bon d'achat

☐ Sous forme d'un virement bancaire (RIB joint à cette fiche)

☐ En espèce

Nom, Prénom et signature du volontaire : Nom, Prénom et Signature du responsable scientifique:

Date : **Date :**

C.2 Étude 3

FORMULAIRE DE SOUMISSION AU CERNI

RESUME DU PROJET

Titre du projet :

Caractérisation des composantes évoquées du monitoring de performance dans la supervision d'un système complexe (Titre court : SUPSYScomp)

Domaine scientifique :

Electrophysiologie de la détection d'erreurs, traitement du signal.

Chercheur titulaire (1 seul) responsable scientifique du projet

Campagne Aurélie, PhD, MCF Neurosciences
Laboratoire de Psychologie et Neurocognition
UMR CNRS 5105, Université Grenoble Alpe 3bis (UPMF)
BP 47, 38040 Grenoble Cedex 9
E-mail: aurelie.campagne@univ-grenoble-alpes.fr
Tél : +33 (0)4 76 82 78 06

Autres personnes participant au projet :

Bruno Berberian, PhD, Chercheur (Responsable scientifique du projet sur le site de Salon de Provence)
ONERA, The french Aerospace Lab
DCSD-PSEV, Base aérienne 701
13661 Salon Air – France
E-mail : bruno.berberian@onera.fr
Tel. : +33 (0)4 90 17 55 88

Bertille Somon, Etudiante en thèse
ONERA, The french Aerospace Lab
DCSD-PSEV, Base aérienne 701
13661 Salon Air – France
E-mail : bertille.somon@onera.fr

Lieu(x) de recherche (endroit(s)) où l'étude va être conduite :

Le projet de recherche sera réalisé en deux lieux selon les possibilités de recrutement: la plateforme de recherche SCREEN de la MSH située sur le campus de St Martin d'Hères (dirigée par le Pr Laurent Bègue) et la plateforme recherche de l'organisme ONERA située à Salon de Provence (où travaille Bruno Berberian associé à ce projet de recherche). Chaque plateforme dispose des autorisations de lieu pour des expérimentations en électrophysiologie et ont des capacités d'accueil suffisantes à la réalisation de l'étude envisagée. Le même matériel (simulateur mobile, et système d'acquisition EEG) sera utilisé dans les 2 lieux.

Objectif principal :

L'automatisation grandissante dans notre société a conduit aux changements d'activité des opérateurs, passant d'une activité de réalisation des tâches à une activité de supervision de systèmes automatisés. L'objectif de ce projet de recherche réalisé en électroencéphalographie (EEG) est de déterminer si le pattern spatio-temporel de l'activité cérébrale associée à la supervision d'un système et identifiée lors d'une expérimentation précédente) peut être retrouvé lors de la supervision d'un système automatisé plus complexe dans un contexte contrôlé plus écologique (type simulateur de contrôle aérien)..

Est-ce que le projet nécessite un avis favorable d'un IRB ? Oui
Je prends connaissance du fait que l'avis rendu par le CERNI ne concerne que le projet de recherche présenté dans ce document.

Date : 10/05/17
Signature numérisée du responsable scientifique:

1. DESCRIPTION SOMMAIRE DU PROJET

Contexte et intérêt scientifiques

L'invasion de l'automatisation dans notre vie de tous les jours a radicalement changé la manière dont nous interagissons avec les systèmes. Ces systèmes ont permis aux procédés d'être plus rapides, plus faciles d'utilisation et plus sûrs (Kaber, Onal and Endsley, 2000), créant ainsi de nombreux avantages. Toutefois, les bénéfices occultent souvent le fait que le contrôle des systèmes a changé, et que le rôle des opérateurs humains s'est déplacé de l'exécution de tâches à leur supervision (Sheridan, 1992, 1997). Cette modification de l'activité des opérateurs est à la base du phénomène de sortie de boucle (***out-of-the-loop phenomenon – OOL)*** qui se caractérise par un état de sur-confiance et de complaisance envers les systèmes automatisés. Une des conséquences directes du phénomène OOL est le manque de monitoring du système : l'opérateur ne contrôle plus l'état du système aussi souvent qu'il le devrait (Endsley and Kiris 1995, Kaber and Endsley 1997). Nous avons identifié lors d'une première expérimentation les corrélats cérébraux du système de monitoring des performances (MP) lors de la supervision d'un système automatisé. Les résultats ont été obtenus dans une tâche de laboratoire avec deux niveaux de difficulté. Nous avons observé qu'il existe plusieurs potentiels liés au monitoring de ses propres actions (ERN/CRN, FRN) et des actions d'autrui tel qu'un système (complexe N2-P3). Ces potentiels peuvent nous aider à mieux comprendre les dysfonctionnements qui apparaissent lors du phénomène de sortie de boucle. Cependant, la difficulté de la tâche semble avoir un effet sur ces composantes. De plus, nous souhaitons, *in fine*, étudier les caractéristiques EEG de la supervision dans des tâches d'aéronautique. Il est donc pertinent de s'interroger sur la validité des résultats obtenus lors de la 1ère étude dans ce contexte de tâche plus écologique. Ceci est d'autant plus important que le phénomène de sortie de boucle est davantage favorisé dans des tâches de supervision complexes de la vie quotidienne. Les résultats obtenus auront des applications directes dans le domaine de l'aéronautique (civile et militaire) mais également dans tous les secteurs impliquant le monitoring d'un système automatisé, aussi bien dans le monde professionnel que la sphère privée (e.g. automatisation des véhicules).

Objectifs

Compte tenu du rôle de la supervision dans les environnements automatisés dans la vie de tous les jours, l'objectif de l'étude réalisée en EEG est de déterminer si le pattern spatio-temporel de l'activité cérébrale associée à la supervision d'un système automatisé dans des tâches de laboratoire (déterminé dans une étude précédente), est retrouvé lors de la supervision d'un système automatisé plus complexe dans un contexte plus écologique (type simulateur de contrôle aérien). A plus long terme, ce projet a pour objectif de permettre l'estimation en temps réel de l'état de monitoring des opérateurs ou toutes autres personnes en charge de superviser des systèmes automatisés tels que les pilotes d'avion, et de prévenir l'apparition du phénomène de sortie de boucle.

Hypothèses générales

Une précédente étude indique qu'un pattern électroencéphalographique spécifique est lié à la détection d'erreurs commises par un système, lors de tâches de laboratoire contrôlées. Notre hypothèse est que ce pattern peut être retrouvé dans des tâches plus écologiques, moins contrôlées ; et peut être modulé par la complexité de l'environnement.

Conflits d'intérêts

A notre connaissance, aucun des chercheurs impliqués dans le projet n'est en situation d'intérêt (personnel ou institutionnel) ou de conflit d'intérêts vis-à-vis d'un partenaire, d'un financeur ou de toute autre institution.

2. MATERIEL ET METHODES

A. Participants

Nombre exact de participants ou « fourchette » approximative et critères utilisés pour fixer ce nombre :

Quarante volontaires âgés entre 18 et 55 ans seront recrutés pour cette étude. Un nombre de 30 sujets exploitables constitue la référence moyenne des études du domaine et est basé également sur les exigences en termes de taille d'effets (puissance statistique) pour publication. La considération d'un nombre un peu plus conséquent de sujets permet d'augmenter le rapport signal sur bruit. De plus, le risque d'avoir des données EEG inexploitables (e.g. dû à des artefacts de mouvement de la tête) est largement envisageable. Pour ces raisons, plusieurs sujets peuvent être exclus des analyses.

Recrutement :

Mode et lieu de recrutement :
Le recrutement sur le site de Grenoble sera effectué par le biais d'annonces affichées et publiées (dans des journaux locaux) auprès de la population générale et par le biais de listes de diffusion auprès de l'université de Grenoble et des laboratoires de recherche appartenant à ces universités. Le recrutement sur le site de l'ONERA sera effectué par le biais d'annonces affichées et publiés auprès de la population générale et par le biais de listes de diffusion auprès des agents de l'ONERA sur le site et des écoles supérieures du secteur géographique. Un soin sera apporté dans le recrutement de sorte à éviter des biais expérimentaux entre les 2 sites liés à la population recrutée : les personnes recrutées sur les 2 sites seront similaires. Elles seront les plus représentatives de la population générale et ne seront pas familières avec le simulateur utilisé. Les volontaires seront informés de l'expérimentation (et des risques associés le cas échéant) par téléphone et/ou par courrier électronique ou postal (selon les possibilités) lors de leur candidature. Avant la signature de leur consentement, les volontaires bénéficieront d'un délai de réflexion suffisant (au minimum 1 jour) jusqu'à la date d'expérimentation prévue et définie après un premier accord oral donné suite à l'information transmise.

Critères de sélection et d'inclusion (Annexe 2) :

- Consentement éclairé signé
- Age entre 18 ans et 55 ans
- Obligation d'affiliation à la sécurité sociale
- Vision et audition normales ou corrigées à la normale
- Droitier

La répartition hommes/femmes des volontaires sera la plus équilibrée possible.

Les volontaires seront naïfs, sains, sans problèmes médicaux (pas de pathologies psychiatriques ou neurologiques passées ou actuelles) et sans traitements médicamenteux à long terme.

Critères de non inclusion (Annexe 2) :

- Sujet inclus dans une autre expérimentation clinique et/ou thérapeutique en cours impliquant le test d'un thérapeutique (e.g. TCC, EMDR, etc.) ou d'un traitement médicamenteux
- Pathologies neurologiques ou neuropsychiatriques passées ou actuelles
- Traitement médicamenteux susceptibles de moduler les fonctions cognitives en lien avec la problématique de recherche : benzodiazépine, antidépresseurs, neuroleptiques, lithium, etc.
- Ingestion régulière de substances psycho-actives, e.g. alcool – au minimum compris 1fois/jour, cannabis ou autre drogue – au minimum compris 1 fois/semaine
- Consommation de plus de 15 cigarettes par jour
- Toutes les catégories de personnes protégées telles que les personnes sous-tutelle

Indemnisation éventuelle des sujets :
Les volontaires seront indemnisés à hauteur de 30 euros pour la totalité de l'expérience. Ils devront venir deux fois, le matin ou l'après-midi, pour une durée de 1h30 au maximum pour chaque séance. En cas d'arrêt

prématuré de l'étude de leur fait ou à l'initiative du responsable scientifique de l'étude sur site, ils seront indemnisés au prorata (par tranche horaire) de leur participation. Les participants sont informés dans la notice d'information.

B. Méthode

Description du protocole :

Description générale du protocole
Lors de cette étude, les participants réaliseront une tâche de contrôle aérien. Nous utiliserons un simulateur développé au sein du Laboratoire d'Interaction Pilotes-Systèmes (LIPS) du Laboratoire de Simulation (LabSim) de l'ONERA Salon de Provence. Ce simulateur prend la forme d'un aéronef situé au centre d'une zone de radar. L'aéronef se déplace en ligne droite à vitesse constante de 200m.s^{-1} et reste toujours au centre de la zone de radar. Des obstacles peuvent apparaître dans la zone de radar. Si ceux-ci représentent un danger de collision pour l'aéronef, ils sont détectés par le simulateur qui informe le sujet d'un danger de conflit (« CONFLICT AHEAD »). Le simulateur enclenche alors un mode d'évitement de ce conflit. Avant d'entamer le changement de direction pour éviter la collision, une amorce est envoyée au sujet indiquant si le conflit va être évité par la droite (« AVOID↗ ») ou par la gauche (« AVOID↖ »). Puis l'aéronef entame son changement de trajectoire pour éviter l'obstacle et revient ensuite sur sa trajectoire initiale. La figure 1 montre ces différentes caractéristiques de l'environnement de simulation. Le losange bleu et le chiffre associé indique le cap pris par l'aéronef pour l'évitement.
L'emplacement des obstacles est défini par les expérimentateurs. Deux types d'obstacles sont considérés : les obstacles dits primaires qui sont situés sur la trajectoire de l'aéronef et les obstacles dits secondaires qui sont disposés de part et d'autre des obstacles primaires et peuvent conditionner la décision du système. Afin d'étudier la détection des erreurs de décision du système, celles-ci seront induites par l'expérimentateur (e.g. les informations présentées par le système au participant seront définies par l'expérimentateur et seront parfois erronées). La décision d'évitement de l'obstacle primaire peut se faire en direction des obstacles secondaires (Erreur du système) ou en évitant ces obstacles secondaires, en plus de l'évitement de l'obstacle primaire (Bonne réponse du système). En raison du type d'analyse effectué dans cette étude, le simulateur a été modifié afin que la simulation se fige lorsque l'amorce (décision du système) apparait jusqu'à ce que le participant décide de la bonne ou mauvaise décision du système.

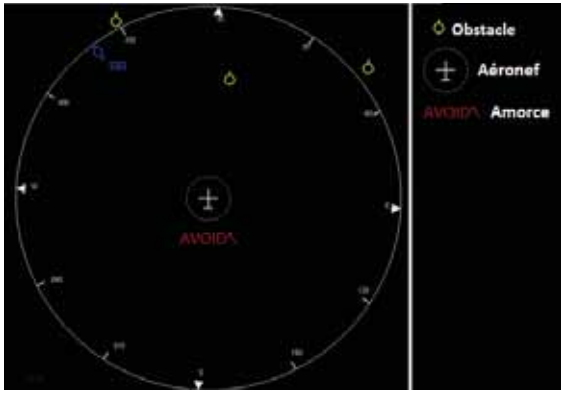


Figure 1 : Simulateur de contrôle aérien du LIPS.

L'expérimentation comprend 2 passations expérimentales réparties sur 2 jours. Chaque passation inclut 6 blocs expérimentaux distincts par le niveau de complexité de l'environnement accidentogène (2 niveaux de difficultés). Trois blocs impliquent une tâche de supervision de l'aéronef dans des conditions faciles et trois blocs une tâche de supervision de l'aéronef dans des conditions difficiles. L'ordre des blocs de difficulté sera contrebalancé dans la passation, entre les passations et à travers les participants. Des pauses d'une durée variable définie selon les besoins du participant et son état de vigilance physiologique (i.e. estimé en temps réel sur la base des données EEG et EOG : quantité et durée des ondes *alpha*, quantité et durée des

clignements oculaires) sont prévues entre chaque bloc. Chaque bloc dure 10 minutes et est composé de 25 essais de 25 secondes environ.
Sur les 2 passations, 150 essais seront réalisés au total dans la condition facile, 75 avec des virages de l'aéronef à droite et 75 avec des virages de l'aéronef à gauche. Un tiers des essais seront erronés (60 essais – 30 avec virage à droite et 30 avec virage à gauche). Un même nombre d'essais (150) et une même répartition (droite-gauche) sera réalisé dans la condition difficile avec un taux d'essais erronés identique (60 essais) à la condition facile. Le participant devra détecter et indiquer chaque erreur ou décision correcte du système en appuyant sur le bouton correspondant d'une souris d'ordinateur. La correspondance entre les boutons droit et gauche de la souris et les réponses des participants (erreur ou correct) sera alternée entre les participants.

Les deux tâches de supervision facile et difficile sont décrites ci-après

Tâche de supervision facile – 10 minutes par bloc (6 blocs au total)
Sur fond noir, chaque essai débute par une période variable de 2 à 4 secondes durant laquelle l'aéronef, au centre d'un écran de détection radar, se déplace sur une trajectoire stable centrale (figure 2). Un obstacle primaire (rond jaune sur la figure 2) apparaît ensuite sur la trajectoire de l'appareil, légèrement sur la droite ou sur la gauche. Simultanément, 5 obstacles secondaires (ronds jaunes alignés) apparaissent d'un côté ou de l'autre de l'obstacle primaire (voir figure 3).

L'obstacle primaire est détecté par le simulateur 7.45s avant son conflit éventuel avec l'aéronef (pour une vitesse de navigation de l'aéronef de 200m.s^{-1}). 200ms après la détection du conflit, une amorce indique la direction que va prendre l'appareil pour éviter l'obstacle primaire, et donc un conflit. Simultanément, l'affichage à l'écran se fige. Après une période d'une seconde, le cercle entourant l'aéronef se colore en vert pour indiquer au participant qu'il peut répondre. Ce dernier doit indiquer si le système a pris une bonne ou une mauvaise décision et ce, compte tenu de la position de l'obstacle primaire et des obstacles secondaires. La figure 3 illustre une décision erronée (figure 3a) et une bonne décision du système (figure 3b). La simulation est figée dès l'apparition de l'amorce jusqu'à la réponse du participant. Cette période de figement nous permettra d'obtenir l'activité cérébrale du participant en réponse à la décision du système, sans que cela ne soit pollué par l'activité motrice, et avec la même quantité d'information pour tous les essais chez tous les participants. Le participant aura autant de temps qu'il le souhaite pour répondre. Au moment de sa réponse, la simulation est relancée, et l'aéronef entame son évitement de l'obstacle primaire. Après évitement et retour de l'aéronef sur sa trajectoire initiale sur une durée de 13 secondes environ, un feedback est donné au participant pour lui indiquer si le système a résolu correctement le conflit (« RESOLVED ») ou s'il a fait une erreur (« NOT RESOLVED »). L'appareil se met à nouveau en phase centrale stable, puis un nouvel essai commence.

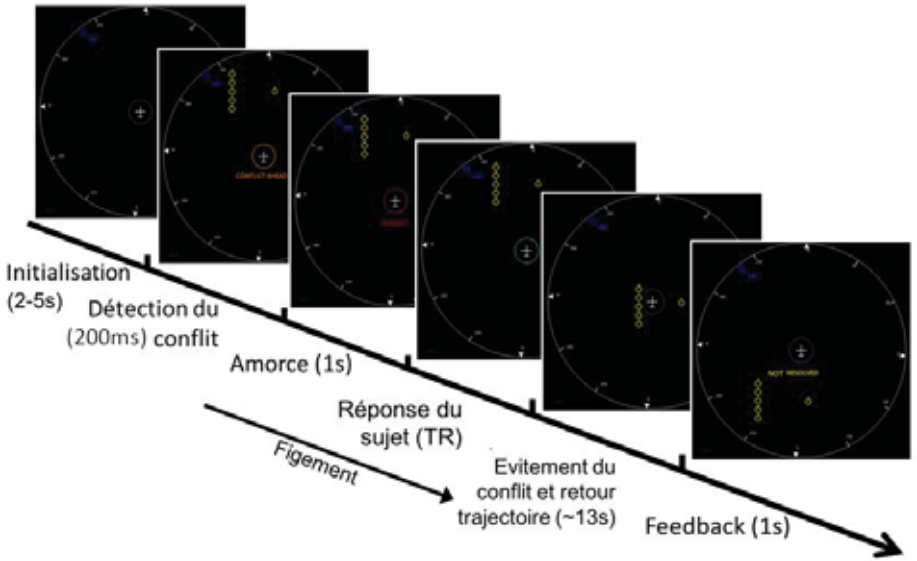
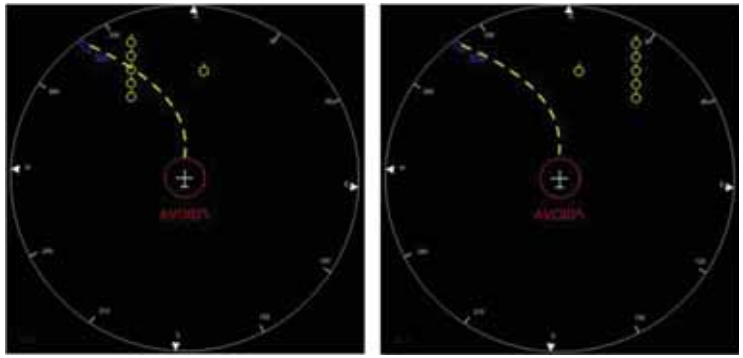


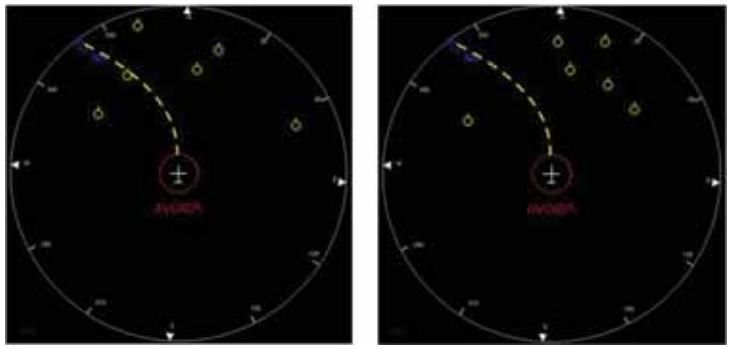
Figure 2: Organisation d'un essai.



a/ Erreur *b/ Correct*

Figure 3 : Essais de la condition facile.
La ligne pointillée jaune (non apparente pour le participant)
illustre la trajectoire prise par l'aéronef pour un évitement vers la gauche.

Tâches de supervision difficile – 10 minutes par bloc (6 blocs au total)
Le déroulement des essais dans la tâche de supervision difficile est le même que dans la condition facile.
La différence ici réside juste dans la position des obstacles secondaires. Ceux-ci ne formeront pas un ensemble d'un côté ou de l'autre de l'obstacle primaire, mais seront plus dispersés. Les erreurs sont donc plus ambigües que dans la condition facile. La trajectoire d'évitement pourra être considérée par le participant comme n'étant pas la trajectoire optimale. La figure 4 montre un exemple d'essai correct et d'essai erroné pour la condition difficile.



a/ Erreur *b/ Correct*

Figure 4 : Essais de la condition difficile

Les sujets seront familiarisés avec chaque tâche (difficile et facile) au début de chaque passation avec une dizaine d'essais par tâche.

Procédure expérimentale

Les 2 passations seront réalisées lors de 2 journées distinctes (ces journées pourront se succéder et seront espacées au maximum de 2 semaines), au même moment de la journée afin de contrôler un possible effet du moment de la journée sur les performances.

Chaque passation d'une durée de 1h30 maximum suivra la même procédure expérimentale qui est la suivante :

- Accueil – Signature du formulaire de consentement (consentement signé uniquement lors de la première passation).
- Mise en place du casque EEG et des différents capteurs de mesures physiologiques annexes (EOG) (voir Instrumentations et mesures), vérification de la qualité des signaux et début d'enregistrement
- Familiarisation avec les tâches à l'aide de 10 essais pour chacune (facile et difficile)
- Passation expérimentale (1 ou 2) – Avant et après chaque passation, questionnaires l'état de vigilance et émotionnel du participant. Après chaque bloc expérimental (6 sur l'ensemble de la passation), questionnaire évaluant la difficulté de la tâche.
- Déséquipement et retours d'expérience de chaque passation

La passation sera ponctuée régulièrement de pauses dont la durée sera plus ou moins longue selon les besoins du participant et selon l'état d'éveil du participant estimé en temps réel par l'expérimentateur sur la base des données EEG et EOG.

Afin de contrôler l'état de vigilance (dont les variations sont une source d'influence sur les performances de notre tâche), les participants recevront la consigne d'avoir une activité habituelle et une durée de sommeil habituel (sans privation de sommeil) les 2 jours précédents chaque passation.

Instrumentations et mesures

L'ensemble des mesures physiologiques prévues ne présente aucun risque connu ni aucune contre-indication. Elles sont listées ci-après.

Mesures électrophysiologiques

EEG

L'électroencéphalographie est une mesure directe et en temps réel de l'activité électrique des neurones. Par sa haute résolution temporelle, elle permet une mesure du décours temporel du traitement neuronal de l'information et renseigne sur les coopérations dynamiques (interactions) qui s'établissent entre les

populations neuronales des différentes structures impliquées dans tel ou tel processus cérébral. Elle est utilisée de manière routinière en médecine à des fins de diagnostic.

Lors de chacune des 2 passations, l'activité EEG du participant sera enregistrée en continu pendant toute la durée de la séquence expérimentale à l'aide d'un casque EEG ActiCap de 64 électrodes actives (Brain Products© agréé CE recherche, http://www.brainproducts.com/index.php) positionnées selon le système 10/20. Les électrodes de référence et de masse utilisées pour l'acquisition des données EEG seront celles du casque, i.e. entre le front et le vertex (AFz) pour l'électrode de référence et sur le front (Fpz) pour l'électrode de masse. Chacune des électrodes sera remplie d'une pâte conductrice (V16 SuperVisc - Brain Products). Afin de garantir un rapport signal/bruit optimum, les participants auront les cheveux secs, lavés du jour même de l'expérience (au shampoing) et sans gel ni autre produit appliqué sur le cuir chevelu. Avant la séance expérimentale, l'impédance des électrodes EEG et la qualité des signaux seront contrôlées et améliorées si nécessaire (en manipulant les électrodes bruitées et en améliorant l'homogénéité de la colonne de gel reliant la peau de la tête à l'électrode); la valeur d'impédance idéalement recherchée est de 5 kΩ maximum. Les données EEG seront amplifiées à l'aide du système d'acquisition ActiChamp™ (Brain Products, Inc.) avec une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz, une résolution de 0,1 µV et une constante de temps de 10s.

EOG

Parallèlement à cette activité EEG, l'activité électro-oculographique (EOG) sera également enregistrée et permettra d'estimer les mouvements oculaires et palpébraux et leurs potentiels oculaires associés. Cette mesure sera réalisée en continu pendant toute la durée de la séquence expérimentale à l'aide de quatre électrodes d'Ag/AgCl remplies de pâte conductrice (électrodes de la société Brain Products). Deux d'entre elles seront positionnées à la commissure de part et d'autre des yeux pour enregistrer les mouvements horizontaux et leurs potentiels associés (EOG horizontal); les deux autres seront situées dans l'axe vertical de part et d'autre de l'œil gauche (sub- et sous-orbitaire) pour la mesure des mouvements verticaux et palpébraux et leurs potentiels associés (EOG vertical). L'activité oculaire est une source de bruits sur le signal EEG. Il est donc indispensable de la mesurer pour l'éliminer spécifiquement du signal EEG. De plus, l'activité palpébrale constitue un bon indicateur de l'état d'éveil/fatigue et de l'attention de l'individu (Stern et al., 1994 ; Campagne et al., 2005).

Les données EOG seront recueillies à l'aide des adaptateurs BIP2AUX (Brain Products© agréé CE recherche, http://www.brainproducts.com/index.php) permettant de synchroniser l'enregistrement de mesures bipolaires avec les données EEG.

Mesures de performance

Les temps de réaction des participants et leur taux de réponses incorrectes et correctes seront également mesurés pour les différentes conditions expérimentales.

Mesures subjectives (Questionnaire - Annexe 3)

En début et fin de chaque passation, le participant évaluera à l'aide de questionnaires (Annexes 3) :

- son état d'éveil subjectif (Karolinska Sleepiness Scale), et
- son ressenti émotionnel (VAS)

Ces mesures auront pour objectif principal de mesurer l'impact de la passation.

La difficulté de la tâche (facile à difficile sur une échelle respectivement de 0 à 10) sera également évaluée à la fin de chacun des 6 blocs expérimentaux de la passation afin de valider nos 2 conditions de difficulté et évaluer l'évolution éventuelle de la difficulté perçue.

En cas d'évolution des états mesurés, ils pourront être utilisés en tant que variable dans l'analyse des données EEG.

Calendrier des évaluations ou observations et durée de l'étude :

Les passations auront lieu le matin ou l'après-midi. Chaque participant réalisera, au même moment de la journée, deux passations d'une durée maximum d'1h30 sur 2 jours distincts.

Durée de l'étude :

L'étude débutera dès l'obtention de l'autorisation d'expérimenter par le CERNI et s'étendra sur 2 ans. La durée d'étude comprend le recueil des données et leur traitement.

Analyse des données :

Potentiels Evoqués

Une analyse en potentiels évoqués sera réalisée sur l'apparition de l'amorce (décision du système), sur le moment de la réponse du participant et sur l'apparition du feedback. Les données EEG segmentées et prétraitées pour chaque essai seront moyennées sur l'ensemble des essais incorrects d'une part et des essais corrects d'autre part et ce, pour les 2 conditions de difficulté de tâche (facile, difficile). Les composantes évoquées associées à l'observation des erreurs (ou de réponses correctes) d'un système automatisé (complexe N2-P3) dans les 2 conditions de tâche seront comparés statistiquement entre elles à l'aide d'analyses de permutation avec correction pour les comparaisons multiples avec un seuil de significativité de 0.05. Sur la base des résultats obtenus lors de la précédente étude, nous nous attendons à une amplitude plus ample du complexe N2-P3 pour les erreurs de détection par rapport aux essais correctes et une N2-P3 plus ample pour les essais erronés dans la condition facile par rapport aux essais erronés dans la condition difficile. Aucune différence n'est attendue pour les essais corrects entre les conditions facile et difficile.

Performances

Pour chaque type de tâche (supervision facile et supervision difficile), les temps de réaction (TR) seront moyennés sur l'ensemble des essais incorrects d'une part et des essais corrects d'autre part. Le taux d'erreurs moyen sera également calculé pour les différentes conditions expérimentales. Les TR et taux d'erreurs seront analysés statistiquement à l'aide d'une ANOVA avec un seuil de significativité de 0.05.

C. Bénéfices et risques prévisibles et connus pour la santé physique et mentale (estime de soi, etc.) et la vie sociale (réputation)

Bénéfices de l'étude

Il s'agit lors de cette étude d'identifier si les corrélats neurofonctionnels associés à la supervision d'erreurs (ou de choix corrects) d'un système automatisé sont identifiables dans des tâches de simulation complexes plus écologiques avec des erreurs (ou réponses correctes) plus ou moins évidentes. A plus long terme, ce projet a pour objectif de permettre l'estimation en temps réel de l'état de monitoring des opérateurs ou toutes autres personnes en charge de superviser des systèmes automatisés tels que les pilotes d'avion, et de prévenir l'apparition du phénomène de sortie de boucle qui se caractérise par une état de sur-confiance et de complaisance envers les systèmes automatisés.

NON	Votre protocole utilise-t-il une mise en scène expérimentale destinée à dissimuler une partie de l'objectif ou de la méthodologie aux sujets ou de faire croire à d'autres objectifs ou d'autres méthodologies**?**
NON	Questions ou situations pouvant mettre les participants mal à l'aise ?
NON	Matériaux considérés par le participant comme menaçants, choquants, répugnants ?
NON	Possible atteinte à la vie privée du participant, de sa famille, incluant l'utilisation d'informations personnelles ?
OUI	Utilisation de stimuli physiques (auditifs, visuels, haptiques, etc.) autre que des stimuli associés à des activités normales ? Utilisation de stimuli visuels dont la luminosité et les contrastes sont usuels et n'entrainent pas de fatigue visuelle. Pour chaque essai, 4 types de stimuli seront utilisés, avec 4 couleurs différentes : • Signalement de conflit : « CONFLICT AHEAD » en orange • Amorce : « AVOID↗ » ou « AVOID↖ » en rouge bordeaux • Réponse : un cercle vert autour de l'aéronef • Résolution du conflit : « RESOLVED » ou « NOT RESOLVED » en jaune Ces stimuli seront présentés sur un écran d'ordinateur. En cas de gêne éventuelle ou de fatigue liée à la succession des essais, les participants pourront prendre des pauses plus longues à la fin de chaque bloc d'essais ou arrêter l'expérimentation à tout moment.
OUI	Utilisation de matériels de mesure sur le participant Utilisation de dispositifs portés de mesures physiologiques Les dispositifs portés permettant de recueillir seulement différentes activités physiologiques (activité EEG, activité oculaire) générées par le participant lui-même. Ils ne présentent pas de contre-indications, de risques ou de contraintes. Les gels utilisés sont couramment employés en recherche et dans le milieu médical. En cas d'allergie ou de toute gêne éventuelle, le participant sera déséquipé immédiatement et l'expérimentation sera arrêtée. Les problèmes d'allergie seront anticipés par un pré-test du gel sur la main. Entre chaque participant, l'ensemble des dispositifs est nettoyé avec de l'eau chaude savonneuse (casque et électrodes).
NON	Privation de besoins physiologiques (boire, manger, dormir, etc.)
NON	Manipulation de paramètres psychologiques ou sociaux comme la privation sensorielle, l'isolement social ou le stress psychologique ?
NON	Efforts physiques au-delà du niveau considéré comme modéré pour le participant ?
NON	Exposition à des drogues, produits chimiques ou agents potentiellement toxiques ?

D. Vigilance/ Arrêt prématuré de l'étude

Critères d'arrêt de l'étude pour un sujet qui y participe

Critères d'arrêt de l'étude pour un volontaire qui y participe

Participant qui retire son consentement de participation à l'étude.

Par le responsable scientifique du site

- En cas d'événement indésirable jugé sévère par le responsable scientifique et pouvant mettre en jeu la santé des participants, le responsable scientifique peut arrêter l'étude ou une partie des tâches potentiellement mises en cause.
- Si au cours de l'étude, un participant manquait de venir au rendez-vous fixé. Il conviendra de joindre ce participant afin de déterminer avec lui la possibilité de continuer l'étude. Si malgré plusieurs appels et messages, il est impossible de joindre le participant, le responsable scientifique exclura le volontaire concerné.

En cas d'arrêt prématuré de l'étude par le participant ou le responsable scientifique, le participant sera indemnisé au prorata de sa participation.

3. TRAITEMENT DES DONNEES – RESPECT DE LA VIE PRIVEE DU PARTICIPANT

A. Confidentialité

Procédé d'anonymisation

Une totale anonymisation sera appliquée dans le cadre de cette étude. Les bordereaux des cahiers d'observation ne porteront que le code d'anonymat chiffré du participant. Il en sera de même pour toutes les données acquises et stockées (performances, physiologiques, questionnaires). Une table de correspondance sera établie le temps de l'expérimentation pour le suivie d'une session à l'autre. A l'issue de l'expérience, cette table ne sera pas conservée. Enfin, les données personnelles (hors données expérimentales recueillies pendant l'étude, i.e. coordonnées – mail, téléphone, adresse-) de chaque participant à l'étude seront détruites dès la fin de leur participation. Les coordonnées personnelles des personnes non incluses ou ayant retiré son consentement seront également détruites dès la non-inclusion ou retrait du consentement.

Personnes ayant accès aux données

Les responsables scientifiques du projet des 2 sites ainsi que les partenaires scientifiques auront accès aux données.

B. Archivage

Type de données archivées (préciser si données identifiantes, directement ou par recoupement) :

Les fichiers de données ainsi que les fichiers d'observation seront archivés. Ils ne seront pas identifiants (directement ou par recoupement). Les données personnelles identifiantes (coordonnées) ne seront pas conservées.

Durée de l'archivage :

Les fichiers de données ainsi que les fichiers d'observation seront archivés et conservés sur support numérique pendant un minimum de 15 ans.
Les formulaires de consentement seront archivés au minimum 10 ans après la date de publication dans une enveloppe scellée portant la mention : « J'atteste que cette enveloppe contient x (nombre) consentement(s) et x formulaire(s) d'information conformes, recueillis dans le cadre de l'étude xxx», suivie du nom du responsable scientifique.

Lieu de l'archivage : les formulaires de consentement et les données recueillies seront archivés à l'ONERA situé à Salon de Provence. Les formulaires de consentement seront stockés dans une armoire fermée et les fichiers numériques seront archivés sur un serveur protégé des potentielles attaques extérieures et dont la pérennité des données est garantie.

Personne responsable : Bruno Berberian (bruno.berberian@onera.fr)

Possibilité de destruction à la demande du participant*:*
Sur la durée de leur participation (2 passations), conformément aux dispositions de la loi Informatique et Libertés, le participant pourra exercer ses droits d'accès et de rectification ou suppression auprès du responsable scientifique du projet sur site, grâce à la table de correspondance établie le temps de l'expérimentation pour le suivie d'une session à l'autre. A la fin de leur participation, la table de correspondance sera détruite et la procédure d'anonymisation rendra impossible la rectification ou la suppression des informations concernant les participants. Les données anonymes seront susceptibles d'être incluses dans des banques de données accessibles aux chercheurs nationaux et internationaux. Cette possibilité sera signalée dans le formulaire de consentement éclairé.

4. FORMULAIRE DE CONSENTEMENT ECLAIRE INCLUANT L'INFORMATION A DONNER AUX PARTICIPANTS

Précisions sur l'information donnée aux participants :
Tout volontaire sera préalablement informé par le responsable scientifique du projet sur site des objectifs de l'étude, de sa méthodologie, de sa durée, des mesures effectuées, des contraintes et des risques prévisibles. Il sera par ailleurs précisé au volontaire qu'il est entièrement libre de refuser de participer à l'étude ou de retirer son consentement à tout moment sans encourir aucune responsabilité ni aucun préjudice de ce fait. Il lui sera également fait mention de leur possibilité d'exercer son droit d'accès et de rectification ou suppression des informations le concernant le temps de leur participation. Au-delà de sa participation, la procédure d'anonymisation rendra impossible la rectification ou la suppression des informations le concernant. Un résumé des renseignements donnés par le responsable scientifique sera fourni dans le formulaire d'information et de consentement (Annexe n°1).

Précisions sur la signature et la remise au participant du consentement éclairé :
Après s'être assuré de la bonne compréhension des informations fournies, le responsable scientifique sur site ou les partenaires scientifiques sollicitera du participant son consentement pour participer à l'étude. S'il accepte, le participant signera le formulaire de consentement en deux exemplaires préalablement à la

réalisation de l'étude (Annexe 1). Le responsable scientifique sur site gardera un des exemplaires et remettra l'autre au participant.

Précisez ici la façon dont sera recueilli le consentement éclairé :

Les volontaires seront informés de l'expérimentation (et des risques associés le cas échéant) par téléphone et/ou par courrier électronique ou postal (selon les possibilités) lors de leur candidature. Avant la signature de leur consentement, les volontaires bénéficieront d'un délai de réflexion suffisant (minimum 1 jour) jusqu'à la date d'expérimentation prévue et définie après un premier accord oral donné suite à l'information sur l'expérimentation transmise. Pendant ce délai, les volontaires auront la possibilité de poser autant de questions qu'ils le souhaitent sur l'étude au responsable scientifique sur site. Le jour de l'expérience, après s'être assuré que le participant n'a plus de questions et que ce dernier a bien compris les informations fournies et ses droits, le responsable scientifique sur site ou les partenaires scientifiques sollicitera du participant la signature de son consentement à participer à l'étude.

ANNEXE 1 – NOTICE D'INFORMATION ET CONSENTEMENT ECLAIRE

Titre du projet :
Caractérisation des composantes évoquées du monitoring de performance dans la supervision d'un système complexe (Titre court : SUPSYScomp)

Chercheurs titulaires responsables scientifiques du projet :

Aurélie Campagne, (site de Grenoble)
PhD, Enseignant-Chercheur
Laboratoire de Psychologie et Neurocognition
UMR CNRS 5105, Université Grenoble Alpe,
CS 40 700, 38058 Grenoble Cedex 9
E-mail: aurelie.campagne@univ-grenoble-alpes.fr
Tél : 04 76 82 78 06

Bruno Berberian (site de Salon de Provence)
PhD, Chercheur
ONERA, The french Aerospace Lab
DCSD-PSEV, Base aérienne 701
13661 Salon Air – France
E-mail : bruno.berberian@onera.fr
Tel. : 04 90 17 55 88

Lieu de recherche : MSH Alpes, Campus Universitaire, Grenoble ou ONERA, Salon de Provence

But du projet de recherche :

L'objectif principal de cette étude est d'identifier des potentiels cérébraux liés à la détection d'erreurs de décision commises par un système automatisé en situation écologique de contrôle aérien avec des configurations de vols et d'obstacles plus ou moins complexes.

Ce que l'on attend de vous (méthodologie)

Lors de cette expérience, vous réaliserez 2 passations d'une durée totale chacune de 1h30 maximum réparties sur 2 jours distincts. Chaque passation sera entrecoupée de pauses dont la durée sera fonction de vos besoins et de votre état de vigilance que nous estimerons en temps-réel. Lors des deux passations, vous visualiserez sur un écran noir la navigation d'un aéronef comme un opérateur aérien. Lors du vol, des obstacles apparaitront sur la trajectoire de l'aéronef. Un système automatisé vous indiquera la direction prise par l'aéronef pour éviter les obstacles, par une flèche vers la droite ou vers la gauche. Vous devrez pour chaque cas de figure indiquer si la direction sélectionnée par le système est une réponse correcte ou une erreur selon la position et répartition des obstacles.

Tout au long de chaque passation, nous enregistrerons vos activités cérébrales et oculaires. L'activité oculaire peut être une source de variation sur le signal cérébral recueilli laquelle justifie sa mesure. Par ailleurs, cette mesure vient compléter celles du cerveau pour une évaluation générale de votre état physiologique lors des différentes passations expérimentales. Afin de faciliter l'acquisition de votre activité cérébrale, vous devrez avoir les cheveux secs, lavés du jour même de l'expérience (au shampoing), et sans gel ni autre produit appliqué sur le cuir chevelu.

Enfin, en début et fin de passation expérimentale, nous vous demanderons, à l'aide de questionnaires, d'indiquer votre état de vigilance et votre ressenti émotionnel afin d'évaluer subjectivement l'impact de la passation sur votre état général. Il vous sera également demandé d'évaluer la difficulté des tâches que vous réaliserez au cours de chaque passation. Pour la totalité de votre participation, vous recevrez une indemnité de 30 euros. En cas d'arrêt prématuré de l'étude par vos soins ou à l'initiative du responsable scientifique de l'étude sur site, vous serez indemnisé(e) au prorata de votre participation. Afin de réaliser l'expérimentation dans de bonnes conditions, nous vous demanderons d'avoir une activité habituelle le jour même de l'expérience et d'avoir dormi normalement au cours des deux nuits précédents chaque passation.

Vos droits de vous retirer de la recherche en tout temps

Vous êtes volontaire pour participer à cette étude. Vous êtes libre, à tout moment de l'étude de renoncer à votre participation sans aucun préjudice (personnel ou professionnel) et sans avoir à vous justifier.

Vos droits à la confidentialité et au respect de la vie privée

Les données obtenues seront traitées avec la plus entière confidentialité. Votre anonymat sera garanti à l'aide d'un numéro aléatoire chiffré qui vous sera attribué pour toutes les données recueillies (performances, physiologiques, questionnaires). Aucun renseignement qui puisse révéler votre identité ne sera recueilli. Les données anonymes seront gardées dans un endroit sécurisé. Seuls les responsables de l'étude et leurs partenaires y auront accès. Sur la durée de votre participation, conformément aux dispositions de la loi Informatique et Libertés, vous pourrez exercer vos droits d'accès et de rectification ou suppression auprès du responsable scientifique du projet sur site. A l'issue de vos 2 passations expérimentales, la procédure d'anonymisation rendra impossible la rectification ou la suppression des informations vous concernant. Les données personnelles ne seront conservées que le temps de l'expérimentation.

Bénéfices

L'étude ne présente pas pour vous de bénéfice direct. Les bénéfices potentiels sont scientifiques. Le but poursuivi de cette étude est d'identifier les activités cérébrales associées à la détection d'erreurs (ou de choix correctes) commises par un système lors de tâches complexes et écologiques. A plus long terme, ce projet a pour objectif de permettre l'estimation en temps réel de l'état de monitoring des opérateurs ou toutes autres personnes en charge de superviser des systèmes automatisés tels que les pilotes d'avion, et de prévenir l'apparition d'erreurs de supervision.

Risques possibles

À notre connaissance, cette recherche n'implique aucun risque. Tous les dispositifs portés sont non-invasifs et indolores et ne présentent aucun risque connu, ni aucune contre-indication. Par ailleurs, les gels de composition saline utilisés dans chaque dispositif sont classiquement employés en médecine et ne sont pas allergènes. Un test des gels sera toutefois réalisé sur la peau de votre main par précaution. Si une quelconque gêne ou allergie devait apparaître à tout moment de l'expérience en raison des différents dispositifs utilisés, n'hésitez pas à nous le signaler. Nous vous déséquiperons immédiatement et l'expérimentation sera arrêtée.

Votre activité cérébrale sera recueillie grâce à 64 électrodes d'électroencéphalographie positionnées sur votre tête à l'aide d'un bonnet. L'électroencéphalographie est une technique standard qui ne stimule pas le cerveau. Elle est utilisée de manière routinière en médecine et en recherche. Elle mesure directement les activités électriques que génèrent les populations de neurones de l'ensemble de votre cerveau. Les contraintes liées à cette technique se limitent au délai de pose du bonnet et à une limitation des mouvements pendant les périodes d'intérêt d'enregistrement. Vous aurez également du gel dans les cheveux ; ce dernier pourra être enlevé facilement par un shampoing.

Votre activité oculaire sera quant à elle recueillie à l'aide de 4 électrodes d'électrooculographie positionnées autour des yeux. L'électrooculographie est une technique qui recueille simplement les potentiels électriques que vous générez lors de vos clignements et de vos mouvements oculaires verticaux et horizontaux.

Diffusion

Cette recherche fera l'objet de communications dans des congrès (nationaux et internationaux), et de publications dans des journaux académiques et des actes de congrès. Les résultats diffusés seront basés uniquement sur des analyses de groupe. Les données anonymes seront susceptibles d'être incluses dans des banques de données accessibles aux chercheurs nationaux et internationaux. Cette recherche servira aussi de point de départ à de futurs projets de recherche nationaux ou européens.

Vos droits de poser des questions en tout temps

Vous pouvez poser des questions au sujet de la recherche en tout temps en communiquant avec le responsable ou partenaires scientifiques du projet sur site par courrier électronique à Aurélie Campagne (aurelie.campagne@univ-grenoble-alpes.fr) sur le site de Grenoble et à Bruno Berberian (bruno.berberian@onera.fr) ou Bertille Somon (bertille.somon@onera.fr) sur le site de Salon de Provence.

Consentement à la participation

En signant le formulaire de consentement, vous certifiez que vous avez lu et compris les renseignements ci-dessus, qu'on a répondu à vos questions de façon satisfaisante et qu'on vous a avisé que vous étiez libre d'annuler votre consentement ou de vous retirer de cette recherche en tout temps, sans préjudice.

A remplir par le participant :

J'ai lu et compris les renseignements ci-dessus et j'accepte de plein gré de participer à cette recherche.

Nom, Prénom – Signature
Date :

Un exemplaire de ce document vous est remis, un autre exemplaire est conservé dans le dossier.

ANNEXE 2 – QUESTIONNAIRE D'INCLUSION VOLONTAIRE ADULTE SAIN

Pour cette expérience, nous sommes à la recherche de volontaires :
Merci de nous indiquer (à l'oral) si vous correspondez à tous ces critères.

- ayant un âge compris entre 18 et 55 ans
- ayant une vision normale ou corrigée à la normale (grâce au port de lunettes ou de lentilles)
- ayant une audition normale ou corrigée à la normale (grâce des prothèses)
- étant droitier

Parmi les affirmations listées ci-dessous, merci de nous indiquer (à l'oral) si l'une d'entre elles au moins est vrai sans nous préciser laquelle :

- Je participe actuellement à une expérimentation clinique et/ou thérapeutique testant une thérapeutique ou un produit pharmaceutique.
- J'ai ou j'ai eu des troubles neurologique ou neuropsychiatrique
- J'ai des troubles moteurs ou vestibulaires
- Je prends actuellement un traitement médicamenteux susceptible de moduler mes fonctions mentales tel que les benzodiazépines, les antidépresseurs, les neuroleptiques, le lithium (sont exclus dans cette liste la contraception, les traitements pour allergie et pour la tyroïde)
- J'ingère régulièrement des substances psychoactives telles que de l'alcool avec une régularité d'une fois par jour ou plus, ou des drogues telles que le cannabis avec une régularité d'une fois par semaine ou plus
- Je fume plus de 15 cigarettes par jour.
- Je suis sous tutelle,

ANNEXE 3 – QUESTIONNAIRES

CODE SUJET : **DATE :** **MOMENT : Matin / Après-midi**

CONDITION : Passation 1/Passation 2
Ordre des 6 blocs :

Veuillez évaluer à la fin de chaque bloc, le niveau de difficulté du bloc venant d'être réalisé par un trait vertical sur l'échelle représentée

Bloc 1 :

Difficulté de la tâche (à remplir à la fin du bloc réalisé) :

Facile (0) Difficile (10)
|_____|

Bloc 2 :

Difficulté de la tâche (à remplir à la fin du bloc réalisé) :

Facile (0) Difficile (10)
|_____|

Bloc 3 :

Difficulté de la tâche (à remplir à la fin du bloc réalisé) :

Facile (0) Difficile (10)
|_____|

Bloc 4 :

Difficulté de la tâche (à remplir à la fin du bloc réalisé) :

Facile (0) Difficile (10)
|_____|

Bloc 5 :

Difficulté de la tâche (à remplir à la fin du bloc réalisé) :
Facile (0) Difficile (10)
|_____|

Bloc 6 :

Difficulté de la tâche (à remplir à la fin du bloc réalisé) :

Facile (0) Difficile (10)
|_____|

CODE SUJET : **DATE :** **MOMENT : Matin / Après-midi**

CONDITION : Passation 1/Passation 2
PERIODE : Début / Fin de passation

Etat de vigilance : Veuillez indiquer votre état de vigilance à ce moment précis, en entourant le chiffre correspondant à votre état. Vous pouvez aussi utiliser les états intermédiaires.

1 = Très éveillé
2=
3= Eveillé – niveau normal
4=
5= Ni éveillé, ni somnolent/fatigué
6=
7= Somnolent/fatigué, mais sans effort pour rester éveillé
8=
9= Très somnolent/fatigué avec de grands efforts pour rester éveillé, luttant contre le sommeil

Etat émotionnel : Est-ce que vous vous sentez :

- calme/apaisé(e)
Pas du tout (0) Extrêmement (10)
|_____|

- stressé(e)
Pas du tout (0) Extrêmement (10)
|_____|

- content(e)
Pas du tout (0) Extrêmement (10)
|_____|

- Ennui
Pas du tout (0) Extrêmement (10)
|_____|

ANNEXE 4 – FEUILLE D'INDEMNISATION

Titre identifiant la recherche :

Caractérisation des composantes évoquées du monitoring de performance dans la supervision d'un système complexe (Titre court : SUPSYScomp)

Laboratoires : Laboratoire de Psychologie et Neurocognition / ONERA – The French Aerospace Lab
Responsables scientifiques de l'étude : Aurélie CAMPAGNE (site Grenoble), Bruno Berberian (site Salon de Provence

Campagne Aurélie, PhD, MCF
Laboratoire de Psychologie et Neurocognition
UMR CNRS 5105, Université Grenoble Alpe
BP 47, 38040 Grenoble Cedex 9
E-mail: aurelie.campagne@univ-grenoble-alpe.fr
Tél : +33 (0)4 76 82 78 06

Bruno Berberian, PhD, Chercheur
ONERA, The french Aerospace Lab
DCSD-PSEV, Base aérienne 701
13661 Salon Air – France
E-mail : bruno.berberian@onera.fr
Tel. : +33 (0)4 90 17 55 88

J'AI PARTICIPE À CETTE RECHERCHE DANS LES CONDITIONS PRECISEES DANS LA FICHE D'INFORMATION.

J'ai reçu une indemnité forfaitaire d'un montant TTC total de ……. euros.

- ☐ Sous forme d'un bon d'achat
- ☐ Sous forme d'un virement bancaire (RIB joint à cette fiche)
- ☐ En espèce

Nom, Prénom et signature du volontaire : Nom, Prénom et Signature du responsable scientifique:

Date : **Date :**

C.3 Étude 4

FORMULAIRE DE SOUMISSION AU CER GRENOBLE ALPES

RESUME DU PROJET

Titre du projet :

Caractérisation des marqueurs de la sortie de boucle lors de la supervision de système automatisés (Titre court : OOL)

Domaine scientifique :
Electrophysiologie de la supervision, traitement du signal.

Chercheur titulaire (1 seul) responsable scientifique du projet
Campagne Aurélie, PhD, MCF Neurosciences
Laboratoire de Psychologie et Neurocognition
UMR CNRS 5105, Université Grenoble Alpe 3bis (UPMF)
BP 47, 38040 Grenoble Cedex 9
E-mail: aurelie.campagne@univ-grenoble-alpes.fr
Tél : +33 (0)4 76 82 78 06

Autres personnes participant au projet :
Bruno Berberian, PhD, Chercheur (Responsable scientifique du projet sur le site de Salon de Provence)
ONERA, The french Aerospace Lab
DCSD-PSEV, Base aérienne 701, 13661 Salon Air – France
E-mail : bruno.berberian@onera.fr
Tel. : +33 (0)4 90 17 55 88

Bertille Somon, Etudiante en thèse
ONERA, The french Aerospace Lab
DCSD-PSEV, Base aérienne 701, 13661 Salon Air – France
E-mail : bertille.somon@onera.fr

Lieu(x) de recherche (endroit(s)) où l'étude va être conduite :
Le projet de recherche sera réalisé en deux lieux selon les possibilités de recrutement : la plateforme de recherche SCREEN de la MSH située sur le campus de St Martin d'Hères (dirigée par le Pr Laurent Bègue) et la plateforme recherche de l'équipe « Réhabilitation Sensorielle et Cognitive » du LNSC située à Marseille (dirigée par Liliane Borel). Chaque plateforme dispose des autorisations de lieu pour des expérimentations en électrophysiologie et ont des capacités d'accueil suffisantes à la réalisation de l'étude envisagée. Le même matériel (simulateur et système d'acquisition EEG) sera utilisé dans les 2 lieux.

Objectif principal :
L'automatisation grandissante dans notre société a conduit au changement d'activité des opérateurs, passant d'une activité de réalisation des tâches à une activité de supervision de systèmes automatisés. Ceci a engendré des difficultés opérationnelles regroupées sous le nom de « sortie de boucle de contrôle ». L'objectif de ce projet de recherche réalisé en électroencéphalographie (EEG) est de déterminer comment le motif spatio-temporel de l'activité cérébrale associée à la supervision d'un système écologique (type simulateur aérien d'évitement d'obstacles) évolue lorsque l'opérateur expérimente ces difficultés et sort de la boucle de contrôle.

Est-ce que le projet nécessite un avis favorable d'un IRB ? Oui
Je prends connaissance du fait que l'avis rendu par le CER GRENOBLE ALPES ne concerne que le projet de recherche présenté dans ce document.
Date : 05/05/18
Signature numérisée du responsable scientifique :

Signature numérisée du responsable de laboratoire :

Pôle Grenoble Cognition – Comité d'Ethique pour les Recherches Grenoble Alpes

1. DESCRIPTION SOMMAIRE DU PROJET

Contexte et intérêt scientifiques

L'invasion de l'automatisation des systèmes dans notre vie de tous les jours (e.g. système de supervision, système industriel intelligent de production) a radicalement changé la manière dont nous interagissons avec ces systèmes. Ces derniers ont permis aux procédés d'être plus rapides, plus faciles d'utilisation et plus sûrs (Kaber, Onal and Endsley, 2000), créant ainsi de nombreux avantages. Toutefois, ces bénéfices occultent souvent le fait que le contrôle des systèmes a changé, et que le rôle des opérateurs humains est passé de l'exécution de tâches à leur supervision (Sheridan, 1992, 1997). Cette modification de l'activité des opérateurs est à la base du phénomène de sortie de boucle (***out-of-the-loop phenomenon – OOTL)*** qui se caractérise par un état de sur-confiance et de complaisance envers les systèmes automatisés. Une des conséquences directes du phénomène OOTL est le manque de monitoring du système : l'opérateur ne contrôle plus l'état du système aussi souvent qu'il le devrait (Endsley and Kiris 1995, Kaber and Endsley 1997). Dans une précédente expérimentation, nous avons pu identifier les corrélats cérébraux du processus de monitoring des performances (MP) lors de la supervision d'un système automatisé (i.e., simulateur aérien d'évitement d'obstacles). Les résultats ont été obtenus dans une tâche avec deux niveaux de difficulté, mais avec un système peu fiable (i.e. faisant beaucoup d'erreurs). Nous avons observé qu'il existe des variations de l'activité spectrale évoquée lors de la détection des réponses, correctes ou erronées, du simulateur. Notamment, ces variations de l'activité cérébrale peuvent nous aider à mieux comprendre les dysfonctionnements qui apparaissent lors du phénomène de sortie de boucle. Cependant, l'un des critères principaux du phénomène de sortie de boucle est qu'il apparait lors d'interactions avec des systèmes extrêmement fiables. C'est d'ailleurs le cas des systèmes automatisés en aéronautiques : leur taux d'erreurs est souvent très faible. Il est donc pertinent de s'interroger sur l'évolution des activités cérébrales associées à la supervision des réponses d'un système automatisé lors de la sortie de boucle avec un système très fiable. Les résultats obtenus auront des applications directes dans le domaine de l'aéronautique (civile et militaire) mais également dans tous les secteurs impliquant le monitoring d'un système automatisé, aussi bien dans le monde professionnel que la sphère privée (e.g. automatisation des véhicules).

Objectifs

Compte tenu du rôle de la supervision dans les environnements automatisés dans la vie de tous les jours, l'objectif de l'étude réalisée en EEG est de caractériser l'évolution de l'activité cérébrale liée à la supervision de systèmes automatisés (simulateur aérien d'évitement d'obstacles) au cours du temps selon la fiabilité du système (système très fiable versus système moins fiable). L'étude était abordée ici dans le contexte de l'aéronautique mais à plus long terme, ce projet a pour objectif de permettre l'estimation en temps réel de l'état de monitoring des opérateurs ou toutes autres personnes en charge de superviser des systèmes automatisés tels que les pilotes d'avion ou les conducteurs de véhicules autonomes, et de prévenir l'apparition du phénomène de sortie de boucle. Les marqueurs cérébraux liés à la supervision et à l'apparition de la sortie de boucle sont, en effet, susceptibles d'être communs à différents contextes de supervision. Par ailleurs, les personnes étudiées dans ce projet ne seront pas des professionnels afin d'avoir une meilleure généralisation des résultats.

Hypothèses générales

Une précédente étude indique que la supervision des réponses, correctes et erronées, d'un système automatisé se caractérise par des variations spectrales spécifiques de l'activité cérébrale, notamment dans les bandes de fréquences thêta et gamma, dans les régions frontales. Notre hypothèse est que ce motif va évoluer au cours du temps et dans le contexte d'un système très fiable.

Conflits d'intérêts

A notre connaissance, aucun des chercheurs impliqués dans le projet n'est en situation d'intérêt (personnel ou institutionnel) ou de conflit d'intérêts envers un partenaire, un financeur ou toute autre institution.

2. MATERIEL ET METHODES

A. Participants

Nombre exact de participants ou « fourchette » approximative et critères utilisés pour fixer ce nombre :

Cinquante volontaires âgés entre 18 et 55 ans seront recrutés pour cette étude. Ils seront répartis en deux groupes. Un nombre de 15 à 20 sujets exploitables par groupe constitue la référence moyenne des études du domaine et est basé également sur une analyse de puissance a priori réalisée sur la base de résultats d'études précédentes en EEG de la littérature (Weller et al. 2018, De Bruijn and von Rhein 2012, Schuch & Tipper, 2007, Bates et al., 2005; De Brujin et al., 2007) et de notre équipe dans la supervision d'erreurs (Somon et al., Neuroimage, en révision). Cette analyse suggère que la taille d'échantillon de 10 personnes est un minimum pour une puissance de taille d'effet de 0.80 pour détecter les différents ERPs (potentiels évoqués) liés à la supervision d'erreurs/réponse correctes, (e.g. oERN, oPe, P3). . La considération d'un nombre un peu plus conséquent de sujets à 25 par groupe permet d'augmenter le rapport signal sur bruit et permettra d'avoir une puissance suffisante pour détecter les différences moyennes entre les conditions. De plus, le risque d'avoir des données EEG inexploitables (e.g. dû à des artefacts de mouvement de la tête) est largement envisageable. Pour ces raisons, quelques sujets peuvent être exclus des analyses. A noter ici, par ailleurs, que l'analyse des ERP sera réalisée sur les réponses correctes dont le pourcentage d'essais sera de 70% des essais minimum soit 224 essais pour chacun des 25 participants, ce qui permettra un bon rapport signal sur bruit dans l'analyse des ERPs.

Recrutement :

Mode et lieu de recrutement :

Le recrutement sur le site de Grenoble et de Marseille sera effectué par le biais d'annonces affichées et publiées (dans des journaux locaux) auprès de la population générale et par le biais de listes de diffusion auprès des universités de Grenoble Alpes et de Marseille, des laboratoires de recherche appartenant à ces universités, et sur le RISC (liste de diffusion CNRS en lien avec les sciences de la cognition). Un soin sera apporté dans le recrutement de sorte à éviter des biais expérimentaux entre les 2 sites liés à la population recrutée : les personnes recrutées sur les 2 sites seront similaires. Elles seront les plus représentatives de la population générale en termes socioprofessionnels et ne seront pas familières avec le simulateur utilisé. Les volontaires seront informés de l'expérimentation (et des risques associés le cas échéant) par téléphone et/ou par courrier électronique ou postal (selon les possibilités) lors de leur candidature. Avant la signature de leur consentement, les volontaires bénéficieront d'un délai de réflexion suffisant (au minimum 1 jour) jusqu'à la date d'expérimentation prévue et définie après un premier accord oral donné suite à l'information transmise. Les critères de sélection et d'inclusion (hormis le consentement) seront vérifiés oralement par téléphone avant la passation expérimentale, selon la procédure mentionnée dans l'annexe 2, afin de limiter les gênes éventuels ou toutes formes de pression et afin d'éviter des transferts et écrits de données à caractère personnel, inutiles pour nous.

Critères de sélection et d'inclusion (Annexe 2) :

- Consentement éclairé signé
- Age entre 18 ans et 55 ans
- Vision et audition normales ou corrigées à la normale
- Audition normale ou corrigée à la normale (grâce des prothèses)
-

La répartition hommes/femmes des volontaires sera la plus équilibrée possible.

Les volontaires seront naïfs, sains, sans problèmes médicaux (pas de pathologies psychiatriques ou neurologiques passées ou actuelles) et sans traitements médicamenteux à long terme.

Critères de non inclusion (Annexe 2) :

- Sujet inclus dans une autre expérimentation clinique et/ou thérapeutique en cours impliquant le test d'une thérapeutique (e.g. TCC, EMDR, etc.) ou d'un traitement médicamenteux

- Pathologies neurologiques ou neuropsychiatriques passées ou actuelles
- Traitement médicamenteux susceptibles de moduler les fonctions cognitives en lien avec la problématique de recherche : benzodiazépine, antidépresseurs, neuroleptiques, lithium, etc.
- Ingestion régulière de substances psycho-actives, e.g. alcool – au minimum compris 1fois/jour, cannabis ou autre drogue – au minimum compris 1 fois/semaine
- Consommation de plus de 15 cigarettes par jour
- Toutes les catégories de personnes protégées telles que les personnes sous-tutelle ou curatelle

Indemnisation éventuelle des sujets :

Les volontaires seront indemnisés à hauteur de 20 euros pour la totalité de l'expérience. Ils devront venir pour une durée de 2h au maximum pour la séance. En cas d'arrêt prématuré de l'étude de leur fait ou à l'initiative du responsable scientifique de l'étude sur site, ils seront indemnisés au prorata (par tranche horaire) de leur participation. Les participants sont informés dans la notice d'information.

B. Méthode

Description du protocole :

Description générale du protocole

Lors de cette étude, les participants réaliseront une tâche de supervision d'un simulateur aérien d'évitement d'obstacles. Nous utiliserons un simulateur développé au sein du Laboratoire d'Interaction Pilotes-Systèmes (LIPS) du Laboratoire de Simulation (LabSim) de l'ONERA Salon de Provence. Ce simulateur prend la forme d'un aéronef situé au centre d'une zone de radar. L'aéronef se déplace en ligne droite à vitesse constante de $200 m.s^{-1}$ et reste toujours au centre de la zone de radar. Des obstacles peuvent apparaître dans la zone de radar. Si ceux-ci représentent un danger de collision pour l'aéronef, ils sont détectés par le simulateur qui informe le sujet d'un danger de conflit (« CONFLICT AHEAD »). Le simulateur enclenche alors un mode d'évitement de ce conflit. Avant d'entamer le changement de direction pour éviter la collision, une amorce est envoyée au sujet indiquant si le conflit va être évité par la droite (« AVOID↗ ») ou par la gauche (« AVOID↖ »). Puis l'aéronef entame son changement de trajectoire pour éviter l'obstacle et revient ensuite sur sa trajectoire initiale. La figure 1 montre ces différentes caractéristiques de l'environnement de simulation. Le losange bleu et le chiffre associé indique le cap pris par l'aéronef pour l'évitement.

L'emplacement des obstacles est défini par les expérimentateurs. Deux types d'obstacles sont considérés : les obstacles dits primaires qui sont situés sur la trajectoire de l'aéronef et les obstacles dits secondaires qui sont disposés de part et d'autre des obstacles primaires et peuvent conditionner la décision du système. Afin d'induire et comparer une condition avec ou sans sortie de boucle, deux niveaux de taux d'erreurs du système sont considérés : un système très fiable qui ne fait pas d'erreurs, et un système moins fiable qui fait 30% d'erreurs. Les erreurs seront induites par l'expérimentateur (e.g. les informations présentées par le système au participant seront définies par l'expérimentateur et seront parfois erronées). La décision d'évitement de l'obstacle primaire peut se faire en direction des obstacles secondaires (Erreur du système) ou en évitant ces obstacles secondaires, en plus de l'évitement de l'obstacle primaire (Bonne réponse du système).

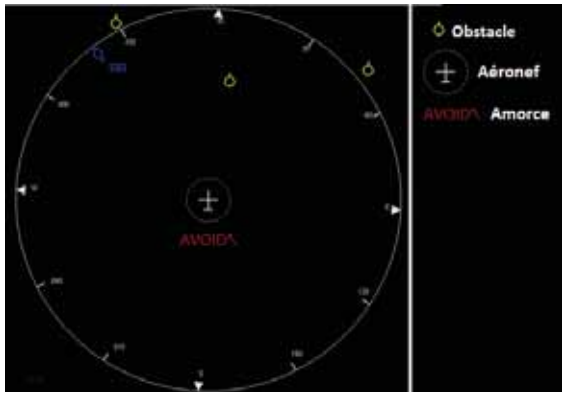


Figure 1 : Simulateur de contrôle aérien du LIPS.

L'expérimentation comprend une passation expérimentale d'une durée de 80 minutes environ. Aucune pause ne sera prévue, afin de se rapprocher au plus de conditions écologiques. La réalisation d'une tâche longue et monotone était choisie délibérément afin également de favoriser le phénomène de sortie de boucle au cours du temps. Un questionnaire portant sur le jugement de fiabilité du système sera, par ailleurs, fourni sur un écran tactile secondaire toutes les 10 minutes, afin d'évaluer l'évolution de ce jugement au cours du temps et contribuer à maintenir un minimum d'attention pour la tâche.
Deux groupes de participants seront définis aléatoirement. L'un des groupes supervisera un système fiable à 100%, ressemblant à la réalité des systèmes aéronautiques et pouvant par conséquent induire une sortie de boucle ; l'autre groupe supervisera un système effectuant en moyenne 30% d'erreurs. Pour chaque participant, quel que soit le type de système supervisé, 320 essais seront réalisés au total : 160 avec des virages de l'aéronef à droite et 160 avec des virages de l'aéronef à gauche. La passation sera découpée virtuellement en 8 blocs de 10 minutes, dont chaque bloc contiendra un nombre d'erreurs correspondant au groupe du participant (i.e., 0 essais erronés pour le système fiable et 12 par bloc – 96 au total - pour le système non fiable). Le participant devra détecter chaque erreur ou décision correcte du système. Pour les réponses correctes il ne lui sera pas demandé d'action particulière. Dans ce cas, l'aéronef entame l'évitement correct de l'obstacle principal. Pour les erreurs, il devra indiquer celles-ci en faisant un appui bouton. Lorsque le participant effectue un appui bouton, l'aéronef entame un changement d'altitude (fictif) qui permettra d'éviter toute collision avec les obstacles secondaires. Si le participant ne fait pas d'appui bouton alors que le simulateur fait une erreur, il n'y aura pas de changement d'altitude, et l'aéronef rentrera en conflit avec les obstacles secondaires sur sa trajectoire.

La tâche de supervision est décrite ci-après.

Tâche de supervision – 10 minutes par bloc (8 blocs au total)
Sur fond noir, chaque passation commence par une phase stable de vol de l'aéronef au centre de l'écran durant 5 minutes. Aucun conflit primaire n'apparait, mais des conflits secondaires, sans impact sur la trajectoire de l'aéronef apparaissent et sont répartis de manière aléatoire de chaque côté de celui-ci. Cette phase stable permettra de définir une baseline (activité EEG basale) pour l'analyse des données EEG. Ensuite, chaque essai débute par une période variable de 2 à 4 secondes durant laquelle l'aéronef, au centre d'un écran de détection radar, se déplace sur une trajectoire centrale (figure 2). Un obstacle primaire (rond jaune sur la figure 2) apparaît ensuite sur la trajectoire de l'appareil, légèrement sur la droite ou sur la gauche. Simultanément, 5 obstacles secondaires (ronds jaunes sur la figure 3) apparaissent dispersés des deux côtés de l'obstacle primaire.

L'obstacle primaire est détecté par le simulateur 7.45s avant son conflit éventuel avec l'aéronef (pour une vitesse de navigation de l'aéronef de 200m.s^{-1}). 200ms après la détection du conflit, une amorce indique la direction que va prendre l'appareil pour éviter l'obstacle primaire, et donc un conflit. Le participant doit analyser l'exactitude (i.e., décision correcte ou erreur) de cette décision. Dans le cas d'une réponse erronée uniquement, le participant doit appuyer sur le bouton d'une souris le plus rapidement possible. Cette

consigne permet de garder le participant investit dans la tâche. L'amorce reste à l'écran pendant 1s, temps durant lequel l'aéronef continue à avancer. La figure 3 illustre une décision erronée (figure 3a) et une bonne décision du système (figure 3b). L'aéronef entame ensuite son évitement de l'obstacle primaire puis retourne sur sa trajectoire initiale sur une durée totale d'environ 13 secondes. Finalement, un feedback est donné au participant pendant 1 seconde pour lui indiquer si le système a résolu correctement le conflit (« RESOLVED ») ou s'il a fait une erreur (« NOT RESOLVED »). L'appareil se met à nouveau en phase centrale stable, puis un nouvel essai commence.

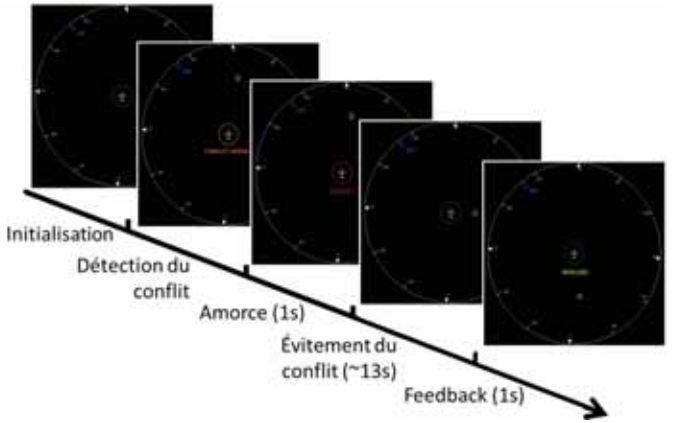
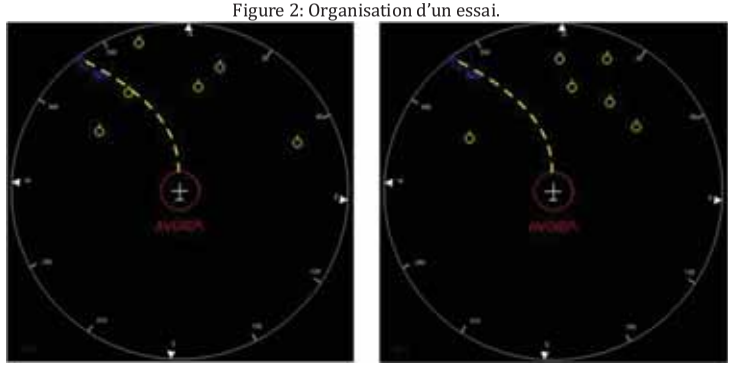


Figure 2: Organisation d'un essai.



a/ Erreur *b/ Correct*

Figure 3 : Essais de la condition facile.
La ligne pointillée jaune (non apparente pour le participant)
illustre la trajectoire prise par l'aéronef pour un évitement vers la gauche.

Les participants seront familiarisés avec la tâche au début de la passation avec une dizaine d'essais (5 erreurs et 5 essais corrects).

A la fin de chaque bloc, une question portant sur la fiabilité du système est affichée sur un écran tactile, disposé à proximité de la main droite du participant afin de limiter les mouvements pouvant bruiter les enregistrements EEG. La question est la suivante : *« Comment jugez-vous la fiabilité du simulateur d'évitement d'obstacle ? »*. Le participant devra indiquer avec son doigt, à l'aide d'une jauge, son jugement sur une échelle allant de « Pas fiable du tout » à « Parfaitement fiable ». Pendant ce temps (30 secondes seront laissées au participant pour répondre au questionnaire), l'aéronef maintiendra une trajectoire stable centrale sur laquelle aucun obstacle ni conflit n'apparaitra. Après la réponse du participant, l'écran tactile se mettra en

veille, puis un nouveau bloc sera entamé avec des obstacles (primaires et secondaires) apparaissant sur la trajectoire de l'aéronef.

Procédure expérimentale

Il sera attribué aléatoirement à chaque participant l'un des groupes, distincts par le niveau de fiabilité du simulateur.

Chaque passation d'une durée de 2h maximum suivra la même procédure expérimentale qui est la suivante :

- Accueil – Signature du formulaire de consentement et remplissage du questionnaire de latéralité.
- Mise en place du casque EEG et des différents capteurs de mesures physiologiques annexes (EOG) (voir Instrumentations et mesures), vérification de la qualité des signaux et début d'enregistrement
- Familiarisation avec la tâche à l'aide de 10 essais (5 erreurs et 5 essais corrects).
- Passation expérimentale – Avant et après chaque passation, questionnaires sur l'état de vigilance (Karolinska Sleepiness Scale) et sur l'état émotionnel du participant. Toutes les 10 minutes question sur la fiabilité du système (8 questionnaires au total).
- Après la passation : questionnaires sur la confiance (Mayer et Davis, 1999 – parties propension et habilités), sur la divagation attentionnelle (DSSQ) et sur la charge de travail (NASA-TLX).
- Déséquipement et retours d'expérience de la passation

Afin de contrôler l'état de vigilance (dont les variations sont une source d'influence sur les performances de notre tâche), les participants recevront la consigne d'avoir une activité habituelle et une durée de sommeil habituelle (sans privation de sommeil) les 2 jours précédant la passation.

Instrumentations et mesures

L'ensemble des mesures physiologiques prévues ne présente aucun risque connu ni aucune contre-indication. Elles sont listées ci-après.

Mesures électrophysiologiques

EEG

L'électroencéphalographie est une mesure directe et en temps réel de l'activité électrique des neurones. Par sa haute résolution temporelle, elle permet une mesure du décours temporel du traitement neuronal de l'information et renseigne sur les coopérations dynamiques (interactions) qui s'établissent entre les populations neuronales des différentes structures impliquées dans tel ou tel processus cérébral. Elle est utilisée de manière routinière en médecine à des fins de diagnostic.

L'activité EEG du participant sera enregistrée en continu pendant toute la durée de la séquence expérimentale à l'aide d'un casque EEG ActiCap de 64 électrodes actives (Brain Products© agréé CE recherche, http://www.brainproducts.com/index.php) positionnées selon le système 10/20. Les électrodes de référence et de masse utilisées pour l'acquisition des données EEG seront celles du casque, i.e. entre le front et le vertex (AFz) pour l'électrode de référence et sur le front (Fpz) pour l'électrode de masse. Chacune des électrodes sera remplie d'une pâte conductrice (V16 SuperVisc - Brain Products). Afin de garantir un rapport signal/bruit optimum, les participants auront les cheveux secs, lavés du jour même de l'expérience (au shampoing) et sans gel ni autre produit appliqué sur le cuir chevelu. Avant la séance expérimentale, l'impédance des électrodes EEG et la qualité des signaux seront contrôlées et améliorées si nécessaire (en manipulant les électrodes bruitées et en améliorant l'homogénéité de la colonne de gel reliant la peau de la tête à l'électrode); la valeur d'impédance idéalement recherchée est inférieure à 10kΩ. Les données EEG seront amplifiées à l'aide du système d'acquisition ActiCHamp™ (Brain Products, Inc.) avec une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz, une résolution de 0,05 µV et une constante de temps de 10s.

EOG

Parallèlement à cette activité EEG, l'activité électro-oculographique (EOG) sera également enregistrée et permettra d'estimer les mouvements oculaires et palpébraux et leurs potentiels oculaires associés. Cette mesure sera réalisée en continu pendant toute la durée de la séquence expérimentale à l'aide de quatre électrodes d'Ag/AgCl remplies de pâte conductrice (électrodes de la société Brain Products). Deux d'entre elles seront positionnées aux canthi externes de part et d'autre des yeux pour enregistrer les mouvements horizontaux et leurs potentiels associés (EOG horizontal); les deux autres seront situées dans l'axe vertical de part et d'autre de l'œil gauche (sub- et sous-orbitaire) pour la mesure des mouvements verticaux et

palpébraux et leurs potentiels associés (EOG vertical). Pour ces quatre électrodes, la masse sera placée sur l'omoplate gauche du participant. L'activité oculaire est une source de bruit sur le signal EEG. Il est donc indispensable de la mesurer pour l'éliminer spécifiquement du signal EEG. De plus, l'activité palpébrale constitue un bon indicateur de l'état d'éveil/fatigue et de l'attention de l'individu (Stern et al., 1994 ; Campagne et al., 2005).

Les données EOG seront recueillies à l'aide des adaptateurs BIP2AUX (Brain Products© agréé CE recherche, http://www.brainproducts.com/index.php) permettant de synchroniser l'enregistrement de mesures EOG avec les données EEG.

Mesures de performance

Les temps de réaction des participants et leur taux de réponse aux erreurs seront enregistrés.

Mesures subjectives (Questionnaire - Annexe 3)

En début et/ou fin de chaque passation, le participant évaluera à l'aide de questionnaires (Annexes 5 à 8) :

- son état d'éveil subjectif (Karolinska Sleepiness Scale) ;
- son ressenti émotionnel (VAS) ;
- sa capacité à faire confiance (trait de caractère, Mayer and Davis, 1999) ;
- ses pensées durant la tâche (DSSQ ; Shaw, 2008) ;
- son ressenti sur la charge mentale, physique, temporelle liée à la tâche (NASA TLX).

Ces mesures auront deux objectifs principaux : (i) mesurer l'impact de la passation sur le participant, et (ii) estimer leur potentiel influence sur l'évolution des données EEG entre le début et la fin de tâche et dans les 2 conditions de fiabilité du système.

Le niveau de confiance du participant envers le système sera également évalué grâce à une échelle apparaissant à la fin de chacun des 8 blocs (environ toutes les 10 minutes). En cas d'évolution des états mesurés, ils pourront être utilisés en tant que variable dans l'analyse des données EEG.

Calendrier des évaluations ou observations et durée de l'étude :

Les passations auront lieu le matin ou l'après-midi. La passation durera au maximum 2h. Le moment de l'expérimentation pouvant avoir un effet sur les différentes mesures, les passations seront équilibrées au travers des participants, pour les deux groupes.

Durée de l'étude :

L'étude débutera dès l'obtention de l'autorisation d'expérimenter par le CER Grenoble Alpes et s'étendra sur 2 ans. La durée d'étude comprend le recueil des données et leur traitement.

Analyse des données :

Potentiels Evoqués

Une analyse des potentiels évoqués sera réalisée sur l'apparition de l'amorce (décision du système) et sur l'apparition du feedback.

Pour chacune de ces 2 analyses, les données EEG segmentées et prétraitées pour chaque essai correct seront moyennées et comparées statistiquement entre la condition impliquant un système fiable et la condition impliquant un système moins fiable (comparaison des 2 groupes de participants). Nous considérerons un nombre d'essais définit par la condition système moins fiable et tirage aléatoire du nombre d'essais équivalent dans la condition système fiable.

Les analyses statistiques se feront à l'aide d'analyses de permutation avec correction pour les comparaisons multiples et un seuil de significativité de 0.05.

L'évolution de ces composantes au cours de l'expérimentation sera aussi étudiée en comparant statistiquement l'activité obtenue au cours du temps à travers les différents blocs (ou entre blocs du début et blocs de fin selon les résultats obtenus en EEG au cours du temps et sur les états de confiance) à l'aide d'une analyse de permutation comme précédemment mentionnée. Sur la base des résultats obtenus lors de la précédente étude, nous nous attendons à une amplitude moindre des composantes évoquées pour le groupe interagissant avec le système fiable, ainsi qu'une réduction d'amplitude des composantes au cours du temps.

Analyse spectrale

Deux types d'analyses spectrales seront également effectués sur les données EEG. Tout d'abord, afin de palier le problème de la dynamique de cette tâche, une analyse temps-fréquence sera effectuée sur l'apparition de l'amorce (décision du système). De cette mesure pourront être analysées les réponses spectrales évoquées (ERSP : « Event-Related Spectral Perturbations ») et induites. De ces données temps-fréquence (TF) seront réalisées différentes analyses statistiques. Premièrement, les données temps-fréquences associées aux essais corrects seront moyennées et comparées statistiquement entre la condition impliquant un système fiable et la condition impliquant un système moins fiable (comparaison des 2 groupes de participants), en considérant un nombre équivalent d'essais définit par la condition système moins fiable et tirage aléatoire du nombre d'essais équivalent dans la condition système fiable. Pour chaque groupe de participants, une analyse de l'évolution de l'activité de supervision liée aux essais corrects au cours du temps (comparaison des blocs de début et de fin) sera aussi réalisée.
Deuxièmement, dans la condition de système moins fiable, les données TF associées aux essais incorrects seront moyennées et analysées au cours du temps, entre les blocs de début et les blocs de fin.

Le deuxième type d'analyse spectrale consistera à évaluer l'évolution de l'activité spectrale globale des participants au cours du temps à travers les différents blocs, indépendamment des essais, pour les 2 conditions de système (fiable et moins fiable). Cette deuxième analyse a pour objectif d'évaluer l'évolution de l'état neurophysiologique général du participant au cours du temps selon le type de système supervisé.
Les analyses statistiques se feront à l'aide d'analyses de permutation avec un seuil de significativité fixé à 0.05. Des analyses de corrélations pourront être également considérées, notamment entre l'évolution du niveau de confiance et celle de l'activité spectrale globale à travers les blocs.

Performances

Pour chaque bloc du groupe interagissant avec le système moins fiable, les temps de réaction aux erreurs (TR) seront moyennés sur l'ensemble des essais incorrects et comparés en fonction du bloc. Le taux d'erreurs détectées sera également calculé dans chaque bloc. Les TR et taux d'erreurs détectées seront analysés statistiquement à l'aide d'une ANOVA avec un seuil de significativité de 0.05.

C. Bénéfices et risques prévisibles et connus pour la santé physique et mentale (estime de soi, etc.) et la vie sociale (réputation)

Bénéfices de l'étude

Il s'agit lors de cette étude de déterminer comment le pattern spatio-temporel de l'activité cérébrale associée à la supervision d'un système automatisé écologique évolue au cours du temps selon la fiabilité du système supervisé. A plus long terme, ce projet a pour objectif de permettre l'estimation en temps réel de l'état de monitoring des opérateurs ou toutes autres personnes en charge de superviser des systèmes automatisés tels que les pilotes d'avion, et de prévenir l'apparition du phénomène de sortie de boucle qui se caractérise par un état de sur-confiance et de complaisance envers les systèmes automatisés fiables.

NON	Votre protocole utilise-t-il une mise en scène expérimentale destinée à dissimuler une partie de l'objectif ou de la méthodologie aux sujets ou de faire croire à d'autres objectifs ou d'autres méthodologies **?**
NON	Questions ou situations pouvant mettre les participants mal à l'aise ?
NON	Matériaux considérés par le participant comme menaçants, choquants, répugnants ?
NON	Possible atteinte à la vie privée du participant, de sa famille, incluant l'utilisation d'informations personnelles ?
OUI	Utilisation de stimuli physiques (auditifs, visuels, haptiques, etc.) autre que des stimuli associés à des activités normales ? Utilisation de stimuli visuels dont la luminosité et les contrastes sont usuels et n'entrainent pas de fatigue visuelle. Pour chaque essai, 3 types de stimuli seront utilisés, avec 3 couleurs différentes : • Signalement de conflit : « CONFLICT AHEAD » en orange • Amorce : « AVOID↗ » ou « AVOID↖ » en rouge bordeaux • Résolution du conflit : « RESOLVED » ou « NOT RESOLVED » en jaune Ces stimuli seront présentés sur un écran d'ordinateur.
OUI	Utilisation de matériels de mesure sur le participant Utilisation de dispositifs portés de mesures physiologiques Les dispositifs portés permettant de recueillir seulement différentes activités physiologiques (activité EEG, activité oculaire) générées par le participant lui-même. Ils ne présentent pas de contre-indications, de risques ou de contraintes. Les gels utilisés sont couramment employés en recherche et dans le milieu médical. En cas d'allergie ou de toute gêne éventuelle, le participant sera déséquipé immédiatement et l'expérimentation sera arrêtée. Les problèmes d'allergie seront anticipés par un pré-test du gel sur la main. Entre chaque participant, l'ensemble des dispositifs est nettoyé avec de l'eau chaude savonneuse (casque et électrodes).
NON	Privation de besoins physiologiques (boire, manger, dormir, etc.)
NON	Manipulation de paramètres psychologiques ou sociaux comme la privation sensorielle, l'isolement social ou le stress psychologique ?
NON	Efforts physiques au-delà du niveau considéré comme modéré pour le participant ?
NON	Exposition à des drogues, produits chimiques ou agents potentiellement toxiques ?

D. Vigilance/ Arrêt prématuré de l'étude

Critères d'arrêt de l'étude pour un sujet qui y participe

Critères d'arrêt de l'étude pour un volontaire qui y participe
Participant qui retire son consentement de participation à l'étude.

Par le responsable scientifique du site

- En cas d'interruption de l'expérience à la demande du participant. L'objectif de l'étude nécessitant une passation expérimentale longue et continue sans interruptions, les données ne pourront pas être exploitées en cas d'interruption.
- En cas d'événement indésirable jugé sévère par le responsable scientifique et pouvant mettre en jeu la santé des participants, le responsable scientifique peut arrêter l'étude ou une partie des tâches potentiellement mises en cause.

- Si au cours de l'étude, un participant manquait de venir au rendez-vous fixé. Il conviendra de joindre ce participant afin de déterminer avec lui la possibilité de continuer l'étude. Si malgré plusieurs appels et messages, il est impossible de joindre le participant, le responsable scientifique exclura le volontaire concerné.

En cas d'arrêt prématuré de l'étude par le participant ou le responsable scientifique, le participant sera indemnisé au prorata de sa participation.

3. TRAITEMENT DES DONNEES – RESPECT DE LA VIE PRIVEE DU PARTICIPANT

A. Confidentialité

Procédé d'anonymisation

Une totale anonymisation sera appliquée dans le cadre de cette étude. Les bordereaux des cahiers d'observation ne porteront que le code d'anonymat chiffré du participant. Il en sera de même pour toutes les données acquises et stockées (performances, physiologiques, questionnaires). Une table de correspondance sera établie le temps de l'expérimentation. A l'issue de l'expérience, cette table ne sera pas conservée à

l'issue de l'expérimentation. Enfin, les données personnelles (hors données expérimentales recueillies pendant l'étude, i.e. coordonnées – mail, téléphone, adresse-) de chaque participant à l'étude seront détruites dès la fin de leur participation. Les coordonnées personnelles des personnes non incluses ou ayant retiré son consentement seront également détruites dès la non-inclusion ou retrait du consentement.

Personnes ayant accès aux données

Les responsables scientifiques du projet des 2 sites ainsi que les partenaires scientifiques auront accès aux données.

B. Archivage

Type de données archivées (préciser si données identifiantes, directement ou par recoupement) :

Les fichiers de données ainsi que les fichiers d'observation seront archivés. Ils ne seront pas identifiants (directement ou par recoupement). Les données personnelles identifiantes (coordonnées) ne seront pas conservées.

Durée de l'archivage :

Les fichiers de données ainsi que les fichiers d'observation seront archivés et conservés sur support numérique pendant un minimum de 15 ans.
Les formulaires de consentement seront archivés au minimum 10 ans après la date de publication dans une enveloppe scellée portant la mention : « J'atteste que cette enveloppe contient x (nombre) consentement(s) et x formulaire(s) d'information conformes, recueillis dans le cadre de l'étude xxx», suivie du nom du responsable scientifique.

Lieu de l'archivage : les formulaires de consentement et les données recueillies seront archivés à l'ONERA situé à Salon de Provence. Les formulaires de consentement seront stockés dans une armoire fermée et les fichiers numériques seront archivés sur un serveur protégé des potentielles attaques extérieures et dont la pérennité des données est garantie.

Personne responsable : Bruno Berberian (bruno.berberian@onera.fr)

Possibilité de destruction à la demande du participant*:*
Sur la durée de leur participation, conformément aux dispositions de la loi Informatique et Libertés, le participant pourra exercer ses droits d'accès et de rectification ou suppression auprès du responsable scientifique du projet sur site, grâce à la table de correspondance établie le temps de l'expérimentation. A la fin de l'expérimentation, la table de correspondance sera détruite et la procédure d'anonymisation rendra impossible la rectification ou la suppression des informations concernant les participants. Les données anonymes seront susceptibles d'être incluses dans des banques de données accessibles aux chercheurs nationaux et internationaux. Cette possibilité sera signalée dans le formulaire de consentement éclairé.

4. FORMULAIRE DE CONSENTEMENT ECLAIRE INCLUANT L'INFORMATION A DONNER AUX PARTICIPANTS

Précisions sur l'information donnée aux participants :
Tout volontaire sera préalablement informé par le responsable scientifique du projet sur site des objectifs de l'étude, de sa méthodologie, de sa durée, des mesures effectuées, des contraintes et des risques prévisibles. Il sera par ailleurs précisé au volontaire qu'il est entièrement libre de refuser de participer à l'étude ou de retirer son consentement à tout moment sans encourir aucune responsabilité ni aucun préjudice de ce fait. Il lui sera également fait mention de sa possibilité d'exercer son droit d'accès et de rectification ou suppression des informations le concernant le temps de leur participation. Au-delà de sa participation, la procédure d'anonymisation rendra impossible la rectification ou la suppression des informations le concernant. Un résumé des renseignements donnés par le responsable scientifique sera fourni dans le formulaire d'information et de consentement (Annexe n°1).

Précisions sur la signature et la remise au participant du consentement éclairé :
Après s'être assuré de la bonne compréhension des informations fournies, le responsable scientifique sur site ou les partenaires scientifiques sollicitera du participant son consentement pour participer à l'étude. S'il accepte, le participant signera le formulaire de consentement en deux exemplaires préalablement à la réalisation de l'étude (Annexe 1). Le responsable scientifique sur site gardera un des exemplaires et remettra l'autre au participant.

Précisez ici la façon dont sera recueilli le consentement éclairé :

Les volontaires seront informés de l'expérimentation (et des risques associés le cas échéant) par téléphone et/ou par courrier électronique ou postal (selon les possibilités) lors de leur candidature. Avant la signature de leur consentement, les volontaires bénéficieront d'un délai de réflexion suffisant (minimum 1 jour) jusqu'à la date d'expérimentation prévue et définie après un premier accord oral donné suite à l'information sur l'expérimentation transmise. Pendant ce délai, les volontaires auront la possibilité de poser autant de questions qu'ils le souhaitent sur l'étude au responsable scientifique sur site. Le jour de l'expérience, après s'être assuré que le participant n'a plus de questions et que ce dernier a bien compris les informations fournies et ses droits, le responsable scientifique sur site ou les partenaires scientifiques sollicitera du participant la signature de son consentement à participer à l'étude.

ANNEXE 1 – NOTICE D'INFORMATION ET CONSENTEMENT ECLAIRE

Titre du projet :
Caractérisation des marqueurs de la sortie de boucle lors de la supervision de système automatisés (Titre court : OOL)

Chercheurs titulaires responsables scientifiques du projet :

Aurélie Campagne, (site de Grenoble)
PhD, Enseignant-Chercheur
Laboratoire de Psychologie et Neurocognition
UMR CNRS 5105, Université Grenoble Alpe,
CS 40 700, 38058 Grenoble Cedex 9
E-mail: aurelie.campagne@univ-grenoble-alpes.fr
Tél : 04 76 82 78 06

Bruno Berberian (site de Marseille)
PhD, Chercheur
ONERA, The french Aerospace Lab
DCSD-PSEV, Base aérienne 701
13661 Salon Air – France
E-mail : bruno.berberian@onera.fr
Tel. : 04 90 17 55 88

Lieu de recherche : MSH Alpes, Campus Universitaire, Grenoble ou LNSC, Aix-Marseille Université, Pôle Saint Charles, Marseille

But du projet de recherche :

L'objectif principal de cette étude est d'identifier des marqueurs cérébraux de l'analyse des décisions prises par un système automatisé en situation écologique de contrôle aérien avec des configurations de vols et d'obstacles variantes.

Ce que l'on attend de vous (méthodologie)

Lors de cette étude, vous réaliserez une passation expérimentale d'une durée totale de 2h maximum qui inclura l'expérimentation, l'entrainement à l'expérimentation et le temps d'installation des différents dispositifs de mesure. Lors de l'expérimentation, vous visualiserez sur un écran noir la navigation d'un aéronef au centre d'un écran radar comme un opérateur aérien sur une durée de 80 minutes sans interruptions. Lors du vol, des obstacles apparaitront sur la trajectoire de l'aéronef. Un système automatisé vous indiquera la direction prise par l'aéronef pour éviter les obstacles, par une flèche vers la droite ou vers la gauche. Vous devrez déterminer l'exactitude de cette décision en fonction de la position et répartition de tous les obstacles présents sur l'écran radar. Dans le cas où le système fait une erreur, il vous sera demandé d'indiquer le plus rapidement possible que vous avez détecté cette erreur, en appuyant sur le bouton d'une souris.

Tout au long de la passation, nous enregistrerons vos activités cérébrales et oculaires. L'activité oculaire peut être une source de variation sur le signal cérébral recueilli laquelle justifie sa mesure. Par ailleurs, cette mesure vient compléter celles du cerveau pour une évaluation générale de votre état physiologique lors de cette passation expérimentale. Afin de faciliter l'acquisition de votre activité cérébrale, vous devrez avoir les cheveux secs, lavés du jour même de l'expérience (au shampoing), et sans gel ni autre produit appliqué sur le cuir chevelu. Au cours de l'expérience, il vous sera également régulièrement demandé d'évaluer votre niveau de confiance envers le système supervisé, c'est-à-dire d'évaluer le niveau de performance du système par rapport aux choix qu'il fait. Enfin, en début et/ou fin de passation expérimentale, nous vous demanderons, à l'aide de questionnaires, d'indiquer votre état de vigilance et d'attention, votre ressenti émotionnel afin d'évaluer subjectivement l'impact de la passation sur votre état général.

Pour la totalité de votre participation, vous recevrez une indemnité de 20 euros. En cas d'arrêt prématuré de l'étude par vos soins ou à l'initiative du responsable scientifique de l'étude sur site (e.g. si la tâche doit être interrompue), vous serez indemnisé(e) au prorata de votre participation. Afin de réaliser l'expérimentation dans de bonnes conditions, nous vous demanderons d'avoir une activité habituelle le jour même de l'expérience et d'avoir dormi normalement au cours des deux nuits précédents chaque passation.

Vos droits de vous retirer de la recherche en tout temps

Vous êtes volontaire pour participer à cette étude. Vous êtes libre jusqu'à la fin de votre passation expérimentale, de renoncer à votre participation sans aucun préjudice (personnel ou professionnel) et sans avoir à vous justifier.

Vos droits à la confidentialité et au respect de la vie privée

Les données obtenues seront traitées avec la plus entière confidentialité. Votre anonymat sera garanti à l'aide d'un numéro aléatoire chiffré qui vous sera attribué pour toutes les données recueillies (performances, physiologiques, questionnaires). Aucun renseignement qui puisse révéler votre identité ne sera recueilli. Les données anonymes seront gardées dans un endroit sécurisé. Seuls les responsables de l'étude et leurs partenaires y auront accès. Sur la durée de votre participation, conformément aux dispositions de la loi Informatique et Libertés, vous pourrez exercer vos droits d'accès et de rectification ou suppression auprès du responsable scientifique du projet sur site. A l'issue de votre

passation expérimentale, la procédure d'anonymisation rendra impossible la rectification ou la suppression des informations vous concernant. Les données personnelles ne seront conservées que le temps de l'expérimentation.

Bénéfices

L'étude ne présente pas pour vous de bénéfice direct. Les bénéfices potentiels sont scientifiques. Le but poursuivi de cette étude est d'identifier des marqueurs cérébraux de l'analyse des décisions prises par un système automatisé en situation écologique de contrôle aérien avec des configurations de vols et d'obstacles variantes. A plus long terme, ce projet a pour objectif de permettre l'estimation en temps réel de l'état de monitoring des opérateurs ou toutes autres personnes en charge de superviser des systèmes automatisés tels que les pilotes d'avion, et de prévenir l'apparition d'erreurs de supervision.

Risques possibles

À notre connaissance, cette recherche n'implique aucun risque. Tous les dispositifs portés sont non-invasifs (i.e. de surface, sans intrusion, ni injection) et indolores et ne présentent aucun risque connu, ni aucune contre-indication. Nous recueillons seulement les activités physiologiques que vous générez vous-même. Par ailleurs, les gels de composition saline utilisés dans chaque dispositif sont classiquement employés en médecine et ne sont pas allergènes. Un test des gels sera toutefois réalisé sur la peau de votre main par précaution. Si une quelconque gêne ou allergie devait apparaître à tout moment de l'expérience en raison des différents dispositifs utilisés, n'hésitez pas à nous le signaler. Nous vous déséquiperons immédiatement et l'expérimentation sera arrêtée.

Votre activité cérébrale sera recueillie grâce à 64 électrodes d'électroencéphalographie positionnées sur votre tête à l'aide d'un bonnet. L'électroencéphalographie est une technique standard qui ne stimule pas le cerveau. Elle est utilisée de manière routinière en médecine et en recherche. Elle mesure directement les activités électriques que génèrent les populations de neurones de l'ensemble de votre cerveau. Les contraintes liées à cette technique se limitent au délai de pose du bonnet et à une limitation des mouvements pendant les périodes d'intérêt d'enregistrement. Vous aurez également du gel dans les cheveux ; ce dernier pourra être enlevé facilement par un shampoing.

Votre activité oculaire sera, quant à elle, recueillie à l'aide de 4 électrodes d'électrooculographie positionnées autour des yeux. L'électrooculographie est une technique qui recueille simplement les potentiels électriques que vous générez lors de vos clignements et de vos mouvements oculaires verticaux et horizontaux.

Diffusion

Cette recherche fera l'objet de communications dans des congrès (nationaux et internationaux), et de publications dans des journaux académiques et des actes de congrès. Les résultats diffusés seront basés uniquement sur des analyses de groupe. Les données anonymes seront susceptibles d'être incluses dans des banques de données accessibles aux chercheurs nationaux et internationaux. Cette recherche servira aussi de point de départ à de futurs projets de recherche nationaux ou européens.

Vos droits de poser des questions en tout temps

Vous pouvez poser des questions au sujet de la recherche en tout temps en communiquant avec le responsable ou partenaires scientifiques du projet sur site par courrier électronique à Aurélie Campagne (aurelie.campagne@univ-grenoble-alpes.fr) sur le site de Grenoble et à Bruno Berberian (bruno.berberian@onera.fr) ou Bertille Somon (bertille.somon@onera.fr) sur le site de Salon de Provence.

Consentement à la participation

En signant le formulaire de consentement, vous certifiez que vous avez lu et compris les renseignements ci-dessus, qu'on a répondu à vos questions de façon satisfaisante et qu'on vous a avisé que vous étiez libre d'annuler votre consentement ou de vous retirer de cette recherche en tout temps, sans préjudice.

A remplir par le participant :

J'ai lu et compris les renseignements ci-dessus et j'accepte de plein gré de participer à cette recherche.

Nom, Prénom – Signature
Date :

Un exemplaire de ce document vous est remis, un autre exemplaire est conservé dans le dossier.

ANNEXE 2 – QUESTIONNAIRE D'INCLUSION VOLONTAIRE ADULTE SAIN

Pour cette expérience, nous sommes à la recherche de volontaires :
Merci de nous indiquer (à l'oral) si vous correspondez à tous ces critères.

- ayant un âge compris entre 18 et 55 ans
- ayant une vision normale ou corrigée à la normale (grâce au port de lunettes ou de lentilles)
- ayant une audition normale ou corrigée à la normale (grâce des prothèses)
- étant droitier

Parmi les affirmations listées ci-dessous, merci de nous indiquer (à l'oral) si l'une d'entre elles au moins est vrai sans nous préciser laquelle :

- Je participe actuellement à une expérimentation clinique et/ou thérapeutique testant une thérapeutique ou un produit médicamenteux.
- J'ai ou j'ai eu des troubles neurologique ou neuropsychiatrique.
- Je prends actuellement un traitement médicamenteux susceptible de moduler mes fonctions mentales tel que les benzodiazépines, les antidépresseurs, les neuroleptiques, le lithium (sont exclus dans cette liste la contraception, les traitements pour allergie et pour la tyroïde).
- J'ingère régulièrement des substances psychoactives telles que de l'alcool avec une régularité d'une fois par jour ou plus, ou des drogues telles que le cannabis avec une régularité d'une fois par semaine ou plus.
- Je fume plus de 15 cigarettes par jour.
- Je suis sous tutelle ou curatelle.

ANNEXE 3 – QUESTIONNAIRE LATERALITE

CODE SUJET : **DATE :** **MOMENT : Matin / Après-midi**

Année de Naissance :

Sexe :

Indiquez quelle main vous utiliseriez préférentiellement pour faires les activités ci-dessous en inscrivant un « + » dans la colonne appropriée. Dans le cas où la préférence serait tellement forte que vous n'utiliseriez l'autre qu'en cas d'extrême obligation, inscrivez « ++ ». Si vous êtes indifférent à la latéralité pour l'une des activités, inscrivez un « + » dans chaque colonne.

	Quelle main utilisez-vous préférentiellement pour :	G	D
1	Ecrire		
2	Dessiner		
3	Lancer (un objet)		
4	Découper		
5	Se brosser les dents		
6	Utiliser un couteau (sans fourchette)		
7	Utiliser une cuillère		
8	Utiliser un balai (main du haut)		
9	Allumer une allumette		
10	Ouvrir un pot (couvercle)		
i	Avec quel pied préférez-vous taper ?		
ii	Quel œil gardez-vous ouvert si vous deviez en choisir un ?		

Quotient de Latéralité (à remplir par l'expérimentateur) :

Date :

ANNEXE 4 – FEUILLE D'INDEMNISATION

Titre identifiant la recherche :

Caractérisation des composantes évoquées du monitoring de performance dans la supervision d'un système complexe (Titre court : SUPSYScomp)

Laboratoires : Laboratoire de Psychologie et Neurocognition / ONERA – The French Aerospace Lab
Responsables scientifiques de l'étude : Aurélie CAMPAGNE (site Grenoble), Bruno Berberian (site Salon de Provence

Campagne Aurélie, PhD, MCF
Laboratoire de Psychologie et Neurocognition
UMR CNRS 5105, Université Grenoble Alpe
BP 47, 38040 Grenoble Cedex 9
E-mail: aurelie.campagne@univ-grenoble-alpe.fr
Tél : +33 (0)4 76 82 78 06

Bruno Berberian, PhD, Chercheur
ONERA, The french Aerospace Lab
DCSD-PSEV, Base aérienne 701
13661 Salon Air – France
E-mail : bruno.berberian@onera.fr
Tel. : +33 (0)4 90 17 55 88

J'AI PARTICIPE À CETTE RECHERCHE DANS LES CONDITIONS PRECISEES DANS LA FICHE D'INFORMATION.

J'ai reçu une indemnité forfaitaire d'un montant TTC total de …….. euros.

- ☐ Sous forme d'un bon d'achat
- ☐ Sous forme d'un virement bancaire (RIB joint à cette fiche)
- ☐ En espèce

Nom, Prénom et signature du volontaire :

Date :

Nom, Prénom et Signature du responsable scientifique :

Date :

ANNEXE 5 – QUESTIONNAIRES SUBJECTIFS

CODE SUJET : **DATE :** **MOMENT : Matin / Après-midi**

PERIODE : Début / Fin de passation

Etat de vigilance : Veuillez indiquer votre état de vigilance à ce moment précis, en entourant le chiffre correspondant à votre état. Vous pouvez aussi utiliser les états intermédiaires.

1 = Très éveillé
2=
3= Eveillé – niveau normal
4=
5= Ni éveillé, ni somnolent/fatigué
6=
7= Somnolent/fatigué, mais sans effort pour rester éveillé
8=
9= Très somnolent/fatigué avec de grands efforts pour rester éveillé, luttant contre le sommeil

Etat émotionnel : Veuillez indiquer par un trait sur chaque échelle votre ressenti émotionnel à ce moment précis.
Est-ce que vous vous sentez :

- calme/apaisé(e)
Pas du tout (0) Extrêmement (10)
|_____|

- stressé(e)
Pas du tout (0) Extrêmement (10)
|_____|

- content(e)
Pas du tout (0) Extrêmement (10)
|_____|

- Ennui
Pas du tout (0) Extrêmement (10)
|_____|

ANNEXE 6 – QUESTIONNAIRE DSSQ

CODE SUJET : **DATE :** **MOMENT : Matin / Après-midi**

Ce jeu de questions concerne les pensées qui traversent l'esprit des gens à des moments particuliers, comme par exemple lorsqu'ils font certaines tâches ou activités. Ci-dessous se trouve une liste de pensées, donc certaines que vous pourriez avoir expérimenté récemment. Indiquez de manière approximative, le nombre de fois où vous les avez expérimentées durant l'expérimentation, en entourant le numéro approprié de la liste suivante :

1= Jamais | 2= Une fois | 3= Quelques fois | 4= Souvent | 5= Très Souvent

1. J'ai pensé que je devrais m'appliquer plus sur cette tâche. 1 2 3 4 5
2. J'ai pensé au temps qu'il me restait sur la tâche. 1 2 3 4 5
3. J'ai pensé à la performance des autres sur cette tâche. 1 2 3 4 5
4. J'ai pensé à la difficulté de la tâche en cours. 1 2 3 4 5
5. J'ai pensé à mon niveau de compétence. 1 2 3 4 5
6. J'ai pensé au but de cette expérimentation. 1 2 3 4 5
7. J'ai pensé au ressenti que j'aurais si on me communiquait mes performances. 1 2 3 4 5
8. J'ai pensé au nombre de fois où cette tâche m'a embrouillé(e). 1 2 3 4 5
9. J'ai pensé aux membres de ma famille. 1 2 3 4 5
10. J'ai pensé à quelque chose qui m'a fait me sentir coupable. 1 2 3 4 5
11. J'ai pensé à des problèmes personnels. 1 2 3 4 5
12. J'ai pensé à quelque chose qui m'a fait me sentir en colère. 1 2 3 4 5
13. J'ai pensé à quelque chose qui s'est passé aujourd'hui (avant le début de la tâche). 1 2 3 4 5
14. J'ai pensé à quelque chose qui s'est passé récemment 1 2 3 4 5

(dans les derniers jours, mais pas aujourd'hui).

15. J'ai pensé à quelque chose qui s'est passé il y a longtemps. 1 2 3 4 5
16. J'ai pensé à quelque chose qui pourrait se passer dans le futur. 1 2 3 4 5
17. J'ai pensé à la situation en cours du trafic 1 2 3 4 5
18. J'ai pensé à quelque chose relatif à la tâche 1 2 3 4 5
19. J'ai pensé à la pertinence des décisions du système 1 2 3 4 5
20. J'ai pensé aux conflits potentiels de l'aéronef 1 2 3 4 5
21. J'ai pensé à la façon dont le système résout les conflits potentiels 1 2 3 4 5

ANNEXE 7 – QUESTIONNAIRE ADAPTE DE MAYER AND DAVIS

CODE SUJET : **DATE :** **MOMENT : Matin / Après-midi**

Ce jeu de questions concerne vos capacités de confiance. Ci-dessous une liste de proposition pour laquelle nous vous demandons d'indiquer votre niveau d'agrément à ces propositions selon l'échelle suivante, en entourant le chiffre correspondant :

1= Pas du tout d'accord | 2= Pas d'accord | 3= Ni d'accord, ni pas d'accord | 4=D'accord | 5= Fortement d'accord

1. Il faut être très prudent avec les inconnus. 1 2 3 4 5
2. La plupart des experts sont conscients des limites de leurs connaissances. 1 2 3 4 5
3. On peut compter sur la plupart des gens pour faire ce qu'ils disent qu'ils vont faire. 1 2 3 4 5
4. Actuellement, il faut être vigilant ou quelqu'un est susceptible de prendre avantage de vous. 1 2 3 4 5
5. La plupart des vendeurs sont honnêtes dans la description de leurs produits. 1 2 3 4 5
6. La plupart des réparateurs ne surchargent pas les personnes ignorant leur spécialité. 1 2 3 4 5
7. La plupart des gens répondent honnêtement aux sondages d'opinion. 1 2 3 4 5
8. La plupart des adultes sont compétents dans leur travail. 1 2 3 4 5
9. Le système est tout à fait capable de faire son travail 1 2 3 4 5
10. Le système est connu pour réussir les choses qu'il fait 1 2 3 4 5
11. Le système sait ce qui doit être fait 1 2 3 4 5
12. Je suis très confiant envers les compétences du système 1 2 3 4 5
13. Le système a des capacités spécifiques qui peuvent améliorer nos performances. 1 2 3 4 5
14. Le système est très qualifié. 1 2 3 4 5

ANNEXE 8 – QUESTIONNAIRE NASA-TLX

CODE SUJET : **DATE :** **MOMENT : Matin / Après-midi**

NASA Task Load Index

Hart and Staveland's NASA Task Load Index (TLX) method assesses work load on five 7-point scales. Increments of high, medium and low estimates for each point result in 21 gradations on the scales.

Name	Task	Date

Exigence mentale — Quel degré d'activité mentale était exigé pour réaliser la tâche ?

Très faible — Très élevé

Exigence physique — Quel degré d'activité physique était exigé pour réaliser la tâche ?

Très faible — Très élevé

Exigence temporelle — Quelle pression temporelle avec-vous ressentie pour réaliser la tâche ?

Très faible — Très élevé

Performance — Avec quel succès pensez-vous avoir réalisé la tâche ?

Réussite — Echec

Effort — Quel effort deviez-vous fournir pour accomplir la tâche ?

Très faible — Très élevé

Frustration — Avez-vous ressenti, durant votre tâche, de l'insécurité, du découragement, de l'irritation, du stress ou de l'agacement ?

Très faible — Très élevé

Annexe D

Accords CERNI

Pôle GRENOBLE cognition
Ingénierie, Instrumentation, Plates-formes
Langage, Communication, Interaction
Comportement, Cerveau, Pathologie
Traitements, Modèles, Systèmes

CERNI
Comité d'Ethique pour les Recherches Non Interventionnelles

Objet : Avis sur le projet « Caractérisation des composantes évoquées du monitoring de performance dans la supervision d'un système » présenté par Aurélie CAMPAGNE du Laboratoire Psychologie et NeuroCognition (CNRS UMR 5105) à Grenoble.

Compte tenu des éléments fournis dans la demande par Aurélie CAMPAGNE, le Comité d'Ethique pour les Recherches Non Interventionnelles émet un AVIS FAVORABLE.

Il relève de la responsabilité des chercheurs de se conformer à leurs obligations légales notamment en ce qui concerne les aspects informatique et liberté, ou encore l'homologation du lieu de recherche.

Numéro de l'avis : IRB00010290-2016-09-13-12

A Grenoble, le 13 septembre 2016

La Présidente du CERNI,
Carole Peyrin
Chargée de Recherche CNRS
Laboratoire de Psychologie et NeuroCognition (CNRS UMR5105)
Université Grenoble Alpes

Pôle GRENOBLE cognition
Ingénierie, Instrumentation, Plates-formes
Langage, Communication, Interaction
Comportement, Cerveau, Pathologie
Traitements, Modèles, Systèmes

CERNI
Comité d'Ethique pour les Recherches Non Interventionnelles

Objet : Avis sur le projet « Caractérisation des composantes évoquées du monitoring de performance dans la supervision d'un système complexe (Titre court : SUPSYScomp) » présenté par Aurélie CAMPAGNE du Laboratoire LPNC (CNRS UMR 5105) à Grenoble.

Compte tenu des éléments fournis dans la demande par Aurélie CAMPAGNE, le Comité d'Ethique pour les Recherches Non Interventionnelles émet un AVIS FAVORABLE.

Nous attirons votre attention sur le fait que ce protocole de recherche pourrait être concerné par les articles L. 1121-1 et suivants du Code de la santé publique (issus de la loi n°2012-300 du 5 mars 2012 relative aux recherches impliquant la personne humaine - dite loi Jardé, en vigueur depuis la publication des décrets d'application le 16 novembre 2016). Dans ce cas, le protocole nécessiterait, avant même sa mise en œuvre, l'avis favorable d'un Comité de Protection des Personnes (CPP). Il relève donc de la responsabilité des chercheurs de se conformer aux dispositions légales.

Par ailleurs, il relève également de la responsabilité des chercheurs de se conformer à leurs obligations légales en ce qui concerne les aspects informatique et liberté et l'homologation du lieu de recherche.

Numéro de l'avis : IRB00010290-2017-07-04-20-CERNI_AvisConsultatif-2017-06-13-04

A Grenoble, le 4 juillet 2017

La Présidente du CERNI,
Carole Peyrin
Chargée de Recherche CNRS
Laboratoire de Psychologie et NeuroCognition (CNRS UMR5105)
Université Grenoble Alpes

CER Grenoble Alpes

Comité d'Ethique pour les Recherches Grenoble Alpes

Objet : Avis sur le projet «**Caractérisation des marqueurs de la sortie de boucle lors de la supervision de système automatisés (Titre court : OOL)**» présenté par Aurélie Campagne du Laboratoire LPNC Université Grenoble-Alpes à Grenoble.

Compte tenu des éléments fournis dans la demande par Aurélie Campagne, le Comité d'Ethique pour les Recherches Grenoble Alpes émet un AVIS FAVORABLE.

Il relève de la responsabilité des chercheurs de se conformer à leurs obligations légales notamment en ce qui concerne les aspects informatiques et libertés, ou encore l'homologation du lieu de recherche.

Numéro de l'avis : IRB00010290-2018-06-19-45

A Grenoble, le 11/7/18

Le Président du CER Grenoble Alpes,
Olivier Pascalis
Université Grenoble Alpes

Annexe E

Productions scientifiques

E.1 Liste des publications

— **Somon B**, Campagne A, Delorme A and Berberian B. (2019) Human or not human ? Performance monitoring ERPs during human agent and machine supervision. *NeuroImage* doi : 10.1016/j.neuroimage.2018.11.013 (In Press)

— **Somon B**, Campagne A, Delorme A and Berberian B (2019) Evaluation of performance monitoring ERPs through difficulty manipulation in a response-feedback paradigm. *Brain Research* doi : 10.1016/j.brainres.2018.10.007 (In Press)

— **Somon B**, Campagne A, Delorme A and Berberian B (2017) Performance Monitoring Applied to System Supervision. *Frontiers in Human Neuroscience* 11 :360. doi : 10.3389/fnhum.2017.00360

— Berberian B, **Somon B**, Sahaï A and Gouraud J (2017) The out-of-the-loop Brain : A neuroergonomic approach of the human automation interaction. *Annual Reviews in Control.* doi : 10.1016/j.arcontrol.2017.09.010

— Berberian B, Gouraud G, **Somon B**, Sahaï A and Le Goff K (2017) My Brain Is Out of the Loop : A Neuroergonomic Approach of OOTL Phenomenon. in *International Conference on Augmented Cognition. Springer*, Cham. doi : 10.1007/978-3-319-58628-1

E.2 Liste des communications à comité de lecture

Présentations orales

— **Somon B**, Campagne A, Delorme A and Berberian B (2018) Out-of-the-loop pilots : Study of an applied phenomenon through performance-monitoring EEG measure. 2^{nd} *International Neuroergonomics Conference*, Philadelphia (Neuroergonomics 2018)
— **Somon B**, Campagne A, Delorme A and Berberian B (2018) Out-of-the-loop pilots : Study of an applied phenomenon through performance-monitoring EEG measure. *Neuronus 2018 Ibro Neuroscience Forum*, Krakow (Neuronus 2018) – Winner of a travel grant
— **Somon B**, Campagne A, Delorme A and Berberian B (2016) Corrélats neuro-fonctionnels du phénomène de sortie de boucle : impact sur le monitoring des performances. *Journée du Pôle Grenoble Cognition*, Grenoble

Présentations affichées

— **Somon B**, Campagne A, Delorme A and Berberian B (2017) ERP study of performance monitoring during execution and supervision. 20^{th} *meeting of the European Society for Cognitive Psychology*, Berlin (ESCoP 2017)
— **Somon B**, Campagne A, Delorme A and Berberian B (2017) ERP study of performance monitoring during execution and supervision. 13^{th} *International Conference on Cognitive Neuroscience*, Amsterdam (ICON 2017)
— **Somon B**, Campagne A, Delorme A and Berberian B (2016) Out-of-the-loop performance problem and performance monitoring : Error detection during supervision. 1^{st} *International Neuroergonomics Conference*, Paris (Neuroergonomics 2016)

Annexe F

Étude 4 : Dégradation de la supervision par la sortie de boucle

Les études 2 et 3 (présentées dans les chapitres 7 et 8) de cette thèse ont permis de déterminer qu'il existe : (i) une activité PE associée à la supervision d'un système automatisé dans des conditions standardisées de laboratoire, mais que (ii) cette activité est plus difficilement retrouvée dans des tâches plus écologiques. Il semble néanmoins qu'il y ait une différence d'activité toujours présente entre la détection des erreurs et la détection des réponses correctes d'un système. L'objectif de cette étude est de déterminer si ces activités de détection des réponses d'un système automatisé vont être dégradées lorsque la sortie de boucle est induite. Nous allons dans un premier temps définir le contexte duquel est issu cette étude, en se basant à la fois sur des résultats de la littérature et nos résultats précédents. Puis nous présenterons le protocole expérimental utilisé pour induire la sortie de boucle lors de la supervision sans intervention d'un système écologique aéronautique (détaillé dans la section 5.2). Nous avons mesuré l'activité EEG liée à la détection des réponse du système et l'évolution de cette activité lors de la sortie de boucle. Nous présenterons les mesures et analyses associées à cette étude.
Cette expérimentation est en cours donc les résultats définitifs ne seront pas présentés ici.

Cette étude a été validée par le Comité d'Éthique pour les Recherches Grenoble Alpes du Pôle Grenoble Cognition (avis n° IRB00010290-2018-06-19-45 ; voir annexe C.3 p.191).

F.1 Contexte

L'invasion de l'automatisation des systèmes dans notre vie quotidienne a modifié la façon dont nous interagissons avec notre environnement. En effet, nous sommes de plus en plus confrontés aux systèmes automatisés, plus ou moins autonomes, et plus ou moins intelligents. Comme présenté dans le chapitre 3, des procédures ou des tâches qui étaient auparavant exécutées par des agents humains, sont maintenant faites par des systèmes automatisées. Dans ce contexte, il est bien souvent demandé aux opérateur d'être attentifs sur de longues période de temps afin de superviser le système automatisé. En 1983 déjà, Bainbridge [7] indique :

> «There are two general categories of task left for an operator in an automated system [...] to monitor [...] or to take over.»

Or, il a été montré par plusieurs auteurs que les performances de détection de stimuli, et donc par extension d'erreurs, étaient dégradées au cours du temps [55, 145, 211]. Ce changement de rôle des opérateurs a créé de nouvelles problématiques, comme le phénomène de sortie de boucle.

L'OOL a été caractérisé principalement de manière descriptive. Particulièrement, la baisse de vigilance au cours du temps lors des interactions homme-système fortement automatisé est considérée comme étant l'un des indices de mesure représentant le phénomène de sortie de boucle.
Au niveau neurophysiologique, la vigilance a été caractérisée à de nombreuses reprises. Notamment, plusieurs études ont montré que l'activité spectrale de l'EEG permet de rendre compte des niveaux de vigilance de manière fiable [149]. Makeig et Jung ont montré qu'une composante de l'activité EEG spectrale, puis plus tard le spectre complet, permet de prédire les temps de réaction à une tâche de vigilance [114]. En outre, l'activité α ainsi que l'activité β ont été démontrées comme étant associées aux changements de vigilance [12, 136]. Lin et coll. [136] ont montré que ces deux activités sont plus puissantes lorsque les participants sont dans un état alerte par rapport à un état somnolent.
Nous avons en outre montré dans l'étude 3 (voir chapitre 8) qu'une activité θ, alignée au moment de l'affichage de la décision du système, émerge à la fois pour les erreurs et pour les réponses correctes et que cette activité est réduite pour la détection d'erreurs entre le début et la fin de l'expérimentation. Ceci semble indiquer qu'une baisse de l'activité cérébrale de monitoring des performances est engendrée par le temps passé sur la tâche. En outre, nous avons montré aussi une resynchronisation de l'activité α, généralement associée à une baisse de vigilance, lors de l'observation de réponses correctes entre le début et la fin de l'expérimentation.
Or, la baisse de vigilance et la diminution du monitoring des performances du systèmes sont des marqueurs du phénomène de sortie de boucle lors des interactions des opérateurs avec des systèmes fortement automatisés. Nous souhaitons donc déterminer s'il est possible d'observer ce schéma à travers les mesures EEG lorsque la sortie de boucle est induite.

L'un des facteurs déclencheurs de l'OOL est la fiabilité du système. En effet, l'augmentation de la fiabilité des systèmes a poussé les opérateurs à être sur-confiants, voire même complaisants, envers ceux-ci [180]. Lors de la sortie de boucle, l'opérateur ne contrôle plus l'état du système autant qu'il le devrait [73, 115]. Nous avons défini dans la tâche précédente des marqueurs de la supervision grâce à différentes techniques de traitement du signal EEG. Ces marqueurs semblent plutôt robustes. Nous souhaitons observer leur évolution lors de la même tâche de supervision que précédemment utilisée (voir section 5.1.3.2) dans la condition difficile uniquement, mais en introduisant deux niveaux de confiance envers le système. En effet, ces niveaux de confiances sont utilisés afin d'induire la sortie de boucle, ou non. Deux groupes de participants seront enregistrés en EEG.
Nous émettons l'hypothèse que la sortie de boucle va avoir un impact sur l'activité de monitoring des performances et notamment, comme observé dans l'étude précédente, que l'activité θ va diminuer pour la détection d'erreurs au cours de l'expérimentation dans la condition d'induction de l'OOL, alors qu'elle sera stable dans la condition où le système n'est pas fiable. Nous émettons aussi l'idée que l'activité α liée à l'attention et à la vigilance, sera augmentée à la fin de la tâche pour les deux niveaux de fiabilité, avec peut-être une augmentation plus rapide pour la groupe supervisant le système fiable.

F.2 Méthodologie

Les sessions expérimentales pour cette expérimentation sont en cours d'enregistrements. Nous allons cependant ici présenter le protocole et les analyses que nous souhaitons effectuer afin de mettre en évidence l'effet de la sortie de boucle sur l'activité EEG de supervision, introduit à travers une modulation de la confiance de l'opérateur envers le système automatisé.

F.2.1 Expérimentation

F.2.1.1 Participants

Nous souhaitons pour cette étude recruter cinquante volontaires sains âgés de 18 à 55 ans parmi la population générale. Ces participants sont répartis en deux groupes. Un nombre de 15 à 20 sujets par groupe constitue la référence moyenne des études du domaine. La considération d'un nombre un peu plus élevé de participants par groupe permet d'en éliminer de l'analyse si besoin est. Les participants seront naïfs à la tâche. Ils devront avoir une vision et une audition normales ou corrigées à la normale, ne présentant aucun troubles neurologique ou psychiatrique et ne prenant aucun traitement médicamenteux. Ils recevront une compensation financière pour cette expérimentation.

F.2.1.2 Protocole

a) Stimuli Le protocole est similaire à la troisième étude (voir chapitre 8). Nous utilisons le simulateur d'évitement d'obstacles LIPS (décrit dans la section 5.2). Pour rappel, ce simulateur prend la forme d'un aéronef situé au centre d'une zone radar, et restant toujours au centre de cette zone. Il se déplace en ligne droite à une vitesse constante de $200m.s^{-1}$. Il est affiché sur un écran CRT de 19 pouces avec un taux de rafraîchissement fixé à $100Hz$, situé à une distance de $46cm$. Des obstacles, matérialisés par des ronds jaunes apparaissent dans la zone radar, sur la trajectoire du simulateur (obstacles primaires) ou non (obstacles secondaires). Ici, seule la condition difficile décrite dans l'étude précédente est mise en place. Par conséquent, les obstacles secondaires sont répartis sur l'ensemble de la partie haute de la zone radar.
Comme dans l'étude précédente, lorsque le simulateur entame un évitement, un stimulus d'amorce est affiché au participant indiquant sa prise de décision d'éviter le conflit primaire par la gauche ("AVOID ↖") ou par la droite ("AVOID ↗"). En fonction du contexte environnant, et de l'emplacement des obstacles secondaires, cette décision peut être correcte ou erronée. Ces deux types de configurations sont présentés dans la figure F.1.

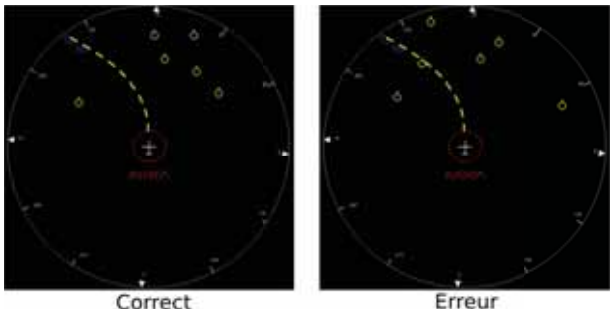


Figure F.1 – Présentation des stimuli affichés au participant lors de la tâche de supervision d'un simulateur d'évitement d'obstacle avec induction de la sortie de boucle. L'obstacle central représente l'obstacle primaire pouvant rentrer en collision avec l'aéronef, les autres obstacles sont les obstacles secondaires. En fonction de la répartition de ces obstacles, la décision du simulateur peut être correcte (image de gauche) ou erronée (image de droite).

Les deux types de feedbacks indiquant l'exactitude de la décision du simulateur ("RESOLVED" lors d'une réponse correcte et "NOT RESOLVED" lors d'une réponse erronée) sont à nouveau employés dans cette tâche.
Les stimuli utilisés étaient tous identiques pour les deux groupes de participants.

b) Protocole Lors de cette étude, les participants devaient réaliser une tâche de supervision d'un système écologique prenant la forme d'un simulateur d'évitement d'obstacles (LIPS décrit dans la section 5.2 et utilisé dans l'étude précédente). Le protocole est sensiblement similaire à celui de l'étude précédente (voir chapitre 8). Notamment le simulateur détecte des obstacles susceptibles de rentrer en collision avec l'aéronef central et les évite. Le rôle du participant est d'indiquer lorsque la décision du simulateur est erronée. Dans cette étude, les réponses du participant ne sont pas obligatoires. Deuxièmement, les participants sont répartis en deux groupes correspondant à deux niveaux de confiance envers le simulateur (i.e., deux niveaux de fiabilité du simulateur). La moitié des participants interagissent avec un simulateur ne faisant aucune erreur (condition **fiable**) et l'autre moitié avec un simulateur réalisant 30% d'erreurs (condition **non fiable**). Le participant peut indiquer à tout moment de l'évitement s'il considère que le système a pris une décision erronée. Ses réponses sont recueillies avec une souris d'ordinateur.
Chaque session expérimentale est divisée virtuellement en 8 blocs de 40 essais, représentant un total de 320 essais. La moitié des essais (160 essais) correspondent à des virages à droite, l'autre moitié à des virages à gauche. Chaque bloc contient un nombre d'essais erronés qui est fonction du niveau de fiabilité du système. Dans la condition fiable, aucun essai n'est erroné, pour la condition non fiable, 12 essais sont erronés par bloc, représentant un total de 96 essais erronés sur l'ensemble de l'expérimentation. Lorsque le participant détecte une erreur du système et effectue un appui bouton, un changement d'altitude (fictif) est engagé, permettant ainsi d'éviter les collisions avec les obstacles secondaires. Si le participant n'effectue pas d'appui bouton lors d'un essai erroné, aucun changement d'altitude n'est réalisé, créant ainsi une collision entre l'aéronef et les obstacles secondaires.
Le déroulement des essais est très similaire à celui de l'étude précédente, seul un point est modifié : il n'y a plus de figement de l'écran radar au moment de l'affichage de la décision du système. En effet, les participants ne doivent pas répondre à chaque essai, mais uniquement lorsqu'ils estiment que la décision du simulateur est erronée. Si le participant effectue un appui bouton, indiquant qu'il a détecté une erreur du système, un changement d'altitude fictif est enclenché, évitant à l'aéronef d'entrer en conflit avec les obstacles secondaires. L'aéronef revient ensuite sur sa trajectoire initiale et envoie un feedback au participant lui indiquant si le conflit a été résolu (feedback positif) ou non (feedback négatif). La figure F.2 présente le déroulement d'un essai complet.
Une phase de familiarisation est réalisée pour chaque niveau de difficulté avant chaque session. Aucun de ces essais n'est analysé.

À la fin de chaque bloc de 40 essais, une question portant sur la fiabilité du système est affiché sur un écran tactile, disposé à proximité de la main du participant : *"Comment jugez-vous la fiabilité du simulateur d'évitement d'obstacles ?"*. Le participant doit indiquer avec son doigt sur une jauge son jugement sur une échelle allant de "Pas fiable du tout" à "Parfaitement fiable". Pendant ce temps, le participant reste assis dans le noir face à l'écran et l'aéronef maintient une trajectoire stable centrale sans aucun obstacle apparent. Puis, l'écran tactile se remet en veille après la réponse du participant, et un nouveau bloc est entamé par le simulateur.

F.2.2 Mesures et analyses

F.2.2.1 Mesures subjectives

L'état de vigilance ainsi que l'état émotionnel sont évalués pour chaque session expérimentale. Au début et à la fin de chaque session expérimentale l'état de vigilance est évalué à l'aide de l'échelle de Somnolence de Karolinska, sur une échelle allant de 1 (Très

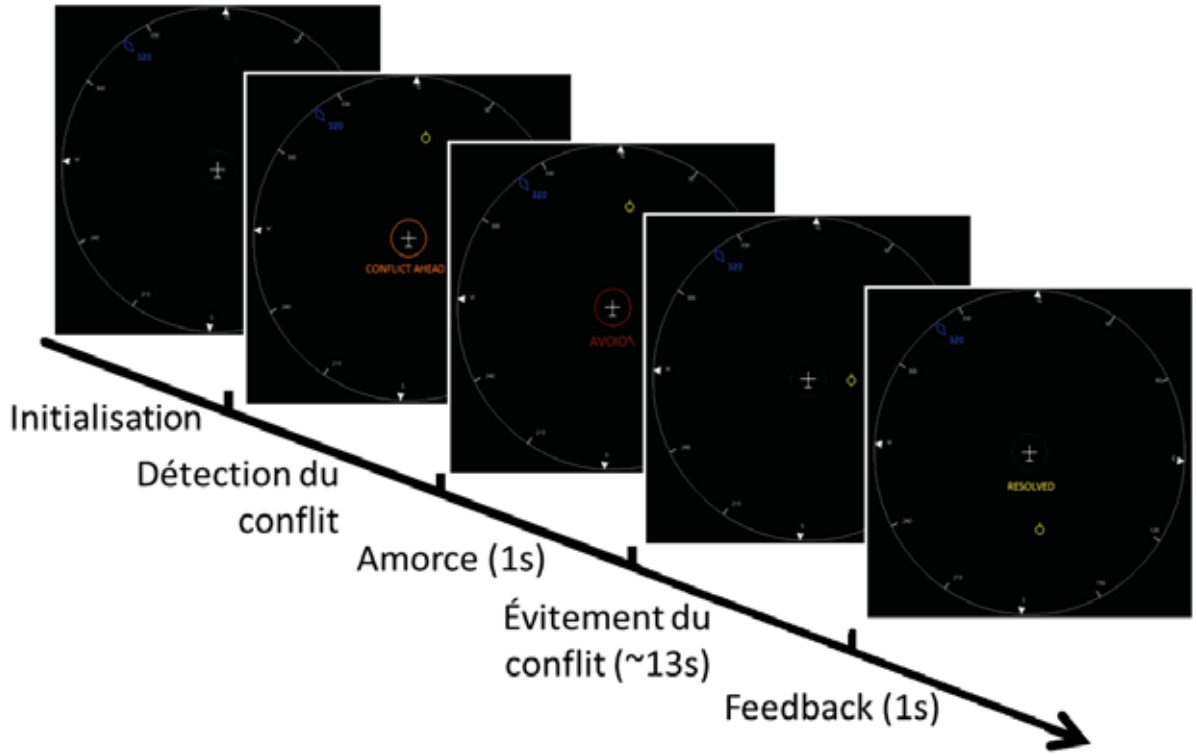


Figure F.2 – Déroulement d'un essai dans la tâche de supervision en condition écologique lors de l'induction de la sortie de boucle

éveillé(e)) à 9 (Très somnolent(e)). Différentes dimensions émotionnelles des participants (Calme/Apaisement, Stress, Joie, Ennui) sont également mesurées en début et fin de chaque session expérimentale à l'aide d'échelles de Likert.

L'état de vigilance ainsi que les valeurs subjectives d'état émotionnel des participants ont été ensuite analysés à l'aide d'une ANOVA à mesures répétées avec pour facteurs intra-sujets le moment de l'expérimentation (début vs. fin de l'expérimentation) et la session expérimental (session 1 ou 2). Les moyennes ont été comparées à l'aide d'un test post-hoc de Tukey.

Trois autres questionnaires sont proposés au participant en fin de tâche, portant sur : (i) la capacité du participant à faire confiance [155], (ii) ses pensées durant la tâche (questionnaire *Dundee Stress Test Questionnaire* ou DSSQ [154]), et (iii) son ressenti sur la charge mentale, physique et temporelle liée à la tâche (questionnaire *NASA Task Load Index* ou NASA-TLX [99, 43]).
Enfin, les données du questionnaire de niveau de confiance apparaissant entre chaque bloc seront recueillies et mises en forme à l'aide d'une échelle de Likert allant de 0 (Pas du tout fiable) à 10 (Parfaitement fiable).

Ces données seront comparées entre les deux groupes de niveau de fiabilité différents, à l'aide d'un test de Student avec comme variable inter-sujets le groupe de fiabilité (Fiable vs. Non fiable). Les moyennes seront comparées à l'aide d'un test post-hoc de Tukey.

Tous les résultats sont reportés comme moyenne ± ESM. Le deuil de significativité a été placé à $\alpha = .05$.

F.2.2.2 Mesures comportementales

Le taux de détection d'erreurs des participant est enregistré dans la condition non fiable à titre indicatif. En effet, il ne pourra pas être comparé entre les deux groupes, puisque l'un des groupes n'observera pas d'erreurs du système.

F.2.2.3 Mesures électroencéphalographiques

Les activité EEG et EOG sont enregistrées en continu à l'aide de dispositifs similaires à ceux des études précédentes. Dans cette étude, nous utilisons 64 électrodes actives, positionnées selon le système 10-20 étendu.
Les données électrophysiologiques seront pré-traitées selon la même procédure que celle employée dans les autres études.
Pour l'analyse, les données seront segmentées sur une fenêtre de -2000 à $2500ms$ centrée sur l'affichage de la réponse du système.
Les données seront ensuite corrigées à la ligne de base prise sur la période de -500 à $0ms$ précédant la réponse du système. Enfin, pour chaque participant et chaque électrode, les potentiels évoqués induits dans chaque essai seront moyennés de trois manières différentes :

- en fonction de l'exactitude de la réponse du système (erreurs et réponses correctes) pour les participant du groupe non fiable ;
- en fonction de la fiabilité du système (groupe fiable et non fiable) en ne prenant en compte que les réponses correctes ;
- en fonction de la fiabilité du système (groupe fiable et non fiable) et du moment de l'expérimentation (début et fin).

Pour les moyennes sur le moment de l'expérimentation (début et fin), les deux blocs du début et de la fin de chaque session expérimentale seront moyennés pour chaque participant dans chaque groupe.
Les essais mal classifiés par le participant (i.e., les fausses alarmes, faux négatifs et omissions) seront exclus des analyses EEG.

Les analyses seront elles aussi similaires à l'étude 3 (voir chapitre 8). Notamment, nous effectuerons une première analyse en PE. Puis nous analyserons les activités fréquentielles essai-par-essai, principalement dans les bandes de fréquence θ et α. Enfin nous analyserons les cohérences inter-essais, permettant de déterminer si l'activité fréquentielle observée essai par essai est évoquée ou induite.

Pour toutes ces analyses, le seuil de significativité est fixé à $\alpha = .05$.

F.3 Résultats

Les données pour cette étude sont actuellement en cours d'enregistrement.