



Etude du stress et de sa régulation en contexte de conduite autonome à l'aune des différences individuelles.

Adolphe J Béquet

► To cite this version:

Adolphe J Béquet. Etude du stress et de sa régulation en contexte de conduite autonome à l'aune des différences individuelles.. Psychologie. Université Lumière - Lyon II, 2023. Français. NNT : 2023LYO20009 . tel-04146982

HAL Id: tel-04146982

<https://theses.hal.science/tel-04146982>

Submitted on 30 Jun 2023

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.

Thèse de doctorat en Sciences Cognitives

Université Lumière Lyon II

École Doctorale

Neurosciences et Cognition - ED 476

Présentée par

Adolphe J. Béquet

Étude du stress et de sa régulation en contexte de conduite autonome à l'aune des différences individuelles

Soutenue publiquement le
3 avril 2023

Devant le jury composé de :

M. Frédéric DEHAIS

M. Franck MARS

Mme Stéphanie DABIC

Mme Anne GUILLAUME

M. Antonio HIDALGO-MUÑOZ

M. Christophe JALLAIS

Professeur, ISAE SUPAERO

Directeur de recherche, Ecole Centrale de Nantes

Cognitive Science Senior Expert, Valéo

Professeur, Paris 8, Renault

Maître de conférences, Université de Salamanque

Directeur de recherche, Université Gustave Eiffel

Rapporteur

Rapporteur

Examinatrice

Examinatrice

Co-directeur

Directeur

« If I have seen further it is by standing on the shoulders of Giants. »

Isaac Newton,
lettre à Robert Hooke, 5 février 1675

Résumé

Le stress est un phénomène couramment rencontré lors de la conduite automobile. Il peut affecter la sécurité et le confort des usagers. L'automatisation de la conduite ouvre la voie à une amélioration de la sécurité et à une réduction du facteur humain, mais favorise l'apparition de tâches non liées à la conduite, et nécessite encore de superviser le système lors de phases de reprise de la conduite manuelle. Pour pallier les effets négatifs du stress, des stratégies de régulation implicites (ou subtiles) n'entraînant pas de perturbations de l'utilisateur vis-à-vis de la tâche de conduite peuvent être utilisées. Du fait de l'ouverture de l'automatisation de la conduite à des individus provenant de tous horizons, il est également important de considérer les différences individuelles pouvant influencer le stress et sa régulation.

Les objectifs de cette thèse étaient donc triples : (1) étudier les effets du stress pendant la supervision d'un véhicule autonome avec des phases de reprise en main et de conduite manuelle ; (2) vérifier l'efficacité de solutions de régulation basées sur une modulation de la réponse physiologique, sur le niveau de stress ; (3) Prendre en considération des traits individuels pouvant influencer le stress et sa régulation en termes de sécurité et de confort des usagers de véhicules autonomes.

Pour atteindre ces objectifs, nous avons d'abord identifié des techniques de régulation du stress applicables en contexte de conduite automobile. Certaines de ces techniques, basées sur la modulation physiologique (cardiaque et respiratoire), ont été testées lors de deux expérimentations : Une en contexte de laboratoire, l'autre en contexte de conduite autonome simulée. Un jeu a été créé pour induire du stress pendant la tâche de supervision, et des mesures comportementales et physiologiques ont été utilisées pour investiguer l'impact de ce stress sur les individus et sur leur performance de supervision et de conduite manuelle. Dans ces deux expérimentations, des traits individuels (e.g. Personnalité, habitudes de conduite) ont été pris en compte dans l'étude du stress et des techniques de régulation.

Les résultats obtenus montrent que le stress augmentait l'engagement des participants envers le jeu, et présentait des effets faibles sur la diminution de la sécurité (en termes de réponses aux alarmes de reprise en main et de comportement de conduite). Les effets subjectifs du stress et des techniques de régulation variaient selon des traits individuels liés à la prise en compte et à l'interprétation des éléments stressants du contexte et des bracelets utilisés. La régulation était plus efficace lorsqu'elle permettait de détourner l'attention des stressors, sans que cela ne soit perçu comme une difficulté supplémentaire. Ce mécanisme de détournement attentionnel semblait central pour le fonctionnement de la régulation basée sur le cardiaque, tandis qu'il semblait plutôt appuyer l'efficacité de la modulation physiologique dans le cas de la régulation respiratoire. Ces résultats montrent que le recours aux techniques de régulation implicite doit se faire en tenant compte du niveau d'attention qu'elles requièrent malgré tout pour être efficaces, ce niveau d'attention pouvant varier entre les individus.

Mots clefs : *Stress, Régulation subtile, Physiologie, Conduite automobile, Automatisation de la conduite, Tâche non liée à la conduite, Traits individuels, Attention.*

Abstract

Stress is a phenomenon frequently encountered in driving. It can affect the safety and comfort of users. Driving automation offers new ways to improve safety and reduce the danger posed by some human factors. However, it can also result in the concomitant occurrence of non-driving related tasks, and still inevitably requires supervision during phases of manual driving. To mitigate the negative effects of stress, implicit (or subtle) regulation strategies that do not impair the driving task can be used. Because driving automation is increasingly available to a variety of individuals, it is therefore important to consider the individual differences between persons that can influence stress and its regulation.

The objectives of this thesis were threefold: (1) to study the effects of stress during an autonomous driving situation with takeover and manual driving phases, (2) to verify the effectiveness of regulation techniques based on the modulation of the physiological response on the level of stress and (3) to consider the individual traits that can influence stress and its regulation in the context of safety and comfort during autonomous driving.

To achieve these objectives, we first identified stress regulation techniques applicable to a driving context. Some of these techniques, based on physiological modulation (cardiac and respiratory), were tested both in a laboratory context and in an autonomous driving simulation. A game was designed to induce stress during the supervision task, and behavioral and physiological measures were used to investigate the impact of this stress on individuals and on their performance on the supervision task and on manual driving. In both experiments, individual traits (e.g., personality, driving habits) were considered in the study of stress and regulation techniques.

The results showed that stress increased the level of engagement of participants toward the game, despite weakly negative effects on safety (in terms of responses to takeover notifications and driving behavior). The subjective effects of stress and regulation techniques varied according to individual traits related to the interpretation of stressful context, and to the perception of the bracelet used. Regulation was most effective when it allowed the attention to be diverted from the stressors, without being perceived as an additional difficulty. The mechanism of attentional redeployment seemed central to the functioning of cardiac regulation, whereas it seemed to support the effectiveness of physiological modulation in the case of respiratory regulation. These results show that the use of implicit regulation should consider the level of attention that they require to be effective, which may vary between individuals.

Keywords: *Stress, Subtle regulation, Physiology, Driving, Driving automation, Non-driving related task, Individual traits, Attention.*

Remerciements

Paradoxalement, je pense que je savais à peu près ce que j'allais mettre dans mes remerciements avant même de savoir ce que j'allais mettre dans ma thèse. C'est dire à quel point j'ai su très vite que je ne serai pas seul pour mener cette expérience, pourtant souvent qualifiée de « solitaire ». Je souhaite donc remercier ici les Géants qui m'ont prêté leurs épaules pour aller au bout de ce travail.

Tout d'abord, je tiens à remercier les membres de mon jury pour le temps qu'ils ont bien voulu consacrer à l'évaluation de ce travail. Merci à Frédéric Dehais et à Franck Mars d'avoir accepté d'être les rapporteurs de cette thèse, et merci à Anne Guillaume et Stéphanie Dabic d'avoir bien voulu en être les examinatrices.

Je tiens ensuite à remercier mon directeur de thèse, Christophe Jallais, qui s'est embarqué avec moi dans cette aventure il y a maintenant un peu plus de trois ans. La relation particulière que peuvent entretenir un instructeur et son disciple mène souvent à des découvertes réciproques, sur soi, sur l'autre, et sur le sujet investigué. Je suis heureux d'avoir ainsi bénéficié de tes lumières. Nos discussions et débats autour de concepts (ou de mots tarabiscotés !) me manqueront assurément. Merci à toi pour ta grande confiance, ta bienveillance et ta combativité lorsqu'il s'agissait de me fournir les moyens d'assurer une recherche de qualité.

Comment ne pas remercier ensuite celui qui m'a pris sous son aile il y a bientôt 6 ans ? Antonio Hidalgo-Muñoz, les mots me manquent pour t'exprimer ma gratitude. Tu es le meilleur mentor que j'aurai pu espérer avoir. Merci à toi pour ta sagesse et ta sagacité, pour ton investissement permanent et ton pragmatisme, pour ton dynamisme, ton sens de l'empathie et ton humour. Je sais ce que je te dois, et j'ai hâte de poursuivre notre collaboration.

J'ai eu la chance de réaliser ma thèse au sein du LESCOT, un laboratoire pluridisciplinaire dans lequel je rôde depuis quelques années. Je veux remercier ici mes nombreux collègues pour leur accompagnement quotidien dans ma thèse, à toute échelle. Tout d'abord, merci à Hélène Tattegrain, directrice du laboratoire pour la grande majorité de la durée de ma thèse, pour ses conseils avisés et sa gentillesse. Un grand merci à Nathalie, qui a toujours su répondre avec réactivité et bonne humeur à mes demandes (parfois de dernière minute !), et qui permet au laboratoire de tourner comme une horloge. Merci également aux permanents de ce même laboratoire avec lesquels il est toujours agréable de discuter, Thierry, Myriam, Laurence, Maud, Alex, Annie, et Joceline avec laquelle j'ai hâte de travailler. Un grand merci à Caroline pour ta gentillesse, tes conseils, et ta relecture chirurgicale. Merci à toi, cher Evan, jumeau de thèse, avec qui nous avons commencé et terminé cet exercice pratiquement en même temps. Merci pour ces journées et soirées mémorables, et pour les litres de café et de bière qui les ont accompagnés (respectivement, bien sûr). Un grand merci à mes autres collègues doctorants, Clara (GaSne) et Galina (comment va ?). Je vous souhaite d'avoir une expérience de thèse au moins aussi positive que la mienne a pu l'être. Merci à tous les autres membres du laboratoire, anciens et nouveaux, Guillaume, Alex, Jonathan, Noelle, Mingming, Fabio, Marina, Anaïs, Victoria, Céline, Lucie, Théo, Florence, et tous les autres...

Une thèse, c'est également la réalisation d'expérimentations dont la mise en place et l'exécution peut parfois s'avérer... éthérée. Heureusement, j'ai toujours pu compter sur l'aide précieuse et la technicité des ingénieurs ingénieurs du LESCOT. Merci à vous Daniel, Bertrand, Fabien, Bruno, et Romain,

d'avoir assuré la mise en place, la maintenance et le service après-vente indispensables aux ambitions de ce travail. Petite dédicace à Fabien pour les heures passées ensemble devant RTMaps, et à Josh pour son aide dans la réalisation du jeu et du bracelet, matériels primordiaux dans ce travail. Dans la même veine, je remercie l'ensemble des participants ayant pris part à ces expérimentations, souvent avec beaucoup d'intérêt et de curiosité.

Une thèse, cela peut parfois être aussi déroutant que déprimant. J'ai cependant eu la chance, dans mes moments de doute et d'insécurité de toujours pouvoir compter sur l'amitié d'un grand nombre de personnes. En premier lieu, merci à mes amis rencontrés au sein du laboratoire. Merci à toi, Sébastien (*sempai* !), pour tes conseils avisés, pour ton ouverture d'esprit et la gentillesse sans bornes qui te caractérise. Merci à toi Isabelle (*sempai* aussi !), pour ta gentillesse et ta disponibilité quand il s'agit de me conseiller, de me rassurer en trouvant les mots justes, ou plus simplement de prendre un café (tout en supportant mes blagues !). Encore merci, Evan, pour nos nombreuses discussions autour de nos destins croisés. Audrey, tu as été un rayon de soleil dans les moments moroses, mais aussi dans les moments plus joyeux. Ta bonne humeur constante et ton humour ont été une bulle de bien être durant mon passage au Lescot. Merci pour tout cela. Il me faut remercier une nouvelle fois Antonio, qui, au-delà de son statut de mentor, a été avant tout un ami précieux au cours de ces années, sur lequel j'ai pu compter en toutes circonstances, et à toute heure. Merci à la famille Quick, et particulièrement à ses représentants lyonnais, Josh et Christina. Je ne connais pas de personne plus tolérante et accueillante que vous, qui m'avez nourri intellectuellement (et physiquement) au cours de ce travail. Chez vous, je me suis toujours senti comme chez moi. Enfin, un grand merci à mon ami le Lt. Flow, avec lequel j'ai hâte de continuer nos explorations de contrées plus ou moins lointaines (24 !).

Je remercie ma famille, qui m'a accompagné tout au long de ces tribulations. Merci à l'ensemble de ma fratrie, ainsi qu'à mes parents qui m'ont donné l'éducation et les ressources nécessaires pour en arriver à ce niveau d'études. Je remercie tout particulièrement mes parents pour la relecture de mon manuscrit, ainsi que Mémé pour avoir réalisé avec talent certaines des illustrations qui accompagnent ce manuscrit. Merci également à ma deuxième famille, Yohan, Ludivine, et Timothée d'être toujours présents et disponibles quand l'occasion se présente.

La première victime d'une thèse, outre le thésard, c'est aussi la personne qui partage sa vie. A cette personne, je dis merci. Tu m'as soutenu, accompagné, nourri, logé, relu, lors de la période la plus critique. Tu as supporté mes états d'âme sans jamais montrer de lassitude, quand bien même cette période n'a sans doute pas été évidente pour toi non plus. Thank you, Liam. Even though you can't carry all my burdens, you carried me through them.

Enfin, et surtout, merci au lecteur de ce manuscrit. Dans les thèses que j'ai l'occasion de lire, la partie « remerciements » est souvent ma préférée, alors j'espère avoir été à la hauteur en guise d'introduction de ce travail qui, je l'espère, vous sera utile.

Table des matières

LISTE DES ABREVIATIONS.....	12
INTRODUCTION GENERALE	14
PREMIERE PARTIE CONTEXTE THEORIQUE	18
CHAPITRE 1 L'HUMAIN.....	20
1.1. <i>L'humain comme système biologique</i>	20
1.1.1. Introduction et organisation du système nerveux.....	20
1.1.2. Système nerveux central	20
1.1.3. Système nerveux périphérique autonome et organes innervés.....	26
1.1.4. Somesthésie.....	33
Le système biologique en bref	39
1.2. <i>L'humain comme système de (dés)équilibre : Le stress</i>	40
1.2.1. Théories de l'appraisal.....	40
1.2.2. Origines du stress et définition	42
1.2.3. La réponse au stress	43
1.2.4. Impacts de traits individuels sur le stress et sa réponse.....	54
1.2.5. Induction expérimentale du stress	57
Le stress et sa réponse en bref	62
1.3. <i>L'humain comme système de (ré)équilibre : ...Et sa régulation</i>	64
1.3.1. Modèle de la régulation émotionnelle de Gross	64
1.3.2. Vers une régulation subtile.....	65
1.3.3. Facteurs individuels et régulation.....	76
La régulation du stress en bref	80
CHAPITRE 2 ET LA MACHINE	82
2.1. <i>Conduite manuelle</i>	82
2.1.1. Introduction : Conduire n'est pas si simple	82
2.1.2. Le modèle SRK de Rasmussen.....	82
2.1.3. Le modèle de Michon	84
2.1.4. Le modèle de la conscience de la situation de Endsley	84
2.1.5. Fonctions cognitives impliquées dans la conduite.....	84
2.1.6. Une manœuvre de conduite concrète : le changement de voie	86
La conduite manuelle en bref.....	88
2.2. <i>Conduite autonome</i>	90
2.2.1. Introduction : la voiture fantôme de Milwaukee, et les cerveaux positroniques	90
2.2.2. Eléments de définition de la conduite autonome	91
2.2.3. Reprise en main de la conduite	93
2.2.4. Tâches non-liées à la conduite lors du pilotage autonome	96
2.2.5. Impact des NDRT sur la criticité de la REM d'un véhicule autonome de niveau 3.....	98
La conduite autonome en bref	101
CHAPITRE 3 ENSEMBLE	102
3.1. <i>Stress en conduite autonome et manuelle</i>	102
3.1.1. Emergence et impacts du stress en conduite manuelle et autonome.....	102
3.1.2. Détection subtile du stress en contexte de conduite	105
Le stress en conduite en bref	107
3.2. <i>Régulation du stress en conduite automobile</i>	108
3.2.1. Introduction : Présentation de la revue systématique de littérature	108
3.2.2. Stratégies de régulation subtile en conduite	109
3.2.3. Apports de la revue de littérature sur la régulation en conduite	115
3.2.4. Contribution scientifique en lien avec la revue de littérature portant sur la régulation en contexte de conduite	116
La régulation du stress dans le contexte de conduite en bref.....	117
DEUXIEME PARTIE PROBLEMATIQUES ET METHODOLOGIE GENERALE	118

SYNTHESE DE L'ETAT DE L'ART ET OBJECTIFS	120
QUESTIONS DE RECHERCHE ET HYPOTHESES GENERALES.....	122
<i>Hypothèses en lien avec le stress et sa réponse</i>	122
<i>Hypothèses en lien avec la régulation</i>	122
<i>Hypothèses en lien avec les traits individuels</i>	123
METHODOLOGIE EXPERIMENTALE RETENUE	124
TROISIEME PARTIE EXPERIMENTATIONS	126
EXPERIMENTATION I	128
I.1. Contexte et question de recherche	128
I.2. Méthode.....	130
I.2.1 Participants.....	130
I.2.2 Matériel	130
I.2.3 Recueil des données	137
I.2.4 Synthèse des conditions expérimentales	147
I.2.5 Procédure expérimentale	148
I.2.6 Traitement de données	150
I.2.7 Analyses.....	155
I.3. Résultats	158
I.3.1 Investigations portant sur l'induction de distress pour les dimensions subjectives, comportementales, et physiologiques	159
I.3.2 Investigation de l'impact du biofeedback haptique diminué sur l'entraînement physiologique et sur les composants subjectifs et comportementaux	160
I.3.3 Analyses spécifiques aux données neurologiques.....	161
I.3.4 Investigation de l'influence des traits individuels sur l'efficacité du biofeedback haptique	164
Résultats de la première étude en bref	167
I.4. Discussion.....	168
I.4.1 Effets du jeu sur l'induction de stress.....	168
I.4.2 Effet du biofeedback sur le stress.....	169
I.4.3 Impact des traits de personnalité sur l'efficacité subjective du biofeedback.....	170
I.4.4 Interprétation des résultats relatifs à l'activité cérébrale	171
I.5. Limitations	174
I.6. Conclusions et perspectives	175
I.7. Liste des contributions scientifiques en lien avec la première expérimentation	177
VERS LA SECONDE EXPERIMENTATION.....	178
EXPERIMENTATION 2	180
II.1. Contexte et questions de recherche	180
II.2. Méthode.....	182
II.2.1 Participants.....	182
II.2.2 Matériel	182
II.2.3 Recueil des données	187
II.2.4 Synthèse des conditions expérimentales et contrebalancement effectué	190
II.2.5 Procédure expérimentale	191
II.2.6 Traitement de données	194
II.2.7 Analyses	204
II.3. Résultats	210
II.3.1 Vérification préalable : vérification de l'induction de stress en conduite autonome	210
II.3.2 Objectif 1 : Impact du stress sur la conduite manuelle.....	213
II.3.3 Objectif 2 et 3 : étude des variables individuelles influençant l'aspect subjectif du stress et de sa régulation	220
Résultats de la seconde étude en bref	234
II.4. Discussion.....	236
II.4.1 Impact du stress sur la conduite	236
II.4.2 Influence des variables individuelles sur le stress et sur la régulation	239
II.5. Limitations	243
II.6. Conclusions et perspectives	245

II.7. Liste des contributions scientifiques en lien avec la seconde expérimentation	247
QUATRIEME PARTIE DISCUSSION GENERALE	248
RAPPEL DE LA PROBLEMATIQUE.....	250
APPORTS RELATIFS A L'ETUDE DU STRESS.....	251
APPORTS RELATIFS A L'ETUDE DE LA REGULATION	256
LIMITATIONS	262
CONCLUSION ET PERSPECTIVES.....	264
BIBLIOGRAPHIE.....	266
LISTE DES FIGURES	286
LISTE DES TABLES.....	292
ANNEXES	294
ANNEXE A COMPLEMENTS EXPERIMENTATION 1	296
a. Questionnaire NASA-TLX.....	296
b. Questionnaire Big-Five-fr (tiré de Plaisant, Courtois, et al., 2010)	297
c. Questionnaire démographique et contrebalancement des conditions expérimentales	299
ANNEXE B COMPLEMENT EXPERIMENTATION 2.....	300
a. Questionnaire DBQ 23-items (tiré de Guého et al., 2014).....	300
b. Questionnaire THISQ (adapté de Vlemincx et al., 2021)	301
c.. Questionnaire démographique et ordre de contrebalancement	302
d. Tableau des retraits de données physiologiques	304
e. Tableaux de moyennes	306
ANNEXE C EXTRAIT DE LA REVUE DE LITTERATURE PUBLIEE.....	319
ANNEXE D EXTRAIT DE L'ETUDE PUBLIEE SUR LA PREMIERE EXPERIMENTATION	320

Liste des abréviations

ADAS : Advanced Driver Assistance Systems, système d'aide à la conduite.

ACTH : Adrénocorticotrophine.

AUC : Area Under Curve, aire sous la courbe.

BF : Biofeedback

BR: Breath Rate, rythme respiratoire.

CDV : Changement De Voie.

DG : Difficult Game, jeu difficile (condition de la première étude).

DSG : Difficult Stressful Game, jeu difficile et stressant (condition de la première étude).

DSGR : Difficult Stressful Game with Regulation, jeu difficile et stressant avec régulation (condition de la première étude).

ECG : Electrocardiogramme.

EDA : ElectroDermal Answer, réponse électrodermale.

EG : Easy Game, jeu facile (condition de la première étude).

fNIRS : fonctionnal Near InfraRed Spectroscopie, imagerie fonctionnelle en proche infrarouge.

GEW : Geneva Emotional Wheel, Roue des émotions de Genève.

HR : Heart Rate, rythme cardiaque en français.

HRV : Heart Rate Variability, variabilité du rythme cardiaque.

MIST : Montréal Imaging Stress Task, tâche d'imagerie de stress de Montréal.

NDRT : Non Driving Related Task, tâche non liée à la conduite.

NSNR : No Stress No Regulation, sans stress et sans regulation (condition de la seconde étude).

NSR : No Stress Regulation, sans stress et avec régulation (condition de la seconde étude).

ODD : Operational Design Domain, domaine opérationnel de conception.

OM : Omissions d'alarmes.

PPG : Photopléthysmographie.

REM : Reprise En Main.

RMSSD : Root Mean Squared Successive Differences, racine quadratique des différences R-R successives. Indicateur de la variabilité cardiaque.

RSA : Respiratory Sinual Arrhythmia, arithmie sinusale respiratoire.

SCR : Skin Conductance Responses, réponse de conductance cutanée.

SDNN : Standard Deviations of the average of Normal to Normal Intervals, écart-type de la moyenne des intervalles R-R.

SNR : Stress No Regulation, Stress sans régulation (condition de la seconde étude).

SR : Stress and Regulation, Stress avec regulation (condition de la seconde étude).

SSSQ : Short Stress State Questionnaire, Questionnaire court sur l'état de stress.

SWRR : Steering Wheel Reversal Rate, taux d'inversions du volant.

THSQ : Three-domain Interoceptive Sensations Questionnaire, questionnaire sur les sensations interoceptives à trois dimensions

TO : Take Over, reprise n main.

TOR : Take Over Request, demande de Reprise en Main.

VA: Véhicule Autonome.

$\Delta[\text{HbO}^2]$ & $\Delta[\text{HbR}]$: Variables associées à la réponse hémodynamique. Il s'agit respectivement de la variation de la concentration d'hémoglobine oxygénée et désoxygénée.

Introduction générale

Désert du Nevada, 2004. Une quinzaine de véhicules s’élancent dans une course effrénée sur quelques 228 kilomètres avec, à la clef, un million de dollars. Il n’y aura aucun vainqueur ce jour-là, la distance maximale parcourue étant de seulement... 11 kilomètres. Pourtant, l’évènement est un succès, car aucun des véhicules s’étant élancés ce jour-là n’est conduit par un être humain¹.

Près de 20 ans plus tard, la conduite autonome est devenue une réalité tangible. Offrant la promesse d’avantages tels que la réduction des accidents, une fluidité accrue de la circulation, ou encore une hausse du confort et de l’inclusivité sur les routes, elle est souvent considérée comme l’avenir de la mobilité. Malgré ces promesses, et malgré les progrès technologiques remarquables en la matière, il ne s’agit cependant pas encore d’un contexte où l’humain est totalement hors de la boucle de contrôle, quand bien même il aurait la possibilité de réaliser des tâches annexes à la conduite. Le niveau d’automatisation qui commence à émerger repose en effet sur des périodes d’interventions humaines lorsque le système sort de son domaine de fonctionnement. La présence de ce facteur humain rend cette technologie sensible à toutes les problématiques qui accompagnent la présence humaine, notamment en lien avec les effets que des états tels que le stress, peuvent avoir sur la performance et le bien être des individus. La promesse de l’ouverture de cette technologie à des conducteurs et des conductrices de tous horizons s’accompagne également de la problématique des forces et des faiblesses propres à chacun.

Nous nous sommes ainsi posé la question suivante : Dans quelle mesure la réalisation d’une tâche annexe stressante pourrait-elle perturber la phase de reprise de contrôle ? Comment réguler le stress qui pourrait ainsi être présent, sans toutefois perturber l’activité de conduite ? Quels seraient les déterminants individuels liés à l’émergence de ce stress, et à l’efficacité de sa régulation ?

Afin de chercher à répondre à ces questions, nous nous sommes placés dans le champ des sciences cognitives. L’approche retenue dans cette thèse repose donc sur la multidisciplinarité propre à ce champ. Cette thèse aborde ainsi des notions liées à la biologie, à la psychologie, aux neurosciences, et parfois même, à l’ingénierie. Plus spécifiquement, ce travail peut être replacé dans le champ de la neuroergonomie, se définissant comme le croisement de l’ergonomie et des neurosciences dans une visée applicative. Ce manuscrit se décompose ainsi en plusieurs parties, elles-mêmes constituées de plusieurs chapitres et sous-sections.

La première partie introduit des éléments théoriques en lien avec les notions que nous investiguons. Ainsi, le premier chapitre de cette partie est consacré à l’humain. Il développe des éléments propres au fonctionnement biologique, et s’intéresse également à définir la notion de stress et à en

¹ Il s’agit du *DARPA Grand Challenge*, pour lequel un compte rendu peut être retrouvé à l’adresse suivante : <https://www.popsoci.com/scitech/article/2004-06/darpa-grand-challenge-2004darpas-debacle-desert/>

expliciter les effets sur l'organisme. Enfin, ce premier chapitre expose des notions en lien avec la régulation du stress et développe le fonctionnement de stratégies pouvant être utilisées pour mener à bien une régulation que nous qualifions de *subtile*. Le deuxième chapitre est, cette fois, consacré à la machine, et plus précisément à la conduite manuelle et autonome qui y sont présentées et définies. Le troisième chapitre de cette première partie vise à placer l'humain et la machine en interaction : nous y présentons d'une part les origines et les impacts du stress dans les contextes de conduite autonome et manuelle, mais également une revue de littérature publiée en 2020 portant sur la régulation de cet état dans le contexte de conduite.

La seconde partie propose un récapitulatif des notions introduites dans chaque chapitre de la première partie, avant de poser les objectifs, les questions de recherche, ainsi que la problématique et les hypothèses générales de la présente thèse. Cette partie contient également un descriptif général de la méthodologie expérimentale retenue.

La troisième partie présente les deux expérimentations que nous avons réalisées. Dans une logique d'écologie croissante, la première expérimentation s'est déroulée dans un contexte fondamental de laboratoire, tandis que la deuxième expérimentation a été réalisée sur simulateur de conduite. Cette partie présente ainsi les résultats, discussions, conclusions, et limitations respectives de chaque expérimentation.

Enfin, la quatrième partie discute d'une façon plus générale les résultats et conclusions de ces deux expérimentations au regard des objectifs de la thèse. Il y est également consacré un temps de discussions de certaines limitations méthodologiques rencontrées, ainsi que de certaines questions soulevées par ce travail. Enfin, une conclusion générale clôture ce manuscrit en exposant notamment certaines perspectives de recherche pouvant en être tirées.

Première partie
Contexte théorique

Chapitre 1

L'humain

1.1. L'humain comme système biologique

Dans cette section, nous introduisons des notions liées au fonctionnement du corps humain. Il nous a semblé primordial de replacer ici ces notions d'ordre biologique, afin de comprendre les substrats qui supportent la mise en œuvre de phénomènes complexes liés au stress et à sa régulation.

1.1.1. Introduction et organisation du système nerveux

Le corps humain est en constante interaction avec son environnement. Cette interaction nécessite qu'un individu soit capable de s'adapter (parfois très rapidement) de manière coordonnée aux situations environnementales rencontrées, consciemment ou non. L'état physiologique de l'individu est un déterminant important de l'efficacité de cette adaptation. L'état physiologique est directement lié aux ressources et à l'énergie mobilisée pour mener à bien l'adaptation. Il peut être distingué en deux composantes (Barry et al., 2005), l'une correspondant à un état général de l'organisme, sans stimulation particulière (aussi appelé **éveil**), l'autre étant liée à un état d'**activation** en réponse à un stimuli ou à une tâche donnée. Cet état d'activation correspond donc à la différence entre le niveau d'éveil associé à un stimulus, et le niveau d'éveil associé à une période sans stimulation particulière. Ces deux notions sont souvent confondues dans la littérature sous le terme général d'**arousal**. Dans ce travail, ce terme sera donc utilisé pour faire référence à l'état physiologique, sans distinction entre un éveil global ou une activation spécifique.

Le système nerveux permet d'assurer les interactions, adaptations, et coordinations entre l'individu et son environnement, en agissant directement sur l'**arousal** et sur l'état cognitif de l'individu. Chez l'être humain, le système nerveux peut se distinguer en deux parties : le **système nerveux central (SNC)** et le **système nerveux périphérique (SNP)**. Le SNP est lui-même constitué du **système nerveux somatique (SNS)** et du **système nerveux autonome (SNA)**. Le SNA permet de faire circuler des informations avec le SNC, en provenance de et vers, les organes du corps par le biais des nerfs (Serratrice & Verschueren, 2005).

Nous introduirons dans cette partie des notions liées au SNC, puis au SNP et à certains organes innervés.

1.1.2. Système nerveux central

Organisation anatomique et fonctionnelle

D'un point de vue anatomique, le SNC se compose de l'encéphale et de la moelle spinale (Cobb, 2020). L'encéphale (en grec « dans la tête ») se compose des éléments contenus dans la boîte crânienne. Il ne se compose donc pas uniquement du cerveau, mais inclus également le tronc cérébral et

Chapitre 1

L'humain

le cervelet. Le cerveau lui-même comprend le télencéphale et le diencéphale. Le télencéphale se compose du néocortex cérébral et de structures dites sous-corticales incluant les ganglions de la base, l'hippocampe et le complexe amygdalien. Le diencéphale se compose de structures telles que le thalamus, l'hypothalamus et la glande pinéale. La moelle spinale est quant à elle reliée au tronc cérébral et se situe dans la colonne vertébrale. Sa fonction principale est de connecter l'encéphale et le système nerveux périphérique. La vascularisation du SNC est assurée par un vaste et complexe réseau de vaisseaux sanguins (Tata et al., 2015), permettant d'apporter les molécules indispensables au fonctionnement des cellules le composant. Afin de permettre au lecteur de visualiser la disposition des principales structures décrites ci-dessus, nous en proposons une représentation simplifiée en Figure 1.

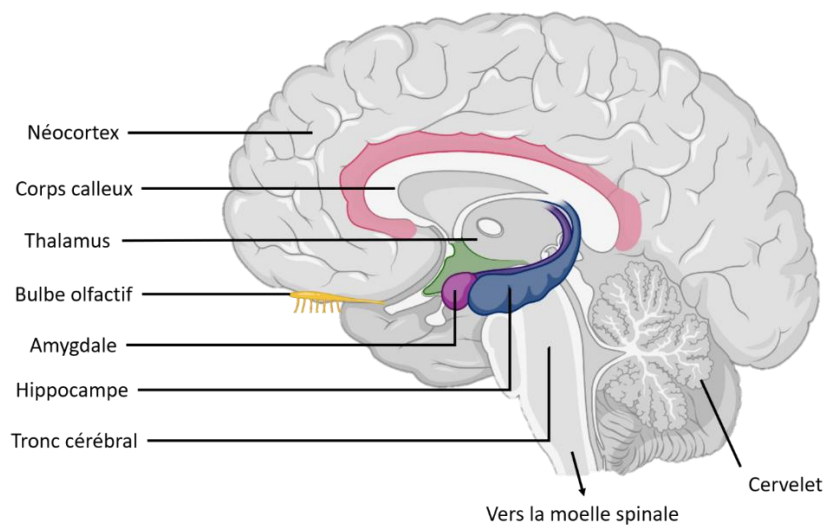


Figure 1 : Coupe sagittale de l'encéphale droit montrant certaines structures cérébrales.

Le télencéphale peut être divisé en deux hémisphères presque symétriques, qui sont eux-mêmes composés de différents lobes, définis de manière anatomo-fonctionnelle. Ces lobes, ainsi que leurs principales fonctions, peuvent être listés de la manière suivante (Figure 2) :

Tout d'abord, le lobe frontal est vu comme le centre exécutif (Otero & Barker, 2014). Ses fonctions regroupent notamment la sélection, le traitement, et le maintien en mémoire de travail des informations (Arnsten & Li, 2005). Ce lobe est également impliqué dans le raisonnement, ainsi que dans la planification et l'exécution motrice. Damasio (1994) y situe des marqueurs somatiques, ayant une influence dans la prise de décision dans des contextes émotionnels, théorie sur laquelle nous revenons en fin de section. Situé antérieurement, le lobe pariétal est quant à lui lié à la proprioception, à la recherche et l'orientation dans l'espace (Karnath, 1997). Le lobe temporal est impliqué dans des fonctions liées au langage, à la mémoire mais également à la perception et au traitement de stimuli auditifs via le cortex auditif primaire (Staiman, 1998). Cette zone reçoit, pour chaque hémisphère, des informations en provenance des deux oreilles. Un endommagement bilatéral de cette région peut ainsi entraîner une agnosie auditive (incapacité à comprendre le sens de sons complexes), voire une surdité

corticale (Staiman, 1998). Le lobe occipital est lié à la perception et au traitement de stimuli visuels (Nehmad, 1998). Dans certaines études, il n'est pas rare de retrouver le cortex insulaire décrit comme étant un « cinquième lobe » cérébral, lié à l'intéroception (Stephani et al., 2011). De la même façon, les structures limbiques du cerveau sont parfois désignées comme étant un lobe à part entière : le lobe limbique. Cette structure est fortement impliquée dans le déclenchement de la composante physiologique des émotions, ainsi que dans la modulation de ces émotions. Il inclut des fonctions liées au traitement automatique de stimuli, et aux processus de mémorisation (Damasio, 1994).

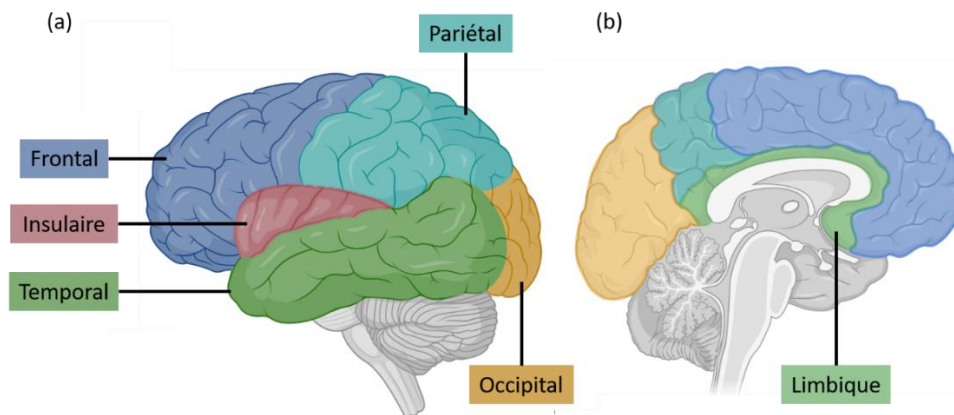


Figure 2 : Mise en évidence des lobes cérébraux sur l'hémisphère gauche. Le lobe insulaire est normalement recouvert par les lobes frontaux temporaux et pariétaux mais est rendu visible sur le panel (a) ; Le lobe limbique se situe en partie profonde du cerveau, au-dessus du corps calleux et est représenté ici sur la coupe sagittale de l'encéphale en panel (b).

Le néocortex (dont l'appellation sera simplifiée dans ce travail par le terme *cortex*) constitue la couche externe des deux hémisphères. Il mesure quelques millimètres d'épaisseur, et est constitué en grande partie des corps cellulaires de neurones organisés en couches empilées et appelés *matière grise*. Il se distingue donc de la matière blanche, située plus en profondeur, et constituée des axones permettant notamment d'assurer la communication des zones cérébrales entre elles. Du fait de son importance dans les traitements de haut niveau, et en raison de son emplacement à la surface du cerveau, le néocortex est une cible de choix pour investiguer le fonctionnement cérébral, comme nous allons le décrire un peu plus loin.

La partie corticale du cerveau peut également être cartographiée en plusieurs aires cérébrales, sur la base de l'organisation des cellules neuronales. Une cartographie souvent utilisée pour délimiter ces aires est celle de Brodmann (Brodmann & Gary, 2006), et permet de fournir un outil de référence et normalisé intéressant pour distinguer différentes régions cérébrales, telles que le cortex auditif (BA41, BA42, BA22).

Réseaux cérébraux : le cas de l'attention

Comme nous l'avons esquissé, d'un point de vue fonctionnel, le système nerveux central remplit de nombreuses fonctions nécessaires à la survie. Elles incluent la régulation physiologique, des fonctions cognitives telles que la mémoire ou l'attention, et des fonctions exécutives. Ces dernières sont mises en œuvre dans la résolution et l'adaptation à des situations non routinières, et reposent sur l'utilisation de fonctions cognitives de plus bas niveau. Elles sont ainsi impliquées dans l'anticipation des événements, l'inhibition des stimuli distrayants ou la flexibilité mentale (Miyake et al., 2000). Les régions cérébrales que nous avons décrites précédemment présentent des spécialisations fonctionnelles. De la même façon, des spécialisations hémisphériques ont été mises en évidence pour certaines fonctions comme le langage (Wada, 1949). Pourtant, il est important de rappeler que le fonctionnement cérébral doit être envisagé dans une perspective holistique faisant appel à la notion de réseaux neuronaux (pour un exemple d'étude en tractographie, voir Fortin et al., 2012).

Notre propos peut être illustré par la présentation d'un modèle des réseaux attentionnels. Dans leur travail de modélisation, Corbetta & Shulman, (2002) ont présenté deux systèmes attentionnels distincts en termes de fonctionnalité et de support anatomique. Leurs travaux sont basés sur les modèles de Posner & Petersen (1990) et de Mesulam (1999). Ils ont permis de mettre en évidence l'existence d'un réseau frontopariétal dorsal, impliqué dans l'orientation endogène volontaire, *top-down*, de l'attention, et d'un réseau frontopariétal ventral, impliqué dans l'orientation exogène, *bottom-up*, de l'attention vers des stimuli inattendus ou saillants. Le réseau dorsal implique le sillon intrapariétal (IPS), et le champ oculomoteur frontal (FEF). Le réseau ventral implique quant à lui la jonction temporo-pariétale (TPJ) et le cortex frontal ventral (VFC). Les composants anatomiques de ces réseaux sont illustrés en Figure 3.

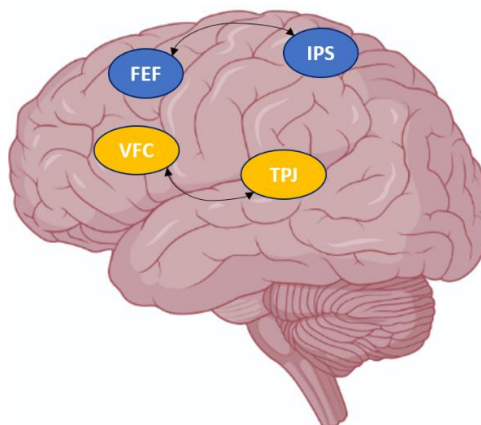


Figure 3 : Illustration schématisique des composants du réseau attentionnel dorsal (bleu) et ventral (orange). FEF= Frontal eye fields (champ oculomoteur frontal) ; IPS= Intraparietal sulcus (sillon intrapariétal) ; VFC= Ventrofrontal cortex (cortex frontal ventral) ; TPJ= Temporoparietal junction (jonction temporo-pariétale). Adapté de Vossel et al. (2014).

Le fonctionnement de ces deux réseaux ne semble toutefois pas être totalement indépendant. Selon Vossel et al., (2014), l'interaction entre ces réseaux serait responsable du contrôle attentionnel et il serait important que ces réseaux fonctionnent de manière équilibrée. Cette interaction serait régie par l'influence d'aires frontales plus antérieures, qui joueraient le rôle de « chef d'orchestre » permettant d'orienter l'attention de manière flexible vers les modalités sensorielles pertinentes pour accomplir une tâche en cours (Johnson & Zatorre, 2006). Dans leur revue portant sur l'engagement cognitif, Dehais et al., (2020) rapportent des études montrant l'importance de structures du cortex préfrontal pour réguler l'attention volontaire *top-down* : une désactivation de ces structures entraînerait une diminution de la capacité à moduler l'attention entre deux modalités sensorielles, et entraînerait une dominance du réseau dorsal sur le réseau ventral.

Comme nous pouvons le constater, le fonctionnement du SNC repose sur de complexes interactions entre les différentes zones qui le composent. Nous avons brièvement présenté des modèles liés à l'attention, en abordant principalement l'influence de réseaux corticaux. Nous aurons l'occasion, dans le [chapitre 1.2](#), portant sur le stress, de revenir sur l'importance de ces réseaux d'un point de vue comportemental, et de mentionner l'impact de structures sous-corticales dans la génération de réponses physiologiques au sein de l'organisme.

Mesure de l'activité cérébrale : La réponse hémodynamique

La mesure de l'activité cérébrale peut être effectuée par le biais d'un grand nombre de techniques, dites de neuroimagerie, se basant sur différentes caractéristiques du fonctionnement cérébral pour inférer l'activité de zones plus ou moins précises du cerveau. Il existe des techniques non invasives mesurant les corrélats de l'activité cérébrale électriques (e.g. électroencéphalographie, EEG), magnétiques (e.g. magnétoencéphalographie, MEG) ou encore circulatoires (e.g. imagerie par résonance magnétique fonctionnelle, IRMf). Dans ce dernier cas, un outil dont le fonctionnement est particulièrement élégant repose sur l'inférence de la réponse hémodynamique à l'aide de lumière. Nous détaillons le fonctionnement de cet outil, la spectroscopie en proche infrarouge fonctionnelle (fNIRS), dans la section méthodologique de la première expérimentation ([page 141](#)), et nous attardons dans la sous-section suivante sur la réponse hémodynamique.

Réponse hémodynamique : aspect historique

L'étude de la réponse hémodynamique semble avoir été introduite par Angelo Mosso, physiologiste italien qui, dès la fin des années 1870, mis au point un outil, l'*Hydrosphygmographe*. Ce dispositif permettait de convertir les pulsations cérébrales relevées à la surface du cerveau en ondes pléthysmographiques (Métraux, 2013). Cette méthode étant limitée aux patients présentant des traumatismes crâniens, Mosso mis au point un nouvel outil (Figure 4), la « balance de la circulation humaine »

Chapitre 1

L'humain

(Mosso, 1884). Cet outil visait à, par une mesure de l'inclinaison de la balance, retranscrire les variations du débit sanguin lors de diverses tâches cognitives. Malgré l'absence de preuves directes du fonctionnement de cette balance (Sandrone et al., 2014), les travaux de Mosso ont été novateurs et ont notamment introduit des notions de rapport signal/bruit pour isoler le signal attribuable aux variations du débit sanguin vers le cerveau.

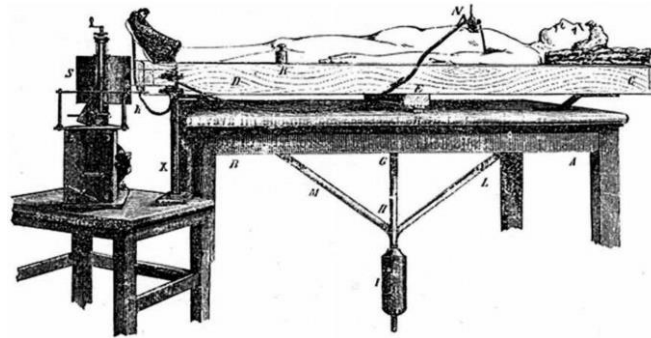


Figure 4 : Illustration de la planche de Mosso, tiré de l'article original de Mosso, 1884 par Sandrone et al., 2014.

Réponse hémodynamique : aspect biologique

Les phénomènes mis en évidence par les études de Mosso et de ses contemporains sont liés directement au fonctionnement du cerveau. Suite à une stimulation, l'augmentation de l'activité neuronale dans des zones spécifiques du cerveau entraîne des potentiels d'actions qui se propagent le long des axones et des dendrites des cellules neuronales proches. Ces potentiels d'action entraînent une hausse de la consommation d'oxygène et de glucose des cellules nerveuses. Pour pallier cette augmentation de la demande métabolique, une augmentation rapide du volume et du débit sanguin (de l'ordre de la seconde) est induite par l'activité neuronale et assurée par le réseau vasculaire du SNC. Ce mécanisme d'ajustement de l'apport en oxygène et en nutriments en fonction de l'activité neuronale est appelé couplage neurovasculaire (Perrey, 2010). Le détail du fonctionnement de ce couplage, à l'échelle cellulaire, peut être retrouvé dans les travaux de Mandrick (2013).

Le transport de l'oxygène est effectué par l'hémoglobine, une protéine pigmentée contenue dans les globules rouges qui capture les molécules d'oxygène au niveau des poumons. Une réponse hémodynamique est ainsi définie par une augmentation locale de la concentration en hémoglobine oxygénée (notée **[HbO₂]**) parallèle à une diminution de la concentration en hémoglobine désoxygénée (notée **[HbR]**). Le pic de cette réponse hémodynamique faisant suite à une stimulation est atteint au bout d'environ 4 à 6 secondes.

1.1.3. *Système nerveux périphérique autonome et organes innervés*

Le système nerveux périphérique peut être divisé en deux groupes, selon le chemin des informations entre le SNC et le corps. Ces deux divisions sont dites **afférentes** lorsque les informations (sensitives) vont vers le SNC, et **efférentes** lorsque les informations (motrices) partent du SNC en direction des organes et des fibres périphériques (Moini & Piran, 2020). La voie efférente inclut le système nerveux somatique (SNS) et le système nerveux autonome (SNA). Le SNS permet d'agir de façon consciente sur les muscles squelettiques pour générer des mouvements, tandis que le SNA régule de façon inconsciente le fonctionnement des organes et de certains muscles.

Le nom du SNA renvoie donc au fait que son action et les conséquences de son activité ne sont pas soumises à un contrôle conscient (Serratrice & Verschueren, 2005). Il est ainsi dit « autonome » ou « végétatif » car, pris de manière isolée, les organes innervés par le SNA peuvent fonctionner en autonomie. Il existe cependant une régulation de son fonctionnement par des structures du SNC, telle que l'hypothalamus ou le système limbique, pouvant elles-mêmes être impactées par le cortex.

Le SNA permet d'harmoniser le fonctionnement des organes (c'est pourquoi le terme « sympathie » est utilisé), en vue de maintenir le système biologique dans un état d'équilibre vis-à-vis de l'environnement. Il s'agit alors d'**homéostasie** lorsque le système est au repos, et d'**allostasie** lorsque le système se régule de manière dynamique selon des stimulations environnementales et selon son propre état. L'allostasie est ainsi décrite comme un processus permettant d'apporter la « stabilité par le changement » (Sterling & Eyer, 1988).

Le SNA peut être divisé anatomiquement et fonctionnellement en deux structures, fonctionnant de concert pour assurer les modulations physiologiques. Ces deux formations sont dites orthosympathiques et parasympathiques. Une vision classique du fonctionnement de ces structures est de les considérer comme des antagonistes l'une de l'autre : la première jouant la plupart du temps un rôle plutôt facilitateur (e.g. accélération du cœur via des nerfs cardio-accélérateurs) en vue de préparer l'organisme à l'action, la seconde ayant ainsi un rôle plutôt inhibiteur (e.g. ralentissement du cœur via des nerfs cardio-modérateurs, tels que le nerf vagal). Il est toutefois désormais admis que cette division fonctionnelle n'est pas aussi binaire, car les deux peuvent fournir des contributions complémentaires pour moduler l'activité autonome. Nous présentons plus en détail dans les sections suivantes certains des organes innervés par le SNA, tels que le cœur, les poumons, et la peau.

Activité cardiaque

Il a longtemps été considéré que le cœur était le siège de la pensée et des émotions (Cobb, 2020). De nombreuses traces archéologiques et historiques (e.g. Figure 5) montrent que les anciennes cultures considéraient cet organe comme tel. Les Egyptiens (à qui l'on doit les premières représentations

Chapitre 1

L'humain

anatomiques du cœur) le considéraient comme objet principal de la psychostasie, le jugement divin de l'âme (Ziskind & Halioua, 2004). Chez les Romains, l'amour était réputé pour « couler dans les veines à partir du cœur », par le biais de la *veina amoris*, allant du cœur à l'annulaire de la main gauche (Yalom, 2018). Un grand nombre d'expressions (e.g. « avoir le cœur sur la main », « apprendre par cœur »), encore utilisées de nos jours dans le langage courant, tendent à montrer à quel point ces conceptions ont marqué la mémoire collective. Ces conceptions ne sont pas surprenantes, dans la mesure où l'expérience subjective des émotions et des sentiments est intimement liée au ressenti de notre vie intérieure, et dans la mesure où le cœur est un organe dont le rythme peut fortement varier selon notre état cognitif et physique.



Figure 5 : Première représentation connue du cœur stylisé comme symbole de l'amour. Roman d'Alexandre, 1338–1344, British Museum fol. 59r².

Le cœur est un organe musculaire qui, via ses contractions, assure la circulation du sang dans l'organisme. Il est recouvert de différents tissus appelés, de l'extérieur vers l'intérieur du cœur, péricarde, myocarde et endocarde. Le cœur est constitué de quatre cavités ou *chambres*, formant le cœur droit et le cœur gauche. Dans chacune de ces deux parties du cœur, une petite cavité, l'oreillette, est située au-dessus d'une cavité plus volumineuse, le ventricule. Les oreillettes sont connectées aux veines caves et pulmonaires qui apportent le sang vers le cœur. Les ventricules sont reliés aux artères pulmonaires et à l'artère aorte, par lesquelles le sang est conduit hors du cœur. Au sommet de l'oreillette droite, une structure appelée nœud sinusal peut être observée. Nous représentons ces différentes structures en Figure 6.

² <https://www.bl.uk/catalogues/illuminatedmanuscripts/record.asp?MSID=7951&CollID=8&NStart=4>

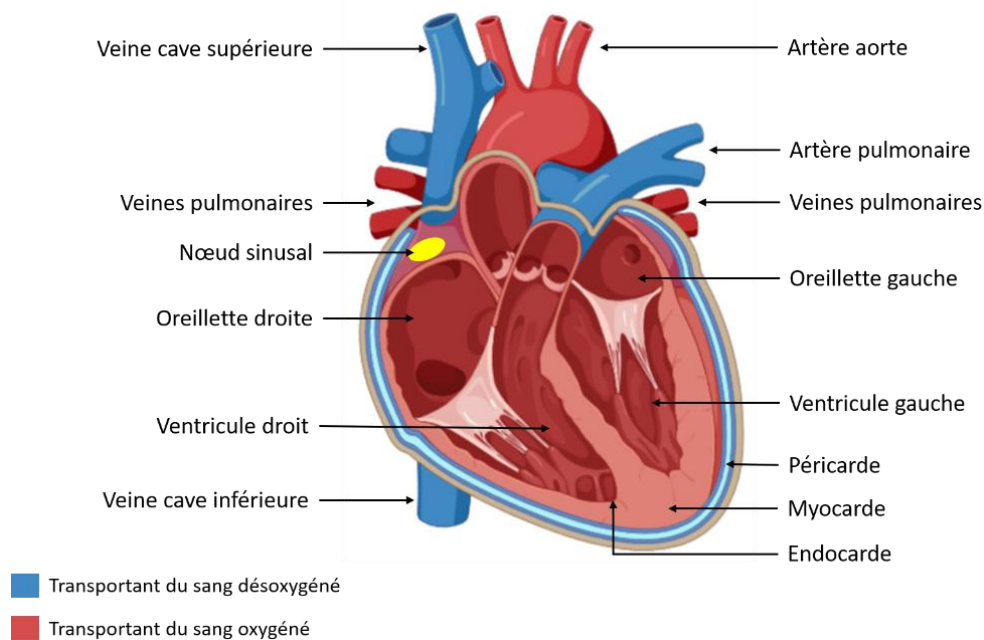


Figure 6 : Représentation anatomique des principaux éléments composant le cœur en coupe transversale.

Fonctionnement du cœur : la révolution cardiaque

Par un fonctionnement harmonieux, ces éléments assurent la révolution cardiaque, correspondant à un cycle complet de battement cardiaque. Elle comprend une composante mécanique et une composante électrique (présentées en Figure 7).

La composante mécanique consiste en deux phases successives de contractions (systole) du myocarde. Une première contraction des oreillettes éjecte le sang vers les ventricules (Figure 7_a, Figure 7_b), puis une phase de contraction des ventricules éjecte le sang vers les artères (Figure 7_c, Figure 7_d). Il s'ensuit une phase de décontraction de toutes les parties du cœur (diastole, Figure 7_e), permettant le remplissage des oreillettes. Des valves cardiaques assurent la circulation à sens unique du sang dans le cœur. La circulation sanguine produite lors de ces phases est ainsi la suivante : par le biais des veines caves, du sang désoxygéné est apporté dans l'oreillette droite, et est expulsé vers le ventricule droit lors de la systole auriculaire. Le sang est ensuite expulsé vers les poumons via les artères pulmonaires reliées au ventricule droit lors de la systole ventriculaire. En parallèle, le sang ainsi oxygéné est ramené vers l'oreillette gauche par les veines pulmonaires, expulsé dans le ventricule gauche lors de la systole auriculaire, et expulsé vers le reste du corps via l'artère aorte reliée au ventricule gauche lors de la systole ventriculaire.

La composante électrique est directement responsable des mouvements mécaniques. Elle peut être mesurée par un électrocardiogramme (ECG), dont le signal caractéristique est représenté en Figure 7, sous la représentation du cœur. Ce signal est composé d'un complexe d'ondes, appelé *complexe PQRST*. Un afflux électrique, en provenance du nœud sinusal (Figure 7_a) se propage dans les deux

Chapitre 1 L'humain

oreillettes et provoque leur dépolarisation menant à une contraction (composante P, Figure 7_b). Parallèlement à la repolarisation des oreillettes, cet afflux circule ensuite jusqu'à la pointe du cœur (composante Q, Figure 7_c) et provoque la dépolarisation des ventricules, menant à leur contraction (composante R et S, Figure 7_d). Une repolarisation ventriculaire est ensuite observée avant le prochain cycle (composante T, Figure 7_e).

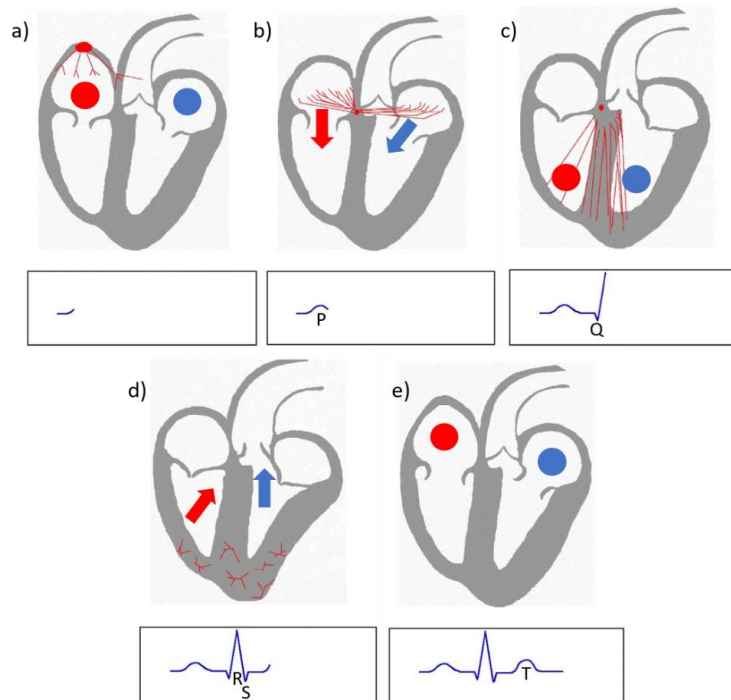


Figure 7 : Illustration du cycle cardiaque selon ses composantes électriques et mécaniques, mis en perspective avec le signal ECG pouvant être mesuré à partir de l'activité électrique, et dont les ondes caractéristiques formant le complexe PQRST sont indiquées par les lettres majuscules sous le signal. Le parcours du sang est représenté par les flèches et les ronds, dont la couleur rouge correspond au sang oxygéné, et bleu au sang désoxygéné. Le cycle cardiaque se décompose en a) naissance du signal électrique au niveau du nœud sinusal, b) contraction des oreillettes c) propagation de l'influx électrique vers les ventricules, d) contraction des ventricules et envoi du sang vers l'aorte et l'artère pulmonaire (non représentée sur ce schéma), e) repolarisation globale. Adapté de Kalumet (2005). CC BY-SA 3.0.

Le cœur n'a ainsi pas besoin d'impulsions extérieures pour fonctionner. Sous l'influence de potentiels d'action générés par des cellules autorythmiques regroupées dans le nœud sinusal, le cœur est capable de battre régulièrement même s'il est isolé de l'organisme. Son activité est cependant régulée par l'influence des branches sympathiques (via des neurotransmetteurs circulant dans le sang et libérés par des nerfs sympathiques arrivant au myocarde) et parasympathiques (via le nerf vague). La répétition des battements du cœur s'effectue ainsi à un rythme pouvant varier dans le temps, notamment sous l'influence du SNC (Shaffer et al., 2014).

Activité respiratoire

Couramment appelée respiration, la ventilation pulmonaire revêt, dans maintes cultures, une importance centrale et est souvent associée à la notion de vie elle-même : par exemple, en Sanskrit, *prana* peut se traduire à la fois par *souffle* et par *vie*. En latin, *spīritūs*, peut être lié au terme respiration, mais également à la notion de souffle vital (Boyadzhieva & Kayhan, 2021).

La respiration est principalement assurée par le biais du diaphragme, un muscle situé sous les poumons. La contraction de ce muscle permet l'inspiration en abaissant la pression interne des poumons. Sa décontraction permettant l'expiration, par un mécanisme passif lié à la pression de la cage thoracique et des viscères, qui appuient sur les poumons et repoussent l'air. Ce mécanisme est reporté dans la Figure 8.

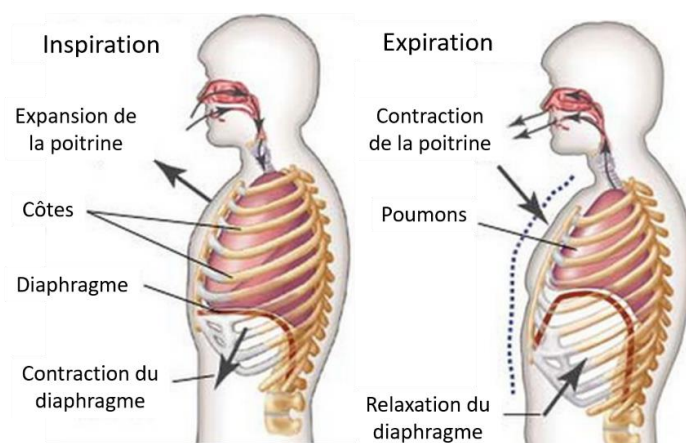


Figure 8 : Illustration du mécanisme respiratoire. Adapté de Encyclopedia Britannica, 2006.

L'inspiration permet l'entrée de l'air ambiant, composé à environ 21% d'oxygène (O_2). Des échanges gazeux sont réalisés au niveau de petites ramifications des poumons appelées alvéoles. Ces échanges permettent la captation de l'oxygène, qui se fixe aux globules rouges grâce à l'hémoglobine, et la décharge du dioxyde de carbone (CO_2) produit par l'organisme et contenu dans le plasma sanguin.

Le contrôle de la respiration est le plus souvent assuré de manière autonome par l'action d'un centre respiratoire situé au sein du tronc cérébral (Ward et al., 2015). Ce centre respiratoire inclut des cellules de type oscillateurs (notamment le complexe de pré-Bötzinger, Viemari et al., 2013) permettant de générer et de moduler les inspirations et les expirations en termes de rythme et d'amplitude via des commandes motrices vers le diaphragme transportées par le nerf phrénique. Ces modulations sont assurées grâce à des informations en provenance de capteurs chimiques (contrôlant le pH, ainsi que le taux de O_2 et de CO_2 au sein de l'organisme) et mécaniques (situés au niveau des poumons, contrôlant l'expansion et la contraction des muscles). Le centre respiratoire reçoit également des informations en provenance de l'hypothalamus et est donc influencé par l'état cognitif et émotionnel.

Chapitre 1 L'humain

En outre, le contrôle de la respiration peut être assuré de manière volontaire, par le biais de connexions entre le cortex et les neurones moteurs influençant l'activité des muscles respiratoires costaux et abdominaux. Ce contrôle volontaire peut impacter le rythme et l'amplitude de la respiration et peut ainsi être pratiqué dans certaines activités où la respiration revêt un rôle important (apnée, yoga, théâtre...).

Il est intéressant de relever que la respiration peut influencer le cœur. Lors des phases d'inspiration et d'expiration, des influences mécaniques directes et indirectes sur le centre respiratoire, ainsi que sur la pression artérielle et thoracique, vont moduler le rythme cardiaque par le biais des afférences vagales vers le cœur. Le rythme cardiaque va ainsi augmenter lors des inspirations, et diminuer lors des expirations. Ce phénomène est connu sous le nom d'Arythmie Sinusale Respiratoire (RSA) (Sevoz-Couche & Laborde, 2022). La Figure 9 résume les principaux mécanismes par lesquels la respiration peut influencer le rythme cardiaque.

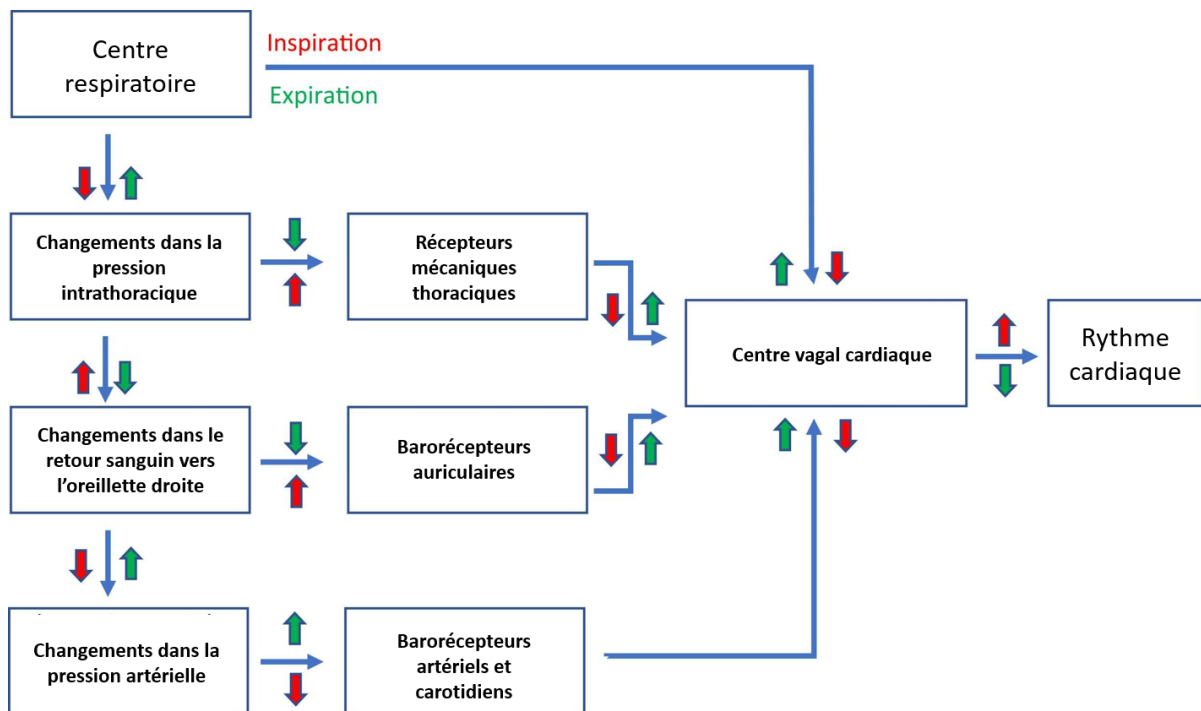


Figure 9 : Mécanismes sous-tendant le phénomène d'arythmie sinusale respiratoire. Adapté de Sevoz-Couche & Laborde, (2022).

Activité électrodermale

Cette manifestation électrophysiologique correspond à l'activité des glandes sudoripares (Figure 10). Situées sous la surface de la peau, elles permettent notamment de sécréter la sueur en vue de participer à la thermorégulation et d'évacuer des déchets produits par l'organisme, et participent à la motricité globale et fine. Leur activité est également liée à des processus de plus haut niveau, notamment lors d'épisodes émotionnels intenses tels que le stress (Boucsein, 2012). Elles sont divisées en

deux types : les glandes apocrines et eccrines. La mesure de l'activité électrodermale est essentiellement basée sur le fonctionnement des glandes eccrines (Boucsein, 2012), plus nombreuses et mieux réparties sur l'ensemble du corps, mais surtout, dont l'activation est importante lors d'épisodes émotionnels. Elles sont particulièrement présentes au niveau des pieds, du front, et des mains.

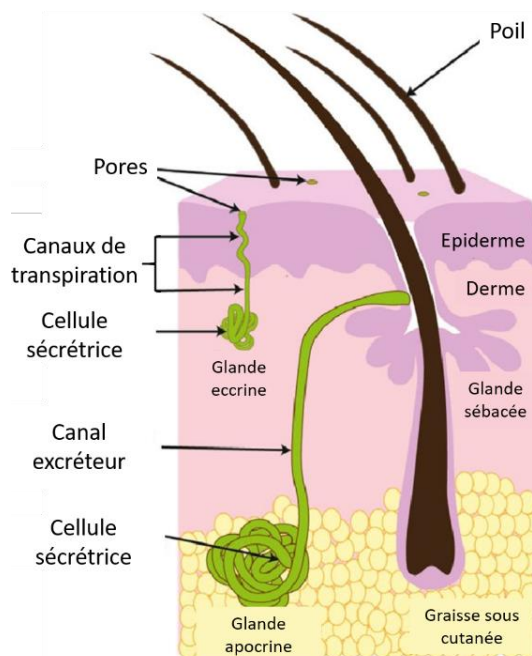


Figure 10 : Anatomie simplifiée de la peau et des glandes sudoripares. Tiré de (Y. Hu et al., 2018).

Leur activation est dépendante d'afférences de structures du tronc cérébral, elles même sous l'influence de l'hypothalamus et de structures du lobe limbique, notamment les ganglions de la base (Boucsein, 2012). En outre, des régulations pourraient intervenir en provenance de structures de plus haut niveau, tel que le cortex frontal (Deguchi et al., 1996).

Avec l'augmentation de l'activité du SNA, le nombre de glandes actives augmente, entraînant une présence de la sueur à la surface de la peau plus abondante, qui en diminue la résistance électrique. La réponse électrodermale est un indice de la conductance cutanée, dont l'augmentation est proportionnelle au nombre de glandes actives. L'activité électrodermale est donc liée à l'état d'éveil et d'activation physiologique, et reflète ainsi principalement l'activité sympathique.

Figure récapitulant les voies de contrôle de la respiration et de la sudation

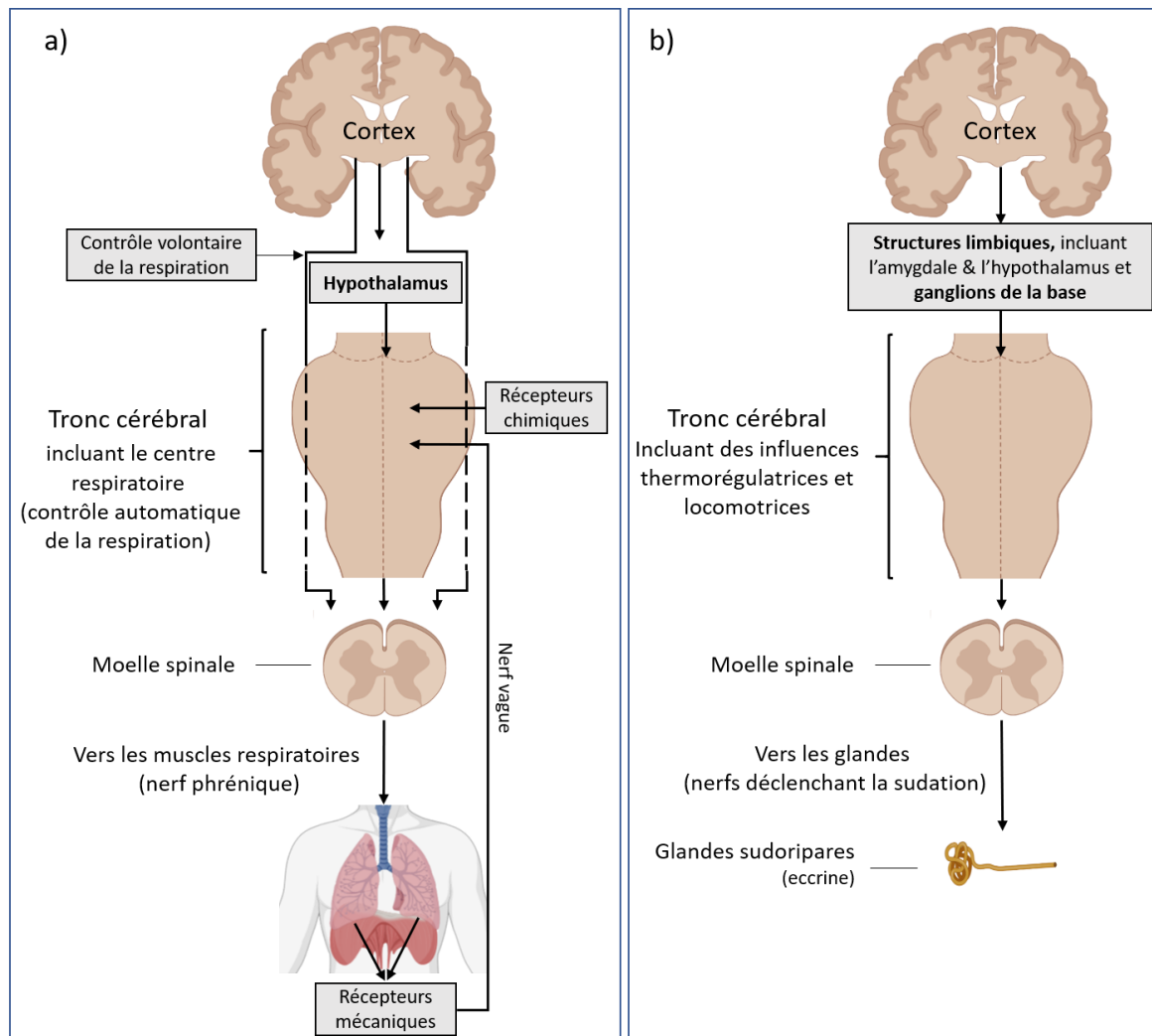


Figure 11 : Voies de contrôle de a) la respiration, et de b) la sudation. Adapté de Boucsein (2012) et de Ward et al., (2015).

1.1.4 Somesthésie

Nous avons présenté le fonctionnement des organes innervés par le système parasympathique de manière relativement isolée et « descendante » (i.e. du central vers le périphérique). Il existe cependant de nombreuses connections et afférences de ceux-ci vers le SNC, qui est en mesure de capter des informations liées à l'état des organes et du corps de manière générale, de façon consciente ou non (Rossignol et al., 2016). Comme nous le verrons par la suite, cette voie ascendante est importante, car elle permet au SNC de mettre en place des régulations mais également car elle est directement liée à la génération de ressentis subjectifs de l'expérience émotionnelle. La capacité du SNC à percevoir l'état du corps est appelé **intéroception**. Elle peut se distinguer de l'**extéroception**, liée à la perception des stimuli en provenance de l'environnement (les 5 sens), et de la **proprioception**, liée à la perception de la position des parties du corps (Craig, 2002). Ces trois dimensions participent à la somesthésie (Rossignol et al., 2016).

La somesthésie est liée à l'existence de fibres sensibles viscérales et somatiques, formant la division afférente (en opposition à la division efférente, constituée des fibres motrices) du système nerveux périphérique. Ces fibres transmettent les informations captées par les récepteurs sensoriels. Ces derniers peuvent être regroupées en trois catégories (Moini & Piran, 2020):

- **Intérocepteurs** : permettant de capter les informations issues des systèmes cardiovasculaire, respiratoire, digestif, reproducteur et urinaire. Ils peuvent comprendre des récepteurs mécaniques (mesurant des variations d'étirement de fibres ou de pression) et chimiques (mesurant des variations de composition de certains milieux tels que le liquide céphalo-rachidien).
- **Extérocepteurs** : permettant de capter des informations liées aux 5 sens (e.g. audition, pression, température, toucher), et au sens de l'équilibre.
- **Propriocepteurs** : permettant de capter des informations en lien avec les muscles squelettiques, les mouvements articulaires et la posture.

Interaction activité cardiaque-cerveau

Deux voies principales permettant d'assurer la communication des informations issues de l'activité cardiaque vers le SNC ont été identifiées dans la littérature (Babo-Rebelo & Tallon-Baudry, 2018).

La première voie est intéroceptive et repose sur les intérocepteurs (plus spécifiquement ici, les barorécepteurs), permettant de mesurer la pression sanguine (au niveau des vaisseaux sanguins et des oreillettes) associée à l'intensité et à la temporalité des contractions cardiaques (Critchley & Garfinkel, 2015). Transmises par le nerf vagal et par le nerf glossopharyngien, les modulations de l'activité cardiaque peuvent causer des changements de l'activité corticale appelés *potentiels évoqués aux battements cardiaques*. Au niveau du SNC, ces afférences sont principalement intégrées par le cortex insulaire (Babo-Rebelo & Tallon-Baudry, 2018).

Une seconde voie serait somesthésique et reposerait sur les extérocepteurs situés à la surface de la peau, notamment au niveau de la poitrine. Les mouvements cardiaques seraient ainsi détectés et transmis par le biais d'afférences vers le cortex somatosensoriel du SNC (Couto et al., 2014 ; Khalsa et al., 2009).

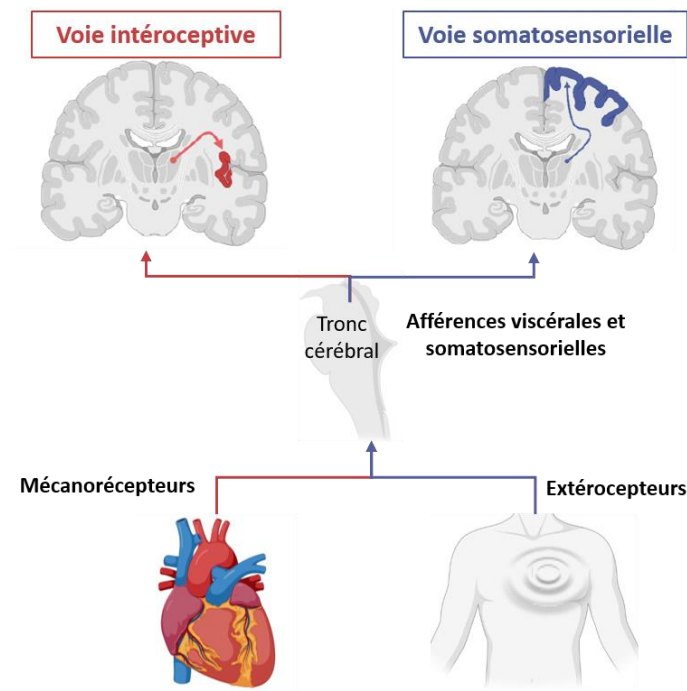


Figure 12: Voies somesthésiques associées à l'activité cardiaque.

Interaction activité respiratoire-cerveau

Dans une revue de littérature, Allen et al., (2022) établissent l'existence de trois voies majeures liant la respiration avec le fonctionnement cérébral, récapitulées dans la Figure 13.

La première voie est intéroceptive, et est liée aux mécanorécepteurs et aux chémorécepteurs que nous avons présentés précédemment. Les informations en provenance de ces récepteurs permettent au SNC de contrôler et de moduler l'activité en fonction de la perception de l'effort respiratoire et de l'oxygénation sanguine. En outre, la respiration ayant un impact sur le fonctionnement physiologique, notamment par le biais du phénomène de RSA, l'état physiologique global est lui-même recapté par les voies intéroceptives. Au niveau central, la structure corticale majoritairement impliquée est l'insula.

La seconde voie, olfactive, correspond à l'impact de la respiration nasale. Contrairement à la respiration buccale, elle stimule directement le bulbe olfactif. Le bulbe olfactif, structure située à la base du lobe frontal (cf. Figure 1), innerve directement des structures corticales (telle que le cortex orbitofrontal) et sous corticales (telles que l'amygdale et l'hippocampe) qui sont liées à la régulation affective et motivationnelle. L'activité de cette structure pourrait ainsi directement impacter l'activité de structures corticales, en générant des oscillations neuronales. Par exemple, Allen et al., (2022) rapportent les résultats de l'étude de Ito et al., (2014), montrant que les oscillations neuronales modulées par la respiration sont réduites de 80% chez les souris dont le bulbe olfactif a été retiré.

La troisième voie, dite somatosensorielle, est quant à elle liée aux mouvements corporels entraînés par la respiration, notamment de l'abdomen et du diaphragme. Ces mouvements étant intégrés au niveau central par le cortex somatosensoriel et du cervelet, la réponse neuronale de ces structures permettrait de générer des oscillations neuronales correspondant à des fréquences basses.

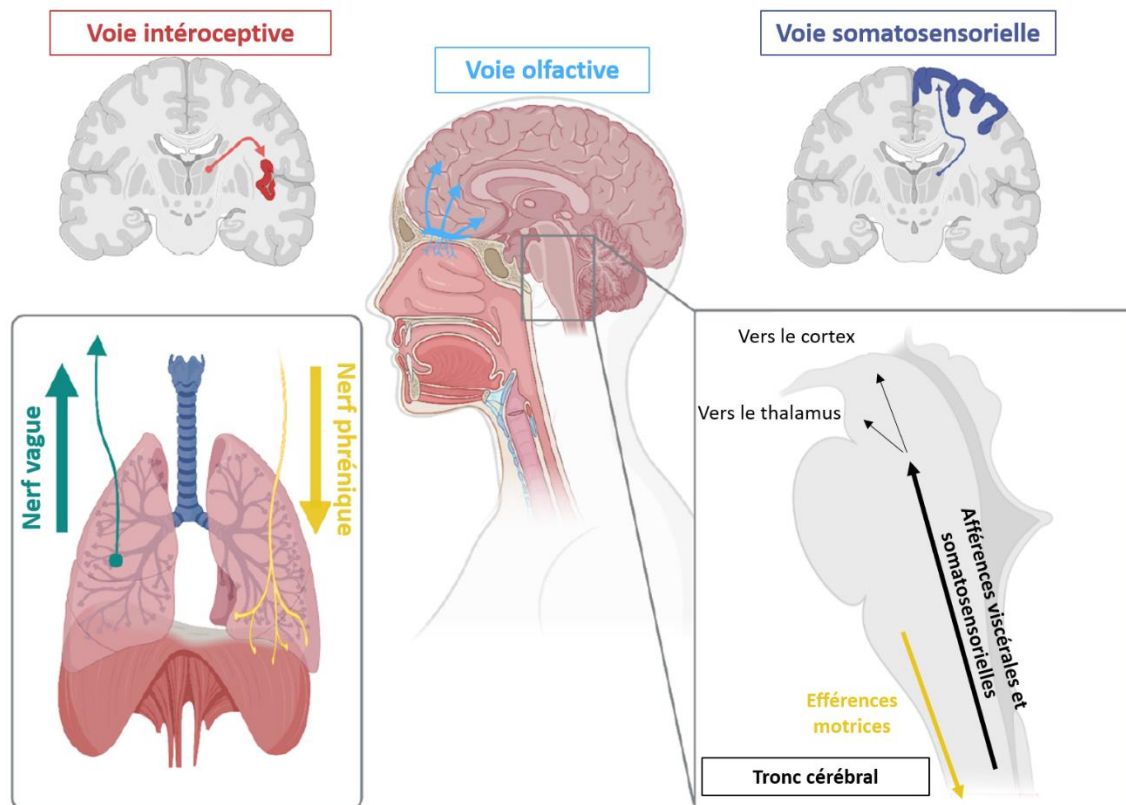


Figure 13: Voies somesthésiques associées à la respiration. Adapté de Allen et al., (2022).

Interaction activité électrodermale-cerveau

La surface de la peau est recouverte de récepteurs formant le sens du toucher (parfois appelé sens haptique), incluant des récepteurs tactiles et proprioceptifs (MacLean, 2008). Les récepteurs tactiles incluent des thermorécepteurs permettant de percevoir les changements de la température corporelle, ainsi que des mécanorécepteurs liés à la perception de la pression et des vibrations, et des nocirécepteurs liés à la perception de la douleur. Ces récepteurs tactiles projettent au niveau central vers le cortex somatosensoriel.

Comme nous l'avons indiqué, les activations des glandes sudoripares entraînent la production de transpiration à la surface de la peau. Lorsque cette activation est liée à un épisode émotionnel, une contraction des vaisseaux sanguins de la peau est observée, réduisant ainsi l'afflux sanguin et diminuant la température de la peau, diminution qui est favorisée par l'évaporation de la sueur. Le ressenti souvent associé à ce phénomène, sous le terme de « sueur froide », traduit cette diminution de la

Chapitre 1 L'humain

température de la peau associée à la transpiration. Nous illustrons cette voie ainsi que les différents capteurs tactiles situés à la surface de la peau dans la Figure 14.

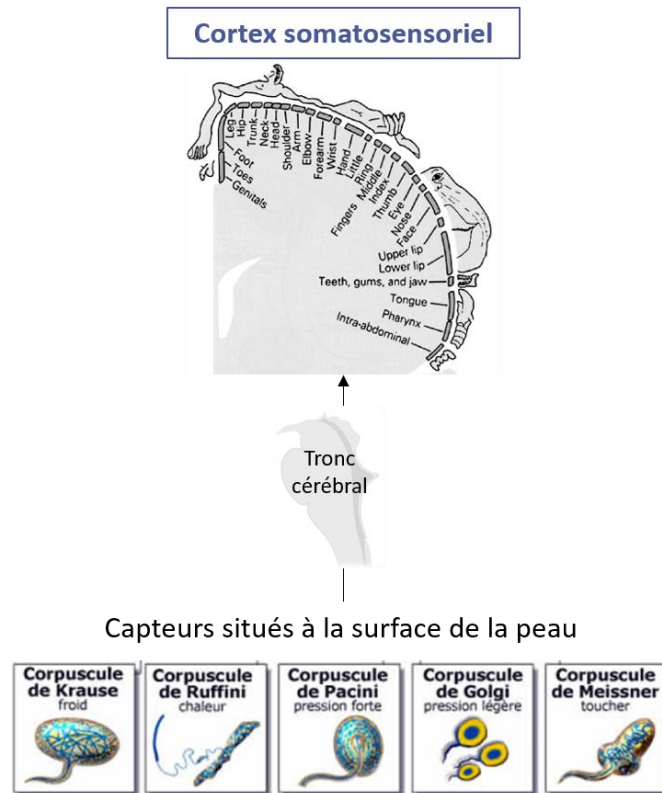


Figure 14 : Illustration de la voie somesthésique, ainsi que des capteurs sensoriels de la peau. Adapté de Bluteau (2010) et de MacLean, (2008).

Intégrations somesthésiques

Nous avons expliqué que la somesthésie contribuait au maintien de l'homéostasie par des processus de régulation automatiques (e.g. modulation de la respiration selon l'oxygénation sanguine) ou conscients (e.g. comportements motivationnels) (Critchley & Harrison, 2013). Au niveau du SNC, les voies que nous avons présentées aboutissent principalement à un traitement des signaux somesthésiques par le cortex somatosensoriel, insulaire, et par les composantes de la région limbique participant aux réponses physiologiques automatiques. Ces régions possèdent cependant de nombreuses connexions avec le cortex préfrontal, qui aurait un rôle intégrateur des signaux somesthésiques. Cette intégration permettrait de générer des représentations du soi et des interprétations des états somesthésiques (Craig, 2002 ; Trost et al., 2017), qui seraient prises en compte dans des comportements complexes, tels que la prise de décision ou la motivation (Groenewegen & Uylings, 2000).

Le rôle central du cortex préfrontal en tant que zone de convergence des informations issues des régions sensorielles et bio-régulatrices a été formalisé par le neurophysiologiste Antonio Damasio dans sa théorie des marqueurs somatiques (Damasio, 2006). Cette théorie a été établie à la suite d'obser-

uations de troubles dans les prises de décision impliquant un facteur émotionnel, ainsi que dans l'expérience et l'expression émotionnelle, chez des patients présentant une atteinte du cortex orbitofrontal. La théorie des marqueurs somatiques propose que la confrontation à un évènement de nature émotionnelle génère des états somesthésiques captés au niveau du SNC et labellisés comme agréables ou non. Ces états seraient mis en relation avec des catégories d'évènements lors d'un apprentissage associatif, dont le cortex orbitofrontal serait le support anatomique. Les marqueurs somatiques ainsi créés seraient réactivés lors d'une confrontation ultérieure à une situation similaire, en vue de prioriser les options pouvant résulter sur des états somesthésiques positifs et de rejeter rapidement les options négatives. Cette réactivation au niveau cortical permettrait de s'affranchir de l'activation corporelle (« *body loop* »), en simulant cette dernière (« *as-if loop* »). Nous représentons ces boucles dans la Figure 15 ci-dessous.

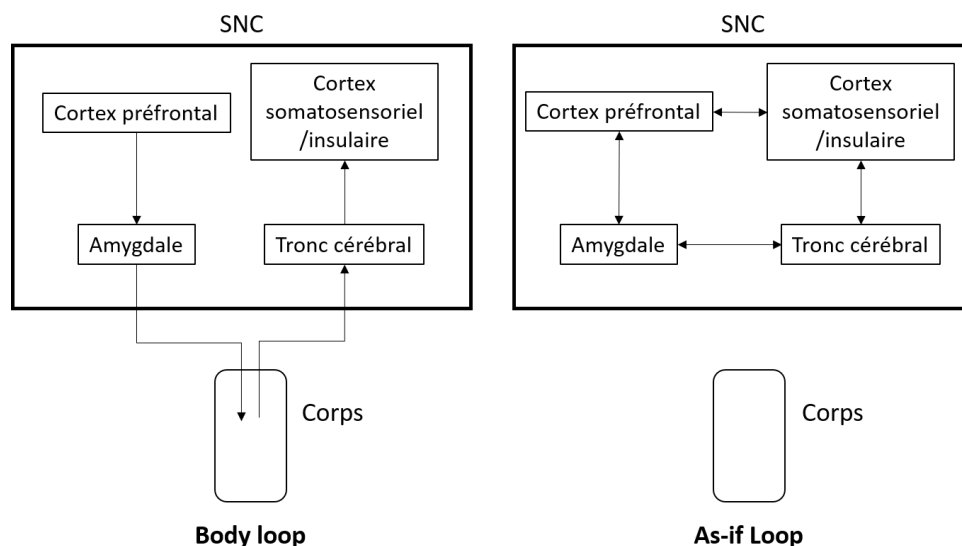


Figure 15 : Boucles d'activation physiologique (*body loop*), et de simulation de ces activations (*as-if loop*), postulée par Damasio lors de la confrontation à une prise de décision émotionnelle. Adapté de Bechara, (2004).

La théorie de Damasio implique également que la convergence et l'intégration des états de l'organisme sont indispensables pour ressentir subjectivement une émotion, mais non suffisants dans la mesure où d'autres facteurs peuvent influencer le ressenti (e.g. le contexte). En outre, il est important de relever que selon Damasio, la génération et l'activation des marqueurs somatiques ne dépend pas forcément d'un niveau de traitement conscient.

Le système biologique en bref



Le système nerveux de l'être humain peut être divisé en deux grandes catégories : le **système nerveux central (SNC)**, comprenant l'encéphale et la moelle épinière, et le **système nerveux périphérique (SNP)**, comprenant les voies de communication (ascendantes et descendantes) entre le SNC et les organes.



Le fonctionnement du système nerveux peut s'envisager dans une logique d'interactions et d'équilibres : entre le système nerveux et l'environnement, d'une part, et entre le SNC et le SNP, d'autre part. Le SNC et le SNP possèdent ainsi des interactions réciproques. **L'état physiologique, en termes d'intensité de l'activité du système nerveux, est aussi appelé *arousal*.**



La capacité du SNC à percevoir (consciemment ou non) l'état du corps, et de son environnement participe à la **somesthésie**. Cette capacité contribue au **maintien de l'équilibre interne (homéostasie) en régulant l'activité selon les informations ainsi perçue par le biais de l'allostasie**.

1.2. L'humain comme système de (dés)équilibre : Le stress...

Le concept de stress est parfois utilisé de façon interchangeable avec d'autres termes, tels que « anxiété », « peur » et parfois même « charge cognitive ». Cette section vise à présenter la définition que nous avons retenue pour le stress, d'une part, mais vise également, d'autre part, à présenter les effets de celui-ci sur l'organisme et ses diverses conséquences.

1.2.1. Théories de l'appraisal

Le concept de stress tel que nous l'utilisons dans cette thèse est indissociable de la notion d'**évaluation cognitive** (*appraisal* en anglais). Les théories de l'évaluation cognitive ayant fait leur apparition au sein des sciences cognitives dans les années 60 se sont avérées consensuelles dans l'étude des émotions (Lajante & Droulers, 2013). Ces théories postulent un rôle causal de ce processus dans le déclenchement et la différenciation des émotions. De nombreux modèles existent pour décrire le mécanisme de l'*appraisal*. Nous présentons ci-dessous le modèle des processus composants (Scherer & Ekman, 1984, Figure 16).

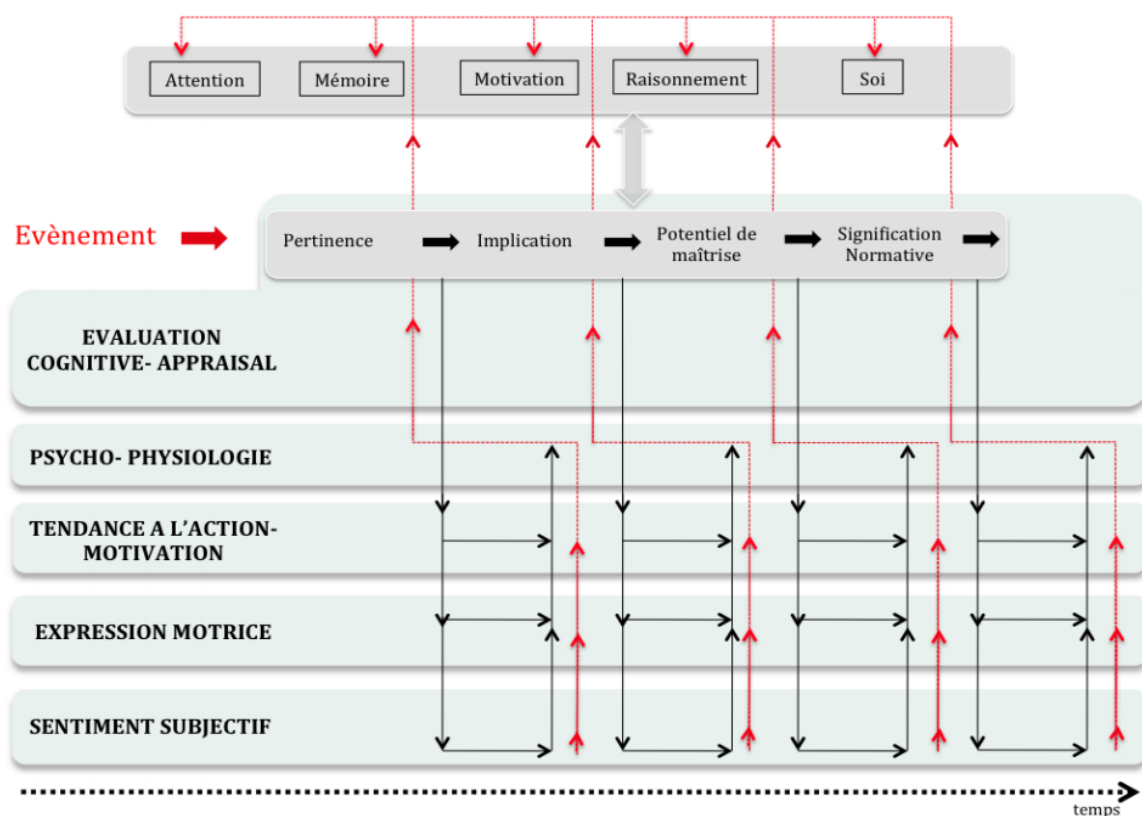


Figure 16 : Schéma simplifié du modèle des processus composants. Tiré de Sander et al., (2005).

Dans ce modèle, divers *événements* (ou stimuli) vont être évalués dans une première composante, dite *cognitive*, selon des critères d'évaluation organisés en quatre objectifs (ou dimensions). Selon le modèle, ces quatre dimensions d'évaluation se déroulent de façon séquentielle, sur la base du résultat

des évaluations antérieures, et sont très rapides (de quelques dizaines à quelques centaines de millisecondes). Elles incluent les critères de :

- **Pertinence** : à quel point cet événement est-il nouveau ? Ses caractéristiques intrinsèques sont-elles positives ou négatives ? Est-ce pertinent pour moi au regard de mes buts et besoins ?
- **Implications** : quelles sont les causes de cet événement et quelles pourraient être ses conséquences pour moi ? Sera-t-il facilitateur ou obstructeur vis-à-vis de mes buts et besoins ? Y a-t-il une urgence à y répondre ?
- **Potentiel de maîtrise** : A quel point l'évènement est-il contrôlable ? S'il l'est, ais-je des ressources disponibles pour le gérer ? Sinon, pourrais-je m'adapter aux conséquences d'un événement non maîtrisable ?
- **Signification normative** : que signifie cet événement par rapport à mes standards et aux normes sociales ?

Ces évaluations sont supportées par des fonctions cognitives, telles que la mémoire ou encore l'attention comme illustré en Figure 16. Leventhal et Scherer, (1987) ont précisé la définition initiale qui pouvait donner lieu à des controverses : selon eux, le processus d'évaluation cognitive n'est pas nécessairement un processus conscient.

Les évaluations successives liées à la composante cognitive vont générer des modulations dans les autres composantes qui sont liées à l'activation physiologique périphérique, à la tendance à l'action, à l'expression motrice effective de cette tendance à l'action (e.g. expression faciale), et au ressenti subjectif (l'expérience « consciente » de l'émotion). Ces autres composantes peuvent également exercer une influence rétroactive sur le processus d'évaluation. Notons que l'évaluation va donc être constamment mise à jour, notamment via la prise en compte de l'état interne de l'individu. Ce processus de mise à jour a été conceptualisé sous le terme *réévaluation (reappraisal)*.

Selon ce modèle, une émotion ne va donc pas être un état statique, mais va correspondre à un schéma de changements dynamiques, synchronisés et récursifs dans les 5 composantes en réponse à un stimulus qui est évalué comme étant pertinent. Ce schéma de changement sera différent d'une émotion à une autre en fonction des évaluations séquentielles effectuées selon les 4 objectifs de la composante cognitive. Avec cette définition, l'émotion ne se limite donc pas ici au seul ressenti subjectif (*feeling* pour Scherer). Une émotion peut d'ailleurs être accompagnée de plusieurs ressentis mélangés (*emotional blending*, Scherer & Meuleman, 2013). Nous allons à présent nous intéresser plus spécifiquement à la façon dont un stimulus peut être évalué comme stressant, et à la façon dont cette évaluation va moduler l'activité.

1.2.2. Origines du stress et définition

Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéressons particulièrement au stress aigu (en opposition au stress chronique), faisant suite à un évènement ponctuel interne (e.g. pensées, douleurs) ou externe à l'organisme (e.g. contexte spécifique tel que la conduite).

Selon Folkman et Lazarus (1984), l'évaluation cognitive liée au stress va se faire selon deux niveaux séquentiels : 1/ évaluer la demande environnementale et déterminer si les stimuli constituent une menace, et 2/ déterminer quelle est la capacité de l'organisme, en termes de ressources (physiques, intellectuelles, ...) pour faire face à cette demande (ce que les auteurs nomment « capacité de *coping* »). Pour être considérés en tant que source de stress, les stimuli doivent donc être évalués comme étant (Ferreira, 2019) : nouveaux ou imprévisibles (forte pertinence), représentant une menace physique ou psychologique (forte implication), avec une faible possibilité de contrôle (faible potentiel de maîtrise).

Le stress aigu peut ainsi être défini comme étant un état de l'organisme faisant suite à un déséquilibre perçu entre une demande environnementale évaluée comme élevée ou menaçante, au regard des ressources disponibles pour gérer cette demande, évaluées comme insuffisantes.

Le ou les stimuli associés à la demande environnementale sont alors perçus comme des **stresseurs**. Ce déséquilibre perçu entre une faible capacité d'adaptation évaluée par rapport à une demande situationnelle élevée (ou en tout cas évaluée comme telle) conduit à des modulations de l'activité cérébrale et corporelle pour adapter l'organisme à la demande. Ce processus de modulation correspond à l'allostase que nous avons décrite précédemment, dont le but est de restaurer l'homéostasie vis-à-vis de l'environnement, mais également au sein de l'organisme lui-même. Cette réaction est également connue sous le nom de **réponse au stress**, et c'est bien souvent ce qui est confondu avec la dénomination plus générale de « stress » dans le langage populaire.

Le stress aigu est un phénomène rencontré couramment dans la vie quotidienne. Il peut être une source de motivation ou de confiance en soi. Lorsqu'il prend cette forme, il est appelé **eustress** et possède des effets positifs et facilitateurs sur la réalisation d'activités. Son antagoniste, appelé **distress**, est cependant plus largement confondu dans le langage courant avec le terme « stress ». Cette dernière forme du stress entrave la capacité à mener à bien certaines tâches et peut avoir des effets délétères sur la prise de décision et sur l'attention comme nous allons le montrer par la suite. A long terme, des effets indésirables sur la santé peuvent émerger si le *distress* est vécu trop fréquemment (Chu et al., 2021 ; Liston et al., 2009). Nous reviendrons plus bas sur la façon dont le stress peut prendre l'une ou l'autre de ces formes.

1.2.3. La réponse au stress

La réponse au stress peut être définie sur trois dimensions d'activation, dynamiques les unes vis-à-vis des autres. Le déséquilibre perçu va rapidement entraîner la réponse du SNC qui va donc, à la manière de la composante cognitive du modèle des processus composants de Scherer, être précurseur à la cascade de réactions physiologiques, comportementales et subjectives s'ensuivant, elles-mêmes constamment (ré)évaluées dans une logique de rétroaction. Une intégration corticale prend en compte les informations en provenance du corps (informations somesthésiques et intéroceptives) et de l'environnement (Groenewegen & Uylings, 2000). Cette intégration d'informations permet d'évaluer comment la situation a été gérée au regard des ressources déployées, et d'influencer l'adaptation et la régulation émotionnelle elle-même.

La réponse au stress implique donc : une composante neurophysiologique (réaction biologique), comportementale (tendances à l'action et réaction physique vis-à-vis du stimulus), et subjective (ressenti, ou expérience consciente). Nous proposons dans la Figure 17 ci-après un schéma simplifié de l'émergence du stress et de sa réponse, récapitulant les notions abordées ci-dessus.

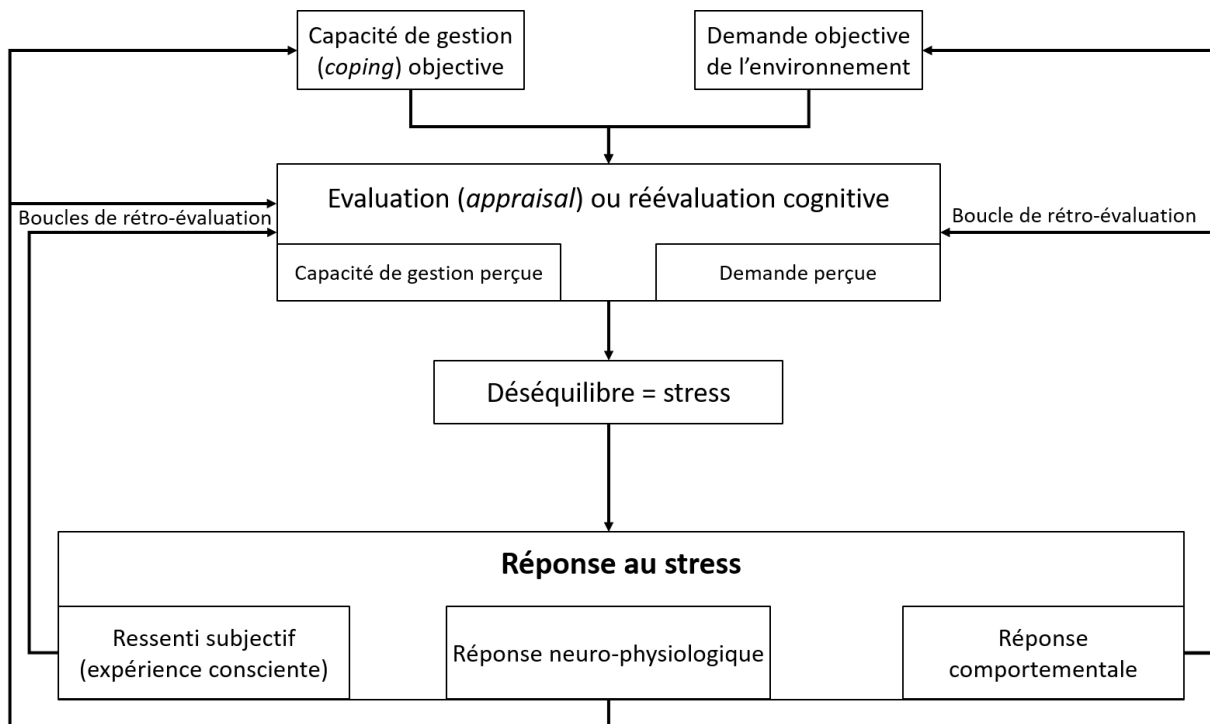


Figure 17 : Schéma du stress et de sa réponse. Adapté de Cox (1978).

La forme que va prendre le stress (*eustress* ou *distress*) dépendra de l'**efficacité** de la réponse pour adapter l'organisme (Matthews, 2016). Le terme efficacité renvoie ici à la performance obtenue, relativement aux ressources déployées pour atteindre cette performance. Il est donc à distinguer du

terme **efficacité**, lié à la performance brute sans la rapporter à l'effort déployé pour l'atteindre (Eysenck et al., 2007). La forme prise par le stress peut ainsi être liée à la performance dans une tâche (résultat de l'adaptation engendrée par la réponse au stress) en fonction du niveau d'*arousal* mobilisé pour obtenir cette performance (activation physiologique). Une façon classique de représenter cette relation entre *arousal* et performance est la courbe dite en U inversé de Yerkes-Dodson, du nom de ses premiers théoriciens (Yerkes & Dodson, 1908). Cette représentation permet d'exprimer la nature résultante du stress, comme représentée ci-dessous dans la Figure 18.

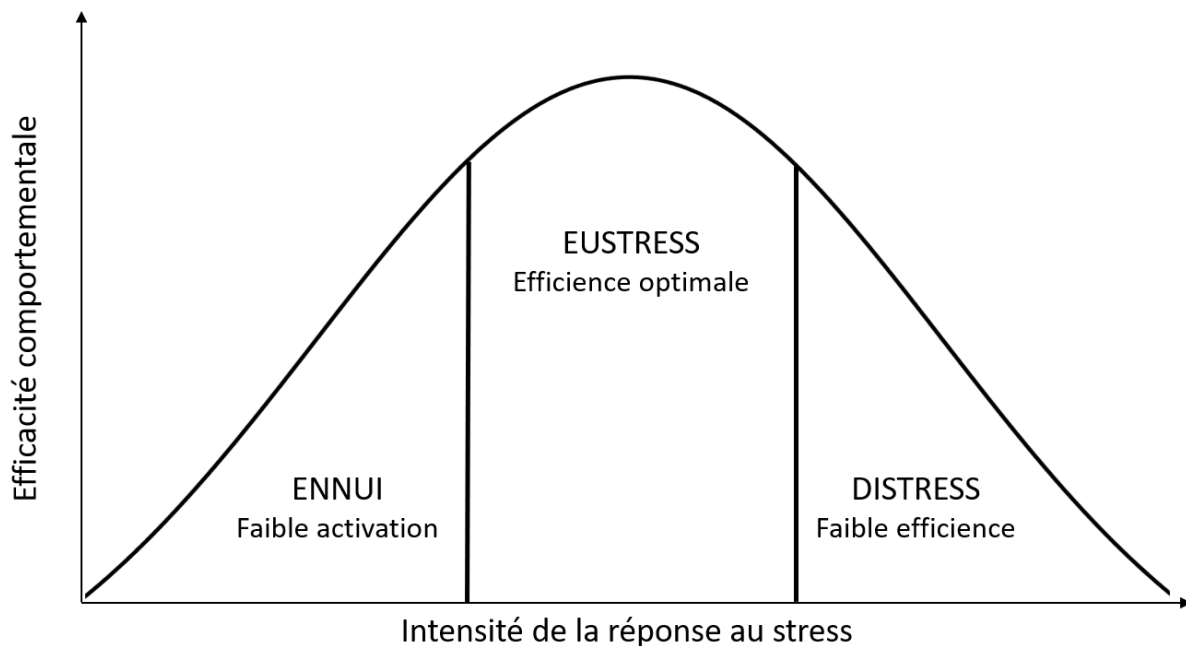


Figure 18 : Définition des formes de stress, selon la loi de Yerkes-Dodson.

Nous constatons ainsi que, un niveau d'*arousal* trop faible pour un niveau d'efficacité faible, peut être qualifié d'état de sous-activation cognitive (et être lié à l'ennui, au désengagement). Le *distress* peut être associé à un état d'*arousal* élevé pour une efficacité faible (efficience faible, car trop de ressources sont inutilement mobilisées). L'état d'*eustress* peut quant à lui être défini par une efficacité optimale associée à un niveau d'*arousal* modéré.

Nous reprendrons dans la partie suivante les mécanismes centraux et périphériques de l'émergence du stress et de sa réponse, puis détaillerons les réponses comportementales et subjectives souvent associées à l'*eustress* et au *distress*. Nous présenterons des exemples de mesures qu'il est possible d'effectuer sur chacune de ces dimensions de la réponse au stress.

Réponse neurophysiologique

Au niveau du SNC, la réponse à un stressueur va être fortement liée à l'activité d'un complexe cérébral comprenant de nombreuses régions (Moisan & Le Moal, 2012).

Lors de la première étape d'évaluation d'un stimulus, les études actuelles font état de l'existence d'une double voie de traitement de l'information (Dbiec & LeDoux, 2009). Une première voie lente dite **thalamo-cortico-amygdalienne** permettrait un traitement cortical approfondi de l'information. La seconde voie, dite **thalamo-amygdalienne**, est plus rapide et implique directement l'amygdale. La Figure 19 illustre cette double voie.

L'amygdale est ainsi envisagée comme un détecteur de pertinence des stimuli, prenant part intégrante au processus d'évaluation cognitive. Ce noyau s'activerait en présence de stimuli liés aux buts et aux besoins des individus, et son activation rapide permettrait ainsi de guider l'attention de façon dynamique vers ces stimuli pour favoriser leur traitement profond (Mazzietti & Sander, 2015, parlent d'attention *appraisal driven*). L'activation de l'amygdale permettrait donc d'orchestrer la mise en œuvre du traitement profond de pertinence faisant appel aux aires corticales (Brosch & Sander, 2013). Dans une logique réursive, l'activité de l'amygdale serait elle-même modulée via les connexions du complexe amygdalien avec le cortex préfrontal et l'hippocampe. Le cortex préfrontal est notamment impliqué dans l'intégration des informations somesthésiques et environnementales (Groenewegen & Uylings, 2000) et dans les fonctions exécutives (Arnsten, 2009). L'hippocampe est une zone quant à elle impliquée dans la formation et la récupération de traces mnésiques (Squire, 2009). La stimulation du complexe amygdalien engendrée par l'évaluation du stresser en tant que tel va entraîner l'activation de deux systèmes, reposant pour l'un sur la réponse du système nerveux et pour l'autre sur la réponse du système endocrinien.

Le premier axe de réponse, basé sur le système nerveux, est appelé axe **sympatrico-adréno-modulaire** (SAM). Ce système se caractérise par la libération de catécholamines (dopamine et noradrénaline) au niveau des neurones post-ganglionnaires du système nerveux périphérique sympathique innervant directement les organes, et au niveau de la *medulla* des glandes surrénales. Ces catécholamines se diffusent alors dans tout le corps en étant notamment présentes dans le sang. Leur libération est la conséquence d'une activation complexe en cascade de différents noyaux neuronaux qui engendre la libération de neurotransmetteurs (Godoy et al., 2018).

Parallèlement, la stimulation de l'amygdale entraîne la mise en action d'un système connu sous le nom d'axe **hypothalamo-pituitaire-adrénalien** (HPA), aussi appelé axe corticotrope ou endocrinien. Ce système fonctionne lui aussi en cascade : l'hypothalamus va également synthétiser de la CRH, qui va stimuler la libération d'une hormone, l'adrénocorticotrophine (ACTH), par la glande pituitaire (ou hypophyse). L'ACTH va alors se diffuser dans le sang et entraîner la libération de glucocorticoïdes, tels que le cortisol, par le cortex des glandes surrénales. La libération de glucocorticoïdes intervient dans

un second temps, car la diffusion des hormones par le sang est plus lente que la diffusion des neurotransmetteurs.

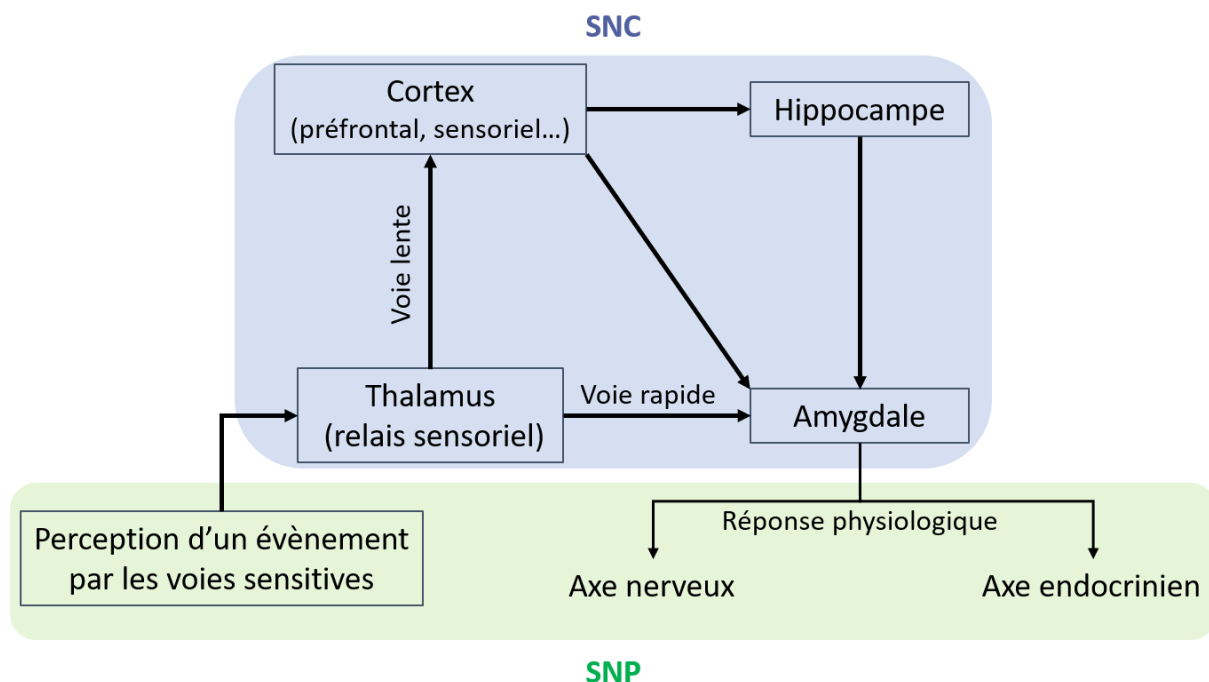


Figure 19 : Illustration de la double voie pour le traitement et l'évaluation d'un stressor en tant que tel. Les interactions réciproques pouvant avoir lieu entre les différentes structures ne sont pas illustrées sur ce schéma.

Sous l'action de la libération des catécholamines et des glucocorticoïdes, une augmentation de l'**arousal** est constatée. Cette activation se traduit par une augmentation du tonus vasculaire, de la pression artérielle, de la transpiration et de la fréquence cardio-respiratoire. Une augmentation du taux de glucose dans le sang par le biais du cortisol est également retrouvée. Cette augmentation permet ainsi de fournir de l'énergie au corps pour faciliter sa mobilisation face au stress. De part une rétroaction sur le cerveau, les glucocorticoïdes permettent également de favoriser l'encodage mnésique de l'expérience stressante, en vue d'améliorer les modèles prédictifs internes (Maggio & Segal, 2007; Peters et al., 2017). En outre, les catécholamines vont permettre de réguler la réponse au stress en agissant sur les structures frontales et sous corticales (Arnsten, 2009 ; Godoy et al., 2018). Nous pouvons également noter que, par le biais de capteurs somesthésiques et intéroceptifs, l'état du corps participe lui-même au mécanisme de (ré)évaluation cognitive.

Nous récapitulons ces deux axes neurophysiologiques liés au stress, ainsi que leurs principaux sous-bassements biologiques dans la Figure 20 ci-dessous.

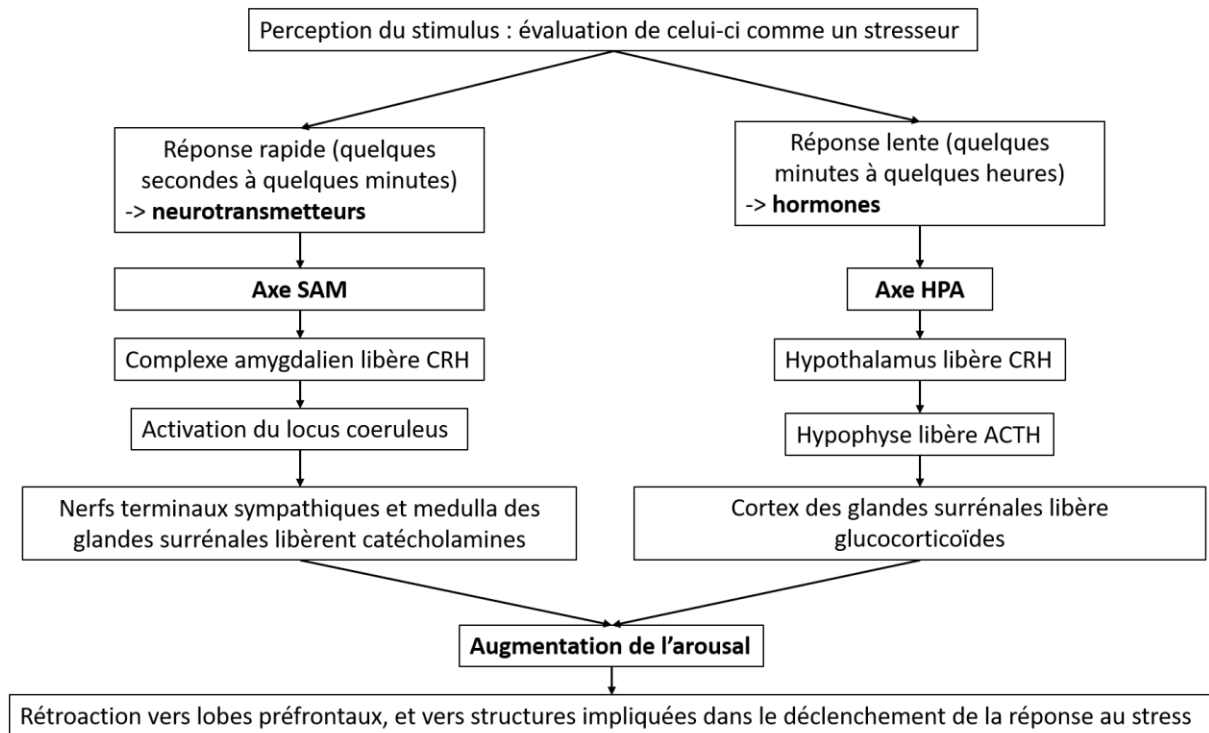


Figure 20: Schéma simplifié de la réponse neurophysiologique associée au stress.

Soulignons qu'il existe une relation quadratique entre l'activation du cortex préfrontal et la concentration en catécholamines dans cette zone. C'est ainsi qu'à faible et à forte concentration en catécholamines, une diminution de l'activité du cortex préfrontal peut être observée. C'est à concentration moyennement élevée qu'un fonctionnement optimal de cette zone est retrouvé (Aston-Jones & Cohen, 2005 ; Vijayraghavan et al., 2007 ; cités par Dehais et al., 2020). Comme nous allons le voir dans la section suivante, cet impact cortical caractéristique des catécholamines peut permettre d'expliquer certains effets comportementaux visibles avec le stress.

Une revue particulièrement complète réalisée par (Giannakakis et al., 2019) permet de rendre compte des variations attendues sur les indicateurs physiologiques. Globalement, ces variations sont corrélées à l'augmentation de l'éveil physiologique engendré par le stress. Nous reproduisons dans le Tableau 1 ci-dessous un récapitulatif de cette revue de littérature. Nous choisissons délibérément de ne pas montrer l'ensemble des variables pouvant être investiguées (e.g. pupillométrie, température corporelle...), mais de plutôt nous concentrer sur les variables que nous avons utilisées dans le travail de thèse.

Tableau 1 : Principaux paramètres physiologiques investigués et variations attendues sous l'effet du stress (tiré de Giannakakis et al., 2019).

Composante du système nerveux autonome	Paramètre	Variation attendue sous l'influence du stress
Activité cardiaque	Rythme cardiaque	Augmentation
	Variabilité du rythme cardiaque (RMSSD, SDNN)	Diminution
Activité respiratoire	Rythme respiratoire	Augmentation
Activité électrodermale	Nombre de réponses phasiques (nSCRs)	Augmentation
	Amplitude des réponses	Augmentation
	Réponse tonique	Augmentation

Réponse comportementale

Afin de décrire et d'expliquer les effets comportementaux du stress, arrêtons-nous quelques instants sur la ressemblance qu'il existe entre la façon de décrire l'efficacité de la réponse au stress, et la relation quadratique entre l'activité du cortex préfrontal selon la concentration en catécholamines. Ces deux relations peuvent en effet se décrire par une courbe en U inversé, où l'activité du cortex préfrontal augmente avec l'accroissement de la concentration en catécholamines mais peut être perturbée par un niveau élevé de catécholamines. Avec une forte augmentation de l'*arousal*, dont l'intensité est liée à la quantité de ressources qu'il faut mobiliser pour palier le déséquilibre perçu, une diminution de l'activité du cortex préfrontal causée par une importante libération de catécholamines peut ainsi engendrer des effets comportementaux délétères dans certaines situations.

En effet, le cortex préfrontal étant fortement impliqué dans les fonctions exécutives en lien notamment avec la mémoire de travail, une baisse de performance dans les activités reposant sur ces fonctions est relevée dans la littérature à des niveaux d'*arousal* élevés (Arnsten, 2009). En outre, les catécholamines favorisent l'activation des aires sous-corticales. L'émergence de comportements automatiques, basés sur des heuristiques de décisions est ainsi également rapportée (Arnsten, 2009), et est donc favorisée par l'activité de la voie de traitement rapide (Figure 19). Ces comportements automatiques permettent au système cognitif, sous l'influence du stress de prendre des décisions rapides, mais reposant sur un niveau faible d'analyse. Ce système de pensée rapide est souvent opposé dans la littérature à un système plus lent et plus « raisonné » (Kahneman, 2013).

Comme indiqué dans la partie portant sur le SNC, deux réseaux attentionnels ont été identifiés dans la littérature : un **réseau frontopariétal « dorsal »** (ou antérieur), lié à l'attention soutenue dans

une tâche, et un **réseau frontopariétal « ventral »** (ou postérieur), lié à la réorientation de l'attention (Fernandez-Duque & Posner, 2001). Ces deux réseaux agissent ensemble et permettent ainsi un fonctionnement flexible du contrôle attentionnel, notamment sous l'influence du cortex préfrontal (Vossel et al., 2014). Ainsi, un déséquilibre entre les réseaux attentionnels peut émerger lorsque le cortex préfrontal ne fonctionne plus de façon optimale. Ce déséquilibre entraîne une dominance du réseau dorsal se traduisant par l'émergence de difficultés de désengagement vis-à-vis d'une activité en cours (persévération), et de difficultés de réorientation attentionnelle vers des stimuli nouveaux (Dehais et al., 2019; Dehais et al., 2020).

L'influence de l'activité des structures sous corticales, en parallèle à la sous-activation du cortex préfrontal, est susceptible de favoriser le traitement de stimuli stressants. Ce biais a été conceptualisé par Eysenck et al. (2007), dans leur théorie du contrôle attentionnel. La théorie du contrôle attentionnel repose elle aussi sur l'idée de l'existence de deux réseaux attentionnels, ventral et dorsal, dont le fonctionnement harmonieux est perturbé par le stress. Dans la théorie d'Eysenck, le biais de traitement attentionnel entraînerait un désengagement de la tâche principale si celle-ci ne comporte pas de stressseurs, au profit du traitement de stimuli périphériques menaçants. En revanche, si la tâche principale est elle-même stressante, la théorie du contrôle attentionnel prédit un engagement attentionnel biaisé envers cette tâche. Plusieurs études supportent cette vision d'un biais attentionnel vers les stressseurs (Cisler & Koster, 2010).

Un exemple concret que nous retrouvons dans la littérature porte sur l'émergence de **surdité inattentionnelle**. Il s'agit ici de l'omission de stimuli auditifs périphériques, favorisée par l'engagement attentionnel dans une activité stressante ou coûteuse cognitivement. Ce phénomène a notamment été mis en évidence dans le cadre du pilotage aéronautique (Dehais, Roy, et al., 2019). Il reposerait sur l'existence d'un goulot d'étranglement attentionnel limitant la connectivité et l'activation des zones de traitement auditif. Ce goulot d'étranglement consisterait en un réseau frontal incluant le gyrus frontal inférieur et le cortex frontal médial supérieur (Durantin et al., 2017). En conditions normales, le cortex préfrontal permet la redirection de l'attention vers les stimuli auditifs exogènes. En conditions dégradées par le stress, et particulièrement en situation de *distress*, le contrôle attentionnel régit par le fonctionnement harmonieux des réseaux frontopariétaux serait donc perturbé ce qui, par le biais de l'activation du goulot d'étranglement, entraînerait ainsi l'omission de stimuli auditifs.

Globalement, les effets comportementaux de la réponse au *distress* se manifestent donc par une tendance à la persévération, aux décisions automatiques et rapides, ainsi qu'à un biais de traitement attentionnel des stimuli stressants. La réalisation d'une tâche présentant des stressseurs pourrait donc

entraîner l'émergence d'un engagement attentionnel important envers cette tâche (i.e. une **tunnelisation de l'attention**), limitant le traitement de stimulations périphériques. Nous résumons ces principales réponses comportementales et leurs mécanismes identifiés dans cette section dans la Figure 21 ci-dessous.

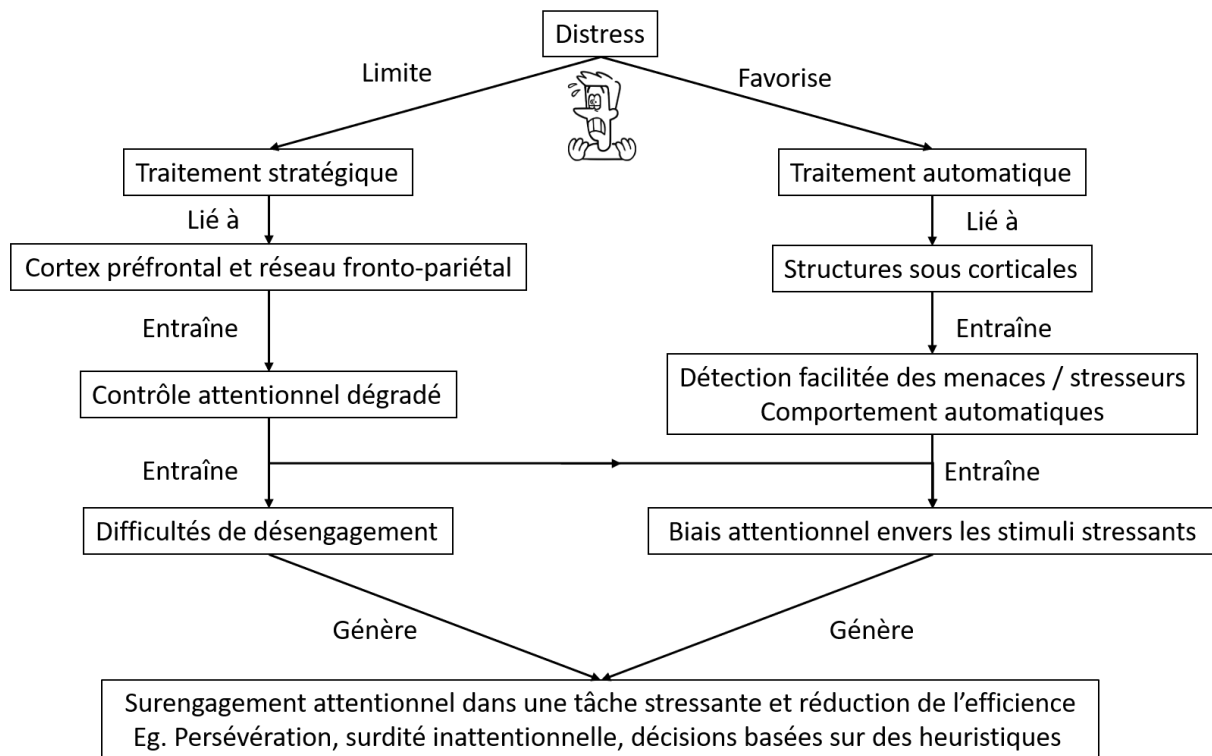


Figure 21: Schéma simplifié de la réponse comportementale associée au distress.

Comportementalement, il est possible d'évaluer le niveau de performance obtenu dans la réalisation d'une tâche générant du stress. Cependant, il faut garder à l'esprit que cette performance ne sera pas forcément dégradée, en raison de la distinction à opérer entre efficacité et efficience. En outre, le niveau de performance sera très dépendant de la tâche utilisée pour induire le stress. Une mesure de performance dans une tâche annexe est également envisageable. Cette tâche annexe peut prendre la forme d'une tâche de mesure de l'attention, pour laquelle une dégradation de la performance serait attendue en cas de tunnelisation attentionnelle vis-à-vis de la tâche principale induisant du stress. Là encore, les mesures précises à effectuer pourront dépendre de cette tâche annexe (temps de réaction, précision de la réponse...).

Réponse subjective

La réponse subjective au stress correspond au ressenti conscient de la personne qui vit une situation stressante. Pour Damasio (1994), la composante subjective de la réponse au stress est également

liée à la prise en compte de la composante physiologique dans l'évaluation cognitive. Ainsi, l'intéroception serait nécessaire (mais non suffisante) au ressenti subjectif. Les caractéristiques du ressenti vont donc dépendre de l'efficacité de la réponse au stress dans l'adaptation de l'organisme au stimulus ayant causé son apparition. Comme nous l'avons souligné précédemment, si la réponse est efficace en termes d'intensité d'*arousal* déployé par rapport à l'efficacité de gestion de la situation, le stress sera vécu comme positif et qualifié de *eustress*. A l'inverse, une efficacité d'adaptation faible et un fort niveau d'*arousal* sera vécu comme négatif et qualifiable de *distress*. Cet état subjectif étant pris en compte dans l'évaluation cognitive, il est susceptible d'aggraver les effets comportementaux illustrés dans la section ci-dessus.

Nous savons que, globalement, l'*eustress* sera associé à des ressentis positifs, tandis que le *distress* sera associé à des ressentis négatifs. Afin de décrire plus spécifiquement ces ressentis, nous avons choisi de présenter ici deux questionnaires permettant l'évaluation subjective de l'état de stress. Ces deux questionnaires sont celui développé par Matthews et al., (1999), portant le nom de DSSQ (*Dundee Stress State Questionnaire*) et celui, plus court, de Helton (2004), le SSSQ (*Short Stress State Questionnaire*).

Dans l'élaboration du DSSQ, Matthews et al., (1999) ont distingué trois principales dimensions subjectives liées au stress :

- L'engagement subjectif dans la tâche, correspondant à l'intérêt porté envers la tâche. Il intègre des termes liés à la motivation et à la concentration.
- L'inquiétude, liée à l'expérience de sa propre performance et à sa capacité à résoudre la tâche et intègre des termes liés à l'estime de soi.
- Le *distress*, lié aux sensations négatives, et au niveau de contrôle perçu.

Ce questionnaire comprend un grand nombre d'items (90). Afin de pallier les effets pouvant être engendrés par sa réalisation dans des contextes opérationnels, liés par exemple à la fatigue, Helton (2004) a proposé une version raccourcie de ce questionnaire comprenant 24 items du questionnaire original.

Ces items permettent de catégoriser les ressentis subjectifs selon les trois dimensions identifiées par Matthews et al., (1999). Nous les résumons dans le Tableau 2 ci-dessous et proposons une traduction en français. Nous avons également reclassé ces items selon les deux formes du stress (*eustress* et *distress*) en fonction de leur corrélation positive ou négative avec les trois dimensions initialement proposées par Matthews et al., (1999), telles qu'identifiées par Helton (2004).

Tableau 2: Items du SSSQ associés aux formes du stress, et traduction libre en français.

Items du SSQ	Traduction libre	Forme du stress associée
I feel dissatisfied.	Insatisfaction	<i>Distress</i>
I feel alert.	Alerte	<i>Eustress</i>
I feel depressed.	Dépression	<i>Distress</i>
I feel sad.	Tristesse	<i>Distress</i>
I feel active	Activation	<i>Eustress</i>
I feel impatient.	Impatience	<i>Distress</i>
I feel annoyed.	Contrariété	<i>Distress</i>
I feel angry.	Colère	<i>Distress</i>
I feel irritated.	Irritation	<i>Distress</i>
I feel grouchy.	Sentiment d'être râleur	<i>Distress</i>
I am committed to attaining my performance goals	Engagement à atteindre ses objectifs de performance	<i>Eustress</i>
I want to succeed on the task	Volonté de succès	<i>Eustress</i>
I am motivated to do the task	Motivation	<i>Eustress</i>
I'm trying to figure myself out.	Tentative de s'y retrouver	<i>Eustress</i>
I'm reflecting about myself.	Auto-reflexion	<i>Eustress</i>
I'm daydreaming about myself.	Rêveries sur soi-même	<i>Eustress/ Distress</i>
I feel confident about my abilities.	Confiance dans ses capacités	<i>Eustress</i>
I feel self-conscious	Conscience de soi	<i>Eustress</i>
I am worried about what other people think of me.	Inquiétude sur la vision d'autrui	<i>Distress</i>
I feel concerned about the impression I am making.	Inquiétude sur l'impression que l'on fait	<i>Distress</i>
I expect to perform proficiently on this task.	Attentes sur l'efficacité dans la tâche	<i>Eustress/ Distress</i>
Generally, I feel in control of things.	Sentiment de contrôle	<i>Eustress</i>
I thought about how others have done on this task.	Comparaison à autrui	<i>Eustress/ Distress</i>
I thought about how I would feel if I were told how I performed.	Penser à ce que l'on ressentirait avec un retour sur sa performance	<i>Eustress/ Distress</i>

En vue de mesurer subjectivement le stress, outre le DSSQ, et le SSSQ, un autre questionnaire dont l'utilisation peut s'avérer pertinente est le Geneva Emotional Wheel (GEW, Scherer, 2005). Ce questionnaire se présente sous la forme d'une roue autour de laquelle différents adjectifs (ressentis) sont inscrits. Il permet au participant la complétant d'exprimer l'intensité de chaque ressenti, et son format permet une complétion rapide et intuitive.

Il est également pertinent d'évaluer la charge cognitive engendrée par une activité spécifique. En effet, ce concept est fortement lié à la notion de stress, dans la mesure où la charge environnementale perçue par l'individu peut rentrer en compte dans le mécanisme d'évaluation (Alsuraykh et al., 2019). Pour évaluer la charge cognitive, un questionnaire particulièrement utilisé dans la littérature est le NASA-TLX ([Annexe Aa](#)). Ce questionnaire permet de rendre compte de différentes dimensions de la charge cognitive. Il inclut des items portant sur l'évaluation de la pression temporelle générée par la tâche, de la quantité d'effort global, mental et physique demandés, et du niveau de réussite et de frustration ressentis au cours de la tâche.

L'utilisation des mesures subjectives peut cependant présenter des limitations quant à la confiance pouvant leur être apportée (Annett, 2002). Leur utilisation requiert que le participant ait un certain niveau d'introspection quant à ses ressentis émotionnels. En outre, ces mesures sont également susceptibles d'être soumises à des biais de désirabilité, d'attente, ou de fatigue du répondant. C'est pourquoi il est pertinent de les coupler à d'autres mesures plus objectives comme les mesures physiologiques ou comportementales, dans une logique dite de **recueil triangulaire** (Alekhine et al., 2020).

Exemple d'application

Afin d'illustrer les aspects théoriques développés ci-dessus, présentons un exemple de situation pouvant aboutir à du *distress*.

Monsieur X fait du camping avec sa famille. Soudain, malheur ! Un ours gigantesque apparaît devant lui ! Immédiatement le système cognitif de monsieur X détecte l'évènement et l'évalue comme ayant une forte pertinence, présentant potentiellement de lourdes implications physiques, et une faible possibilité de la maîtriser. Face au déséquilibre perçu et à l'incertitude de monsieur X quant à la stratégie à adopter pour se tirer de ce mauvais pas, son système cognitif se retrouve en situation de stress. La réponse neurophysiologique ne tarde pas à se mettre en place. L'activité du système nerveux central et périphérique entraîne une cascade de réactions physiologiques permettant à monsieur X de se préparer à l'action : son rythme cardio-respiratoire s'accélère, sa tension artérielle augmente, et une décharge d'adrénaline se répand dans tout son corps. Sous l'effet des catécholamines, l'activation de son cortex préfrontal permet à monsieur X d'établir une stratégie visant à attaquer l'ours à l'aide de son couteau. Dans un élan de confiance en soi et de motivation, Monsieur X tente de se saisir de son Opinel, mais celui-ci n'est pas présent dans sa poche. Sa réaction comportementale initiale est donc inefficace. Malheureusement, la réévaluation de la situation, couplée à une perception intéroceptive de son état d'éveil physiologique intense, plonge monsieur X dans un état de distress : un sentiment de perte de confiance l'envahi. L'augmentation des catécholamines entraîne la désactivation de son cortex préfrontal et l'empêche d'appliquer rationnellement le guide de survie qu'il a lu ce matin-même dans le journal

*Le Parisien*³. Monsieur X, dont toute l'attention se retrouve désormais focalisée sur l'ours, n'entend pas non plus sa femme qui l'appelle au loin pour lui dire que le repas est prêt. Finalement, c'est une réponse automatique qui se met en place grâce à l'action des structures sous-corticales : pris d'un élan presque surhumain, monsieur X se met à courir le plus vite possible, loin de la menace. Monsieur X mangera tranquillement ce soir au restaurant, loin du camping, et jurera qu'on ne l'y reprendra plus.

Eût-il été garde forestier, la réponse comportementale de monsieur X face à l'ours aurait-elle été différente ? Et si celui-ci avait une tendance au négativisme, aurait-il eu, en premier lieu, la motivation nécessaire pour tenter de se servir de son couteau ? Une notion très importante à prendre en compte est donc celle de l'individualité. Nous allons dans la partie suivante décrire de façon non exhaustive certains facteurs individuels susceptibles d'influencer la génération du stress, et de sa réponse.

1.2.4. Impacts de traits individuels sur le stress et sa réponse

L'impact de traits individuels sur le stress a été très exploré dans la littérature. Les traits individuels expriment les tendances des individus à évaluer, ou à adopter des réponses différenciées face aux situations. Ces différences peuvent s'expliquer par des facteurs inter-individuels, c'est-à-dire pouvant varier entre les individus (e.g. personnalité), ou par des facteurs intra-individuels, c'est-à-dire pouvant varier au sein d'un même individu (e.g., fatigue ou niveau d'éveil faible). Nous pouvons également relever que, dans la mesure où certains auteurs tels que Barrett (2012), défendent que les émotions reposent avant tout sur des constructions sociales, des facteurs inter-culturels pourraient également expliquer ces différences.

La façon dont les facteurs individuels peuvent impacter le stress et sa réponse peut être multiple. Cela peut concerner des différences liées à l'attention : par exemple, le focus attentionnel peut être biaisé sur certains aspects négatifs ou positifs de l'environnement externe et interne à l'individu, ce qui pourra impacter la (ré)évaluation. Cela peut aussi concerner des différences liées à la mémoire, via des tendances à retrouver des souvenirs positifs ou négatifs. Nous l'évoquerons peu ici, mais l'expertise dans une situation donnée va bien sûr être importante. En effet, des contextes spécifiques peuvent être associés à des réponses au stress différenciées, au-delà de l'existence de traits généraux comme la personnalité. Un stress propre au contexte de conduite, aux interactions avec la technologie, ou encore social peut donc exister (Matthews, 2016). Enfin, la manière de réguler l'émotion peut aussi être différenciée. Nous reviendrons sur ce dernier point dans la partie liée à la régulation du stress.

³ <https://www.leparisien.fr/societe/francais-tue-par-un-ours-au-canada-pourquoi-y-a-t-il-de-plus-en-plus-d-attaques-20-08-2019-8136438.php>

Personnalité

Une classification des traits de personnalité a été conçue sous le terme de « Big Five », ou modèle OCEAN par Goldberg (1981). Cette classification, basée sur des observations empiriques et lexicales, décrit 5 traits de personnalité principaux (Plaisant, Guertault, et al., 2010) : L'Ouverture, qui fait référence à une tendance à être curieux et perspicace ; la Conscience, qui fait référence à une tendance à être organisé et efficace ; l'Extraversion, qui fait référence à une tendance à être positif et affirmé ; l'Agréabilité, qui fait référence à une tendance à être indulgent et généreux ; et enfin, le Neuroticisme, qui fait référence à une tendance à éprouver de l'anxiété et de la tension. Selon Bainbridge et al., (2022), un grand nombre d'échelles de mesures de traits psychologiques peut être interprété avec le Big Five, ces échelles en constituant différentes facettes.

Les traits de personnalité peuvent être liés à différentes focalisations attentionnelles des individus sur les stimuli environnementaux, en fonction de leur valence. En effet, il a été démontré que le trait de neuroticisme facilite le traitement des stimuli négatifs, et rend plus difficile le désengagement de l'attention de ceux-ci. La saillance de ces stimuli serait perçue comme plus importante (Bredemeier et al., 2011). À l'inverse, le trait d'extraversion est lié à une réponse plus forte envers les stimuli positifs (Lou et al., 2016).

Des études rapportent que l'impact du stress pourrait également dépendre d'une interaction entre la récurrence d'induction de stress et la personnalité (Eysenck, 1994) : les individus ayant un score élevé de neuroticisme sont plus exposés quotidiennement au stress. Un effet d'habituation pour ces individus pourrait ainsi émerger et donner lieu à des réponses physiologiques moins fortes avec le temps (LeBlanc et al., 2004). De la sorte, avec cet effet d'habituation, les réponses de l'axe HPA et de l'axe SAM pourraient être diminuées et entraîner une réduction de la libération de cortisol et une diminution de la réactivité cardiaque (Mangold & Wand, 2006 ; Xin et al., 2017). Pourtant, l'évaluation subjective du stress ressenti resterait plus négative pour ces individus, du fait d'un focus attentionnel sur les éléments internes et externes à l'individu si ceux-ci présentent une valence négative (Penley & Tomaka, 2002).

Les biais attentionnels et mnésiques générés par des facteurs de personnalité pourraient donc impacter l'évaluation primaire, d'une part, et la réévaluation faisant suite au déclenchement de la réponse au stress, d'autre part.

Capacités somesthésiques

Nous avons précédemment évoqué le concept d'intéroception ([page 33](#)). Rappelons brièvement que ce concept est inclus dans celui de somesthésie, et se rattache à la perception par l'individu de son état corporel. Nous avons également évoqué qu'une intégration de ces signaux se faisait au niveau

cérébral, et que cette intégration rentrait en compte dans l'évaluation et l'expérience subjective de l'émotion (Damasio, 1994). Enfin, rappelons que la sensibilité intéroceptive peut se distinguer du concept de conscience intéroceptive : la sensibilité est liée à la tendance à prêter attention aux signaux corporels, quand la conscience correspond plutôt à l'évaluation subjective de ses sensations internes et de sa capacité à les détecter (Garfinkel et al., 2015).

Plusieurs études ont montré que les individus pour qui l'intensité de la perception consciente des signaux corporels est plus élevée expérimentent les émotions avec plus d'intensité (Critchley et al., 2004). De la même manière, la sensibilité intéroceptive serait positivement corrélée avec l'émergence de troubles anxieux, sans que l'*arousal* lui-même ne soit plus important. Il existerait donc bien des biais de conscience intéroceptive et de sensibilité intéroceptifs pouvant varier selon les individus (Domschke et al., 2010).

Un modèle explicatif de l'impact du niveau d'intéroception sur le stress et sa réponse a été proposé par Schulz et Vögele (2015) à l'issue d'une revue de littérature portant sur ces deux concepts. Ce modèle explique que l'activation des axes neurophysiologiques de la réponse au stress entraînerait une augmentation de l'activité des intérocepteurs périphériques par le biais des catécholamines libérées au niveau périphérique via l'activation de l'axe SAM. Le cortisol libéré via l'activation de l'axe HPA augmenterait quant à lui le focus attentionnel porté aux sensations corporelles. Cette altération perceptive génère ainsi l'expérience de symptômes physiques tels que des palpitations ou des nausées. L'évaluation de ces symptômes physiques pourrait ainsi elle-même être perçue comme un stresser et contribuer au maintien de la réponse au stress.

Relevons également qu'une interaction entre la conscience intéroceptive et les facteurs de personnalité peut exister ici aussi, car un individu ayant un score élevé de neuroticisme tendrait à avoir une attention biaisée vers les stimuli négatifs, comme ces symptômes physiques. Ainsi, nous avons pu illustrer par quel moyen le niveau d'intéroception peut moduler la réponse au stress. Nous reproduisons ci-dessous le modèle de Schulz et Vögele (2015) en Figure 22 en se concentrant sur les effets liés au stress aigu et sur les impacts de l'intéroception sur ces effets.

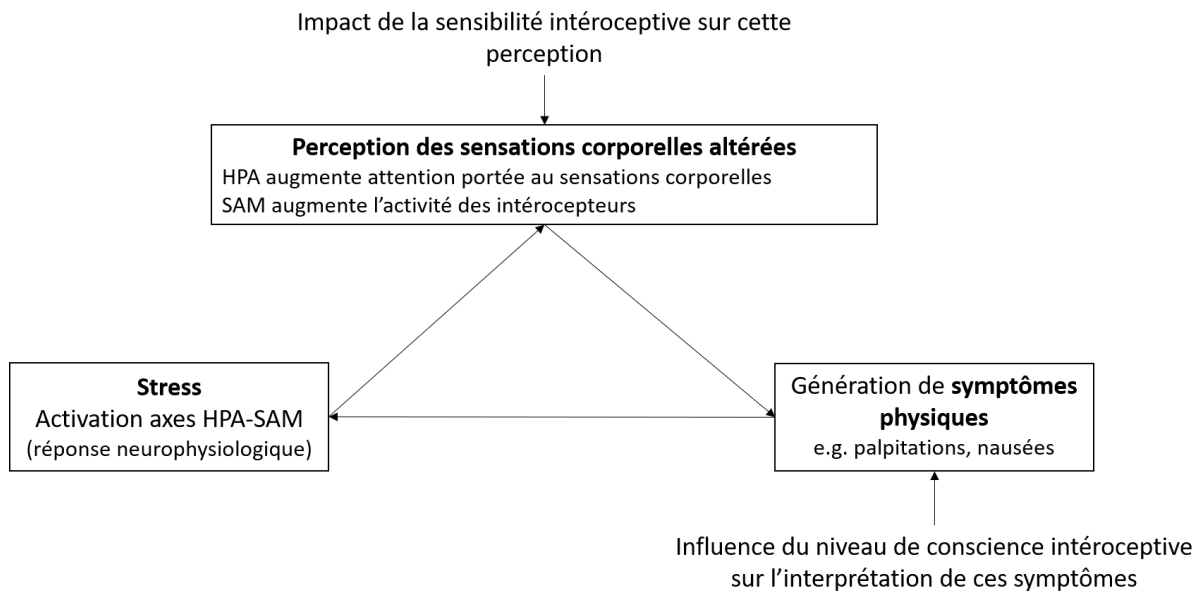


Figure 22 : Impacts du stress et du niveau d'interoception sur la perception corporelle. Adapté de Schulz et Vögele (2015).
HPA : axe hypothalamo-pituitaire-adrénalien; SAM : Axe sympathico-adréno-modulaire.

1.2.5. Induction expérimentale du stress

Une variété de tâches existe pour mener à bien l'induction du stress dans un contexte expérimental. Dans ce contexte, la dimension éthique est particulièrement importante à prendre en compte, et les impacts de l'induction à court, moyen et long terme se doivent d'être limités. Une revue des méthodes pouvant être utilisées dans ce contexte a été effectuée par Ferreira (2019). À partir de cette revue, nous avons produit le Tableau 3 ci-dessous présentant les méthodes et leurs limitations respectives. Nous y avons ajouté deux méthodes basées sur le recours à la menace de stimuli aversifs tels que des sons (Barrett & Armony, 2006), ou des chocs électriques d'intensité modérée.

Tableau 3 : Récapitulatif des méthodes utilisées en contexte expérimental pour induire du stress.

Méthode d'induction	Principe	Limitations
Cold Pressor Task (CPT)	Immersion de la main non dominante du participant dans de l'eau froide (0-4°C).	Immobilise la main du participant. Effets d'induction de stress parfois non reproductibles. En outre, il n'est pas clair de savoir si les effets de cette tâche sur le SNP sont liés au stress, ou à une réaction du corps en termes de régulation de la température corporelle ou de réaction à la douleur.
Trier Social Stress Test (TSST)	Après une courte période de préparation, le participant doit réaliser un exposé devant un jury, et une tâche de calcul mental. Ce protocole peut inclure l'enregistrement de la session.	Contextes d'utilisation limités. En outre, les effets relevés sur le SNP pourraient être liés à une charge cognitive plutôt qu'à un stress. De plus, la composante sociale du protocole peut être dépendante de traits individuels.
Socially Evaluated Cold Pressor Test (SECPT) & Maastricht Acute Stress Test (MAST)	Dans ces deux protocoles, le participant effectue le CPT, et sa performance est également évaluée par l'expérimentateur à la manière du TSST.	Les critiques émises pour les deux tâches précédentes sont retrouvées.
Sing a Song Stress Test	Le participant doit chanter en présence de complices et de l'expérimentateur, et en étant enregistré, sans avoir été averti au préalable de la présence de cette tâche.	Contexte d'utilisation limité. L'induction de stress peut dépendre de la performance du participant et de son aise à chanter en public. Les effets produits ne sont pas toujours répliqués.

Chapitre 1

L'humain

Montreal Imaging Stress Task (MIST)	Le participant doit réaliser une série de calculs mentaux, en ayant une contrainte temporelle. Un feedback négatif lui est donné sur sa performance. Il lui est également indiqué que sa performance est évaluée en fonction des autres participants.	La composante sociale du protocole peut être dépendante de traits individuels.
Mannheim Multicomponent Stress Test (MMST)	Le participant doit effectuer une série de tâches incluant 4 modalités de stressors incluant : l'écoute d'un bruit blanc (mode auditif), le visionnage de photographies à valence négatives (mode émotionnel), une tâche arithmétique (mode cognitif) incluant une pression financière et un retour négatif sur la performance (mode motivationnel).	Contexte d'utilisation limité. Le stress induit peut dépendre des capacités cognitives de participants.
Stroop Test	Des noms de couleurs sont présentés au participant, et sont eux-mêmes écrits dans une couleur identique ou différente du mot présenté. Le participant doit nommer la couleur du mot sans lire le mot lui-même.	Les effets liés à l'induction de stress sont parfois non reproductibles. Cette tâche est plutôt utilisée dans les études portant sur certaines capacités cognitives (inhibition, contrôle attentionnel...), et encore peu utilisée pour induire le stress.
Trauma Film Paradigm, International Affective Picture System (IAPS), Set of Fear Inducing Pictures (SFIP), Filmstim	Le participant visionne des images statiques ou dynamiques (vidéos) issues de bases de données validées pour l'induction émotionnelle (IAPS, SFIP, FilmStim). Des vidéos (réelles) d'accident de la circulation, ou issues de films d'horreur peuvent également être utilisées.	L'utilisation de ces matériels pose des questions éthiques en lien avec les impacts long termes potentiels. De plus, l'évaluation en tant que stressors des stimuli utilisés peut dépendre de la sensibilité des individus.
Aversive Stimuli Threat	Le participant est soumis à des stimuli aversifs (sons, e.g. Barrett & Armony, 2006 ; chocs électriques (Breznitz et al., 1998). Ces stimuli peuvent être présentés de façon imprévisible pour le participant.	La question éthique se pose en fonction des stimuli utilisés. En outre, ces méthodes sont limitées à certains contextes.

Jeux vidéo	Le participant doit jouer à un jeu vidéo pouvant inclure des stressseurs (e.g. Chien agressif, contextes horribifiques).	Contextes d'utilisation pouvant être limités. Des différences liées à l'expérience de <i>gaming</i> des participants sont également relevées.
Réalité virtuelle et augmentée	Les participants doivent réaliser des tâches dans des contextes réalistes, supportés par le recours à la réalité virtuelle ou augmentée. Selon la population étudiée, ces contextes peuvent varier et être construits « sur mesure ». Par exemple, des études portant sur les chirurgiens peuvent avoir recours à des simulateurs reproduisant des contextes d'opérations complexes (e.g. Arora et al., 2011). De la même manière, l'utilisation de telles techniques pour l'études des impacts du stress chez les pilotes d'avions où des tâches d'atterrissage complexe avec présence de fumée dans le cockpit peuvent être simulées peut être relevée (e.g. Dehais et al., 2016).	Ces outils requièrent le recueil d'un nombre important de données pour valider l'induction de stress. Un coût technologique et matériel est également à relever pour l'implémentation de tâches spécifiques.

Comme nous pouvons le voir, ces méthodes se basent sur diverses stimulations physiques, psychologiques ou sur des combinaisons de celles-ci. L'utilisation de méthodes basées sur une combinaison d'induction de pression mentale, temporelle et sociale, telle que le MIST (Dedovic et al., 2005) semble particulièrement efficace et modulable selon les contextes d'utilisation. Le recours à des inductions motivationnelles en lien avec l'aversion à la perte semble également efficace. Enfin, nous pouvons relever qu'avec l'utilisation de tâches cognitives, une adaptabilité de la tâche au niveau du participant est requise afin de pallier les différences pouvant exister entre les individus. Les méthodes affiliées au MIST peuvent notamment être employées dans des paradigmes de double tâche, où une réponse comportementale des participants est attendue dans une tâche principale.

Le stress et sa réponse en bref



L'environnement (extérieur ou intérieur à l'individu) peut comporter plusieurs stimuli. Ces stimuli peuvent être **évalués cognitivement** comme des stressors (ou facteurs de stress). L'évaluation se fait en continu (réévaluation) et prend en compte **des indices corporels et environnementaux**.



Le stress est défini comme étant un **déséquilibre perçu entre les demandes environnementales et la capacité d'un individu à y faire face**. Ce déséquilibre peut être induit expérimentalement via certaines tâches.



Le **stress ne doit pas être confondu avec la réponse de l'organisme pour y faire** : dans la réponse au stress, l'organisme s'adapte pour diminuer le stress (restauration de l'homéostasie par l'allostasie). Cette réponse peut être mesurée de façon objective (par des mesures physiologiques ou comportementales) ou subjective (via des questionnaires).



Si la **réponse permet de faire face aux contraintes environnementales** de façon efficace, le stress est vécu comme positif (**eustress**) car permettant d'avoir une bonne efficacité comportementale. Des ressentis de valence positive y étant associés. Si, au contraire, **la réponse n'est pas efficace**, le stress est vécu comme négatif (**distress**) et des ressentis négatifs y sont associés.



Le stress et sa réponse impactent le focus attentionnel et peuvent générer des **phénomènes de tunnelisation, de persévération, de sur-engagement**, et ce particulièrement en cas de *distress*.



Des facteurs individuels vont impacter la génération du stress et sa réponse. Ces facteurs peuvent inclure des **traits de personnalité** ou des **traits somesthésiques** pouvant influencer **l'attention portée à des stimuli** ou leur **interprétation lors du mécanisme de (ré)évaluation cognitive**.

1.3. L'humain comme système de (ré)équilibre : ...Et sa régulation

Folkman et Lazarus (1984) ont identifié deux principales stratégies dites de *coping* (en français, « faire face à ») vis-à-vis du stress : le *coping* centré sur le problème, et le *coping* centré sur l'état émotionnel de l'individu. La première stratégie consiste à agir directement sur la source du stress, en la supprimant (via de l'évitement ou via la résolution du problème en lui-même, par exemple) tandis que la seconde est liée à une modulation de la réponse au stress (en tentant d'atténuer son expérience subjective, par exemple).

Ces deux stratégies font écho au modèle de processus de régulation émotionnelle proposé par Gross, (2015), bien que Gross lui-même effectue une distinction entre la notion de stress et la notion d'émotion⁴.

1.3.1. Modèle de la régulation émotionnelle de Gross

Au-delà de la controverse portant sur la définition de la notion d'émotion, nous relevons toutefois la pertinence du modèle de Gross pour son application à la notion de stress telle que nous l'avons définie précédemment. Nous avons donc choisi de nous référer à ce modèle, celui-ci nous semblant particulièrement complet, séquencé, et adapté aux situations liées à la conduite automobile, comme le [chapitre 3.2](#) le montrera.

Ce modèle identifie 5 étapes de régulation, regroupées selon le stade d'émergence de l'émotion (avant son développement, pendant son émergence, et une fois présente), au cours desquelles la régulation peut se produire.

Ces étapes sont les suivantes :

- **Sélection de la situation** : éviter certaines situations susceptibles de provoquer du stress. Par exemple, dans le cadre de la rédaction d'un mémoire, il pourrait s'agir de préférer éviter d'effectuer les analyses statistiques manquantes, pour privilégier la rédaction de l'état de l'art (*toute ressemblance avec une situation réelle est, bien entendu, fortuite !*).
- **Modification de la situation** : modifier la situation stressante en agissant sur les stressors. Pour reprendre notre exemple précédent, il s'agirait de prendre le problème à bras le corps,

⁴ Sans prétendre résoudre ici le débat conceptuel portant sur la nature ou non du stress comme émotion (Tcherkassof & Frijda, 2014), nous préférons, à la manière de Scherer (2005), faire la distinction entre l'expérience phénoménale (que Scherer appelle le *ressenti subjectif*) et les séquences de changements d'états neuro-physiologiques et comportementaux qui y sont rattachées et que Scherer appelle *émotion*. Ainsi, dans cette vision, il nous paraît cohérent de nommer *émotion* le stress et sa réponse en tant que schémas d'activations neuro-physiologiques et comportementales. Les expériences subjectives y étant rattachées, quant à elles, peuvent tout à fait englober des termes *émotionnels*, plus classiquement retrouvés dans le langage courant (e.g. « se sentir frustré, en colère, anxieux, etc. »).

et de trouver des méthodes de travail, des outils, ou encore des conseils avisés permettant de voir plus clair dans le salmigondis de données expérimentales.

- **Déploiement attentionnel** : rediriger son attention vers d'autres éléments n'étant pas des stressors. Tel que souligné par Gross, le recours à la distraction est particulièrement courant. Il pourrait s'agir de rediriger son attention vers des souvenirs plaisants, ou vers d'autres stimulations présentes dans l'environnement qui n'élicitent pas de stress (e.g. musique relaxante) pendant la réalisation des analyses statistiques.
- **Réévaluation cognitive** : réévaluer consciemment l'interprétation de la signification de l'évènement précédemment jugé stressant (rationalisation). Avec notre exemple, un individu pourrait tenter de consciemment exprimer que le stress ressenti n'est lié qu'à un a priori sur la dimension mathématique de l'analyse statistique et que la réalité de l'activité est bien différente. Dès le II^{ème} siècle, Marc Aurèle, dans son ouvrage « Pensées pour moi-même » (Aurelio et al., 1843), présentait cette dimension d'une façon qui peut se résumer ainsi : « *Si vous êtes affligés par quelque chose d'externe, la douleur n'est pas due à la chose elle-même, mais à votre évaluation de celle-ci. Et cela, vous avez le pouvoir de l'abolir à tout moment !* » (cité par Oschner, 2006).
- **Modulation de la réponse** : agir sur les composantes expérientielles, comportementales ou physiologiques de la réponse au stress. Ici, il pourrait s'agir d'user de substances pour altérer les ressentis, ou bien d'avoir recours à des exercices respiratoires pour modifier sa réponse physiologique. L'objectif de cette modulation est d'impacter la réévaluation cognitive, qui prend en compte des indices intéroceptifs. Elle se distingue cependant du processus de réévaluation proposé par le modèle, où la réévaluation est consciente et repose sur une rationalisation.

1.3.2. Vers une régulation subtile

Dans la plupart des exemples que nous avons développés, la mise en œuvre des stratégies de régulation semble reposer sur des applications explicites et conscientes, et empêche a priori d'être immergé pleinement dans une tâche principale. Dans le cadre de la conduite autonome et manuelle, une stratégie qui aurait pour but de diminuer les effets négatifs du stress et qui s'avèrerait elle-même source de distractions pourrait s'avérer contre-productive. En outre, certaines implémentations, telles que le recours à des exercices respiratoires peuvent également nécessiter un entraînement préalable. Ainsi, en fonction du contexte dans lequel le stress pourrait survenir, avoir recours à une implémentation des stratégies de régulation pouvant interagir de manière implicite, subtile avec leur utilisateur, semble requis.

La mise en place technologique d'une régulation du stress dans l'habitacle d'une voiture sera discutée en [chapitre 3.2](#). Notons toutefois ici que ce type de régulation, lorsqu'elle est basée sur des indices périphériques, peut être située dans le champ des interactions implicites (*unobtrusive interactions*, Kwok et al., 2023), et plus particulièrement du *mindless computing* (une traduction possible pourrait être « informatique subconsciente »). Une définition de ces technologies a été proposée par Adams et al. (2015) comme étant « l'ensemble des technologies portables, embarquées, conçues pour influencer le comportement d'un utilisateur de manière inconsciente » (p.2, traduction libre). Ainsi, le recours à de telles technologies, dites « **subtiles** » devrait permettre d'agir sur un individu sans le distraire ou le perturber dans la réalisation d'une tâche.

Dans le cadre de cette thèse, nous nous sommes particulièrement penchés sur la possibilité de moduler la réponse physiologique, de manière non invasive et subtile. Nous avons retenu cette stratégie, dans la mesure où elle semble présenter une certaine efficacité pour moduler l'état émotionnel à court terme via son action directe sur la réponse au stress. Le recours à cette stratégie permet également de ne pas avoir à anticiper les situations stressantes pour les éviter (comme cela pourrait être le cas avec l'évitement de la situation), ni de devoir agir directement sur les situations pour lesquelles les possibilités d'action seraient limitées (dans le cas de la modification de la situation), ou d'induire un niveau de distraction tel qu'elle pourrait être retrouvée avec des techniques basées sur la réévaluation cognitive ou le redéploiement attentionnel. Nous présentons, dans la partie suivante, les mécanismes par lesquels une telle modulation pourrait être possible et efficace pour réguler le stress.

Modulation de la réponse physiologique : principe général et postulat de fonctionnement

Le principe de cette méthode de régulation, telle que nous allons l'utiliser, repose sur l'utilisation d'une stimulation dont les caractéristiques permettent de l'assimiler à un signal physiologique retrouvable à niveau d'*arousal* faible. Il s'agira ainsi, par exemple, de délivrer des sons de battements cardiaque à un rythme lent. Cette stimulation permettrait ainsi d'obtenir une modulation du signal physiologique ciblé, qui devrait en retour impacter l'évaluation cognitive d'une situation donnée.

La modulation physiologique obtenue de cette manière a été conceptualisée dans la littérature sous le terme **entraînement** (de l'anglais *to entrain* pouvant signifier « faire correspondre à ») et **synchronisation**. L'entraînement physiologique est défini comme étant le phénomène par lequel un rythme physiologique va tendre à se rapprocher d'un rythme issu d'une source extérieure. La synchronisation peut être définie comme étant une superposition parfaite entre ces deux rythmes (Clayton, 2012). Dans cette logique, il est donc possible d'être entraîné sans être synchronisé, mais impossible d'être synchronisé sans être entraîné.

Le fonctionnement précis de l'entraînement et de la synchronisation physiologique est encore mal compris, et ce particulièrement dans les cas où l'individu ne modifie pas consciemment son état physiologique (tel que le rythme cardiaque). Schoeller et al., (2022) ont postulé que le fonctionnement inconscient d'un entraînement ou d'une synchronisation pourrait être lié à un mécanisme de codage prédictif, dans lequel le SNC ajusterait l'état réel de l'organisme afin de le mettre en accord avec l'état perçu par le biais des voies somesthésiques. Dans un mode de fonctionnement conscient, l'entraînement et la synchronisation reposeraient quant à eux sur la modulation volontaire des signaux physiologiques (de la respiration, par exemple).

Qu'ils soient atteints de façon consciente ou non, l'entraînement et la synchronisation visent principalement à activer les associations implicites qui existent entre des états physiologiques et des états cognitifs et émotionnels (Schoeller et al., 2022), en agissant sur la composante physiologique de la réponse au stress.

Modalités et cibles potentielles de la simulation physiologique

Pour mener à bien la simulation physiologique, plusieurs modalités sensorielles sont envisageables, telles que la modalité auditive, visuelle, ou haptique. Cependant, dans des contextes écologiques de régulation du stress, comme la conduite, le recours à l'audio-visuel ne semble pas être le plus pertinent, ces modalités étant déjà sollicitées. De nombreuses études se sont penchées sur le recours à la modalité haptique dans le cadre d'interfaces affectives (pour une revue, voir : Miri, 2019). Il s'agit donc ici d'aller influencer les capteurs somesthésiques de la surface de la peau. Cette modalité s'avère particulièrement pertinente, dans la mesure où, la peau étant l'organe le plus étendu du corps humain, les interfaces haptiques peuvent prendre une grande diversité de localisations et d'implémentations (MacLean, 2009). Cette diversité permet donc d'assurer une personnalisation de ces interfaces à l'utilisateur ou au signal physiologique à cibler (Miri, et al., 2020a). Cette modalité, contrairement au recours aux signaux auditif ou visuel a également l'avantage d'être privée, dans le sens où les utilisateurs de technologies haptiques sont les seuls à percevoir l'information délivrée (Miri et al., 2020b). Enfin, la stimulation tactile semble être un moyen efficace pour susciter une représentation des réponses physiologiques. Comme nous l'avons indiqué dans le premier chapitre ([page 34](#)), des études portant sur le signal cardiaque ont démontré que la perception de l'activité cardiaque au niveau cognitif est également liée aux mécanorécepteurs de la peau et passe donc par les voies somatiques (Couto et al., 2014; Knapp-Kline et al., 2021).

Comme nous l'avons indiqué précédemment, plusieurs signaux physiologiques peuvent être ciblés. Le signal respiratoire est un choix intéressant, car sa modulation peut être volontairement contrôlée par l'individu. Ainsi, ce signal peut facilement être entraîné ou synchronisé avec un stimulus extérieur

(Lee et al., 2021). Un autre bon candidat est le signal cardiaque : sa modulation reposerait plutôt sur des processus inconscients, rendant son entraînement ou sa synchronisation effective de manière totalement subtile. De plus, la composante cardiaque est fortement associée au ressenti du *distress* (Trotman et al., 2019). Elle est ainsi exploitée dans l'industrie du cinéma d'horreur depuis plusieurs années pour induire l'inconfort ou l'anxiété (Winters, 2008).

Modulation de la réponse cardiaque

Sans être spécifiques à l'étude du stress, les études portant sur l'impact de la présentation aux participants de stimulations similaires à des battements de cœur, à une fréquence inférieure par rapport à leur fréquence cardiaque réelle, ont donné des résultats contradictoires. Les premières études portant sur un faux biofeedback du rythme cardiaque ont été menées dans le champ de la musicologie, ayant donc recours à la modalité auditive. En cas d'effet subjectif ou comportemental, l'origine de ces effets n'est pas toujours clairement attribuable à l'entraînement ou à la synchronisation du rythme cardiaque avec les stimulations délivrées.

Par exemple, dans son étude pionnière, Valins (1966) a présenté aux participants des sons de battements de cœur à un rythme réduit ou augmenté par rapport à leur rythme de base. Les participants étaient faussement informés que ce rythme correspondait à leur propre rythme cardiaque. Il a montré que des changements dans l'évaluation subjective d'un stimulus émotionnel visuel pouvaient se produire, mais n'a pas réussi à mettre en évidence des changements dans l'état physiologique réel. Dans une réplication de cette étude, Stern et al., (1972) ont montré que l'effet subjectif trouvé par Valins (1966) était attribuable à différents niveaux d'attention des participants envers les stimuli auditifs selon le tempo, ayant ainsi un impact sur l'attention accordée aux stimuli visuels.

Des études récentes ont également montré que des modulations de l'effort subjectif pouvaient être induites au moyen de stimulations auditives de faux rythmes cardiaques, sans modulation de la physiologie (Iodice et al., 2019). Ces études semblent mettre en évidence une orientation attentionnelle vers les stimulations de type battement cardiaque, et une prise en compte de ces stimulations dans l'évaluation cognitive plutôt qu'un effet direct de synchronisation cardiaque. Toutefois, Trost et al., (2017) rapportent l'existence d'études mettant en évidence une synchronisation cardiaque avec différents tempos musicaux (eg. Bernardi et al., 2006 ; Khalfa et al., 2008). Néanmoins, la musique est susceptible d'apporter d'autres informations que le seul tempo (notamment émotionnelles), des effets d'interactions pouvant ainsi exister. Mütze et al., (2020) ont testé l'impact d'un rythme musical simple (Djembe) sur les effets d'entraînement et de synchronisation cardiaque. Ils ont évalué si une augmentation progressive du rythme délivré, modulée en temps réel selon le rythme cardiaque réel des participants, pouvait permettre d'obtenir un effet d'entraînement ou de synchronisation. Les résultats de

cette expérimentation n'ont pas permis de montrer d'effet global du tempo sur le rythme cardiaque et sa variabilité, les auteurs soulignant en revanche qu'il existe une importante variation interindividuelle dans les synchronisations, sans toutefois apporter de pistes sur d'éventuels traits individuels permettant d'expliquer ces variations.

Les études présentées ci-dessus se concentrent sur l'utilisation de la modalité auditive et ne portent pas toujours sur un effet de décélération cardiaque, ou sur de la régulation émotionnelle. Des études récentes se sont intéressées à l'effet du recours à la modalité haptique sur la régulation du stress. Ces études se basent principalement sur l'utilisation d'un bracelet, porté au niveau du poignet du participant (e.g. bracelet développé par Azevedo et al., 2017, illustré en Figure 23). Nous récapitulons dans le Tableau 4 ces études ainsi que leurs résultats principaux.



Figure 23 : Dispositif utilisé par Azevedo et al., (2017), appelé Doppel©.

Ici aussi, ces études montrent des résultats mitigés : l'entraînement ou la synchronisation de l'activité cardiaque n'ont pas été systématiquement retrouvés. Lorsqu'ils sont mis en évidence, ces effets présentent des tailles faibles. De plus, l'existence d'effets subjectifs n'est pas toujours liée à un effet d'entraînement ou de synchronisation. Les répliques de ces études ne sont d'ailleurs parfois pas concluantes (e.g. van der Velden & Lakens, 2020). Cela pourrait s'expliquer d'une part par l'existence de différences individuelles non prises en compte, par une force d'effet faible, ou encore par l'existence d'une voie de régulation plus directe : ici, la stimulation simulant un rythme cardiaque serait directement prise en compte dans l'évaluation cognitive, par le biais de mécanismes attentionnels intéroceptifs somesthésiques, et donc sans forcément passer dans un premier temps par la modulation de l'activité physiologique. Nous pouvons également noter que, dans ces études, les vibrations étaient toujours délivrées à un rythme inférieur à celui du rythme cardiaque mesuré pendant une période de repos, ou fixé à 60 battements par minute.

Cette fixité des fréquences de stimulation utilisée est importante à relever. Selon Watanabe et al., (2017), s'étant intéressés à la synchronisation de la réponse cardiaque selon différents tempos, l'effet de synchronisation obtenu dépendrait des caractéristiques physiologiques propres à chaque participant, c'est-à-dire au rythme cardiaque au repos. Mütze et al., (2020) rapportent également que, dans le domaine sonore, la synchronisation cardiaque serait dépendante d'un couplage en temps réel du rythme délivré avec le rythme cardiaque réel.

Tableau 4 : Récapitulatif des études portant sur un biofeedback haptique diminué de la fréquence cardiaque au poignet pour réduire le stress. BF= Biofeedback ; EDA= Activité électrodermale ; HR= Fréquence cardiaque ; HRV= Variabilité de la fréquence cardiaque ; HBC = Heart Beat Counting task.

Etude	Induction du stress	Ajustement du BF en temps réel ?	Modulation physiologique ?	Modulation subjective ?
Azevedo et al., (2017)	Présentation publique	Non (<i>baseline</i> 5 minutes), fréquence <i>baseline</i> diminuée de 20%	Avec le stress: réduction de l'augmentation de l' <i>arousal</i> (mesuré à l'aide de l'EDA) dans le groupe BF	Avec le stress: réduction de l'augmentation de l'anxiété dans le groupe BF
Costa et al., (2016, 2017)	Présentation publique	Non Fréquence fixée à 60bpm pour le groupe BF lent; Fréquence correspondant au HR pour le groupe BF reel	Non évalué	Score d'anxiété moins important pour le groupe BF lent
Costa et al., (2019)	Résolution de problèmes arithmétiques	Non (<i>baseline</i> 5 minutes), fréquence <i>baseline</i> diminuée de 30%	Augmentation de HRV pour le groupe BF lent	Score d'anxiété moins important pour le groupe BF lent
Choi et Ishii, (2020)	Tâche de stress physique	Non Fréquence fixée à 60bpm	Réduction de HR et augmentation de HRV plus importantes après la tâche pour le groupe BF lent"	Non évalué
Xu et al., (2021)	Test social de Trier (TSST)	Non (<i>baseline</i> 3 minutes), fréquence <i>baseline</i> diminuée de 20%	Avec le stress et le BF, les participants avec la plus grande précision intéroceptive ont une augmentation de HR moins importante. Des résultats inverses sont retrouvés pour les participants avec une précision intéroceptive moins élevée.	Non

Avec ces observations, nous pouvons postuler qu'un ajustement du rythme haptique en temps réel selon le rythme cardiaque des participants à un instant t augmenterait les chances de susciter un effet de synchronisation cardiaque. En outre, les variations du rythme cardiaque étant dynamiques et changeantes, une simulation physiologique s'adaptant en temps réel aurait pour avantage de respecter cette variabilité cardiaque. Nous n'avons pas trouvé d'études portant sur la modalité haptique, investiguant l'impact d'une telle simulation physiologique modifiée en temps réel. De plus, bien que dans leur étude, Xu et al., (2021) aient exploré l'influence de la précision intéroceptive sur l'efficacité de la régulation, l'étude des caractéristiques individuelles, telles que les traits de personnalité liés à la régulation émotionnelle, reste marginale.

En conclusion, l'émission d'un biofeedback diminué du rythme cardiaque semble être une piste de régulation subtile prometteuse dans la mesure où des effets, au moins concernant l'évaluation subjective du stress, semblent exister. Ces effets paraissent cependant faibles, et pourraient dépendre de traits individuels liés à l'intéroception et à l'attention portée à ces signaux, comme relevé par Xu et al., (2021). Les mécanismes permettant d'atteindre une régulation ne sont pas clairs non plus : est-ce lié à une modulation cardiaque préliminaire à l'évaluation cognitive, ou plus directement à une prise en compte de la stimulation haptique elle-même dans cette évaluation ? Notre première expérimentation tente d'apporter des éléments de réponse.

Modulation de la réponse respiratoire

Dans le cadre de ce travail de thèse, nous avons également voulu explorer l'impact d'une modulation volontaire de la réponse respiratoire pour réguler le stress. La modulation de la réponse respiratoire en vue d'atteindre un état de relaxation est une technique connue depuis des millénaires. Elle se retrouve notamment dans la pratique du Yoga, remontant à -3000 avant J.C., et dont l'une des branches, le *pranayama* (*contrôle du souffle*), consiste en une série d'exercices respiratoires. Ces exercices présentent de nombreuses variations, portant sur les temps d'inspiration et d'expiration, les zones du corps sur lesquelles se concentrent la respiration, ou encore la force de l'expiration (Sengupta, 2012). Il est en effet possible, contrairement à la modulation cardiaque, d'agir de façon directe, consciente et volontaire sur cette composante physiologique. Les effets de la pratique du pranayama seraient liés à une régulation de l'activité des axes SAM/HPA activés lors de la réponse au stress (Sengupta, 2012).

Des pratiques plus contemporaines se basent sur la simple utilisation d'une respiration lente, autour de 6 cycles par minute, pour moduler indirectement la HRV via l'action du nerf vague (Sevoz-Couche & Laborde, 2022). Une revue systématique de la littérature investiguant l'efficacité de ces

techniques montre l'efficacité de la respiration lente pour moduler l'activité du système nerveux autonome dès 10 cycles respiratoires par minute (Zaccaro et al., 2018). Cette modulation de l'activité du système nerveux autonome repose sur l'exploitation du phénomène d'arythmie sinusale respiratoire (RSA) qui impacte directement l'activité cardiaque lorsque le rythme respiratoire est compris entre 3 et 9 cycles par minute (Vaschillo et al., 2006). En outre, certaines de ces études ont montré un impact de la respiration lente sur l'oxygénation cérébrale, et sur la génération d'oscillations neuronales dans différentes parties du cerveau. Ces oscillations neuronales modulées par la respiration pourraient être liées au couplage de la respiration et du cerveau. Ce couplage, qui existe par le biais des voies olfactive, somatosensorielle, et intéroceptive (Allen et al., 2022), est présenté dans le premier chapitre ([page 35](#)). Les études collectées par Zaccaro et al., (2018) montrent également une efficacité de ces techniques pour impacter les sentiments subjectifs associés au *distress*.

En résumé, la respiration lente peut non seulement être soumise au contrôle volontaire, mais ses impacts sur l'organisme semblent également très diversifiés. Ces impacts incluent une modulation directe de la physiologie de l'organisme par :

- Une augmentation du taux d'oxygénation
- Un impact sur le nerf vague permettant de moduler la variabilité du rythme cardiaque
- Une modulation de l'activité neuronale qui pourrait être expliquée par l'existence d'une triple-voie couplant la respiration et le cerveau.

D'un point de vue cognitif, la respiration lente étant associée à un état de relaxation, elle aurait un impact sur l'évaluation cognitive dans les situations de stress, en activant des associations implicites avec l'état de relaxation.

Nous avons supposé que l'efficacité d'une simulation cardiaque pourrait reposer sur un mécanisme inconscient de modulation physiologique, ou être liée à la prise en compte des seuls indices extéroceptifs dans l'évaluation cognitive. Ici, contrairement au mécanisme cardiaque, la modulation respiratoire est effectuée directement par l'individu et ne nécessiterait donc pas d'étape intermédiaire pour impacter l'évaluation cognitive.

La seconde technique explorée dans notre travail de thèse repose sur l'utilisation d'un guide respiratoire délivrant à son utilisateur un rythme à suivre. Ce guide intervient dans un contexte de double tâche. Bien que des études se soient intéressées à des techniques similaires se basant sur le son ou sur des indices visuels (e.g. Zhu et al., 2017), nous avons là aussi retenu la modalité haptique pour procéder à cette régulation. Cette modalité nous a semblé en effet plus pertinente à utiliser dans des contextes de double tâche. Nous présentons des exemples d'études s'intéressant à des modes de régulation semblables dans le Tableau 5.

Malgré une littérature émergente sur les guides respiratoires haptiques, nous pouvons tirer quelques conclusions et recommandations concernant leur design et utilisation dans le cadre de la régulation du stress.

Tout d'abord, concernant le rythme délivré aux participants par le guide, nous retrouvons l'importance de le personnaliser par rapport au rythme de base des participants : Cette personnalisation permettrait de rester au plus près du rythme naturel des participants et d'éviter un coût cognitif qui pourrait émerger si le rythme à suivre en est trop éloigné. La majorité des études ont délivré une fréquence correspondant à une diminution de 30% par rapport au rythme de base des participants. Une seule étude s'est intéressée à un rythme fixé, mais celle-ci ne se déroulait pas dans un contexte de double tâche à proprement parler, dans la mesure où la régulation intervenait lors d'un temps de pause entre deux tâches (Ban et al., 2022). Il est intéressant de relever que l'une des études qui intégrait une personnalisation du rythme délivré, délimitait celui-ci dans un intervalle de 5 à 9 cycles par minute (Miri et al., 2020). Une telle limitation semble pertinente pour obtenir un effet d'arythmie sinusale respiratoire et impacter la variabilité cardiaque (Vaschillo et al., 2006).

Ensuite, relevons que la modulation volontaire du signal respiratoire est une technique de régulation plus explicite, en termes d'engagement du participant, que celle portant sur le cardiaque. Cette technique serait donc plus demandeuse en termes de ressources attentionnelles, ce qui pourrait présenter une limitation lors de son utilisation en contexte de double tâche. Cependant, les études présentées dans le Tableau 5 n'ont pas mis en évidence de perturbation de la tâche principale lorsque le participant suivait la consigne respiratoire, y compris dans des contextes de conduite automobile.

La modalité haptique est notamment jugée comme étant moins distractive que la modalité auditive lorsque ces deux dimensions sont évaluées ensemble dans l'expérimentation de Paredes et al., (2018). Selon les auteurs, cette modalité permettrait de se concentrer plus facilement sur la tâche de conduite lorsque la demande propre à ce contexte est plus importante. Cette notion de distraction semble d'ailleurs pertinente à prendre en compte. Comme le montre l'étude de Miri et al., (2020), et de Lee et al., (2021), elle semble en effet impacter l'efficacité de la régulation d'un point de vue physiologique et subjectif. En outre, d'après les études de Zepf et al., (2021) et de Lee et al., (2021) la régulation respiratoire serait moins bien suivie, et moins bien acceptée subjectivement lorsque les participants ne sont pas informés du but de la technique. Les conclusions de ces études montrent également l'importance d'entraîner les participants à l'usage de la technique proposée.

Tableau 5 : Récapitulatif des études portant sur un biofeedback haptique diminué de la fréquence respiratoire pour réduire le stress. CRA = Compound Remote Association ; BR= Fréquence respiratoire ; HRV= Variabilité de la fréquence cardiaque.

Etude	Contexte (tâche) et dispositif utilisé	Activation dispositif lors de la tâche ?	Rythme délivré	Participant informé du but de la régulation ?	Modulation physiologique ?	Modulation subjective ?	Modulation comportementale ?
(Miri, et al., 2020)	Laboratoire (tâche d'association de mots) ; Moteurs vibrants au niveau de l'abdomen	Oui	Personnalisé selon BR participants relaxés (fourchette : 5 à 9bpm)	Oui, doit suivre le guide	Non testé	Diminution de l'anxiété (STAI-etat)	Non testé
(Balters et al., 2020)	Conduite réelle dans un parking (tâche arithmétique avant conduite, musique forte pendant) ; Moteurs vibrants dans le siège de conduite	Oui	Personnalisé selon BR <i>baseline</i> des participants (réduction de 30%)	Oui, doit suivre le guide	Réduction BR Augmentation HRV	Diminution du stress (échelle 1-7) Dispositif évalué comme non distracteur	Pas d'effet du dispositif sur la conduite
(Pa-redes et al., 2018)	Conduite réelle dans un parking (situations de conduite) ; Moteurs vibrants dans le siège de conduite ou auditif (voix)	Oui	Personnalisé selon BR <i>baseline</i> des participants (réduction de 30%)	Oui, doit suivre le guide	Réduction BR Augmentation HRV	Non, mais acoustique évalué comme plus distracteur que haptique	Pas d'effet du dispositif sur la conduite
(Zepf et al., 2021)	Conduite réelle sur un campus universitaire (situations de conduite) ; Moteurs vibrants dans le siège de conduite et/ou auditif	Intermittent : selon seuil de BR au cours de la tâche	Déclenchement si BR participant > 120% BR <i>baseline</i> ; le rythme est alors délivré à 120% de la <i>baseline</i>	Non	Pas d'effet du haptique seul Réduction BR avec haptique+ acoustique	Pas de comparaison subjective avec une condition contrôle	Pas d'effet du dispositif sur la conduite

Etude	Contexte (tâche) et dispositif utilisé	Activation dispositif lors de la tâche ?	Rythme délivré	Participant informé du but de la régulation ?	Modulation physiologique ?	Modulation subjective ?	Modulation comportementale ?
(Choi et al., 2022)	Fondamental (N-back); Ceinture vibrante à l'emplacement personnalisable (abdomen, dos)	Oui	Personnalisé selon BR baseline des participants (réduction de 30%)	Oui, doit suivre le guide	Non reporté	Diminution charge mentale (NASA TLX) Diminution de la frustration	Pas d'effet du dispositif sur la tâche
(Ban et al., 2022)	Fondamental (N-back) ; Coussin gonflable abdominal	Non, activation durant une pause entre deux tâches	8,15 ou 24 bpm	Non	Synchronisation BR avec rythme délivré	Augmentation de la relaxation après la pause avec 8bpm	Amélioration des performances dans la tâche après la pause avec 8bpm
(Lee et al., 2021)	Conduite simulée (situation de conduite) ; Ventilateur ou dispositif audio-visuel	Intermittent : selon seuil de BR au cours de la tâche	Déclenchement si BR participant > 120% BR baseline ; le rythme est alors délivré à 120% de la baseline	Oui ou non (dans deux conditions)	Diminution BR quand dispositif actif et selon la demande de la tâche	Via débrief : participants préfèrent avoir une instruction quant au dispositif ; Ils choisissent plus souvent la combinaison haptique et audio	Pas d'effet du dispositif sur la conduite

Ces études présentent un certain nombre de limitations, pour beaucoup liées à l'aspect émergent du domaine : les répliques sont encore peu nombreuses, et la prise en compte de paramètres susceptibles d'impacter les résultats n'est pas toujours approfondie. Par exemple, nous n'avons trouvé qu'une étude analysant et rapportant l'effet de traits inter-individuels sur l'efficacité de la régulation (Miri et al., 2020). Cette étude a montré un impact des traits de personnalité : les individus les plus extravertis évaluaient la distraction de la technique employée comme étant moindre, la technique étant plus efficace pour réduire l'anxiété chez ces participants. En outre, nous pouvons relever que, bien que les dispositifs évalués dans les études présentent des formes haptiques variées (e.g. dispositif intégré dans le siège du conducteur développé par Balters et al., 2020, Figure 24), aucun de ceux-ci ne prend la forme d'un bracelet, contrairement aux dispositifs en lien avec le rythme cardiaque. Ce format est pourtant présent dans des dispositifs commerciaux ayant recours à la cohérence cardiaque par le biais d'un rythme fixe (e.g. Apple watch⁵) et pourrait présenter des avantages, notamment en lien avec leur dimension portable et familière.

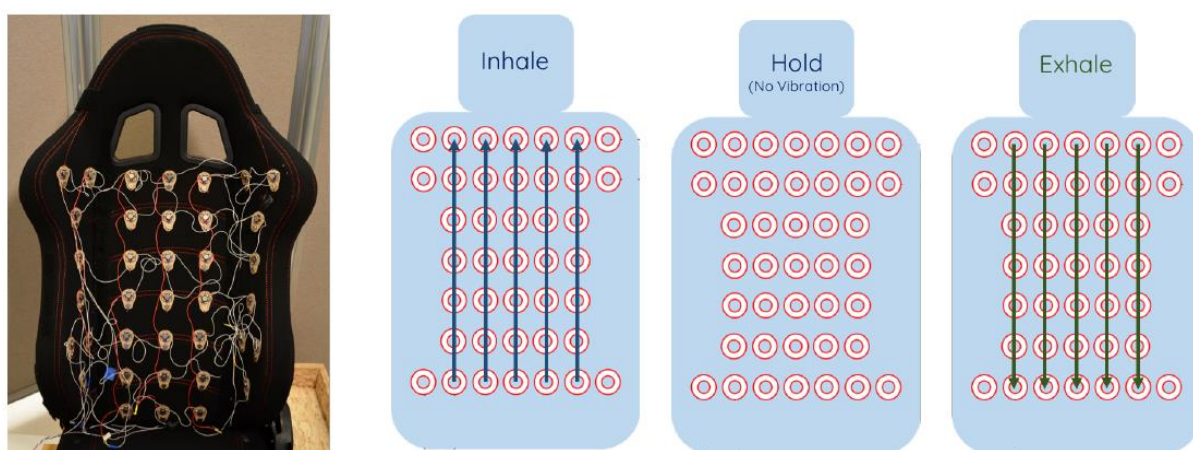


Figure 24 : Dispositif de guidage respiratoire développé par Balters et al., (2020).

Les études que nous avons présentées nous ont permis de mettre en évidence l'aspect prometteur de la régulation du stress par le biais d'une modulation haptique de la respiration, et ce même dans des contextes de double tâche. La présentation que nous avons effectuée permet également d'illustrer la nécessité de poursuivre les études portant sur ces techniques afin d'en identifier les cas d'usage et les limitations, notamment au regard des facteurs individuels.

1.3.3. Facteurs individuels et régulation

La régulation du stress est susceptible d'être influencée par différents facteurs individuels. Les techniques que nous avons abordées en lien avec la régulation cardiaque et respiratoire font parfois état de cette influence, mais la contribution des facteurs individuels n'est cependant pas toujours

⁵ <https://support.apple.com/fr-ca/guide/watch/apd371dfe3d7/watchos>

claire, notamment en raison de la nature émergente des recherches portant sur ce sujet. Nous présentons dans cette section certains de ces facteurs, lesquels sont essentiellement liés à l'intéroception et à la personnalité.

Capacités somesthésiques

Nous avons précédemment évoqué comment la somesthésie peut impacter le stress et sa réponse. Dans le cadre de la régulation du stress par le biais d'une modulation de la réponse, les capacités somesthésiques sont au cœur du fonctionnement des techniques que nous avons décrites en raison du recours au signal haptique d'une part, et de l'influence que nous attendons des modulations physiologiques sur l'évaluation cognitive, d'autre part.

Les éléments de littérature que nous avons recueillis concernant ces deux modes de régulation n'ont que peu investigué l'impact inter-individuel de cette dimension somesthésique. Concernant le domaine cardiaque, Xu et al., (2021) se sont intéressés à l'effet de la précision intéroceptive sur l'impact d'un faux biofeedback du rythme cardiaque. La notion de précision intéroceptive renvoie à la capacité d'un individu à reporter avec exactitude ses changements internes. Cette dimension intéroceptive peut être évaluée sur différentes composantes physiologiques, en évaluant la différence entre une mesure objective des signaux physiologiques d'un individu et l'état que celui-ci rapporte subjectivement. Les résultats de Xu et al., (2021) ont permis de mettre en évidence que le rythme cardiaque des participants tendait à être entraîné vers le rythme lent délivré, pour les individus présentant une haute précision intéroceptive cardiaque. Au contraire, les individus présentant une faible précision intéroceptive cardiaque avaient un rythme cardiaque plus élevé avec la présence de stimulations lentes. Les auteurs soulignent que les participants ayant une meilleure précision intéroceptive sont plus sensibles aux signaux corporels et qu'ainsi, l'intégration de la perception somesthésique du signal haptique ralenti serait meilleures pour ces participants. En ce qui concerne les résultats des individus ayant une précision intéroceptive moins élevée, les auteurs les expliquent par une perception altérée du signal délivré, liée à leurs capacités somesthésiques moindres. Leurs résultats pourraient donc être expliqué par une différence de perception du rythme délivré, qui serait comme étant plus rapide et qui impacterait donc le mécanisme d'évaluation cognitive intégrant ce signal physiologique.

Concernant la respiration, nous n'avons pas trouvé d'étude évaluant l'influence de la somesthésie sur l'efficacité de la régulation. Nous pouvons cependant faire un certain nombre de propositions au regard de la littérature. Tout d'abord, concernant le suivi du signal haptique délivré, nous pouvons nous attendre à ce qu'il soit plus efficace pour les individus ayant plus de facilité à le détecter. En outre, certaines des études recensées dans le Tableau 5 mettent en évidence l'impact du niveau de distracti-

bilité engendré par le dispositif haptique. Cette distractibilité pourrait être liée à la sensibilité somesthésique, dans la mesure où une faible sensibilité engendrerait une augmentation de l'effort cognitif et attentionnel requis de la part de l'individu pour pouvoir suivre la technique. A contrario, un niveau élevé de sensibilité intéroceptive pourrait être lié à une distraction causée par la technique plus importante. Cette distraction serait d'autant plus impactante dans des contextes présentant une demande attentionnelle et cognitive élevées. Cette dernière proposition peut également concerner le cas où un signal haptique cardiaque est délivré. Finalement, concernant la respiration, dans le cas où les individus parviennent à suivre le rythme du signal délivré, nous pouvons nous attendre à une prise en compte facilitée de la respiration lente dans l'évaluation cognitive pour les individus ayant de meilleures capacités intéroceptives.

Personnalité

Les traits de personnalité sont également ici importants à prendre en compte. Ces traits sont en effet liés à différents biais attentionnels envers des stimuli selon leur valence (Bredemeier et al., 2011 ; Lou et al., 2016). Dans le cadre de la régulation basée sur la réponse physiologique, nous pouvons inférer que la valence des stimuli sera perçue comme étant positive, dans la mesure où il s'agit de rythmes lents, associés à un niveau d'*arousal* faible présent dans des contextes apaisés. Cette valence est cependant susceptible d'être évaluée différemment selon les traits de personnalité. En effet, ce facteur individuel pourrait impacter la conscience intéroceptive, qui renvoie à l'interprétation de symptômes physiologiques. Les personnes ayant le plus fort niveau d'extraversion devraient ainsi évaluer la stimulation haptique cardiaque, présentée comme étant la leur, comme étant plus positive que les personnes ayant un niveau de neuroticisme plus élevé. Nous pouvons également nous attendre à ce que les plus extravertis soient plus sensibles à cette valence positive issue des stimuli haptiques, dans la mesure où ils ont tendance à se focaliser sur les stimuli perçus comme positifs. En revanche, l'impact de ces techniques devrait être moindre pour les personnes ayant le plus fort niveau de neuroticisme, car ils tendent à se concentrer sur des stimuli négatifs.

Nous pouvons relever que, au-delà des biais attentionnels et d'évaluation liés aux traits de personnalité, des différences concernant les stratégies de *coping* ont également été trouvées. Ainsi, les individus névrosés semblent plus pessimistes concernant la régulation de leurs émotions (John & Gross, 2007), tandis que les extravertis ont tendance à mettre en œuvre des stratégies de coping centrées sur la résolution du problème lui-même (Penley & Tomaka, 2002). Il a également été démontré que les personnes extraverties rencontrant une situation où elles n'ont pas le contrôle peuvent considérer cette situation comme plus stressante (LeBlanc et al., 2004). Cette influence peut ainsi concerner la stratégie qu'un individu va préférer sélectionner, comme le relèvent Penley et Tomaka (2002). Par

exemple, les personnes ayant un niveau d'extraversion élevé tendraient à adopter des stratégies centrées sur la résolution du problème et non sur la régulation de l'émotion en elle-même.

Facteurs additionnels pouvant impacter la régulation

Outre les capacités somesthésiques et la personnalité, nous pouvons supposer que d'autres facteurs pourraient impacter la régulation. Ces facteurs additionnels peuvent inclure l'expertise dans une tâche précise, mais également dans la régulation elle-même. En effet, certains individus pourraient être plus experts dans l'utilisation de certaines stratégies. Notons que cette expertise propre à la stratégie de régulation peut être liée à des traits de personnalité qui peuvent influencer les habitudes de régulation, comme nous l'avons décrit ci-dessus. Cette expertise peut également être liée à la pratique de certains sports ou *hobbies*. Par exemple, un expert en yoga ayant l'habitude de la pratique de techniques de respiration sera plus familier avec celles-ci et pourrait avoir plus de facilité à suivre un guide respiratoire.

De plus, dans la mesure où nous nous intéressons au contexte de conduite, nous pouvons attendre un effet des habitudes et de l'expertise propre à cette activité. Ainsi, par exemple, les conducteurs novices pourraient ressentir plus de difficulté à suivre un guide respiratoire parallèle à l'activité de conduite, dans la mesure où leurs comportements se baseraient sur des processus moins automatisés.

Certaines études montrent également un impact de l'âge sur les stratégies de régulation face au stress (Folkman et al., 1987). L'âge serait ainsi positivement corrélé avec la passivité des stratégies utilisées, les jeunes adultes ayant tendance à développer des stratégies actives, basées sur la résolution du problème, tandis que les plus âgés utiliseraient plutôt des stratégies basées sur les émotions.

La régulation du stress en bref



La **régulation du stress** aigu peut permettre de limiter **les effets délétères** que cet état peut présenter dans sa forme négative de *distress*.



Le modèle de la régulation de Gross semble pertinent pour identifier des stratégies permettant de mener à bien cette régulation. Ce modèle inclut **5 stratégies**, basées sur **l'évitement de la situation** stressante, sa **modification**, le **détournement de l'attention** des stressors, la **réévaluation cognitive** et la **modulation de la réponse** au stress.



Une modulation de la réponse au stress basée sur l'activité physiologique cardiaque ou respiratoire semble être un candidat pertinent pour mettre en place une régulation subtile du stress. **L'objectif de cette modulation peut être de cibler l'arousal en vue de le diminuer par le biais d'un effet d'entraînement ou de synchronisation.**



De la même façon qu'ils peuvent impacter le stress, des **facteurs individuels pourraient impacter l'efficacité de la régulation** utilisée. Cette influence pourrait être liée à des différences de **sensibilité somesthésique, de personnalité, d'âge, ou encore d'expertise** dans la régulation ou dans le contexte d'utilisation de la régulation.

Chapitre 2

Et la machine

2.1 Conduite manuelle

2.1.1 Introduction : Conduire n'est pas si simple

Conduire est devenu une activité indissociable du mode vie moderne depuis son apparition et sa démocratisation au XX^{ème} siècle. Cette pratique est si courante qu'elle pourrait nous sembler banale. Il s'agit pourtant d'une activité à risque, comme en témoignent les chiffres de l'accidentologie liés à la conduite : sur le territoire français en 2021, malgré la présence de couvre-feux liés aux contraintes sanitaires, ce ne sont pas moins de 53 540 accidents de la circulation qui sont relevés, entraînant le décès de 3 219 personnes (ONISR, 2022).

Conduire un véhicule semble donc s'avérer plus complexe que nous pourrions initialement le penser. Une définition, proposée par Neboit (1982) conceptualise cette activité de déplacement comme étant soumise à des règles explicites (i.e. le code de la route) ou implicites (e.g. de courtoisie), orientée vers des buts, et se faisant au moyen d'un véhicule. L'une des caractéristiques les plus importantes de la définition de Neboit est que cette activité se déroule dans un environnement dynamique. Cette notion de dynamisme souligne que la situation peut évoluer sans intervention de la part du conducteur. La gestion de cette activité au regard du dynamisme de l'environnement implique ainsi en permanence des processus cognitifs de niveau bas (e.g. vision, audition), haut (e.g. mémoire) voire très haut niveau telles que les fonctions exécutives. Les fonctions exécutives faisant référence aux processus, notamment en lien avec la flexibilité mentale, l'inhibition et la mise à jour de la mémoire de travail se mettant en place lorsque les routines et les automatismes ne suffisent plus pour s'adapter aux situations.

Des auteurs se sont intéressés à la modélisation de l'activité humaine dans des contextes qui, comme la conduite, présentent des situations dynamiques et complexes. Certains des modèles ainsi créés ont été appliqués au domaine de la conduite automobile, afin d'offrir une grille d'analyse de cette activité. Nous présentons dans la section suivante les modèles classiquement utilisés pour décrire la conduite automobile et qui, mis en relation avec les aspects cognitifs, permettent de mettre en évidence l'importance et la diversité des fonctions cognitives sollicitées par la conduite.

2.1.2 Le modèle SRK de Rasmussen

Ce modèle est le fruit des travaux de Rasmussen, ingénieur et chercheur s'étant intéressé à la notion de l'erreur humaine dans l'utilisation et la gestion de systèmes complexes tels que les centrales nucléaires. Selon Rasmussen, une perte de contrôle peut découler d'une mauvaise adaptation des

opérateurs aux contraintes d'un système complexe. Le modèle qu'il propose (modèle SRK, *Skills, Rules Knowledge*, Rasmussen, 1983) distingue ainsi 3 niveaux de comportement dans l'activité de contrôle et leurs risques associés, et est aisément applicable à la conduite :

- Le comportement basé sur les habitudes et les habiletés (*Skill-Based*). Ce niveau de comportement est sensori-moteur et repose notamment sur des automatismes (e.g. ajustement des rapports de vitesse selon le bruit du moteur). Il s'agit d'un comportement auquel le risque associé est l'erreur de routine (e.g. inattention).
- Le comportement basé sur des règles (*Rule-Based*). Ce comportement est plus coûteux en ressources et demandes, dans des situations familières, de réactiver des règles préalablement stockées en mémoire (e.g. la règle de la priorité à droite). Le risque associé est l'activation d'une règle inadaptée.
- Le comportement basé sur des connaissances (*Knowledge-based*). Il s'agit du niveau le plus élevé du modèle en termes de ressources. Ce comportement se retrouve dans le cas où les règles ou les procédures du niveau inférieur ne permettent pas de résoudre le problème (e.g. carrefour complexe dont la signalisation serait en panne). Il faut donc trouver une solution et s'adapter à la situation en ayant recours à ses connaissances à un niveau conscient. Le risque associé est de ne pas réussir à trouver de solution.

La Figure 25 permet une mise en perspective des niveaux du modèle de Rasmussen avec le degré de conscience ou d'automatisme requis.

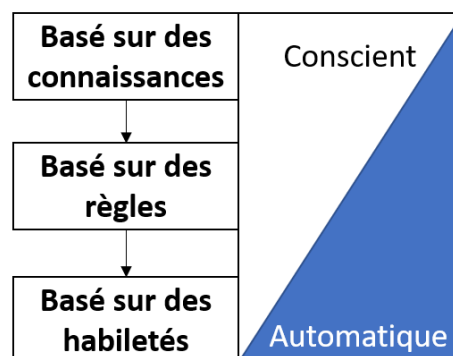


Figure 25 : Continuum entre les comportements conscients et automatiques (tiré de Embrey, 2005).

Le niveau dans lequel se retrouvent deux comportements identiques (par exemple, changer les rapports de vitesse) peut donc dépendre de l'expertise du conducteur qui pourra avoir, avec l'habitude, automatisé certains comportements ou généré des règles spécifiques en fonction des situations similaires rencontrées précédemment.

2.1.3 *Le modèle de Michon*

Le modèle proposé par Michon (1985) est plus spécifique à la conduite. Ce modèle donne également un agencement hiérarchisé des comportements de conduite. Dans ce modèle, l'activité de conduite est caractérisée comme un ensemble de tâches réalisées simultanément, selon 3 niveaux : le niveau stratégique, le niveau tactique et le niveau opérationnel.

- Le niveau stratégique rend compte des tâches ayant une exigence cognitive élevée parallèles à une exigence temporelle faible. Il peut s'agir de tâches liées à la planification d'un itinéraire.
- Le niveau tactique décrit les tâches liées à l'activité de conduite en cours, telles que des prises de décisions en lien avec la situation directement rencontrée (e.g. réaliser un changement de voie, céder le passage). La pression temporelle est plus forte que dans le niveau précédent, mais l'exigence cognitive est plus faible. Elle tient compte des buts fixés dans le niveau stratégique, des adaptations entre les deux niveaux pouvant avoir lieu (e.g. re-planification d'itinéraire si une interruption du trafic est rencontrée).
- Le niveau opérationnel est le niveau le plus bas de la hiérarchie du modèle. Ce niveau correspond à l'exécution de l'activité et des décisions prises dans les niveaux précédents. Il s'agit du niveau ayant les plus fortes exigences temporelles, et les plus faibles exigences cognitive car basé sur des automatismes sensori-moteurs (e.g. gestion de la position du véhicule sur la voie).

2.1.4 *Le modèle de la conscience de la situation de Endsley*

Un autre modèle dont la présentation est pertinente pour aborder l'activité de conduite est celui développé par Micah Endsley, qui porte sur la conscience de la situation. Ce concept est issu de l'ergonomie, et a été largement appliqué à la conduite. Il est défini par Endsley (1995, p.65) comme étant : « La perception des éléments de l'environnement dans un volume de temps et d'espace, la compréhension de leur signification et la projection de leur état dans un futur proche » (traduction libre).

Ce modèle implique donc 3 états liés à la perception, la compréhension des éléments de l'environnement routier à un instant t , et leur anticipation à un instant $t+1$. Il permet là encore de rendre compte de l'aspect dynamique et changeant de l'environnement dans le contexte de la conduite.

2.1.5 *Fonctions cognitives impliquées dans la conduite*

Les modèles que nous avons décrits ne spécifient pas directement les fonctions cognitives impliquées aux différents niveaux présentés. Nous pouvons cependant, au regard des descriptions données, les faire correspondre a posteriori.

Ranchet et al., (2012) ont notamment proposé une correspondance des niveaux du modèle de Michon avec les domaines cognitifs impliqués à chaque niveau, que nous représentons ci-dessous en Figure 26.

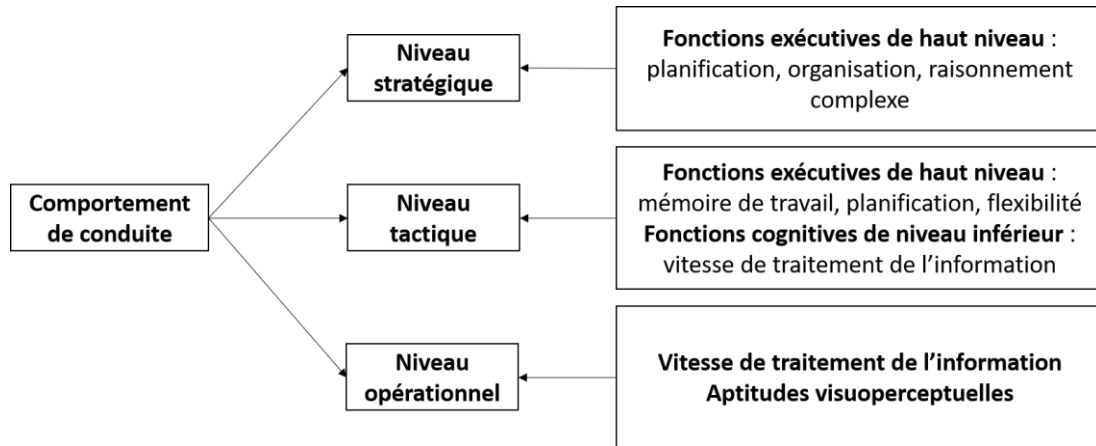


Figure 26 : Illustration du modèle de Michon mis en parallèle avec les fonctions cognitives impliquées dans la conduite (adapté de Ranchet et al., 2012).

Il est cependant intéressant de relever que le modèle de Rasmussen, intègre l'expertise de conduite dans les comportements identifiés. Un lien entre ces deux modèles, vus comme complémentaires, a été établi par Hale et al., (1990). Les auteurs proposent des exemples de situations dans lesquelles il existe des interactions entre les différents niveaux des modèles. Nous présentons cette correspondance dans le Tableau 6.

Nous pouvons relever que le déploiement des fonctions sensori-motrices, cognitives et exécutives peut varier, et ce sous la dépendance notable du niveau d'expertise du conducteur. La correspondance proposées par Ranchet et al., (2012) semble dès lors être adaptée aux conducteurs ayant déjà un certain niveau d'expertise, le recours aux différentes fonctions ne semblant pas figé entre les conducteurs et les situations. D'après le modèle de Endsley, nous pouvons cependant relever que la mobilisation de fonctions cognitives doit se faire à tous les niveaux dans le contexte de la conscience de la situation. Il comprend en effet une dimension liée aux capacités perceptives, qu'elles soient visuelles, auditives, vestibulaires et sensitives. Ces capacités sont indispensables pour capter les informations liées à l'environnement externe (e.g. obstacle sur la voie) ou interne à la voiture (e.g. bruit du moteur). Ce modèle inclut une dimension liée aux processus cognitifs de bas niveau, en lien avec le traitement de l'information, tels que l'attention, la mémoire ou le langage mais également aux fonctions exécutives avec les notions de compréhension et d'anticipation de l'environnement routier.

Tableau 6 : Correspondance entre les niveaux identifiés par Michon et Rasmussen et exemples (adapté Hale et al., 1990).

	Niveau Stratégique	Niveau Tactique	Niveau Opérationnel
Connaissances	Conduire dans un lieu inconnu	Carrefour complexe	Conducteur novice (e.g. passage des rapports de vitesse)
Règles	Choix parmi des routes familières	Préparation au dépassement d'un véhicule	Conduite d'un nouveau véhicule
Habiletés	Trajet quotidien	Carrefour familial	Contrôle de la trajectoire du véhicule

2.1.6 Une manœuvre de conduite concrète : le changement de voie

La manœuvre de changement de voie (CDV) est fréquente dans le cadre de la conduite sur autoroute. Elle peut présenter un caractère facultatif lorsqu'elle est réalisée à l'initiative du conducteur (e.g. pour dépasser un véhicule lent), ou obligatoire lorsqu'un obstacle est présent sur la voie de conduite (Nilsson et al., 2016). Dans ce dernier cas, elle peut être urgente ou non selon le temps à la collision avec l'obstacle (Olsen et al., 2002).

Cette manœuvre s'avère particulièrement intéressante à étudier lorsque la conduite manuelle est inestiguée, car, dans le cas où elle n'est pas effectuée en urgence, elle implique une composante tactique liée à la préparation du CDV, et une composante opérationnelle liée à l'exécution du CDV (Peng et al., 2013). Plusieurs étapes du comportement du conducteur lors du CDV ont été conceptualisées dans la littérature (voir Deniel, 2019 pour une revue). Nous relevons la division en 3 étapes proposée par Tomar et Verma (2012), qui nous semble permettre une illustration à la fois simple et exhaustive du CDV, à partir du moment où l'obstacle a été identifié. Cette division, que nous mettons en parallèle aux modèles présentés ci-dessus, est illustrée dans le Tableau 7.

Cette manœuvre implique donc un ensemble de fonctions perceptives, cognitives et exécutives. Même dans le cas où elle n'est pas urgente, le délai temporel de son exécution s'avère également important dans la mesure où il peut avoir une influence sur sa qualité.

La manœuvre de changement est l'un des cas d'usage qui pourrait se présenter lors de l'utilisation d'un véhicule autonome nécessitant d'effectuer des reprises de la conduite. Etant ainsi à l'interface d'une manœuvre complexe de conduite manuelle et d'une manœuvre de reprise en main, il est particulièrement intéressant de l'implanter dans des scénarios simulés de conduite autonome.

Tableau 7 : Etapes du CDV, selon Tomar & Verma (2012), traduit par Deniel (2019). Les composantes des modèles de Rasmussen (pour un conducteur expérimenté) et Michon sont également indiquées. Nous avons considéré qu'à chacune de ces étapes les composantes du modèle de Endsley étaient applicables et ne l'avons donc pas fait apparaître dans ce tableau.

Etape	Sous étape	Composante des modèles présentés	
		Rasmussen	Michon
Pré CDV	Vérification de l'espace dans la voie de destination	Règles/connaissances	Tactique
	Activation du clignotant		Opérationnel
	Vérification de la disponibilité de l'espace de trajectoire jusqu'à la voie de destination		Tactique
	Vérification de l'absence de véhicule arrivant derrière dans la voie de destination		
	Maintien des distances de sécurité		
CDV	Préparation du CDV par ajustement de la vitesse	Habilités	Opérationnel
	Accélération et mouvement latéral en direction de la voie de destination		
Dans la voie de destination	Ajustement de la vitesse et de la position dans la voie de destination.		

La conduite manuelle en bref



La **conduite manuelle est une activité complexe** faisant appel à des processus cognitifs de bas (e.g. perception), haut (e.g. mémoire) et très haut (fonctions exécutives) niveaux.



Des modèles permettent de rendre compte de l'activité de conduite selon différents niveaux, allant des **comportements les plus automatiques** (basés sur des habiletés/opérationnels) **aux comportements les plus complexes** (basés sur des connaissances/stratégiques). Dans une situation de conduite dynamique, il est notamment indispensable de pouvoir effectuer une mise à jour de sa **conscience de la situation de conduite**.



La manœuvre du **changement de voie** intègre la plupart des niveaux de comportements décrits ci-dessus. Il s'agit d'une situation de conduite manuelle fréquente, qui présente l'intérêt d'être également **une situation pouvant être présente dans le cadre de la REM de la conduite autonome de niveau 3**.

2.2 Conduite autonome

2.2.1 Introduction : la voiture fantôme de Milwaukee, et les cerveaux positroniques

« Une voiture fantôme hantera les rues de Milwaukee aujourd'hui ».

Si le véhicule dont il était question était en réalité piloté à distance par un opérateur, nous pouvons imaginer le mélange de peur et d'enthousiasme qu'ont pu ressentir les lecteurs du *Milwaukee sentinel*, le 8 décembre 1926 (Esselborn, 2020). D'une façon plus prospective, nous pouvons retrouver le concept de voiture autonome chez Asimov dans les années 50, avec sa nouvelle « Sally » dans laquelle un fermier élève des véhicules équipés de « cerveaux positroniques » et dotés d'un niveau de conscience élevé (Asimov, 1953). A l'heure actuelle, l'émergence de cette technologie ne semble plus complètement relever du domaine de la science-fiction ou du sensationnalisme journalistique (Figure 27).

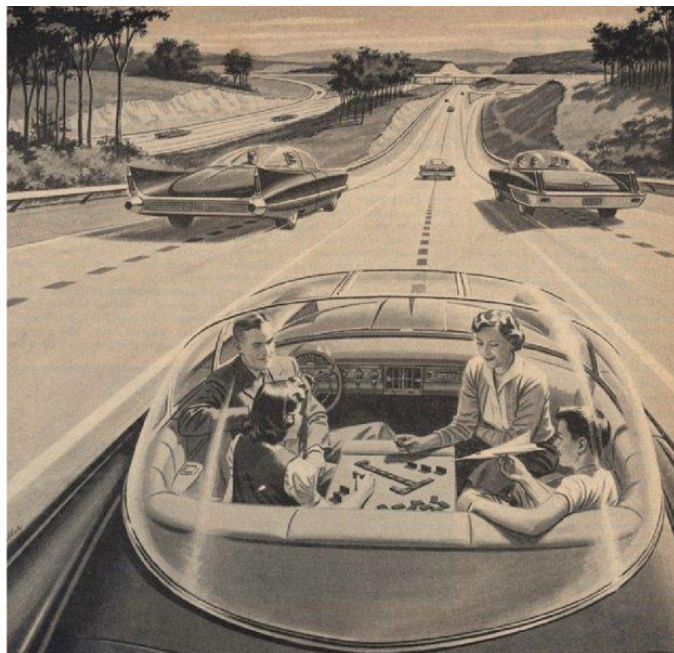


Figure 27 : Vue d'artiste de la conduite autonome, publicité parue dans LIFE magazine du 30. Janvier 1956, cité par Kröger (2016).

Bien que des questions liées à la faisabilité, aux avantages et aux inconvénients de cette technologie, se soient posées très tôt après la démocratisation de la conduite automobile, nous sommes désormais dans une période où ces questions deviennent plus concrètes. Les promesses de l'automatisation de la conduite touchent des pans très divers de la société, et semblent apporter des solutions à un grand nombre d'enjeux sociétaux contemporains. Bocca et Baek, (2019) relèvent notamment un certain nombre d'avantages liés à l'automatisation. Parmi ceux-ci, nous retrouvons la réduction du nombre d'accidents de la route en palliant les erreurs que peuvent commettre les conducteurs. Nous pourrions également attendre une amélioration de la fluidité de la circulation et une réduction de la

pollution, en raison d'une meilleure communication entre les véhicules et les infrastructures. Un autre avantage sociétal majeur pourrait être lié à une augmentation de l'accessibilité et de la mobilité des personnes âgées, isolées, ou ayant des handicaps.


Afin de comprendre les limitations de ces perspectives au regard des progrès actuels concernant l'automatisation de la conduite, il est important de se pencher sur ses définitions, mais également sur les limitations et les contraintes actuelles qui peuvent exister.

Cette section présente une définition de l'automatisation de la conduite selon les niveaux définis par la société d'ingénierie automobile (SAE, 2021). Nous y abordons la notion de **tâches non liées à la conduite (NDRT)**, et le désengagement de l'activité de conduite qu'elles impliquent. Nous mettons également en perspective ces notions, avec la notion de stress développée dans les chapitres précédents.

2.2.2 *Éléments de définition de la conduite autonome*

La question de la définition de la conduite autonome est donc cruciale pour appréhender pleinement les enjeux que ce nouveau mode de mobilité peut entraîner. Les évolutions croissantes des technologiques d'automatisation de la conduite ont ainsi poussé vers l'établissement d'une telle définition. Dans le cadre de la présente thèse, nous retiendrons la classification en 6 niveaux adoptée par la *Society of Automotive Engineers*, classification faisant autorité dans les recherches portant sur l'automatisation (SAE, 2021). Cette classification repose sur le degré d'implication du conducteur dans la tâche de conduite, et démarre avec les systèmes d'assistance à la conduite (*Advanced Drivers Assistance Systems* -ADAS) classiques, tels que les systèmes d'avertissements sonores, ou encore de freinage d'urgence. Cette classification va ensuite graduellement vers des systèmes présentant des caractéristiques de conduite autonome plus soutenue : ceux permettant au conducteur de se désengager de l'activité de conduite. Nous reproduisons en français dans la Figure 28 ci-après, le tableau de classification de la

SAE établissant les différents niveaux et leurs caractéristiques principales, et permettant ainsi de poser la définition des systèmes de conduite autonome.



SAE J3016™ LEVELS OF DRIVING AUTOMATION™

Learn more here: [sae.org/standards/content/j3016_202104](https://www.sae.org/standards/content/j3016_202104)

Copyright © 2021 SAE International. The summary table may be freely copied and distributed AS-IS provided that SAE International is acknowledged as the source of the content.

		SAE NIVEAU 0™	SAE NIVEAU 1™	SAE NIVEAU 2™	SAE NIVEAU 3™	SAE NIVEAU 4™	SAE NIVEAU 5™
Qu'est ce que l'humain, assis à la place du conducteur doit faire ?		Vous conduisez lorsque ces systèmes sont actifs, même si vous n'utilisez pas les pédales et le volant			Vous <u>ne</u> conduisez <u>pas</u> quand ces systèmes sont actifs – Même si vous êtes «à la place du conducteur»		
		Vous devez constamment superviser ces systèmes; vous devez utiliser le volant, freiner, accélérer quand c'est nécessaire pour maintenir la sécurité			Si le système le demande, Il faut conduire	Ces systèmes de conduite automatisée ne demanderont pas une reprise de la conduite	
Copyright © 2021 SAE International.							
		Ce sont des assistances à la conduite manuelle			Ce sont des systèmes de conduite automatisée		
A quoi servent ces systèmes ?		Ces systèmes sont limités, ils donnent des avertissements et apportent une assistance ponctuellement	Ces systèmes apportent du soutien au conducteur (via des actions sur le volant OU sur les pédales)	Ces systèmes apportent du soutien au conducteur (via des actions sur le volant ET sur les pédales)	Ces systèmes ne peuvent conduire le véhicule que dans des conditions limitées, et ne fonctionneront pas si ces conditions ne sont pas réunies		Ce système peut conduire le véhicule dans toutes les conditions
	Exemples de systèmes	-Freinage d'urgence -Avertisseur d'angle mort -Avertisseur de franchissement de voie	-Système de maintien de trajectoire OU -Régulateur de vitesse adaptatif	-Système de maintien de trajectoire ET en simultané -Régulateur de vitesse adaptatif	-Conduite autonome dans des embouteillages	-Taxi autonome local -Les pédales/volant peuvent être absents	-Identique au niveau 4, mais ce système peut conduire partout, dans toutes les conditions

Figure 28 : Classification SAE des niveaux de conduite autonome (traduction libre).

Comme nous pouvons le relever, une surveillance active de l'environnement de conduite et du véhicule est requise dans les niveaux 0 à 2. Actuellement, certains véhicules « autonomes », tels qu'ils sont commercialisés, présentent plutôt des caractéristiques du deuxième niveau. Tesla, l'un des constructeurs les plus connus se targuant de proposer des voitures autonomes, est d'ailleurs sous le coup d'une plainte lors de la rédaction du présent passage. Selon le plaignant, ce constructeur revendiquerait un niveau d'automatisation supérieur à celui que le système peut réellement atteindre⁶. Le deuxième niveau d'automatisation serait par ailleurs problématique en cela qu'il favoriserait une sur-confiance du conducteur et une mauvaise évaluation de ses attentes vis-à-vis du système, et augmenterait ainsi les risques d'accident (Banks et al., 2018).

⁶ <https://www.latimes.com/business/story/2022-08-05/dmv-false-advertising-tesla>

Dans ce travail de thèse, nous nous intéressons particulièrement au niveau 3 de l'automatisation de l'activité de conduite, dont l'émergence sur nos routes est imminente. A ce niveau d'automatisation, le véhicule peut assurer la gestion de la conduite tandis que le conducteur a la possibilité d'effectuer d'autres tâches sans lien avec la conduite. Cette gestion de la conduite par le véhicule est cependant limitée à certains contextes spécifiques. Il s'agit du **domaine opérationnel de conception** (*Operational Design Domain*, ODD; Czarnecki, 2018). L'ODD peut dépendre de facteurs tels que la nature de l'infrastructure et du contexte routier (e.g. type de voie, vitesse limite autorisée), ou de conditions environnementales (e.g. météorologiques, luminosité). En cas de sortie du véhicule de son ODD, le conducteur doit être en mesure de reprendre la conduite. L'utilisation d'un véhicule autonome de niveau 3 peut ainsi être qualifié d'**activité de surveillance périphérique** (Hermann et al., 2011), dans la mesure où il faut être prêt à agir lorsque le système le demande, malgré la possibilité d'être plongé dans une tâche annexe à la conduite.

Le niveau 3 de l'automatisation de conduite est donc situé à la frontière entre le mode entièrement autonome, sans action requise par l'utilisateur, et un mode manuel plus « traditionnel » : c'est un niveau charnière pouvant amener à des cas d'usage particulièrement critiques.

Avant d'explorer ceux-ci, revenons sur deux caractéristiques essentielles du niveau 3 : la possibilité d'effectuer des tâches ou des activités non-liées à la conduite, et l'attente que le conducteur soit capable de reprendre en main le véhicule.

2.2.3 Reprise en main de la conduite

S'il n'est pas attendu du conducteur d'un VA de niveau 3 (selon la définition de la SAE) qu'il soit en permanence impliquée dans l'activité de conduite, il est cependant attendu qu'il puisse **reprendre la conduite manuelle** en cas de demande du système. Cette demande peut faire suite à une sortie de son ODD ou à un événement imprévu empêchant le système de fonctionner correctement pour gérer la situation. Selon le contexte de la demande de reprise en main (REM), le véhicule peut repasser en mode autonome par la suite, s'il rentre de nouveau dans son ODD. La REM d'un véhicule autonome de niveau 3 a été particulièrement investiguée dans la littérature, au regard des enjeux qu'elle pose (Zhang et al., 2019).

Une première notion concernant la REM est celle du budget temporel (*time budget* en anglais) laissé au conducteur pour effectuer la reprise en main. Cette limite temporelle correspond au temps restant après la demande de REM, avant que le véhicule n'atteigne l'événement justifiant la sortie de l'ODD (e.g. obstacle sur la voie). Une revue des études portant sur la REM a été menée par Eriksson et Stanton (2017). Cette revue permet de donner un aperçu des différentes limites de temps utilisées

dans les études expérimentales. Ces temps varient de 0 à 30 secondes selon l'urgence de la REM, avec un temps moyen de 6.37 secondes. D'après cette revue de littérature, un budget temps de 7 à 8 secondes est suffisant pour que les conducteurs reprennent la main de façon sécuritaire. Les budgets temps plus courts peuvent entraîner un taux d'échec important et des REM de mauvaise qualité, car basées sur des automatismes. Les budgets temps plus longs peuvent quant à eux entraîner des durées de REM plus longues car l'utilisateur ne perçoit pas d'urgence à effectuer la REM (Zhang et al., 2019).

Le dérouls classique de la REM implique en premier lieu une perception et une compréhension de l'alarme. Le conducteur doit ensuite se repositionner dans une posture de conduite. En parallèle, il doit effectuer une mise à jour de la conscience de la situation de conduite en vue de sélectionner et d'implémenter l'action appropriée pour gérer l'évènement entraînant la sortie de l'ODD du véhicule (Petermeijer et al., 2016). Nous illustrons ce dérouls dans la Figure 29 ci-dessous, et y faisons notamment apparaître la notion de budget temporel.

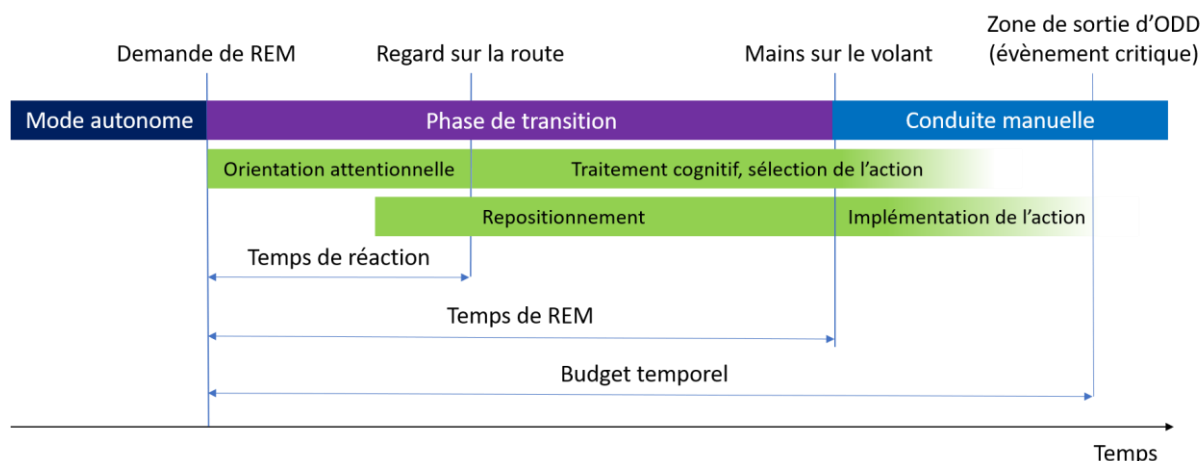


Figure 29 : Dérouls de reprise en main, du mode autonome vers la conduite manuelle. Adapté de Petermeijer et al., (2016).

Concernant la notification de demande de REM, comme le montrent Jansen et al., (2022) dans leur revue de littérature, un certain nombre de modalités est envisageable, incluant les modalités auditives, visuelles, haptiques, ou des combinaisons de ces modalités. S'il ne semble pas y avoir de prédominance de l'utilisation d'une modalité dans les études portant sur la REM, certaines études se sont intéressées aux différentes performances de REM selon la modalité employée. Nous pouvons spécifiquement citer Bazilinskyy et de Winter (2015) qui rapportent certains avantages à l'utilisation de la modalité auditive pour délivrer des alertes. Ils soulignent notamment que, les alertes sonores étant omnidirectionnelles, elles ne requièrent pas d'attention visuelle pour être traitées et ne nécessitent donc pas de mouvements des yeux ou de la tête pouvant rallonger les temps de réaction. Ce type

d'alerte serait ainsi moins susceptible d'être ignoré que des alertes visuelles. Ces conclusions rejoignent les observations de Zhang et al., (2019) qui relèvent dans la littérature des temps de REM plus courts avec des alertes auditives.

Reprise en main et changement de voie

Le déroulé de la REM a été précisé par Guo et al., (2021) dans le cadre plus spécifique d'un changement de voie consécutive à un évitement d'obstacle. Ils identifient trois étapes de reprise en main, que nous reproduisons dans la Figure 30 ci-dessous. Il est intéressant de noter que, avec cette conception, l'action de REM ne s'arrête pas à la seule reprise de contrôle manuelle du véhicule. L'implémentation de l'action mais également son exécution font partie de la reprise en main à part entière et constituent donc des fenêtres temporelles qu'il est pertinent d'investiguer.

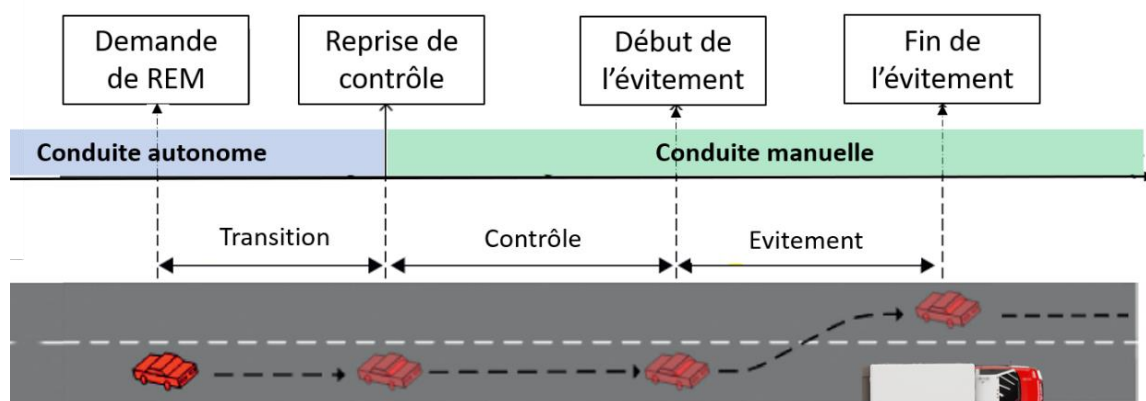


Figure 30 : Etapes de la reprise en main dans le cadre d'un changement de voie suite à un obstacle. Adapté de Guo et al., (2021).

La REM du véhicule implique donc une étape de perception de la notification, puis une orientation attentionnelle vers la scène routière, suivie d'une mise en place de la conscience de la situation routière et d'une planification des actions à effectuer. La désactivation du mode autonome et la conduite manuelle selon les actions planifiées peuvent alors intervenir.

La première fenêtre correspond à la transition entre le mode autonome et le mode manuel. Elle débute au moment de la demande de REM, et se termine lors de la première action du conducteur sur les commandes du véhicule. Cette étape implique une perception de la notification par le conducteur et un repositionnement de celui-ci, qui se font en parallèle à une redirection de son attention vers la scène routière. Selon Guo et al., (2021), la reprise de la conscience de la situation de conduite se retrouve à cette étape.

La deuxième fenêtre commence au moment où le conducteur a effectué la première action sur le véhicule, et se termine lorsque celui-ci initie le dépassement de l'obstacle. Elle correspond à la première étape du CDV identifiée par Tomar et Verma (2012), et consiste donc en une prise initiale du contrôle du véhicule, en vue de préparer l'action de changement de voie par le biais d'une action sur la vitesse et le contrôle latéral du véhicule.

La dernière fenêtre est celle du changement de voie à proprement parler, permettant l'évitement de l'obstacle et le placement dans la voie de destination. Il s'agit donc de la deuxième et troisième étape du modèle de Tomar et Verma (2012), où le conducteur doit effectuer des actions sur le volant et sur la vitesse du véhicule.

2.2.4 *Tâches non-liées à la conduite lors du pilotage autonome*

Au niveau 3 de la conduite automatisée, lors des phase de conduite autonome, le conducteur peut avoir d'autres occupations sans lien avec la conduite (elles sont dites *non driving related* ; Regan et al., 2011). Concernant le terme à apposer sur ces occupations, la littérature fait usage des termes « tâches » et « activité ». Dans le champ de l'ergonomie, une distinction est opérée entre ces termes : une tâche peut se définir comme étant « ce qu'il y a à faire », tandis qu'une activité rend compte de la « manière dont la tâche est réalisée » (Leplat, 2008). Cette distinction n'étant toutefois pas toujours effectuée dans la littérature, nous privilégierons dans ce travail l'usage de la terminologie *Non Driving Related Tasks* (NDRT) qui nous paraît être plus répandue.

Une catégorisation du type de NDRT utilisées dans les études portant sur la REM, basée sur la demande de la tâche, est rapportée par Naujoks et al., (2018). Les catégories identifiées sont ainsi liées à la modalité primaire de la tâche (visuelle ou auditive) ; au type d'interaction avec la tâche, contrôlée par le conducteur (active), ou contrôlée par la tâche (passive) ; à la difficulté d'arrêt de la tâche (interruptibilité facile ou difficile) ; et au codage des informations en provenance de la tâche (verbal ou spatial).

D'un point de vue plus phénoménologique, Pfleging et al., (2016) ont investigué les activités que les utilisateurs pourraient réaliser, sur la base d'un questionnaire en ligne. Ils mettent en évidence une attente de la part des potentiels usagers de véhicules autonomes de réaliser des tâches qu'ils effectuent déjà lors de la conduite manuelle en tant que conducteurs ou passagers. La Figure 31 résume les réponses des participants à ce questionnaire.

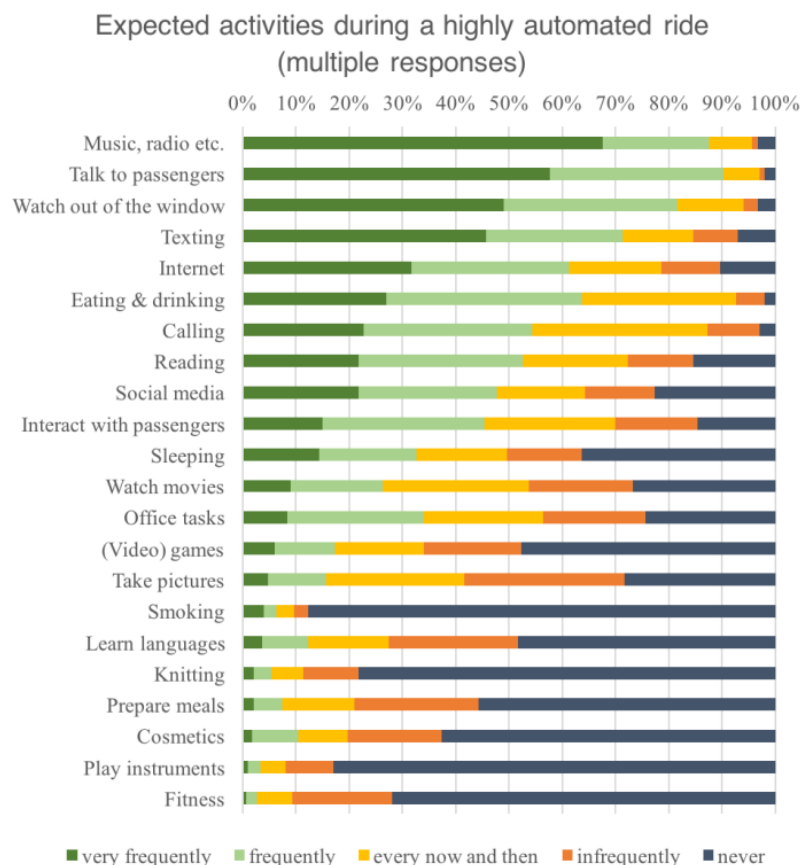


Figure 31 : Activités attendues dans un contexte de conduite autonome. Tiré de Pfleging et al., (2016).

Les auteurs relèvent que la fréquence de certaines tâches, effectuées actuellement en tant que passagers de véhicules manuels, pourrait doubler dans un contexte de conduite en mode autonome.

Ce même questionnaire indique que les participants accepteraient dans leur grande majorité (95% des répondants) d'interagir avec des dispositifs numériques (tels que des tablettes tactiles, smartphones et écrans) lors de la phase de conduite autonome.

Une revue de littérature menée par Wilson et al., (2022) portant sur des études investiguant les potentielles NDRT par le biais de questionnaires, a permis de mettre en évidence une prédominance des activités ludiques dans le contexte de la conduite autonome. Ces activités incluent le visionnage de vidéos ou de films, mais également l'utilisation des tablettes et smartphones pour naviguer sur internet, ainsi que la pratique de jeux vidéo.

Ces études pointent que, dans le contexte d'une conduite autonome, les futurs usagers auraient une envie de réaliser des tâches engageantes d'un point de vue cognitif. Ces résultats traduisent un besoin des conducteurs de ces systèmes de ne pas rester passifs et de pouvoir se distraire dans ces contextes.

2.2.5 Impact des NDRT sur la criticité de la REM d'un véhicule autonome de niveau 3

L'automatisation de la conduite semble pouvoir apporter des solutions intéressantes à des problématiques de la vie quotidienne. Comme nous l'avons mentionné, dans le niveau d'automatisation 3, qui est actuellement le plus proche de notre réalité, ce système peut demander au conducteur d'effectuer des REM. Il est donc toujours requis que le conducteur ait des habiletés à conduire manuellement le véhicule, et ce particulièrement dans des contextes pouvant impliquer des contraintes temporelles élevées. Nous sommes donc face ici à un paradoxe : du fait de son automatisation, la tâche de conduite nécessite de développer de nouvelles compétences et semble être plus difficile à effectuer en cas de défaillance du système. Ce paradoxe a été conceptualisé par Bainbridge (1983) qui parle de **l'ironie de l'automatisation**.

Nous avons vu précédemment que les conducteurs de véhicule autonome de niveau 3 étaient susceptibles (et même demandeurs) de réaliser des NDRT pouvant être particulièrement engageantes. La présence de NDRT peut permettre de garder le conducteur dans un état d'activation le rendant apte à reprendre la conduite. En effet, l'utilisation de systèmes automatisés peut engendrer une fatigue passive et un état de sous-activation et de désengagement de la conduite (Saxby et al., 2013). Cette sous activation pourrait entraver la mobilisation des ressources attentionnelles pouvant être requises dans le cas d'une demande urgente (Young & Stanton, 2002). Une étude portant sur un contexte de conduite autonome sans présence de NDRT a ainsi mis en évidence que ce contexte diminuait la sensibilité auditive, mesurée par le biais de l'amplitude des réponses évoquées à des stimuli auditifs lors de la conduite autonome, par rapport à un état stationnaire (van der Heiden et al., 2018).

Cependant, lors de niveaux d'engagement élevés, la présence de NDRT pourrait tendre à renforcer l'ironie de l'automatisation en désengageant d'autant plus les conducteurs de la supervision du système. Les problématiques associées à ce phénomène de désengagement lors de l'utilisation de systèmes hautement automatisés, ont été conceptualisées sous le nom de « problèmes de la sortie de boucle » (*out of the loop problem* ; Berberian et al., 2017). Zhang et al., (2019) ont analysé les facteurs impactant les temps de REM dans une revue de littérature et ont conclu que la simple réalisation d'une NDRT pouvait augmenter ces temps.

Le décours de la REM sous la dépendance de la NDRT a été précisé par Naujoks et al., (2018). Les auteurs, sur la base d'une revue de littérature, présentent ainsi différentes étapes de la REM, selon ce qui est attendu de la part du conducteur, pouvant être impactées par la réalisation de NDRT. Ces étapes sont récapitulées dans la Figure 32 tirée de cette étude.

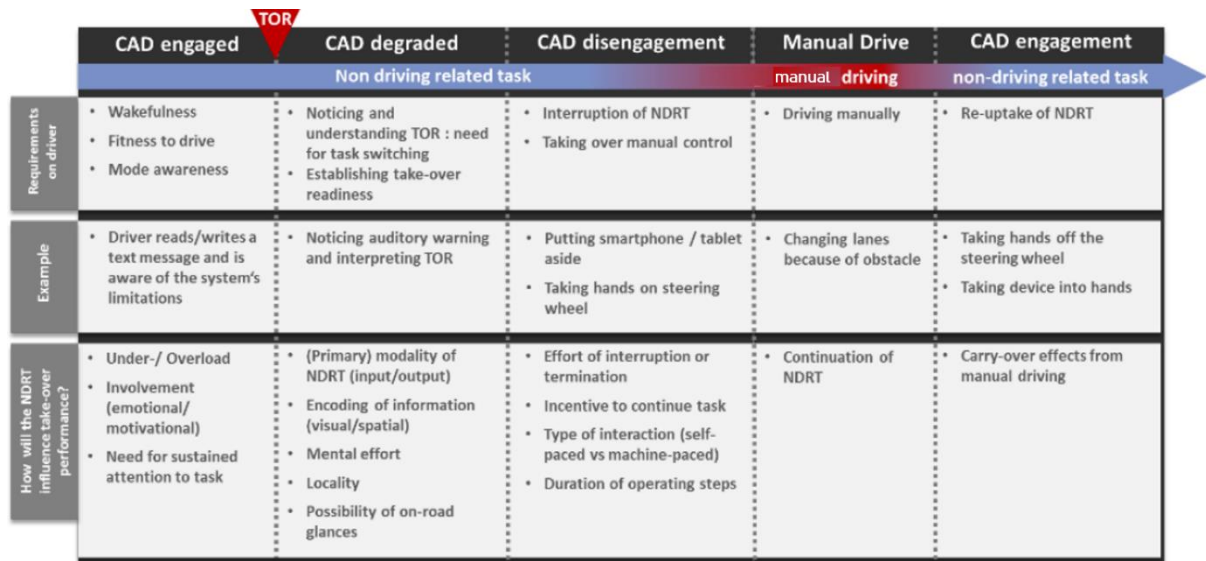


Figure 32 : Illustration des impacts possibles de la réalisation de NDRT lors de la phase autonome, selon différentes étapes de la reprise de la conduite. Tiré de Naujoks et al., (2018).

Les différentes exigences envers le conducteur pouvant être impactées lors de la REM peuvent ainsi inclure :

- Le maintien de l'aptitude à conduire pendant la conduite automatisée. Celui-ci peut être impacté par une fatigue passive ou active générée par la NDRT. Un engagement émotionnel envers cette tâche peut entraîner des phénomènes de tunnelisation attentionnelle. De la même manière, dans le cas où la NDRT nécessite une attention soutenue, une baisse de la vigilance peut être engendrée.
- La détection d'une alerte de REM peut être impactée par la modalité principale utilisée par la NDRT (e.g. NDRT auditive), mais également par l'effort mental imposé par la NDRT ou par son emplacement dans le cockpit qui peut augmenter le temps de réengagement dans la conduite et diminuer la possibilité de regards sur la route. La diminution de la sensibilité auditive en conduite autonome relevée par van der Heiden et al., (2018) pourrait ainsi être amplifiée par l'engagement dans une NDRT.
- L'interruption de la NDRT peut dépendre de l'effort nécessaire pour l'accomplir, selon le niveau d'interruptibilité de la NDRT.
- En conduite manuelle, les auteurs identifient également la possibilité que le conducteur cherche à continuer la réalisation de la NDRT.

Ces impacts peuvent ainsi varier selon les caractéristiques de la NDRT, telles que nous les avons introduites précédemment (i.e. modalité de la tâche, type d'interaction, interruptibilité, etc.).

En résumé, la réalisation de NDRT ne semble pas contre-productive en soi, dans la mesure où elle permettrait de palier un état de sous activation qui pourrait être délétère pour la reprise en main. Cependant, si leur demande est importante en termes d'engagement attentionnel, la présence de NDRT peut non seulement rallonger les temps de REM mais également en dégrader la performance. Comme nous le verrons dans la section suivante, la présence de stressseurs au niveau de la NDRT est susceptible d'augmenter d'autant plus la criticité de la REM.

La conduite autonome en bref



La **conduite autonome** représente une évolution technologique majeure, qui est déjà d'actualité. Elle peut se définir, selon la SAE, par ses **six niveaux d'automatisation**, allant du plus bas (aucune automatisation) au plus haut (automatisation complète).



Le niveau 3 est particulièrement critique, étant à l'interface entre la conduite autonome et la conduite manuelle. Ce niveau se caractérise par la possibilité de réaliser des tâches non-liées à la conduite (NDRT) lors des périodes de conduite autonome, et par les **demandes de reprise en main** qui pourront être émises si le système sort de son domaine de fonctionnement.



La **présence de NDRT** dans le niveau 3 peut être utile pour **éviter une sous-activation du conducteur** qui l'empêcherait de reprendre en main la conduite. Ces NDRT pourraient cependant générer un engagement attentionnel important, et ainsi devenir des **facteurs de criticité pour la reprise en main du véhicule**.

3.1 Stress en conduite autonome et manuelle

3.1.1 *Emergence et impacts du stress en conduite manuelle et autonome*

Le stress est un état pouvant survenir fréquemment en conduite, par l'influence de nombreux facteurs. Comme nous l'avons souligné dans la section portant sur le stress, ces facteurs doivent être considérés au regard des caractéristiques de chacun. C'est dans ce cadre que Matthews (2002) a proposé un modèle dit transactionnel du stress du conducteur. Ce modèle se rapproche de celui que nous avons introduit dans le [chapitre 1.2.2](#), en cela qu'il illustre que face à des facteurs de stress équivalents, les conducteurs ne sont pas égaux car ils ne sont pas soumis passivement à ces facteurs. L'émergence du stress en conduite repose plutôt sur l'interprétation que les individus font de ces facteurs, au jour de leur personnalité et de leur état individuel, d'où la qualification transactionnelle de ce modèle. Ainsi, ce modèle indique que la composante comportementale de conduite est affectée par la convergence de facteurs situationnels (e.g. météo), propres à la tâche de conduite effectuée (e.g. complexité intrinsèque), et de facteurs individuels (e.g. habitudes de conduite, personnalité) pouvant affecter l'interprétation des composantes situationnelles et contextuelles.

Matthews indique également que le stress aigu non lié à la conduite (qualifié de *life stress*) pourrait avoir des conséquences importantes sur la sécurité dans la mesure où il ne peut directement être compensé comportementalement (coping centré sur le problème). Cependant, le modèle proposé par Matthews met l'accent sur les facteurs de stress issus de la situation de conduite elle-même. Au regard de cette observation, Rowden et al., 2011 ont étudié de quelle façon le stress aigu, issu d'évènements de la vie (e.g. problèmes financiers ou travail), peut également se répercuter sur la sécurité de conduite. Ce *life stress* peut entraîner des biais vis-à-vis d'évènements routiers négatifs, sur lesquels une focalisation de l'attention, ou une interprétation plus négative peut survenir. Nous pouvons également souligner que le *life stress* peut de même engendrer des ruminations sur lesquelles les individus se focaliseraient, et ainsi entraîner une distraction de la conduite (Cunningham & Regan, 2016).

Nous avons vu que le stress, particulièrement à des niveaux élevés, pouvait avoir des effets délétères sur le fonctionnement sensoriel et sur les fonctions cognitives de bas et hauts niveaux. La présentation des modèles classiques de l'activité du conducteur nous a permis d'illustrer de quelle façon la conduite automobile repose justement sur ces fonctions. Cette activité est donc susceptible d'être fortement impactée par le stress. En outre, concernant la conduite autonome de niveau 3, nous avons indiqué que la réalisation de tâches annexes à la surveillance du système par les usagers (NDRT) était

probable, voire envisageable afin que ceux-ci puissent être en mesure de reprendre la main efficacement. Cependant, si un stress induit par ces NDRT pourrait être bénéfique pour éviter (par exemple) un état de somnolence, il pourrait également, à niveau élevé, être néfaste pour la performance de REM et pour la conduite manuelle s'ensuivant. L'impact délétère sur la performance de REM et sur la conduite manuelle s'ensuivant pourrait non seulement être lié à un engagement attentionnel accru envers la NDRT, mais également lié aux effets délétères de celui-ci sur le fonctionnement cognitif. De plus, ce stress pourrait être assimilé à un *life stress* dans la mesure où l'utilisateur pourrait éprouver des pensées tournées vers la NDRT dont il a dû se désengager.

Comme nous l'avons aussi indiqué, un cas classique de reprise en main étudié dans la littérature est celui du changement de voie consécutif à la présence d'un obstacle. Nous avons choisi de nous intéresser à ce cas dans la mesure où les différentes composantes des modèles que nous avons citées sont présentes.

Nous illustrons dans le Tableau 8 des exemples d'impacts que le stress pourrait avoir sur la REM et sur le changement de voie au regard des modèles présentés précédemment. Ce tableau présente également certains indicateurs pouvant être utilisés pour opérationnaliser ces dimensions. Il faut noter que la temporalité des étapes peut varier (e.g. la reprise de contrôle pouvant intervenir avant la prise d'informations sur la voie de gauche).

Nous pouvons ainsi relever que certains indicateurs peuvent être utilisés en vue de nous renseigner sur la performance du conducteur, mais peuvent également être associés à son état lors du changement de voie dans le cadre d'une REM. Soulignons notamment que le SWRR, lié à l'instabilité du contrôle du volant (Ameyoe et al., 2015), peut refléter la distraction vis-à-vis de la conduite (Kountouriotis et al., 2016). L'écart type de l'angle au volant traduirait plutôt la magnitude des changements d'angle, cet indicateur étant donc lié à la difficulté de la tâche, dans la mesure où une plus forte difficulté entraînerait une augmentation de l'amplitude des actions sur le volant pour corriger la trajectoire (Liu et al., 1999). Dans le cadre de la REM, cette mesure pourrait donc refléter l'effort mobilisé par le conducteur dans la tâche au travers des corrections de l'angle du volant (Eriksson & Stanton, 2017b). Enfin, l'augmentation de la vitesse dans des contextes critiques peut traduire d'une évaluation du risque associé à cette manœuvre comme étant plus faible (Deniel, 2019).

Tableau 8 : Exemple d'impacts du stress issu des NDRT à différentes étapes du changement de voie, et de mesures pouvant être effectuées pour évaluer ces impacts.

Fenêtre de la REM (changement de voie)	Impact attendu avec le stress issu de la NDRT	Opérationnalisation
Perception de l'alerte et orientation attentionnelle	Engagement dans la NDRT, omission de l'alerte	Interaction avec la NDRT Réaction comportementale et physiologique à l'alerte (e.g. Naujoks et al., 2018)
Traitement cognitif, sélection de l'action selon une prise d'informations (vérification de la disponibilité de l'espace de trajectoire et de l'absence de véhicules arrivant)	Prise d'information altérée, décision basée sur des automatismes	Position du regard Mouvements de la tête Conscience de la situation (e.g. Endsley, 1995)
Implémentation de l'action : reprise de contrôle (ajustement de la vitesse et de la position sur la voie)	Délai dans la reprise de contrôle et dans l'initiation du changement de voie	Temps à la collision de l'obstacle Vitesse du véhicule et accélération (longitudinale et latérale) Ecart type de la position sur la voie et franchissement de ligne continue
Implémentation de l'action : accélération et mouvement latéral	Contrôle de la trajectoire et de la vitesse dégradés	Contrôle du volant (taux d'inversion du volant -SWRR et écart type de l'angle du volant) (e.g. Eriksson & Stanton, 2017b)
Ajustement de la vitesse et de la position dans la voie de destination et poursuite de la conduite manuelle		

Outre le stress et l'engagement dans les NDRT, d'autres facteurs sont susceptibles d'impacter la reprise en main dans ce contexte (Yousfi, 2018 ; Zhang et al., 2019). Ces facteurs peuvent inclure les caractéristiques du système (e.g. modalité de la demande de REM, Yu et al., 2021), de la situation (e.g. densité du trafic routier, ou budget temporel alloué pour reprendre la main, Eriksson & Stanton, 2017), ou encore en lien avec le comportement du conducteur (e.g. posture, Gallouin et al., 2022).

3.1.2 Détection subtile du stress en contexte de conduite

Du fait de ses impacts délétères, le stress, et particulièrement lorsqu'il prend la forme du *distress*, est un état du conducteur pertinent à réguler afin de prévenir les risques de sécurité qu'il peut poser dans le contexte de la conduite, qu'elle soit autonome ou manuelle. Il s'agit cependant bien évidemment de le détecter en amont. L'enjeu principal de cette détection-régulation est qu'elle soit effectuée sans perturber d'avantage l'utilisateur du système, c'est-à-dire que, quel que soit le mode d'action retenu, la technologie le supportant se doit d'être transparente, ou subtile pour l'utilisateur. Nous avons évoqué que, sur la base des composantes de la réponse au stress, il était possible d'utiliser certains indicateurs pour procéder à son identification. S'il semble difficile de se baser sur la réponse subjective pour l'identifier, plusieurs moyens alternatifs sont envisageables en lien avec le recours à des mesures physiologiques et comportementales (à l'échelle de l'individu ou à l'échelle de son comportement de conduite). Ces mesures peuvent en effet être réalisées par le biais de capteurs embarqués dans la voiture (e.g. dans le volant, ou la ceinture de sécurité, ils sont alors dits *ubiquitaires*), ou directement portés par l'utilisateur (*wearables*).

Dans leur revue de littérature, Chung et al., (2019) ont dressé un état des lieux des nombreuses méthodes et possibilités d'intégration existantes. Ces intégrations peuvent inclure (sans se limiter à) des caméras (pour détecter les postures, mouvements du corps et du visage, ou le contexte environnant), des capteurs infrarouges (pour détecter la température corporelle ou des indices de pupillométrie), et photopléthysmographiques (mesure du signal cardiaque par le biais de la lumière), ou encore des radars à ultrasons (par exemple pour détecter les mouvements respiratoires). Nous résumons dans le Tableau 9 ci-dessous des exemples d'études ayant implémenté de telles technologies dans l'habitacle pour mener à bien la détection du stress. Comme nous pouvons le constater avec ce tableau, la question de la détection subtile du stress en contexte de conduite semble avoir été largement étudiée. En revanche, la question de sa régulation subtile dans ce même contexte reste, quant à elle, plus émergente. La section suivante dresse un état des lieux des explorations réalisées concernant cet aspect.

Tableau 9 : Exemple d'études en contexte de conduite pour le recueil ubiquitaire de paramètres biométriques.

Etude	Mesure	Technologie de détection subtile employée
(Kuboi et al., 2016)	Respiration	Radar sur le tableau de bord Capteur piézoélectrique dans la ceinture
(Baek et al., 2009)	Photoplethysmographie	LED et photodiodes dans le volant
	Activité électrodermale	Électrodes dans le volant
	Activité cardiaque	Électrodes sur le siège
(Tomii & Ohtsuki, 2015)		Radar sur le tableau de bord
(Pedrotti et al., 2014)	Diamètre pupillaire	Caméra <i>eye-tracker</i>
(Gao et al., 2014)	Expressions faciales	Caméra proche infrarouge
(Fernandez & Picard, 2003)	Voix	Microphone
(Anzengruber & Riener, 2012)	Température corporelle	Caméra thermique
(Beggiato et al., 2018)	Posture	Nappe de pression dans le siège, système vidéo de suivi des mouvements

Le stress en conduite en bref



L'**émergence du stress en situation de conduite manuelle** est fréquente et peut dépendre de **facteurs propres à la situation et au contexte** de conduite, mais également de **facteurs individuels spécifiques** ou non à la conduite et pouvant être liés au *life stress*. Le stress peut impacter les **fonctions cognitives sollicitées par la demande de reprise en main et par la conduite manuelle**.



En conduite autonome, le **stress peut être issu des tâches annexes (NDRT)** réalisées pendant la conduite autonome, **dont l'impact sur les individus pourrait se prolonger lors de la conduite manuelle** faisant suite à la reprise en main du véhicule.



Les impacts du stress lors de la reprise en main et de la conduite manuelle peuvent être évalués au travers **d'indicateurs physiologiques et comportementaux** liés à l'engagement dans la NDRT et au contrôle du véhicule.



La **détection du stress en contexte de conduite** peut se baser sur des nombreux **capteurs embarqués dans la voiture**, en vue de mesurer des indicateurs physiologiques et comportementaux liés à la réponse au stress.

3.2 Régulation du stress en conduite automobile

3.2.1 Introduction : Présentation de la revue systématique de littérature

Afin de recenser les diverses méthodes pouvant permettre de réaliser la régulation du stress dans le cadre de la conduite, nous avons effectué une revue systématique de littérature publiée dans le cadre de la thèse (Béquet et al., 2020 ; présentée en Annexe C). L'objectif principal de cette revue était de mieux comprendre la façon dont des stratégies de régulation subtile pourraient être techniquement accomplies au sein de la voiture, ainsi que ses fondements scientifiques. Un second objectif visait à explorer les perspectives d'applications dans des contextes de conduite pouvant être apportées par des recherches plus fondamentales sur la notion de régulation subtile. Les études scientifiques pouvaient donc englober des travaux de recherche portant directement sur le contexte de la conduite « application directe en conduite », mais aussi des travaux de recherche proposant des méthodes qui pourraient être appliqués à la conduite, sans les évaluer directement dans ce contexte « application potentielle en conduite ». Un aspect original de ce travail de revue réside dans sa façon d'aborder la littérature : nous avons en effet choisi de prendre en compte non seulement les articles scientifiques publiés à ce sujet, mais également les brevets déposés par des entreprises privées. Ces brevets permettent d'évaluer la faisabilité technique de l'implémentation de ces systèmes d'assistance dans le cadre automobile. Afin de ne pas alourdir ce chapitre, nous ne reprenons dans les sous-sections suivantes que les éléments ayant trait à la discussion et aux conclusions de la revue. Le détail de la méthodologie utilisée pour effectuer et analyser le recueil des publications, ainsi que la liste des études et leurs conclusions respectives peut être retrouvé dans la revue de littérature que nous avons publié (Béquet et al., 2020). Ces études ont été traitées suivant le modèle de régulation émotionnelle de Gross (2015) présenté dans le chapitre 1.3.1. Nous reproduisons ci-dessous la procédure de classification employée à cette fin dans la Figure 33.

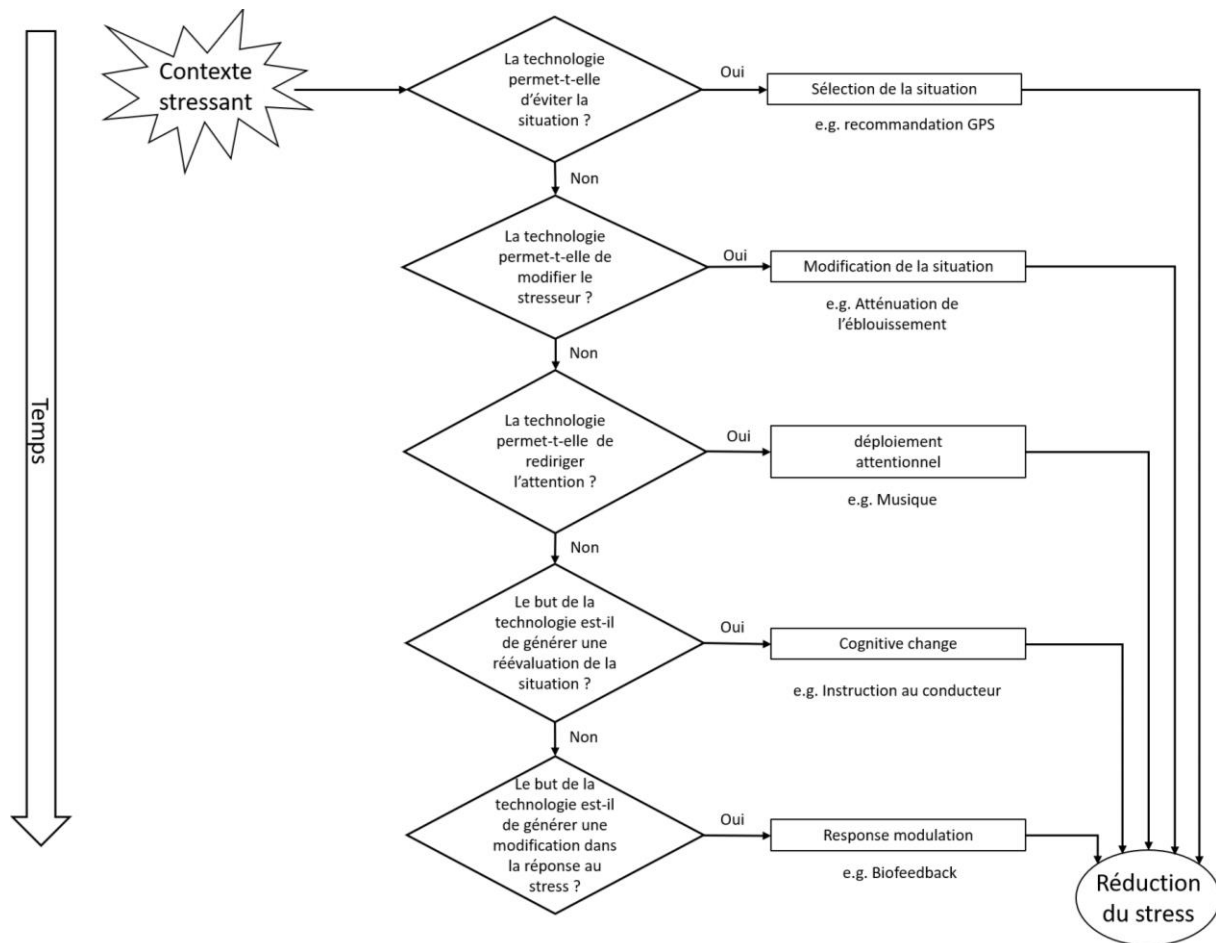


Figure 33: Procédure de classification des publications recueillies, selon le modèle de Gross (2015).

3.2.2 Stratégies de régulation subtile en conduite

Les méthodes de régulation que nous avons identifiées dans les publications pouvaient être classées comme se basant sur une ou plusieurs stratégies du modèle de Gross (2015). Nous résumons ci-dessous les différentes stratégies identifiées pour chaque étape de ce modèle.

Sélection de la situation

Les méthodes basées sur cette stratégie ont pour objectif d'anticiper d'éviter les situations pouvant présenter des stressseurs. Nous avons surtout retrouvé, pour cette stratégie de régulation, des méthodes issues des brevets. La solution principalement proposée consiste à choisir une route susceptible de générer moins de stress. Cette solution se base donc sur l'utilisation du GPS. Il s'agit par exemple de suggérer les endroits les plus proches pour se reposer selon l'état du conducteur détecté automatiquement. Il peut également s'agir d'identifier le contexte routier afin de déterminer le trafic environnant en vue d'indiquer des itinéraires présentant moins de trafic. L'identification de situations à risque peut également se baser sur un déclenchement manuel du système par le conducteur, qui

peut aussi paramétrer à l'avance des itinéraires personnalisés. Ce dernier exemple rejoint l'observation de Gross (2015) selon laquelle la personnalisation est nécessaire en fonction de la prédisposition de chaque utilisateur à rentrer en état de *distress* dans une situation particulière.

Ces méthodes rejoignent ce qui est actuellement proposé par des applications telles que *Google Maps*® ou *Waze*®, qui implémentent parfois un aspect collaboratif, les usagers pouvant s'informer entre eux des conditions de trafic. Le recours à cette stratégie en conduite, bien qu'étant efficace ponctuellement, peut soulever la question de leur pertinence en cas d'utilisation fréquente : la confrontation à des situations n'ayant pu être évitées pourrait s'avérer d'autant plus stressante pour le conducteur, dans la mesure où celui-ci n'y serait plus habitué. De plus, l'utilisateur de cette technique pourrait être plus sensible à ce stress, car l'utilisation de cette stratégie pourrait le conforter dans la vision qu'il n'est pas expert pour gérer ces situations. En outre, le recours à cette stratégie pouvant être associé à un manque de confiance dans ses capacités de gestion émotionnelle, elle a le potentiel au long terme d'avoir un impact négatif sur l'estime de soi d'un individu y ayant recours fréquemment (De Castella et al., 2018).

Modification de la situation

La modification de la situation consiste à altérer la situation stressante, sans l'éviter. Nous avons également identifié le recours à cette stratégie dans des brevets. Ceux-ci proposaient de modifier la situation par le biais de systèmes d'assistance à la conduite (*Advanced Drivers Assistance Systems - ADAS*) de niveau d'automatisation 1 ou 2 (selon la classification SAE, 2021). Le recours à ces ADAS pouvait ainsi concerner, lorsqu'un stress était détecté, la vitesse et le contrôle latéral du véhicule, ou encore des aides au stationnement. De manière plus originale et spécifique à certaines situations, nous avons également retrouvé des propositions concernant la réduction du bruit produit par les pneus du véhicule (via une modification de leur structure), ou encore consistant à éclairer les parois de tunnels dont la traversée pourrait s'avérer stressante. Une proposition portait également sur une atténuation locale de l'éblouissement dû aux phares des véhicules croisés pendant la nuit.

Les méthodes identifiées étaient ainsi principalement liées à une automatisation partielle du contrôle du véhicule. Elles peuvent être liées à certaines études suggérant que les ADAS tels que l'aide active au stationnement, l'arrêt actif en villes ou le régulateur de vitesse adaptatifs pourraient être un moyen efficace de réguler le stress au volant (voir Chung et al., 2019, pour une revue). Ces méthodes pourraient cependant entraîner une diminution du sentiment de contrôle de l'utilisateur (Kim & Diamond, 2002), leur utilisation pouvant ainsi nécessiter des études additionnelles pour s'assurer de leur impact bénéfique.

Déploiement attentionnel

Le déploiement attentionnel est une stratégie consistant en une réorientation de l'attention vers des éléments qui ne sont pas des stressors. Cette redirection attentionnelle peut ainsi se faire vers un élément neutre ou à valence positive, voire relaxante. Au cours de la revue de littérature, nous avons retenu des techniques dont le but n'était pas de focaliser l'attention de l'utilisateur, mais plutôt de délivrer au sein du cockpit des stimulations ambiantes via diverses modalités.

Les méthodes identifiées pour les brevets plébiscitaient le recours à de la musique, prédéfinie ou choisie automatiquement sur la base de caractéristiques musicales (e.g. tempo). Elles incluaient également une modification de l'ambiance lumineuse, s'adaptant en fonction de l'état des individus, ou de façon prédéfinie. D'autres contributions portaient sur l'activation automatique des fenêtres ou de la climatisation pour modifier la température et l'air ambiant. Enfin, certaines publications proposaient l'utilisation de la modalité olfactive en générant des odeurs selon l'état détecté de l'utilisateur, ou encore le recours à des stimulations tactiles prenant la forme d'acupressions au niveau du volant lors de longues périodes d'arrêt telles que des embouteillages.

Nous avons retrouvé au sein des études portant directement et indirectement sur le contexte de conduite, l'utilisation de musiques ou de sons selon des algorithmes permettant de classer ceux-ci en fonction de leur caractéristiques émotionnelles (e.g. Hu et al., 2015). Certaines de ces études avaient également recours à des modifications lumineuses (e.g. Daher et al., 2020). Nous pouvons notamment souligner la proposition de Ansems et al., (2011), qui avaient recours à de la lumière pour attirer l'attention de l'utilisateur vers des photographies à valence positives dans le cas où du *distress* était identifié. Enfin, ces études évaluaient également l'utilisation d'odeurs (e.g. de rose, Amores & Maes, 2017) déclenchées manuellement ou automatiquement pour susciter une relaxation.

Les technologies ayant recours au déploiement de l'attention que nous avons recueillies étaient compatibles avec la conduite dans la mesure où les études qui les évaluaient ont montré qu'elles pouvaient être efficaces sans nécessiter une attention focalisée. Le recours à la musique a été principalement testé. Ses impacts positifs sur la régulation émotionnelle sont bien connus et peuvent impliquer des mécanismes psychologiques et physiologiques (de Witte et al., 2020). Ainsi, proposer un système de recommandation musicale adapté aux émotions du conducteur semble être une technique pertinente. Concernant le recours aux lumières ambiantes, il a été démontré que les couleurs et la lumière peuvent avoir divers impacts sur la psychologie humaine (Elliot, 2015), bien qu'il ne semble pas clair que des couleurs spécifiques ont un impact caractéristique ou si cela dépend de facteurs personnels.

En outre, Elliot (2015) souligne la nécessité de conduire plus d'études fondamentales sur ce sujet qui est lui aussi naissant.

Nous pouvons cependant souligner que la principale difficulté de ce type de techniques est qu'elles présentent le risque d'être distrayantes. En outre, l'une des caractéristiques du stress étant de favoriser l'orientation de l'attention vers les stimuli stressants, ces méthodes pourraient être omises selon leur saillance. Ainsi, il semble que leur fonctionnement repose sur un équilibre fin entre saillance et subtilité, équilibre qui pourrait dépendre des individus. Leur utilisation en contexte de conduite autonome semble moins problématique en raison de la charge attentionnelle requise envers la conduite moins élevée (hors phases de reprises en main).

Réévaluation cognitive

L'ensemble des techniques que nous présentons dans cette section visent à éliciter une réévaluation cognitive de la situation et de l'état de l'individu, selon le modèle du stress que nous avons présenté en [chapitre 1.2.2](#). Dans le modèle de Gross, il est cependant important de prendre en compte la façon dont cette finalité est atteinte, ce qui explique la présence de différentes stratégies. La stratégie que Gross nomme « réévaluation cognitive » consiste en une prise en compte consciente de l'individu de son état et de la situation, en vue d'en effectuer une rationalisation consciente, et de modifier sa perception de la situation. Nous avons fait le choix d'écarter cette stratégie dans la revue, car elle ne nous semblait pas compatible avec la notion de subtilité sur laquelle la revue était centrée. Nous avons cependant identifié certaines stratégies présentées de façon collatérale dans les brevets retenus, et pouvant illustrer concrètement les applications basées sur cette stratégie. Par exemple, ces brevets suggéraient d'inciter le conducteur à réguler ses sentiments ou à adapter sa conduite par le biais d'alarmes vocales, de lumières, ou par une combinaison de modalités pouvant inclure de l'haptique, des affichages visuels et des sons. Nous pouvons une fois de plus souligner l'aspect distracteur de ces techniques, mais également qu'un individu non entraîné à ces méthodes pourrait ressentir plus de stress en cas d'échec. De plus, la question de la temporalité de ces techniques se pose, dans la mesure où leur succès ne semble pas immédiat. Ainsi, ces techniques, à la manière de celles basées sur un déploiement attentionnel, pourraient être plus pertinentes à proposer en situation de conduite autonome.

Modulation de la réponse au stress

La modulation de la réponse est associée à la modification des composantes de la réponse au stress. Il s'agit de la stratégie pour laquelle nous avons trouvé le plus d'articles.

Les publications faisant appel à cette stratégie que nous avons identifiées portaient principalement sur une modulation de la composante physiologique de la réponse au stress. Plus particulièrement, cette modulation était souvent réalisée par le biais d'un *biofeedback* reflétant l'état physiologique réel de l'utilisateur. Nous avons également retrouvé des méthodes liées à l'effet d'entraînement et de synchronisation de la réponse physiologique que nous avons présenté dans le [chapitre 1.3.2](#) précédemment.

Certaines propositions issues des brevets se sont avérées soit très originales, soit ambiguës voire fantaisistes. Par exemples, nous avons trouvé des méthodes basées sur une modification de l'état physiologique par le biais d'une augmentation des niveaux d'oxygène et d'hydrogène à l'intérieur de la voiture. D'autres brevets proposaient d'utiliser des battements binauraux par le biais de haut-parleurs ou d'une modification de la structure des pneus, en vue de générer une fréquence sonore proche de la gamme alpha des ondes cérébrales. Le but de cette génération sonore pourrait être d'induire un état de relaxation (Chaieb et al., 2017), même si la modulation cérébrale par ce moyen, et particulièrement dans un tel contexte, semble difficile à atteindre.

Les brevets ont également eu recours à des méthodes plus traditionnelles, en proposant par exemple d'inciter visuellement à des exercices respiratoires, ou en agissant sur l'air ambiant pour influencer en premier lieu le signal respiratoire par le biais des fenêtres ou de la climatisation.

Concernant les articles, nous avons retrouvé des techniques de *biofeedback* réel, basées sur l'utilisation d'objets spécifiques. Citons par exemple : MacLean et al., (2013), qui ont réalisé un *biofeedback* prenant la forme d'un papillon dont les ailes battaient en fonction du niveau de stress (son utilisation a toutefois augmenté le stress subjectif) ; ou encore Lopes et Campos, 2019, qui se sont basés sur une écharpe connectée. L'utilisation de la lumière, ou de stimulations visuelles a également été testée dans les études, avec l'exemple de Hamon et al., (2018), qui ont créé une fleur délivrant un *biofeedback* en modifiant la couleur de ses pétales.

Dans la même lignée, nous avons identifié des études ayant recours à la sonification pour délivrer un *biofeedback* respiratoire ou cardiaque en modifiant certaines composantes de la musique (telles que le volume, le timbre, ou le tempo) selon l'*arousal* (e.g. Bhandari et al., 2015 ; Kim et al., 2018 ; Leslie et al., 2019). La modulation musicale a également été proposée dans le cadre d'un *biofeedback* des ondes cérébrales mesurée par le biais d'un EEG (Fedotchev et al., 2017). L'utilisation du *biofeedback* réel pouvait également consister à moduler la voix d'un GPS « empathique » selon l'état physiologique (Zepf & Hernandez, 2020).

L'utilisation de la modalité haptique a été présentée en détail dans la section précédente. Nous pouvons notamment citer l'effet d'entraînement respiratoire induit par Paredes et al., (2018) et Balters et al., (2020) dans le cadre de la conduite en se basant sur des stimulations tactiles dans le dossier du siège du conducteur. Nous pouvons également rappeler ici l'effet d'entraînement cardiaque induit par Azevedo et al., (2017), Costa et al., (2016), Choi & Ishii, (2020), par le biais d'un bracelet équipé de moteurs vibrants.

La modulation de la réponse est une stratégie prometteuse qui n'a pas été beaucoup proposée dans les brevets, au contraire des études appliquées ou applicables à la conduite. Malgré un intérêt scientifique envers ce domaine, il y a encore peu d'études dans le champ de la psychologie/sciences cognitives en lien avec ce mode de régulation. Un grand nombre des études recueillies dans la cadre de la revue concernaient des preuves de concepts ou des évaluations de design.

Avec les études présentées dans cette sous-section portant sur la stratégie de modulation de la réponse, nous pouvons nous demander si les technologies utilisées ont-elles toutes pour objectif d'impacter directement la physiologie ? En effet, beaucoup de ces études étaient basées sur le recours au *biofeedback* réel, consistant à présenter au participant son propre état à l'instant t . Cette méthode se distingue donc du *biofeedback* diminué dont l'objectif est plutôt d'induire l'effet d'entraînement ou de synchronisation physiologique.

De par son mode d'action, le recours au *biofeedback* réel revient à augmenter l'intensité de la sensibilité intéroceptive, en communiquant à l'utilisateur des indices additionnels (visuels, haptiques ou auditifs) sur son état physiologique. Dans la mesure où ces indices sont pris en compte dans l'évaluation cognitive, nous aurions pu envisager de classer cette méthode en tant que stratégie de réévaluation cognitive. Nous avons cependant souligné que la réévaluation cognitive telle que décrite par Gross (2015) était basée sur une rationalisation consciente de la situation. Le *biofeedback* réel, en tant que modulation de l'intensité de la perception de la réponse physiologique par le système cognitif, ne repose pas forcément sur la notion de conscience. En outre, son action repose en premier lieu sur les signaux physiologiques. Ainsi, bien que nous l'ayons placé dans la catégorie de modulation de la réponse, le *biofeedback* réel, selon l'utilisation qui en est fait, pourrait donc se retrouver dans d'autres catégories du modèle de Gross. Ce type de difficulté illustre bien la façon dont un modèle, bien que complet, puisse en tant qu'heuristique, finir par présenter des limitations dans son utilisation concrète.

Concernant le *biofeedback* réel, il faut également noter que l'augmentation de la sensibilité intéroceptive peut entraîner une évaluation plus négative de la situation, dans les cas où l'individu ne parviendrait pas à gérer son état, comme l'étude de MacLean et al., (2013) le montre. Il semble donc

important que le recours à cette méthode soit accompagné de phases d'apprentissages afin d'interagir de façon optimale avec l'outil proposé.

Le recours à des méthodes de type *biofeedback* diminué nous semble ainsi pertinent, dans la mesure où ces stratégies font appel à une modulation plus directe de la réponse, et semblent avoir une meilleure efficacité sur des temps courts que le *biofeedback* réel. En outre, les études de ces techniques dans le cadre de la conduite, que nous avons collectées, sont compatibles avec la définition de subtilité dans la mesure où elles ne semblent pas détériorer le contrôle de la conduite.

3.2.3 Apports de la revue de littérature sur la régulation en conduite

La revue effectuée, que nous avons résumée dans les sous sections précédentes, nous a permis de dresser un état des lieux des différentes méthodes pouvant être proposées en conduite, tout en offrant une grille de lecture au regard du modèle de Gross (2015). Nous replaçons ci-dessous dans la Figure 34 un récapitulatif de la diversité des méthodes recensées, ainsi que les différentes implémentations possibles au niveau d'un véhicule. Notons que d'autres méthodes, que nous avons considéré comme plus intrusives (e.g. stimulation trans-auriculaire du nerf vagal, Gurel et al., 2020) n'ont pas été considérées dans le champ de la revue, bien qu'elles présentent un potentiel intéressant.

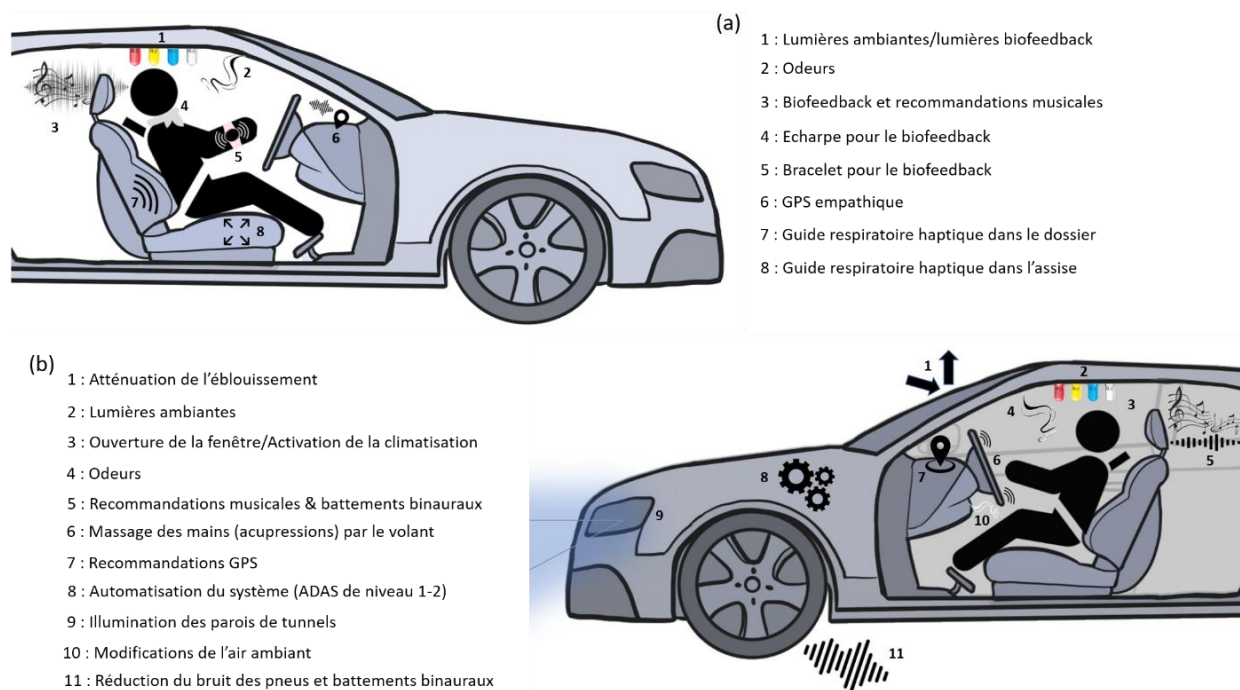


Figure 34: Représentation des techniques de régulation subtiles identifiées dans la revue de littérature, selon a) les études et b) les brevets).

3.2.4 *Contribution scientifique en lien avec la revue de littérature portant sur la régulation en contexte de conduite*

Le travail présenté ci-dessus a été valorisé par la publication de l'article suivant dans une revue internationale à comité de relecture :

[ACL] ARTICLE A COMITE DE LECTURE REPERTORIE DANS BDI

Béquet, A. J., Hidalgo-Muñoz, A. R., & Jallais, C. (2020). Toward mindless stress regulation in advanced driver assistance systems: a systematic review. *Frontiers in Psychology*, 11, 609124. doi.org/10.3389/fpsyg.2020.609124

La régulation du stress dans le contexte de conduite en bref



Le **recours aux technologies subtiles est possible en contexte de conduite**, et peut se baser sur différentes stratégies de régulation. L'implémentation de ces technologies peut également prendre une grande diversité de formes au sein de l'habitacle du véhicule.



La **modulation de la réponse** est une stratégie qu'il semble pertinent d'adopter. Elle ne semble pas nécessiter de familiarisation préalable sur de longues durées, et ses effets sur la réponse physiologique sont directs. Cette modulation **peut être réalisée par le biais d'un biofeedback haptique** présentant à l'individu ses signaux physiologiques à un **rythme diminué**. Malgré l'existence d'un certain nombre d'arguments théoriques, elle reste **émergente dans le contexte de la conduite** (réelle ou simulée).



Les formes de **stratégies plus couteuses** d'un point de vue attentionnel (réévaluation cognitive, déploiement attentionnel) sont également envisageables, mais pourraient être plus **pertinentes à employer dans un contexte de conduite autonome**.



Il est important de poursuivre les études sur cette thématique émergente pour mieux comprendre les avantages et les inconvénients de ces techniques, en particulier en contexte de conduite. Il est également **essentiel d'approfondir l'étude des facteurs individuels pouvant affecter leur fonctionnement**.

Deuxième partie

Problématiques et méthodologie générale

Synthèse de l'état de l'art et objectifs

Chacun des précédents chapitres expose des aspects constitutifs de la problématique générale, en lien avec le stress et la régulation émotionnelle dans le contexte de la conduite autonome et manuelle.

Le premier chapitre s'est attaché à présenter des notions clefs pour comprendre le fonctionnement biologique de l'être humain en état d'**homéostasie**, mais également dans l'état d'**allostasie** pouvant être généré en **réponse au stress, réponse pouvant survenir dans trois dimensions (subjective, physiologique et comportementale)**. La mise en avant de ces notions nous a paru indispensable pour deux raisons : d'une part, pour développer les aspects psychobiologiques régissant le stress et sa régulation, et d'autre part, afin d'explicitier le fonctionnement des outils employés pour mesurer le stress. Ce chapitre nous a ainsi permis d'illustrer en quoi les conséquences du stress étaient potentiellement délétères dans des contextes de **surveillance périphérique** (Hermann et al., 2011). Ces conséquences peuvent inclure des difficultés de désengagement vis-à-vis d'une tâche stressante, une tunnelisation attentionnelle entraînant des omissions de stimuli, ou encore des ressentis négatifs (Matthews, 2016). Nous avons ainsi pu illustrer la pertinence de la **régulation du stress**, mais également les moyens d'accomplir cette régulation (Gross, 2015), notamment via une modulation de l'état physiologique à l'aide d'un **biofeedback diminué** (e.g. Costa et al., 2016 ; Paredes et al., 2018). Enfin, ce chapitre nous a permis d'introduire la notion de **différences interindividuelles**, lesquelles peuvent influencer le stress et l'efficacité de la régulation (John & Gross, 2007; Matthews, 2002).

Le second chapitre avait pour objectif d'introduire la **conduite automobile** et son évolution technologique, prenant la forme de **système de plus en plus automatisé** (SAE, 2021). Il s'agissait de montrer que l'automatisation de la conduite est susceptible d'entraîner l'émergence de nouvelles problématiques, notamment en lien avec la possibilité d'effectuer des tâches non-liées à la conduite (**Non Driving related Tasks, NDRT**) (Naujoks et al., 2018). La conduite manuelle restant un élément qui sera présent au stade 3 de l'automatisation en raison de la présence de reprises en main (SAE, 2021), cette évolution de la tâche de conduite la rend ainsi assimilable à une tâche de **surveillance périphérique** (Hermann et al., 2011). Les enjeux liés à la conduite manuelle en lien avec le stress sont également susceptibles de rester d'actualité dans ce contexte (Matthews, 2002; Rowden et al., 2011). Enfin, nous avons défini certaines variables pouvant être utilisées pour mesurer l'activité du conducteur au cours de la reprise en main et de la conduite manuelle.

Au cours du troisième chapitre, nous avons développé la notion de **régulation subtile** du stress dans le contexte de la conduite. La revue systématique de la littérature sur ce sujet (Béquet et al.,

2020), présentée dans ce chapitre, nous a permis d'illustrer de façon exhaustive l'ancrage théorique et la **faisabilité technique** des moyens de régulation envisageables dans ce contexte.

Les éléments de littérature recueillis dans ces trois chapitres nous ont donc amenés à considérer le stress et sa réponse comme étant :

1/ Un phénomène pouvant s'avérer délétère dans des contextes de surveillance périphérique, lorsqu'une tâche non liée au système supervisé présente des facteurs de stress. L'aspect délétère du stress dans ces contextes peut notamment s'expliquer par l'engagement attentionnel vis-à-vis de la tâche annexe. Les études sur ce sujet montrent un impact de cet engagement sur la détection d'alertes sonores. Cependant, ces études portent principalement sur des contextes hautement stressants, ou dans lesquels les opérateurs sont des spécialistes du système supervisé. Qu'en sera-t-il dans des contextes où des individus tout venant et ayant moins d'expertise dans l'utilisation des systèmes automatisés seront amenés à les superviser dans un contexte de conduite ?

2/ Un phénomène pouvant être présent en contexte de conduite autonome, mais également lors de la conduite manuelle pouvant s'ensuivre. Le stress peut être causé par les NDRTs lors de la conduite autonome. Si les impacts de l'engagement dans les NDRTs sur la reprise en main du véhicule ont été étudiés (eg. Eriksson & Stanton, 2017a), l'investigation de ces tâches en y incluant une composante stressante ne semble pas avoir été réalisée en ce qui concerne la REM ainsi que la phase de conduite manuelle y faisant suite.

3/ Un phénomène pour lequel la détection et la régulation en contexte automobile doit passer par des techniques subtiles, c'est-à-dire n'engendrant pas de distraction additionnelle. Le recours à ces techniques doit prendre en compte les différences individuelles susceptibles d'influencer leur bon fonctionnement, et ce particulièrement si la régulation est menée au niveau de l'individu et non pas de l'environnement. Si certaines recherches commencent à émerger dans ce domaine (e.g. Miri, 2019; Xu et al., 2021), les mécanismes associés au fonctionnement de ces techniques sont encore peu compris dans une perspective d'interaction avec les différences individuelles.

Ce travail de thèse avait ainsi pour **objectif d'étudier les impacts du stress sur les trois dimensions de la réponse de l'organisme à cet état, dans un contexte de surveillance périphérique tel que la conduite autonome**. Nous avons également pour **objectif d'évaluer, en perspective avec les traits individuels, le fonctionnement de techniques visant à réguler le stress en se basant sur la modulation de la réponse physiologique**.

Questions de recherche et hypothèses générales

Nos questions de recherches s'articulaient donc autour de trois points, en lien avec le stress et sa réponse, en lien avec la régulation du stress, et en lien avec les différences individuelles. Nous les détaillons dans les sous sections ci-dessous.

Hypothèses en lien avec le stress et sa réponse

Dans un contexte de surveillance périphérique tel que la conduite autonome, les opérateurs sont susceptibles d'être engagés dans des tâches annexes au système supervisé et induisant du (di)stress. En cas de demande d'intervention de la part du système, quel pourrait être l'impact de la tâche stressante sur la sécurité et sur le confort des opérateurs ? Comment détecter le stress induit par la tâche ?

Nous faisons l'hypothèse que nous pourrions détecter le stress, par le biais de mesures liées aux trois dimensions de la réponse de l'organisme au stress. Ainsi, la présence du stress sera mesurable par le biais d'indicateurs physiologiques reflétant le niveau d'*arousal*, par le biais d'indicateurs subjectifs en lien avec le ressenti émotionnel lié au stress, et par le biais d'indicateurs comportementaux reflétant les effets délétères du stress sur la tâche de surveillance périphérique. Spécifiquement, nous attendons une augmentation de l'*arousal* avec le stress, ainsi qu'une augmentation des ressentis négatifs avec le *distress*. Nous attendons également que la diminution de l'efficacité comportementale se traduise par une détection d'alarmes moins efficace (présence d'omissions ou de temps de réponse rallongés) et une reprise de l'activité dégradée (reflétée par des indicateurs liés à la conduite le cas échéant).

Hypothèses en lien avec la régulation

Concernant la régulation, nous pouvons nous demander si les techniques centrées sur les composantes cardiaques et respiratoires de la réponse au stress vont permettre d'obtenir une régulation du stress ?

Nous faisons l'hypothèse que ces techniques devraient, par une diminution de l'*arousal*, moduler l'évaluation cognitive du stress de l'opérateur. La régulation du stress devrait ainsi être retrouvée au niveau subjectif et comportemental. Spécifiquement, nous attendons une diminution des ressentis négatifs associés au stress, et une amélioration de l'efficacité comportementale associée à la tâche de surveillance (diminution des omissions et des temps de réponse) et de la reprise de l'activité principale (reflétée par des indicateurs liés à la conduite le cas échéant).

Hypothèses en lien avec les traits individuels

Le facteur humain est, par définition, source de différences individuelles. Comme nous l'avons vu, ces différences peuvent influencer l'apparition du stress et sa régulation. Les opérateurs des systèmes automatisés de demain sont susceptibles d'être des individus issus de la société civile, ce qui rend cette population très hétérogène. Si la littérature apporte des indications quant à l'influence de différences individuelles sur l'émergence et la régulation du stress, cette question se pose dans des contextes spécifiques tels que la conduite autonome avec reprise de la conduite manuelle. La littérature portant sur les techniques subtiles de régulation n'apporte d'ailleurs que peu d'indications quant à l'influence que pourraient avoir différents traits individuels sur le fonctionnement et l'efficacité de ces techniques.

Nous avons vu qu'une telle influence pourrait dépendre de certains traits en particulier, de part une interaction avec les mécanismes de l'évaluation cognitive. Nous faisons ici l'hypothèse que les traits pouvant influencer le stress et sa régulation sont liés à des facteurs influençant le traitement attentionnel et l'évaluation d'une situation (e.g. personnalité, habitudes de conduite), et des états internes (e.g. intéroception).

Méthodologie expérimentale retenue

Afin de répondre aux questions de recherches posées et de vérifier nos hypothèses, nous avons réalisé deux expérimentations. La première étude se concentrait sur la notion de détection d'alertes sonores dans un contexte de surveillance périphérique. Elle visait d'une part à vérifier l'induction d'un stress par le biais d'un jeu créé pour être utilisé en guise de NDRT par la suite, et de valider la détection de ce stress par le biais des mesures physiologiques. Cette étude avait également pour objectif de tester une technique de régulation basée sur l'activité cardiaque et d'explorer l'impact de traits individuels liés à la personnalité sur l'efficacité de la technique.

La seconde étude était centrée sur la conduite (simulée) d'un véhicule autonome de niveau 3. Nous avons étudié la création d'un stress en phase de conduite autonome par le biais de la même tâche de jeu que dans la première expérimentation, utilisée ici en tant que NDRT. Nous avons également étudié la présence du stress lors de la phase de conduite manuelle faisant suite à une reprise en main du véhicule. Une technique de régulation basée sur l'activité respiratoire a été investiguée dans cette même phase de conduite manuelle, et a été mise en relation avec des traits individuels.

La partie suivante présente chacune des deux études et leurs résultats et conclusions respectives.

Troisième partie
Expérimentations

I.1. Contexte et question de recherche

Au cours des activités de surveillance périphériques, il n'est pas demandé à l'opérateur de surveiller un système de manière constante, celui-ci pouvant donc effectuer une tâche annexe (Hermann et al., 2011). Ce type d'activité est donc similaire à la supervision d'un véhicule autonome de niveau 3. Comme nous l'avons indiqué précédemment, la réalisation de tâches annexes, est susceptible d'impacter la reprise de l'activité principale. Cet impact pourrait se retrouver particulièrement si la tâche annexe est source de stress, en raison d'un engagement attentionnel pouvant être favorisé par cet état. Il est ainsi important de mener à bien la détection et la régulation de cet état dans des contextes écologiques.

Notre première étude visait à explorer à un niveau fondamental, dans un contexte de laboratoire, les perturbations pouvant être générées lors de la réalisation d'une activité de surveillance périphérique simple.

Il s'agissait ainsi de vérifier l'impact d'une tâche de jeu, construite pour générer du stress et un engagement attentionnel, en vue de sa réutilisation ultérieure dans une expérimentation portant sur la conduite autonome dans un contexte plus écologique.

Nous avons également voulu tester une méthode de régulation du stress basée sur l'utilisation d'un biofeedback haptique du rythme cardiaque manipulé, et vérifier l'impact de différence individuelles en termes de traits de personnalité sur l'efficacité de cette méthode.

Nous avons ainsi pour objectif de répondre aux questions de recherches suivantes :

- Une tâche de jeu mnésique pourra-elle induire un stress détectable sur les trois dimensions de la réponse au stress ? Ce stress impactera-t-il la surveillance périphérique d'alarmes sonores ?
- Un biofeedback du rythme cardiaque diminué en temps réel aura-t-il une influence sur la régulation du stress, par le biais d'un mécanisme d'entraînement physiologique ?
- Les traits de personnalité auront-ils une influence sur l'efficacité de la régulation proposée ?

Pour cette première étude, nous avons posé les hypothèses suivantes :

- Les manipulations du stress induit par le jeu conduiront à une augmentation du niveau de stress des participants. Cette augmentation sera détectable par le biais de mesures liées à la physiologie, au comportement, et au ressenti subjectif des participants. Nous attendons notamment au niveau comportemental un effet de tunnelisation de l'attention envers le jeu, conduisant à des omissions d'alarmes et des temps de réponse plus lents.

- D'un point de vue neuronal, si les omissions sont liées à une modulation de l'activité du cortex auditif, l'étude de ces événements devrait révéler des amplitudes de la réponse hémodynamique en zone temporelle moins importantes que dans les cas où le participant répond à l'alarme.
- Un biofeedback diminué du rythme cardiaque, basé sur un bracelet haptique, provoquera un entraînement du rythme cardiaque, conduisant à une modulation de l'*arousal* dans le contexte stressant. Plus précisément, cet effet du biofeedback sur la physiologie devrait se traduire par une diminution du rythme cardiaque. Cette technique permettra de réguler les autres dimensions du stress.
- Les facteurs de personnalité auront une influence sur le stress et sur l'efficacité du bracelet. Plus précisément, nous attendons que le trait névrotique soit associé à une réponse au stress plus forte sur les trois dimensions, tandis que l'extraversion devrait être liée à une efficacité accrue de la régulation.

Des analyses exploratoires additionnelles ont été réalisées concernant l'étude de la réponse hémodynamique mesurée par le biais de la fNIRS. Ces études concernaient les signaux mesurés sur des fenêtres temporelles longues (environ 60 secondes) pour chaque bloc.

I.2 Méthode

I.2.1 Participants

Pour mener à bien cette étude, nous avons recruté 30 participants français adultes en bonne santé. Un participant a été retiré de l'échantillon en raison d'un âge trop important (72 ans). Notre échantillon final était donc constitué de 29 participants dont 1 gaucher, (17 hommes, 12 femmes), âgés de 19 à 60 ans ($M = 34.1$, $SD = 10,9$). Ces participants ont été recrutés par le biais de réseaux sociaux tels que *Facebook* ou *LinkedIn*. Tous les participants ont déclaré avoir une acuité auditive normale et une vision normale ou corrigée à la normale. Aucun d'entre eux n'a déclaré de maladies cardiorespiratoires ou neurologiques, ou suivre un traitement médical qui aurait pu avoir un impact sur leur niveau de vigilance ou réponse hémodynamique. Les participants ont déclaré un être en forme au moment de la passation. Tous les participants ont été invités à signer un consentement écrit. L'étude était conforme à la Déclaration de Helsinki pour l'expérimentation humaine et la procédure expérimentale a été approuvée par le comité d'éthique local de l'Université Gustave Eiffel. Les participants ont reçu une indemnité d'un montant de 50 € en compensation des contraintes et frais générés par leur participation.

I.2.2 Matériels

Nous avons conçu une tâche consistant en un jeu de mémorisation visuelle présentant différents niveaux de difficulté et de stress. Cette tâche était toujours simultanée à une tâche de détection sonores. La régulation par biofeedback diminué intervenait pendant l'exécution du jeu stressant. En outre, les participants étaient équipés d'un système BIOPAC MP150[®] permettant le recueil des données physiologiques (ECG, EDA, respiration), et d'un système NIRScout[®] (Bionix systems) permettant le recueil des données cérébrales liées à l'activité hémodynamique par le biais de 43 canaux.

Jeu de mémorisation « Simon says »

Le jeu de mémorisation a été implémenté sur un contrôleur MIDI, aussi appelé *touchpad* (Figure 35). Le dispositif utilisé était un Novation Launchpad MKII[®], composé d'une grille de 8×8 boutons à diodes électroluminescentes (DEL) avec 2 rangées supplémentaires de DEL des deux côtés de la grille.



Figure 35 : Touchpad utilisé dans le cadre de l'expérimentation.

Nous avons choisi ce support car celui-ci offrait la possibilité de programmer le jeu et de collecter des données avec une grande flexibilité. De plus, ce support présente l'avantage d'être ergonomique, attractif et original pour les participants, par rapport à l'utilisation d'une tablette traditionnelle.

Le jeu a été programmé en utilisant Python 3.6, et le module *launchpad_py* disponible sur Github⁷.

Les participants devaient mémoriser et reproduire des séquences aléatoires, affichées sur la grille via l'allumage en vert des boutons DEL. Ces séquences (ou motifs) étaient composées de plusieurs boutons DEL, qui s'allumaient séquentiellement, et de façon contiguë.

Chaque essai était d'abord composé d'une croix de fixation rouge (en forme de « + ») au centre de la grille, affichée pendant 500 millisecondes (ms). La séquence apparaissait ensuite via l'allumage des touches une par une, à la vitesse de 250 ms par touche. Le motif complet restait affiché pendant 500 ms avant de disparaître. Le participant devait alors reproduire le motif en appuyant sur les boutons correspondants pour les rallumer immédiatement après leur disparition, suivant l'ordre d'apparition initial des touches. En cas d'erreur, le participant pouvait se corriger en appuyant à nouveau sur le bouton pour l'éteindre. Enfin, le participant devait valider sa réponse en appuyant sur un bouton vert localisé dans le coin supérieur gauche de la tablette tactile. Un retour sur la performance était alors donné sur le pavé tactile, prenant la forme d'un cercle bleu en cas de succès, ou d'une croix rouge dans le cas contraire. Les participants avaient pour instruction de répondre en utilisant uniquement leur main droite. La Figure 36 illustre le déroulement d'un essai.

⁷ https://github.com/FMMT666/launchpad.py/tree/master/launchpad_py consulté le 15/07/22.

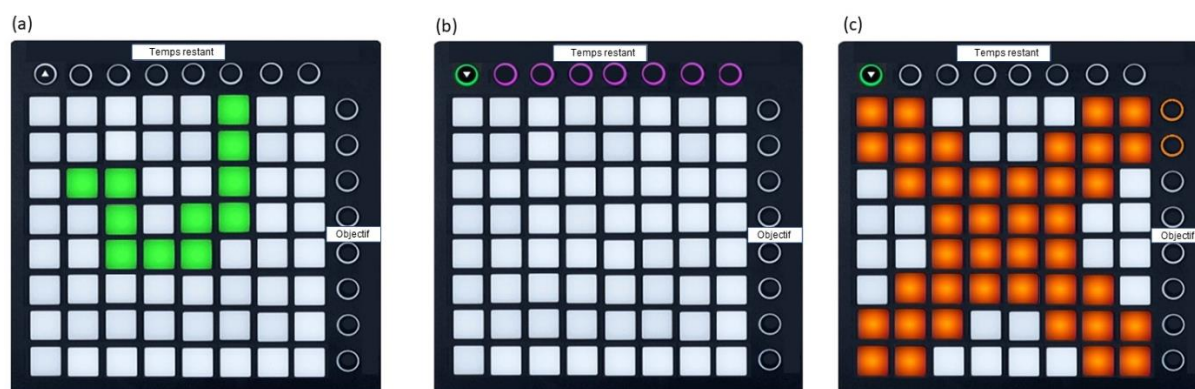


Figure 36 : Déroulement d'un essai en condition stress, avec a) présentation du pattern, b) phase d'attente de la réponse du participant et c) retour sur la performance du participant en cas d'erreur et mise à jour de la jauge de performance dans les conditions avec stress.

Deux niveaux de difficulté, en termes de longueur du motif, ont été implémentés. Dans le niveau facile, les motifs étaient composés de 1 à 7 boutons au maximum. Dans le niveau difficile, les motifs étaient composés d'au moins 7 boutons, sans limitation de la longueur maximale. La difficulté était adaptative selon les participants, dans les limites mentionnées ci-dessus selon le niveau de difficulté : dans le cas de 2 succès ou de 2 échecs consécutifs, le nombre de touches à retenir dans un motif augmentait ou diminuait de 1 touche, respectivement. Cette adaptation a été implémentée afin de s'assurer que la difficulté n'atteigne pas un niveau qui aurait été trop difficile ou trop facile (et donc potentiellement source de désengagement). Les vitesses d'apparition/disparition des touches et des motifs ont été pré-testées et ajustées avec l'aide de 5 volontaires internes au laboratoire.

Dans les conditions où le stress était présent, des manipulations inspirées du *Montreal Imaging Stress Task* (Dedovic et al., 2005) étaient effectuées simultanément :

- **Manipulation de la pression temporelle** : la rangée supérieure, constituée de 8 touches, était utilisée en guise de jauge représentant une contrainte de temps. Cette jauge était entièrement allumée au début de chaque essai, et les boutons s'éteignaient séquentiellement pendant la reproduction du motif par le participant. Si le participant ne parvenait pas à reproduire le motif avant l'extinction complète de la jauge, l'essai était considéré comme échoué, et la croix rouge était affichée. La vitesse d'extinction des lumières était là aussi adaptative, et dépendait de la performance des participants lors de l'essai précédent : en cas d'échec, le temps disponible était augmenté de 1000 ms. En cas de succès, le temps était réduit à la dernière durée de réalisation des participants + 100 ms. Avec cette simple règle implicite, les participants étaient dans une situation d'auto-compétition à travers les essais, ceux-ci devant aller de plus en plus vite en cas de série de succès. La jauge était signalée par une étiquette « *Temps restant* ».

- **Manipulation de la pression de performance, et de la pression sociale** : la rangée latérale, constituée de 8 touches, était également utilisée en guise de jauge : celle-ci représentait le score du participant. Une étiquette « *Objectif* », située au milieu de la jauge indiquait un score minimal à respecter. Une instruction était donnée aux participants, leur indiquant que leur performance était évaluée, et qu'ils devaient atteindre l'objectif indiqué sur la jauge. Il leur était également indiqué que le score affiché sur la jauge reflétait leur score « par rapport aux autres participants de l'étude ». De plus, il leur était précisé que s'ils n'atteignaient pas l'objectif, les données acquises au cours de l'étude ne seraient pas prises en compte en raison d'un « écart trop important par rapport aux autres participants ». Le détail du calcul n'était pas donné aux participants. Il leur était juste indiqué que celui-ci était basé sur le temps de complétion et sur le résultat de l'essai, et sur la performance des autres participants. Le score affiché sur cette jauge était en réalité manipulé : en cas d'échec, le score était diminué de 2 points. En cas de succès, le score n'était augmenté que d'un point.

Détection d'alertes

La tâche auditive consistait à détecter des bips courts, et à indiquer leur détection via un appui sur un pédalier situé devant les participants. Contrairement à une tâche de type *oddball*, il n'y avait pas de sons distracteurs à ignorer (single stimulus paradigm).

Les sons, réalisés à l'aide du logiciel Audacity® (version 3.0), avaient une durée de 100 ms et une fréquence de 1 KHz. Ils étaient présentés aux participants à un volume de 75 dB. Un bruit blanc de fond était également présenté tout au long de la tâche, à un volume de 65 dB. Ces valeurs ont été déterminées sur la base de précédentes études utilisant ce type de paradigme (e.g. Allison & Polich, 2008). L'intensité du son était contrôlée à l'aide d'un sonomètre.

Les participants avaient pour instruction d'appuyer sur la pédale d'accélération du pédalier (Logitech G25®) située devant eux aussi vite que possible, avec leur pied droit chaque fois qu'ils entendaient les stimuli sonores. Cette modalité de réponse a été choisie parce que les participants portaient les électrodes électrodermales sur leur main gauche, et devait réaliser le jeu en utilisant leur main droite. En outre, l'utilisation du pédalier via le pied droit étant très répandue en conduite, cette modalité de réponse était naturelle pour les participants. Il leur a été demandé de maintenir leur pied à proximité de la pédale de commande entre chaque essai sonore, afin de s'assurer que tous les participants initiaient leur réponse motrice au même endroit.

Les participants avaient 11 alertes sonores à détecter par bloc expérimental. L'intervalle de présentation de ces alertes était de 40 (+/- 15) secondes. Cet intervalle a été retenu afin de prendre en compte le délai de la réponse hémodynamique (cf. [page 24](#)). Il était également randomisé afin d'éviter, d'une part, d'éventuels effets d'anticipation par le participant et, d'autre part, une confusion des activations hémodynamiques liées aux alarmes avec les changements périodiques physiologiques (i.e. Ondes de Mayer).

Bracelet

Présentation du matériel

En vue de délivrer les stimulations haptiques, nous avons développé un bracelet, inspiré de Costa et al., (2016), schématisé dans la Figure 37. Ce bracelet était composé de 3 petits moteurs vibrants (Precision Microdrives® 310-122). Les moteurs mesurent 10 mm de diamètre pour une longueur de 3,4 mm, ont une amplitude maximale de 1,9 g chacun, et une vitesse de vibration maximale de 14k rotations par minute. Pour communiquer avec les moteurs, une carte Bluetooth v4.0 Arduino (DFRobot Beetle BLE®) transmettant sur la bande 2,4 GHz, d'une taille de 29 × 33 × 5 mm a été incluse sur le dessus du bracelet. Deux piles LIR2032 de 3,7 V peuvent être utilisées pour exploiter pleinement l'avantage de la communication sans fil Bluetooth, mais la carte peut également être directement connectée à un ordinateur à l'aide d'un câble micro USB de type C pour communiquer et être alimentée.

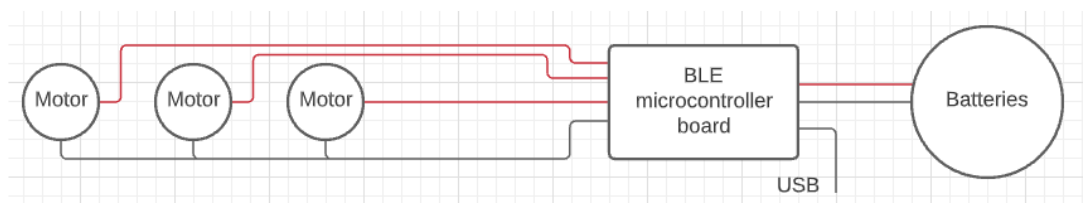


Figure 37: Schéma des différentes composantes du bracelet.

La carte Arduino a été encapsulée dans un petit compartiment imprimé en 3D (Figure 38).

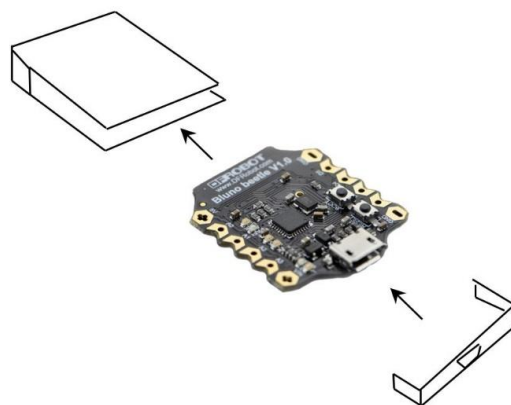


Figure 38 : Insertion de la carte Arduino dans le compartiment imprimé en 3D.

Elle était attachée à un bracelet sur lequel les moteurs étaient eux-mêmes situés. Les moteurs étaient ainsi positionnés sur la face interne du poignet des participants (Figure 39). Ce positionnement a été retenu afin de favoriser l'association entre les vibrations et les battements cardiaques (la face interne du poignet étant un lieu « classique » de prise manuelle du pouls).

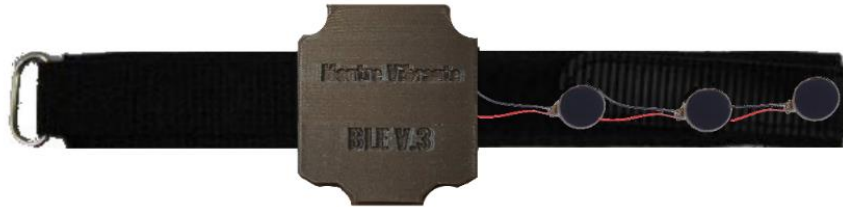


Figure 39: Bracelet utilisé pour délivrer l'émulation du rythme cardiaque. Les moteurs sont ici situés en haut du bracelet pour des raisons de visualisation. Sur le bracelet d'origine, ceux-ci sont situés coté poignet.

La carte Arduino a été programmée via l'environnement de développement Arduino (version 1.8.12) de manière à délivrer un certain motif vibratoire à la réception d'un *trigger*. Pour cette étude, et suivant les recommandations de (Miri et al., 2017), le motif vibratoire consistait en de légères double vibrations rapides. Selon Miri et al. (2017), ce motif mène à une meilleure association de la vibration avec un battement cardiaque car elle permet d'imiter le mouvement de contraction-décontraction du cœur. L'intensité des vibrations correspondait environ 50% de l'intensité maximale des moteurs. Il s'agissait de fixer une valeur de vibration n'étant à la fois pas saillant, ni imperceptible, celle-ci a donc été déterminée sur la base des retours de 5 pré-tests (volontaires internes au laboratoire). Il était cependant indiqué au participant que les vibrations traduisaient leur rythme cardiaque réel, mais qu'aucune action spécifique ne leur était demandée.

Détection des pics R et délivrance des vibrations

Afin de réaliser la stimulation haptique via le bracelet, le signal cardiaque collecté via le dispositif BIOPAC[®] (présenté dans la section suivante) a été traité en temps réel afin de réaliser la détection des pics R, reflétant les battements cardiaques (Figure 40). Nous avons développé un module MATLAB[®] (version R2020b) qui a été implémenté dans le logiciel de synchronisation de données RTMaps[®] (version 4.6.0), celui-ci ayant également été utilisé pour collecter les données expérimentales. La distance inter-pics a ensuite été utilisée pour déterminer la fréquence cardiaque en temps réel selon le calcul décrit ci-dessous.

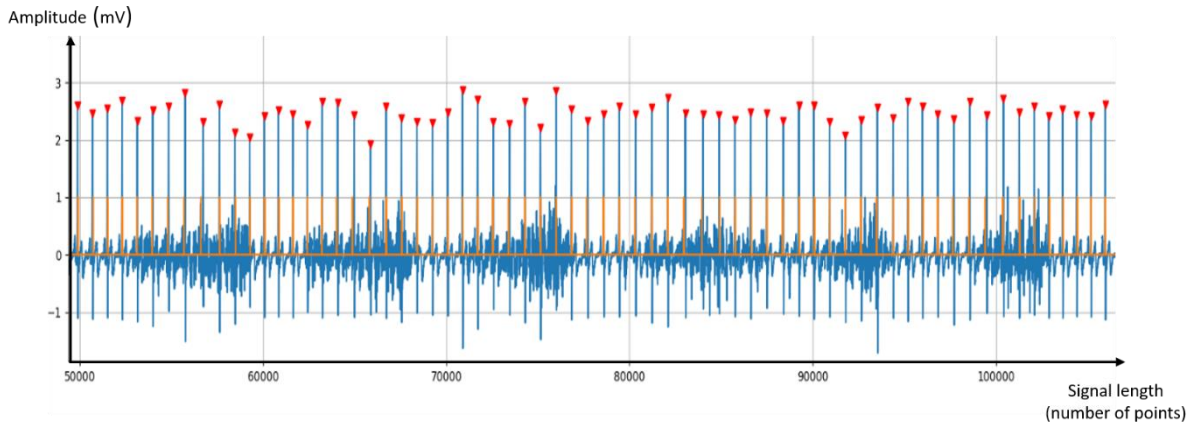


Figure 40: Exemple de détection des pics R sur le signal cardiaque Les triangles rouges correspondent à la détection des pics.

Le module MATLAB détectait les pics maximums locaux sur des fenêtres glissantes du signal d'une longueur de 800 ms, avec un chevauchement de 25 ms. Nous avons notamment eu recours à la fonction *findpeaks*, avec un ensemble de propriétés prenant des valeurs par défaut, ajustées si nécessaire aux caractéristiques de l'ECG des participants lors de l'enregistrement de la ligne de base, parmi lesquelles :

- Distance inter-pics d'au moins 500 ms (pour limiter les fausses détections). Cette distance était automatiquement ajustée selon les caractéristiques physiologiques.
- Largeur des pics comprise entre 10 et 50 ms.
- Proéminence fixée à 2, modulée par l'expérimentateur selon l'efficacité de la détection. Ce paramètre reflète le degré d'amplitude du pic par rapport aux autres parties du signal.

En cas de fausse détection, ou de pic R manquant, entraînant une estimation aberrante de la fréquence cardiaque, l'emplacement du pic était corrigé en utilisant la dernière valeur correcte de l'intervalle R-R. L'expérimentateur pouvait vérifier l'estimation correcte du pic au moyen d'un oscilloscope affichant l'ECG avec l'emplacement du pic détecté par le module.

Les *triggers* de chaque double vibration étaient envoyés par RTMaps au bracelet à un taux réduit d'environ 35 % (soit un écart entre chaque double vibration correspondant à environ 1.5x la distance inter-pics) afin d'induire l'entraînement de la réponse cardiaque (Figure 41). Cette valeur a été choisie sur la base des valeurs couramment utilisées dans la littérature (cf. [page 68](#)).

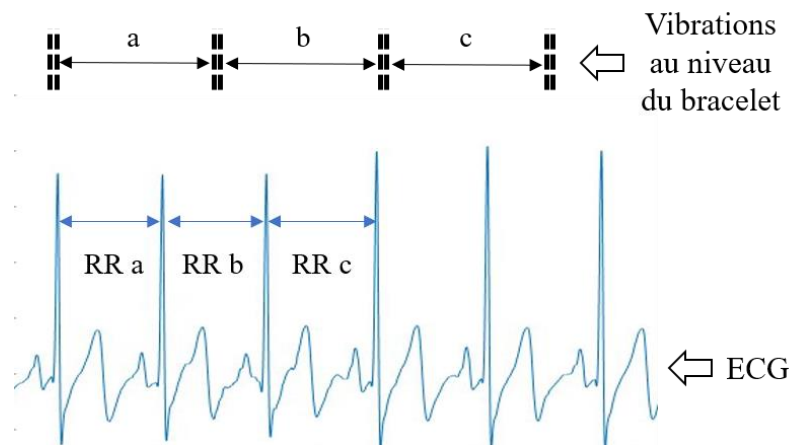


Figure 41: Illustration de l'augmentation de la distance inter-vibrations relative à la distance inter-pics.

1.2.3 Recueil des données

Données physiologiques

Pour recueillir des indicateurs du niveau d'*arousal* via les données physiologiques, nous avons utilisé le dispositif BIOPAC MP150, couplé au système sans fil Bionomadix. Le signal cardiaque a été enregistré à une fréquence d'acquisition de 1 kHz (filtrage passe-bas matériel de 35 Hz). Trois électrodes ont été placées sur les participants au niveau de la clavicule droite, au niveau des côtes flottantes à gauche et au niveau de la hanche droite (Figure 42a).

Concernant la mesure du signal respiratoire, il a également été enregistré à une fréquence d'acquisition de 1 kHz (filtrage passe-bas du matériel 10 Hz). Les façons de collecter ce signal peuvent être liées aux variations de l'étirement thoracique, ou directement au débit d'air au niveau de la bouche et du nez, par exemple via un spiromètre. Cette dernière mesure n'étant pas la plus adaptée dans des contextes écologiques, nous avons eu recours à une ceinture respiratoire équipée d'un transducteur, placée autour du thorax du participant (Figure 42a).

L'activité électrodermale a été enregistrée à une fréquence d'acquisition de 1 kHz (filtrage passe-bas matériel de 10 Hz) à l'aide de 2 électrodes placées sur la phalange distale des doigts II & III de la main non dominante du participant (Boucsein, 2012, p106) (Figure 42b). Les électrodes utilisées pour recueillir l'ECG et l'EDA étaient des électrodes jetables pré-gélifiées BIOPAC (EL503 pour l'ECG, EL507 pour l'EDA) dont les détails techniques sont disponibles sur le site du constructeur⁸.

⁸ <https://www.biopac.com/products/>

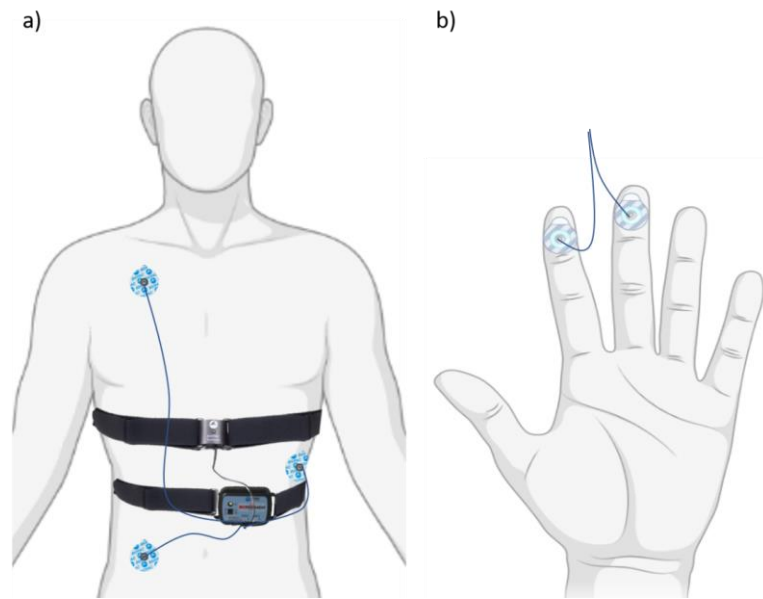


Figure 42 : Placement de a) la ceinture respiratoire, les électrodes cardiaques et le boîtier Bionomadix ; et de b) les électrodes EDA.

Variables dépendantes associées à l'activité cardiaque

La mesure de l'activité cardiaque se base sur le recueil des changements de potentiels électriques du péricarde, par le biais d'un ECG effectuée à l'aide des électrodes fixées sur la peau. L'étude du complexe d'onde PQRST (cf. [page 28](#)) peut apporter différentes indications sur le fonctionnement cardiaque, des indicateurs pouvant être extraits à partir de l'étude de la forme (indices géométriques) ou de la distance de ces ondes (indices temporels). Dans ce travail, nous avons principalement utilisé des indicateurs temporels liés à l'intervalle entre deux ondes R, c'est-à-dire, entre deux battements cardiaques.

Les indicateurs liés à l'étude de l'intervalle RR que nous avons utilisés sont :

- Le rythme cardiaque (*Heart Rate* -HR), exprimé en battements par minute (bpm) et pouvant être calculé avec la formule suivante : $HR = \frac{60}{RR}$, où *RR* est exprimé en secondes. Les valeurs normales du rythme cardiaque au repos chez l'adulte en bonne santé, se situent entre environ 60 à 90 bpm, mais peuvent varier selon le moment de la journée, et selon l'activité cognitive et physique (Coumel et al., 1994).
- La variabilité du rythme cardiaque (*Heart Rate Variability* -HRV), renseignant sur les dynamiques de changements de rythme au cours du temps (c'est-à-dire des variations entre deux pics R). La variabilité peut elle-même être composée de plusieurs indicateurs, dont l'un des plus utilisés est la moyenne quadratique des différences successives entre les intervalles R-R, exprimée en millisecondes (*Root Mean Squared Successive Differences*, RMSSD). Cet indicateur peut se calculer avec la formule suivante :

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2}$$

Où RR_i correspond à l'intervalle RR en millisecondes à l'indice i , et N correspond au nombre total d'intervalles.

Les valeurs de variabilité sont très dépendantes de l'activité cognitive et physique, ainsi que de la santé des personnes. La plage de valeurs normales pour ce paramètre, mesuré sur environ 5 minutes chez l'adulte en bonne santé, est généralement comprise entre 19 et 75 ms (Nunan et al., 2010).

Ces deux indicateurs ont été largement utilisés dans la littérature, et reflètent la relation dynamique entre le système nerveux sympathique et parasympathique (Shaffer & Ginsberg, 2017). D'une manière plus générale, ces indicateurs sont associés à la régulation de l'organisme face à un environnement stressant. Ainsi, une valeur de RMSSD élevée traduit d'importantes fluctuations du rythme cardiaque, et peut ainsi refléter un mécanisme d'adaptation et de régulation se mettant en place (Thayer et al., 2012).

Variables dépendantes associées à l'activité respiratoire

Un certain nombre de mesures peut être dérivé du signal respiratoire, mesuré par le biais d'une ceinture, dont nous donnons une illustration en Figure 43.

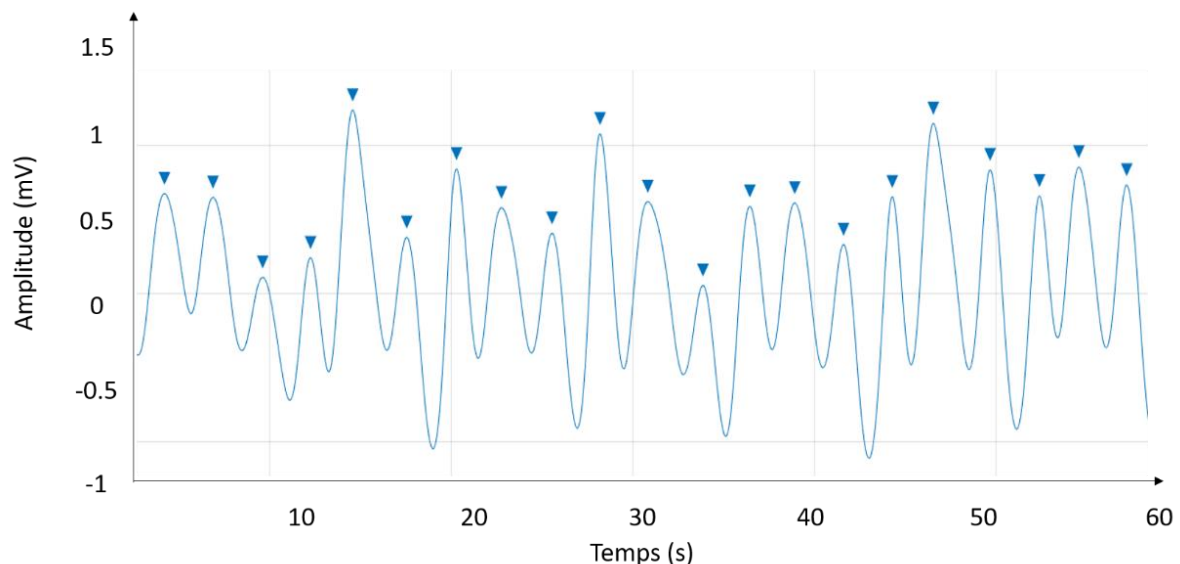


Figure 43 : Exemple de signal respiratoire basé sur la mesure de l'étirement thoracique. Les triangles illustrent les pics respiratoires identifiés par le biais de Matlab.

Les mesures que nous présentons sont essentiellement temporelles. C'est à dire que nous n'avons pas considéré de mesures issues du volume inspiré/expiré, en raison de l'utilisation de la ceinture. Les variables liées au volume peuvent en effet être dépendantes de facteurs liés au placement de la ceinture, ou à la physiologie des participants. Les variables utilisées étaient ainsi :

- Le rythme respiratoire (*Breath Rate* -BR), en cycles par minute, tiré de la distance interpics de la même manière que pour le rythme cardiaque. Il reflète les besoins de l'organisme pour s'adapter aux contraintes environnementales, par le biais de l'augmentation de l'oxygénation.

Le taux de soupirs par minute, correspondant aux inspirations dont l'amplitude est supérieure à 2 fois l'amplitude moyenne des inspirations dans une fenêtre donnée. Les soupirs pourraient spécifiquement refléter être liés à une fonction de régulation de la respiration et des émotions (Vlemincx et al., 2013).

Variables dépendantes associées à l'activité électrodermale

La mesure de l'activité électrodermale peut s'effectuer par le biais d'électrodes dont les emplacements peuvent être variés (van Dooren et al., 2012). Une zone de mesure du signal particulièrement pertinente du fait du nombre de glandes sudoripares étant présente est la surface interne des mains. Cette zone présenterait notamment des spécificités pour la sudation émotive (McGregor, 1952). L'objectif de cette mesure est d'évaluer la variation de la conductance de la peau. Cette mesure peut être réalisée en délivrant un faible signal électrique à la surface de la peau et en mesurant les variations de celui-ci (mesure exosomatique). Le signal ainsi mesuré est en micro Siemens (μS) et est dit signal de réponse électrodermale (*Electrodermal Activity*, EDA). Une analyse de déconvolution peut permettre d'isoler deux composantes principales de ce signal : la composante phasique, étant liée aux variations rapides (*Skin Conductance Responses*, SCR), et la composante tonique, liée aux variations lentes. Nous donnons une illustration du signal EDA en Figure 44.

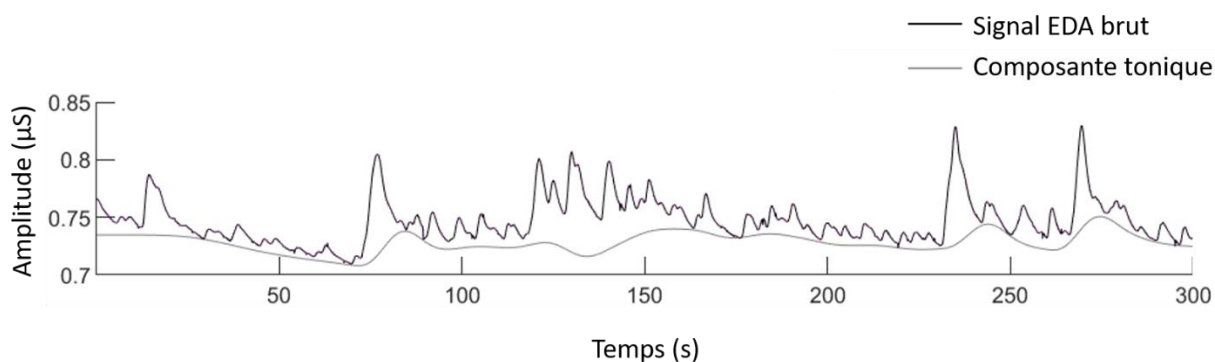


Figure 44 : Exemple de signal électrodermal, tel qu'affiché dans la toolbox Ledalab (Benedek & Kaernbach, 2010). La composante lente tonique est représentée.

La composante tonique reflète l'état global d'*arousal* des individus (état d'éveil physiologique), tandis que la composante phasique peut être spécifique (activation physiologique) ou non à un stimulus. Dans le cas où les réponses ne sont pas spécifiques à une stimulation, elles peuvent être associées à la réponse tonique et peuvent ainsi traduire un état d'éveil général.

De ces deux composantes, un grand nombre d'indicateurs peuvent être mesurés, parmi lesquels nous présentons ceux que nous avons exploités, et qui sont le plus fréquemment retrouvés dans la littérature.

En ce qui concerne la composante tonique, nous pouvons notamment utiliser des indicateurs liés à la moyenne en μS globale de cette composante dans des fenêtres données (d'au moins 10 à 30 secondes, Boucsein, 2012). Concernant la composante phasique, des indicateurs liés au nombre de réponses et à leur amplitude peuvent être extraits (Boucsein, 2012). Dans le cas d'un niveau d'activité sympathique élevé, un phénomène de superposition des réponses peut être retrouvé, pouvant rendre les mesures liées à l'amplitude plus complexes à interpréter (e.g. Figure 45). Ces mesures peuvent ainsi concerner les réponses phasiques spontanées (i.e. non spécifique à un stimulus) ou évoquées. Dans ce dernier cas, les caractéristiques de ces réponses pourraient refléter l'orientation de l'attention vers des changements environnementaux (Turpin et al., 1999).

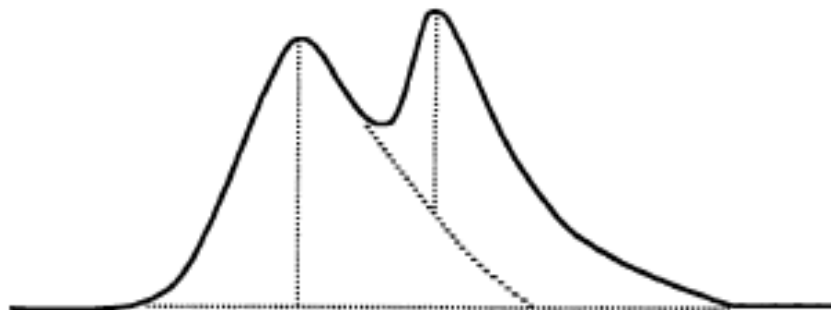


Figure 45 : Illustration d'un phénomène de superposition des réponses électrodermales, pouvant biaiser le calcul de l'amplitude de la deuxième réponse. Tiré de (Boucsein, 2012).

Données neuronales

Le recueil de données neuronales a été effectué par le biais d'un outil, la spectroscopie fonctionnelle en proche infrarouge (fNIRS) dont le développement et les premières utilisations à des fins de recherches remontent aux années 90 (Ferrari & Quaresima, 2012). Nous présentons ci-après le fonctionnement de cet outil et la façon dont nous l'avons utilisé dans cette expérimentation.

Fonctionnement de la spectroscopie fonctionnelle en proche infrarouge (fNIRS)

L'objectif de la fNIRS est de pouvoir rendre compte de l'activité cérébrale, en détectant les variations de concentrations en HbO_2 et HbR au niveau du cortex liées à la réponse hémodynamique (cf. [page 25](#)). Le fonctionnement de cette technique se base ainsi sur plusieurs caractéristiques biologiques et physiques.

Il faut tout d'abord rappeler que les matériaux présentent des indices d'absorption de la lumière différents selon le milieu traversé, et selon la longueur d'onde de la lumière émise. Les tissus humains sont relativement transparents à la lumière émise dans des longueurs d'onde correspondant au proche infrarouge (750-1000 nanomètres) (Rolfe, 2000). La lumière émise dans ces longueurs d'ondes peut être soit absorbée par des groupements chimiques pigmentés appelés chromophores, ou, dans le cas contraire, diffusée dans les tissus. L'hémoglobine est un chromophore dont la structure et ses propriétés optiques se retrouvent modifiées si elle transporte ou non de l'oxygène : elle est ainsi de couleur rouge lorsqu'elle transporte de l'oxygène (HbO_2), et bleu lorsqu'elle est désoxygénée (HbR) (Mandrick, 2013).

Le fonctionnement de la fNIRS repose donc sur un couplage entre deux optodes, positionnées sur la tête d'une personne, l'une ayant une fonction de source lumineuse, l'autre permettant de détecter la lumière. Les longueurs d'onde utilisées pour la NIRS correspondent à une fenêtre optique permettant un compromis entre la capacité de la lumière à traverser les couches situées avant le cortex (la peau, le crâne, les méninges, etc.), et à être absorbée par l' HbO_2 et l' HbR . Cette fenêtre optique est comprise entre environ 700 et 900 nanomètres (Jöbsis, 1977). Deux longueurs d'onde (avec notre matériel, 750nm et 850nm) sont émises au niveau de la source, afin de pouvoir différencier la HbO_2 et la HbR qui présentent des coefficients d'absorption différents selon la longueur d'onde utilisée. Le couplage source-détecteur forme un canal (*channel*) dont l'emplacement permet de cibler différentes zones cérébrales. Le parcours de la lumière au sein du cortex, entre une source et un détecteur, n'est pas rectiligne en raison de la présence de milieux non homogènes tels que le crâne. Il suit plutôt un parcours dit « *banana-shaped* », illustré dans la Figure 46.

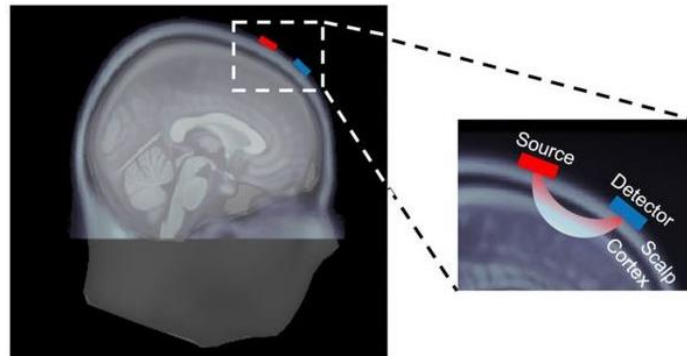


Figure 46: Trajectoire de la lumière entre une source et un détecteur, tiré de (Pan et al., 2019).

Il s'agit donc de mesurer la variation entre la quantité de lumière émise et la quantité détectée une fois que la lumière a traversé le cortex cérébral et est détectée en sortie. En connaissant les propriétés optiques des couches que la lumière doit traverser pour atteindre le cortex, celles de l' HbO_2 et de l' HbR aux longueurs d'ondes définies plus haut, ainsi que la distance parcourue entre le point d'entrée et le point de sortie de la lumière, il est possible de déterminer la variation de concentration des chromophores investigués, et donc dans notre cas, de déterminer les variations de $[\text{HbO}_2]$ et $[\text{HbR}]$. Cette détermination peut être effectuée par le biais d'une loi physique, la loi de Beer-Lambert (Beer, 1852). Cette loi a été modifiée afin d'y apporter un correctif lié à la dispersion de la lumière dans les milieux non homogènes traversés (Delpy et al., 1988).

Notons également que s'il est de bon usage de rapporter les résultats pour la variation de $[\text{HbO}_2]$ et de $[\text{HbR}]$, l'étude de ces deux variables n'est pas toujours réalisée conjointement, certains auteurs privilégiant l'étude des variations de $[\text{HbO}_2]$. Nous pouvons également rappeler que ces deux variables sont considérées comme étant indépendantes dans les analyses statistiques (Mandrick, 2013, p.100, p.204).

Dans notre expérimentation, nous avons enregistré un signal d'intensité électrique brut à une fréquence de 3.9 Hz à l'aide d'un dispositif NIRScout® (Bionix systems) couplé au logiciel d'acquisition NIRStar (version 14.1). Ce signal était ensuite traité via MATLAB pour le convertir en signal de densité optique, puis de concentration selon la procédure décrite dans la section portant sur le traitement de données ci-dessous. Un bonnet fNIRS (*Brain Products*) était positionné sur le crâne du participant, et intégrait 40 optodes dont 16 sources émettant de la lumière à des longueurs d'ondes de 760 et 850nm, et 24 détecteurs, pour un total de 43 canaux. La distance entre les sources et les détecteurs était d'environ 30 mm. Les tailles de bonnet utilisées étaient de 54, 56 ou 58 cm et dépendaient du tour de tête des participants, mesuré avant le début de l'étude. Un sur-bonnet était également utilisé pour limiter l'influence de la lumière environnante. Le montage utilisé pour placer les optodes a été réalisé à l'aide

du système 10/20 (Nuwer et al., 1998) et est représenté en Figure 47. Cette figure illustre les combinaisons source-détecteur permettant d'obtenir différents canaux. Nous illustrons également les diverses zones d'intérêt (ROI) utilisées dans les analyses. Ces zones ont été déterminées à l'aide du logiciel open source *fNIRS Optodes Location Decider* (fOLD, version 2.2, Zimeo Morais et al., 2018).

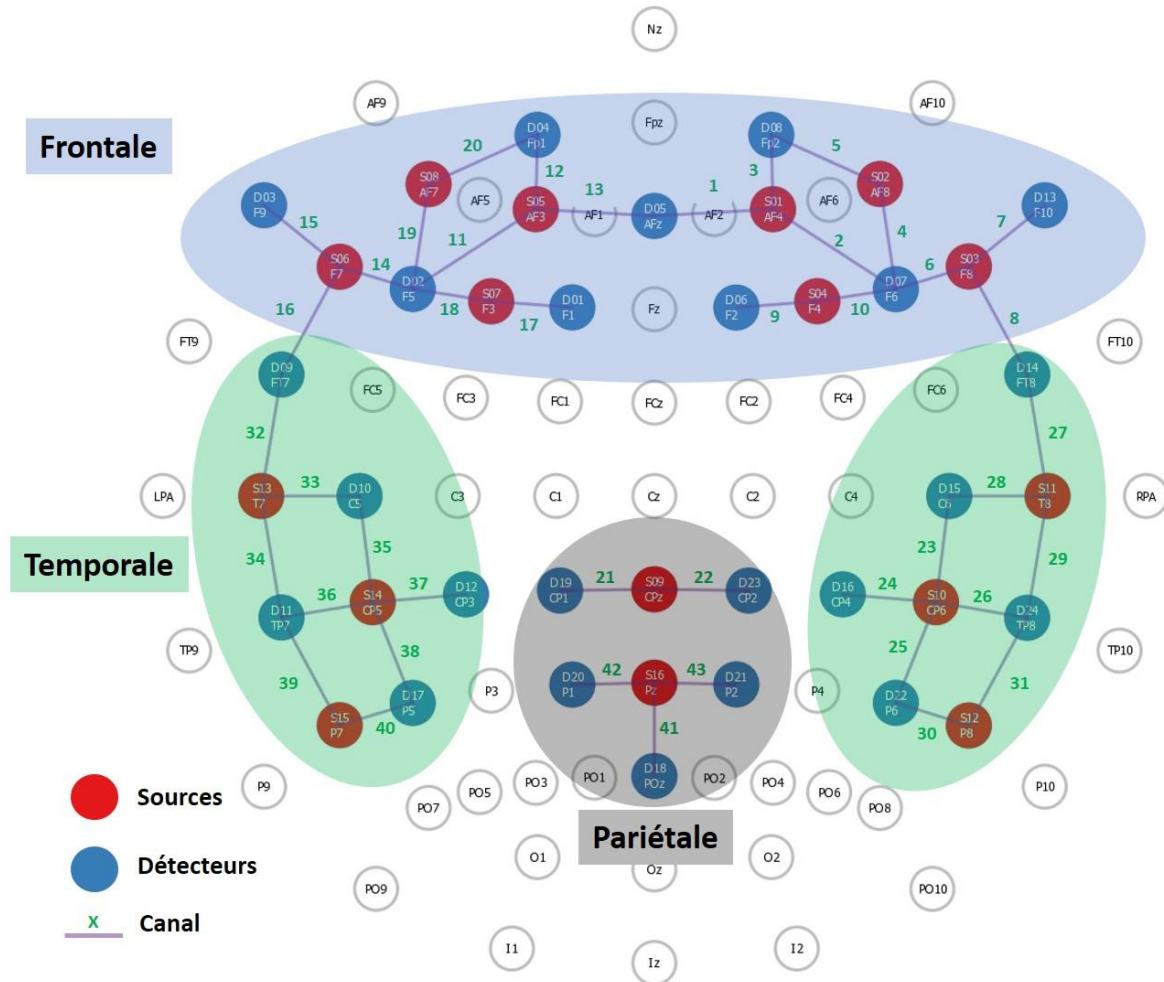


Figure 47 : Montage et régions d'intérêt utilisées pour la fNIRS, incluant les canaux et leurs numéros.

La région frontale a été choisie pour mesurer l'impact du stress entre les conditions où il était présent vs absent (Parent et al., 2019). Les régions temporelles ont été sélectionnées en vue d'explorer l'impact des alarmes auditives (Plichta et al., 2011). Une zone d'intérêt a également été définie au niveau de la région pariétale, mais n'a pas été analysée dans cette étude.

Variables dépendantes associées au signal fNIRS

Un certain nombre de paramètres peuvent être calculés à partir des signaux fNIRS mesurés (Mandrick, 2013). Dans le cadre de cette étude, nous avons eu recours à des paramètres issus de deux types d'analyses, étant à l'échelle de la stimulation ou à l'échelle de la condition.

La première catégorie de paramètre est calculée à partir de la réponse évoquée à une stimulation spécifique de courte durée, relativement à une période pré-stimulation. Les paramètres de cette catégorie peuvent ainsi porter sur :

- L'amplitude maximale de la variation de la réponse.
- La moyenne de la variation de la réponse.
- La forme de la variation de la réponse, via la symétrie de la courbe et son coefficient d'aplatissement (*skewness* et *kurtosis*). Ces derniers paramètres peuvent renseigner sur la distribution des variations temporelles de la réponse hémodynamique, ils sont cependant plus exploratoires, dans la mesure où leurs déterminants neurobiologiques semblent encore mal compris.

La deuxième catégorie concerne les paramètres pouvant être issus de l'activité au cours d'une période de stimulation longue (jusqu'à 60 secondes), relative à la valeur initiale de l'activation. Les paramètres de cette catégorie peuvent ainsi inclure :

- Le coefficient directeur de la pente de la régression linéaire du signal.
- La moyenne d'activation du signal.

Données comportementales

Les données comportementales incluaient les temps de réaction lors de la détection d'alarmes via le pédalier (Logitech G25®), ainsi que les performances relatives au jeu. Nous avons calculé : le nombre de touches composant chaque série présentée, le temps de complétion de chaque série, et le résultat obtenu. À l'aide de ces paramètres, nous avons calculé un indice global de performance au jeu pour chaque participant, qui a été normalisé entre les participants (cf. traitement de données [page 150](#)).

Synchronisation des données physiologiques et comportementales et des envois de triggers

L'ensemble des données a été synchronisé par le biais du logiciel RTMaps. Nous récapitulons l'ensemble du dispositif technique ainsi mis en place pour délivrer les stimulations (jeu, alertes sonores, vibrations), collecter, et synchroniser les données dans la Figure 48.

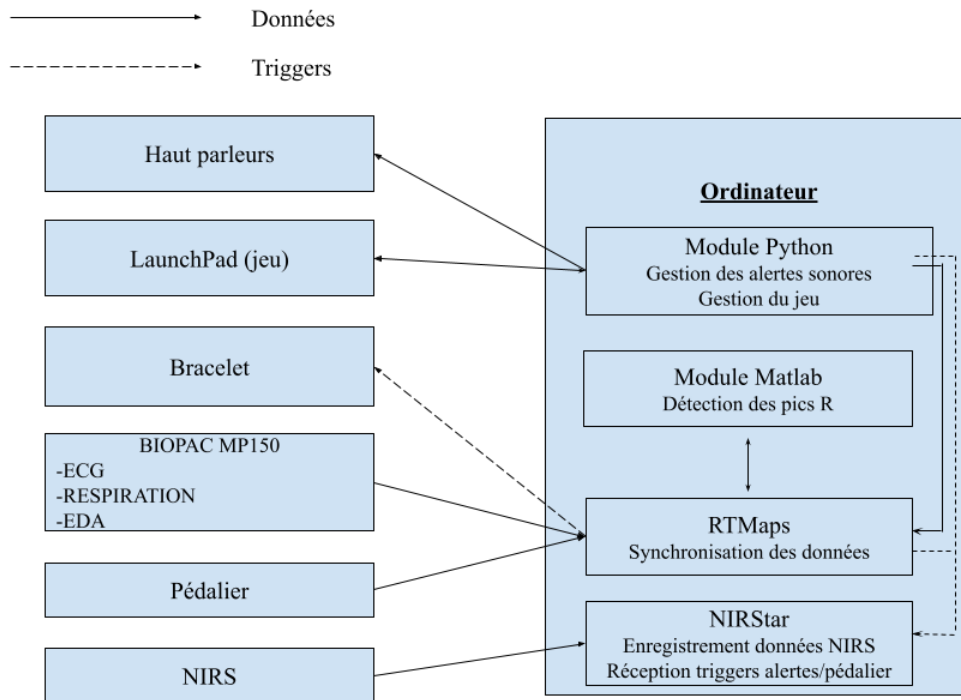


Figure 48: Schéma récapitulatif du dispositif technique mis en place pour gérer l'expérimentation I.

Données subjectives : Questionnaires

Avant l'expérimentation, un questionnaire de personnalité, le Big five (Goldberg, 1981 ; Plaisant et al., 2010), et des questionnaires démographiques (e.g. sexe, âge, niveau d'études) ont été remplis par les participants. Nous avons également recueilli des informations portant sur l'état du participant le jour de la passation afin de nous assurer que ceux-ci étaient dans un niveau de santé correct (nombre d'heures de sommeil la nuit précédente, niveau de forme, consommation de substance stimulantes avant l'étude).

Au cours de l'expérimentation, nous avons mesuré l'état subjectif des participants au cours de l'expérimentation, en utilisant des questionnaires passés au terme de chaque condition expérimentale. Ces questionnaires étaient le NASA-TLX, permettant une mesure de la charge mentale par le biais de 6 items en 20 points, et une roue des émotions de Genève (GEW, Scherer, 2005) composée de 10 items en 6 points. Sur cette roue, nous avons remplacé des items du SSSQ (Helton, 2004) reflétant des sentiments positifs (associés à l'*eustress*) et négatif (associés au *distress*), afin que la complétion du questionnaire soit rapide et intuitive pour le participant. La roue utilisée est présentée en Figure 49.

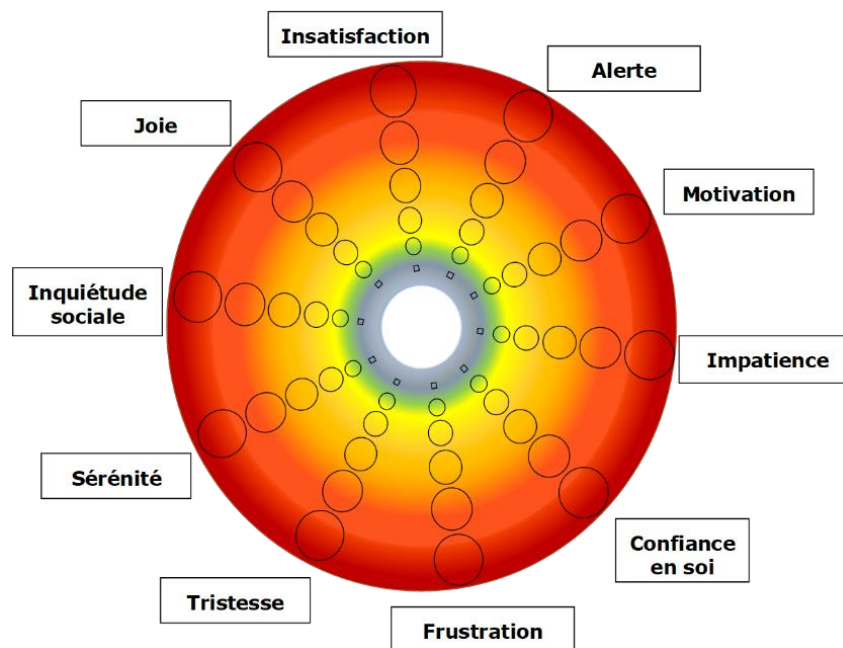


Figure 49 : Roue des émotions utilisée pour recueillir les sentiments subjectifs des participants.

Au terme de l'expérimentation, un débrief portant sur le ressenti du bracelet et du jeu étaient passés.

1.2.4 Synthèse des conditions expérimentales

Deux variables indépendantes (VI) intrasujets ont été manipulées dans cette étude :

- VI 1 : Présence du stress au niveau du jeu, à deux modalités (présent ou absent).
- VI 2 : Activation du bracelet, avec deux modalités (vibrations présentes ou absentes).

Le croisement de ces modalités a mené à 3 conditions expérimentales : **DG** (*Difficult Game*, Jeu difficile sans stress, et sans vibrations), **DSG** (*Difficult Stressful Game*, jeu difficile et stressant et sans vibrations), **DSGR** (*Difficult Stressful Game with Regulation*, Jeu difficile, stressant et présence des vibrations). L'ordre de présentation de ces conditions était contrebalancé pour éviter les effets d'ordre (fatigue, familiarité...) sur les données (cf. [Annexe Ac](#)). Une condition additionnelle, consistant à réaliser le **jeu en mode facile (EG)** en parallèle de la détection d'alertes était également présenté systématiquement au début de l'expérimentation afin de pouvoir l'exploiter comme ligne de base (cf. normalisation des données, [page 150](#)). L'ensemble constituait donc 4 blocs expérimentaux de 8 minutes chacun, résumés dans la Figure 50. Des questionnaires entre chaque bloc visaient à recueillir les données subjectives liées au bloc venant d'être réalisé (NASA-TLX et Roue des émotions). Ces questionnaires avaient une durée totale de complétion pouvant varier de 2 à 5 minutes selon les participants. Lors de chaque bloc, les participants devaient effectuer la double tâche de jeu et de détection d'alertes sonores.

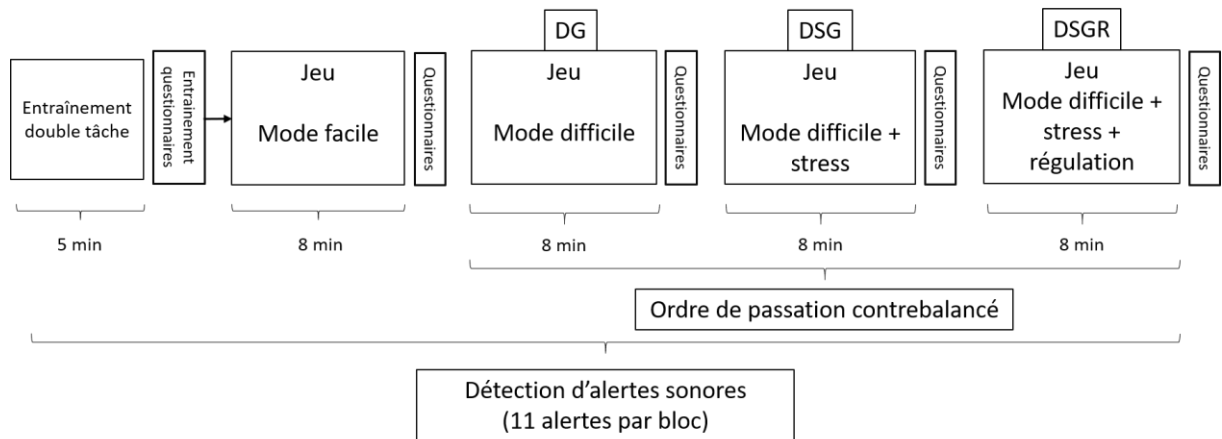


Figure 50 : Déroulé de l'expérimentation, selon un ordre de passage possible. DG = Jeu difficile ; DSG = Jeu difficile et stressant ; DSGR = Jeu difficile et stressant avec régulation.

1.2.5 Procédure expérimentale

Lors de leur venue au laboratoire, un formulaire de consentement récapitulant les objectifs et le déroulé de l'expérimentation était soumis aux participants. Nous avons ensuite mesuré le tour de tête des participants en vue d'ajuster la taille du bonnet NIRS. Ceux-ci remplissaient également les questionnaires démographiques, ainsi que les questionnaires de personnalité (tels que présentés ci-dessus), pendant que l'expérimentateur modifiait si besoin le bonnet (montage des optodes). Durant cette phase les participants étaient invités à poser toute question liée au déroulé de l'expérimentation, ainsi qu'au matériel et aux capteurs utilisés dans l'étude. Cette phase durait environ 15 minutes.

Cette première étape réalisée, l'expérimentateur expliquait au participant les modalités concrètes de la passation. Concernant le jeu et la détection d'alarmes, les consignes suivantes étaient données : « Vous allez devoir réaliser une tâche de jeu qui se déroulera avec la tablette devant vous. Vous allez voir des touches s'allumer en jaune et en blanc. Les touches jaunes vont dessiner une forme. Une fois qu'elles se seront éteintes, vous devrez reproduire la forme en respectant l'ordre d'allumage des touches. Il ne faut pas reproduire l'allumage des touches plus claires. Il faudra valider en appuyant sur la touche en haut à gauche qui sera alors allumée en vert. Vous aurez une indication sur votre réussite ou non avec un cercle bleu ou une croix rouge. En parallèle à la réalisation de ce jeu, des alarmes sonores vont parfois retentir. Je vous demanderais, lorsque vous les entendez, d'appuyer le plus vite possible sur le pédalier situé devant vous. Nous allons à présent faire un entraînement afin que vous puissiez prendre en main le jeu et la détection des sons ».

Les participants effectuaient ensuite un entraînement d'environ 5 minutes pour s'accoutumer au jeu, aux alertes sonores, ainsi qu'à l'utilisation du pédalier de réponse leur permettant de notifier la bonne détection de l'alerte. Pour cet entraînement, le jeu était en mode « facile ». Au terme de cet entraînement, deux questionnaires (de charge mentale et de ressenti subjectif, cf. [Annexe A](#)) étaient

réalisés afin de familiariser les participants à la complétion de ces formulaires. Cet entraînement à la double tâche et aux questionnaires permettait également aux participants de poser d'éventuelles questions.

Une fois familiarisés à la tâche, les participants étaient équipés des matériels de collecte de données physiologiques (EDA, ECG, ceinture respiratoire), selon les placements décrits ci-dessus. Une vérification visuelle de la qualité des signaux ainsi collectés était effectuée, le matériel étant remplacé au besoin. L'état initial était ensuite mesuré durant 5 minutes. Cette première collecte permettait notamment de familiariser les participants au recueil de données physiologiques.

Les participants étaient également équipés du bracelet haptique au poignet droit. La consigne suivante leur était donnée : « *Concernant le bracelet que vous portez à votre main droite, celui-ci sera parfois activé au cours de l'expérimentation. Il émettra de légères vibrations qui correspondront à votre rythme cardiaque. Vous n'avez rien de particulier à faire en lien avec ce bracelet* ».

Le bonnet de la NIRS était ensuite placé sur la tête des participants, ainsi que le sur bonnet. Notons que la pose du bonnet intervenait particulièrement à cette étape afin d'optimiser le temps de portage par le participant : du fait de l'utilisation d'optodes directement en contact avec la surface de la tête, une douleur peut émerger et rendre le port du matériel inconfortable au bout d'une cinquantaine de minutes. Il était donc important que la pose n'intervienne pas trop tôt au cours de l'étude. Relevons également que la passation de l'expérimentation se déroulait avec la lumière principale de la pièce éteinte afin de limiter d'éventuelles interférences avec la lumière infra-rouge.

L'expérimentateur réalisait ensuite une calibration de la NIRS via le logiciel d'acquisition NIRSTAR, et corrigeait si besoin le positionnement des optodes (notamment pour limiter un potentiel blocage de la lumière infra-rouge dû aux cheveux des participants), ainsi que l'ajustement du sur-bonnet.

Une fois l'ensemble du matériel positionné et calibré, les participants devaient réaliser l'expérimentation en tant que telle.

Lorsque le jeu était dans le mode stressant, la consigne suivante était donnée : « *Concernant le jeu, vous étiez jusqu'à présent en situation non évaluée. Vous êtes maintenant en situation d'évaluation, ce qui signifie que je vais recueillir des informations sur votre performance au jeu. Celle-ci sera comparée à celle des autres participants de l'étude. Votre temps sera mesuré et limité pour la complétion de chaque forme. Une jauge vous indiquera le temps restant pour compléter chaque forme via l'extinction progressive des touches. Une seconde jauge vous indiquera en bleu votre performance par rapport aux autres participants de l'étude. Cette seconde jauge tient compte de la quantité de touches dans la forme et du temps mis pour la résoudre. Il faudra donc aller aussi vite que possible et être le plus juste*

possible. Votre but est d'essayer de faire au moins aussi bien, voire mieux que les autres participants. Il est très important que vous réussissiez la tâche, sinon nous ne pourrions pas inclure vos données dans l'étude. Le but est d'obtenir au moins 4 touches bleues sur 8 pour avoir une performance égale à la moyenne des autres participants. Votre performance sera contrôlée en direct. Essayez de reproduire le maximum de formes avant la fin du temps imparti ».

Après l'expérimentation, un *débriefing* avec le participant a permis de recueillir des données subjectives supplémentaires concernant le niveau de stress induit par le jeu, et le ressenti lié au bracelet. Nous illustrons la configuration de la salle expérimentale en Figure 51.

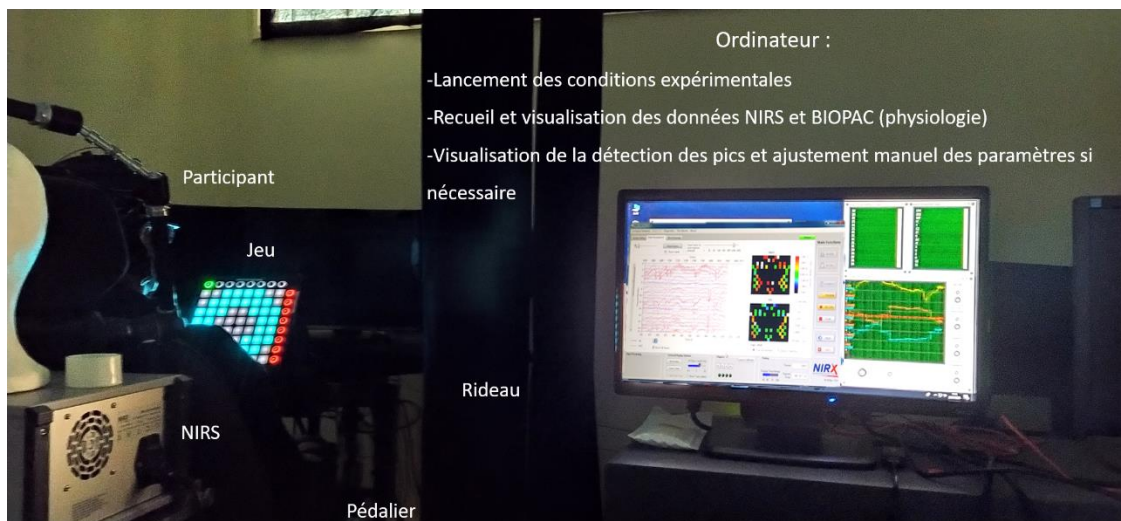


Figure 51: Configuration de la salle expérimentale.

1.2.6 Traitement de données

Données physiologiques

Une vérification visuelle des signaux, préliminaire au calcul des paramètres, a été effectuée par 2 auteurs pour éliminer les signaux contenant des artefacts. Cette vérification portait spécifiquement sur les variations d'amplitude importantes, les signaux bruités (présentant des variations à une fréquence supérieure aux fréquences attendues : 0.8 – 3 Hz pour le signal cardiaque, 0.1 – 0.8 Hz pour le signal respiratoire et 0.1 – 0.3 Hz pour le signal de réponse électrodermale), ou sur les durées inférieures aux 480 secondes de chaque condition. Nous avons ainsi écarté, pour l'ensemble des conditions, 3 participants pour le signal cardiaque, 7 participants pour le signal de respiration et le signal électrodermal.

Les paramètres physiologiques ont été calculés sur la durée totale de chaque condition (0-480 secondes). Les paramètres cardiaques et respiratoires ont été calculés à l'aide de scripts MATLAB dédiés.

Pour le signal cardiaque, de la même façon que pour la détection en temps réel au cours de l'expérimentation, nous avons détecté les pics R en fonction de leur proéminence et des distances inter-pics. La détection des pics a été vérifiée visuellement. Nous avons ensuite calculé la fréquence cardiaque moyenne (HR), et l'indicateur de variabilité de la fréquence cardiaque RMSSD. La fréquence respiratoire (RR) a également été calculée en détectant les pics d'inspiration sur le signal respiratoire filtré. Les paramètres du signal EDA ont été calculées à l'aide du logiciel Ledalab (version 3.4.6, Benedek & Kaernbach, 2010) fonctionnant sous MATLAB. Ce logiciel a filtré le signal EDA, en vue de séparer la composante tonique et phasique à l'aide d'une analyse de déconvolution continue. Le seuil d'amplitude des réponses phasiques de la conductance cutanée (SCR) a été fixé à 0.015 μS (Wickramasuriya & Faghih, 2020). À partir de ces calculs, nous avons obtenu le nombre et les amplitudes des SCRs dans le signal EDA, ainsi que l'amplitude moyenne de la composante tonique du signal EDA. Nous avons obtenu les paramètres physiologiques normalisés P_{norm} en considérant la différence relative par rapport à la ligne de base (jeu facile) :

$$P_{norm} = \frac{P_x - P_b}{P_b},$$

avec P_x la valeur non-normalisée du paramètre P dans la condition x (par exemple HR cond. DSG), et P_b la valeur de base de ce paramètre (par exemple HR cond. EG).

Données neuronales

Nous avons utilisé une chaîne de traitement adaptée de (Laurent et al., 2021). Cette chaîne de traitement a été implémentée sous MATLAB en utilisant le package Homer2 (Huppert et al., 2009). Cette chaîne de traitement était constituée des étapes décrites dans les sous sections suivantes.

Exclusion des canaux par participant

Cette étape était réalisée à la main. Nous avons procédé à l'exclusion des canaux pour lesquels une qualité du signal était insatisfaisante, en termes de ratio signal/bruit, lors de la phase de calibration. Le Tableau 10 présente les critères utilisés par NirStar pour déterminer la qualité de la calibration. Nous avons retiré les canaux pour lesquels la calibration était indiquée comme critique ou perdue. Une vérification visuelle des signaux collectés lors de l'expérimentation a également été menée pour confirmer ces exclusions, et vérifier la qualité de l'ensemble des canaux. Lors de cette étape, 12 participants ont eu au moins un canal retiré.

Tableau 10 : Critères de calibration utilisés par NirStar, tiré du manuel utilisateur, NirStar 15.2, page 60, table 2 (NIRx Medical Technologies LLC, 2018).

Qualité du signal	Gain (10^x)	Niveau (V)	Bruit (%)
Excellent	1-6	0.09 - 1.40	<2.5
Acceptable	7	0.03 - 0.09	2.5-7.5
		1.40 - 2.50	
Critique	0	0.01 - 0.03	>7.5
	8	>2.50	
Perdu	-	<0.01	-

Intensité vers densité optique

Avec cette fonction de Homer 2, nous avons converti les signaux bruts d'intensité électrique en intensité optique.

Détection des mouvements

Cette fonction avait pour but d'identifier les artefacts liés aux mouvements des participants. Nous avons utilisé 4 paramètres dans cette fonction :

- *tMotion* : Ce paramètre renvoie au temps (en secondes) sur lequel les artefacts de mouvements seront considérés. Nous l'avons fixé à 0.5.
- *tMask* : Ce paramètre renvoie à l'intervalle de temps associé à l'artefact de mouvement détecté, avant et après celui-ci. Nous l'avons fixé à 1 seconde.
- *STDEVthresh* : Il s'agit du seuil d'écart-type calculé pour chaque canal sur la durée *tMotion*, à partir duquel les parties du signal associées à *tMask* sont considérées comme des artefacts de mouvements. Nous l'avons fixé à 50.
- *AMPthresh* : Ce paramètre correspond au seuil d'amplitude des parties du signal de chaque canal sur la durée *tMotion*, à partir duquel les parties du signal sur *tMask* sont considérées comme des artefacts de mouvement. Nous l'avons fixé à 5.

Correction des mouvements par interpolation

Cette fonction effectue une interpolation cubique des parties du signal associées à un artefact de mouvement. Nous avons utilisé une valeur du paramètre p de 0.99.

Atténuation des mouvements par ondelettes

Cette fonction effectue une transformation en ondelettes du signal afin de déterminer les artefacts à partir des coefficients d'ondelettes dépassant un certain seuil. Nous avons utilisé une valeur du paramètre iqr de 1.5, permettant de déterminer que les coefficients supérieurs à 1.5 fois l'intervalle interquartile seront considérés comme des artefacts de mouvement (Molavi & Dumont, 2012).

Filtre passe-bande

Cette fonction permet de filtrer le signal à l'aide d'un filtre passe-bande, qui conserve un intervalle de fréquences compris entre 0.01 Hz et 0.5 Hz. Les fréquences en dehors de cet intervalle correspondent à l'activité physiologique lente et rapide.

Conversion de la densité optique en concentration

Cette fonction permet de convertir la densité optique en concentration à l'aide de la loi de Beer-Lambert modifiée. Nous avons utilisé une valeur du paramètre DPF de 6. Deux signaux, correspondant aux changements de la concentration en hémoglobine désoxygénée ($\Delta[HBR]$) et de la concentration en hémoglobine oxygénée ($\Delta[HBO]$) ont ainsi été obtenus pour chaque canal.

Moyennage

Afin d'étudier l'activité cérébrale, nous avons considéré deux types de traitements. Le premier portait sur un traitement à l'échelle des réponses évoquées aux alarmes, en zone temporelle. Le second portait sur un traitement des signaux à l'échelle de la condition, en zone frontale (traitement par bloc).

Traitement des réponses évoquées

Concernant les réponses évoquées, nous avons défini deux types d'évènement. Le premier concernait les alarmes pour lesquelles le participant répondait, et le second les alarmes omises.

Dans un premier temps, nous avons extrait pour l'ensemble des participants, les signaux moyens reflétant la fluctuation de $\Delta[HBO]$ et $\Delta[HBR]$ dans la région temporelle, pour chaque type d'évènement, dans les conditions DSG et DSGR. Nous avons considéré l'activation dans les 10 secondes après l'alarme, relative à l'état de base des signaux fNIRS dans les 3 secondes avant l'alarme. Nous avons ensuite moyenné, pour les participants qui présentaient au moins une omission dans DSG ou dans DSGR, les signaux correspondant aux omissions (21 occurrences) et aux réponses aux alarmes (133

occurrences) dans la région temporelle. A partir de ces signaux, nous avons calculé des paramètres liés à l'activation moyenne et maximale.

Dans un second temps, nous nous sommes concentrés sur les événements de détection avant et après les alarmes omises, toujours pour la région temporelle. Pour chaque alarme n omise (OM), nous avons extrait les signaux correspondants à l'activation à l'alarme $n-1$ (PRE) et à l'alarme $n+1$ (POST), lorsque le participant répondait à ces deux alarmes, les 3 signaux formant ensemble un triptyque. Nous avons également utilisé une fenêtre d'activation de 10 secondes après l'alarme, relative à l'état de base dans les 3 secondes précédant l'alarme. Un moyennage des signaux composant chaque triptyque a ensuite été effectué entre les participants. Nous avons extrait des indicateurs d'activation liés à l'amplitude moyenne et maximale, en lien avec nos hypothèses, ainsi qu'à la forme des ondes (*kurtosis* et *symétrie*) dans une logique plus exploratoire.

Traitement des blocs

Concernant le traitement par bloc, nous avons réalisé, pour chaque participant et dans chaque condition, un moyennage des canaux pour les ROIs frontales (droite et gauche). Nous avons extrait les 60 premières secondes du signal, après le début du jeu. Cette fenêtre a été choisie en raison d'un effet plateau mis en évidence à partir de cette durée pour les stimulations longues (Wolf et al., 2002). Les calculs de paramètres ont porté sur les variations d'activité relatives à l'activité mesurée au début de la condition.

Nous avons, à la manière de Mandrick et al., (2013), effectué une régression linéaire sur ces signaux, à l'aide de la fonction *polyfit* de MATLAB, et calculé le coefficient directeur de la pente de MATLAB. Cette méthode, peu utilisée dans les traitements de signaux NIRS, est en effet recommandée par Mandrick et al., (2013): Dans leur étude, cette méthode a été efficace pour distinguer finement différents niveaux de charge mentale. Nous avons donc souhaité l'implémenter pour la détection de niveaux de stress. Nous avons également calculé les valeurs d'activation moyennes du signal.

Données subjectives

Les questionnaires ont été traités à l'aide de Microsoft Excel. Nous avons notamment calculé les scores globaux de l'échelle NASA-TLX, et des ressentis négatifs mesurés à l'aide de GEW (en moyennant les dimensions *tristesse*, *insatisfaction*, *impatience*, *frustration*, *inquiétude sociale*). Les traits de personnalité ont également été extraits en réalisant la cotation du questionnaire Big-Five telle que décrite par Plaisant, Courtois, et al. (2010) (cf. [Annexe Ab](#)).

Données comportementales

En ce qui concerne la performance du jeu, en dehors des conditions avec stress, il n'était pas possible d'avoir un échec lié à un manque de temps. Afin de comparer la performance entre la condition difficile et les conditions stressantes, nous avons donc créé deux indicateurs de performance, lié pour l'un à la complétion correcte des séries, et à la performance liée aux hors-temps pour l'autre.

En ce qui concerne la réponse aux alarmes, nous avons recueilli le nombre d'appuis sur la pédale de commande qui ont suivi une alarme. Nous avons éliminé l'occurrence des doubles appuis courts et avons calculé le temps de réaction en soustrayant le *timestamp* de l'appui sur la pédale au *timestamp* de l'émission de l'alarme.

1.2.7 Analyses

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel JASP (version 0.16). Le niveau de signification a été fixé à $p < 0.05$. La normalité a d'abord été vérifiée pour les distributions des valeurs des paramètres à l'aide du test de Shapiro-Wilk. L'Alpha de Cronbach a été calculé pour les items de ressentis négatifs du GEW, et pour les items du NASA-TLX, ces valeurs étaient $\alpha > 0.6$ pour chaque condition, ce qui est acceptable selon Taber (2017). Nous avons également calculé l'Alpha de Cronbach pour les items du Big five concernant chaque dimension de la personnalité. Les valeurs obtenues étaient $\alpha > 0.8$, ce qui indique une grande fiabilité de ces questionnaires (Taber, 2017).

Nous avons en premier lieu testé que notre protocole induisait du stress, en prenant en compte les 3 dimensions de la réponse au stress. Pour ce faire, nous avons utilisé des tests *t* unilatéraux appariés (ou des tests de Wilcoxon unilatéraux lorsqu'une distribution normale des données n'était retrouvée), comparant les conditions de jeu difficile (DG) et de jeu difficile et stressant (DSG) sur les 3 dimensions (NASA-TLX ; score de sentiments négatifs GEW ; HR ; RMSSD ; nombre et amplitude moyenne des SCR et de la composante tonique de l'EDA ; performance dans le jeu ; nombre d'omissions d'alarme et temps de réaction en cas de détection des alarmes).

Nous avons ensuite réalisé des tests *t* bilatéraux appariés (ou des tests de Wilcoxon) entre les conditions DSG et Jeu difficile et stressant avec régulation (DSGR) pour la dimension physiologique afin d'étudier l'impact du *biofeedback* diminué sur cette dimension. En utilisant les mêmes comparaisons, nous avons également testé s'il y avait un effet subjectif ou comportemental de la régulation par *biofeedback* diminué. Afin d'explorer davantage un impact potentiel du biofeedback diminué, nous avons constitué 2 groupes de participants en fonction de son efficacité perçue (évaluée par le biais d'un questionnaire spécifique). Ces groupes ont été constitués en utilisant l'item frustration/stress du

NASA-TLX : nous avons utilisé la médiane des variations des scores, entre DSG et DSGR, comme référence pour regrouper les participants en fonction de leur variation de score sur cet item. Nous avons ensuite réalisé une ANOVA à mesures répétées sur les scores de sentiments négatifs du GEW et sur les paramètres physiologiques, avec les conditions en facteur intra-sujet et les groupes d'efficacité perçue du biofeedback diminué comme facteur inter-sujet. Nous avons exploré les différences entre ces groupes en utilisant une analyse post-hoc (correction de Bonferroni).

Concernant les données NIRS, nous avons effectué des analyses portant sur les indicateurs évoqués à l'alarme, et sur les indicateurs de blocs liés à chaque condition. Pour les indicateurs évoqués, nous nous sommes intéressés aux participants qui avaient au moins une omission dans les conditions DSG et DSGR. Pour ces participants, nous avons comparé les amplitudes moyennes et maximales de $\Delta[\text{HbO}_2]$ liées aux réponses aux alarmes avec les valeurs liées aux omissions d'alarmes dans la ROI temporelle, à l'aide d'un test t unilatéral apparié, en faisant l'hypothèse qu'en cas d'omissions, la moyenne d'activation serait moins élevée. Avec la même hypothèse, nous avons également investigué, par le biais de tests t unilatéraux appariés, les triptyques d'activation PRE-OM-POST via les paramètres d'amplitude moyenne et maximale de $\Delta[\text{HbO}_2]$, ainsi que les paramètres liés à la forme des ondes dans ces trois événements. Les analyses portant sur les blocs étaient exploratoires. Nous avons d'abord comparé les coefficients de pente et les moyennes de $\Delta[\text{HbO}_2]$ au travers d'ANOVAs à mesures répétées à deux facteurs (*hémisphère \times condition*) afin de déterminer s'il existait une latéralisation hémisphérique frontale des activations. Nous avons ensuite comparé les coefficients de pente et moyennes d'activation entre les conditions par le biais d'ANOVAs à mesures répétées à un facteur (*condition*) sur la ROI frontale, en utilisant des tests post-hoc avec correction de Bonferroni lorsque des effets étaient trouvés.

Enfin, nous avons exploré l'impact des traits de personnalité sur l'efficacité du biofeedback diminué en utilisant une analyse de corrélation entre les traits et les composantes subjectives (corrélation de Spearman). Sur la base des résultats de l'analyse, des groupes de participants ont été formés en fonction de leur score d'extraversion et de leur score de neuroticisme, sur la base de la médiane de ces scores. Les groupes étaient équilibrés ($N = 15$ participants, $M = 2.17$, $SD = 0.50$, dans le groupe *neuroticisme bas* ; $N = 14$, $M = 3.72$, $SD = 0.69$, dans le groupe *neuroticisme haut* ; $N = 14$, $M = 2.66$, $SD = 0.30$, dans le groupe *extraversion bas* ; $N = 15$, $M = 3.97$, $SD = 0.61$ dans le groupe *extraversion haute*). Une ANOVA à un facteur (*condition*) avec les groupes de personnalité en facteurs intersujets a ensuite été menée sur les caractéristiques pour les 3 dimensions du stress.

Pour l'ensemble des analyses, le seuil de significativité α a été fixé à 0.05. Les tailles d'effet ont été calculées pour les comparaisons significatives : il s'agissait du d de Cohen pour les tests t , interprété

comme étant faible ($>.02$), moyen ($>.05$) ou larges ($>.08$) (Cohen, 2013) ; des corrélations bisérialles pour les tests de Wilcoxon, interprétées comme étant faible ($>.10$) moyenne ($>.30$) ou larges ($>.50$) (Cohen, 2013 ; Kerby, 2014) ; et de l'eta carré (η^2) pour les ANOVAs, interprétés comme étant faibles (>0.02), moyens (>0.13), ou larges (>0.26) (Bakeman, 2005).

I.3. Résultats

Cette section décrit les résultats obtenus dans le cadre de l'étude 1. Le Tableau 11 présente les moyennes et les écarts types pour les variables dans les dimensions subjectives, physiologiques et comportementales. Nous rapportons des valeurs non normalisées pour la composante physiologique. En ce qui concerne la composante comportementale, le nombre total d'omissions d'alarme pour chaque condition était de 2 pour DG ; 8 pour DSG et 6 pour DSGR.

Tableau 11 : Moyennes (SD) des variables investiguées pour chaque condition dans les trois dimensions de la réponse au stress.

Dimension	Variable	DG	DSG	DSGR
Subjectif	NASA-TLX Global (0-120)	73.2 (16.6)	87.8 (13.6)	85.0 (15.5)
	Score de stress du NASA-TLX	12.3 (4.9)	14.8 (3.8)	13.8 (4.3)
	Ressentis négatifs de la GEW (0-5)	2.1 (0.9)	2.5 (0.8)	2.3 (0.9)
Physiologique	HR (battements par minute)	77.56 (9.13)	80.62 (11.52)	81.12 (11.19)
	RMSSD (ms)	75.96 (39.92)	76.84 (49.38)	80.63 (50.93)
	BR (cycles respiratoires par minutes)	18.96 (2.73)	19.76 (2.52)	19.86 (2.65)
	Nombre de SCRs	26.92 (15.96)	33.77 (16.65)	37.08 (19.43)
	Amplitude des SCRs (μ Siemens)	0.04 (0.02)	0.04 (0.02)	0.04 (0.01)
	EDA moyenne tonique (μ Siemens)	0.64 (0.28)	0.63 (0.30)	0.64 (0.29)
	Performance dans le jeu (sans unité)	1.03 (0.21)	0.99 (0.15)	0.96 (0.17)
	Temps de réaction pour les alarmes détectées (ms)	1,176 (630)	1,089 (484)	1,148 (492)

1.3.1 Investigations portant sur l'induction de distress pour les dimensions subjectives, comportementales, et physiologiques

Afin d'étudier l'induction de *distress*, nous avons comparé les paramètres obtenus dans la condition de jeu difficile (DG) et dans la condition de jeu difficile et stressant (DSG), pour les trois dimensions de la réponse au stress.

En ce qui concerne la dimension subjective, le score global de charge mentale, calculé à partir du NASA-TLX, était significativement plus élevé pour DSG que pour DG ($W(29) = 20$, $p < .001$, $r = -.533$). Cet effet a également été retrouvé pour la sous-échelle *frustration/stress* de ce même questionnaire ($W(29) = 47$, $p < .001$, $r = -.449$). La composante subjective a également été étudiée par le biais des évaluations globales de ressentis négatifs (GEW). Nous avons également trouvé un effet de la condition DGS ($t(29) = -2.934$, $p = .003$, $d = -0.545$). Ces résultats sont récapitulés dans la Figure 52.

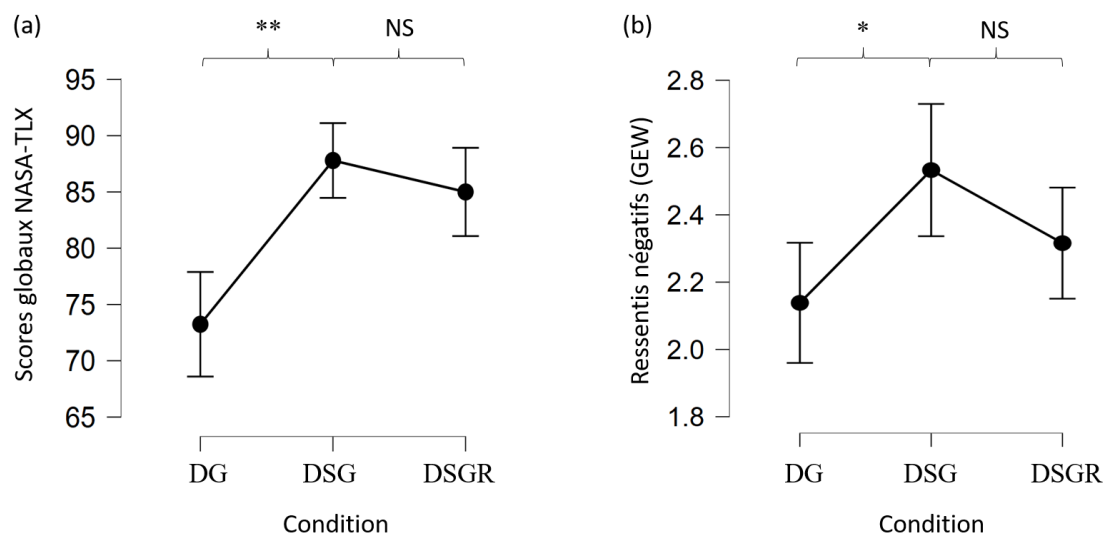


Figure 52: Résultats obtenus pour les paramètres subjectifs mesurés par le NASA-TLX (a) et par la roue des émotions (b). Concernant les p -values, * indique une p -value $< .05$; et ** une p -value $< .01$. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.

Concernant le rythme cardiaque (HR), nous avons trouvé un effet de la condition DSG par rapport à la condition DG ($W(26) = 66$, $p = .002$, $r = -.386$). Cet effet était également présent pour le rythme respiratoire (BR) ($W(22) = 53$, $p = .008$, $r = -.360$), ainsi que sur le nombre de réponses électrodermales (SCR) ($t(21) = -2.863$, $p = .005$, $d = -0.625$). Ces rythmes étaient plus élevés dans la condition DSG. Nous n'avons pas trouvé de différence concernant l'amplitude des SCRs et la moyenne tonique. Les résultats significatifs sont présentés en Figure 53.

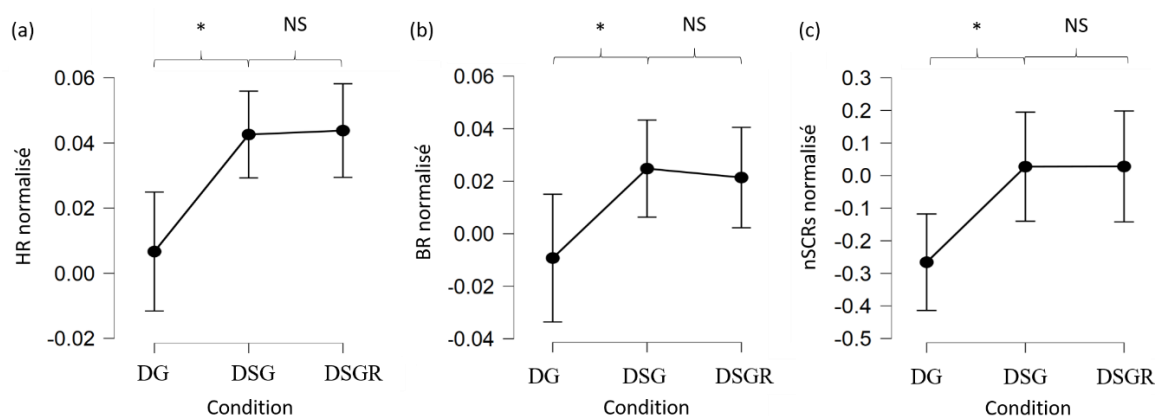


Figure 53 : Résultats obtenus pour les paramètres physiologiques normalisés, incluant le rythme cardiaque (a), le rythme respiration (b) et le nombre de réponses électrodermales (c). Concernant les p-values, * indique une p-value < .05 ; et ** une p-value < .01. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.

Au niveau comportemental, nous avons retrouvé un effet de la condition DSG sur le nombre d'omissions ($W(28) = 24.5$, $p = .035$, $r = -.254$). Il y a eu 2 omissions dans la condition DG contre 8 dans la condition DSG. Ces omissions n'étaient toutefois réparties que sur 8 participants dans ces conditions. Nous n'avons pas trouvé de différence liée à l'indicateur de performance dans le jeu, ni sur les temps de réaction associés aux réponses aux alarmes.

1.3.2 Investigation de l'impact du biofeedback haptique diminué sur l'entraînement physiologique et sur les composants subjectifs et comportementaux

Afin de vérifier l'impact physiologique du biofeedback, nous avons comparé les paramètres physiologiques de la condition DSG avec ceux de la condition de jeu difficile avec stress et avec biofeedback (DSGR). Ces analyses n'ont pas permis de mettre en évidence un quelconque phénomène d'entraînement sur la physiologie qui aurait pu être suscité par le biofeedback (voir Figure 53). Cependant, nous avons observé, chez 13 participants, une réduction du rythme cardiaque allant jusqu'à -7.4 bpm ($M = -2.413$), entre DSG et DSGR. Cette réduction entre DSG et DSGR était significative ($t = 3.731$, $p_{\text{Bonferroni}} < .01$).

Pour les paramètres subjectifs, nous n'avons pas trouvé d'effet du biofeedback sur les scores du NASA-TLX ($p = .220$, $d = 0.233$), ni sur les scores de ressentis négatifs du GEW ($p = .096$, $d = 0.320$). Ces résultats sont présentés en Figure 52.

Des analyses exploratoires par le biais d'une ANOVA à mesures répétées, incluant les groupes d'efficacité perçue du biofeedback comme facteur inter-sujet, ont montrées qu'il y avait une interaction entre l'efficacité perçue du biofeedback et l'évaluation des ressentis négatifs par le biais de la GEW ($F(1,27) = 31.576$, $p_{\text{Bonferroni}} < .0001$, $\eta^2 = .079$). Les analyses *post-hoc* suggèrent que, au sein du groupe

efficace ($N = 12$), il existe une différence significative pour les ressentis négatifs entre DSG ($M = 2.767$, $SD = 0.660$) et DSGR ($M = 1.967$, $SD = 0.743$; $t = 5.906$, $p_{\text{Bonferroni}} < .001$). Cependant, aucune différence n'a été trouvée pour les paramètres physiologiques entre ces groupes, renforçant ainsi la conclusion que le biofeedback n'a pas eu d'effet d'entraînement sur la physiologie, même lorsque qu'il était subjectivement perçu comme efficace.

En ce qui concerne la dimension comportementale, aucune différence entre DSG et DSGR n'a été trouvée sur : l'indicateur de performance du jeu, sur le nombre total d'omissions d'alarme et sur les temps de réaction. Nous pouvons toutefois relever que, parmi les 4 participants ayant eu au moins une omission dans DSG, et ayant évalué le biofeedback comme *efficace*, 3 d'entre eux n'ont pas eu d'omission dans DSGR. Au sein de la condition DSGR, les participants présentant des omissions étaient principalement ceux du groupe *non efficace*.

1.3.3 Analyses spécifiques aux données neurologiques

Réponses évoquées aux alarmes pour la région temporale

Le Tableau 12 ci-dessous récapitule, pour chaque composante de la réponse hémodynamique ($\Delta[\text{HBO}]$ et $\Delta[\text{HBR}]$), chez les participants présentant au moins une omission dans les conditions DSG et DSGR, les moyennes d'activation dans la région temporale pour les omissions et les réponses aux alarmes.

Tableau 12 : Moyennes (SD) d'activations en région temporale pour les omissions et les perceptions, chez les participants avec omissions dans les conditions DSG & DSGR.

	Omissions	Réponses
Moyenne $\Delta [\text{HBO}]$ ($\mu\text{mol/L}$)	0.053 (0.015)	0.13 (0.08)
Moyenne $\Delta [\text{HBR}]$ ($\mu\text{mol/L}$)	-0.015 (0.038)	0.005 (0.043)

Nous retrouvons un effet de la réponse aux alarmes sur la réponse hémodynamique des participants ayant eu au moins une omission dans les conditions DSG et DSGR. La variation moyenne $\Delta[\text{HbO}_2]$ est significativement plus élevée lorsque ces participants répondent aux alarmes ($t(13) = -2.23$, $p = .022$, $d = -0.598$). Nous représentons en Figure 54 les signaux moyens obtenus dans les cas d'omissions ou de réponses aux alarmes chez ces participants.

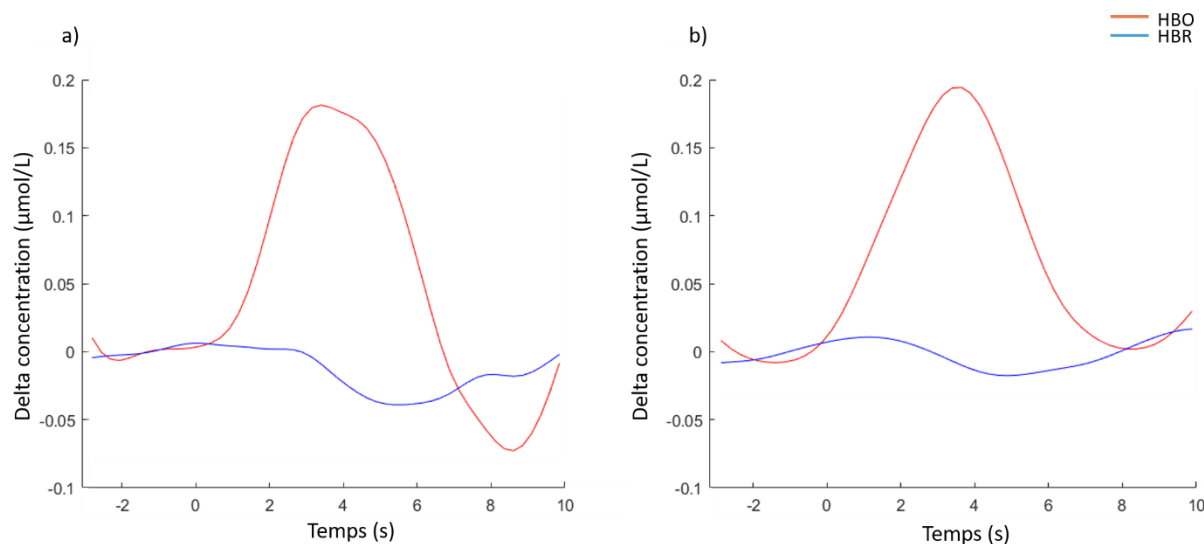


Figure 54 : Signaux moyens en zone temporelle pour les participants avec au moins une omission dans DSG ou DSGR, pour a) les omissions et b) les réponses. Ces signaux sont moyennés pour DSG et DSGR.

Comme nous pouvons le voir avec cette représentation des signaux, la différence relevée sur la moyenne de $\Delta[\text{HBO}]$ semble être liée à la diminution observable dans les dernières secondes. Afin de nous en assurer, nous avons calculé les valeurs maximales d'amplitude de $\Delta[\text{HBO}]$ pour ces deux signaux. La comparaison en test t ne retourne cette fois pas de valeurs significatives. Ces signaux ayant été moyenné sur l'ensemble des réponses aux alarmes et des omissions, un déséquilibre existe entre le nombre d'occurrence de chaque type d'évènements (21 vs 133). Afin d'étudier des groupes balancés, nous avons comparé les valeurs d'activation dans la région temporelle. Nous avons utilisé les valeurs d'activation moyennes, maximales, et liés à la forme d'onde, pour les réponses aux alarmes précédant les omissions (PRE), pour les omissions elles-mêmes (OM), et pour les réponses aux alarmes suivant les omissions (POST). Les comparaisons en test t (PRE vs OM ; OM vs POST), n'ont pas permis de retrouver de différences significatives pour ces paramètres.

Comparaisons entre les conditions (analyses sur les blocs) pour la région frontale

Le Tableau 13 ci-dessous récapitule les moyennes des signaux $\Delta[\text{HBO}]$ pour la fenêtre [0 60] secondes dans les 4 conditions, ainsi que les moyennes des coefficients directeurs des pentes de ces signaux.

Tableau 13 : Moyennes (SD) des activations moyennes et des coefficients directeurs des signaux obtenus pour les 60 premières secondes de chaque condition en région frontale bilatérale.

	EG	DG	DSG	DSGR
Moyenne Δ [HBO] ($\mu\text{mol/L}$)	-0.01 (0.19)	-0.1 (0.32)	0.04 (0.33)	-0.01 (0.27)
Coefficients directeurs des pentes d'activité Δ [HBO]	-9.34e-3 (0.011)	-9.89e-3 (0.016)	-2.75e-3 (0.021)	3.38e-3 (0.014)

Nos premières analyses portant sur les coefficients directeurs des pentes, et sur les moyennes obtenues sur les signaux moyens en régions frontale n'ont pas permis de trouver d'effet principal de la latéralisation hémisphérique. Nous avons donc analysé les signaux moyennés sur l'ensemble de la région frontale sans départager les hémisphères.

Notre analyse portant sur les activations moyennes ne permet pas de mettre en évidence de différence entre les conditions.

Notre analyse portant sur les coefficients directeurs des pentes a permis de mettre en évidence un effet principal de la condition ($F(3,84)=4.97$, $p=.003$, $\eta^2=.151$). Les comparaisons *post-hoc* mettent en évidence une différence entre la condition EG avec la condition DSGR ($t=-3.20$, $p_{\text{Bonferroni}}=.011$); ainsi qu'une différence entre la condition DG et la condition DSGR ($t=-3.34$, $p_{\text{Bonferroni}}=.007$). La Figure 55 illustre ces résultats sur les coefficients directeurs des pentes.

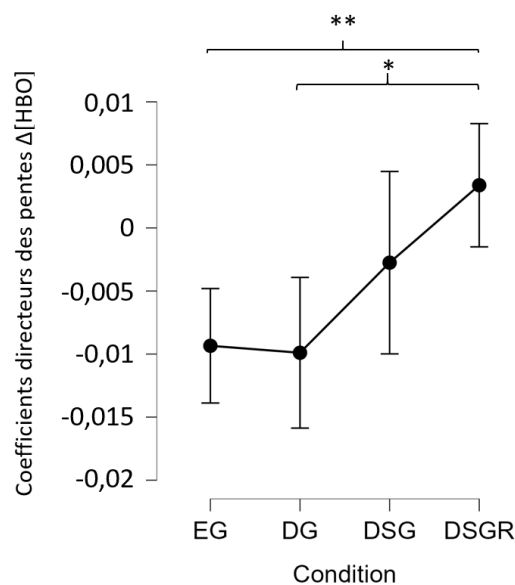


Figure 55 : Résultats obtenus pour les coefficients directeurs des pentes d'activation hémodynamique, entre les conditions. Concernant la p-value, * indique une p-value $<.05$; et ** une p-value $<.01$. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.

Nous reportons également les tracés des courbes moyennées pour l'ensemble des participants, sur lesquelles figurent les pentes de régressions linéaires en Figure 56.

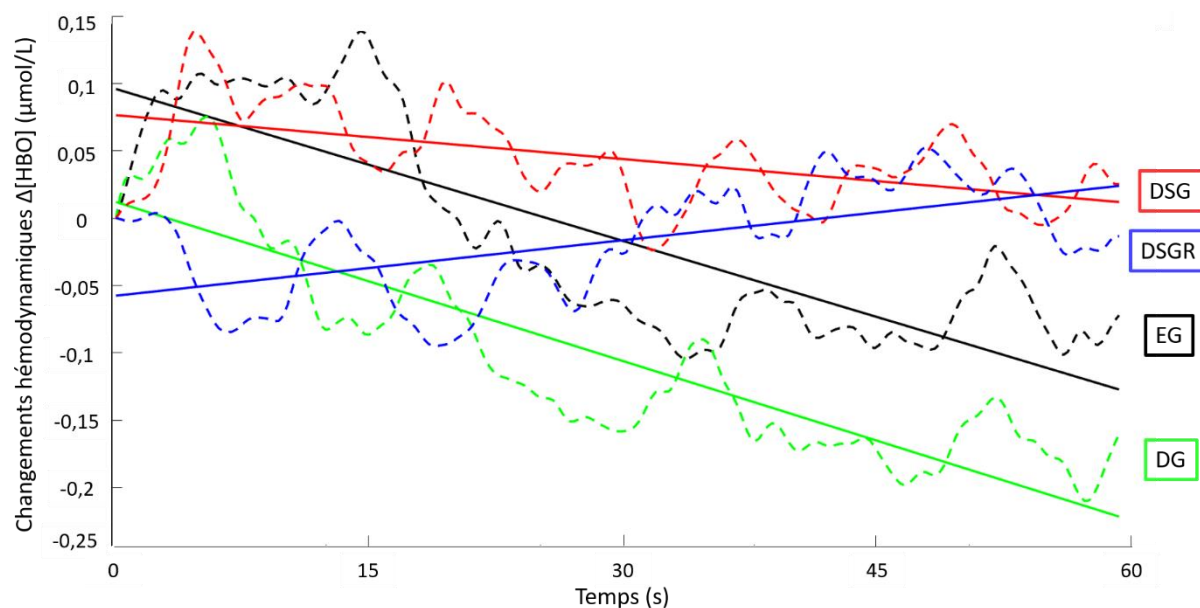


Figure 56 : courbes reflétant le changement hémodynamique $\Delta[HBO]$ (en pointillé) à partir du début de chaque condition, jusqu'à 60 secondes après. Les droites de régression permettant d'estimer le coefficient directeur de la pente sont également représentées par condition (droites pleines).

1.3.4 Investigation de l'influence des traits individuels sur l'efficacité du biofeedback haptique

Afin d'investiguer les traits individuels liés à l'efficacité du biofeedback (en termes de ressentis et d'impact physiologique), nous avons d'abord réalisé une analyse de corrélation entre les traits de personnalité et la variation de chaque paramètre entre DSG et DSGR. Les corrélations significatives sont reportées dans le Tableau 14.

Tableau 14 : Corrélations significatives entre les traits de personnalité et les variations entre DSG et DSGR des paramètres liés à la réponse au stress.

Trait de personnalité	Variable	<i>r</i> de Spearman	<i>p</i> -value
Extraversion	Variation des ressentis négatifs (GEW DSGR-DSG)	-.409	.027
Neuroticisme	Variation de la charge mentale (NASA-TLX DSGR-DSG)	-.523	.004
Ouverture	Variation du nombre de SCRs normalisé (DSGR-DSG)	.517	.014

Nous avons ensuite formé des groupes de participants selon leur niveau d'extraversion et de neuroticisme relevé à l'aide du Big Five (2 groupes, *haut* et *bas* pour chaque trait selon la valeur médiane).

D'après les résultats de l'analyse de corrélation, nous nous attendions à une réduction significative des ressentis négatifs entre DSG et DSGR pour le groupe *extraversion élevée*. Une ANOVA à mesures répétées, avec le facteur *groupes d'extraversion* en inter-sujets, a révélé une interaction entre les facteurs *condition* et *groupes d'extraversion* sur le score de ressentis négatifs ($F(1,27) = 9.047$, $p = .006$, $\eta^2 = .037$). Les analyses en contrastes planifiés, selon notre hypothèse, ont montré une différence significative entre DSG ($M = 2.897$, $SD = 0.634$) et DSGR ($M = 2.357$, $SD = 1.001$) au sein du groupe *extraversion haut* ($t(27) = -3.497$, $p = .002$). Nous avons également trouvé une différence significative entre les 2 groupes d'extraversion, au sein de la condition DSG ($t(34.568) = -2.399$, $p = .022$). La Figure 57a illustre ces résultats.

Toujours d'après les résultats de l'analyse de corrélation, nous attendions un schéma similaire pour le score de NASA-TLX selon le groupe de *neuroticisme*. Une ANOVA à mesures répétées avec le facteur *groupes de neuroticisme* en inter-sujets, a révélé une interaction entre les facteurs *condition* et *groupes de neuroticisme* sur le score du NASA-TLX ($F(1,27) = 6.864$, $p = .014$, $\eta^2 = .034$). Les analyses en contrastes planifiés, selon notre hypothèse, ont montré une différence significative entre DSG ($M = 90.71$, $SD = 12.63$) et DSGR ($M = 82.42$, $SD = 15.57$) au sein du groupe *neuroticisme haut* ($t(27) = 2.842$; $p = .008$). La Figure 57b illustre ces résultats.

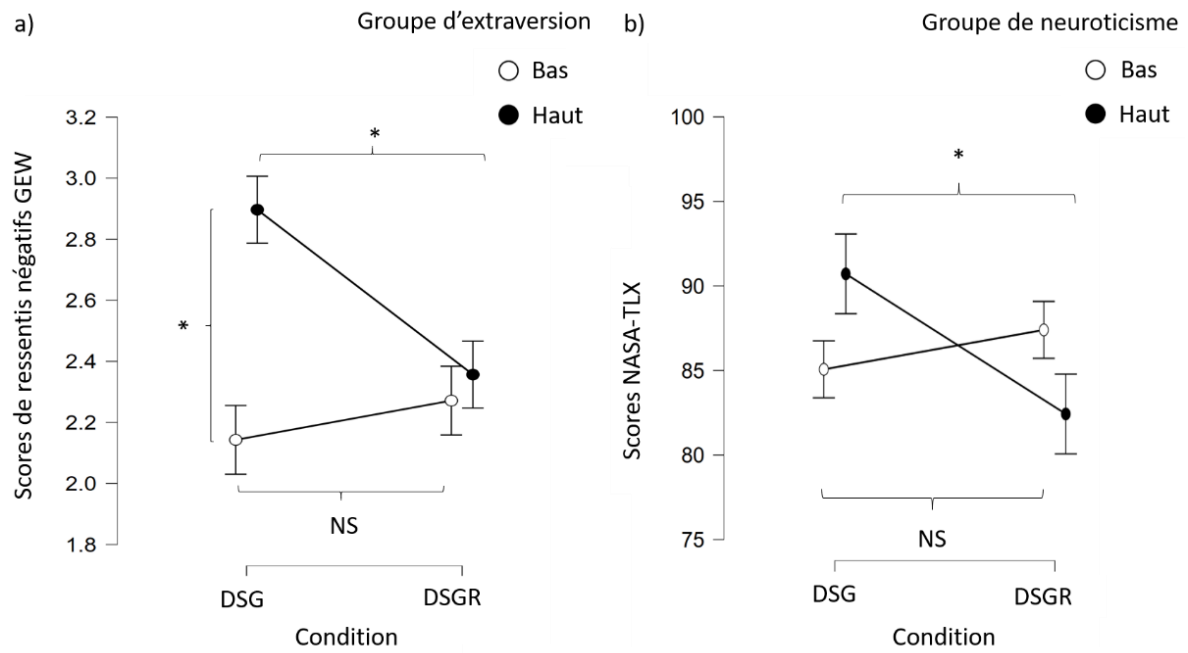


Figure 57 : Résultats subjectifs pour (a) les groupes d'extraversion et (b) les groupes de neuroticisme, entre les conditions jeu difficile avec stress (DSG) et jeu difficile avec stress et avec biofeedback (DSGR). Concernant la p-value, * indique une p-value <.05 ; et ** une p-value <.01. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.

Résultats de la première étude en bref

Avec la condition de *jeu difficile avec stress*, nous retrouvons des effets du stress sur les trois dimensions de la réponse au stress :

- **Subjectivement** : augmentation des ressentis négatifs et de la charge mentale.
- **Physiologiquement** : augmentation du rythme cardiaque, respiratoire, et du nombre de réponses électrodermales phasiques.
- **Comportementalement** : augmentation du nombre d'omissions d'alarmes sonores.

Avec la condition de *jeu difficile avec stress et avec régulation*, caractérisée par la présence des vibrations haptiques, nous ne retrouvons **pas d'effet global d'entraînement de la réponse cardiaque, ni d'effet subjectif ou comportemental**.

Concernant les analyses portant sur l'**activité corticale**, l'investigation de la réponse évoquée aux omissions montre une **diminution de la variation moyenne $\Delta[\text{HbO}_2]$ en zone temporale**. Cet effet n'est cependant **pas présent concernant l'amplitude maximale de la réponse, ni pour les analyses portant sur les réponses évoquées aux alarmes perçues avant et après une omission**. Les **analyses exploratoires sur les signaux collectés en zone frontale** sur des fenêtres de 60 secondes pour chaque condition, mettent en évidence un **effet liée à la condition de *jeu difficile avec stress et avec régulation***. Le coefficient directeur de la pente du signal de cette condition est plus élevé que pour les conditions *de jeu sans stress (facile et difficile)*.

L'étude des traits individuels a montré que les **ressenti négatifs** associés au *distress* étaient plus important dans la condition de *jeu difficile avec stress* **pour les individus les plus extravertis** de notre échantillon. Ces mêmes individus présentaient une réduction significative de leurs ressentis négatifs dans la condition de *jeu difficile avec stress et avec régulation*. Nos analyses ont également montré, pour cette condition, une **diminution significative de la charge mentale perçue** pour les individus de notre échantillon présentant les **scores les plus élevés de neuroticisme**.

I.4. Discussion

Cette première expérimentation a étudié, d'une part, l'influence d'un jeu construit pour induire du stress et de l'engagement, et d'autre part l'efficacité d'une technique haptique visant à la régulation du stress selon des traits individuels. Cette technique prenait la forme d'un bracelet délivrant des vibrations similaires à des battements cardiaques, à une fréquence réduite en fonction du rythme cardiaque du participant, en temps réel. Cette étude avait 3 objectifs principaux :

- Premièrement, vérifier si le support utilisé comme tâche principale avait bien le potentiel d'induire du stress, en vue de valider son utilisation dans une étude plus écologique sur simulateur de conduite. Nous avons vérifié ceci sur la base d'analyses portant sur les 3 dimensions de la réponse au stress.
- Il s'agissait dans un second temps, de vérifier si un bracelet délivrant une stimulation tactile liée au rythme cardiaque des participants réduit en temps réel, pouvait susciter un effet d'entraînement sur la composante physiologique de la réponse au stress. Nous voulions également vérifier si l'activation du bracelet pouvait réduire le sentiment de *distress*, et les effets comportementaux délétères y étant associés.
- Enfin, le troisième objectif de l'étude était lié à l'exploration des traits individuels qui pourraient avoir un impact sur l'efficacité du bracelet.

Nous avons également réalisé des explorations sur les données fNIRS mesurées au cours de l'étude. Ces explorations ont porté sur la réponse cérébrale aux alarmes, ainsi que sur la comparaison entre les différentes conditions expérimentales.

I.4.1 Effets du jeu sur l'induction de stress

Nos analyses nous ont permis de retrouver les variations observées dans la littérature portant sur le stress. Les résultats ont montré une augmentation de l'*arousal* pendant la condition de jeu difficile avec stress (DSG), reflétée par une augmentation des fréquences cardiaque et respiratoire, ainsi que par une augmentation du nombre de réponses électrodermales. Nous avons également constaté des impacts du jeu sur la dimension subjective. Ces impacts se sont traduits par une augmentation des ressentis négatifs au cours de la condition DSG et par une augmentation de la charge mentale induite par cette condition. En ce qui concerne la composante comportementale, nous avons mesuré une augmentation significative des omissions d'alarmes dans DSG. Ces omissions pourraient refléter une tunnelisation de l'attention de certains participants envers le jeu, menant à un phénomène de surdité inattentionnelle (Dehais, Roy, et al., 2019).

Nos résultats peuvent toutefois présenter des contradictions : il nous faut notamment noter que les omissions représentent moins de 3% du nombre total d'alarmes émises dans la condition DSG. Nous avons investigué ces omissions plus spécifiquement d'un point de vue cérébral, et discutons les résultats obtenus ci-dessous. En outre, l'effet comportemental du stress s'est surtout manifesté sur la tâche de détection auditive, mais pas sur la performance au jeu. Une explication possible pourrait résider dans la différence entre "efficacité" et "efficience". Le premier terme fait référence à la performance réelle mesurable, tandis que le second terme fait référence à la quantité d'effort mobilisée pour atteindre la performance (Eysenck et al., 2007). Ainsi, dans la tâche de jeu, pour obtenir une performance égale (c'est-à-dire, une efficacité égale), les participants auraient dû mobiliser des niveaux plus élevés de ressources cognitives en DSG qu'en condition de jeu difficile (DG), pour gérer les facteurs de stress (efficience réduite). Cette mobilisation aurait donc entraîné une augmentation de l'*arousal*, ainsi que de la charge mentale subjective et des ressentis associés au *distress*, sans que des différences en termes de performance dans le jeu ne soient trouvées. Certains participants pourraient donc avoir priorisé leur performance dans le jeu, au détriment de la tâche auditive, conduisant aux effets comportementaux relevés sur la tâche de détection d'alarmes.

1.4.2 Effet du biofeedback sur le stress

En ce qui concerne l'étude de l'impact du bracelet, notre hypothèse était que la présence du bracelet pourrait diminuer le rythme cardiaque réel par un effet d'entraînement, et conduire à des changements subjectifs et comportementaux. Nous avons postulé qu'une synchronisation en temps réel pourrait renforcer l'effet d'entraînement. Bien que certains participants aient connu une réduction significative de leur fréquence cardiaque lors de la condition de jeu difficile avec stress et avec régulation (DSGR), nos résultats ne nous ont pas permis de conclure à un effet d'entraînement physiologique. Nous n'avons pas trouvé de modulation significative des différents paramètres liés à la composante physiologique dans la condition DSGR.

Cette absence d'effet global s'est également manifestée concernant les composantes subjective et comportementale. Cependant, concernant la composante comportementale, nous pouvons noter que le bracelet semble avoir eu un impact sur l'engagement induit par la composante stressante du jeu : au sein de DSGR, les participants ayant des omissions étaient principalement ceux qui avaient évalué le bracelet comme "non efficace". Cependant, étant donné le faible nombre de participants avec des omissions, nous n'avons pas pu étayer cette affirmation par des analyses appropriées.

En ce qui concerne la composante subjective, bien que nos résultats ne nous permettent pas de conclure que le bracelet a eu un impact subjectif global sur les participants, une corrélation significative entre l'extraversion et les ressentis négatifs a été trouvée. Une corrélation significative a également

été trouvée pour le neuroticisme et le ressenti de charge mentale. Nous avons, en lien avec notre troisième objectif, exploré ces différences.

1.4.3 Impact des traits de personnalité sur l'efficacité subjective du biofeedback

Notre troisième objectif était lié à l'étude des différences individuelles dans l'efficacité du biofeedback. Cette phase nous a permis de mettre en évidence des différences portant sur l'extraversion et sur le neuroticisme. Nous interprétons ces résultats dans les sous sections ci-dessous.

Interprétation des résultats concernant les groupes d'extraversion

Le groupe de participants présentant un score d'extraversion élevé, avait des ressentis négatifs plus élevés dans DSG que le groupe avec un niveau d'extraversion bas. Il a été constaté, en étudiant les variations entre DSG et DSGR, que le bracelet permettait une diminution plus importante des ressentis négatifs pour le groupe à forte extraversion.

La littérature soulignant que le trait d'extraversion est lié à une bonne adaptation aux situations stressantes, nous nous attendions à retrouver moins de ressentis négatifs pour les personnes les plus extraverties dans la condition DSG. Nos résultats montrent cependant que les personnes plus extraverties avaient des ressentis négatifs plus élevés dans DSG. La littérature rapporte que les personnes ayant un score plus élevé dans le trait d'extraversion ont tendance à développer un coping centré sur le problème (Penley & Tomaka, 2002). Il se trouve qu'avec notre protocole, les participants ne pouvaient pas utiliser cette stratégie de coping basée sur la gestion de la tâche elle-même, puisque la difficulté du jeu et la pression temporelle étaient adaptées en temps réel à la performance du participant. Ces contraintes liées à la conception du jeu pourraient avoir provoqué une frustration supplémentaire chez les personnes les plus extraverties. La stratégie d'adaptation préférée par ces personnes, axée sur la résolution du problème, aurait été inefficace, le jeu présentant un niveau de contrôle faible. Un résultat similaire a été retrouvé par LeBlanc et al., (2004). Dans leur étude, les auteurs soumettaient les participants à des stimuli stressants qu'il n'était pas possible de contrôler. Les participants extravertis avaient un niveau de stress plus élevé face à ces stimuli. Dans notre étude, la frustration issue du faible niveau de contrôle du jeu aurait ainsi été atténuée par l'ajout de stimulations perçues comme positives dans la situation, c'est à dire les stimulations tactiles. En effet, les personnes extraverties ont tendance à avoir un biais attentionnel facilitateur vers les stimuli positifs (Lou et al., 2016). Pour ces participants, notre implémentation tactile pourrait avoir été perçue comme une stimulation positive. Cette stimulation aurait entraîné une diminution des ressentis associés au *distress* pour les personnes ayant un score élevé d'extraversion, par le biais d'un déploiement attentionnel subtil vers les vibrations. Cette notion de subtilité du déploiement attentionnel peut être appuyée par

l'absence de différences dans la performance au jeu entre les conditions DSG et DSGR : en cas de forte perturbation liée au bracelet, nous nous serions attendus à une dégradation de cette performance.

Interprétation des résultats concernant les groupes de neuroticisme

Les résultats portant sur les personnes avec les plus hauts niveaux de neuroticisme ont mis en évidence une diminution de la charge mentale dans DSGR par rapport à DSG. Cette diminution n'a cependant pas été retrouvée pour les sentiments négatifs.

Notre interprétation de ces résultats repose également sur un mécanisme de déploiement attentionnel. Le trait neuroticisme est lié à une tendance à se focaliser sur les stimuli négatifs. Les participants du groupe neuroticisme élevé auraient en partie détourné leur attention des stimuli stressants issu du jeu, en raison de la saillance perceptive des vibrations. Ce détournement attentionnel aurait ainsi suscité une réduction du *distress* plus importante pour le groupe de participants ayant le plus fort trait névrotique, en raison d'une focalisation moindre sur les stressors du jeu. La question de l'interprétation de cette réduction du *distress* se pose alors, en cela qu'elle repose sur une évaluation diminuée de la charge mais pas des ressentis. Les personnes névrotiques ont tendance à être pessimistes en ce qui concerne les stratégies de régulation des émotions (Purnamaningsih, 2017), et à avoir un rapport négatif avec les stratégies de régulation des émotions (John & Gross, 2007). Dès lors, les personnes ayant un score de neuroticisme plus élevé pourraient avoir eu une plus grande propension à interpréter leur changement d'état comme étant lié à une diminution de la charge mentale plutôt qu'à une diminution de leurs ressentis négatifs. En outre, l'idée selon laquelle les stratégies basées sur la distraction pourraient ainsi être efficaces pour les personnes présentant un score de neuroticisme élevé, a déjà été suggérée dans la littérature (Kobylińska & Kusev, 2019). Cette différence de variation subjective (maintien des ressentis négatifs, parallèle à une diminution de la charge mentale) pourrait également s'expliquer de la façon suivante : les personnes plus névrotiques ayant tendance à évaluer plus négativement leur ressenti émotionnel, les scores de ressentis pour ces individus pourraient être biaisés.

1.4.4 Interprétation des résultats relatifs à l'activité cérébrale

L'étude des réponses hémodynamiques évoquées n'a pas permis de mettre en évidence d'effet des omissions sur l'amplitude maximale de la variation de la réponse hémodynamique dans la région temporale. Plusieurs pistes explicatives sont envisageables.

Une première explication en lien avec la littérature, pourrait résider dans les mécanismes propres à l'émergence d'omissions auditives. La littérature a relevé que les omissions pouvaient se manifester à un stage perceptif précoce (*early stage*) ou attentionnel avancé (*late stage*) du traitement de l'information auditive (Durantin et al., 2017). Une différence localisée dans la région temporale entre les

omissions et les réponses aux alarmes, aurait pu refléter une influence de mécanismes perceptifs en lien avec le *early stage*, ce que Durantin et al. (2017) définit comme étant la surdité inattentionnelle à proprement parler. Le fait que nous ne retrouvons pas de différences dans la zone temporelle pourrait ainsi refléter un impact du stress à un *late stage*, plus avancé du traitement de l'information, c'est-à-dire une forme « d'amnésie attentionnelle » (Durantin et al., 2017). En outre, une différence a été mise en évidence concernant les moyennes d'activation en région temporelle. L'observation des courbes moyennées tend à indiquer que cette différence serait biaisée par un phénomène se manifestant à la fin de la période d'activation. Ce phénomène est semblable à l'*undershoot* pouvant être observé dans le cas de l'étude de réponses hémodynamiques à des stimuli de longue durée (Chen & Pike, 2009). Il pourrait traduire un désengagement plus rapide du traitement de l'alarme (*late stage*), menant à une omission. Il est cependant difficile d'extraire ces conclusions avec certitude, au regard du faible nombre d'omissions investiguées.

Une seconde explication, est donc d'ordre méthodologique : premièrement, le positionnement des optodes avait été choisi afin de cibler les zones temporelles. Ce ciblage des zones temporelles avait pour objectif de mesurer le traitement auditif, mais le montage des optodes pourrait avoir manqué de spécificité. Nous avons cependant obtenu des réponses hémodynamiques typiques, et la configuration retenue était similaire à celle utilisée dans des études investiguant l'activité du cortex auditif (e.g. Ehlis et al., 2009 ; Plichta et al., 2011; Steinmetzger et al., 2020). Deuxièmement, les groupes que nous avons formés pour moyenner les réponses liées aux omissions et aux réponses aux alarmes présentaient un déséquilibre entre terme d'effectifs. Afin de pallier ce déséquilibre, nous avons exploré les réponses situées autour des omissions. Cette analyse n'a, là encore, pas permis d'observer de résultats.

Nous avons également réalisé l'étude des signaux fNIRS en région frontale, sur des blocs de 60 secondes par condition. Les résultats de ces analyses montrent que les moyennes d'activation ne permettent pas de distinguer nos différentes conditions. Les coefficients de pente s'avèrent plus discriminants, dans la mesure où nous avons retrouvé des différences entre la condition de jeu difficile avec stress et avec régulation (DSGR) et les conditions de jeu facile (EG) et de jeu difficile (DG). La condition DSGR présente un coefficient positif, dont la valeur est significativement plus élevée que les coefficients négatifs des pentes des signaux EG et DG. Ces coefficients négatifs pour EG et DG pourraient être liés à une sollicitation des ressources cognitives moindre pour ces conditions. L'observation visuelle des signaux tend à montrer une montée positive initiale dans la condition EG, rejoignant une valeur équivalente à celle de la condition de jeu difficile avec stress (DSG). Cette élévation en début de condition pourrait s'expliquer par le fait que la condition EG, systématiquement la première effectuée par les participants, génère un stress initial. La courbe de DSG semble, quant à elle, se maintenir à un niveau stable. La montée positive lente de la condition DSGR pourrait traduire une réduction initiale

des ressources cognitives dédiée au jeu, en raison d'une distraction attentionnelle créée par le bracelet. Une habitude au bracelet entraînerait une réorientation des ressources cognitives vers le jeu.

Ces analyses ont été réalisées dans une perspective exploratoire. En vue de pouvoir tirer des conclusions plus robustes sur les résultats liés à l'activité cérébrale, il conviendrait de les compléter par le biais de l'ajout de participants dans l'échantillon, et par le recours à des techniques d'analyses plus poussées.

I.5. Limitations

Cette étude présente un certain nombre de limitations. La limitation principale est liée au nombre de participants que nous avons inclus dans notre échantillon. Les inclusions ont été impactées par la crise sanitaire COVID-19, et le nombre final de participant a restreint les possibilités de conduire des analyses sur les données issues de la fNIRS, et à l'échelle inter-individuelle. Nous avons dû utiliser une méthode basée sur l'étude de groupes établis selon la médiane des participants. Cette méthode n'est cependant pas la plus adaptée, dans la mesure où les groupes ne présentaient ainsi pas de séparation parfaite. Les conclusions que nous apportons sur les différences interindividuelles doivent ainsi être considérées avec prudence. Un autre contraste dans nos résultats était l'absence d'effets sur la variabilité de la fréquence cardiaque ou sur l'amplitude des SCRs qui pourrait s'expliquer par la différence de sensibilité de ces paramètres qui est parfois relevée dans la littérature (Giannakakis et al., 2019).

Concernant le biofeedback, les participants étaient (faussement) informés que le biofeedback reflétait leur rythme réel. Des études ont montré que même si les participants étaient informés du fait que le biofeedback était diminué par rapport à leur HR, celui-ci pourrait être efficace pour réguler le stress (e.g. Costa et al., 2017). En lien avec ce constat, les différences liées à l'évaluation subjective pourraient être expliquées par une évaluation *a posteriori* de l'état physiologique : les participants auraient pu évaluer leur état cognitif et émotionnel dans la condition DSGR en se basant sur une interprétation du rythme ralenti qui leur étaient délivrés. Cette interprétation aurait cependant pu avoir lieu uniquement lors du remplissage du questionnaire, ce qui pourrait biaiser le report de leur ressenti dans la condition. Ces remarques soulèvent également la question de l'influence des *manipulation checks* (i.e. les questionnaires et variables utilisées pour évaluer l'impact d'un protocole) sur les participants. Dans quelle mesure les questionnaires utilisés pour mesurer une dimension peuvent-ils eux-mêmes impacter les participants ? De telles limitations ont été relevées par Hauser et al. (2018), et il serait important de considérer cet impact dans les études à venir, en limitant le nombre de questionnaires proposés aux participants. De la même manière, les participants portaient un grand nombre d'outils de mesure (électrodes, bonnet fNIRS, ceintures...). Gržinič Frelih et al. (2017) ont montré que l'utilisation de capteurs corporels pouvait également affecter la perception des participants de l'expérimentation, ainsi que les données collectées. Bien que nos participants aient porté les équipements avant le début de la collecte des données (i.e. lors des phases d'entraînement), qu'une mesure des signaux au repos ait été effectuée, et que les conditions étaient contrebalancées, il n'est pas impossible que ces capteurs aient pu avoir un impact sur les participants en augmentant leur niveau de stress initial, et notamment lors de la condition EG.

I.6. Conclusions et perspectives

Les résultats principaux de cette étude montrent un effet du protocole choisi pour induire le stress. Cette première étude nous a ainsi permis de valider la tâche expérimentale en vue de sa réutilisation comme NDRT. Les résultats montrent également un effet de la régulation haptique basée sur le signal cardiaque, effet dépendant de facteurs individuels. Cette étude nous a ainsi permis de souligner l'importance de la prise en compte des traits interindividuels dans l'évaluation des techniques de régulation émotionnelle. Concernant la technique employée, nous n'avons pas pu conclure que son efficacité reposait sur un effet d'entraînement physiologique comme souvent postulé dans la littérature, mais avons proposé qu'elle reposait plutôt sur un redéploiement de l'attention vers les vibrations.

Finalement, cette première étude nous a permis d'orienter la prochaine expérimentation menée dans le cadre de la thèse, notamment en ce qui concerne l'utilisation du jeu pour l'induction du stress et de l'évaluation d'une technique différente pour mener à bien la régulation.

Les résultats de notre première étude nous permettent d'envisager un certain nombre de perspectives concernant l'étude du stress et de sa régulation en contexte d'activité de surveillance périphérique. Outre les perspectives que nous avons explorées dans la seconde étude de la thèse, nous pouvons également apporter des pistes relatives à cette première expérimentation.

Tout d'abord, il serait pertinent d'augmenter la taille de l'échantillon, en vue d'étudier de manière plus robuste l'influence des traits individuels. Fort de cette augmentation, la poursuite des analyses des données issues de la fNIRS est également une perspective à développer.

Plus spécifiquement, concernant la fNIRS, il serait pertinent d'affiner les aires d'intérêt, et de chercher à cibler plus finement les canaux présentant les activations les plus importantes. Nous n'avons pas, dans l'analyse des données de cette première étude, investigué la ROI pariétale. Cette région peut pourtant présenter un intérêt du fait de son importance dans le fonctionnement attentionnel. Des analyses de la connectivité fonctionnelle entre les régions cérébrales seraient également recommandables, les régions cérébrales fonctionnant souvent au sein de plus larges réseaux neuronaux. Notons également que pour effectuer l'étude portant sur les blocs, nous avons analysé les coefficients de pentes pour une droite de régression polynomiale de degré 1. L'étude de coefficients portant sur des formes plus complexes (e.g. quadratiques) pourrait apporter des indications supplémentaires quant à l'activation cérébrale dans le temps. En outre, l'exploration de différences individuelles pourrait également concerner les cas d'omission d'alarmes. Dehais et al. (2019) rapportent en effet l'existence de telles différences, en lien avec la dominance visuelle-auditive. Dans de futures études, il serait pertinent d'explorer l'impact de différences individuelles liées au stress sur l'occurrence d'omissions. Nous

n'avons cependant pas obtenu assez d'omissions pour mener cette exploration d'une manière qui soit statistiquement valide.

Concernant les omissions, nous n'avons pas fait varier les caractéristiques des alarmes à détecter (en termes de fréquences ou de rugosité), ce qui pourrait influencer les occurrences d'omissions (Élisabeth, 2022). Nous pouvons également proposer une hypothèse complémentaire quant à l'occurrence d'omissions d'alarmes, à partir des travaux de Al et al. (2020). Cette étude a montré que les cycles cardiaques pouvaient impacter la perception consciente de stimuli sensoriels (ici, des stimuli haptiques). Dans leur étude, les auteurs ont montré que les variations rythmiques liées aux battements cardiaques pourraient être prédites au niveau cognitif, en vue de bloquer leur perception consciente. Les stimuli délivrés dans cette fenêtre systolique pourraient ainsi être eux même bloqués, ce qui pourrait conduire à des omissions de ces stimuli. Un effet similaire a été retrouvé par Vanderhaegen et al., (2022) dans le domaine audio-visuel. Il serait ainsi intéressant de vérifier dans notre expérimentation si les écarts de temps entre les pics cardiaques et l'envoi des alarmes est plus faible dans les cas d'omissions.

I.7. Liste des contributions scientifiques en lien avec la première expérimentation

Cette première étude a été valorisée par des communications orales dans des congrès nationaux et internationaux, ainsi qu'à la publication d'un article dans une revue internationale à comité de lecture. Nous listons ci-dessous les références de ces publications.

[ACL] ARTICLE A COMITE DE LECTURE REPERTORIE DANS BDI

Béquet, A. J., Hidalgo-Muñoz, A. R., Moreau, F., Quick, J., & Jallais, C. (2022). Subtle interactions for distress regulation: Efficiency of a haptic wearable according to personality. *International Journal of Human-Computer Studies*, 168, 102923. doi.org/10.1016/j.ijhcs.2022.102923

[ACTI] COMMUNICATION AVEC ACTES INTERNATIONAL

Béquet, A. J., Hidalgo-Muñoz, A. R., Moreau, F., & Jallais, C. Effets du stress et de sa régulation sur les processus perceptifs et cognitifs. In Onzième colloque de Psychologie Ergonomique EPIQUE 2021 (p. 241).

[ACTN] COMMUNICATION AVEC ACTES NATIONAL

Béquet, A. J., Hidalgo-Muñoz, A. R., Moreau, F., & Jallais, C. Vers une approche subtile dans la régulation du stress. In Colloque des Jeunes Chercheurs en Sciences Cognitives 2021 (CJC-SC).

[COM] COMMUNICATION ORALE SANS ACTES

Béquet, A.J. Variations de charge cognitive, réorientation attentionnelle et émotion : le cas de la reprise en main d'un véhicule autonome. Présentation au Laboratoire Cognition Langues, Langage, Ergonomie (CLLE), le 7 mai 2021.

Vers la seconde expérimentation

Pour rappel, l'un des objectifs de la première expérimentation était d'orienter la seconde expérimentation. Nous avons, avec la première étude, validé l'utilisation du jeu pour induire du stress et de l'engagement attentionnel chez nos participants. Nous avons donc utilisé celui-ci dans notre seconde expérimentation, qui cherchait notamment à étudier l'engagement dans une tâche stressante lors de la supervision d'un véhicule autonome. Cette seconde étude visait également à poursuivre l'étude de techniques subtiles de régulation du stress.

Dans la première expérimentation, nous avons évalué la pertinence d'utiliser une technique basée sur le signal cardiaque. L'objectif principal de cette technique était de pouvoir réguler le stress de façon subtile, via une modulation de l'activité physiologique. Nous avons relevé que, d'une part, cette modulation présentait un effet faible et que son efficacité ne semblait pas dépendre d'impacts au niveau physiologique mais bien au niveau attentionnel, et que d'autre part, elle était dépendante de facteurs individuels. C'est pour ces raisons que, pour la seconde expérimentation, nous avons décidé de :

- Explorer un mode de régulation basé sur une modulation plus explicite de la physiologie, à savoir, le signal respiratoire.
- Poursuivre l'exploration des traits individuels, en incluant notamment en plus des traits de personnalité, des facteurs liés aux habitudes de conduite, à l'âge, et aux capacités intéroceptives.
- Augmenter le nombre de participants, en vue de pouvoir tirer des conclusions plus robustes sur d'éventuels impacts interindividuels. Nous avons notamment recruté des participants de tranches d'âges de 19 à 35 ans et de 42 à 71 ans afin de tenir compte de la diversité des utilisateurs des futurs véhicules autonomes.

II.1. Contexte et questions de recherche

Comme évoqué précédemment, cette seconde expérimentation reprenait les conditions étudiées dans la première étude, et visait à nous replacer dans un contexte plus écologique, à savoir sur simulateur de conduite. La situation de conduite autonome que nous avons investiguée était de niveau 3. Pour rappel, à ce niveau d'automatisation, il est possible d'effectuer des tâches non liées à la conduite (NDRT) tout en devant être prêt à reprendre en main (REM) le véhicule si la situation le demande.

La situation de conduite se déroulait sur autoroute et se composait de :

- 1/ Une phase de conduite autonome parallèle à la réalisation d'une NDRT induisant ou non du stress ;
- 2/ Une notification sonore de demande de reprise en main (REM). Cette REM consistait en une manœuvre de changement de voie (CDV) en raison d'un véhicule arrêté sur la voie de droite ;
- 3/ Une phase de conduite manuelle avec ou sans régulation.

La NDRT utilisée était la tâche de jeu mnésique développée pour la première étude, tandis que la REM était définie comme la réponse à l'alarme sonore via un appui sur une pédale et le dépassement de l'obstacle. La régulation lors de la phase manuelle était réalisée via un bracelet de biofeedback induisant cette fois une modulation de la respiration.

Cette expérimentation avait donc pour objectif de poursuivre l'étude des impacts du stress en interaction avec les facteurs individuels dans le contexte de conduite autonome suivie d'une phase de conduite manuelle. Il s'agissait également d'étudier l'efficacité d'une technique de régulation du stress basée sur la modulation de la respiration, en étudiant là aussi l'influence des facteurs individuels sur cette efficacité.

En résumé, les objectifs de cette seconde étude étaient donc les suivants :

- Etudier l'impact d'un stress induit au cours de la phase de conduite autonome par le biais d'une NDRT sur la phase de reprise en main et sur la conduite manuelle s'ensuivant. Pour cet objectif, nous avons collecté des mesures physiologiques, subjectives et comportementales. Les mesures comportementales portaient spécifiquement sur la performance de conduite lors de la phase de REM en lien avec le CDV, et lors de la conduite manuelle.
- Vérifier l'efficacité d'une technique basée sur la modulation du rythme respiratoire lors de la conduite manuelle sur la régulation du stress. L'évaluation de cette efficacité a été réalisée par le biais des mesures subjectives et physiologiques.

- Vérifier l'influence des traits individuels sur le stress et sur sa régulation. Nous avons utilisé des questionnaires, ainsi que des mesures physiologiques et comportementales pour évaluer ces traits.

Nous faisons l'hypothèse que le stress devrait être présent au cours de la situation de conduite autonome et manuelle et détectable par le biais de mesures subjectives, physiologiques et comportementales. Spécifiquement, nous attendons un impact du stress sur la performance de REM évaluée par des indices comportementaux relatifs à la qualité du CDV (e.g. contrôle latéral et longitudinal du véhicule, distance à l'obstacle lors du CDV). Nous faisons également l'hypothèse que la modulation du rythme respiratoire devrait permettre de réguler le ressenti associé au stress. Les impacts subjectifs du stress et de la régulation devraient dépendre de facteurs individuels incluant notamment la personnalité, les habitudes de conduite, les capacités intéroceptives, les traits physiologiques en conduite, et la difficulté perçue vis-à-vis du bracelet délivrant le guide respiratoire.

II.2. Méthode

II.2.1 Participants

Un total de 88 participants adultes a été recruté par le biais de réseaux sociaux tels que Facebook ou LinkedIn. Tous les participants avaient une acuité auditive normale et une vision normale ou corrigée à la normale. Aucun d'entre eux n'a déclaré de maladies cardiorespiratoires ou neurologiques, ou suivre un traitement médical qui aurait pu avoir un impact sur leur niveau de vigilance. En outre, aucun des participants de cette expérimentation n'a pris part à la première étude de la thèse. Nous avons également contrôlé si les participants étaient habitués à recourir à des techniques de relaxation respiratoires. Les participants ont tous déclaré être en forme au moment de la passation. Tous les participants ont été invités à signer un consentement écrit relatif à leur participation à l'étude. Nous avons retiré d'emblée 5 participants des analyses, ceux-ci n'ayant pas pu effectuer l'expérimentation au-delà de la phase d'entraînement en raison d'une sensation de malaise provoqué par l'utilisation du simulateur de conduite et connue sous le nom de cinétose (*motion sickness*, Brooks et al., 2010). L'échantillon sur lequel ont porté les analyses était donc composé de 83 participants français en bonne santé, âgés de 19 à 71 ans ($M = 39.4$, $SD = 16.02$), dont 82 droitiers et 43 hommes. Les participants possédaient tous le permis de conduire depuis au moins 2 ans et ont déclaré conduire régulièrement. Afin de tenir compte de la diversité des utilisateurs attendus des véhicules autonomes, deux groupes d'âge ont été formés lors du recrutement, le groupe « jeunes », composé des participants de 19 à 35 ans ($M = 26.1$, $SD = 4.3$) et le groupe « jeunes-âgés », composé des participants de 42 à 71 ans ($M = 55.5$, $SD = 8.1$). L'étude était conforme à la Déclaration de Helsinki pour l'expérimentation humaine et la procédure expérimentale a été approuvée par le comité d'éthique local de l'Université Gustave Eiffel. Les participants ont reçu une indemnité d'un montant de 50 € en compensation des contraintes et frais générés par leur participation.

II.2.2 Matériels

Nous avons réutilisé la tâche de jeu de mémorisation développée pour la première expérimentation, et décrite [page 130](#). Un simulateur de conduite a été utilisé. Le guide respiratoire était délivré par le biais d'un bracelet dont nous expliquons le fonctionnement ci-dessous. En outre, les participants étaient équipés d'un système BIOPAC® MP160 et BioNomadix permettant le recueil des données physiologiques (ECG, EDA, respiration).

NDRT : Jeu de mémorisation « Simon says »

Le jeu de mémorisation était similaire à celui utilisé en étude 1. Il présentait deux modes : *avec stress* ou *sans stress*, correspondant respectivement aux modes *difficiles avec stress* ou *difficile sans*

stress de notre expérimentation précédente. Le jeu était fixé sur un support au niveau du tableau de bord, à la droite du conducteur.

Cette NDRT présentait les caractéristiques suivantes, décrites dans le [chapitre 2.2.4](#) (Naujoks et al., 2018) : la modalité primaire de la tâche était visuelle, l'interaction avec celle-ci était active, facilement interruptible, le codage des informations en provenance de la tâche était spatial.

Régulation respiratoire

Bracelet utilisé

En vue de délivrer la stimulation haptique, nous avons adapté le bracelet utilisé dans la première expérimentation, en vue d'augmenter sa résistance aux nombreuses manipulations effectuées au cours de l'expérimentation, mais également d'améliorer son *design* visuel et de faciliter son utilisation par l'expérimentateur lors de la pose et dépose du matériel.

Les éléments du bracelets (3 moteurs vibrants, reliés à une carte Arduino) étaient les mêmes que ceux de la première étude (cf. [page 134](#)). Cependant, ces éléments étaient cette fois encapsulés directement dans une enveloppe flexible imprimée en 3D et faite de filament TPU 1.75 (NinjaFlex), telle qu'illustré en Figure 58.

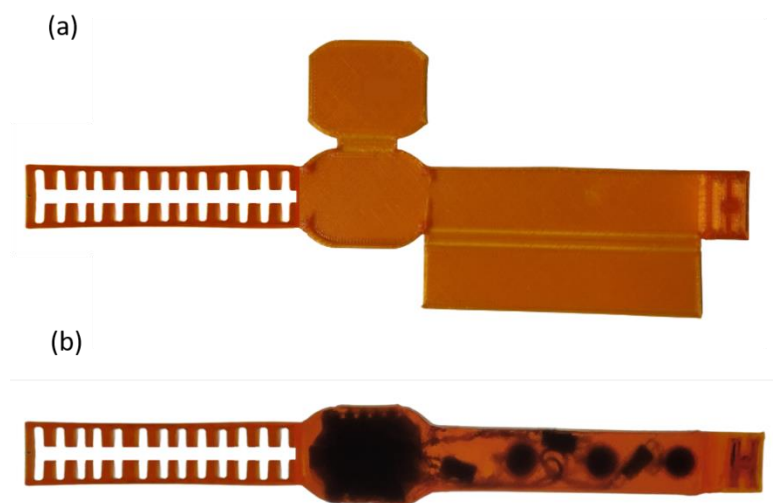


Figure 58 : Bracelet utilisé dans la seconde expérimentation, avec a) détail du patron de l'enveloppe et b) illustration de l'inclusion des éléments du premier bracelet dans cette enveloppe, une fois scellée. Le bracelet utilisé était de couleur noire, la couleur orange permettant ici de visualiser l'inclusion des éléments.

Forme du signal haptique délivré

La carte Arduino a été reprogrammée via l'environnement de développement Arduino (version 1.8.12) de manière à délivrer un certain motif vibratoire à la réception d'un *trigger*. Pour cette étude, le motif vibratoire consistait en de légères vibrations partant d'une amplitude de 10% de l'amplitude

maximale de vibration et augmentant progressivement jusqu'à atteindre 35% de l'amplitude maximale. L'amplitude minimale a été déterminée sur la base de prétests, et correspondait au seuil de perception des vibrations par les participants prétestés. Une fois l'amplitude maximale atteinte, les vibrations se stoppaient, suivant ainsi une courbe d'intensité de vibrations en demie gaussienne, telle qu'illustré en Figure 59. Le participant avait pour instruction d'inspirer lors des phases de vibrations, et d'expirer lors des temps d'arrêt.

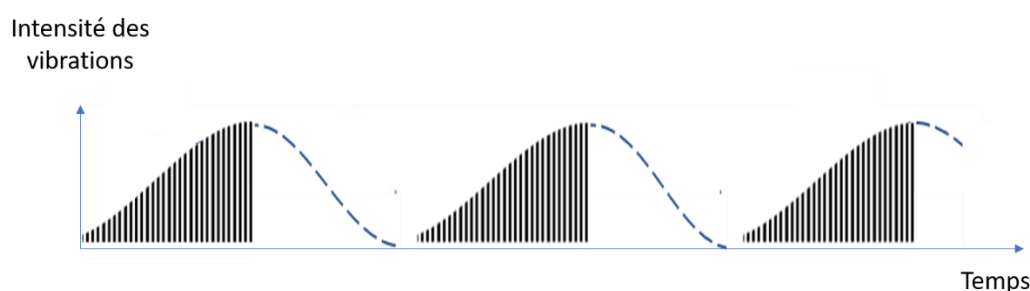


Figure 59 : Illustration des motifs vibratoires délivrés au niveau du bracelet. Les traits verticaux représentent les vibrations et les traits pointillés représentent les temps d'arrêt des vibrations.

Le but de la régulation ainsi proposée étant de réduire le rythme respiratoire, à la manière de Lee et al. (2021), nous avons choisi de délivrer un rythme à atteindre correspondant à une diminution de 30% du rythme respiratoire au repos du participant, mesuré lors d'une phase de repos. Ainsi, la durée (en secondes) de chaque intervalle correspondant aux instructions d'inspiration/expiration délivrés au niveau du bracelet était calculée de la façon suivante :

$$Durée (s) = \frac{1}{2} \times \frac{60}{0.7 \times BR}$$

Avec BR correspondant au rythme respiratoire du participant au repos, en cycles par minutes.

Simulateur de conduite : cabine SIMAX - 308

Le recours à la simulation nous a permis de placer les participants dans des situations de conduite réalistes, tout en leur assurant un maximum de sécurité et en nous permettant de contrôler l'environnement de conduite. Nous avons choisi d'utiliser la cabine 308 SIMAX de l'Université Gustave Eiffel, située sur le campus de Lyon-Bron. Cette cabine immersive permet l'acquisition d'un nombre important de données multi-sources. Elle est composée d'un véritable habitacle de Peugeot 308 entier au sein duquel le conducteur prend place. Une communication avec le bus de communication (boîtier CAN) permet de collecter les données en provenance du volant, des pédales, des feux ainsi que des clignotants. Un retour d'effort est délivré au niveau du volant. Le contrôle des informations affichées au niveau du tableau de bord (e.g. vitesse) est également possible. Afin de diffuser les sons en provenance de l'environnement (e.g. moteur, voitures), l'habitacle est équipé d'un système de sonorisation

en quadriphonie. Un microphone dans l'habitacle permet de communiquer avec les participants. Un système de caméras permet également d'assurer une visibilité du participant et d'enregistrer si nécessaire l'expérimentation. Autour de cet habitacle, 10 écrans de rétroprojection, incluant la vue du rétroviseur central, permettent d'assurer un champ de projection horizontal proche de 360° et un champ vertical d'environ 45°. En outre, deux écrans sont incrustés dans les rétroviseurs extérieurs. Le véhicule était équipé d'un système de transmission automatique. La Figure 60 ci-dessous illustre cette configuration des écrans et donnent un aperçu de la cabine de simulation.

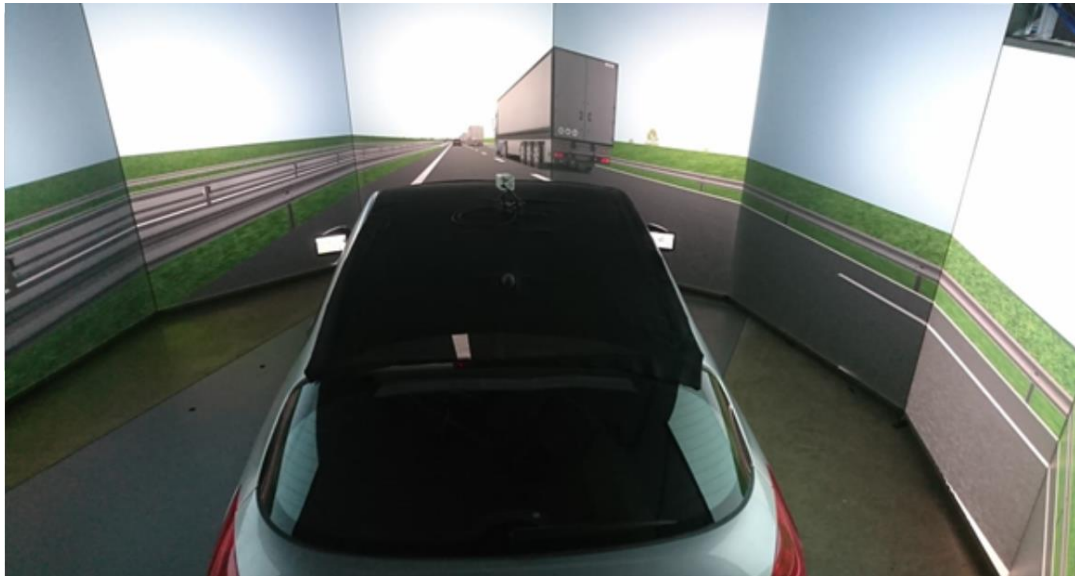


Figure 60 : Vue du simulateur de conduite entourée par les écrans de rétroprojection (illustration).

La simulation, ainsi que le recueil de données sont gérées depuis un poste de contrôle situé dans une salle attenante équipée d'une baie vitrée assurant une vue directe sur le simulateur.

Situation de conduite scénarisée

Le simulateur est basé sur l'architecture SIM2, qui s'appuie sur le modèle de trafic ARCHISIM du laboratoire PICS-L (Université Gustave Eiffel). SIM2 intègre des outils d'aide pour la création des différents composants informatiques nécessaires au développement de scénarios de conduite. Cette plateforme permet d'assurer un contrôle total des situations de conduite proposées aux participants. Elle est notamment interfacée avec le logiciel DR2 qui permet de lancer la simulation à proprement parler.

La notification de demande de reprise en mains consistait en une alarme sonore ayant été développée dans le cadre de l'étude AUTOCONDUCT (ANR-16-CE22-0007). Elle se constituait de plusieurs sons présentant des pulsations dont la vitesse augmentait après 4 secondes. Nous avons représenté ce signal sonore, ainsi que ses caractéristiques fréquentielles en Figure 61.

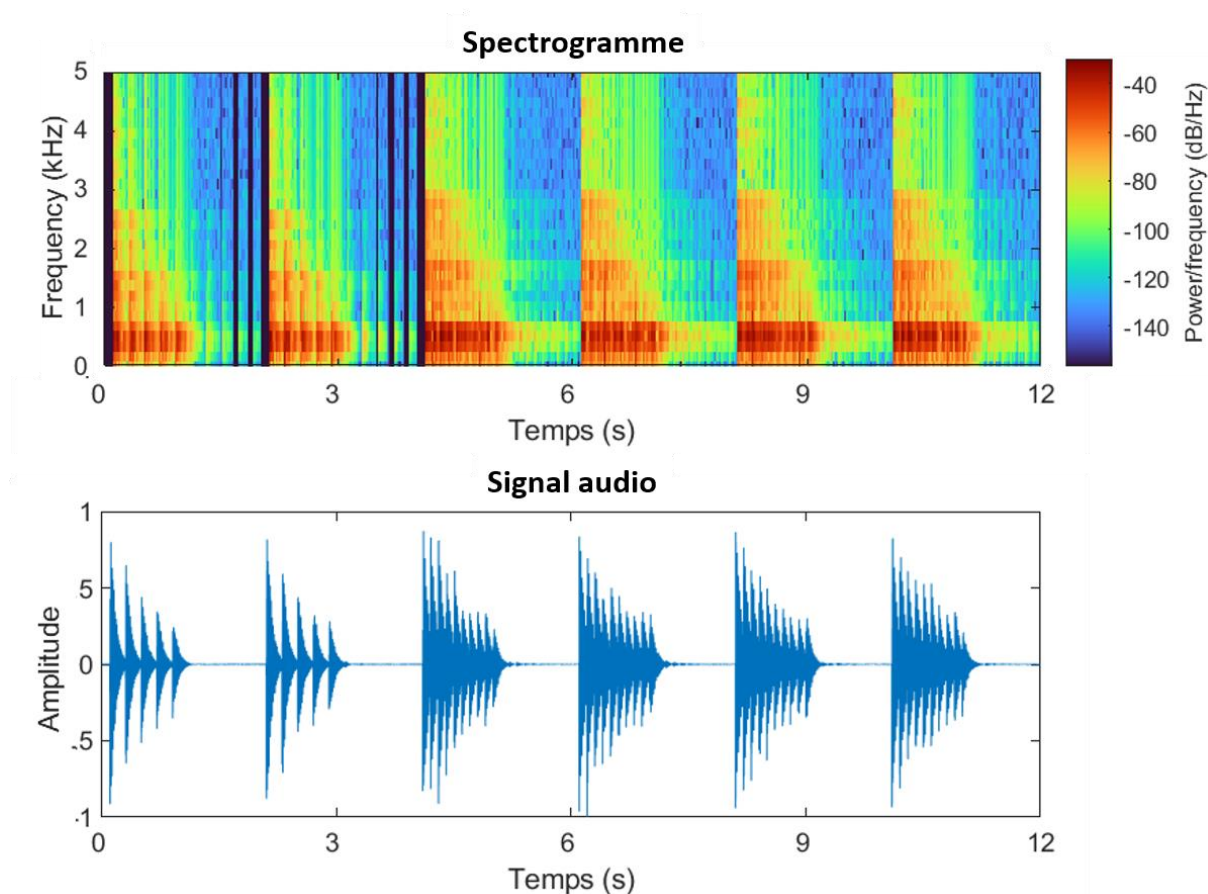


Figure 61 : Représentation graphique des caractéristiques fréquentielles et du signal audio utilisé pour la demande de reprise en main.

Les participants conduisaient sur un pan d'autoroute à 2x2 voies, d'une longueur totale de 32km. La base routière utilisée a été développée dans le cadre du projet européen ENSEMBLE (N° de convention de subvention : 769115). Un trafic routier était également présent pour renforcer le réalisme de la situation. Les caractéristiques techniques de la base et de son habillage 3D peuvent être retrouvées dans le document technique de préparation de l'expérimentation du projet ENSEMBLE (Ndiaye et al., 2021).

Le déroulé de l'expérimentation dans nos différentes conditions se présentait toujours de la façon suivante :

- Suite au démarrage du véhicule par le participant, celui-ci était directement en mode de conduite autonome. Le participant était alors invité à réaliser la NDRT (qui était en mode stressant ou non) durant cette phase. Le véhicule roulait à une vitesse de 110km/h, jusqu'à son entrée dans une zone de travaux qui entraînait une diminution de la vitesse à 90km/h. Le point de départ du véhicule, ainsi que le point d'entrée dans la zone à 90km/h ont été paramétrés différemment dans 4 scénarios de conduite, de façon à ce que la phase de conduite autonome

ait une durée comprise entre 7 et 9 minutes afin d'éviter des effets d'apprentissage. Ces 4 scénarios de conduite étaient contrebalancés entre les conditions.

- Suite à l'entrée dans la zone à 90km/h, un véhicule arrêté sur la voie entraînait l'envoi d'une alarme sonore de la part du système, demandant au conducteur de faire la REM. Il était attendu du participant qu'il reprenne la conduite par une action sur la pédale de frein ou d'accélérateur et effectue un changement de voie pour dépasser le véhicule arrêté sur la voie. Le participant disposait d'un budget temps pour effectuer la REM de 14 secondes (correspondant au temps à la collision de l'obstacle). Ce temps était toutefois ramené à 11 secondes, car le véhicule se mettait en sécurité automatiquement du véhicule sur le côté de la route en cas d'absence de réaction du participant dans ce laps de temps, entraînant l'arrêt du scénario. Le budget temps était ainsi similaire à celui d'autres études (e.g. Bueno et al., 2016). La NDRT s'arrêtait automatiquement dès lors que le participant reprenait en main le véhicule par l'appui sur les pédales.
- Le participant devait ensuite conduire manuellement le véhicule pendant environ 5 minutes, à 110km/h. L'activation du bracelet intervenait au cours de cette phase.
- L'arrêt du scénario s'effectuait par le biais d'un message « terminé » apparaissant sur l'écran. Le participant ayant pour instruction de se garer dans la bande d'arrêt d'urgence à l'apparition du message.

En outre, un scénario d'entraînement d'une durée d'environ 3 minutes a été construit. Ce scénario reprenait le décours donné plus haut, mais il ne présentait pas d'évènement particulier entraînant la demande de reprise en main.

II.2.3 Recueil des données

Simulateur

Les données issues du simulateur ont été recueillies à une fréquence moyenne de 80 Hz. A chaque pas de temps, nous avons collecté les données suivantes : *timecode*, vitesse et accélération du véhicule entre deux pas de temps, position latérale et longitudinale du véhicule, angle du véhicule, angle du volant, enfoncement des pédales, utilisation du clignotant, et déclenchement de l'alarme de demande de reprise en main. Ces données ont nécessité des traitements ultérieurs afin d'être transformées en indicateurs dans les différentes fenêtres (cf. section portant sur le traitement de données [page 194](#)).

Données physiologiques

Afin de recueillir les données physiologiques, nous avons utilisé le système BIOPAC MP150 déjà employé dans la première expérimentation. Nous avons ainsi collecté les signaux cardiaque, respiratoire, et l'activité électrodermale de chaque participant, selon les modalités décrites dans la partie recueil de données de la première étude ([page 137](#)).

Synchronisation des données et des envois de triggers

En raison des ressources requises pour celle-ci, la simulation était gérée et affichée par un groupe d'ordinateurs différent de celui utilisé pour la collecte de données et l'envoi de triggers permettant de déclencher le jeu et le bracelet. L'ensemble des données a été synchronisé par le biais du logiciel RTMaps, qui affectait un *timecode* commun aux différentes sources de données. Les triggers permettant le déclenchement du jeu étaient envoyés au démarrage du simulateur par le participant, et ceux déclenchant le bracelet étaient envoyés une fois que le point kilométrique correspondant à la fin de la reprise en mains était atteint. Le niveau de difficulté du jeu (avec/sans stress) et la fréquence des vibrations étaient manuellement définis avant chaque scénario. Nous récapitulons le dispositif technique ainsi mis en place pour délivrer les stimulations (simulation, jeu et vibrations), collecter, et synchroniser les données dans la Figure 62.

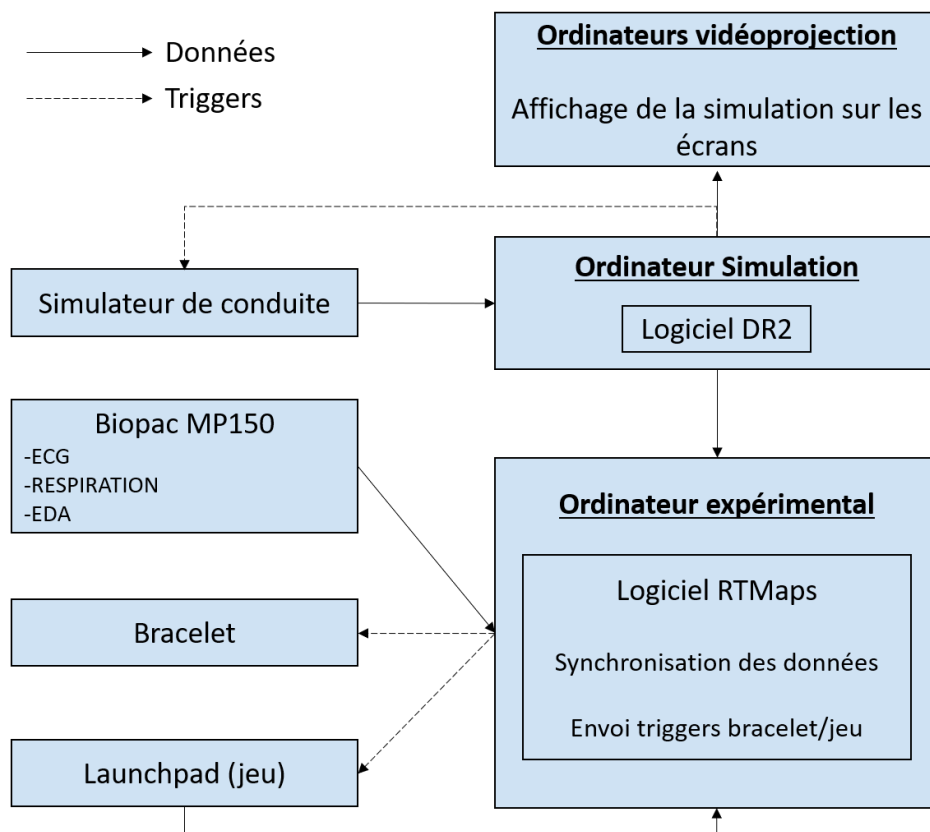


Figure 62 : Schéma récapitulatif du dispositif technique mis en place pour gérer l'expérimentation II.

Données subjectives : Questionnaires

Afin de mesurer l'état subjectif des participants, nous avons eu recours à divers questionnaires lors de différentes phases expérimentales.

Au début de l'expérimentation

Nous avons fait passer aux participants des questionnaires de personnalité (Big Five, John et al., 2012), d'intéroception (Three-domain Interoceptive Sensations Questionnaire -THISQ, Vlemincx et al., 2021) et d'habitudes de conduite (Driver Behavior Questionnaire -DBQ, Reason et al., 1990).

Le questionnaire d'intéroception THISQ (pour lequel nous avons effectué une traduction libre) évalue la fréquence à laquelle un individu porte attention à ses états physiologiques dans la vie de tous les jours, selon trois dimensions liées à l'augmentation, et à la baisse de l'activité cardiorespiratoire, et à l'activité gastrointestinale.

Le questionnaire d'habitudes de conduite DBQ (traduit et validé par Guého et al., 2014) évalue la fréquence à laquelle le répondant adopte certains comportements de conduite, liés à des erreurs dangereuses, d'inattention, d'inexpérience, à des violations ordinaires, ou agressives, mais également des comportements positifs envers les autres usagers.

En outre, des questionnaires démographiques (e.g. sexe, âge, niveau d'étude) ont également été réalisés en amont de l'expérimentation, ainsi que l'habitude de la pratique de techniques de respiration guidée. Nous avons également recueilli des informations portant sur l'état des participants le jour de la passation (nombre d'heures de sommeil la nuit précédente, niveau de forme physique et mentale, consommation de substance stimulantes avant l'étude) et sur leur fréquence de conduite afin de nous assurer que ceux-ci pouvaient effectuer l'expérimentation.

Passation des conditions de l'expérimentation

Au terme d'un premier entraînement à la conduite du simulateur, un questionnaire relatif à la cinétose (le Simulator Sickness Questionnaire, Kennedy et al., 1993) était passé pour pouvoir identifier les participants susceptibles de ressentir un malaise lors de l'expérimentation. Au terme de chaque condition expérimentale, les participants étaient invités à compléter la roue des émotions de Genève, déjà employée dans la première expérimentation.

Au terme de l'expérimentation

A la fin de l'expérimentation, nous avons fait passer un questionnaire portant sur le ressenti du bracelet qui se composait de 3 questions, inspirées de l'étude de Miri et al., (2020). Ces questions

portaient sur la difficulté à différencier les phases d'inspiration et d'expiration, la difficulté de synchronisation de la respiration avec la consigne, et le niveau de distraction de l'activité de conduite engendré par le bracelet. Elles étaient posées sur des échelles de 0 à 100.

II.2.4 Synthèse des conditions expérimentales et contrebalancement effectué

Deux variables indépendantes (VI) intrasujets ont été manipulées dans cette expérimentation :

- VI 1 : Présence du stress au niveau du jeu, à deux modalités (présent ou absent).
- VI 2 : Activation du bracelet, avec deux modalités (vibrations présentes ou absentes).

Les participants étaient ainsi confrontés à 4 conditions expérimentales. Les conditions consistaient en la réalisation du jeu dans la modalité stressante (S) ou non stressante (NS) lors de la phase de conduite autonome, suivi de la présence de la régulation respiratoire (R) ou non (NR) lors de la phase de conduite manuelle. Nous avons ainsi noté ces conditions : NSNR, NSR, SNR, SR. Les participants passaient l'ensemble des conditions.

Ces conditions étaient contrebalancées dans leur ordre de passation (cf. Annexe Bc, [page 302](#)). Le contrebalancement a également été effectué a priori en prenant en compte :

- Le groupe d'âge du participant.
- Le moment de la journée (matin ou après-midi).
- Les scénarios effectués (présentant différentes durées de conduite autonome).

La Figure 63 ci-dessous récapitule ces conditions et présente la procédure expérimentale détaillée dans la section suivante.

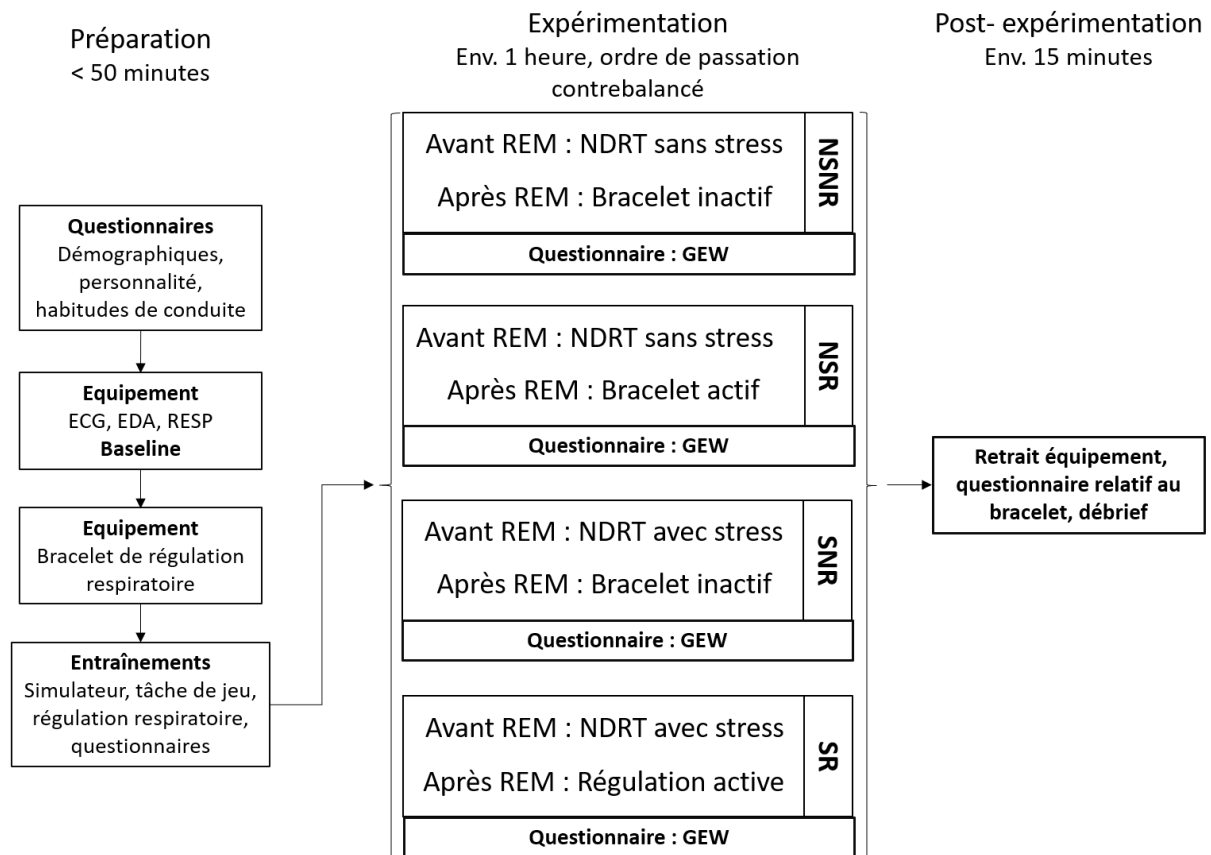


Figure 63 : Déroulé expérimental de l'étude II.

II.2.5 Procédure expérimentale

Venue au laboratoire, questionnaires initiaux, et préparation du matériel

Lors de leur venue au laboratoire, le participant complétait tout d'abord le formulaire de consentement récapitulant les objectifs, les contraintes, et le déroulé de l'expérimentation. Les questionnaires démographiques, le Big-five, et le DBQ étaient ensuite complétés. Cette phase durait environ 20 minutes. Les modalités concrètes de la passation étaient indiquées au participant, qui était ensuite équipé des capteurs physiologiques de la même façon que dans la première étude (cf. [page 137](#)).

Le participant était par la suite installé dans le simulateur de conduite et était invité à effectuer les réglages du siège et du rétroviseur intérieur. Il était précisé au participant qu'il ne devrait pas mettre la ceinture de sécurité au cours de l'étude afin de ne pas entraîner de perturbations des données cardiorespiratoires. Il était également indiqué au participant que le simulateur était équipé d'une transmission automatique et qu'il n'aurait donc pas à passer les rapports de vitesse durant les phases de conduite manuelle.

Cette installation effectuée, l'expérimentateur effectuait un test du microphone et vérifiait visuellement la qualité des signaux physiologiques afin de replacer les capteurs en cas de besoin.

Les consignes suivantes étaient ensuite données pour la mesure de la *baseline* : « *Nous allons à présent faire une mesure initiale de vos signaux pendant 5 minutes. Je vais éteindre la lumière de la pièce. Fermez les yeux et allongez le siège. Il faut éviter de parler durant cette phase* ».

Une première acquisition était réalisée durant 5 minutes. Le calcul du rythme cible délivré par le bracelet, correspondant à 30% de réduction du rythme respiratoire au repos du participant, était immédiatement effectué avec MATLAB sur le signal respiratoire capté lors de cette phase.

L'expérimentateur retournait ensuite auprès du participant et équipait ceux-ci avec le bracelet utilisé pour délivrer la régulation respiratoire. Il était indiqué au participant que les consignes portant sur l'utilisation du bracelet lui seraient données dans un second temps.

Familiarisation avec le mode autonome, entraînement à la reprise en main et à la conduite manuelle

Le participant devait ensuite réaliser un entraînement à l'utilisation du simulateur de conduite. Les consignes suivantes ont été données en amont, l'expérimentateur précisant les différentes phases au cours de la réalisation du scénario d'entraînement : « *Nous allons à présent réaliser un entraînement. Lorsque je vous l'indiquerai au microphone, il faudra démarrer la voiture avec la clef et passer le levier de vitesse en position D comme départ. Le véhicule passera directement en mode autonome et se mettra à rouler. Le véhicule se comportera de la même façon que se comporterait une « vrai » voiture : le volant bougera, et le clignotant sera parfois actif. Il ne faudra pas réaliser d'actions sur les commandes du véhicule durant cette phase. Lorsqu'une alerte sonore retentira, vous devrez cependant reprendre le contrôle du véhicule en appuyant sur l'une des pédales dès que possible et de façon adaptée à la situation rencontrée. Vous serez alors en mode manuel et devrez gérer le reste de la conduite jusqu'à ce qu'une consigne apparaisse devant vous pour vous signaler la fin du scénario. A ce moment, il faudra vous garer dans la bande d'arrêt d'urgence et stopper le véhicule. Attention à ne pas appuyer sur le volant avec les électrodes que vous portez à la main gauche. Si vous ressentez un malaise lors de la conduite du simulateur, il faut m'en informer immédiatement* ».

A la fin de l'entraînement, le participant complétait le questionnaire portant sur le mal du simulateur. Dans le cas où le participant cochant plus de deux réponses dans les cases « modéré » ou « sévère », ou en cas de malaise exprimé lors de la conduite, l'expérimentation était arrêtée par précaution. Lorsqu'aucune difficulté particulière n'était rencontrée, une première roue des émotions (GEW) était complétée. Cette complétion avait pour objectif de familiariser le participant avec le questionnaire et de lui laisser la possibilité de poser des questions. Il lui était demandé de compléter la roue en tenant compte de la globalité de son ressenti, aussi bien pendant le mode autonome que pendant le mode manuel.

Phase de préparation à la régulation respiratoire

Les consignes suivantes lui étaient ensuite données : « *Concernant le bracelet que vous portez à votre main droite, il s'agira ici d'un exercice de respiration : vous allez ressentir de légères vibrations au niveau du bracelet. Je vous demande d'inspirer lorsque vous ressentez les vibrations, et d'expirer lorsque les vibrations s'arrêtent. Nous allons faire un entraînement* ».

L'expérimentateur démarrait ensuite le bracelet, au rythme calculé précédemment. Cet entraînement à la régulation respiratoire durait environ 5 minutes, comme recommandé par Lee et al., (2021). Une visualisation du signal respiratoire et du signal délivré par le bracelet permettait à l'expérimentateur de s'assurer que le participant avait bien compris les consignes et n'avait pas de difficulté particulière à respecter le rythme délivré. Le questionnaire relatif à l'utilisation du bracelet était ensuite complété une première fois par le participant et la précision suivante était donnée : « *Ces vibrations ne seront pas toujours présentes au cours de l'étude. Je vous demande, lorsque vous les ressentez de faire spontanément, de votre propre initiative le même exercice que celui que nous venons d'effectuer* ».

Entraînement à la NDRT

Par la suite, l'expérimentateur revenait auprès du participant pour expliquer le fonctionnement du jeu (NDRT) en lui donnant les consignes détaillées dans la première étude (cf. [page 148](#)).

Le participant réalisait ensuite un entraînement au jeu pendant moins de 5 minutes, dans le mode sans stress.

Passation des conditions expérimentales

Ces entraînements effectués, l'expérimentateur effectuait un récapitulatif de l'ensemble des consignes, puis laissait la possibilité au participant de poser des questions additionnelles. Il était précisé au participant que celui-ci demanderait à faire des pauses s'il en ressentait le besoin au cours de l'expérimentation.

Le participant réalisait ensuite les conditions expérimentales, selon l'ordre de contrebalancement fixé pour sa passation. La roue des émotions était complétée entre chaque condition. Lorsque le mode stress était activé dans les conditions S, les consignes correspondantes étaient données (cf. [page 148](#)).

Fin de l'expérimentation et débrief

Une fois l'ensemble des conditions passées, les équipements étaient retirés du participant. Des questionnaires additionnels étaient effectués, parmi lesquels le THISQ, ainsi que le questionnaire relatif à l'utilisation du bracelet. Un débrief était ensuite conduit avec le participant et permettait d'explicitier précisément les objectifs et les hypothèses de l'étude. Il permettait également au participant de poser

des questions additionnelles, et de recueillir son opinion sur le jeu et le bracelet sous forme de verbatim libre.

L'ensemble de la passation durait environ deux heures. Les passations expérimentales s'étant déroulées dans le contexte de la crise sanitaire liée au COVID-19, la salle expérimentale, ainsi que le matériel étaient systématiquement désinfectés au terme de chaque passation. Les pièces dans lesquelles étaient situés le poste de contrôle et le simulateur étaient également aérées. De plus, des masques étaient fournis aux participants et portés par ces derniers et par l'expérimentateur tout au long de la passation.

La Figure 64 résume la disposition de l'ensemble du matériel utilisé dans l'expérimentation, et récapitule le déroulé classique des conditions présentées ci-dessus.

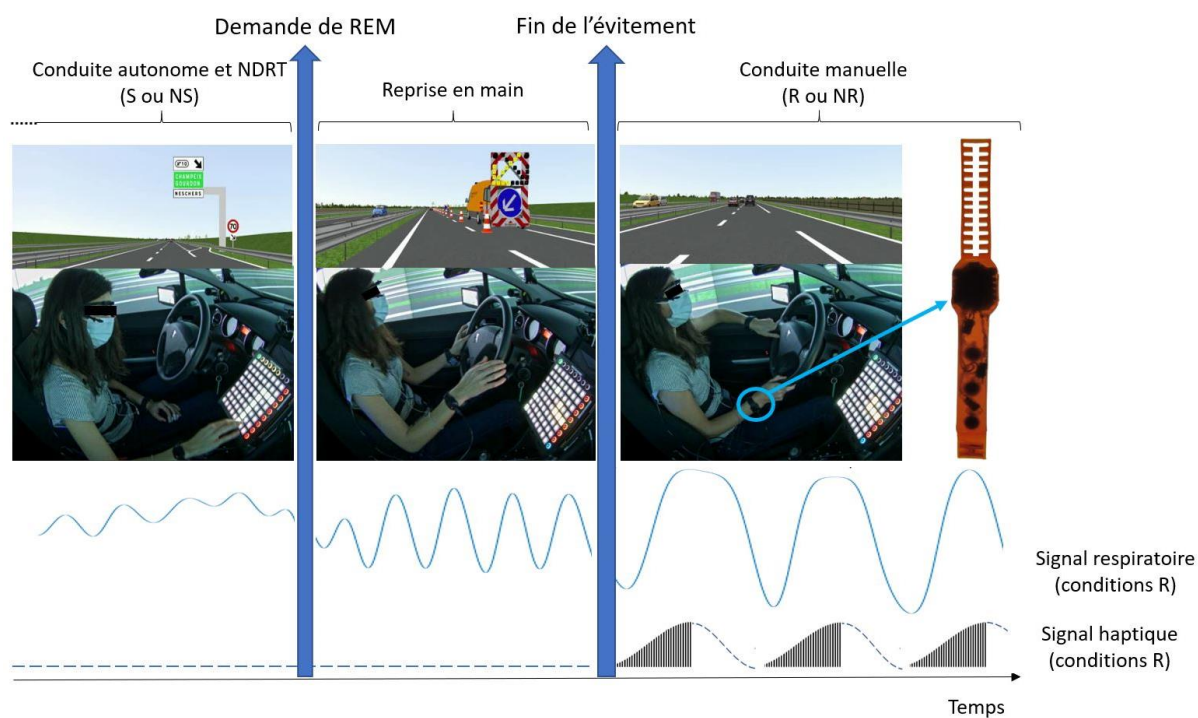


Figure 64 : Illustration de la disposition dans la cabine du matériel utilisé, et représentation du déroulé de l'expérimentation.

II.2.6 Traitement de données

Nous avons défini différentes fenêtres temporelles d'intérêt, sur la base de Guo et al. (2021) dans chacune de nos conditions, récapitulées en Figure 65.

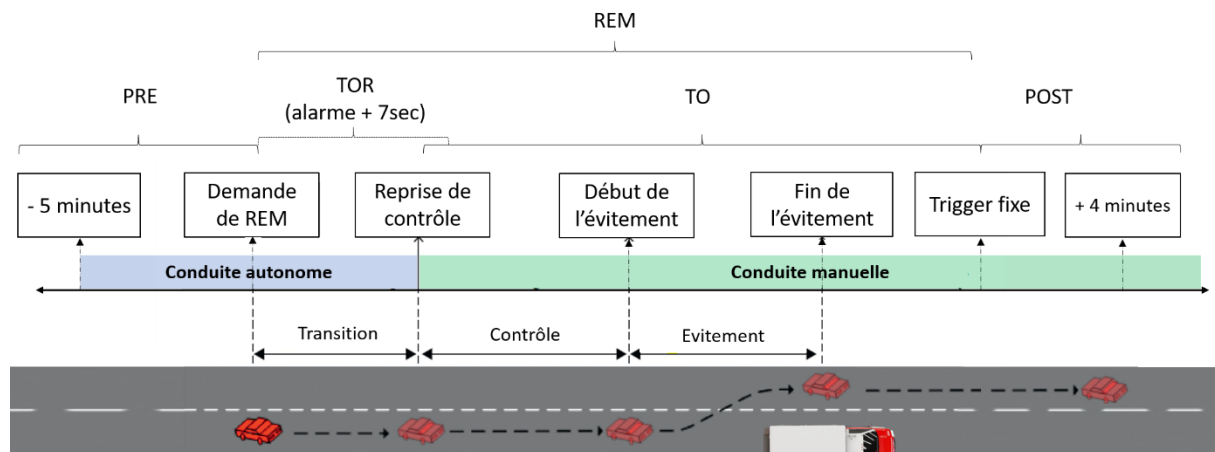


Figure 65 : Fenêtres définies pour les indicateurs physiologiques et comportementaux.

Ces fenêtres étaient les suivantes :

- **PRE** : fenêtre correspondant à la conduite autonome, durant laquelle le participant effectue la NDRT. La durée de cette fenêtre a été fixée aux 5 minutes précédant l'envoi de l'alerte de demande de reprise en main.
- **REM**, correspondant à l'action de reprise en mains. Cette fenêtre était composée de :
 - **TOR** : 7 secondes après l'envoi de l'alerte, correspondant au moment suivant la demande de reprise en mains. Il s'agit de la fenêtre correspondant à la transition entre le mode autonome et le mode manuel. Cette fenêtre a été définie pour calculer des indicateurs liés à la réponse électrodermale, et a été défini d'une part en raison de la durée minimale requise pour effectuer l'analyse, et d'autre part en lien avec la littérature portant sur les réponses phasiques aux alarmes de REM (e.g. Du et al., 2020 ; Gruden et al., 2022). En outre, utiliser une fenêtre plus longue aurait pu biaiser les mesures effectuées en raison des mouvements liés à l'action de dépassement.
 - **TO** : fenêtre débutant au moment où le participant effectue une action sur le véhicule désactivant le mode autonome (appui pédale) et terminant au trigger marquant la fin de l'évitement de l'obstacle.
- **POST** : fenêtre débutant au trigger de fin d'évitement et terminant 4 minutes après. Ce temps a été choisi car les participants n'avaient pas systématiquement 5 minutes de conduite manuelle après la reprise en main selon leur vitesse.

En outre, afin de mesurer plus spécifiquement le comportement de conduite lors de la reprise en main, nous avons définis les trois fenêtres suivantes pour les indicateurs de conduite dans la fenêtre REM :

- **Transition** : fenêtre débutant au moment où l'alarme de REM est envoyée, et terminant au moment où le participant réalise la première action de reprise de la conduite (appui pédale).
- **Contrôle** : fenêtre débutant au moment où le participant effectue la première action de reprise de la conduite, et se terminant au moment où le participant débute l'évitement de l'obstacle (défini selon la position du véhicule sur la voie).
- **Evitement** : fenêtre débutant au moment où le participant commence l'évitement de l'obstacle, et se terminant au moment où le participant a dépassé l'obstacle (défini selon la position du véhicule par rapport au point kilométrique de l'obstacle).

Données subjectives

Nous avons eu recours à Excel pour traiter les données issues des différents questionnaires. Concernant la roue, nous avons calculé deux indicateurs (ressentis positifs et négatifs) sur la base des moyennes des items reflétant ces dimensions (Tableau 15). Les données liées aux questionnaires Big-Five, DBQ, et THISQ ont également été traitées sous Excel.

Tableau 15 : Indicateurs issus de la roue des émotions.

Indicateur	Fenêtres de calcul
Roue positive	
<i>Moyenne de : Motivation, Sérénité, Joie, Confiance en soi ;</i>	
<i>mesurées sur une échelle de 0 à 5</i>	
Roue négative	Ensemble de la condition (données recueillies à la fin de chaque bloc)
<i>Moyenne de : Impatience, Frustration, Tristesse, Inquiétude</i>	
<i>sociale, Insatisfaction ;</i>	
<i>mesurées sur une échelle de 0 à 5</i>	

Concernant les exclusions de participants pour ces données, nous en avons retirés un total de 6, n'ayant pas complété l'ensemble des conditions. Le nombre de participants final par condition, ainsi que les différentes raisons de retraits sont résumés en Figure 66.

Expérimentation 2

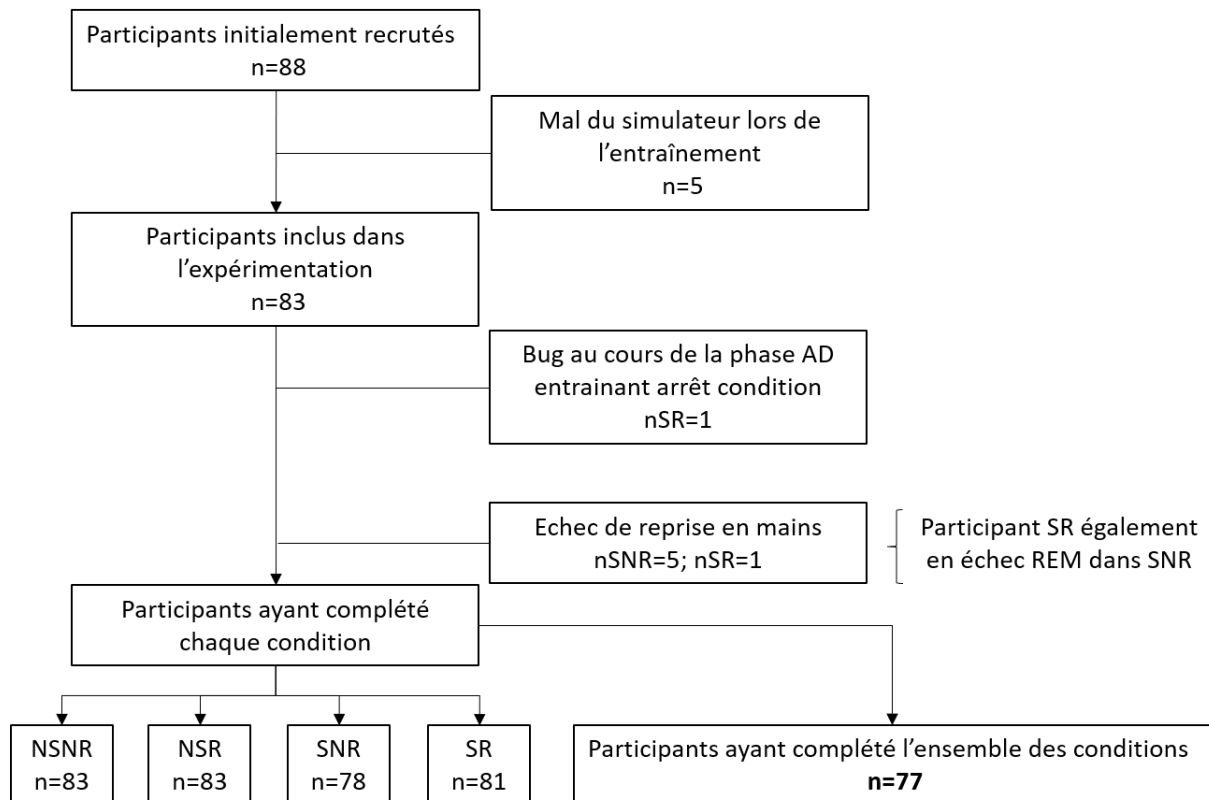


Figure 66 : Retraits des participants ayant des conditions incomplètes pour les données subjectives.

Données comportementales

Les données comportementales liées à la conduite et au jeu ont été traitées sous Matlab. Nous avons retenu des paramètres de conduite liés au contrôle de la trajectoire, et de la vitesse du véhicule, dans les différentes phases de conduite. Ces variables ont été sélectionnées car elles nous permettaient d'obtenir des indicateurs de la qualité de la conduite lors de la REM et lors de la phase de conduite manuelle, mais également de la sécurité dans ces phases (e.g. distance à l'obstacle lors de la reprise en mains, ou encore infractions de vitesse). Certains des indicateurs étant directement fournis par le simulateur (tel que les indicateurs liés à l'enfoncement de la pédale, à l'utilisation du clignotant, à la vitesse et l'accélération du véhicule, ou encore au temps à la collision), le traitement sur ceux-ci a essentiellement consisté à les extraire spécifiquement dans les fenêtres d'intérêt décrite ci-dessus. D'autres indicateurs ont, en revanche, dû être calculés à partir des données brutes de position du véhicule sur la voie ou d'incrémentations du volant, tels que le SWRR, ou l'écart maximum de dépassement, par exemple. Nous récapitulons dans le Tableau 16 ci-dessous l'ensemble de ces indicateurs.

Tableau 16 : Paramètres issus des données du simulateur et du jeu, et fenêtres dans lesquels ils ont été calculés. Une case grisée indique que le calcul porte spécifiquement sur l'évènement de REM.

Paramètre	Fenêtres de calcul			
	Transition	Contrôle	Evitement	POST
Nechec_REM <i>Nombre d'échecs de reprise en mains ne permettant pas de calculer d'indicateurs sur les fenêtres de REM (reprise en mains non effectuée dans le temps imparti)</i>				
TR_REM <i>Temps de réaction (en secondes) pour effectuer la REM suite à l'alarme (durée fenêtre transition)</i>	X			
InteractionPostAlarm_REM <i>Proportion de participants effectuant une action sur le jeu après l'envoi de l'alerte de reprise en main. Cette variable a été calculée en prenant en compte les participants qui étaient en train de compléter un motif au moment de l'envoi de l'alerte (certains participants sont donc absents du calcul)</i>	X			
ObstacleTTC <i>Temps à la collision de l'obstacle (en secondes) au début de la fenêtre concernée</i>		X	X	
Pedale_REM <i>Proportion d'utilisation de la pédale de frein pour faire la REM.</i>		X		
TauxEnfonceAcc TauxEnfonceFrein <i>Pourcentage d'enfoncement maximal de la pédale utilisée (frein ou accélérateur) pour faire la REM.</i>		X		
NactivCligno <i>Nombre de participants activant le clignotant avant d'effectuer le dépassement</i>				

Paramètre	Fenêtres de calcul			
	Transition	Contrôle	Evitement	POST
DistanceObstacle				
<i>Distance (en mètres) à l'obstacle au début de la fenêtre concernée.</i>			X	
EcartLateralObstacle				
<i>Ecart latéral (en mètres) lorsque le véhicule arrive au niveau de l'obstacle.</i>			X	
NombreChangementVoie				
<i>Nombre de changements de voie dans la fenêtre correspondante</i>				X
EcartLateralDepassement				
<i>Ecart latéral maximum (en mètres) lors des dépassements de voitures dans la fenêtre correspondante</i>				X
VitesseMoyenne				
<i>Vitesse moyenne du véhicule (en km/h).</i>		X	X	X
TauxInfractionVitesse				
<i>Proportion de pas de temps où le véhicule dépasse la vitesse maximale autorisée (> 90km/h lors de la REM, >110km/h en POST)</i>		X	X	X
VitesseMoyenneInfractions				
<i>Vitesse moyenne des infractions (en km/h)</i>		X	X	X
AccLong				
<i>Accélération longitudinale moyenne (en m/s²)</i>		X	X	
AccLat				
<i>Accélération latérale moyenne (en m/s²)</i>		X	X	
MoyenneVoie				
<i>Position moyenne dans la voie (en mètres)</i>				X
SDpositionVoie				
<i>Ecart-type de la position sur la voie (en mètres)</i>		X	X	X
SWRR				
<i>Nombre par minute d'inversions du volant supérieures à 6 degrés d'angle</i>		X	X	X

Paramètre	Fenêtres de calcul			
	Transition	Contrôle	Evitement	POST
AngleMaxVolant				
<i>Angle maximal du volant (en pas d'incrémentations positif ou négatif)</i>			X	
SDangleVolant				
<i>Ecart-type de l'angle volant (en pas d'incrémentations positif ou négatif)</i>		X	X	
TauxFranchissementLigne				
<i>Taux de franchissement de la bordure gauche</i>		X	X	X

Certains participants ont été retirés lors du calcul des indicateurs (Figure 67). En outre, le nombre total de participants dans les analyses peut varier lorsque le calcul de certains paramètres dépend de l'existence d'autres paramètres (e.g. le calcul des vitesses moyennes d'infractions n'est possible que pour les participants ayant effectivement commis des infractions de vitesse).

Expérimentation 2

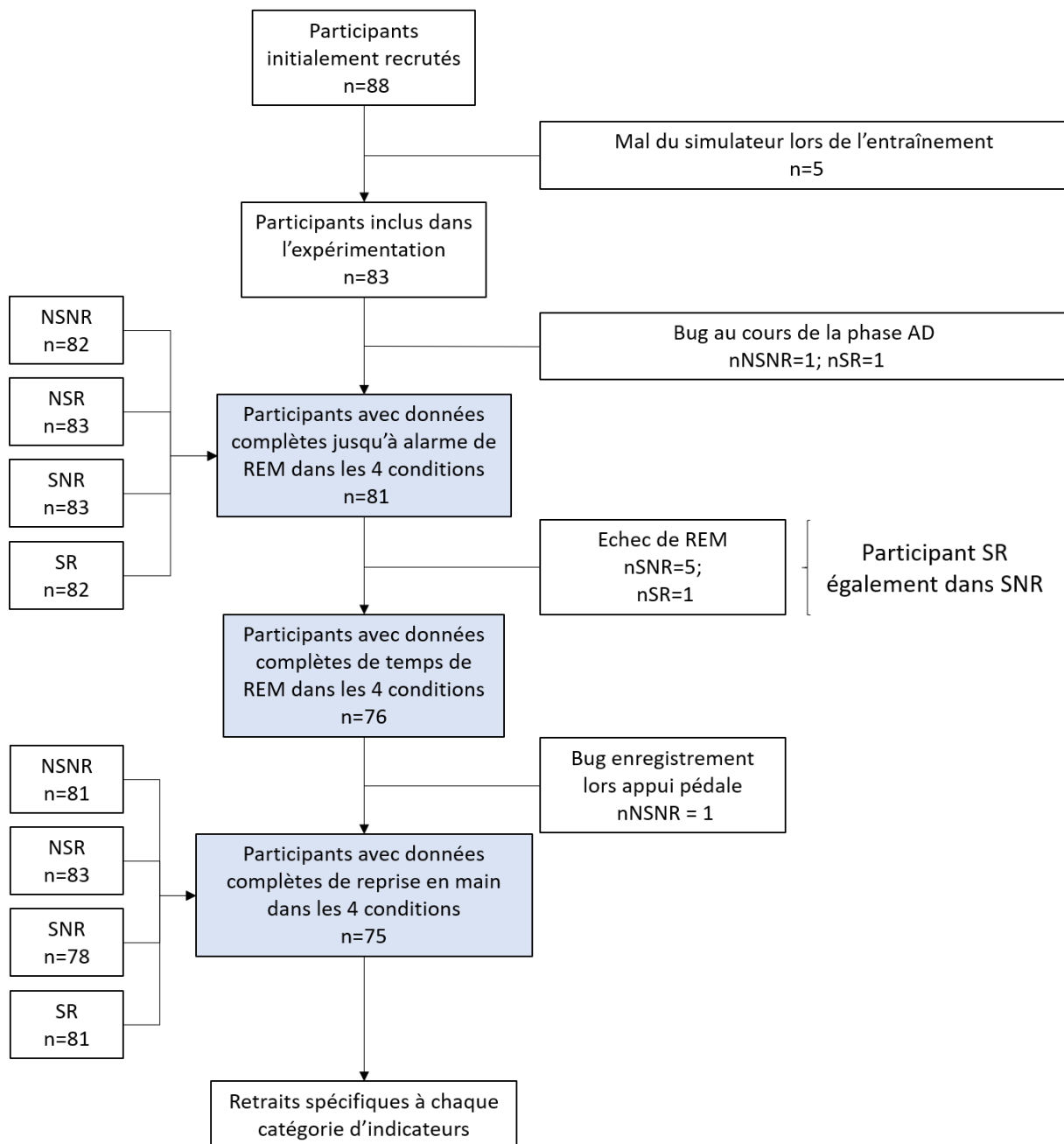


Figure 67 : Données physiologiques et simulateur manquantes dans les différentes fenêtres, en raison d'interruptions des conditions (mal du simulateur, bugs techniques, échec de reprise en mains).

Données physiologiques

Les données physiologiques ont été traitées sous Matlab. Les scripts utilisés étaient ceux auxquels nous avons eu recours dans la première expérimentation.

Les indicateurs cardiaques et respiratoires ont été calculés à partir des signaux bruts à l'aide de scripts dédiés identiques à ceux utilisés dans la première expérimentation. Nous avons, pour la *base-line*, ainsi que dans chaque condition et dans chaque fenêtre d'intérêt, calculé le rythme cardiaque (HR) et sa variabilité (RMSSD) à partir de la détection automatisée des pics R.

Le rythme respiratoire (BR) a été calculé en détectant les pics d'inspiration sur le signal respiratoire filtré. Nous avons calculé le nombre de soupirs dans chaque fenêtre en prenant en compte les amplitudes respiratoires supérieures à l'amplitude moyenne des respirations d'un facteur de 2 (Vlemincx et al., 2013) et ramené ce nombre au nombre total de cycles respiratoires/minute dans la fenêtre afin d'obtenir un taux de soupirs / minute. En outre, dans les conditions avec régulation, nous avons calculé la différence entre le rythme respiratoire mesuré dans la fenêtre POST, et le rythme haptique délivré.

Les indicateurs en lien avec la réponse électrodermale ont été calculé par le biais de la toolbox Ledalab (version 3.4.6, Benedek & Kaernbach, 2010). Nous avons ici réalisé une déconvolution du signal afin d'extraire ses composantes phasique et tonique. Le seuil d'amplitude des réponses phasiques a été fixé à $0.1\mu\text{S}$ pour limiter les artefacts dus aux mouvements (Boucsein, 2012). Lorsque des réponses phasiques étaient détectées dans la fenêtre, nous avons extrait le nombre, ainsi que l'amplitude (en μS) moyenne et maximale de ces réponses. La moyenne tonique (μS) a également été calculée.

Une fois les valeurs brutes de chaque indicateur calculé, nous avons effectué une normalisation des données continues en utilisant les valeurs calculées dans la *baseline* en suivant la même procédure que pour la première expérimentation (cf. [page 150](#)).

La normalisation n'a pas été effectuée sur les paramètres liés aux soupirs, et sur les paramètres en lien avec les réponses électrodermale phasique. En effet, dans la mesure où ces indicateurs pouvaient prendre des valeurs égales à 0 dans la *baseline*, nous avons choisi de les conserver telle quelles. Lors de cette étape de normalisation, nous avons également retiré les valeurs extrêmes correspondant à 4 fois l'écart type des données. Ce seuil a été choisi afin de ne pas être trop conservateur, et de s'assurer que nous ne retirions que des données hautement improbables (Ilyas & Chu, 2019).

Nous avons calculé les variables suivantes à partir des différents signaux physiologiques (Tableau 17).

Tableau 17 : Paramètres physiologiques issu des signaux collectés.

Indicateur	Fenêtres de calcul			
	Baseline	PRE	REM	POST
HR				
<i>Rythme cardiaque (en battements par minute), normalisé par la baseline du participant</i>	X	X		X
RMSSD				
<i>Variabilité du rythme cardiaque (en millisecondes), normalisé par la baseline du participant</i>	X	X		X
BR				
<i>Rythme respiratoire (en cycles par minutes), normalisé par la baseline du participant</i>	X	X		X
TauxSoupirs				
<i>Pourcentage des inspirations et expirations > 2x l'amplitude moyenne des respirations sur la durée de la fenêtre</i>	X	X		X
BFGoal				
<i>Rythme délivré par le bracelet</i>				X
DiffGoal2Achieved				
<i>Différence (en cycle par minute) entre le rythme délivré par le bracelet et le rythme respiratoire du participant</i>				X
Nscrs				
<i>Nombre de réponses électrodermales phasiques >0.1μS</i>	X	X		X
AmpScrs				
<i>Amplitude moyenne (en micro Siemens) des réponses électrodermales phasiques >0.1μS</i>	X	X		X
AmpMaxScrs				
<i>Amplitude maximale (en micro Siemens) des réponses électrodermales phasiques >0.1μS</i>	X	X	X	X
AmpPremierScrs				
<i>Amplitude (en micro Siemens) de la première réponse électrodermale phasique de la fenêtre >0.1μS</i>			X	
MoyenneTonique				
<i>Moyenne tonique (en micro Siemens), normalisé par la baseline du participant</i>	X	X		X

Certains participants ont été retirés lors du traitement de données, à différentes étapes. Ces retraits s'expliquent par :

- Une complétion incomplète des conditions expérimentales, dans les différentes fenêtres, tel que résumé dans la Figure 67.
- Une qualité de signal insatisfaisante pour réaliser les divers calculs. C'est notamment le cas des signaux de réponse électrodermale, particulièrement impactés par les mouvements des participants. Nous avons retiré, avant même le calcul des indicateurs, 10, 11, 13, et 10 signaux dans les conditions NSNR, NSR, SNR, et SR, respectivement.
- Une valeur dépassant le seuil défini d'*outlier* lors de la normalisation (4 fois l'écart type des données).
- En raison d'une dépendance des indicateurs entre eux. Par exemple, il est requis d'avoir au moins une réponse électrodermale pour calculer l'indicateur d'amplitude. Relevons qu'un nombre important de participants a été retiré pour le paramètre portant sur l'amplitude de la réponse électrodermale évoquée à l'alerte de reprise en mains (*amplitude_premier_TOR*): cela signifie que, pour ces participants, l'analyse du signal de réponse électrodermale n'a pas permis de trouver de réponse phasique dans le délai de 7 secondes que nous avons fixé après l'alarme. Le détail du nombre de retraits effectués pour chaque variable dans chaque fenêtre est présenté en Annexe Bd, page 304.

II.2.7 Analyses

Les analyses en ANOVA et Chi-deux ont été effectuées à l'aide du logiciel JASP (version 0.16). Les analyses en régression logistique ont été réalisées à l'aide du logiciel SPSS (version 28.1).

Organisation des analyses préliminaires et liées au premier objectif

Une première étape était destinée à la validation de notre protocole pour induire du stress en situation de conduite autonome, sur la base des données physiologiques et subjectives. Concernant les questionnaires subjectifs, nous avons calculé l'alpha de Crombach dans chaque condition expérimentale pour les items de la roue que nous avons utilisés en vue d'obtenir les moyennes de ressentis négatifs et positifs. Nos résultats font état de valeurs $\alpha > .7$, ce qui est acceptable, selon (Taber, 2018). Pour réaliser la première étape de validation, des ANOVAs à deux facteurs (Stress x ActivationBracelet) ont été réalisées sur les variables physiologiques et subjectives. Lorsqu'elles portaient sur les variables physiologiques, les ANOVAs ont été réalisées spécifiquement sur les paramètres extraits dans la fenêtre PRE (correspondant à la phase de conduite autonome). Nous avons spécifiquement étudié les effets principaux de la variable Stress.

Au regard de notre premier objectif, nous avons étudié l'impact que l'induction de stress pouvait avoir sur la reprise en mains, en termes d'engagement dans le jeu, de détection des alarmes, et de comportement de conduite. Pour ce faire, nous avons réalisés des ANOVAs à deux facteurs (Stress x ActivationBracelet) sur la réponse EDA phasique évoquée à l'alarme. Nous avons également réalisé un test du Chi-deux bilatéral de McNemar portant sur les proportions d'engagements dans le jeu après le déclenchement de l'alarme (fenêtre TOR) entre les conditions avec et sans stress. Nous avons également réalisé ce type d'ANOVAs sur les variables de conduite dans les fenêtres Transition, Contrôle, et Evitement. Nous avons également cherché à identifier sa présence en situation de conduite manuelle par le biais d'ANOVAs à deux facteurs (Stress x ActivationBracelet) sur les mesures physiologiques dans la fenêtre POST. Pour ces ANOVAs, là encore, nous avons spécifiquement étudié les effets principaux de la variable Stress.

Pour l'ensemble des analyses ANOVAs, le seuil de significativité α a été fixé à 0.05. Les tailles d'effet (η^2) ont été reportées pour les comparaisons significatives et ont été interprétés comme étant faibles (>0.02), moyennes (>0.13), ou large (>0.26) (Bakeman, 2005).

La section ci-dessous décrit en détail les analyses que nous avons réalisé au regard de nos objectifs 2 et 3 portant sur la régulation et sur les influences de facteurs individuels sur le ressenti du stress et de sa régulation. Nous y décrivons plus spécifiquement la formation des groupes ayant permis de réaliser des analyses en régression logistiques.

Organisation des analyses liées aux objectifs 2 et 3

Afin de nous concentrer sur notre second objectif, portant sur l'impact du guide respiratoire, nous avons réalisé une vérification préalable concernant la qualité du suivi du bracelet pour l'ensemble des participants à l'aide d'une ANOVA à deux facteurs (Stress x ActivationBracelet) sur le rythme respiratoire et sur le taux de soupirs dans la fenêtre POST, pour laquelle nous avons étudié l'effet principal de la régulation. Ces ANOVAs ont été interprétées suivant les mêmes conditions que précédemment, et ont également été réalisées sous JASP.

Afin de répondre à notre deuxième et troisième objectif, nous avons eu recours à des analyses en régression logistique. Ce type d'analyse nous a permis de nous concentrer d'une part sur les participants pour qui le stress avait été fortement présent lors de l'ensemble de la condition, et d'autre part sur les participants pour qui la régulation avait eu le plus d'impacts en termes de diminution des ressentis subjectifs. En effet, nous avons considérés que ces deux concepts (le stress et la régulation) pouvaient se manifester et impacter différemment les participants. Il nous a donc paru plus pertinent de se concentrer directement sur les individus que nous pouvions étiqueter afin de diminuer le risque d'erreur de type II qui aurait pu se manifester en travaillant sur l'ensemble des participants.

Le recours à la régression logistique avait donc pour but d'identifier les variables interindividuelles pouvant expliquer la probabilité d'appartenir à un groupe de participants stressés ou non, et à un groupe de participants régulés ou non. Les groupes ont été formés sur la base de leur réponses subjectives, selon les modalités décrites ci-dessous.

Formation des groupes de stress

Deux groupes ont été formés sur la base de la moyenne de ressentis négatifs dans la condition SNR. Nous avons choisi de nous concentrer sur cette condition afin de pouvoir étudier des indicateurs de stress propres au stress pouvant émerger dans la globalité de la condition. Afin de s'assurer que ces groupes étaient exclusifs, nous n'avons pas inclus les participants présentant des valeurs médianes. Ainsi, le groupe *NonStress* était constitué de 31 participants ayant des scores de ressentis négatifs variant de 0 à 1.4 ($M=0.72$, $SD=0.49$), tandis que le groupe *Stress*, groupe de référence, incluait 31 participants ayant des scores de ressentis négatifs variant de 2.4 à 5 ($M=3.1$, $SD=0.6$). Un test t à échantillons indépendants réalisé sur les moyennes de ressentis négatif en condition SNR entre ces deux groupes de participants fait état d'une taille d'effet de $d=-4.66$, indiquant une forte séparation de ces deux groupes (Cohen, 2013).

Le groupe non inclus dans ce volet d'analyses était composé de 21 participants (soit 25% du total de notre échantillon). Cinq d'entre eux avaient des questionnaires incomplets ne permettant pas le calcul des moyennes globales de ressentis négatifs dans cette condition (en raison d'échec de REM ou de bugs du simulateur). Les 16 participants du groupe médian avaient des scores de ressentis négatifs variant de 1.6 à 2.2 ($M=1.84$, $SD=0.24$).

Formation des groupes de régulation

Deux groupes ont été formés sur la base de la variation du niveau de ressentis négatifs entre la condition SNR et la condition SR. Ainsi, avec l'activation du bracelet en condition SR, la variation peut indiquer une augmentation des ressentis négatifs ($SNR < SR$) si elle est de signe (+), tandis qu'une variation de signe (-) indiquerait une réduction des ressentis négatifs ($SNR > SR$).

Ainsi, le groupe *Regul*, groupe de référence était constitué de 30 participants ayant une réduction des ressentis négatifs (variation de -0.2 à -2.6, $M=-0.73$, $SD=0.59$), tandis que le groupe *NonRegul* incluait 34 participants ayant une augmentation des ressentis négatifs (de +0.2 à +1.8, $M=0.66$, $SD=0.49$). Un test t à échantillons indépendants réalisé sur les variations moyennes de ressentis négatif entre SNR et SR, entre ces deux groupes de participants, fait état d'une taille d'effet de $d=2.58$, indiquant également une forte séparation de ces deux groupes (Cohen, 2013).

Le groupe médian non inclus dans ces analyses était composé de 13 participants présentant des variations nulles entre les deux conditions, et de 6 participants pour lesquels les données incomplètes

(en raison de l'absence de REM ou de bugs du simulateur) dans les deux conditions n'ont pas permis de calculer les variations.

Descriptif des analyses en régression logistique

Les régressions ont été réalisées selon deux étapes : la première étape, composée de trois volets, consistait d'abord à tester les variables liées aux questionnaires (par exemple les traits de personnalité ou les habitudes de conduite). Le volet 2 de la première étape portait sur les variables physiologiques, pour lesquelles nous avons choisi de ne pas inclure les données liées à l'EDA en raison du nombre important de signaux retirés lors de l'étape de vérification des données (cf Annexe Bc [page 304](#)). Le volet 3 portait sur les variables de conduite. Enfin, la seconde étape consistait à combiner les variables conservées dans les modèles précédents. Relevons que le nombre de participant inclus dans ces différentes étapes pouvait dépendre de la présence de données manquantes pour les participants de nos différents groupes. Ainsi, nous n'avons pas inclus les variables pour lesquelles un nombre important de participants ont été retirée (e.g. Les variables liées à la réponse électrodermale) qui auraient ainsi pu déséquilibrer les effectifs des paires de groupes.

L'ensemble des régressions a été effectué avec la méthode descendante pas-à-pas, se basant sur le test statistique de Wald pour retirer les variables au fur et à mesure des itérations. Concrètement, avec cette méthode, nous introduisons l'ensemble des variables que nous souhaitons évaluer au pas 1 du modèle. Les variables ne contribuant pas significativement à l'amélioration du modèle, selon le seuil de p-value retenu pour la statistique de Wald, sont retirées au fur et à mesure des itérations jusqu'à ce que le modèle ne conserve que des variables significatives en termes de contribution au modèle. Suivant la recommandation de Brace et al., (2017, p.303), nous avons retenu un seuil de probabilité α Wald de 0.1 pour procéder à l'élimination des variables, une par une au fil des itérations. Ce seuil a notamment été choisi afin d'éviter de rejeter incorrectement des variables pouvant influencer les modèles (erreur de type II, Dales & Ury, 1978 ; Steyerberg, 1999) et afin de présenter un compromis entre les seuils classiques conservateurs (0.05, 0.01) et des seuils plus libéraux parfois recommandés dans la littérature (e.g. Wang et al., 2007). La première itération au pas 0, ou **modèle initial** des régressions incluait uniquement une constante (*intercept*) afin de vérifier quelle performance de classification la régression pouvait obtenir par le hasard. Un *cutoff* de probabilité de 0.5 a été appliqué pour l'affectation des individus dans le groupe de référence. C'est-à-dire que les individus pour lesquels le modèle donnait une probabilité supérieure à 0.5 étaient affectés dans le groupe de référence.

L'hypothèse nulle pour chacun des modèles était que la combinaison des variables prédictrices ne parvient pas à mieux expliquer l'état de la variable dépendante (ici : absence ou présence de stress ; absence ou présence de régulation) que le modèle initial incluant la seule constante. Il s'agit donc

d'évaluer, avec le test statistique du χ^2 d'ajustement, si l'imprécision du modèle (probabilité log) est significativement réduite au seuil $\alpha=0.05$ lorsque nous ajoutons les prédicteurs, par rapport au modèle initial (tests composites des coefficients du modèle).

Afin d'évaluer la performance des modèles de l'étape I, nous nous sommes intéressés aux tests composites des coefficients du modèle. Pour l'étape II, outre les tests composites des coefficients, nous nous sommes également intéressés aux valeurs du R^2 de Cox et Snell et de Nagelkerke. Ces valeurs permettent de donner une indication quant au pouvoir explicatif du modèle : elles correspondent à la proportion de la variation de la probabilité d'appartenir au groupe de référence qui est expliquée par le modèle. Nous avons de plus pris en compte le test khi-2 de Hosmer-Lemeshow permettant d'estimer s'il existe une différence significative entre les groupes prédits par les modèles et ceux réellement observés dans les données. Il s'agit donc pour ce test de ne pas obtenir de valeur significative au seuil de probabilité $\alpha=0.05$. En termes de performance de classification, la table de classification permet de nous renseigner sur le pourcentage de classification correctes dans chaque groupe et en globalité (au seuil *cutoff* de probabilité d'affectation de 0.5). En outre, la performance optimale du modèle peut être modélisée par une courbe dite de *fonction d'efficacité du récepteur (receiver operating characteristic, ROC)* prenant en compte les valeurs de probabilité affectées aux individus. Les valeurs de la courbe ROC permettent d'obtenir les performances du modèle en termes de spécificité (vrai positifs) et de sensibilité (vrais négatifs) selon le seuil *cutoff* retenu. Cette courbe est souvent utilisée en vue de modifier le *cutoff*, pour améliorer la performance d'un modèle utilisé pour faire de la classification/prédiction, mais nous pouvons l'exploiter dans notre utilisation explicative de la régression logistique afin d'avoir une idée de la discrimination optimale que le modèle peut atteindre. Une valeur qu'il est ainsi intéressant d'exploiter au niveau de la courbe ROC est l'aire sous la courbe (*area under curve -AUC*). Cette valeur estime la discrimination du modèle à valeur de *cutoff* optimale. Les valeurs de références pour l'interprétation de l'AUC sont reportées par Hosmer et al., (2013), et reproduites dans le Tableau 18.

Tableau 18 : Critères d'interprétation de l'aire sous la courbe ROC. Tiré de Hosmer et al., (2013).

Aire sous la courbe (AUC)	Interprétation
AUC = 0.50	Modèle non discriminant
$0.50 < \text{AUC} < 0.70$	Discrimination faible
$0.70 < \text{AUC} < 0.80$	Discrimination acceptable
$0.80 < \text{AUC} < 0.90$	Discrimination excellente
AUC > 0.90	Discrimination supérieure

D'une façon plus spécifique, l'étude des valeurs de test associées à chacune des variables conservées dans les modèles de l'étape IV permettent d'estimer leur impact sur le modèle en termes de significativité (par le biais du test de Wald) et d'impact sur la probabilité d'appartenir au groupe de référence (par le biais des coefficients $\exp b$).

II.3. Résultats

II.3.1 Vérification préalable : vérification de l'induction de stress en conduite autonome

Impact du stress sur l'évaluation subjective

Le Tableau 19 résume les moyennes (pour chaque condition, et marginales) des ressentis positifs pour les conditions avec (SNR ; SR) et sans stress (NSNR ; NSR).

Tableau 19 : Moyennes et écarts types (SD) des ressentis positifs pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (S) et sans stress (NS). Les moyennes rapportées sont calculées sur les participants inclus dans l'échantillon selon les retraits effectués pour les différentes conditions.

Stress	Régulation	Moyenne	SD	N	Moyennes marginales
NS	NR	3.172	0.967	83	3.109
	R	3.045	1.031	83	
S	NR	2.945	1.022	78	2.925
	R	2.906	0.995	81	

Nous retrouvons un effet principal du stress sur les ressentis positifs ($F(1,76)=7.53$, $p=.006$, $\eta^2=.042$) entre les conditions S et NS. Les ressentis positifs sont significativement plus faibles dans les conditions où le stress est présent.

Le Tableau 20 résume les moyennes (pour chaque condition, et marginales) des ressentis négatifs pour les conditions avec (SNR ; SR) et sans stress (NSNR ; NSR).

Tableau 20 : Moyennes et écarts types des ressentis négatifs pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (S) et sans stress (NS). Les moyennes rapportées sont calculées sur les participants inclus dans l'analyse globale.

Stress	Régulation	Moyenne	SD	N	Moyenne marginale
NS	NR	1.327	0.924	83	1.369
	R	1.410	0.939	83	
S	NR	1.844	1.118	78	1.857
	R	1.870	1.003	81	

Nous retrouvons un effet principal du stress sur les ressentis négatifs ($F(1,76)= 39.54$, $p<.001$, $\eta^2=.192$) entre les conditions S et NS. Les ressentis négatifs sont significativement plus élevés dans les conditions où le stress est présent. La Figure 68 illustre ces résultats portant sur les ressentis positifs et négatifs.

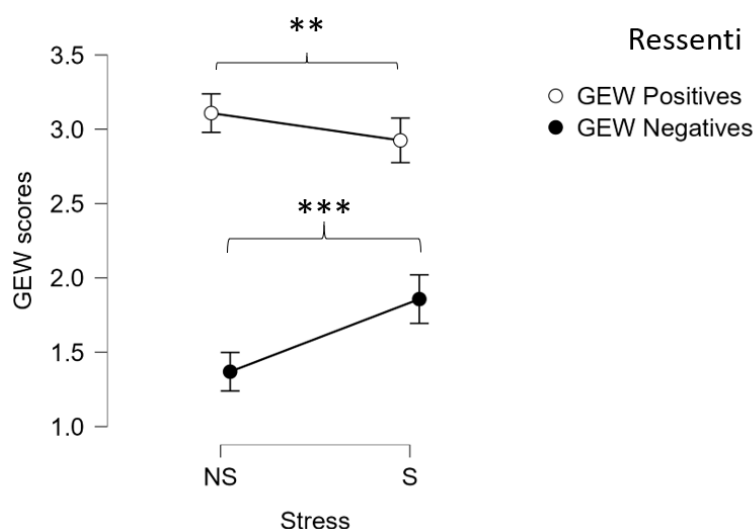


Figure 68 : Résultats obtenus sur les ressentis positifs (a), et négatifs (b), pour les conditions sans (NS) et avec (S) induction de stress. Concernant la p-value, ** indique une p-value <.01 ; *** indique une p-value <.001. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.

Impact du stress sur les variables physiologiques

Le Tableau 21 ci-dessous résume les moyennes brutes, ainsi que les moyennes marginales des différents paramètres pour lesquels nous avons obtenus des différences significatives entre les conditions avec (SNR ; SR) et sans stress (NSNR ; NSR) dans la fenêtre PRE. Le tableau des moyennes obtenues pour l'ensemble des paramètres peut être retrouvé en Annexe Be1 [page 306](#).

Tableau 21 : Moyennes et écarts types des paramètres physiologiques significatifs dans la fenêtre PRE pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (S) et sans stress (NS). Certains paramètres ont été normalisés par la baseline des participants (voir section précédente portant sur les traitements de données).

Paramètre	Stress	Régulation	Moyenne	SD	N	Moyennes marginales
HR_PRE (bpm normalisé)	NS	NR	0.018	0.061	78	0.024
		R	0.029	0.059		
	S	NR	0.083	0.087		0.084
		R	0.084	0.089		
BR_PRE (cycle/min normalisé)	NS	NR	0.304	0.270	79	0.311
		R	0.318	0.276		
	S	NR	0.380	0.308		0.372
		R	0.364	0.274		
TauxSoupirs_PRE (%)	NS	NR	1.19	1.80	81	1.08
		R	0.96	1.73		
	S	NR	1.76	3.02		1.78
		R	1.80	2.45		

Paramètre	Stress	Régulation	Moyenne	SD	N	Moyennes marginales
Nscrs_PRE (nombre)	NS	NR	10.20	8.95	48	10.43
		R	10.66	8.77		
	S	NR	12.95	10.00		12.05
		R	11.14	9.52		
AmpScrs_PRE (μS)	NS	NR	0.18	0.05	40	0.18
		R	0.19	0.03		
	S	NR	0.17	0.03		0.17
		R	0.17	0.03		

Entre les conditions S et NS, nous retrouvons un effet principal du stress sur le rythme cardiaque normalisé ($F(1,77) = 82.69$, $p < .001$, $\eta^2 = .397$), sur le rythme respiratoire normalisé ($F(1,78) = 31.55$, $p < .001$, $\eta^2 = .126$), sur les taux de soupirs par minute ($F(1,80) = 11.23$, $p = .001$, $\eta^2 = .062$), sur le nombre de réponses électrodermales ($F(1,47) = 4.45$, $p = .04$, $\eta^2 = .032$) et sur l'amplitude moyenne de ces réponses normalisée ($F(1,39) = 9.20$, $p = .004$, $\eta^2 = .062$). Le rythme cardio-respiratoire, le taux de soupirs par minute et le nombre de réponses électrodermales sont significativement plus élevés et l'amplitude moyenne des réponses électrodermales significativement plus faibles, dans les conditions où le stress est présent par rapport aux conditions où le stress est absent. Les comparaisons pour les autres paramètres ne sont pas significatives. Nous récapitulons ces résultats dans la Figure 69 ci-dessous.

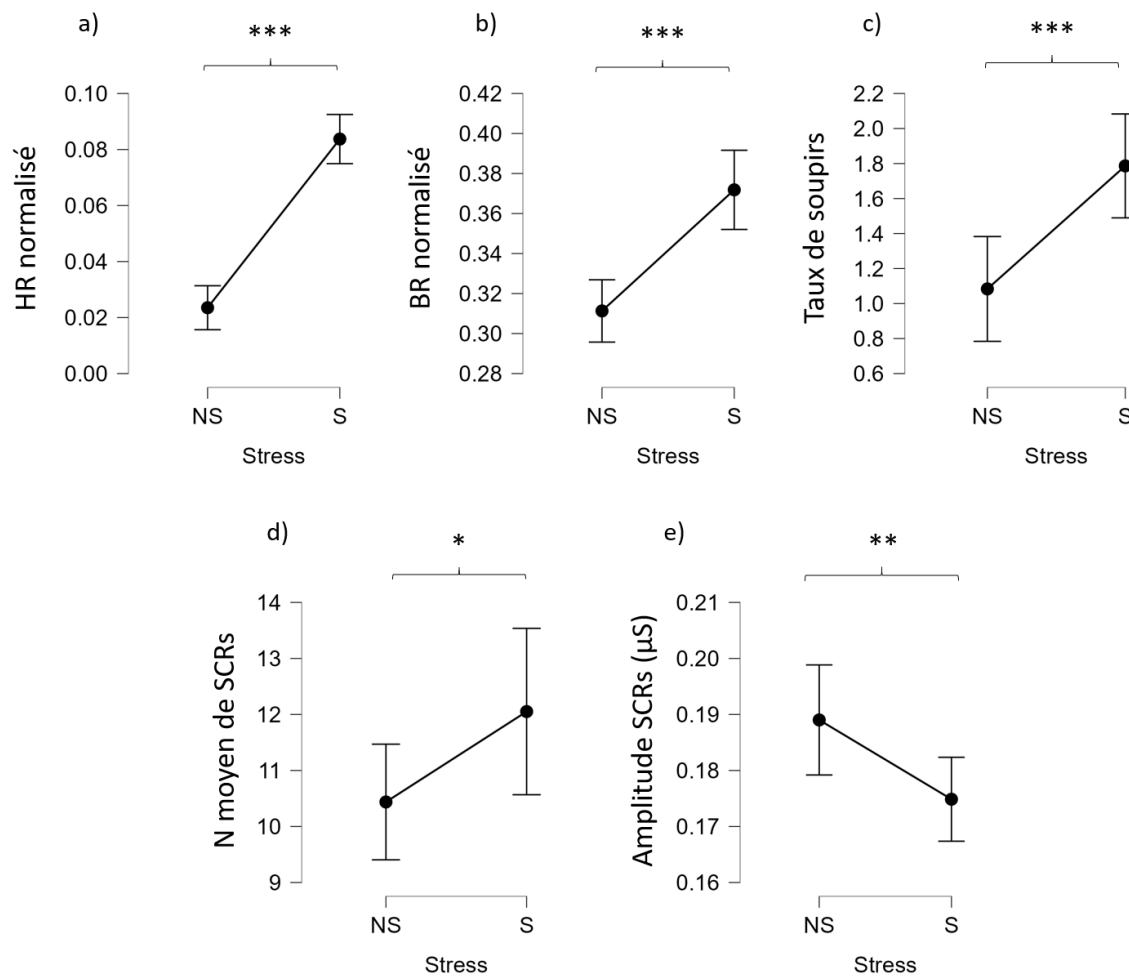


Figure 69 : Résultats obtenus sur le rythme cardiaque (a), et respiratoire (b) normalisés, ainsi que pour le taux de soupirs par minute(c), le nombre de réponses électrodermales (d) et leur amplitude (e), pour les conditions sans (NS) et avec (S) induction de stress. Concernant la p-value, * indique une p-value <.05 ; ** indique une p-value <.01 ; *** indique une p-value <.001. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.

II.3.2 Objectif 1 : Impact du stress sur la conduite manuelle

Impact du stress sur la perception des alertes lors de la REM

Le Tableau 22 résume les moyennes brutes ainsi que les moyennes marginales des différents paramètres pour lesquels de différences significatives ont été retrouvées pour les comparaisons entre les conditions avec (SNR ; SR) et sans stress (NSNR ; NSR) dans la fenêtre de REM. Les valeurs moyennes pour l'ensemble des variables peuvent être retrouvées en Annexe Be2 [page 308](#).

Tableau 22 : Moyennes et écarts types de l'amplitude de la réponse évoquée à l'alarme de REM pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (S) et sans stress (NS).

Paramètre	Stress	Régulation	Moyenne	SD	N	Moyennes marginales
AmpPremierScrs_REM (μS)	NS	NR	0.639	0.255	17	0.604
		R	0.569	0.194		
	S	NR	0.442	0.223		0.419
		R	0.396	0.246		

Entre les conditions S et NS, nous retrouvons un effet principal du stress sur l'amplitude moyenne de la réponse évoquée à l'alarme ($F(1,16) = 18.150$, $p < .001$, $\eta^2 = .304$). L'amplitude de cette réponse est significativement plus faible avec le stress que sans le stress. Ce résultat est illustré dans la Figure 70 ci-dessous.

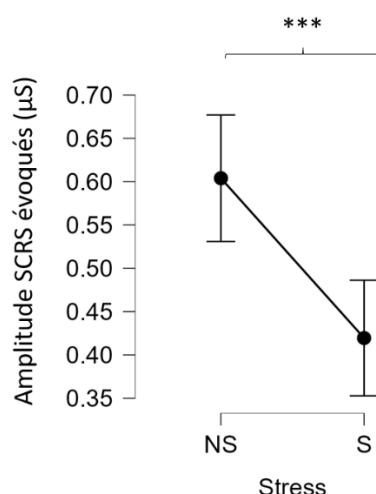


Figure 70 : Résultats obtenus sur l'amplitude des réponses électrodermales évoqués à l'alarme. Concernant la p-value, *** indique une p-value $< .001$. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.

Nous avons également voulu évaluer l'impact du stress sur la présence d'interaction avec le jeu après le déclenchement de l'alarme. Concernant cette variable dichotomique (présence d'une interaction ou non), nous avons retrouvé les valeurs présentées dans le Tableau 23 :

Tableau 23 : Proportions d'engagements résiduels retrouvés pour les conditions avec et sans stress.

	NS	S
Proportion d'interactions après l'alarme	33.1%	45.2%

Un test du Chi-2 de McNemar nous a permis de retrouver une différence significative entre les proportions d'engagements résiduels avec ou sans stress ($\chi^2(1, N=153) = 4.87, p=.027$). Les participants avaient tendance à continuer leur interaction avec le jeu en complétant des essais après l'envoi de l'alerte de REM dans les conditions avec stress.

Nous ne retrouvons pas d'effets significatifs concernant le temps de reprise en mains, et le temps à la collision d'obstacle dans la fenêtre contrôle. Concernant le nombre d'échecs de reprise en mains, 6 échecs ont été observés dans les conditions avec stress. Cependant, ce nombre est trop faible pour pouvoir réaliser des analyses statistiques.

Impact du stress sur la performance comportementale de REM

Le Tableau 24 résume les valeurs moyennes des paramètres de conduite pour lesquels nous avons retrouvé des différences significatives entre les conditions avec (SNR ; SR) et sans stress (NSNR ; NSR) dans les fenêtres Contrôle et Evitement. Les valeurs moyennes pour l'ensemble des variables peuvent être retrouvées en Annexe Be2, page 308.

Tableau 24 : Moyennes et écarts types des paramètres comportementaux de la REM pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (S) et sans stress (NS). Ces moyennes sont calculées pour les participants ayant des valeurs >0.

Paramètre	Stress	Régulation	Moyenne	SD	N	Moyennes marginales
TauxEnfoncementFrein_REM (%)	NS	NR	53.13	15.29	37	52.23
		R	50.98	15.68		
	S	NR	60.11	19.21		56.86
		R	54.15	16.47		
EcartLateralObstacle_Evitement (mètres)	NS	NR	4.11	0.32	75	4.12
		R	4.13	0.25		
	S	NR	4.02	0.32		4.05
		R	4.09	0.34		
AccLat_Evitement (m/s ²)	NS	NR	0.027	0.012	75	0.029
		R	0.030	0.013		
	S	NR	0.032	0.020		0.033
		R	0.035	0.028		
SWRR_Evitement (Nombre/minute)	NS	NR	23.88	12.12	75	23.71
		R	23.54	12.34		
	S	NR	26.98	14.14		25.86
		R	24.74	12.89		
TauxFranchissementLigne_Evitement (% de la durée de la fenêtre)	NS	NR	26.57	23.81	75	25.30
		R	24.04	22.74		
	S	NR	18.20	22.21		19.39
		R	20.58	22.31		

Expérimentation 2

Entre les conditions S et NS, nous retrouvons un effet principal du stress sur le taux d'inversion du volant (SWRR) dans la fenêtre d'évitement ($F(1,74)=4.35$, $p=.04$, $\eta^2=.015$). Nous retrouvons également un impact du stress sur l'accélération latérale dans cette fenêtre $F(1,74)=6.00$, $p=.017$, $\eta^2=.024$). Ces deux variables présentent des valeurs plus élevées dans les conditions avec stress.

L'effet principal du stress se retrouve lors de l'évitement sur le pourcentage de franchissement de ligne continue ($F(1,74)=6.88$, $p=.011$, $\eta^2=.027$) ainsi que sur la distance latérale à l'obstacle dépassé ($F(1,74)=5.35$, $p=.023$, $\eta^2=.021$), avec une réduction de ces valeurs dans les conditions avec stress.

Concernant l'utilisation des pédales pour effectuer la reprise en mains, nous retrouvons un impact du stress sur le pourcentage d'enfoncement maximal de la pédale d'accélérateur ($F(1,36)=9.514$, $p=.004$, $\eta^2=.066$) qui est significativement plus élevée dans les conditions avec stress.

Nous récapitulons ces résultats dans la Figure 71 ci-dessous.

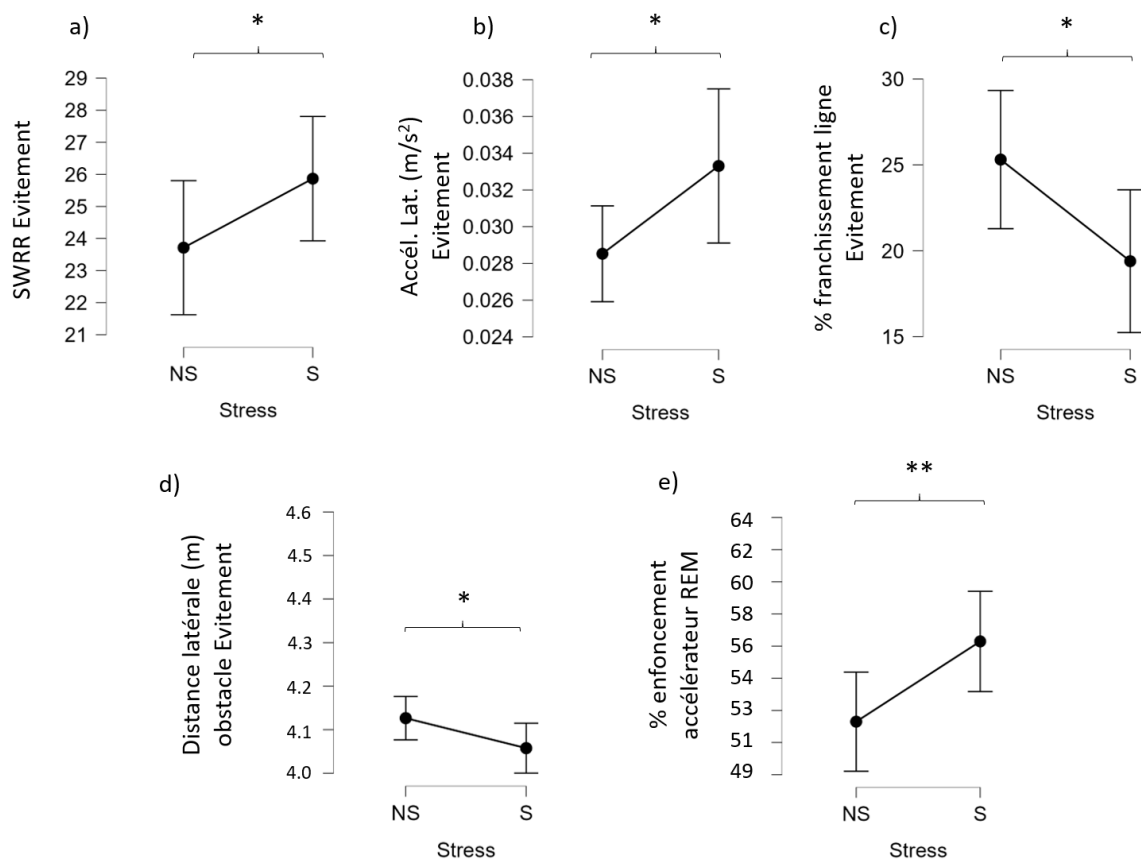


Figure 71 : Résultats obtenus lors de l'évitement sur le taux d'inversion du volant (a), l'accélération latérale (b), le taux de franchissement de ligne (c), la distance latérale à l'obstacle dépassé (d), ainsi que le pourcentage d'enfoncement maximal de la pédale d'accélérateur lors de la REM (e). Concernant la p-value, * indique une p-value $<.05$, ** indique une p-value $<.01$. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.

En outre, afin de visualiser la magnitude de l'écart latéral lors du changement de voie, nous avons représenté les parcours des participants moyennés dans les conditions NS et S (Figure 72a). A titre d'illustration, nous avons également représenté en Figure 72b le parcours pour un participant (P72) ayant l'écart le plus important entre les conditions S et NS. Les comparaisons pour les autres variables ne sont pas significatives.

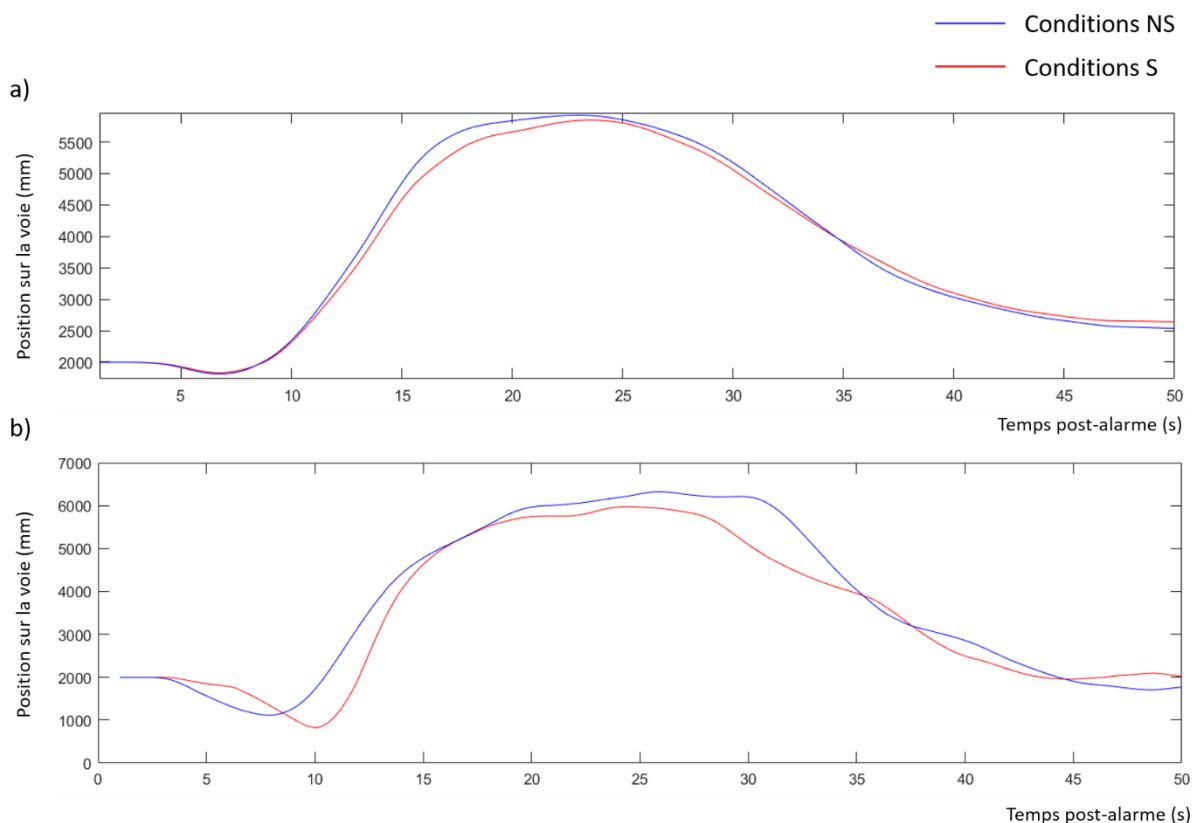


Figure 72 : Position du centre du véhicule sur la voie, dans les 50 secondes suivant l'envoi de l'alarme sonore de demande de REM, selon les conditions S ou NS. En ordonnées, l'index 2000 correspond au centre de la voie de droite, l'index 3500 correspond à la ligne discontinue entre la voie de droite et la voie de gauche, tandis que l'index 7000 correspond au terre-plein central de l'autoroute. L'obstacle est situé à l'index 1500. Le panel a) correspond à la moyenne des positions de l'ensemble des participants tandis que le panel b) correspond à la moyenne des positions du participant présentant l'écart le plus important entre les conditions.

Impact du stress sur la conduite manuelle post-REM

Le Tableau 25 résume les moyennes brutes, ainsi que les moyennes marginales des paramètres physiologiques significatifs pour les comparaisons entre les conditions avec (SNR ; SR) et sans stress (NSNR ; NSR) dans la fenêtre POST. Les valeurs moyennes pour l'ensemble des variables peuvent être retrouvées en Annexe Be3, [page 315](#).

Expérimentation 2

Tableau 25 : Moyennes et écarts types des paramètres physiologiques significatifs dans la fenêtre POST pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (S) et sans stress (NS). Certains paramètres ont été normalisés par la baseline des participants (voir section précédente portant sur les traitements de données). Les moyennes rapportées sont calculées sur les participants inclus dans l'analyse globale.

Paramètre	Stress	Régulation	Moyenne	SD	N	Moyennes marginales
HR_POST (bpm normalisé)	NS	NR	-0.009	0.066	72	0.008
		R	0.026	0.068		
	S	NR	0.008	0.065		0.023
		R	0.038	0.076		
Nscrs_POST (nombre)	NS	NR	6.26	4.44	38	7.35
		R	8.44	6.02		
	S	NR	6.15	4.76		6.23
		R	6.31	4.81		
AmpScrs_POST (μS)	NS	NR	0.20	0.05	31	0.21
		R	0.21	0.06		
	S	NR	0.20	0.05		0.19
		R	0.19	0.05		

Concernant les variables physiologiques dans la fenêtre POST, nous retrouvons une augmentation significative du rythme cardiaque dans les conditions avec stress ($F(1,71)=16.45$, $p<.001$, $\eta^2=.037$). Nous retrouvons également une réduction significative du nombre de réponses électrodermales phasiques ($F(1,37)=6.60$, $p=.014$, $\eta^2=.043$), ainsi que de l'amplitude moyenne de ces réponses ($F(1,30)=4.87$, $p=.035$, $\eta^2=.042$). Ces résultats sont récapitulés dans la Figure 73 ci-dessous.

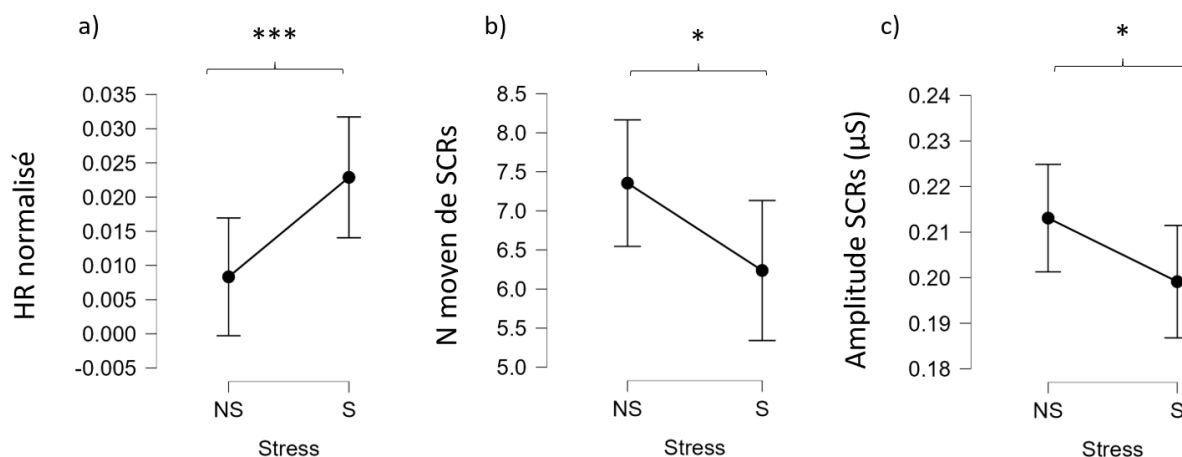


Figure 73 : Résultats obtenus dans la fenêtre POST, sur le rythme cardiaque normalisé (a), le nombre de réponses électrodermales (b), l'amplitude des réponses évoquées (c). Concernant la p -value, * indique une p -value $< .05$, *** indique une p -value $< .001$. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.

Les autres comparaisons n'ont pas retourné d'effet significatif de l'induction du stress sur la physiologie dans la fenêtre POST.

Concernant les variables comportementales, nous avons retrouvé un effet du stress sur la vitesse moyenne ($F(1,74)=7.57$, $p=.007$, $\eta^2=.031$), qui était plus élevée dans les condition sans stress ($M = 102.97$, $SD = 0.253$) que dans les condition avec stress ($M = 102.47$, $SD = 0.308$). Les moyennes pour les autres paramètres sont reportées en Annexe Be4, [page 317](#).

II.3.3 Objectif 2 et 3 : étude des variables individuelles influençant l'aspect subjectif du stress et de sa régulation

Cette partie présente les résultats obtenus par le biais d'analyses en régression logistiques menées en différentes étapes pour étudier les variables individuelles influençant le stress et la régulation. Le nombre de données incluse par participant pouvant légèrement varier dans chaque étape (e.g. dans le cas où des retraits de données physiologiques ont été opérés), le nombre de participants inclus par groupe dans ces différentes étapes peut également varier. Comme relevé dans la section analyses, nous n'avons pas inclus les variables pour lesquels un nombre important de retraits ont été effectués.

Identification des variables individuelles impactant la probabilité de ressentir du stress dans un contexte de conduite autonome de niveau 3 avec NDRT et reprise en main.

Stress, Étape I, volet 1 : Variables liées aux questionnaires

Dans ce premier volet d'analyses, nous avons cherché à évaluer l'importance des variables issues des questionnaires (DBQ, Personnalité, intéroception, groupe d'âge). Nous avons introduit au pas 1 les variables suivantes :

-Le groupe d'âge : jeunes et âgés.

-Les traits de personnalité : Extraversion et Neuroticisme.

-Les 6 dimensions du DBQ : DBQ1 Erreurs dangereuses; DBQ2 Erreurs d'inattention; DBQ3 Erreurs d'inexpérience; DBQ4 Violations ordinaires; DBQ5 Violations agressives; DBQ6 Comportements positifs.

-Les 3 dimensions du THISQ : Activation et désactivation cardiorespiratoire; gastroesophageal.

Le nombre total de participants inclus dans les modèles était de 62 (31 par groupe). **Au bout de la 13^{ème} itération, le modèle n'était pas significatif ($\chi^2(1) = -2.049$, $p = .152$) et n'a conservé aucune des variables introduites au pas 1.**

Stress, Étape I, volet 2 : Variables physiologiques

Dans ce deuxième volet, nous avons investigué l'importance des variables physiologiques dans les fenêtres PRE et POST de la condition NSNR que nous considérons ainsi comme une mesure de la *baseline* des participants dans le contexte spécifique de conduite autonome de niveau 3. Nous avons introduit au pas 1 les variables suivantes issues des fenêtres PRE et POST :

- HR, RMSSD, BR et TauxSoupirs.

Le nombre total de participants inclus dans les modèles était de 57 (27 dans le groupe Stress, 30 dans le groupe NonStress). **Au bout du pas 8, le modèle était significatif ($\chi^2(1) = 4.869$, $p = .027$). Il permettait de classifier correctement 59.6% des observations.** Il conservait la variable TauxSoupirs_POST ainsi que la constante qui présentaient les statistiques résumées dans le Tableau 26 ci-dessous.

Tableau 26 : Récapitulatif des variables conservées dans le modèle portant sur la classification du stress pour le volet 2 de l'étape I, au terme du pas 8.

Variable	B	E.S	Wald	ddl	Sig.	Exp(B)	Intervalle de confiance 95%	
							pour EXP(B)	
							Inférieur	Supérieur
TauxSoupirs_POST_NSNR	-0.406	0.208	3.793	1	0.051	0.666	0.443	1.003
Constante	0.244	0.313	0.609	1	0.435	1.277		

Stress, Étape I, volet 3 : Variables comportementales de conduite

Dans ce troisième volet, nous avons investigué l'importance du comportement de conduite lors de la reprise en main et de la conduite manuelle dans la condition SNR. Nous avons introduit dans le modèle les variables suivantes au pas 1 :

- En lien avec la reprise en main : TR_REM ; ObstacleTTC_Control ; SDangleVolant_Control ; SWRR_control ; VitesseMoyenne_Control ; ObstacleTTC_Evitement ; VitesseMoyenne_Evitement ; TauxInfractionVitesse_Evitement ; SWRR_Evitement ; AngleMaxVolant_Evitement ; SDangleVolant_Evitement ; AccLong_Evitement ; AccLat_Evitement ; TauxFranchissementLigne_Evitement ; SDpositionVoie_Evitement ; EcartLateralObstacle_Evitement.
- En lien avec la conduite manuelle : VitesseMoyenne_POST ; TauxInfractionVitesse_POST ; VitesseMoyenneInfractions_POST ; MoyenneVoie_POST ; SDpositionVoie_POST ; EcartLateralDepassement_POST ; NombreChangementVoie_POST ; TauxFranchissementLigne_POST ; SWRR_POST.

Le nombre total de participants inclus dans les modèles était de 43 (19 dans le groupe Stress, 24 dans le groupe NonStress). **Au bout du pas 24, le modèle était significatif ($\chi^2(3)=9.025$, $p=.029$). Il permettait de classer correctement 67.4% des observations.** Il conservait les variables VitesseMoyenne_Evitement, SWRR_Evitement, SDangleVolant_Evitement, ainsi que la constante qui présentaient les statistiques résumées dans le Tableau 27 ci-dessous.

Tableau 27 : Récapitulatif des variables conservées dans le modèle portant sur la classification du stress pour le volet 3 de l'étape I, au terme du pas 22.

Variable	B	E.S	Wald	ddl	Sig.	Exp(B)	Intervalle de confiance	
							95% pour EXP(B)	
							Inférieur	Supérieur
VitesseMoyenne_Evitement	-0.086	0.050	2.953	1	0.086	0.918	0.832	1.012
SWRR_Evitement	-0.083	0.038	4.699	1	0.030	0.920	0.853	0.992
SDangleVolant_Evitement	0.035	0.014	5.955	1	0.015	1.035	1.007	1.064
Constante	4.015	3.688	1.185	1	0.276	55.446		

Stress, Étape II : regroupement des variables

Nous avons, dans cette seconde étape, regroupés les paramètres pour lesquels nous avons obtenus des valeurs significatives lors des analyses de la première étape. Ainsi, les variables suivantes ont été introduites :

- Variable physiologique : TauxSoupirs _POST_NSNR.
- Variables de conduite (mesurées dans la condition SNR) : VitesseMoyenne_Evitement, SWRR_Evitement, SDangleVolant_Evitement.

Le nombre total de participants inclus dans les modèles était de 59 (28 dans le groupe Stress, 31 dans le groupe NonStress). Le pas 1 du modèle retourne une valeur significative ($\chi^2(4)=16.374$, $p<.01$).

Le R^2 de Cox et Snell et celui de Nagelkerke étaient respectivement de 0.242 et de 0.323, indiquant que le modèle n'explique qu'entre 24% et 32% de la variance de la probabilité d'appartenir au groupe Stress.

Le test de Hosmer-Lemeshow indique qu'il n'existe pas de différence significative entre les valeurs prédites et observées du modèle ($\chi^2(8)=14.647$, $p>.05$). Le modèle est donc bien ajusté aux données (Hosmer et al., 2013).

Ce modèle permet de classifier correctement 71.2% des observations. Nous présentons le résultat de la classification dans le Tableau 28 ci-dessous, permettant notamment d'avoir une vue sur la sensibilité (associé au taux de vrais positifs) et la spécificité (associée au taux de vrais négatifs) de notre modèle.

Tableau 28 : Table de classification du modèle intégrant les variables retenues aux étapes précédentes pour classifier le stress.

Observé	Prévisions		
	Non stress (0)	Stress (1)	Pourcentage correct
Non stress (0)	21	10	67.7 (sensibilité)
Stress (1)	7	21	75.0 (spécificité)
Pourcentage global			71.2

L'ensemble des variables introduites a été conservé, nous reportons dans le Tableau 29 ci-dessous les statistiques y étant associées.

Tableau 29 : Récapitulatif des variables conservées dans le modèle portant sur la classification du stress pour l'étape II, au terme du pas 1.

Variable	B	E.S	Wald	ddl	Sig.	Exp(B)	Intervalle de confiance	
							95% pour EXP(B)	
							Inférieur	Supérieur
TauxSoupirs_POST_NSNR	-0.417	0.226	3.397	1	0.065	0.659	0.423	1.027
VitesseMoyenne_Evitement	-0.073	0.037	3.918	1	0.048	0.929	0.864	0.999
SWRR_Evitement	-0.102	0.038	7.105	1	0.008	0.903	0.838	0.973
SDangleVolant_Evitement	0.03	0.012	6.676	1	0.010	1.03	1.007	1.054
Constante	4.595	3.003	2.342	1	0.126	99.016		

L'étude des $\exp(b)$ (correspondant aux *odd ratio*) nous donne les informations suivantes :

- Concernant la variable TauxSoupirs_POST_NSNR, celle-ci possède un coefficient b négatif, et un $\exp(b)$ de 0.659: cela signifie qu'une augmentation de cette variable diminue la probabilité d'appartenir au groupe Stress d'un facteur de $1/0,659 = 1.51$. En d'autres termes, **une personne ayant une moindre tendance aux soupirs en conduite manuelle a plus de chances d'être stressée dans la condition SNR.**
- Concernant les variables en lien avec la conduite : La variable VitesseMoyenne_Evitement, possède coefficient b négatif et un coefficient $\exp(b)$ est de 0.929 : cela signifie qu'une augmentation de cette variable diminue également la probabilité d'appartenir au groupe Stress d'un facteur de $1/0.929=1.07$. **Plus la vitesse lors de l'évitement est importante et moins la personne a de chance d'être stressée dans la condition SNR.** La variable SWRR_Evitement, possède un coefficient b qui est également négatif, son coefficient $\exp(b)$ est de 0.903 : une augmentation de cette variable diminue la probabilité d'appartenir au groupe Stress d'un facteur de $1/0.903=1.10$. **Plus le taux d'inversion du volant lors de l'évitement est important, moins la personne a de chance d'être stressée dans la condition SNR.** Enfin, en ce qui concerne la variable SDangleVolant_Evitement, son coefficient b est positif, et son coefficient $\exp(b)$ est de 1.03 : une augmentation de cette variable augmente la probabilité d'appartenir au groupe Stress d'un facteur de 1.03. **Plus l'écart-type des angles du volant lors de l'évitement est important, plus la personne aura de chance d'être stressée dans la condition SNR.**

Sur la base des probabilités associés à chaque individu, ainsi que des classes observées et prédites, nous pouvons tracer la Figure 74 permettant d'illustrer la performance du modèle.

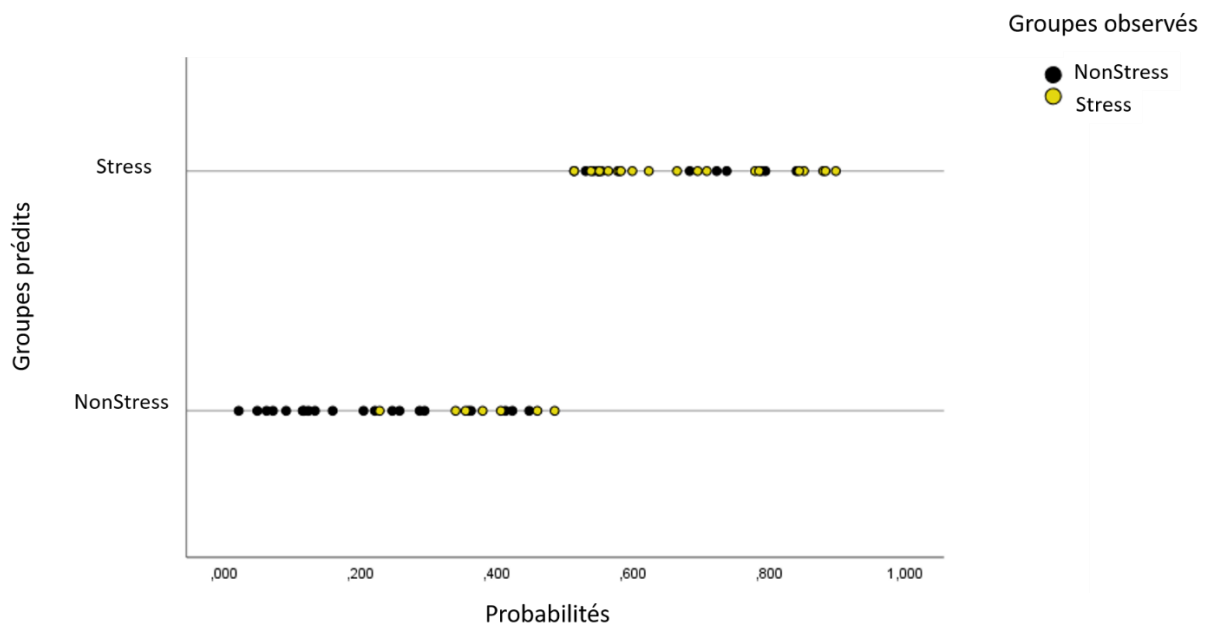


Figure 74 : Relation entre les prédictions des groupes Stress et NonStress en abscisses en fonction des probabilités affectées à chaque individu par le modèle final en ordonnées. Les couleurs indiquent le regroupement observé dans les données.

Enfin, en termes de performance, nous avons calculés la courbe ROC permettant d'obtenir des indications supplémentaires concernant la performance de notre modèle pour classer les individus.

L'aire sous la courbe (AUC), traduisant le rapport spécificité/sensibilité est de 0.783. Selon Hosmer et al., (2013), **cette valeur indique une discrimination acceptable des données par le modèle.**

Identification des variables individuelles impactant la probabilité de réguler le stress ressenti dans un contexte de conduite autonome de niveau 3 avec NDRT et reprise en main

Vérification préalable de la qualité du suivi du bracelet par les participants

Le Tableau 30 ci-dessous résume les moyennes brutes et marginales des paramètres respiratoires normalisés pour les conditions avec (NSR, SR) et sans régulation (NSNR, SNR) dans la fenêtre POST.

Tableau 30 : Moyennes et écarts types des paramètres respiratoires dans la fenêtre POST, pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (R) et sans (NR) régulation. Le rythme respiratoire (BR) a été normalisé par la baseline des participants (voir section précédente portant sur le traitement des données).

Paramètre	Régulation	Stress	Moyenne	SD	N	Moyennes marginales
BR_POST	NR	NS	0.246	0.245	71	0.243
		S	0.239	0.251		
	R	NS	-0.211	0.087		-0.209
		S	-0.207	0.088		
TauxSoupirs_POST	NR	NS	0.912	1.589	75	0.937
		S	0.963	1.743		
	R	NS	0.610	1.589		0.470
		S	0.330	1.366		

Nous retrouvons une réduction significative du rythme respiratoire des participants dans les conditions R ($F(1,70)=284.93$, $p<.001$, $\eta^2=.770$). La valeur respiratoire moyenne non normalisée est de 18 cycles/minute pour les conditions sans régulation, et passe à 11 cycles/minute avec la régulation active. La réduction entre les conditions avec et sans régulation est en moyenne de 35% ce qui correspond à ce que nous attendions dans le cas où les participants suivaient la régulation. Nous retrouvons également une réduction significative du taux de soupirs par minute dans les conditions R, ($F(1,74)=4.48$, $p=.038$, $\eta^2=.028$). Ces résultats sont illustrés dans la Figure 75 ci-dessous.

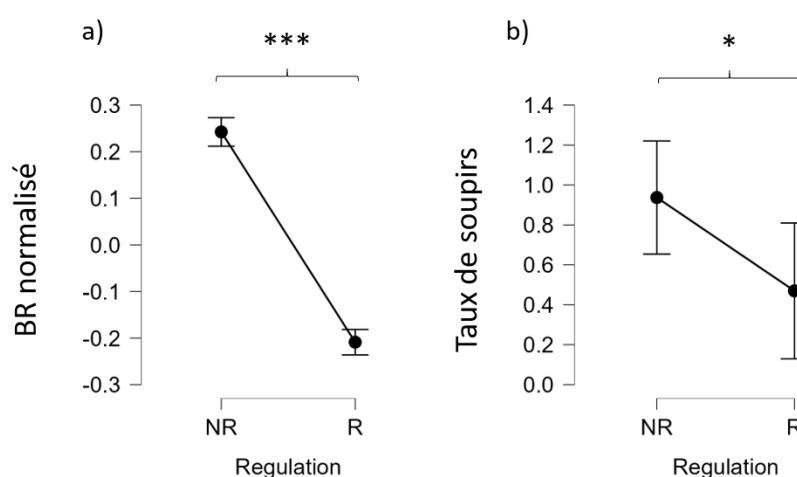


Figure 75 : Résultats obtenus dans la fenêtre POST, sur le rythme respiratoire normalisé (a), ainsi que sur le taux de soupirs (b). Concernant la p -value, * indique une p -value $<.05$, *** indique une p -value $<.001$. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.

Régulation, Étape I, volet 1 : Variables liées aux questionnaires

Dans ce premier volet d'analyses, nous avons cherché à évaluer l'importance des variables propres à l'individu, issues des questionnaires (DBQ, Personnalité, intéroception, groupe d'âge, évaluation du bracelet et habitude de respiration guidée), ainsi que le rythme délivré par le bracelet. Nous avons ainsi introduit au pas 1 les variables suivantes :

- Le groupe d'âge : jeunes et âgés.
- Les 3 traits de personnalité : Ouverture, Extraversion et Neuroticisme.
- Les 6 dimensions du DBQ : DBQ1Erreurs dangereuses ; DBQ2Erreurs d'inattention ; DBQ3Erreurs d'inexpérience ; DBQ4Violations ordinaires ; DBQ5Violations agressives ; DBQ6Comportements positifs.
- Les 3 dimensions du THSQ : Activation et désactivation cardiorespiratoire ; Gastroesophageal.
- L'habitude de la pratique de techniques de respiration guidée : habitué ou non.
- Le ressenti du bracelet selon les trois questionnaires : DiscriminationVibrations ; SynchronisationVibrations ; DistractionConduite.
- Le rythme respiratoire cible qui était délivré par le bracelet : BFGoal.

Le nombre total de participants inclus dans les modèles était de 64 (30 dans le groupe *Regul*, 34 dans le groupe *NonRegul*). **Au bout du pas 14, le modèle était significatif ($\chi^2(5)=13.495$, $p=.019$). Il permettait de classifier correctement 71.9% des observations.** Il conservait les variables DBQ2Erreurs d'inattention, DBQ6Comportements positifs, DiscriminationVibrations, SynchronisationVibrations, le regroupement par l'âge, ainsi que la constante qui présentaient les statistiques résumées dans le Tableau 31 ci-dessous.

Tableau 31 : Récapitulatif des variables conservées dans le modèle portant sur la classification de la régulation pour le volet 1 de l'étape 1, au terme du pas 14.

Variable	B	E.S	Wald	ddl	Sig.	Exp(B)	Intervalle de confiance	
							95% pour EXP(B)	
							Inférieur	Supérieur
DBQ2Erreursdinattention	0.912	0.490	3.457	1	0.063	2.488	0.952	6.504
DBQ6comportementspositifs	1.082	0.525	4.254	1	0.039	2.950	1.055	8.246
DiscriminationVibrations	0.036	0.021	2.926	1	0.087	1.037	0.995	1.081
SynchronisationVibrations	-0.039	0.019	4.531	1	0.033	0.961	0.927	0.997
GroupeAge(1)	1.399	0.783	3.189	1	0.074	4.051	0.873	18.803
Constante	-7.434	3.069	5.867	1	0.015	0.001		

Régulation, Étape I, volet 2 : Variables physiologiques

Dans ce deuxième volet, nous avons investigué l'importance des variables physiologiques dans les fenêtres PRE et POST de la condition NSNR que nous considérons ainsi comme une mesure de la *base-line* des participants dans le contexte spécifique de conduite autonome de niveau 3. Nous avons introduit au pas 1 les variables suivantes, dans les fenêtres PRE et POST :

- HR, RMSSD, BR et TauxSoupirs.

Le nombre total de participants inclus dans les modèles était de 61 (28 dans le groupe *Regul*, 33 dans le groupe *NonRegul*). **Au bout du pas 9, le modèle n'était pas significatif ($\chi^2(1)=-2.444$, $p>.05$) et ne conservait aucune des variables introduites au pas 1.**

Nous avons également investigué l'impact des variables physiologiques dans la condition SR pour la fenêtre PRE uniquement. Les variables ainsi incluses étaient les suivantes :

- HR, RMSSD, BR, TauxSoupirs et DiffGoal2Achieved (renvoyant à la qualité du suivi de la consigne respiratoire par le participant).

Le nombre total de participants inclus dans les modèles était de 60 (27 dans le groupe *Regul*, 33 dans le groupe *NonRegul*). **Au bout du pas 6, le modèle n'était pas significatif ($\chi^2(1)=-2.452$, $p>.05$) et ne conservait aucune des variables introduites au pas 1.**

Régulation, Étape I, volet 3 : Variables comportementales de conduite

Dans ce troisième volet, nous avons investigués l'importance des variables comportementales liées à la reprise en main dans la condition SR. Nous avons introduit dans le modèle les variables suivantes au pas 1 :

- TR_REM; ObstacleTTC_controle; SDangleVolant_Control; SWRR_Control, VitesseMoyenne_Control ; ObstacleTTC_Evitement; VitesseMoyenne_Evitement; TauxInfractionVitesse_Evitement; SWRR_Evitement; AngleMaxVolant_Evitement; SDangleVolant_Evitement; AccLong_Evitement; AccLat_Evitement; TauxFranchissementLigne_Evitement; SDpositionVoie_Evitement; EcartLateralObstacle; InteractionPostAlarm_REM.

Le nombre total de participants inclus dans les modèles était de 64 (30 dans le groupe *Regul*, 34 dans le groupe *NonRegul*). **Au bout du pas 16, le modèle était significatif ($\chi^2(2)=7.202$, $p=.027$). Il permettait de classer correctement 60.9% des observations.** Il conservait les variables SWRR_Control, VitesseMoyenne_Evitement, ainsi que la constante qui présentaient les statistiques résumées dans le Tableau 32 ci-dessous.

Tableau 32: Récapitulatif des variables conservées dans le modèle portant sur la classification de la régulation pour le volet 3 de l'étape 1, au terme du pas 15.

Variable	B	E.S	Wald	ddl	Sig.	Exp(B)	Intervalle de confiance	
							95% pour EXP(B)	
							Inférieur	Supérieur
SWRR_Control	-0.024	0.013	3.365	1	0.067	0.976	0.951	1.002
VitesseMoyenne_Evitement	0.052	0.027	3.835	1	0.050	1.054	1.000	1.110
Constante	-3.886	2.389	2.645	1	0.104	0.021		

Nous avons également investigué l'importance des variables comportementales liées à la conduite manuelle dans la condition SR, en introduisant les variables suivantes au pas 1 d'un nouveau modèle :

- VitesseMoyenne_POST; TauxInfractionVitesse_POST; VitesseMoyenneInfractions_POST; MoyenneVoie_POST ; SDpositionVoie_POST; EcartMaxDepassement_POST; NombreChangementVoie_POST; TauxFranchissementLigne_POST ; SWRR_POST.

Le nombre total de participants inclus dans les modèles était de 45 (21 dans le groupe *Regul*, 24 dans le groupe *NonRegul*). **Au bout du pas 10, le modèle était significatif ($\chi^2(1)=5.405$, $p=.02$). Il permettait de classer correctement 60% des observations.** Il conservait la variable SWRR_POST, ainsi que la constante qui présentaient les statistiques résumées dans le Tableau 33 ci-dessous.

Tableau 33 : Récapitulatif des variables conservées dans le modèle portant sur la classification de la régulation pour l'étape III, au terme du pas 15.

Variable	B	E.S	Wald	ddl	Sig.	Exp(B)	Intervalle de confiance 95%	
							pour EXP(B)	
							Inférieur	Supérieur
SWRR_POST	-0.303	0.141	4.592	1	0.032	0.739	0.560	0.974
Constante	1.660	0.876	3.590	1	0.058	5.261		

Régulation, Étape II : regroupement des variables

Nous avons, dans cette seconde étape, regroupés les paramètres pour lesquels nous avons obtenus des valeurs significatives lors des analyses de la première étape. Ainsi, les variables suivantes ont été introduites :

- Variable questionnaire : Groupe âge ; DBQ2Erreurs d'inattention ; DBQ6Comportements positifs ; DiscriminationVibrations ; SynchronisationVibrations
- Variables de conduite : SWRR_Controlle ; VitesseMoyenne_Evitement ; SWRR_POST

Le nombre total de participants inclus dans les modèles était de 64 (30 dans le groupe *Regul*, 34 dans le groupe *NonRegul*). Le pas 3 du modèle retourne une valeur significative ($\chi^2(5)=27.260$, $p<.001$).

Le R^2 de Cox et Snell et celui de Nagelkerke étaient respectivement de 0.347 et de 0.463, indiquant que le modèle explique qu'entre 34% et 46% de la variance de la probabilité d'appartenir au groupe *Regul*.

Le test de Hosmer-Lemeshow indique qu'il n'existe pas de différence significative entre les valeurs prédites et observées du modèle ($\chi^2(8)=9.067$, $p>.1$). Le modèle est donc bien ajusté aux données.

Ce modèle permet de classier correctement 76.6% des observations. Nous présentons le résultat de la classification dans le Tableau 34 ci-dessous, permettant notamment d'avoir une vue sur la sensibilité (associé au taux de vrais positifs) et la spécificité (associée au taux de vrais négatifs) de notre modèle.

Tableau 34 : Table de classification du modèle intégrant les variables retenues aux étapes précédentes pour classer la régulation.

Observé	Prévisions		
	Non Régulé (0)	Régulé (1)	Pourcentage correct
Non Régulé (0)	27	7	79.4 (sensibilité)
Régulé (1)	8	22	73.3 (spécificité)
Pourcentage global			76.6

Le modèle conservait au pas 3 les variables suivantes : DBQ2-Erreurs d'inattention ; DBQ6-Comportements positifs ; SynchronisationVibrations ; SWRR_Controle ; VitesseMoyenne_Evitement. Nous reportons dans le Tableau 35 ci-dessous les statistiques associées à ces variables.

Tableau 35 : Récapitulatif des variables conservées dans le modèle portant sur la classification de la régulation pour l'étape II, au terme du pas 3.

Variable	B	E.S	Wald	ddl	Sig.	Exp(B)	Intervalle de confiance	
							95% pour EXP(B)	
							Inférieur	Supérieur
DBQ2ErreursInattention	1.881	0.655	8.254	1	0.004	6.560	1.818	23.668
DBQ6comportementsPositifs	1.595	0.584	7.466	1	0.006	4.926	1.570	15.461
SynchronisationVibrations	-0.026	0.012	4.585	1	0.032	0.974	0.951	0.998
SWRR_Controle	-0.059	0.020	9.055	1	0.003	0.942	0.906	0.979
VitesseMoyenne_Evitement	0.094	0.035	7.054	1	0.008	1.099	1.025	1.178
Constante	-16.887	5.219	10.469	1	0.001	0.000		

L'étude des $\exp(b)$ (correspondant aux *odd ratio*) nous donne les informations suivantes :

- Concernant la variable DBQ2Erreurs d'inattention, celle-ci possède un coefficient b positif, et un $\exp(b)$ de 6.560 : cela signifie qu'une augmentation de cette variable augmente la probabilité d'appartenir au groupe Régulé d'un facteur de 6.560. En d'autres termes, **une personne reportant avoir des erreurs de conduites dues à l'inattention a plus de chances d'être régulée par le bracelet.**
- Concernant la variable DBQ6Comportements positifs, celle-ci possède un coefficient b positif, et un $\exp(b)$ de 4.926 : cela signifie qu'une augmentation de cette variable augmente la pro-

tabilité d'appartenir au groupe Régulé d'un facteur de 4.926. En d'autres termes, **une personne reportant avoir des comportements positifs de conduite a plus de chances d'être régulée par le bracelet.**

- Concernant la variable SynchronisationVibrations, celle-ci possède un coefficient b négatif, et un $\exp(b)$ de 0.974 : cela signifie qu'une augmentation de cette variable diminue la probabilité d'appartenir au groupe Régulé d'un facteur de $1/0.974=1.02$. En d'autres termes, **une personne ayant indiqué avoir plus de difficulté à se synchroniser avec les vibrations du bracelet a moins de chances d'être régulée par le bracelet.**
- Concernant les variables de conduite, la variable SWRR_Controlle, possède un coefficient b négatif, et un coefficient $\exp(b)$ est de 0.942 : cela signifie qu'une augmentation de cette variable diminue la probabilité d'appartenir au groupe Régulé d'un facteur de $1/0.942=1.06$. **Plus le taux d'inversion du volant lors de la phase de reprise de contrôle dans la condition SR est important et moins la personne a de chance d'être régulée par le bracelet.** La variable VitesseMoyenne_Evitement, possède un coefficient b positif, et un coefficient $\exp(b)$ est de 1.099 : cela signifie qu'une augmentation de cette variable diminue la probabilité d'appartenir au groupe Régulé d'un facteur de 1.099. **Plus la vitesse lors de la phase d'évitement est importante dans la condition SR, plus la personne a de chance d'être régulée par le bracelet.**

Sur la base des probabilités associés à chaque individu, ainsi que des classes observées et prédites, nous pouvons tracer la Figure 76 suivant permettant d'illustrer la performance du modèle.

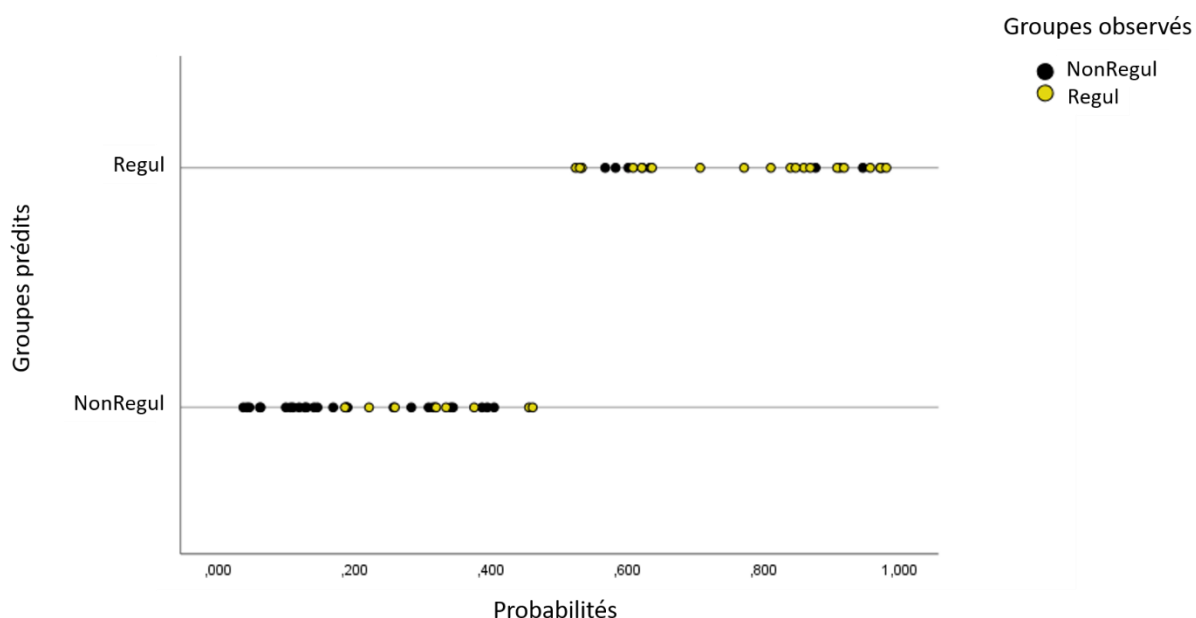


Figure 76 : Relation entre les prédictions des groupes Regul et NonRegul en abscisses en fonction des probabilités affectées à chaque individu par le modèle final en ordonnées. Les couleurs indiquent le regroupement observé dans les données.

Enfin, en termes de performance, nous avons également calculé les paramètres associés à la courbe ROC permettant d'obtenir des indications supplémentaires concernant la performance de notre modèle pour classer les individus. L'aire sous la courbe (AUC), traduisant le rapport spécificité/sensibilité est de 0.854. Selon Hosmer et al., (2013), **cette valeur indique une discrimination excellente des données par le modèle.**

Résultats de la seconde étude en bref

Dans les conditions *NDRT avec stress*, nous retrouvons des effets du stress sur les dimensions subjectives et physiologiques de la réponse au stress :

- Diminution des ressentis positifs et augmentation des ressentis négatifs (évalués pour l'ensemble de la condition). En parallèle, augmentation du rythme cardiaque, respiratoire, du taux de soupirs, et du nombre de réponses électrodermales phasiques en conduite autonome. Nous retrouvons également une réduction de l'amplitude moyenne de ces réponses.

Concernant l'étude de l'impact des conditions *NDRT avec stress* sur la reprise en main, nous retrouvons :

- Diminution de la réponse évoquée aux alarmes de REM et une augmentation des d'interactions avec la NDRT après l'envoi de l'alarme.
- Augmentation du taux d'enfoncement de la pédale de frein lors de la reprise de contrôle, du SWRR, de l'accélération latérale, et de lors de la phase d'évitement. Diminution du taux de franchissement de ligne continue et du de la distance à l'obstacle lors de l'évitement. Les tailles d'effet associées à ces différences sont faibles.

Concernant l'étude de l'impact des conditions *NDRT avec stress* sur les variables physiologiques dans la phase de conduite manuelle, nous retrouvons une augmentation du rythme cardiaque et une réduction du nombre de réponses électrodermales phasiques ainsi que de l'amplitude moyenne de ces réponses. Les tailles d'effets de ces différences sont, ici aussi, faibles.

Concernant l'étude des traits individuels influençant la probabilité de ressentir du stress (dans la condition *avec stress sans guide respiratoire -SNR*) et de la régulation (entre la condition *SNR* et la condition *avec stress avec guide respiratoire -SR*), nous avons retrouvé :

- Pour la **probabilité de ressentir du stress** : l'écart type de l'angle du volant lors de l'évitement avait une influence positive, le SWRR et la vitesse moyenne lors de l'évitement avait une influence négative. Ces variables ont été mesurées dans la condition *SNR*. En outre, le taux de soupirs en condition *sans stress et sans guide respiratoire* avait aussi une influence négative.
- Pour la **probabilité de ressentir de la régulation** : la vitesse moyenne lors de l'évitement dans *SR*, et la tendance aux erreurs d'inattention, la tendance aux comportements positifs avaient une influence positive. La difficulté perçue de synchronisation avec le bracelet, et le SWRR lors de la phase de reprise de contrôle dans *SR* avaient une influence négative.

II.4. Discussion

Cette seconde étude se situait dans un contexte de conduite simulée. La conduite se composait de 3 phases : une phase autonome, suivie d'une reprise en main (REM) et d'une phase de conduite manuelle. Lors de la conduite autonome, les participants devaient réaliser une tâche non liée à la conduite (NDRT). Cette NDRT reprenait le jeu utilisé et validé dans notre première étude, et pouvait donc inclure ou non l'ajout de stressseurs (pression sociale, temporelle, de performance). La REM consistait, lors de l'émission d'une alerte sonore, à effectuer un évitement d'obstacle. Lors de la conduite manuelle, les participants étaient confrontés ou non à une technique visant à la régulation du stress, par le biais d'un guide haptique de réduction du rythme respiratoire basé sur le rythme respiratoire au repos des participant. Notre étude avait 3 objectifs principaux :

- Etudier l'impact du stress sur la phase de REM et de conduite manuelle qui s'ensuivait. Au regard de cet objectif, nous avons inclus un volet de validation de l'impact du stress lors de la conduite autonome.
- Vérifier l'efficacité d'une technique de régulation basée sur un guide respiratoire haptique sur le niveau de stress.
- Déterminer de l'influence de certains facteurs individuels sur l'impact du stress et sur l'efficacité de la régulation.

II.4.1 Impact du stress sur la conduite

Validation de l'induction du stress en conduite autonome

Dans un premier temps, il s'agissait de contrôler que la NDRT avait bien induit du stress dans la phase de conduite autonome. Nos analyses ont permis de retrouver les variations attendues sur les dimensions physiologique et subjective. Concernant la dimension physiologique, nous avons notamment retrouvé une augmentation des fréquences cardiaque et respiratoire, ainsi que du taux de soupirs par minute. Ces paramètres permettent ainsi de refléter l'augmentation de l'*arousal* en lien avec le stress. L'étude de la dimension subjective, nous a permis de retrouver une diminution du niveau moyen des ressentis positifs (associés à la joie, la motivation, la sérénité, et la confiance en soi) et une augmentation du niveau moyen de ressentis négatifs (tristesse, inquiétude sociale, insatisfaction, impatience, frustration). Ensemble, ces variations pourraient refléter une induction globale de *distress* par la NDRT dans la phase de conduite autonome.

Nous avons donc poursuivi l'étude des effets comportementaux et physiologiques de ce stress en lien avec la reprise en main.

Impact du stress sur la reprise en main

Nous avons cherché à valider les impacts du stress induit par la NDRT sur la phase de REM. Il s'agissait plus spécifiquement d'étudier si l'engagement dans la NDRT était bien favorisé par l'ajout du stress, cet engagement devant se refléter sur la réponse à l'alarme de REM. Pour ce faire, nous avons étudié la REM dans la fenêtre comprise entre l'envoi de l'alerte auditive et la réponse comportementale à cette alerte. Dans cette fenêtre, nous avons investigué des variables physiologiques et comportementales en lien avec le traitement de l'alerte. Nous avons également étudié la fenêtre liée au dépassement de l'obstacle sur la voie. Dans cette fenêtre, nous avons étudié les variables comportementales liées à la performance de conduite.

Concernant la première phase de la REM (réponse à l'alarme sonore), nos résultats montrent que l'amplitude de la réponse électrodermale évoquée à l'alerte de REM était diminuée dans les conditions avec stress. L'orientation de l'attention vers les stimuli auditifs peut être reflétée par les amplitudes des SCRs évoquées (Turpin et al., 1999). Nos résultats semblent donc montrer qu'avec le stress, l'orientation de l'attention vers l'alarme pourrait être limitée par l'engagement attentionnel vis-à-vis du jeu. Cette interprétation semble corroborée par nos analyses portant sur la présence d'interactions avec le jeu après l'envoi de l'alarme. Nous avons retrouvé que ces interactions étaient plus nombreuses lorsque le jeu présentait des facteurs de stress. Ce résultat peut être interprété au regard du modèle de Eysenck et al., (2007), dans la mesure où il pourrait illustrer un biais attentionnel envers le jeu et ses stressseurs, le rendant moins facilement interruptible et favorisant donc l'engagement attentionnel envers cette NDRT.

Nous n'avons cependant pas trouvé d'impacts du stress sur la réaction des participants en termes de temps de réaction ou de distance à la collision de l'obstacle, au moment de l'initiation de la reprise en main. Ceci pourrait indiquer que, même si le stress issu de la NDRT a le potentiel d'induire un engagement plus soutenu et de limiter l'orientation attentionnelle vers l'alarme, ces effets ne se traduisent pas par une performance comportementale de réponse à l'alarme dégradée.

Dans la phase suivante de la REM, liée à l'évitement de l'obstacle sur la voie, nous retrouvons des impacts du stress sur des variables liées au contrôle latéral et longitudinal du véhicule. Il faut cependant relever que, d'une part, les variables sur lesquelles nous retrouvons des différences ne constituent qu'une petite partie des variables que nous avons investiguées (6 sur 25), et que d'autre part, les tailles d'effets sont interprétables comme étant faibles (<0.13) (Bakeman, 2005). Nous avons illustré ce dernier élément à l'aide de la Figure 72, qui permet de montrer le faible impact des différences trouvées sur l'écart latéral maximal à l'obstacle, malgré leur significativité, et ce même chez le participant ayant les différences les plus importantes.

D'une manière générale, concernant la performance de reprise en main, il semblerait donc que l'impact de notre jeu ait été faible. Les effets perturbateurs du stress issu de la NDRT sur la REM pourraient avoir été atténués par le budget temps alloué. Ce budget temps de 11 secondes était similaire à celui utilisé dans d'autres études portant sur la conduite autonome de niveau 3 (Bueno et al., 2016), mais s'avérerait relativement long, en comparaison aux temps plus fréquemment utilisés dans la littérature (de l'ordre de 3 à 7 secondes, cf. Eriksson & Stanton, 2017). Notre choix portant sur le budget temps alloué aux participants se justifie par le fait que, dans des cas pratiques, il semble peu probable que l'opérateur ait à reprendre la main en cas de situation critique. Dans ces cas, une sécurisation du véhicule serait privilégiée dans le cadre de manœuvres d'urgence ou de manœuvres dite « à risque minimal »⁹. Les situations de reprise en main devraient donc concerner principalement des cas planifiés et offrant des budgets temps plus longs et similaires à celui que nous avons utilisé. Comme nous l'avons relevé dans le chapitre 2.2.3 portant sur la conduite autonome de niveau 3, les temps budgets longs peuvent allonger les temps de réponse aux demandes de REM, notamment en raison d'une confiance envers le système qui aurait ainsi pu favoriser l'engagement dans la REM.

Présence du stress en conduite manuelle post REM

Ayant validé l'induction du stress lors de la phase de conduite autonome, et retrouvé des impacts modérés de ce stress lors de la REM, nous avons ensuite cherché à identifier sa présence lors de la conduite manuelle, en comparant les conditions où il était induit (SNR, SR) avec les conditions où il ne l'était pas (NSNR, NSR).

Au niveau physiologique lors de la conduite manuelle, dans les conditions avec stress, nous avons relevé une augmentation faible du rythme cardiaque parallèle à une réduction du nombre et de l'amplitude des réponses électrodermales phasiques. Nous n'avons pas retrouvé d'effet du stress sur le rythme respiratoire.

Nous ne retrouvons donc pas le pattern de réponse physiologique liée au stress que nous avons précédemment trouvé. De plus, concernant les différences relevées sur le rythme cardiaque entre les conditions avec et sans stress, nous pouvons souligner que leur taille d'effet est moins élevée en conduite manuelle ($\eta^2=.037$) qu'en conduite autonome ($\eta^2=.397$). Avec le stress, nous devrions retrouver une augmentation globale de l'*arousal*, ce qui ne semble pas être le cas ici, comme le reflètent notamment les indicateurs de la réponse électrodermale, ainsi que les absences de différences pour les autres paramètres. Nous pourrions postuler que cette absence de différence pourrait être liée à un

⁹ Par exemple, ce cas d'usage est présent dans le décret français n° 2021-873 du 29 juin 2021 portant sur les conditions d'utilisation de véhicules autonomes : <https://www.legifrance.gouv.fr/jorf/id/JORFTEXT000043729532>

effet plafond de l'*arousal* se manifestant avec l'ajout de la conduite. Cependant, nous pouvons relever que les valeurs moyennes des variables physiologiques dans la fenêtre de conduite autonome, étaient globalement équivalentes ou plus élevées que celles mesurées dans la fenêtre de conduite manuelle (par exemple, le nombre moyen de SCRs dans la fenêtre autonome variait entre 10 et 12, tandis qu'il était compris entre 6 et 8 dans la fenêtre de conduite manuelle).

De la même façon, nous n'avons retrouvé l'effet du stress au niveau du comportement de conduite que sur la vitesse moyenne, laquelle était faiblement diminuée.

Ces résultats nous incitent à interpréter que, au moins concernant les variables investiguées, nous n'avons pas identifié la présence du stress en conduite manuelle à l'échelle de l'ensemble des participants. Avec cette interprétation, nous pourrions nous demander si la reprise en main et la conduite manuelle n'auraient pas été elles-mêmes des facteurs de régulation, de par la distraction qu'elles ont pu entraîner vis-à-vis de la NDRT. Une mesure des ressentis subjectifs spécifiquement associés à la conduite manuelle aurait ainsi été pertinente, afin d'affiner nos interprétations.

II.4.2 Influence des variables individuelles sur le stress et sur la régulation

Pour réaliser l'étude des variables individuelles pouvant influencer le stress et sa régulation, nous avons choisi d'avoir recours à des analyses en régression logistique sur des groupes. D'une part, en formant des groupes sur les individus ayant ressenti ou non du stress, et d'autre part sur ceux ayant ressenti ou non une diminution de leurs ressentis négatifs après avoir été confrontés au bracelet. Chacune de ces analyses a permis de déterminer quels étaient, parmi les variables individuelles que nous avons collectées, celles contribuant à la probabilité d'appartenir au groupe des individus ressentant du stress ou une régulation.

Analyses en lien avec la probabilité de ressentir du stress

Les analyses portant sur les facteurs associés à la probabilité de ressentir du stress dans la condition avec stress et sans régulation (SNR), nous ont permis de dégager deux catégories de variables, en lien avec le comportement de conduite lors de la reprise en mains, et en lien avec les taux de soupirs dans la condition sans stress et sans régulation (NSNR).

En ce qui concerne l'influence du taux de soupirs dans NSNR, nous retrouvons qu'une augmentation de ce taux diminue la probabilité d'appartenir au groupe des individus stressés. Nous avons introduit cette variable dans le modèle en l'interprétant comme un trait « physiologique ». En effet, la mesure effectuée porte sur la tendance des individus à soupirer dans une condition ne présentant pas de facteur de stress particulier. D'après Vlemincx et al., (2013), les soupirs auraient une fonction de réinitialisation physiologique, en restaurant un équilibre au niveau respiratoire et en induisant ainsi du

soulagement. Ainsi, une tendance aux soupirs, en condition non stressante et lors de la conduite, pourrait traduire de meilleures capacités d'auto-régulation via la respiration. Du fait de ces capacités, les ressentis négatifs seraient ainsi moindres en condition avec stress pour ces individus.

Concernant les variables liées au comportement de conduite lors de la phase d'évitement dans la condition SNR, nous avons retrouvé que l'augmentation de la vitesse moyenne et du taux d'inversion du volant (SWRR) diminuait les chances d'appartenir au groupe stressé. Au contraire, nous avons trouvé qu'une augmentation de l'écart type de l'angle du volant augmentait cette probabilité.

En lien avec ce que nous avons relevé dans le [chapitre 3.1.1](#), les impacts de ces variables sur la probabilité d'appartenir au groupe d'individus stressés pourraient s'interpréter en lien avec l'attention et l'engagement envers la conduite lors de la manœuvre de changement de voie (CDV), et avec la difficulté perçue de cette tâche, si nous considérons que la REM est une source de stress additionnel par rapport à la NDRT la précédant. Ainsi, les individus portant moins d'attention à l'évitement (et ayant un contrôle de la trajectoire plus instable), et ayant une faible perception du risque associé à cette manœuvre (reflétée par une augmentation de la vitesse), auraient de ce fait moins de chance de ressentir du stress. Au contraire, les individus ayant investi plus d'effort dans le contrôle de la trajectoire (augmentation des écart types de l'angle du volant) lors de la réalisation de la tâche de CDV, auraient perçu la difficulté et la criticité du CDV comme étant plus importante et source de stress. En d'autres termes, la REM aurait pu contribuer au stress ressenti, ce qui rejoint les conclusions d'autres études (e.g. Kerautret et al., 2023), mais cette contribution était dépendante de l'attention portée à la tâche de REM selon les individus. Cette conclusion est limitée par le fait que nous n'avons pas spécifiquement évalué la perception subjective des participants concernant la criticité et l'effort vis à vis de cette manœuvre, et que les mesures utilisées reflètent indirectement l'état des participants. Ces mesures peuvent en outre présenter des interprétations diverses (e.g. Macdonald & Hoffmann, 1980).

Nous pouvons relever que les autres variables, notamment en lien avec la personnalité n'ont pas été conservées dans le modèle. Dans le contexte de la conduite d'un VA de niveau 3, ceci interroge sur la pertinence qu'il y aurait à considérer d'autres traits, plus spécifiques à la conduite, pour identifier les individus qui auraient plus de chances de ressentir du stress.

Analyses en lien avec la probabilité de ressentir de la régulation

Concernant les analyses portant sur l'efficacité de la régulation, nous pouvons d'abord relever que l'activation du bracelet a permis d'obtenir une réduction du rythme respiratoire pour l'ensemble des participants. La réduction moyenne obtenue correspondait bien au rythme fixé pour chaque participant (soit environ 70% du rythme respiratoire au repos).

Les résultats associés à la régression logistique font apparaître une importance de la fréquence de comportements prosociaux et d'erreurs d'inattention en conduite, augmentant la probabilité d'appartenir au groupe d'individus régulés. Concernant les erreurs d'inattention, ces comportements pourraient notamment être liés à la mise en place d'automatismes dans la conduite, dans la mesure où ils seraient corrélés avec l'expérience de conduite (Guého et al., 2014). Ainsi, ce premier résultat pourrait être lié au fonctionnement du bracelet, qui requiert un certain niveau d'attention et une modulation consciente de la respiration pour être correctement suivi. L'ensemble des participants a pu diminuer son rythme selon la fréquence cible demandée par le bracelet (c'est-à-dire qu'ils ont atteint une même efficacité). Les participants ayant pour habitude de prêter plus attention à la conduite, auraient donc eu un besoin plus important en termes de ressources mobilisées pour suivre le bracelet (baisse de l'efficacité). Cette moindre efficacité aurait donc placé ces participants dans une situation de double tâche, devant partager leurs ressources entre la conduite et le bracelet, pouvant s'avérer inconfortable et source de stress. Au contraire, les participants ayant l'habitude d'allouer moins de ressources attentionnelles envers la conduite auraient ainsi eu moins de difficultés à se concentrer sur le bracelet, et une plus grande efficacité dans son suivi, du fait d'une plus grande disponibilité attentionnelle. En outre, nous pouvons également suggérer, à la manière de nos conclusions portant sur la classification du stress, qu'une allocation moindre des ressources envers la conduite aurait pu contribuer à limiter son impact stressant, et améliorer le ressenti associé au bracelet. Au regard de ces interprétations, il aurait été intéressant d'intégrer des mesures de la facilité à être distrait, par exemple, par le biais de questionnaires (e.g. à la manière de Hasanshahi et al., 2022 qui ont développé un tel questionnaire relatif à la distraction causée par les *smartphones*).

Le ressenti des participants vis-à-vis du bracelet a également eu une influence sur l'efficacité de la régulation : une plus grande difficulté perçue pour se synchroniser avec le bracelet était associée à une probabilité plus faible d'appartenir au groupe de participants régulés. Sachant que la performance dans le suivi du guide respiratoire était équivalente pour l'ensemble des participants, l'influence de la difficulté de synchronisation perçue pourrait ici aussi s'expliquer en termes de différence d'efficacité pour suivre le guide. Chez certains participants, malgré une performance de suivi du rythme équivalente aux autres, la sollicitation des ressources attentionnelles aurait été plus importante. La difficulté du suivi aurait alors été perçue comme plus élevée, ce qui aurait en retour affecté le ressenti global associé à la régulation. La sollicitation plus importante de ces ressources pour suivre le guide respiratoire chez certains participants, pourrait s'expliquer par une différence de sensibilité somesthésique tactile.

Nous n'avons pas trouvé de corrélation entre la fréquence d'erreurs d'inattention en conduite et la perception de la difficulté de synchronisation. Ceci indiquerait que ces deux variables apportent bien

une contribution différenciée à la probabilité d'être régulé, même si le mécanisme par lequel ces contributions se mettent en place, semble reposer sur une différence d'efficacité dans la mobilisation des ressources dans les deux cas.

Enfin, nous avons retrouvé une influence de variables comportementales mesurées lors de la reprise en mains dans la condition stress avec régulation (SR) sur la probabilité d'appartenir au groupe régulé. Un taux d'inversions du volant (SWRR) plus élevé dans la phase de reprise de contrôle diminuait la probabilité d'être régulé, tandis qu'une augmentation de la vitesse lors de l'évitement augmentait cette probabilité. Le SWRR pourrait illustrer une préparation au changement de voie de moins bonne qualité, car plus instable dans le contrôle de trajectoire. Il est possible que cette mauvaise performance soit perçue et corrigée rapidement par les participants, qui seraient alors plus concentrés sur la conduite faisant suite à la REM. Cette interprétation est cependant à considérer avec précaution, dans la mesure où elle nécessiterait d'être appuyée par des analyses supplémentaires. Concernant la vitesse, nous pouvons rapprocher cette observation de ce que nous avons relevé dans la régression portant sur le stress, à savoir qu'elle pourrait témoigner d'une évaluation diminuée de la criticité de cette phase, qui faciliterait la régulation du stress en conduite manuelle.

II.5. Limitations

Cette étude présente elle aussi un certain nombre de limitations pouvant impacter les conclusions que nous en extrayons, mais nous permettant également de proposer certaines perspectives supplémentaires.

Premièrement, nous avons obtenu des résultats contradictoires concernant les indicateurs physiologiques de l'induction du stress, tels qu'une augmentation du nombre de réponses électrodermales phasiques (SCRs) et une diminution de l'amplitude moyenne de ces réponses. Avec le stress et l'activation du système nerveux sympathique, nous attendions une augmentation de l'activité des glandes sudoripares, et donc une augmentation du nombre mais aussi des amplitudes des SCRs. Cependant, cette mesure d'amplitude peut être affectée par la superposition des réponses, ce qui peut entraîner une amplitude moyenne réduite (Benedek & Kaernbach, 2010 ; Boucsein, 2012). Avec l'augmentation du nombre de SCRs en condition stressante, les chances de retrouver un tel phénomène serait donc accrues. Le recours à une définition de calcul plus précise des amplitudes dans ces cas permettant de prendre en compte ce phénomène. Il est également important de noter que la dimension subjective a été mesurée après chaque condition expérimentale, contrairement à l'étude de la dimension physiologique ayant pu être effectuée spécifiquement dans la fenêtre correspondant à la conduite autonome. Ainsi, bien que des différences aient été retrouvées sur la dimension subjective, l'impact du stress que nous avons retrouvé au niveau subjectif pourrait être plus global, voir différencié selon les phases. Il est cependant difficile, avec le recueil subjectif effectué, de séparer la contribution propre à la NDRT de celle d'autres facteurs liés à la reprise en main ou à la conduite manuelle sur le stress subjectif.

Concernant l'étude de l'impact du stress sur l'engagement dans le jeu, nous avons utilisé une analyse de la réponse électrodermale phasique évoquée à l'alerte. Cependant, le nombre de participants inclus dans cette analyse a été limité en raison de la qualité des signaux et de l'absence de détection des réponses phasiques. La fenêtre d'analyse définie de 7 secondes pourrait notamment expliquer l'absence de détection de réponses phasiques chez certains participants, dans la mesure où le délai de leur ces réponses peut parfois être plus long. Cependant, pour éviter les biais relatifs aux mouvements liés à l'action de dépassement, nous n'avons pas utilisé de fenêtre plus longue.

Les régressions logistiques utilisées dans l'étude ne permettent pas d'expliquer complètement les probabilités d'appartenance aux groupes formés. Il est probable que des facteurs que nous n'avons pas pris en compte aient une influence. Par exemple, il est possible que l'influence des comportements prosociaux dans la régulation soit liée aux capacités empathiques (Bainbridge et al., 2022 ; Karras et

al., 2022), celles-ci étant corrélées à la conscience de soi et de ses état corporels (Ernst et al., 2013 ; Preston et al., 2007), ce qui favoriserait l'évaluation de la respiration lente comme étant propre à un état relaxé. Cette interprétation reste spéculative, car nous n'avons pas mesuré certaines variables qui pourraient l'appuyer ou l'infirmier, voire de contribuer directement à la précision du modèle.

Les variables étudiées avec les régressions n'ont d'ailleurs pas toutes eu un impact sur le stress et sa régulation, malgré les hypothèses formulées. Nous n'avons notamment pas trouvé d'impact de l'intéroception mesurée par le questionnaire utilisé (THISQ). Le questionnaire reflète la sensibilité intéroceptive, mais pas l'attention ou la précision intéroceptive (Vlemincx et al., 2021), qui pourraient aider à expliquer nos résultats. Nous n'avons pas non plus mesuré la sensibilité tactile. Ainsi, la question de la définition de ces aspects somesthésiques et de leur plus large prise en compte semble importante dans l'évaluation d'une technologie telle que la nôtre.

Concernant la régulation, cette étude ayant été réalisée durant la crise sanitaire liée au COVID-19, les participants devaient porter un masque. Ceci ne nous a pas permis de contrôler que l'inspiration était systématiquement effectuée par le nez, dans la mesure où l'efficacité de la régulation pourrait en être impactée (Zaccaro et al., 2018).

Enfin, les variables mesurées pour effectuer l'analyse de l'activité du conducteur restent individualisées. Il serait intéressant de chercher à les mettre en relation pour définir plus précisément le comportement de conduite associé, et prendre en compte les dépendances pouvant exister entre les variables (e.g. entre le SWRR et la vitesse).

II.6. Conclusions et perspectives

Cette étude a permis d'étudier le stress et sa régulation dans un contexte simulé de conduite autonome de niveau 3. Si nous avons pu mettre en évidence que la tâche de jeu choisie en guise de NDRT avait bien induite un stress lors de la conduite autonome, son impact comportemental sur la manœuvre de changement de voie qui était demandée en guise de REM s'est avéré limité. Nous avons proposé que cette absence d'impact pouvait être expliquée par le budget temps alloué pour effectuer la reprise en mains. D'un point de vue applicatif il semble donc pertinent que les cas de REM des VA de niveau 3 restent limités à des cas planifiés. Des études additionnelles portant sur des comparaisons des budgets temps restent nécessaires pour appuyer cette conclusion.

La dimension stressante de la NDRT semble toutefois avoir affecté les premières phases de la REM, en lien avec l'engagement dans la tâche et avec la perception et réaction à la demande de REM. Si nous n'avons pas trouvé d'effets importants sur la reprise en mains elle-même, ces résultats tendent à souligner que la question de l'engagement dans la NDRT pouvant être modulée par le stress n'est pas pour autant sans conséquences sur la REM. Des études additionnelles portant sur cette dimension pourraient être pertinentes à mener, particulièrement en lien avec les budgets temps critiques ou planifiés. Nous pouvons également souligner que, dans notre étude, la tâche était automatiquement interrompue lorsque le participant avait effectué la REM. Il serait donc intéressant d'étudier si la tâche pourrait avoir des impacts différenciés dans le cas où elle devrait être interrompue manuellement par le participant lui-même (dans le cas de l'utilisation d'une tablette ou d'un *smartphone*, par exemple).

Nous nous sommes intéressés, dans la suite des analyses, à l'étude du stress ressenti au cours de la condition *NDRT stressante sans régulation* (SNR). Globalement, notre modèle faisait état de l'influence de capacités d'autorégulation en conduite manuelle (par le biais des soupirs), et de variables pouvant refléter la concentration et la criticité perçue vis-à-vis de la manœuvre de reprise en main sur la probabilité de ressentir du stress. Ce dernier résultat semble mettre en évidence que, dans la condition SNR, la manœuvre de reprise en main pouvait être elle-même une source de stress lorsque les participants portaient plus leur attention dessus. Cette conclusion souligne la balance fine qui doit être opérée entre les concepts de confort et sécurité : est-il préférable que les conducteurs de véhicules autonomes se focalisent plus sur la manœuvre de REM, au risque de ressentir du stress dans cette phase (diminution du confort), ou bien qu'ils soient moins attentifs à cette tâche, au risque d'une diminution de la sécurité ? Si la sécurité est privilégiée dans cette étape, il s'agirait donc de favoriser l'engagement des participants vis-à-vis de la REM, et de reporter l'usage de techniques de régulation du stress à la phase suivant la REM, pour éviter que la régulation ne soit un facteur de distraction vis-à-vis de cette tâche critique. Nous pouvons également poser la question de savoir si la présence de la

NDRT stressante a pu aggraver le ressenti de stress associé à la REM, en plongeant les participants dans un état les y rendant plus sensibles. Des études complémentaires pour étudier cette question seraient pertinentes à réaliser.

L'étude de la régulation du stress subjectif dans la condition *NDRT stressant avec guide respiratoire*, a quant à elle mis en évidence que le fonctionnement du guide respiratoire reposait globalement sur la capacité des individus à diriger facilement leur attention dessus. Cette capacité était modulée par certaines de leurs habitudes de conduite, par leur perception de la REM (inférée par le biais des mesures comportementales), et par leur sensibilité somesthésique vis-à-vis du bracelet. Ces résultats nous permettent d'apporter certaines pistes d'amélioration concernant le bracelet, en lien avec le *design*, et avec l'ergonomie du bracelet. Tout d'abord, personnaliser la force des vibrations à chaque participant, et proposer une période de familiarisation plus longue que celle que nous avons utilisé pourrait permettre de faciliter le suivi de la régulation. L'objectif est ici d'optimiser la mobilisation de ressources attentionnelles requise pour détecter et se synchroniser avec les vibrations en situation de conduite. Ensuite, la question du rythme que nous avons utilisé au niveau du bracelet est intéressante à poser. Celui-ci était dépendant des participants, et était finalement en moyenne de 9 cycles par minute. Dans la mesure où les études montrent des effets bénéfiques de la respiration lente principalement aux alentours de 6 cycles par minutes, il pourrait être pertinent de diminuer encore ce rythme. Nous pouvons aller plus loin et proposer, en lien avec l'influence de la tendance aux soupirs que nous avons relevée vis-à-vis du ressenti du stress, une méthode de régulation légèrement différente. Il serait ainsi intéressant d'étudier l'impact d'une méthode proposant, non pas une régulation continue dans les moments de stress, mais plutôt un signal haptique instruisant aux participants d'effectuer un soupir.

II.7. Liste des contributions scientifiques en lien avec la seconde expérimentation

Cette seconde étude a donné lieu à des valorisations dans des séminaires et congrès nationaux et internationaux. Nous listons ci-dessous les références de ces publications.

[AFF] COMMUNICATION PAR AFFICHE DANS UN CONGRES INTERNATIONAL OU NATIONAL

Béquet, A.J., Hidalgo-Muñoz A.R. & Jallais, C. (2022). Stress regulation in autonomous driving: suitability of a respiratory guiding wearable. Neuroergonomics & NYC Neuromodulation, B47. <https://neuromodec.org/neuroergonomics-nycn-2022/abstracts-online/B47/>

[ACTI] COMMUNICATION AVEC ACTES INTERNATIONAL

Béquet, A.J., Jallais, C. & Hidalgo-Muñoz A.R. (2023). The use of a breathing biofeedback for stress management while driving: examining the influence of individual characteristics. 21st World Congress of Psychophysiology. (**Accepté** le 08/02/2023).

[INV] SEMINAIRE INVITE

Séminaire invité : Béquet, A.J. & Jallais, C. Emotional regulation in Automated Driving: A neuroergonomic approach. Présentation à la faculté de psychologie de l'Université de Salamanca (USAL), le 18 mai 2022. <https://psicologia.usal.es/emotional-regulation-in-automated-driving-a-neuroergonomic-approach/>

Séminaire invité : « Tâches non-liées à la conduite et utilisation d'un véhicule autonome : impacts d'un stress annexe sur l'attention lors de la reprise en mains ». Impact des systèmes futurs sur l'état mental des opérateurs. Arpège, ISAE, Toulouse, le 21 juin 2022. <https://arpege-recherche.org/activites/commissions/prise-de-decision-et-gestion-des-risques>

Doctoriales TS2-UGE : « Automatisation et facteur humain », Marseille, le 5 novembre 2021.

Quatrième partie
Discussion Générale

Rappel de la problématique

L'évolution et l'automatisation des outils technologiques au sein de notre société est omniprésente. Orientée en premier lieu vers des secteurs spécialisés, cette évolution touche désormais des domaines d'activité avec lesquels tout type de population est amené à interagir. L'essor que connaît la conduite automobile est un exemple remarquable en la matière. Si l'automatisation de la conduite propose d'apporter des solutions pertinentes à des problèmes actuels, de nouvelles problématiques émergent, en lien avec la nouvelle posture de l'utilisateur de ces systèmes de conduite automatisée, et ce particulièrement au niveau 3. Dans ce niveau, l'utilisateur passe du rôle de conducteur actif au rôle de superviseur passif pouvant réaliser des tâches annexes non-liées à la conduite (NDRT). Ces tâches annexes ont le potentiel d'être très engageantes, notamment en raison de stressseurs pouvant y être liés. A niveau modéré, le stress associé aux NDRTs peut faciliter le réengagement des conducteurs dans la tâche de conduite manuelle en cas de demande du système, du fait d'un maintien des ressources attentionnelles (Young & Stanton, 2002). Cependant, des impacts négatifs du stress peuvent émerger si celui-ci atteint des niveaux élevés, notamment en lien avec la détection d'alarmes sonores, la sécurité de la conduite, ou encore avec le confort des usagers. La possibilité de réguler le niveau de stress sans entraîner de perturbation pour les utilisateurs, mais également adaptée aux profils très diversifiés d'utilisateurs de ces systèmes, se pose dès lors. Une revue de la littérature scientifique et industrielle a illustré la faisabilité d'implémenter des solutions de régulation en contexte de conduite, mais a également montré que des recherches additionnelles sur leur efficacité en lien avec les traits individuels étaient requises.

Ce travail de thèse a ainsi cherché à investiguer, par le biais de deux études expérimentales, les effets du stress et de solutions de régulation basées sur la modulation de la réponse physiologique, dans le contexte de conduite autonome de niveau 3. Il s'agissait également d'étudier l'influence de certains traits individuels sur le stress et sa régulation dans ce contexte.

Apports relatifs à l'étude du stress

Nous avons choisi de recourir à un jeu de mémorisation afin d'induire du stress. Ce jeu a été construit sur la base de la définition théorique du stress retenue, selon laquelle le stress pouvait émerger lorsqu'un déséquilibre était perçu entre une demande situationnelle et les ressources disponibles pour y faire face. Ce phénomène peut prendre une forme négative, le *distress*, lorsque l'efficacité de l'adaptation de l'individu à la demande situationnelle est faible. Nous nous sommes également inspirés des méthodes d'induction utilisées dans les études portant sur le stress.

Le jeu que nous avons développé implémentait donc plusieurs paramètres pour induire du *distress*. Sa difficulté temporelle et mnésique, ainsi que le retour donné aux participants sur leurs performances, étaient adaptées en temps réel. Ces adaptations avaient pour objectif de réduire l'efficacité des participants dans le jeu. Nous avons également appuyé la dimension menaçante de cette tâche en y mettant un enjeu simple : les participants avaient pour (fausse) information que leurs données pourraient ne pas être prises en compte dans l'expérimentation si leur performance était insuffisante. Concernant cette dernière manipulation expérimentale, les *debriefs* post-expérimentaux mettent en évidence son efficacité. En effet, les participants recrutés exprimaient, d'une part, un véritable intérêt vis-à-vis de la recherche scientifique, et d'autre part, une frustration quant à leur potentielle non-inclusion principalement en raison du temps investi pour effectuer l'étude.

Nous avons donc voulu étudier dans quelle mesure le jeu induisait du *distress*, en nous basant sur ses effets dans les trois dimensions de la réponse au stress : physiologique, subjective, et comportementale.

D'un point de vue **subjectif**, nous avons retrouvé les variations attendues sur les ressentis négatifs dans nos deux expérimentations selon le niveau de stress induit. Les ressentis positifs ont également présenté les variations attendues, bien qu'elles aient été moindres. Cette augmentation du niveau des ressentis négatifs, couplée à la diminution des ressentis positifs, pourrait ainsi être associée à une induction de *distress* par le jeu.

Concernant la dimension **physiologique**, la littérature a montré que l'augmentation de l'*arousal* liée au stress était mesurable par le biais de l'étude du signal cardio-respiratoire et électrodermal. Dans nos deux expérimentations, l'étude des paramètres physiologiques nous a permis de retrouver cette augmentation de l'*arousal* lorsque les participants réalisaient le jeu avec induction de stress. Le rythme cardiaque, respiratoire, ainsi que le nombre de réponses électrodermales phasiques se sont avérés être les indicateurs les plus sensibles et pertinents pour distinguer les conditions stressantes dans ces deux études. Il s'agit d'indicateurs pour lesquels la mesure peut être réalisée facilement en condition

écologique, par exemple par le biais d'un simple bracelet (e.g. Empatica¹⁰) intégrant des mesures électrodermales et photopléthysmographiques (PPG) pour le recueil de données cardiaques. La mesure de la respiration est envisageable avec le même outil, par le biais d'une dérivation des données cardiaques, basée sur le phénomène d'arythmie sinusale respiratoire (RSA, Hidalgo-Muñoz et al., 2018).

Nous n'avons pas toujours trouvé de fluctuations significativement différentes entre les conditions, concernant la variabilité cardiaque ou l'amplitude de la réponse électrodermale tonique et phasique. Ceci souligne l'importance de prendre en compte une diversité de mesures lors de l'étude des états cognitifs tels que le stress (Mehler et al., 2012). Les paramètres sur lesquels nous n'avons pas observé de différences sont des indicateurs reflétant des interactions complexes, et souvent très dynamiques, entre divers mécanismes d'activation et de régulation au sein de l'organisme. Cette complexité intrinsèque est encore parfois mal comprise. Elle pourrait expliquer la différence de sensibilité de ces mesures qui est relevée dans la littérature (Giannakakis et al., 2019), notamment en ce qui concerne le domaine temporel de la variabilité du rythme cardiaque, telle que RMSSD (Castaldo et al., 2015).

Nous retrouvons ainsi une complémentarité des indicateurs physiologiques et subjectifs. L'un permettant de mesurer l'état de l'organisme en termes d'éveil physiologique, l'autre d'apposer une étiquette sur la nature du phénomène rencontré. En vue de mener à bien la régulation de l'état de *distress*, il est important d'être en mesure de l'étiqueter en tant que tel, car il pourrait s'avérer contre-productif de réguler un état de *eustress*. Si en contexte de conduite autonome, le recueil de données subjectives est envisageable, il peut être plus complexe à réaliser en situation de conduite manuelle sans perturber le conducteur. Dans la définition que nous avons adoptée, la forme prise par le stress (*eustress* ou *distress*) dépend de l'efficacité de l'adaptation : si une quantité importante de ressources est mobilisée par rapport à la performance obtenue, l'état de *distress* peut émerger. Il semblerait ainsi pertinent de mesurer la performance comportementale pour déterminer si le rapport *arousal*/performance est susceptible d'entraîner du *distress*. De plus, chercher à étudier d'autres indicateurs physiologiques pouvant être implémentés en contexte de conduite (e.g. expressions faciales, température corporelle) pourrait s'avérer pertinent dans une logique de fusion de données.

D'un point de vue **comportemental**, nous n'avons pas constaté d'impact du stress sur la performance dans le jeu. En outre, l'effet du stress que nous avons retrouvé sur la gestion de la surveillance périphérique (détection des alertes et gestion de la REM), n'est pas aussi important que dans d'autres études portant sur ce sujet (environ 3% d'alarmes omises dans l'étude 1, et des tailles d'effet faibles sur les variables physiologiques et comportementales associées à la REM, dans l'étude 2). De la même manière, les impacts du stress sur la conduite manuelle après la REM se sont avérés faibles. Cependant,

¹⁰ <https://www.empatica.com/en-eu/research/e4/>

comme souligné précédemment, l'absence de différences en termes de performance, ne signifie pas que l'efficience a été la même entre les conditions avec et sans stress. Particulièrement, les mesures physiologiques montrent que les participants semblent avoir mobilisé davantage de ressources pour obtenir la performance observée. Rappelons toutefois que le jeu était adapté en temps réel aux performances des participants. Ces adaptations concernaient la difficulté et le temps disponible pour réaliser les essais, et présentaient des limites afin d'éviter qu'une difficulté importante n'entraîne un désengagement de la part des participants. Du fait de ces limitations, nous pouvons nous demander si la quantité de ressources que les participants devaient mobiliser pour atteindre une réussite satisfaisante était assez élevée pour induire une diminution de l'efficience ? En d'autres termes, la question se pose de savoir si **le jeu développé pour ces expérimentations a bien induit du *distress***.

Nos résultats, notamment basés sur les questionnaires subjectifs et sur les indicateurs physiologiques, nous poussent à répondre que ce fut le cas. Cependant la magnitude et l'universalité du *distress* induit peuvent être discutées, notamment pour trois raisons : la taille d'effet des variations des ressentis négatifs était moyenne (Bakeman, 2005 ; Cohen, 2013) dans nos deux études ; tout comme l'impact comportemental, comme nous l'avons mentionné précédemment ; en outre, les résultats fNIRS de la première étude ne font pas état d'une diminution de l'activité du cortex préfrontal (PFC) qui devrait être retrouvée avec le *distress* (Dehais et al., 2020).

A ce sujet, rappelons que les études s'intéressant à l'impact du *distress* sur les performances de surveillance périphérique dans le cadre du pilotage, ont eu recours à des tâches très sollicitantes et/ou présentant un facteur de stress intense. Par exemple, dans l'étude de Dehais et al., (2012), la tâche consistait en un atterrissage simulé dans des conditions climatiques complexes. Dans une autre étude portant sur la surdité inattentionnelle (Dehais et al., 2016), la tâche générant le plus d'omissions comprenait un atterrissage avec un réacteur en feu et de la fumée dans le cockpit du simulateur. De telles activités semblent difficilement comparables avec notre tâche de jeu, dont les enjeux restent restreints. Quand bien même les facteurs de stress que nous avons proposés avec notre tâche nous ont semblés pertinents vis-à-vis d'un contexte écologique de conduite autonome avec NDRTs, l'induction d'un niveau de stress équivalent à celui pouvant être induit en tâche de pilotage ne semble pas possible dans ces contextes, pour l'ensemble des individus.

Nous pouvons illustrer notre raisonnement en reprenant la courbe de Yerkes et Dodson (1908), présentée dans le [chapitre 1.2.2](#). Avec ce raisonnement nous pouvons replacer, sur la base de nos résultats, le niveau de stress créé par le jeu ainsi que le niveau de stress relevé dans les études portant sur la surdité inattentionnelle (Figure 77).

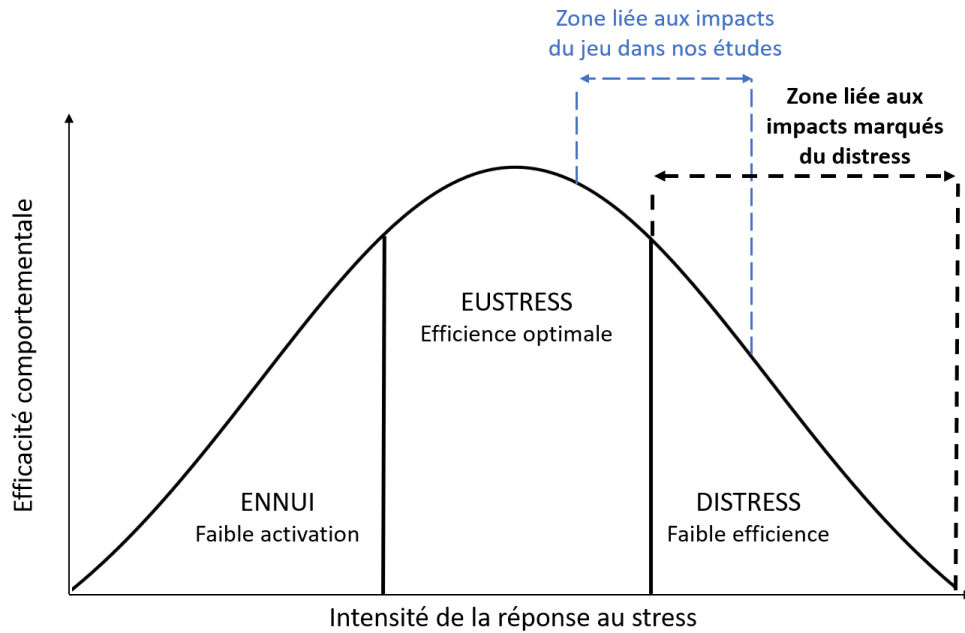


Figure 77 : Illustration des interprétations de nos résultats portant sur l'induction du stress dans nos deux études, au regard des résultats obtenus dans d'autres études portant sur le distress.

Si l'intensité de la réponse au stress générée par des NDRT semble donc moindre, notre interprétation **souligne l'importance de la prise en compte des facteurs individuels**. Ceux-ci pourraient en effet être les déterminants de la forme prise par le stress (*eustress* ou *distress*) dans ces contextes, et ainsi, des conséquences en termes de sécurité. Par conséquent, ces différences semblent également importantes à prendre en compte dans l'optique de la détection du *distress*.

Nous avons pu étudier l'influence des différences individuelles dans nos études. La première expérimentation a fait état, pour les personnes présentant les plus hauts niveaux d'extraversion, de ressentis négatifs associés au *distress* plus important vis-à-vis d'une tâche stressante présentant une faible possibilité de contrôle. Dans la seconde étude, les ressentis négatifs ont été influencés par divers facteurs individuels. Ces facteurs incluaient les capacités naturelles de régulation associées à la tendance aux soupirs en situation de conduite manuelle. Nous avons également retrouvé l'influence de différences comportementales lors de la reprise en mains (vitesse moyenne, contrôle latéral du véhicule). Nous avons interprété cette influence comme étant liée à l'attention portée à la manœuvre de reprise en main, et à la perception de sa criticité par les participants. Avec cette interprétation, nous pouvons souligner que l'émergence du *distress* semble dépendre non seulement de la NDRT, mais également de la tâche principale de conduite.

Enfin, si ce travail portait principalement sur les impacts du stress, il faut toutefois rappeler que le stress n'est pas le déterminant principal de l'omission de stimuli périphériques. Le déterminant principal semble être le niveau d'engagement dans une tâche (Dehais et al., 2020), lequel peut donc être

modulé par le stress. Notre travail s'est concentré sur le stress, dans la mesure où ce phénomène peut engendrer d'autres effets, notamment sur la conduite, et dans la mesure où sa régulation peut être effectuée par des technologies subtiles. Il est cependant important de prendre en compte d'autres facteurs pouvant impacter l'engagement attentionnel (et de fait l'occurrence d'omissions de stimuli), incluant notamment la charge perceptive (Macdonald & Lavie, 2011), ou encore la charge cognitive induite par la tâche annexe (Murphy & Dalton, 2018). L'évaluation de ces facteurs par les individus peut elle-même être influencée par différents traits individuels.

Notre étude de la régulation a été réalisée en nous concentrant sur deux techniques ayant pour objectif de moduler l'activité physiologique. L'état du corps étant pris en compte dans le mécanisme d'évaluation cognitive par le biais des capacités somesthésiques, nous avons pour hypothèse qu'une modulation de cet état aurait le potentiel d'impacter la réponse au stress sur ses trois dimensions. La première technique visait à entraîner le signal cardiaque, la seconde, à synchroniser le signal respiratoire vers un rythme diminué.

La technique basée sur l'activité cardiaque consistait en la délivrance de vibrations simulant des battements cardiaques au niveau du poignet. Ces vibrations étaient délivrées à un rythme ralenti en temps réel, par rapport au rythme cardiaque véritable, en vue d'obtenir un effet d'entraînement du rythme cardiaque. La délivrance des vibrations prenant en compte le rythme cardiaque en temps réel était un ajout par rapport aux études s'intéressant à des technologies haptiques similaires. Nous l'avons implémenté car la littérature, dans le domaine auditif, suggère qu'un rythme proche des spécificités physiologiques de l'individu favorise l'entraînement physiologique retrouvé dans des études similaires (e.g. Mütze et al., 2020). Le fonctionnement postulé de cette technique reposait donc, d'une part sur l'effet d'entraînement cardiaque et d'autre part sur la prise en compte des vibrations au niveau de la voie somesthésique de l'intégration des signaux cardiaques (Knapp-Kline et al., 2021). Nous nous attendions à ce que le rythme cardiaque réel (entraîné) et les vibrations délivrées par le bracelet, soient pris en compte dans l'évaluation cognitive (implicite ou explicite) des capacités de gestion réelles et perçues (Figure 78a). Cette évaluation aurait ainsi rendu compte d'une capacité améliorée à gérer la situation, en raison d'indices corporels indiquant un état d'*arousal* diminué. Nous n'avons cependant pas retrouvé d'effet d'entraînement, nos résultats nous conduisant à considérer que **le fonctionnement de cette technique était plutôt lié à une orientation de l'attention vis-à-vis des vibrations**, réduisant l'attention portée à la demande de la tâche et aux stressseurs (Figure 78b). Dans notre première expérimentation, nous avons retrouvé que cette orientation attentionnelle envers les vibrations et envers le jeu pouvait être dépendante des traits de personnalité de neuroticisme et d'extraversion.

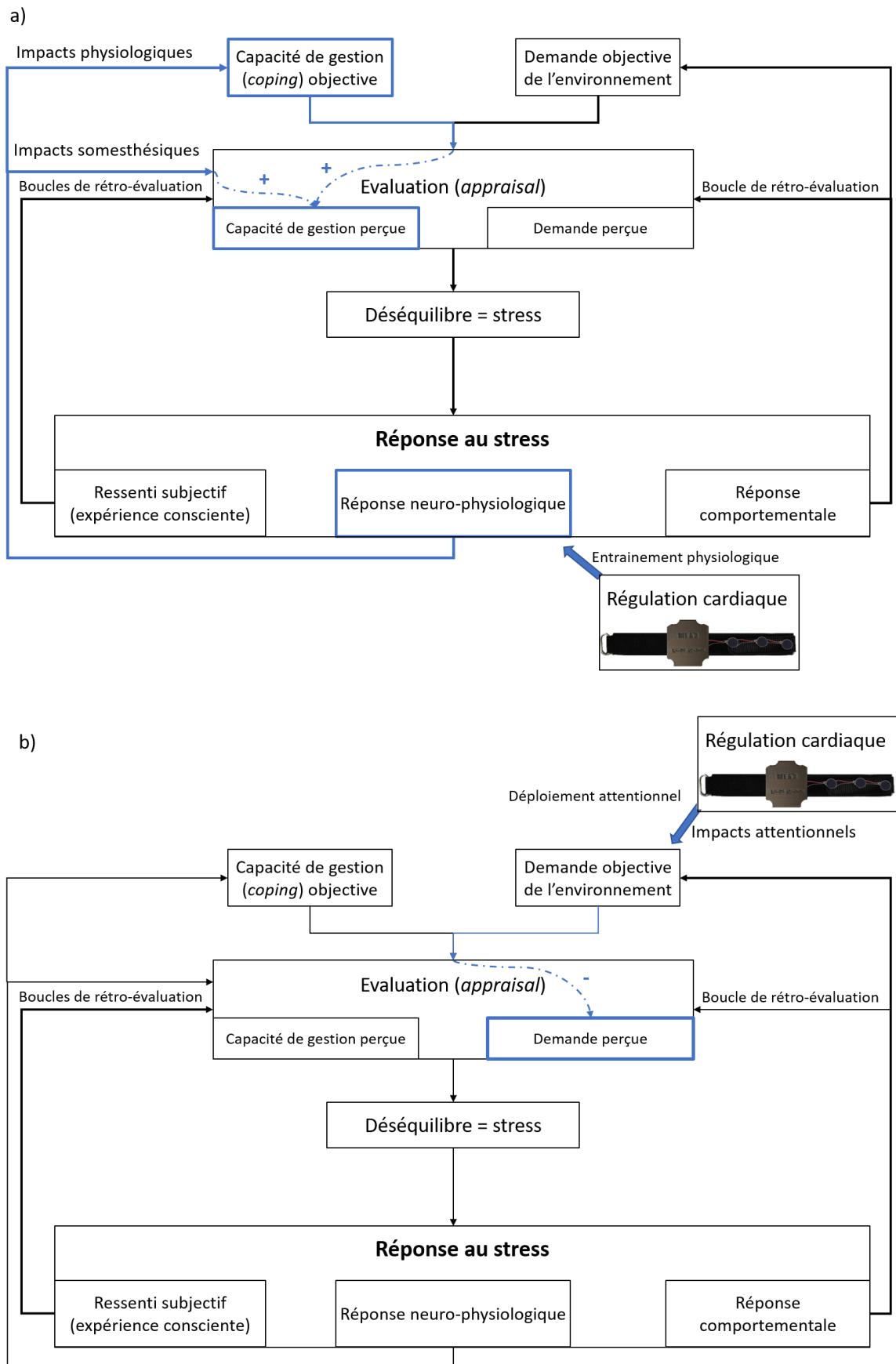


Figure 78 : Impacts de la technique de régulation basée sur la simulation tactile d'un signal cardiaque sur le stress a) attendus dans le cas d'un effet d'entraînement et b) interprétés avec nos résultats.

En ce qui concerne la technique basée sur la respiration, il s'agissait de délivrer, par le biais d'un bracelet similaire à celui utilisé dans l'étude précédente, des vibrations à un rythme ralenti par rapport au rythme respiratoire au repos des participants. Contrairement à la technique cardiaque, les participants avaient ici pour instruction de suivre le rythme délivré par le bracelet, cette technique intervenant dans le contexte de la conduite manuelle. Nous avons proposé que cette technique pourrait réguler la réponse au stress via deux modes d'action : d'une part, en agissant sur les capacités de gestion objectives et perçues, via un impact direct de la respiration lente sur l'état physiologique (via la RSA, le taux d'oxygénation, les oscillations neuronales). D'autre part, la prise en compte d'indices somesthésiques liés à un rythme ralenti aurait également pu impacter l'évaluation de la demande, par le biais d'une association avec l'état d'*arousal* habituellement perçu dans des contextes où les individus sont relaxés.

Nos résultats ont mis en évidence que **la stimulation haptique a bien été suivie par les participants, dans la mesure où une réduction du rythme respiratoire vers le rythme cible a été relevée**. Si le suivi du rythme du bracelet a ainsi été correctement réalisé pour l'ensemble des participants, son efficacité subjective s'est avérée variable. **Il est ainsi intéressant de relever que ce sont notamment des facteurs individuels spécifiques au cadre de la conduite qui ont influencé l'efficacité de la régulation respiratoire**. Ces facteurs étaient liés aux habitudes de conduite, et notamment aux fréquences d'erreurs d'inattention en conduite. Ces facteurs étaient également liés au ressenti des participants vis-à-vis de l'interaction avec le bracelet, pouvant traduire de l'impact de la sensibilité tactile des participants. Des facteurs en lien avec le comportement lors de la reprise en main ont également été identifiés. Nous n'avons en revanche pas retrouvé d'impacts des traits de personnalité évalués par le Big Five (Plaisant et al., 2010) tels que dans la première expérimentation. Cette différence pourrait s'expliquer par la **nécessité de considérer, dans des contextes d'utilisation spécifiques, des facteurs traduisant des différences individuelles propres à ces contextes**. Les traits de personnalité du Big Five pourraient en effet être reflétés dans des dimensions plus spécifiques à la conduite, telles qu'évaluées par des questionnaires comme le Driver Behaviour Questionnaire (DBQ, Guého et al., 2014). Nos résultats nous ont également permis de proposer la perspective d'**utiliser une modulation de la respiration basée non pas sur une réduction continue du rythme respiratoire, mais plutôt sur la mise en place de soupirs**.

Ces résultats nous ont ainsi permis d'illustrer que, comme nous l'avions initialement proposé, le recours à de telles technologies de régulation doit se faire en tenant compte de l'individualité de chaque utilisateur, individualité pouvant être propre au contexte spécifique de la conduite. Ils nous permettent également de postuler que le fonctionnement d'une technique reposant sur la modulation

de la respiration, semble également s'appuyer principalement sur un facteur attentionnel : les utilisateurs de telles techniques doivent pouvoir diviser leur attention sans que cela ne soit perçu comme une difficulté supplémentaire. La Figure 79 résume les voies d'impacts que nous avons identifiées pour la respiration.

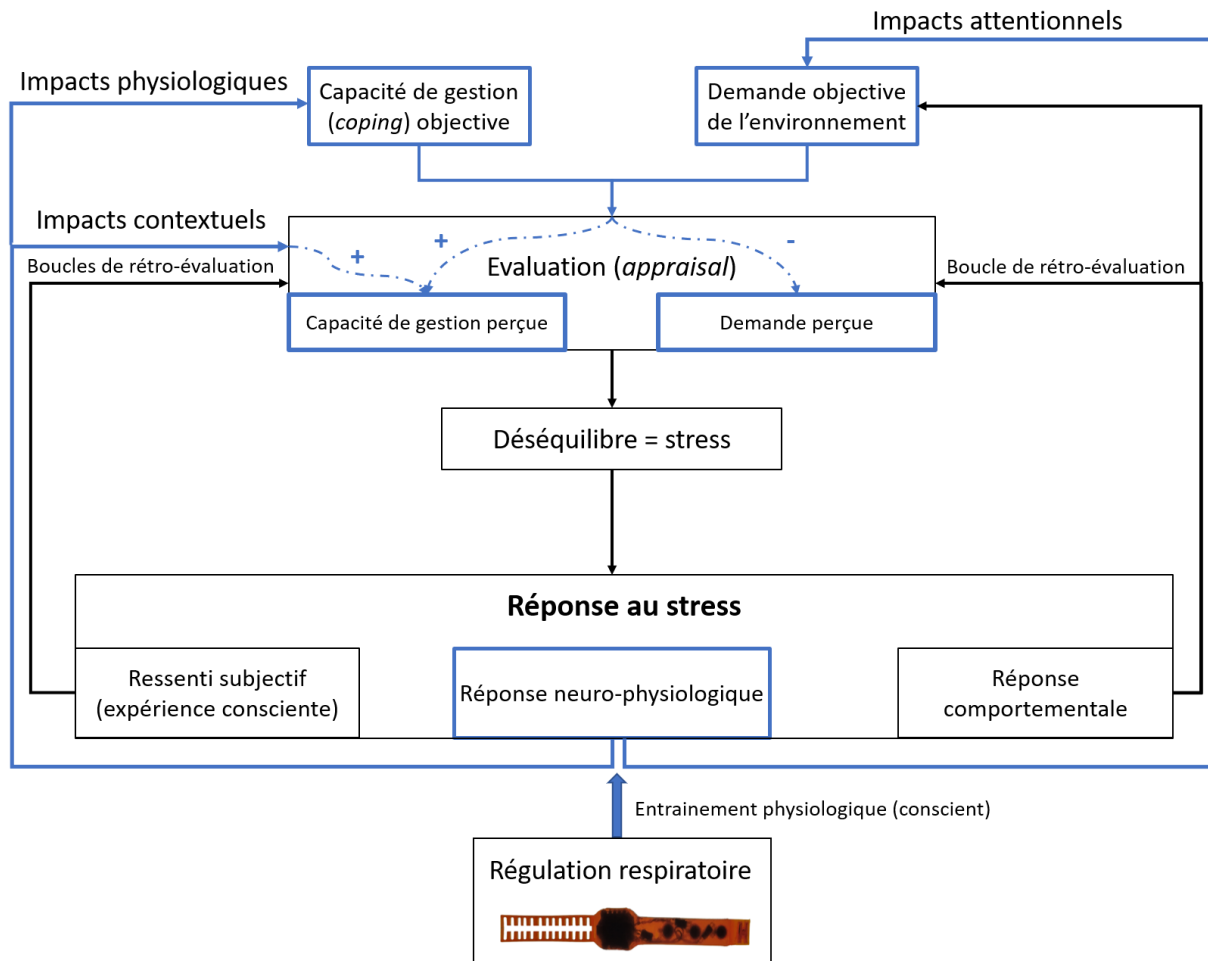


Figure 79 : Interprétation des impacts de la technique de régulation basée sur la simulation tactile d'un signal respiratoire sur le stress.

Nous avons pu, avec nos expérimentations, mettre en évidence que l'efficacité de la modulation physiologique semble reposer particulièrement sur le facteur attentionnel. Au regard de ces conclusions, nous pouvons discuter de la notion de subtilité de la régulation. Cette notion a été proposée sur la base de la définition de Adams et al., (2015). **Atteindre une régulation subtile par le biais de la modulation physiologique est-il possible ? Il semble que oui, à condition de considérer que les individus ne sont pas tous égaux face aux ressources attentionnelles qui leur seront demandées pour effectuer cette régulation.** Chez certains individus, le recours à ces stratégies pourrait non seulement s'avérer inefficace, du fait de la charge additionnelle générée, mais également dangereux en raison d'une distraction vis-à-vis du contexte de conduite.

Nous pouvons toutefois relever que certaines techniques de régulation émotionnelle dans la conduite, reposent justement sur la distraction du stimulus émotionnel vers d'autres éléments du contexte de conduite (e.g. Jeon et al., 2015). En outre, nous n'avons pas testé la régulation du stress lors de la phase de conduite autonome dans notre seconde étude. Du fait de la nature de ce contexte assimilable à de la surveillance périphérique, l'utilisation des techniques basées sur le déploiement attentionnel dans cette phase pourrait être pertinente, à condition que cela ne perturbe pas la phase de REM dans le cas où celle-ci est urgente. Des études spécifiques permettraient d'apporter des éclairages sur l'impact de ces techniques de régulation sur la REM. Nous pouvons également relever que, comme la revue de littérature portant sur la régulation subtile dans le cadre de la conduite ([chapitre 3.2](#)) l'a montré, d'autres modes de régulation pouvaient être proposés sur la base du modèle de Gross (2015). Ces stratégies incluent par exemple l'évitement de situations potentiellement stressantes. Cette stratégie, comme nous l'avons précisé, peut-être à double tranchant dans la mesure où une personne étant habituée à ne pas se confronter à ces situations pourrait être d'autant plus perturbée si la situation s'avère inévitable. Avec cet exemple, et avec les conclusions de nos expérimentations, nous pouvons **recommander que le recours aux stratégies subtiles en contexte de conduite devrait s'envisager dans une perspective dynamique au regard des individus et du contexte.**

Limitations

Les travaux de recherche ne sont jamais exempt de limitations. Ce travail de thèse ne déroge pas à la règle. Nous avons eu l'occasion de relever, pour chacune de nos études, les limitations rencontrées. Nous remarquons dans cette partie certaines limitations additionnelles.

Une première limite est liée à la taille des échantillons étudiés. La première étude ne portait en effet que sur 29 individus, tandis que la seconde étude avait un échantillon composé de 88 individus. Malgré cette augmentation, la possibilité d'investiguer l'influence des traits individuels restait limitée, ce qui nous a poussé à conduire des analyses dichotomiques. Ainsi, il semble juste d'indiquer que nos résultats ne sont probablement pas généralisables à l'ensemble de la population, qui utilise ou utilisera les véhicules autonomes de niveau 3. Une telle limitation est fréquente dans les études expérimentales, et a été d'autant plus importante que la crise sanitaire liée à l'épidémie COVID-19 nous a contraints dans le nombre de passations par jour et a impacté le recrutement des participants.

Concernant l'influence des traits individuels, nous avons dû effectuer un certain nombre de choix pour ne pas tomber dans des écueils propres à l'utilisation intensive de questionnaires, tels que nous avons pu les mentionner en [chapitre 1.2.3](#) (Alekhine et al., 2020 ; Annett, 2002). Aussi, certains des questionnaires utilisés (et notamment le THISQ, Vlemincx et al., 2021), malgré des arguments plaçant pour leur utilisation, n'étaient peut-être pas les plus pertinents pour cibler les capacités somesthésiques qui semblent avoir eu un effet sur nos résultats.

Toujours en lien avec l'utilisation de questionnaires, le recueil subjectif a été effectué par le biais d'une roue des émotions (Scherer, 2005b) en vue d'optimiser le temps de passation expérimentale. Si cet outil semble s'être bien avéré intuitif et rapide pour les participants, sa validité peut être discutée. La roue reprenait en effet des items du SSSQ (Helton, 2004), un questionnaire de mesure du stress ayant déjà pour but de réduire le DSSQ (Matthews et al., 1999). Bien que nous ayons validé le recours à cet outil par le biais de l'alpha de Cronbach, cette réduction successive des dimensions invite à la prudence concernant les conclusions que nous pouvons tirer de l'utilisation de ce questionnaire. Ceci particulièrement lorsque l'on considère les tailles d'effet moyennes relevées pour les mesures effectuées avec cet outil.

Finalement, nous avons évoqué l'impact de la crise sanitaire sur le nombre de passations. Son impact a également concerné les protocoles expérimentaux eux-mêmes : les participants devaient en effet porter des masques au cours de nos études. L'utilisation des masques a pu modifier l'activité respiratoire (Louhevaara, 1984), ce qui a pu influencer nos résultats et l'efficacité des techniques de régulation proposées, et ce particulièrement pour la régulation basée sur la respiration.

Ce travail de thèse avait pour objectif d'étudier, à l'aune des facteurs individuels, le stress pouvant émerger dans des contextes de supervision périphérique impliquant la gestion d'interruptions du système automatisé. Il avait également pour objectif d'étudier, toujours en tenant compte des facteurs individuels, des techniques visant à la régulation du stress. Notre cas d'usage de système automatisé était la conduite autonome de niveau 3.

Nous avons montré, au travers de nos deux études, que le niveau de stress induit par les tâches non liées à la conduite ne serait pas forcément délétère pour la sécurité des individus au niveau comportemental, bien que des impacts en termes d'engagement aient été mis en évidence. Nous avons montré que ce stress pourrait en revanche, en fonction des individus, générer des effets subjectifs et physiologiques pouvant être liés à une forme d'inconfort. Nous avons également montré que sa régulation subtile était complexe à réaliser. Son efficacité repose en effet sur un équilibre fin, lié au degré d'attention requis, mais également aux spécificités des individus eux-mêmes, lesquelles peuvent notamment être propres à des contextes précis.

Faut-il toujours chercher à réguler le stress ? Nous avons utilisé des fenêtres de régulation longues, en considérant que le stress y serait présent de façon plus ou moins constante. Le recours à des technologies de régulations étant actives spécifiquement en cas de détection du stress, serait sans doute pertinent et pourrait apporter des résultats plus probants. Cette notion de la temporalité a peut-être impacté, au même titre que les facteurs individuels, la qualité des techniques de régulation proposées. Soulignons également que, outre la régulation émotionnelle, d'autres stratégies existent pour faciliter le réengagement du conducteur dans l'activité principale, telles que des notifications multimodales, ou des pré-alarmes (Dehais et al., 2020 ; Monsaingeon et al., 2021). Enfin, nous pouvons suggérer qu'il serait pertinent pour les individus stressés au volant, que cela soit en conduite autonome ou en conduite manuelle, d'apprendre à maîtriser des stratégies de régulation efficaces sur des temps longs, telles que la réévaluation cognitive. Ces stratégies seraient plus avantageuses à long terme, car elles permettraient à l'individu de se confronter avec la situation stressante sans chercher à éviter ou à supprimer son ressenti (Gross, 2015 ; Korb, 2014). Cette stratégie serait en outre adaptée à une variété de contextes plus large que la seule conduite. Bien que reposant sur le recours à des ressources cognitives et attentionnelles pouvant être importantes, l'expertise de l'individu dans son utilisation pourrait limiter cette contrepartie. D'une façon similaire, comme nous l'avons évoqué précédemment, le recours au *biofeedback* réel a le potentiel de permettre aux individus d'identifier et d'apprendre à réguler leurs émotions sur le long terme, en augmentant artificiellement leurs capacités intéroceptives (Schoeller et al., 2019), et permettrait ainsi la mise en place de réflexes de régulation.

Si nous avons pu apporter des pistes explicatives au regard du fonctionnement de la régulation, il est difficile de résister à la tentation de présenter une perspective intéressante, novatrice et émergente qui pourrait apporter des éclaircissements supplémentaires. Cette perspective est directement liée aux modèles du codage prédictif que nous avons évoqués en conclusion de notre première étude, et plus spécifiquement au principe de l'énergie libre (*free energy principle*, Friston et al., 2006). Selon ce modèle, le système cognitif fonctionne en prédisant l'état de l'environnement interne et externe en temps réel. Ce sont uniquement les erreurs de prédiction qui sont traitées lors de leur rétropropagation pour être réduites par une mise à jour ou une modification de l'état de l'individu. Sur la base de ce modèle, Schoeller et al., (2022) proposent que les techniques similaires à celles que nous avons utilisées, fonctionnent en générant des erreurs de prédictions (e.g. le rythme respiratoire ralenti alors que le système prédit un *arousal* élevé), qui génèrent des mises à jour du modèle de prédiction (e.g. une réévaluation cognitive de la situation). De la même façon, le mécanisme d'entraînement implicite fonctionnerait donc par le biais d'une réduction de l'erreur (e.g. la simulation cardiaque ralentie) en modifiant l'état de l'individu (en entraînant le véritable rythme cardiaque). Cette perspective explicative est passionnante, et mérite sans aucun doute une exploration expérimentale plus poussée.

Notre monde est de plus en plus assailli par la technologie et l'automatisation. Nous ne pouvons pas ne pas mentionner dans cette conclusion le modèle de *deep learning* GPT-3 (Brown et al., 2020), qui en est un exemple paroxysmique. Cette évolution peut parfois avoir des conséquences néfastes ou s'avérer anxiogène notamment en raison d'impacts éthiques et écologiques. Cependant, elle s'accompagne également d'innovations et de philosophies dédiées au confort des individus. Par exemple, les *calm-technologies* (Weiser & Brown, 1997) envisagent les interactions technologiques en remettant l'homme au centre des activités, à un rythme... ralenti.

Bibliographie

- Adams, A. T., Costa, J., Jung, M. F., & Choudhury, T. (2015). Mindless computing : Designing technologies to subtly influence behavior. *Proceedings of the 2015 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing - UbiComp '15*, 719-730.
<https://doi.org/10.1145/2750858.2805843>
- Al, E., Iliopoulos, F., Forschack, N., Nierhaus, T., Grund, M., Motyka, P., Gaebler, M., Nikulin, V. V., & Villringer, A. (2020). Heart-brain interactions shape somatosensory perception and evoked potentials. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 117(19), 10575-10584.
<https://doi.org/10.1073/pnas.1915629117>
- Alekhine, P. F., Rouillac, L., & Granry, J.-C. (2020). Subjective versus Objective Assessment of Short Term Occupational Stress : Bias and Analysis of Self-Assessment of High Stress Levels. *Journal of Advances in Medicine and Medical Research*, 50-64.
<https://doi.org/10.9734/jammr/2020/v32i1030519>
- Allen, M., Varga, S., & Heck, D. H. (2022). Respiratory rhythms of the predictive mind. *Psychological Review*. <https://doi.org/10.1037/rev0000391>
- Allison, B. Z., & Polich, J. (2008). Workload assessment of computer gaming using a single-stimulus event-related potential paradigm. *Biological Psychology*, 77(3), 277-283.
<https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2007.10.014>
- Alsurraykh, N. H., Wilson, M. L., Tennent, P., & Sharples, S. (2019). How Stress and Mental Workload are Connected. *Proceedings of the 13th EAI International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, 371-376. <https://doi.org/10.1145/3329189.3329235>
- Ameyoe, A., Chevrel, P., Le-Carpentier, E., Mars, F., & Illy, H. (2015). Identification of a Linear Parameter Varying Driver Model for the Detection of Distraction. *IFAC-PapersOnLine*, 48(26), 37-42.
<https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2015.11.110>
- Amores, J., & Maes, P. (2017). Essence : Olfactory Interfaces for Unconscious Influence of Mood and Cognitive Performance. *Proceedings of the 2017 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, 28-34. <https://doi.org/10.1145/3025453.3026004>
- Annett, J. (2002). Subjective rating scales : Science or art? *Ergonomics*, 45(14), 966-987.
<https://doi.org/10.1080/00140130210166951>
- Ansems, K., Chen, W., & Brown, L. (2011). Smart Photo Frame for Arousal Feedback Wearable sensors and intelligent healthy work environment. In J. C. Augusto, H. Aghajan, V. Callaghan, D. J. Cook, J. ODonoghue, S. Egerton, M. Gardner, B. D. Johnson, Y. Kovalchuk, R. LopezCozar, P. Mikulecky, J. W. P. Ng, R. Poppe, M. J. Wang, & V. Zamudio (Éds.), *Workshop Proceedings of the 7th International Conference on Intelligent Environments* (Vol. 10, p. 685-696).
<https://doi.org/10.3233/978-1-60750-795-6-685>
- Anzengruber, B., & Riener, A. (2012). « FaceLight » : Potentials and drawbacks of thermal imaging to infer driver stress. *Proceedings of the 4th International Conference on Automotive User Interfaces and Interactive Vehicular Applications - AutomotiveUI '12*, 209.
<https://doi.org/10.1145/2390256.2390292>
- Arnsten, A. F. T. (2009). Stress signalling pathways that impair prefrontal cortex structure and function. *Nature Reviews Neuroscience*, 10(6), 410-422. <https://doi.org/10.1038/nrn2648>
- Arora, S., Aggarwal, R., Moran, A., Sirimanna, P., Crochet, P., Darzi, A., Kneebone, R., & Sevdalis, N. (2011). Mental Practice : Effective Stress Management Training for Novice Surgeons. *Journal*

- of the American College of Surgeons, 212(2), 225-233.
<https://doi.org/10.1016/j.jamcollsurg.2010.09.025>
- Asimov, I. (1989). *Sally*. Creative Education.
- Aston-Jones, G., & Cohen, J. D. (2005). AN INTEGRATIVE THEORY OF LOCUS COERULEUS-NOREPINEPHRINE FUNCTION : Adaptive Gain and Optimal Performance. *Annual Review of Neuroscience*, 28(1), 403-450. <https://doi.org/10.1146/annurev.neuro.28.061604.135709>
- Aurelio, M., Antoninus, M. A., & Pierron, A. (1843). *Pensées de l'empereur Marc Aurèle Antonin*. Charpentier. <https://books.google.fr/books?id=zp0NAAAAYAAJ>
- Azevedo, R. T., Bennett, N., Bilicki, A., Hooper, J., Markopoulou, F., & Tsakiris, M. (2017). The calming effect of a new wearable device during the anticipation of public speech. *Scientific Reports*, 7, 2285. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-02274-2>
- Babo-Rebelo, M., & Tallon-Baudry, C. (2018). Interoceptive signals, brain dynamics, and subjectivity. In *The Interoceptive Mind : From Homeostasis to Awareness* (OUP Oxford, p. 46-59).
- Baek, H. J., Lee, H. B., Kim, J. S., Choi, J. M., Kim, K. K., & Park, K. S. (2009). Nonintrusive Biological Signal Monitoring in a Car to Evaluate a Driver's Stress and Health State. *Telemedicine and E-Health*, 15(2), 182-189. <https://doi.org/10.1089/tmj.2008.0090>
- Bainbridge, L. (1983). Ironies of automation. *Automatica*, 19(6), 775-779.
[https://doi.org/10.1016/0005-1098\(83\)90046-8](https://doi.org/10.1016/0005-1098(83)90046-8)
- Bainbridge, T. F., Ludeke, S. G., & Smillie, L. D. (2022). Evaluating the Big Five as an organizing framework for commonly used psychological trait scales. *Journal of Personality and Social Psychology*, 122(4), 749-777. <https://doi.org/10.1037/pspp0000395>
- Bakeman, R. (2005). Recommended effect size statistics for repeated measures designs. *Behavior Research Methods*, 37(3), 379-384. <https://doi.org/10.3758/BF03192707>
- Balters, S., Mauriello, M. L., Park, S. Y., Landay, J. A., & Paredes, P. E. (2020). Calm Commute : Guided Slow Breathing for Daily Stress Management in Drivers. *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, 4(1), 1-19.
<https://doi.org/10.1145/3380998>
- Ban, Y., Karasawa, H., Fukui, R., & Warisawa, S. (2022). Development of a Cushion-Shaped Device to Induce Respiratory Rhythm and Depth for Enhanced Relaxation and Improved Cognition. *Frontiers in Computer Science*, 4, 770701. <https://doi.org/10.3389/fcomp.2022.770701>
- Banks, V. A., Plant, K. L., & Stanton, N. A. (2018). Driver error or designer error : Using the Perceptual Cycle Model to explore the circumstances surrounding the fatal Tesla crash on 7th May 2016. *Safety Science*, 108, 278-285. <https://doi.org/10.1016/j.ssci.2017.12.023>
- Barrett, J., & Armony, J. L. (2006). The influence of trait anxiety on autonomic response and cognitive performance during an anticipatory anxiety task. *Depression and Anxiety*, 23(4), 210-219.
<https://doi.org/10.1002/da.20143>
- Barrett, L. F. (2012). Emotions are real. *Emotion*, 12(3), 413-429. <https://doi.org/10.1037/a0027555>
- Barry, R. J., Clarke, A. R., McCarthy, R., Selikowitz, M., & Rushby, J. A. (2005). Arousal and Activation in a Continuous Performance Task. *Journal of Psychophysiology*, 19(2), 91-99.
<https://doi.org/10.1027/0269-8803.19.2.91>
- Bazilinskyy, P., & de Winter, J. (2015). Auditory interfaces in automated driving : An international survey. *PeerJ Computer Science*, 1, e13. <https://doi.org/10.7717/peerj-cs.13>
- Bechara, A. (2004). The role of emotion in decision-making : Evidence from neurological patients with orbitofrontal damage. *Brain and Cognition*, 55(1), 30-40.
<https://doi.org/10.1016/j.bandc.2003.04.001>

- Beer, A. (1852). Bestimmung der Absorption des rothen Lichts in farbigen Flüssigkeiten. *Ann. Physik*, 162, 78-88.
- Beggiato, M., Hartwich, F., & Krems, J. (2018). Using Smartbands, Pupillometry and Body Motion to Detect Discomfort in Automated Driving. *Frontiers in Human Neuroscience*, 12, 338. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2018.00338>
- Benedek, M., & Kaernbach, C. (2010). A continuous measure of phasic electrodermal activity. *Journal of Neuroscience Methods*, 190(1), 80-91. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2010.04.028>
- Béquet, A. J., Hidalgo-Muñoz, A. R., & Jallais, C. (2020). Towards Mindless Stress Regulation in Advanced Driver Assistance Systems : A Systematic Review. *Frontiers in Psychology*, 11, 609124. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2020.609124>
- Berberian, B., Somon, B., Sahaï, A., & Gouraud, J. (2017). The out-of-the-loop Brain : A neuroergonomic approach of the human automation interaction. *Annual Reviews in Control*, 44, 303-315. <https://doi.org/10.1016/j.arcontrol.2017.09.010>
- Bernardi, L., Porta, C., & Sleight, P. (2006). Cardiovascular, cerebrovascular, and respiratory changes induced by different types of music in musicians and non-musicians : The importance of silence. *Heart*, 92(4), 445. <https://doi.org/10.1136/hrt.2005.064600>
- Bhandari, R., Parnandi, A., Shipp, E., Ahmed, B., & Gutierrez-Osuna, R. (2015, janvier). *Music-based respiratory biofeedback in visually-demanding tasks*. NIME.
- Bluteau, J. (2010). *Evaluation des effets de l'ajout d'interfaces haptiques sur le suivi manuel de trajectoires*.
- Bocca, A., & Baek, D. (2019). Automated Driving Systems : Key Advantages, Limitations and Risks. *2019 AEIT International Conference of Electrical and Electronic Technologies for Automotive (AEIT AUTOMOTIVE)*, 1-6. <https://doi.org/10.23919/EETA.2019.8804564>
- Boucsein, W. (2012). *Electrodermal Activity*. Springer US. <https://doi.org/10.1007/978-1-4614-1126-0>
- Boyadzhieva, A., & Kayhan, E. (2021). Keeping the Breath in Mind : Respiration, Neural Oscillations, and the Free Energy Principle. *Frontiers in Neuroscience*, 15, 647579. <https://doi.org/10.3389/fnins.2021.647579>
- Brace, N., Kemp, R., & Snelgar, R. (2017). *SPSS for psychologists : (And everybody else)* (Sixth edition). Macmillan International Higher Education.
- Bredemeier, K., Berenbaum, H., Most, S. B., & Simons, D. J. (2011). Links between neuroticism, emotional distress, and disengaging attention : Evidence from a single-target RSVP task. *Cognition & Emotion*, 25(8), 1510-1519. <https://doi.org/10.1080/02699931.2010.549460>
- Breznitz, S., Ben-Zur, H., Berzon, Y., Weiss, D. W., Levitan, G., Tarcic, N., Lischinsky, S., Greenberg, A., Levi, N., & Zinder, O. (1998). Experimental Induction and Termination of Acute Psychological Stress in Human Volunteers : Effects on Immunological, Neuroendocrine, Cardiovascular, and Psychological Parameters. *Brain, Behavior, and Immunity*, 12(1), 34-52. <https://doi.org/10.1006/brbi.1997.0511>
- Brodman, K., & Gary, L. J. (2006). *Brodman's localisation in the cerebral cortex : The principles of comparative localisation in the cerebral cortex based on cytoarchitectonics*. Springer.
- Brooks, J. O., Goodenough, R. R., Crisler, M. C., Klein, N. D., Alley, R. L., Koon, B. L., Logan, W. C., Ogle, J. H., Tyrrell, R. A., & Wills, R. F. (2010). Simulator sickness during driving simulation studies. *Accident Analysis & Prevention*, 42(3), 788-796. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2009.04.013>
- Brosch, T., & Sander, D. (2013). Comment : The Appraising Brain: Towards a Neuro-Cognitive Model of Appraisal Processes in Emotion. *Emotion Review*, 5(2), 163-168. <https://doi.org/10.1177/1754073912468298>

- Brown, T. B., Mann, B., Ryder, N., Subbiah, M., Kaplan, J., Dhariwal, P., Neelakantan, A., Shyam, P., Sastry, G., Askell, A., Agarwal, S., Herbert-Voss, A., Krueger, G., Henighan, T., Child, R., Ramesh, A., Ziegler, D. M., Wu, J., Winter, C., ... Amodei, D. (2020). *Language Models are Few-Shot Learners* (arXiv:2005.14165). arXiv. <https://doi.org/10.48550/arXiv.2005.14165>
- Bueno, M., Dogan, E., Hadj Selem, F., Monacelli, E., Boverie, S., & Guillaume, A. (2016). How different mental workload levels affect the take-over control after automated driving. *2016 IEEE 19th International Conference on Intelligent Transportation Systems (ITSC)*, 2040-2045. <https://doi.org/10.1109/ITSC.2016.7795886>
- Castaldo, R., Melillo, P., Bracale, U., Caserta, M., Triassi, M., & Pecchia, L. (2015). Acute mental stress assessment via short term HRV analysis in healthy adults : A systematic review with meta-analysis. *Biomedical Signal Processing and Control*, 18, 370-377. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2015.02.012>
- Chaieb, L., Wilpert, E. C., Hoppe, C., Axmacher, N., & Fell, J. (2017). The Impact of Monaural Beat Stimulation on Anxiety and Cognition. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11, 251. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00251>
- Chen, J. J., & Pike, G. B. (2009). Origins of the BOLD post-stimulus undershoot. *NeuroImage*, 46(3), 559-568. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2009.03.015>
- Choi, K. Y., ElHaouij, N., Lee, J., Picard, R. W., & Ishii, H. (2022). Design and Evaluation of a Clippable and Personalizable Pneumatic-haptic Feedback Device for Breathing Guidance. *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, 6(1), 1-36. <https://doi.org/10.1145/3517234>
- Choi, K. Y., & Ishii, H. (2020). AmbienBeat : Wrist-Worn Mobile Tactile Biofeedback for Heart Rate Rhythmic Regulation. *Proceedings of the Fourteenth International Conference on Tangible, Embedded, and Embodied Interaction*, 17-30. <https://doi.org/10.1145/3374920.3374938>
- Chu, B., Marwaha, K., Sanvictores, T., & Ayers, D. (2021). Physiology, Stress Reaction. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK541120/>
- Chung, W.-Y., Chong, T.-W., & Lee, B.-G. (2019). Methods to Detect and Reduce Driver Stress : A Review. *International Journal of Automotive Technology*, 20(5), 1051-1063. <https://doi.org/10.1007/s12239-019-0099-3>
- Cisler, J. M., & Koster, E. H. W. (2010). Mechanisms of attentional biases towards threat in anxiety disorders : An integrative review. *Clinical Psychology Review*, 30(2), 203-216. <https://doi.org/10.1016/j.cpr.2009.11.003>
- Clayton, M. (2012). What is Entrainment? Definition and applications in musical research. *Empirical Musicology Review*, 7(1-2), 49-56. <https://doi.org/10.18061/1811/52979>
- Cobb, M. (2020). *The idea of the brain : A history*. Profile Books.
- Cohen, J. (2013). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (0 éd.). Routledge. <https://doi.org/10.4324/9780203771587>
- Corbetta, M., & Shulman, G. L. (2002). Control of goal-directed and stimulus-driven attention in the brain. *Nature Reviews Neuroscience*, 3(3), 201-215. <https://doi.org/10.1038/nrn755>
- Costa, J., Adams, A. T., Jung, M. F., Guimbretière, F., & Choudhury, T. (2016). EmotionCheck : Leveraging bodily signals and false feedback to regulate our emotions. *Proceedings of the 2016 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing*, 758-769. <https://doi.org/10.1145/2971648.2971752>

- Costa, J., Adams, A. T., Jung, M. F., Guimbretière, F., & Choudhury, T. (2017). EmotionCheck : A Wearable Device to Regulate Anxiety through False Heart Rate Feedback. *Mobile Computing and Communications Review*, 21(2), 22-25.
- Costa, J., Guimbretière, F., Jung, M. F., & Choudhury, T. (2019). BoostMeUp : Improving Cognitive Performance in the Moment by Unobtrusively Regulating Emotions with a Smartwatch. *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, 3(2), 1-23. <https://doi.org/10.1145/3328911>
- Coumel, P., Maison-Blanche, P., & Catuli, D. (1994). Heart Rate and Heart Rate Variability in Normal Young Adults. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 5(11), 899-911. <https://doi.org/10.1111/j.1540-8167.1994.tb01130.x>
- Couto, B., Salles, A., Sedeño, L., Peradejordi, M., Barttfeld, P., Canales-Johnson, A., Dos Santos, Y. V., Huepe, D., Bekinschtein, T., Sigman, M., Favaloro, R., Manes, F., & Ibanez, A. (2014). The man who feels two hearts : The different pathways of interoception. *Social Cognitive and Affective Neuroscience*, 9(9), 1253-1260. <https://doi.org/10.1093/scan/nst108>
- Cox, T. (1978). *Stress* (McMillan Press).
- Craig, A. D. (2002). How do you feel? Interoception: the sense of the physiological condition of the body. *Nature Reviews Neuroscience*, 3(8), 655-666. <https://doi.org/10.1038/nrn894>
- Critchley, H. D., & Garfinkel, S. N. (2015). Interactions between visceral afferent signaling and stimulus processing. *Frontiers in Neuroscience*, 9. <https://doi.org/10.3389/fnins.2015.00286>
- Critchley, H. D., & Harrison, N. A. (2013). Visceral Influences on Brain and Behavior. *Neuron*, 77(4), 624-638. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2013.02.008>
- Critchley, H. D., Wiens, S., Rotshtein, P., Öhman, A., & Dolan, R. J. (2004). Neural systems supporting interoceptive awareness. *Nature Neuroscience*, 7(2), 189-195. <https://doi.org/10.1038/nn1176>
- Cunningham, M. L., & Regan, M. A. (2016). The impact of emotion, life stress and mental health issues on driving performance and safety. *Road & Transport Research*, 25(3), 40-50.
- Czarnecki, K. (2018). *Operational Design Domain for Automated Driving Systems—Taxonomy of Basic Terms*. <https://doi.org/10.13140/RG.2.2.18037.88803>
- Daher, K., Fuchs, M., Mugellini, E., Lalanne, D., & Abou Khaled, O. (2020). Reduce Stress Through Empathic Machine to Improve HCI. In T. Ahram, R. Taiar, V. Gremeaux-Bader, & K. Aminian (Éds.), *Human Interaction, Emerging Technologies and Future Applications II* (Vol. 1152, p. 232-237). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-44267-5_35
- Dales, L. G., & Ury, H. K. (1978). An Improper Use of Statistical Significance Testing in Studying Covariables. *International Journal of Epidemiology*, 7(4), 373-376. <https://doi.org/10.1093/ije/7.4.373>
- Damasio, A. R. (1994). *Descartes' error : Emotion, reason, and the human brain*. Putnam.
- Damasio, A. R. (2006). Chapter eight : The somatic-marker hypothesis. In *Descartes' Error : Emotion, Reason and the Human Brain* (Odile Jacob).
- Dbiec, J., & LeDoux, J. (2009). The Amygdala and the Neural Pathways of Fear. In J. E. LeDoux, T. Keane, & P. Shiromani (Éds.), *Post-Traumatic Stress Disorder* (p. 23-38). Humana Press. https://doi.org/10.1007/978-1-60327-329-9_2
- De Castella, K., Platow, M. J., Tamir, M., & Gross, J. J. (2018). Beliefs about emotion : Implications for avoidance-based emotion regulation and psychological health. *Cognition and Emotion*, 32(4), 773-795. <https://doi.org/10.1080/02699931.2017.1353485>

- Dedovic, K., Renwick, R., Mahani, N. K., Engert, V., Lupien, S. J., & Pruessner, J. C. (2005). The Montreal Imaging Stress Task : Using functional imaging to investigate the effects of perceiving and processing psychosocial stress in the human brain. *Journal of Psychiatry and Neuroscience*, 30(5), 319-325.
- Deguchi, K., Takeuchi, H., Touge, T., Kamoda, M., Tsukaguchi, M., Sasaki, I., & Nishioka, M. (1996). Significance of cognitive function in the elicitation of sympathetic skin response in healthy humans. *Journal of the Autonomic Nervous System*, 61(2), 123-127.
[https://doi.org/10.1016/S0165-1838\(96\)00067-7](https://doi.org/10.1016/S0165-1838(96)00067-7)
- Dehais, F., Causse, M., Régis, N., Menant, E., Labedan, P., Vachon, F., & Tremblay, S. (2012). Missing Critical Auditory Alarms in Aeronautics : Evidence for Inattentional Deafness? *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 56(1), 1639-1643.
<https://doi.org/10.1177/1071181312561328>
- Dehais, F., Hodgetts, H. M., Causse, M., Behrend, J., Durantin, G., & Tremblay, S. (2019). Momentary lapse of control : A cognitive continuum approach to understanding and mitigating perseveration in human error. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 100, 252-262.
<https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2019.03.006>
- Dehais, F., Lafont, A., Roy, R., & Fairclough, S. (2020). A Neuroergonomics Approach to Mental Workload, Engagement and Human Performance. *Frontiers in Neuroscience*, 14, 268.
<https://doi.org/10.3389/fnins.2020.00268>
- Dehais, F., Roy, R. N., Gateau, T., & Scannella, S. (2016). Auditory Alarm Misperception in the Cockpit : An EEG Study of Inattentional Deafness. In D. D. Schmorow & C. M. Fidopiastis (Éds.), *Foundations of Augmented Cognition : Neuroergonomics and Operational Neuroscience* (Vol. 9743, p. 177-187). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-39955-3_17
- Dehais, F., Roy, R. N., & Scannella, S. (2019). Inattentional deafness to auditory alarms : Inter-individual differences, electrophysiological signature and single trial classification. *Behavioural Brain Research*, 360, 51-59. <https://doi.org/10.1016/j.bbr.2018.11.045>
- Delpy, D. T., Cope, M., Zee, P. van der, Arridge, S., Wray, S., & Wyatt, J. (1988). Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement. *Physics in Medicine and Biology*, 33(12), 1433-1442. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/33/12/008>
- Deniel, J. (2019). *Conscience du risque et automatisations de la conduite : De l'analyse des processus cognitifs en situation de changement de voie à la conception centrée sur l'humain d'un système d'automatisation human-like* [PhD Thesis]. Bordeaux.
- de Witte, M., Spruit, A., van Hooren, S., Moonen, X., & Stams, G.-J. (2020). Effects of music interventions on stress-related outcomes : A systematic review and two meta-analyses. *Health Psychology Review*, 14(2), 294-324. <https://doi.org/10.1080/17437199.2019.1627897>
- Domschke, K., Stevens, S., Pfleiderer, B., & Gerlach, A. L. (2010). Interoceptive sensitivity in anxiety and anxiety disorders : An overview and integration of neurobiological findings. *Clinical Psychology Review*, 30(1), 1-11. <https://doi.org/10.1016/j.cpr.2009.08.008>
- Du, N., Yang, X. J., & Zhou, F. (2020). Psychophysiological responses to takeover requests in conditionally automated driving. *Accident Analysis & Prevention*, 148, 105804.
<https://doi.org/10.1016/j.aap.2020.105804>
- Durantin, G., Dehais, F., Gonthier, N., Terzibas, C., & Callan, D. E. (2017). Neural signature of inattentional deafness : Neural Signature of Inattentional Deafness. *Human Brain Mapping*, 38(11), 5440-5455. <https://doi.org/10.1002/hbm.23735>

- Ehlis, A.-C., Ringel, T. M., Plichta, M. M., Richter, M. M., Herrmann, M. J., & Fallgatter, A. J. (2009). Cortical correlates of auditory sensory gating : A simultaneous near-infrared spectroscopy event-related potential study. *Neuroscience*, 159(3), 1032-1043. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2009.01.015>
- Élisabeth, F. (2022). *Mesure et contre-mesure de la surdité attentionnelle* [These de doctorat, Sorbonne université]. <https://www.theses.fr/2022SORUS135>
- Elliot, A. J. (2015). Color and psychological functioning : A review of theoretical and empirical work. *Frontiers in Psychology*, 6. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.00368>
- Embrey, D. (2005). Understanding human behaviour and error. *Human Reliability Associates*, 1(2005).
- Encyclopedia Britannica. (2006). *Diaphragm Facts / Britannica*. Encyclopedia Britannica. <https://www.britannica.com/facts/diaphragm-anatomy>
- Endsley, M. (1995). Toward a theory of situation awareness in dynamic systems. *Human Factors*, 37, 85-104.
- Eriksson, A., & Stanton, N. A. (2017a). Takeover Time in Highly Automated Vehicles : Noncritical Transitions to and From Manual Control. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 59(4), 689-705. <https://doi.org/10.1177/0018720816685832>
- Eriksson, A., & Stanton, N. A. (2017b). Driving Performance After Self-Regulated Control Transitions in Highly Automated Vehicles. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 59(8), 1233-1248. <https://doi.org/10.1177/0018720817728774>
- Esselborn, S. (2020). Introduction : Auto-Mobilities. Automation, Safety and Responsibility in the History of Mobility / Einleitung: Auto-Mobilities. Automatisierung, Sicherheit und Verantwortung in der Geschichte der Mobilität. *Technikgeschichte*, 87(1), 3-10. <https://doi.org/10.5771/0040-117X-2020-1-3>
- Eysenck, H. J. (1994). Personality : Biological foundations. In *The neuropsychology of individual differences* (p. 151-207). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-718670-2.50011-6>
- Eysenck, M. W., Derakshan, N., Santos, R., & Calvo, M. G. (2007). Anxiety and cognitive performance : Attentional control theory. *Emotion*, 7(2), 336-353. <https://doi.org/10.1037/1528-3542.7.2.336>
- Fedotchev, A. I., Bondar', A. T., Bakhchina, A. V., Parin, S. B., Polevaya, S. A., & Radchenko, G. S. (2017). Effects of Musical Acoustic Signals Controlled by the Subject's EEG Oscillators. *Neuroscience and Behavioral Physiology*, 47(1), 47-51. <https://doi.org/10.1007/s11055-016-0365-z>
- Fernandez, R., & Picard, R. W. (2003). Modeling drivers' speech under stress. *Speech Communication*, 40(1-2), 145-159. [https://doi.org/10.1016/S0167-6393\(02\)00080-8](https://doi.org/10.1016/S0167-6393(02)00080-8)
- Fernandez-Duque, D., & Posner, M. I. (2001). Brain Imaging of Attentional Networks in Normal and Pathological States. *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology*, 23(1), 74-93. <https://doi.org/10.1076/jcen.23.1.74.1217>
- Ferrari, M., & Quaresima, V. (2012). A brief review on the history of human functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) development and fields of application. *NeuroImage*, 63(2), 921-935. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2012.03.049>
- Ferreira, S. O. (2019). Activación emocional en sujetos humanos : Procedimientos para la inducción experimental de estrés. *Psicologia USP*, 30, e180176. <https://doi.org/10.1590/0103-6564e20180176>
- Folkman, S., & Lazarus, R. (1984). The concept of Coping. In *Stress, appraisal and coping*. (p. 117-139). Springer New York.

- Folkman, S., Lazarus, R. S., Pimley, S., & Novacek, J. (1987). Age differences in stress and coping processes. *Psychology and Aging*, 2(2), 171-184. <https://doi.org/10.1037/0882-7974.2.2.171>
- Fortin, D., Aubin-Lemay, C., Boré, A., Girard, G., Houde, J.-C., Whittingstall, K., & Descoteaux, M. (2012). Tractography in the Study of the Human Brain : A Neurosurgical Perspective. *Canadian Journal of Neurological Sciences / Journal Canadien Des Sciences Neurologiques*, 39(6), 747-756. <https://doi.org/10.1017/S0317167100015560>
- Friston, K., Kilner, J., & Harrison, L. (2006). A free energy principle for the brain. *Journal of Physiology-Paris*, 100(1-3), 70-87. <https://doi.org/10.1016/j.jphysparis.2006.10.001>
- Gallouin, E., Wang, X., Beillas, P., & Bellet, T. (2022, août 23). Takeover performance according to the level of disengagement during automated driving. *Proceedings of the 7th International Digital Human Modeling Symposium (DHM 2022) and Iowa Virtual Human Summit 2022* -. Proceedings of the 7th International Digital Human Modeling Symposium (DHM 2022) and Iowa Virtual Human Summit 2022 -. <https://doi.org/10.17077/dhm.31754>
- Gao, H., Yuce, A., & Thiran, J.-P. (2014). Detecting emotional stress from facial expressions for driving safety. *2014 IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)*, 5961-5965. <https://doi.org/10.1109/ICIP.2014.7026203>
- Garfinkel, S. N., Seth, A. K., Barrett, A. B., Suzuki, K., & Critchley, H. D. (2015). Knowing your own heart : Distinguishing interoceptive accuracy from interoceptive awareness. *Biological Psychology*, 104, 65-74. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2014.11.004>
- Giannakakis, G., Grigoriadis, D., Giannakaki, K., Simantiraki, O., Roniotis, A., & Tsiknakis, M. (2019). Review on psychological stress detection using biosignals. *IEEE Transactions on Affective Computing*, 1-1. <https://doi.org/10.1109/TAFFC.2019.2927337>
- Godoy, L. D., Rossignoli, M. T., Delfino-Pereira, P., Garcia-Cairasco, N., & de Lima Umeoka, E. H. (2018). A Comprehensive Overview on Stress Neurobiology : Basic Concepts and Clinical Implications. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, 12, 127. <https://doi.org/10.3389/fnbeh.2018.00127>
- Goldberg, L.R. (1981). Language and individual differences : The search for universals in personality lexicons. In *Review of personality and social psychology* (Wheeler L, Vol. 2, p. 141-165). Sage.
- Groenewegen, H. J., & Uylings, H. B. M. (2000). The prefrontal cortex and the integration of sensory, limbic and autonomic information. In *Progress in Brain Research* (Vol. 126, p. 3-28). Elsevier. [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(00\)26003-2](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(00)26003-2)
- Gross, J. J. (2015). Emotion Regulation : Current Status and Future Prospects. *Psychological Inquiry*, 26(1), 1-26. <https://doi.org/10.1080/1047840X.2014.940781>
- Gruden, T., Stojmenova Peččnik, K., Jakus, G., & Sodnik, J. (2022). Quantifying Drivers' Physiological Responses to Take-Over Requests in Conditionally Automated Vehicles. *Proceedings of the 7th Human-Computer Interaction Slovenia conference 2022*, 3300. https://ceur-ws.org/Vol-3300/short_3798.pdf
- Gržinič Frelih, N., Podlessek, A., Babič, J., & Geršak, G. (2017). Evaluation of psychological effects on human postural stability. *Measurement*, 98, 186-191. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2016.11.039>
- Guého, L., Granié, M.-A., & Abric, J.-C. (2014). French validation of a new version of the Driver Behavior Questionnaire (DBQ) for drivers of all ages and level of experiences. *Accident Analysis & Prevention*, 63, 41-48. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2013.10.024>

- Guo, H., Zhang, Y., Cai, S., & Chen, X. (2021). Effects of Level 3 Automated Vehicle Drivers' Fatigue on Their Take-Over Behaviour : A Literature Review. *Journal of Advanced Transportation*, 2021, 1-12. <https://doi.org/10.1155/2021/8632685>
- Gurel, N. Z., Huang, M., Wittbrodt, M. T., Jung, H., Ladd, S. L., Shandhi, M. M. H., Ko, Y.-A., Shallenberger, L., Nye, J. A., Pearce, B., Vaccarino, V., Shah, A. J., Bremner, J. D., & Inan, O. T. (2020). Quantifying acute physiological biomarkers of transcutaneous cervical vagal nerve stimulation in the context of psychological stress. *Brain Stimulation*, 13(1), Art. 1. <https://doi.org/10.1016/j.brs.2019.08.002>
- Hale, A. R., Stoop, J., & Hommels, J. (1990). Human error models as predictors of accident scenarios for designers in road transport systems. *Ergonomics*, 33(10-11), 1377-1387. <https://doi.org/10.1080/00140139008925339>
- Hamon, M., Ramadour, R., & Frey, J. (2018). Exploring biofeedback with a tangible interface designed for relaxation. *PhyCS 2018 - Proceedings of the 5th International Conference on Physiological Computing Systems*, 54-63. Scopus. <https://doi.org/10.5220/0006961200540063>
- Hasanshahi, M., Rakhshan, M., Fereidouni, A., Moayedi, S. A., & Torabizadeh, C. (2022). Development and psychometric evaluation of a questionnaire for measuring distraction due to mobile phone use in operating rooms. *Journal of Perioperative Nursing*, 35(2). <https://doi.org/10.26550/2209-1092.1162>
- Hauser, D. J., Ellsworth, P. C., & Gonzalez, R. (2018). Are Manipulation Checks Necessary? *Frontiers in Psychology*, 9, 998. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2018.00998>
- Helton, W. S. (2004). Validation of a Short Stress State Questionnaire. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 48(11), 1238-1242. <https://doi.org/10.1177/154193120404801107>
- Hermann, T., Hunt, A., & Neuhoﬀ, J. G. (Éds.). (2011). *The sonification handbook*. Logos Verlag.
- Hidalgo-Muñoz, A., Béquet, A., Astier-Juvenon, M., Pépin, G., Fort, A., Jallais, C., Tattegrain, H., & Gaubade, C. (2018). Determination of cognitive workload variation in driving from ECG derived respiratory signal and heart rate. *Frontiers in Human Neuroscience*, 12. <https://doi.org/10.3389/conf.fnhum.2018.227.00058>
- Hosmer, D. W., Lemeshow, S., & Sturdivant, R. X. (2013). *Applied Logistic Regression* (1^{re} éd.). Wiley. <https://doi.org/10.1002/9781118548387>
- Hu, X., Deng, J., Zhao, J., Hu, W., Ngai, E. C.-H., Wang, R., Shen, J., Liang, M., Li, X., Leung, V. C. M., & Kwok, Y.-K. (2015). SAfeDJ: A Crowd-Cloud Codesign Approach to Situation-Aware Music Delivery for Drivers. *ACM Trans. Multimedia Comput. Commun. Appl.*, 12(1s). <https://doi.org/10.1145/2808201>
- Hu, Y., Converse, C., Lyons, M. C., & Hsu, W. H. (2018). Neural control of sweat secretion : A review. *British Journal of Dermatology*, 178(6), 1246-1256. <https://doi.org/10.1111/bjd.15808>
- Huppert, T. J., Diamond, S. G., Franceschini, M. A., & Boas, D. A. (2009). HomER : A review of time-series analysis methods for near-infrared spectroscopy of the brain. *Applied Optics*, 48(10), D280-D298. <https://doi.org/10.1364/AO.48.00D280>
- Ilyas, I. F., & Chu, X. (2019). *Data cleaning* (First edition). Association for Computing Machinery.
- Iodice, P., Porciello, G., Bufalari, I., Barca, L., & Pezzulo, G. (2019). An interoceptive illusion of effort induced by false heart-rate feedback. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 116(28), 13897-13902. <https://doi.org/10.1073/pnas.1821032116>

- Ito, J., Roy, S., Liu, Y., Cao, Y., Fletcher, M., Lu, L., Boughter, J. D., Grün, S., & Heck, D. H. (2014). Whisker barrel cortex delta oscillations and gamma power in the awake mouse are linked to respiration. *Nature Communications*, 5(1), 3572. <https://doi.org/10.1038/ncomms4572>
- Jansen, R. J., Tinga, A. M., de Zwart, R., & van der Kint, S. T. (2022). Devil in the details : Systematic review of TOR signals in automated driving with a generic classification framework. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, 91, 274-328. <https://doi.org/10.1016/j.trf.2022.10.009>
- Jeon, M., Walker, B. N., & Gable, T. M. (2015). The effects of social interactions with in-vehicle agents on a driver's anger level, driving performance, situation awareness, and perceived workload. *Applied Ergonomics*, 50, 185-199. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.03.015>
- Jöbsis, F. F. (1977). Noninvasive, Infrared Monitoring of Cerebral and Myocardial Oxygen Sufficiency and Circulatory Parameters. *Science*, 198(4323), 1264-1267. <https://doi.org/10.1126/science.929199>
- John, O. P., Donahue, E. M., & Kentle, R. L. (2012). *Big Five Inventory* [Data set]. American Psychological Association. <https://doi.org/10.1037/t07550-000>
- John, O. P., & Gross, J. J. (2007). Individual Differences in Emotion Regulation. In *Handbook of emotion regulation* (J. J. Gross, p. 351-372). The Guilford Press.
- Johnson, J. A., & Zatorre, R. J. (2006). Neural substrates for dividing and focusing attention between simultaneous auditory and visual events. *NeuroImage*, 31(4), 1673-1681. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.02.026>
- Kahneman, D. (2013). *Thinking, fast and slow* (1st pbk. ed). Farrar, Straus and Giroux.
- Kalumet. (2005). *ECG Principle fast*. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:ECG_Principle_fast.gif
- Karnath, H. (1997). Spatial orientation and the representation of space with parietal lobe lesions. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, 352(1360), 1411-1419. <https://doi.org/10.1098/rstb.1997.0127>
- Karras, M., Delhomme, P., & Csillik, A. (2022). French drivers' behavior : Do psychological resources and vulnerabilities matter? *Journal of Safety Research*, 80, 235-242. <https://doi.org/10.1016/j.jsr.2021.12.005>
- Kennedy, R. S., Lane, N. E., Berbaum, K. S., & Lilienthal, M. G. (1993). Simulator Sickness Questionnaire : An Enhanced Method for Quantifying Simulator Sickness. *The International Journal of Aviation Psychology*, 3(3), 203-220. https://doi.org/10.1207/s15327108ijap0303_3
- Kerautret, L., Dabic, S., & Navarro, J. (2023). Exploration of driver stress when resuming control from highly automated driving in an emergency situation. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, 93, 222-234. <https://doi.org/10.1016/j.trf.2023.01.016>
- Kerby, D. S. (2014). The Simple Difference Formula : An Approach to Teaching Nonparametric Correlation. *Comprehensive Psychology*, 3, 11.IT.3.1. <https://doi.org/10.2466/11.IT.3.1>
- Khalfa, S., Roy, M., Rainville, P., Dalla Bella, S., & Peretz, I. (2008). Role of tempo entrainment in psychophysiological differentiation of happy and sad music? *International Journal of Psychophysiology*, 68(1), 17-26. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2007.12.001>
- Khalsa, S. S., Rudrauf, D., Feinstein, J. S., & Tranel, D. (2009). The pathways of interoceptive awareness. *Nature Neuroscience*, 12(12), 1494-1496. <https://doi.org/10.1038/nn.2411>
- Kim, J. J., & Diamond, D. M. (2002). The stressed hippocampus, synaptic plasticity and lost memories. *Nature Reviews Neuroscience*, 3(6), 453-462. <https://doi.org/10.1038/nnr849>

- Kim, S., Gaebel, C., Aguilar-Raab, C., Hillecke, T. K., & Warth, M. (2018). Affective and autonomic response to dynamic rhythmic entrainment : Mechanisms of a specific music therapy factor. *Arts in Psychotherapy, 60*, 48-54. <https://doi.org/10.1016/j.aip.2018.06.002>
- Knapp-Kline, K., Ring, C., Emmerich, D., & Brener, J. (2021). The effects of vibrotactile masking on heartbeat detection : Evidence that somatosensory mechanoreceptors transduce heartbeat sensations. *Psychophysiology, 58*(6). <https://doi.org/10.1111/psyp.13817>
- Kobylińska, D., & Kusev, P. (2019). Flexible Emotion Regulation : How Situational Demands and Individual Differences Influence the Effectiveness of Regulatory Strategies. *Frontiers in Psychology, 10*, 72. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.00072>
- Korb, S. (2014). Chapitre 8. La régulation des émotions: In *Traité de psychologie des émotions* (p. 270-299). Dunod. <https://doi.org/10.3917/dunod.sande.2014.01.0270>
- Kountouriotis, G. K., Spyridakos, P., Carsten, O. M. J., & Merat, N. (2016). Identifying cognitive distraction using steering wheel reversal rates. *Accident Analysis & Prevention, 96*, 39-45. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2016.07.032>
- Kröger, F. (2016). Automated Driving in Its Social, Historical and Cultural Contexts. In M. Maurer, J. C. Gerdes, B. Lenz, & H. Winner (Éds.), *Autonomous Driving* (p. 41-68). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-662-48847-8_3
- Kuboi, R., Jimi, K., Inoue, M., & Matsunami, I. (2016). Estimating stress states using respiratory monitoring by 24GHz wideband radar. *2016 IEEE 5th Global Conference on Consumer Electronics, 1-4*. <https://doi.org/10.1109/GCCE.2016.7800499>
- Kwok, T. C. K., Kiefer, P., & Raubal, M. (2023). Unobtrusive interaction : A systematic literature review and expert survey. *Human-Computer Interaction, 1-37*. <https://doi.org/10.1080/07370024.2022.2162404>
- Lajante, M., & Droulers, O. (2013). Importation de la théorie de l'évaluation cognitive et dynamique des processus émotionnels : Illustration par la mesure de l'activité du système nerveux autonome: *Management & Avenir, N° 62*(4), 171-187. <https://doi.org/10.3917/mav.062.0171>
- Laurent, S., Paire-Ficout, L., Boucheix, J.-M., Argon, S., & Hidalgo-Muñoz, A. (2021). Cortical Activity Linked to Clocking in Deaf Adults : FNIRS Insights with Static and Animated Stimuli Presentation. *Brain Sciences, 11*(2), 196. <https://doi.org/10.3390/brainsci11020196>
- LeBlanc, J., Ducharme, M. B., & Thompson, M. (2004). Study on the correlation of the autonomic nervous system responses to a stressor of high discomfort with personality traits. *Physiology & Behavior, 82*(4), 647-652. <https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2004.05.014>
- Lee, J., Elhaouij, N., & Picard, R. (2021). AmbientBreath : Unobtrusive Just-in-time Breathing Intervention Using Multi-sensory Stimulation and its Evaluation in a Car Simulator. *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies, 5*(2), 1-30. <https://doi.org/10.1145/3463493>
- Leplat, J. (2008). *Repères pour l'analyse de l'activité en ergonomie*. Presses Universitaires de France. <https://doi.org/10.3917/puf.lepla.2008.01>
- Leslie, G., Ghandeharioun, A., Zhou, D. Y., & Picard, R. W. (2019). Engineering Music to Slow Breathing and Invite Relaxed Physiology. *ArXiv:1907.08844 [Cs]*. <http://arxiv.org/abs/1907.08844>
- Leventhal, H., & Scherer, K. (1987). The Relationship of Emotion to Cognition : A Functional Approach to a Semantic Controversy. *Cognition & Emotion, 1*(1), 3-28. <https://doi.org/10.1080/02699938708408361>

- Liston, C., McEwen, B. S., & Casey, B. J. (2009). Psychosocial stress reversibly disrupts prefrontal processing and attentional control. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 106(3), 912-917. <https://doi.org/10.1073/pnas.0807041106>
- Liu, Y.-C., Schreiner, C. S., & Dingus, T. A. (1999). *Development of Human Factors Guidelines for Advanced Traveler Information Systems and Commercial Vehicle Operations : Human Factors Evaluation of the Effectiveness of Multi-Modality Displays in ATIS*. <https://www.fhwa.dot.gov/publications/research/safety/96150/index.cfm>
- Lopes, L., & Campos, P. (2019). SCAARF: A Subtle Conditioning Approach for Anxiety Relief Facilitation. *Proceedings of the 18th International Conference on Mobile and Ubiquitous Multimedia*. <https://doi.org/10.1145/3365610.3368417>
- Lou, Y., Meng, X., Yang, J., Zhang, S., Long, Q., & Yuan, J. (2016). The impact of extraversion on attentional bias to pleasant stimuli : Neuroticism matters. *Experimental Brain Research*, 234(3), 721-731. <https://doi.org/10.1007/s00221-015-4492-5>
- Louhevaara, V. A. (1984). Physiological effects associated with the use of respiratory protective devices : A review. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 10(5), 275-281.
- Macdonald, J. S. P., & Lavie, N. (2011). Visual perceptual load induces inattentional deafness. *Attention, Perception, & Psychophysics*, 73(6), 1780-1789. <https://doi.org/10.3758/s13414-011-0144-4>
- Macdonald, W. A., & Hoffmann, E. R. (1980). Review of Relationships Between Steering Wheel Reversal Rate and Driving Task Demand. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 22(6), 733-739. <https://doi.org/10.1177/001872088002200609>
- MacLean, D., Roseway, A., & Czerwinski, M. (2013). MoodWings : A wearable biofeedback device for real-time stress intervention. *Proceedings of the 6th International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments - PETRA '13*, 1-8. <https://doi.org/10.1145/2504335.2504406>
- MacLean, K. E. (2008). Haptic Interaction Design for Everyday Interfaces. *Reviews of Human Factors and Ergonomics*, 4(1), 149-194. <https://doi.org/10.1518/155723408X342826>
- MacLean, K. E. (2009). Putting Haptics into the Ambience. *IEEE Transactions on Haptics*, 2(3), 123-135. <https://doi.org/10.1109/TOH.2009.33>
- Maggio, N., & Segal, M. (2007). Striking Variations in Corticosteroid Modulation of Long-Term Potentiation along the Septotemporal Axis of the Hippocampus. *Journal of Neuroscience*, 27(21), 5757-5765. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.0155-07.2007>
- Mandrick, K. (2013). *Application de la spectroscopie proche infrarouge dans la discrimination de la charge de travail* [These de doctorat, Montpellier 1]. <https://www.theses.fr/2013MON14002>
- Mandrick, K., Derosiere, G., Dray, G., Coulon, D., Micallef, J.-P., & Perrey, S. (2013). Utilizing slope method as an alternative data analysis for functional near-infrared spectroscopy-derived cerebral hemodynamic responses. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 43(4), 335-341. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2013.05.003>
- Mangold, D. L., & Wand, G. S. (2006). Cortisol and Adrenocorticotrophic Hormone Responses to Naloxone in Subjects With High and Low Neuroticism. *Biological Psychiatry*, 60(8), 850-855. <https://doi.org/10.1016/j.biopsych.2006.03.049>
- Matthews, G. (2002). Towards a transactional ergonomics for driver stress and fatigue. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 3(2), 195-211. <https://doi.org/10.1080/14639220210124120>
- Matthews, G. (2016). Distress. In *Stress : Concepts, Cognition, Emotion, and Behavior* (p. 219-226). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-800951-2.00026-1>

- Matthews, G., Joyner, L., Gilliland, K., Huggins, J., & Falconer, S. (1999). Validation of a comprehensive stress state questionnaire : Towards a state big three? In *Personality psychology in Europe* (Vol. 7, p. 335-350). Tilburg University Press.
- Mazzietti, A., & Sander, D. (2015). Les émotions au service de l'apprentissage : Appraisal, pertinence et attention émotionnelle. *ANAE-Approche Neuropsychologique des Apprentissages chez l'Enfant*, 27(139), 537-544.
- McGregor, I. A. (1952). The sweating reactions of the forehead. *The Journal of Physiology*, 116(1), 26-34. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1952.sp004687>
- Mehler, B., Reimer, B., & Coughlin, J. F. (2012). Sensitivity of Physiological Measures for Detecting Systematic Variations in Cognitive Demand From a Working Memory Task : An On-Road Study Across Three Age Groups. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 54(3), 396-412. <https://doi.org/10.1177/0018720812442086>
- Mesulam, M.-M. (1999). Spatial attention and neglect : Parietal, frontal and cingulate contributions to the mental representation and attentional targeting of salient extrapersonal events. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, 354(1387), 1325-1346. <https://doi.org/10.1098/rstb.1999.0482>
- Métraux, A. (2013). Introduction au rapport inédit de Helmholtz sur Mosso. *Philosophia Scientiae*, 17-3, 199-204. <https://doi.org/10.4000/philosophiascientiae.898>
- Michon, J. A. (1985). A Critical View of Driver Behavior Models : What Do We Know, What Should We Do? In L. Evans & R. C. Schwing (Éds.), *Human Behavior and Traffic Safety* (p. 485-524). Springer US. https://doi.org/10.1007/978-1-4613-2173-6_19
- Miri, P. (2019). *Using Technology to Regulate Affect : A Multidisciplinary Perspective* [UC Santa Cruz]. <https://escholarship.org/uc/item/9fs7x97v>
- Miri, P., Flory, R., Uusberg, A., Culbertson, H., Harvey, R. H., Kelman, A., Peper, D. E., Gross, J. J., Isbister, K., & Marzullo, K. (2020a). PIV : Placement, Pattern, and Personalization of an Inconspicuous Vibrotactile Breathing Pacer. *ACM Transactions on Computer-Human Interaction*, 27(1), 1-44. <https://doi.org/10.1145/3365107>
- Miri, P., Flory, R., Uusberg, A., Uusberg, H., Gross, J. J., & Isbister, K. (2017). HapLand : A Scalable Robust Emotion Regulation Haptic System Testbed. *Proceedings of the 2017 CHI Conference Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, 1916-1923. <https://doi.org/10.1145/3027063.3053147>
- Miri, P., Jusuf, E., Uusberg, A., Margarit, H., Flory, R., Isbister, K., Marzullo, K., & Gross, J. J. (2020b). Evaluating a Personalizable, Inconspicuous Vibrotactile(PIV) Breathing Pacer for In-the-Moment Affect Regulation. *Proceedings of the 2020 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, 1-12. <https://doi.org/10.1145/3313831.3376757>
- Miyake, A., Friedman, N. P., Emerson, M. J., Witzki, A. H., Howerter, A., & Wager, T. D. (2000). The Unity and Diversity of Executive Functions and Their Contributions to Complex "Frontal Lobe" Tasks : A Latent Variable Analysis. *Cognitive Psychology*, 41(1), 49-100. <https://doi.org/10.1006/cogp.1999.0734>
- Moini, J., & Piran, P. (2020). Histophysiology. In *Functional and Clinical Neuroanatomy* (p. 1-49). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-817424-1.00001-X>
- Moisan, M.-P., & Le Moal, M. (2012). Le stress dans tous ses états. *médecine/sciences*, 28(6-7), 612-617. <https://doi.org/10.1051/medsci/2012286014>

- Molavi, B., & Dumont, G. A. (2012). Wavelet-based motion artifact removal for functional near-infrared spectroscopy. *Physiological Measurement*, 33(2), 259-270.
<https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/2/259>
- Monsaingeon, N., Caroux, L., Mouginé, A., Langlois, S., & Lemercier, C. (2021). Impact of interface design on drivers' behavior in partially automated cars : An on-road study. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, 81, 508-521.
<https://doi.org/10.1016/j.trf.2021.06.019>
- Mosso, A. (1884). Applicazione della bilancia allo studio della circolazione sanguigna nell'uomo. *Atti della Accademia nazionale dei Lincei. Memorie della Classe di scienze fisiche, matematiche e naturali*, XIX, 531-543.
- Murphy, S., & Dalton, P. (2018). Inattention numbness and the influence of task difficulty. *Cognition*, 178, 1-6. <https://doi.org/10.1016/j.cognition.2018.05.001>
- Mütze, H., Kopiez, R., & Wolf, A. (2020). The effect of a rhythmic pulse on the heart rate : Little evidence for rhythmical 'entrainment' and 'synchronization'. *Musicae Scientiae*, 24(3), 377-400.
<https://doi.org/10.1177/1029864918817805>
- Naujoks, F., Befelein, D., Wiedemann, K., & Neukum, A. (2018). A Review of Non-driving-related Tasks Used in Studies on Automated Driving. In N. A. Stanton (Éd.), *Advances in Human Aspects of Transportation* (Vol. 597, p. 525-537). Springer International Publishing.
https://doi.org/10.1007/978-3-319-60441-1_52
- Ndiaye, D., Surand, T., Piechnik, B., Adam, M., Aillerie, I., Vienne, F., & Caro, S. (2021). *Projet EN-SEMBLE - Préparation de l'expérimentation sur simulateur de conduite* (p. 44 p.) [Research Report]. IFSTTAR - Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-03540566>
- Neboit, M. (1982). L'exploration visuelle du conducteur : Rôle de l'apprentissage et de l'expérience. *Cahiers d'étude de l'Organisme National de Sécurité Routière*, 56.
<https://trid.trb.org/view/1044091>
- Nehmad, L. (1998). The end in sight : A look at the occipital lobe. *Clinical Eye and Vision Care*, 10(3), 125-133. [https://doi.org/10.1016/S0953-4431\(98\)00013-7](https://doi.org/10.1016/S0953-4431(98)00013-7)
- Nilsson, J., Silvlin, J., Brannstrom, M., Coelingh, E., & Fredriksson, J. (2016). If, When, and How to Perform Lane Change Maneuvers on Highways. *IEEE Intelligent Transportation Systems Magazine*, 8(4), 68-78. <https://doi.org/10.1109/MITS.2016.2565718>
- NIRx Medical Technologies LLC. (2018). *NIRStar 15.2—User Manual* [User Manual].
- Nunan, D., Sandercock, G. R. H., & Brodie, D. A. (2010). A Quantitative Systematic Review of Normal Values for Short-Term Heart Rate Variability in Healthy Adults : REVIEW OF SHORT-TERM HRV VALUES. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 33(11), 1407-1417.
<https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.2010.02841.x>
- Nuwer, M. R., Comi, G., Emerson, R., Fuglsang-Frederiksen, A., Guérit, J.-M., Hinrichs, H., Ikeda, A., Jose C. Lucas, F., & Rappelsburger, P. (1998). IFCN standards for digital recording of clinical EEG. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 106(3), 259-261.
[https://doi.org/10.1016/S0013-4694\(97\)00106-5](https://doi.org/10.1016/S0013-4694(97)00106-5)
- Olsen, E. C. B., Lee, S. E., Wierwille, W. W., & Goodman, M. J. (2002). Analysis of Distribution, Frequency, and Duration of Naturalistic Lane Changes. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 46(22), 1789-1793.
<https://doi.org/10.1177/154193120204602203>

- ONISR. (2022). *Accidentalité routière 2021* [Technical report]. Observatoire national Interministériel de la sécurité routière.
- Oschner, K. N. (2006). Characterizing the Functional Architecture of Affect Regulation : Emerging Answers and Outstanding Questions. In *Social neuroscience : People thinking about people* (Cacioppo JT, p. 245-268). MIT Press.
- Otero, T. M., & Barker, L. A. (2014). The Frontal Lobes and Executive Functioning. In S. Goldstein & J. A. Naglieri (Éds.), *Handbook of Executive Functioning* (p. 29-44). Springer New York.
https://doi.org/10.1007/978-1-4614-8106-5_3
- Pan, Y., Borragán, G., & Peigneux, P. (2019). Applications of Functional Near-Infrared Spectroscopy in Fatigue, Sleep Deprivation, and Social Cognition. *Brain Topography*, 32(6), 998-1012.
<https://doi.org/10.1007/s10548-019-00740-w>
- Paredes, P. E., Zhou, Y., Hamdan, N. A.-H., Balters, S., Murnane, E., Ju, W., & Landay, J. A. (2018). Just Breathe : In-Car Interventions for Guided Slow Breathing. *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, 2(1), 1-23.
<https://doi.org/10.1145/3191760>
- Parent, M., Peysakhovich, V., Mandrick, K., Tremblay, S., & Causse, M. (2019). The diagnosticity of psychophysiological signatures : Can we disentangle mental workload from acute stress with ECG and fNIRS? *International Journal of Psychophysiology*, 146, 139-147.
<https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2019.09.005>
- Pedrotti, M., Mirzaei, M. A., Tedesco, A., Chardonnet, J.-R., Mérienne, F., Benedetto, S., & Baccino, T. (2014). Automatic Stress Classification With Pupil Diameter Analysis. *International Journal of Human-Computer Interaction*, 30(3), 220-236.
<https://doi.org/10.1080/10447318.2013.848320>
- Peng, J. S., Guo, Y. S., & Shao, Y. M. (2013). Lane Change Decision Analysis Based on Drivers' Perception-Judgment and Game Theory. *Applied Mechanics and Materials*, 361-363, 1875-1879.
<https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMM.361-363.1875>
- Penley, J. A., & Tomaka, J. (2002). Associations among the Big Five, emotional responses, and coping with acute stress. *Personality and Individual Differences*, 32(7), 1215-1228.
[https://doi.org/10.1016/S0191-8869\(01\)00087-3](https://doi.org/10.1016/S0191-8869(01)00087-3)
- Perrey, S. (2010). L'oxygénation cérébrale mesurée par spectroscopie dans le proche infrarouge comme témoin des ajustements de la commande motrice centrale. *Movement & Sport Sciences, n° 70*(2), 55. <https://doi.org/10.3917/sm.070.0055>
- Petermeijer, S. M., de Winter, J. C. F., & Bengler, K. J. (2016). Vibrotactile Displays : A Survey With a View on Highly Automated Driving. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, 17(4), 897-907. <https://doi.org/10.1109/TITS.2015.2494873>
- Peters, A., McEwen, B. S., & Friston, K. (2017). Uncertainty and stress : Why it causes diseases and how it is mastered by the brain. *Progress in Neurobiology*, 156, 164-188.
<https://doi.org/10.1016/j.pneurobio.2017.05.004>
- Pfleging, B., Rang, M., & Broy, N. (2016). Investigating user needs for non-driving-related activities during automated driving. *Proceedings of the 15th International Conference on Mobile and Ubiquitous Multimedia*, 91-99. <https://doi.org/10.1145/3012709.3012735>
- Plaisant, O., Courtois, R., Réveillère, C., Mendelsohn, G. A., & John, O. P. (2010). Validation par analyse factorielle du Big Five Inventory français (BFI-Fr). Analyse convergente avec le NEO-PI-R. *Annales Médico-psychologiques, revue psychiatrique*, 168(2), 97-106.
<https://doi.org/10.1016/j.amp.2009.09.003>

- Plaisant, O., Guertault, J., Courtois, R., Réveillère, C., Mendelsohn, G. A., & John, O. P. (2010). Histoire des « Big Five » : OCEAN des cinq grands facteurs de la personnalité. Introduction du Big Five Inventory français ou BFI-Fr. *Annales Médico-psychologiques, revue psychiatrique*, 168(7), 481-486. <https://doi.org/10.1016/j.amp.2009.04.016>
- Plichta, M. M., Gerdes, A. B. M., Alpers, G. W., Harnisch, W., Brill, S., Wieser, M. J., & Fallgatter, A. J. (2011). Auditory cortex activation is modulated by emotion : A functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) study. *NeuroImage*, 55(3), 1200-1207. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2011.01.011>
- Posner, M. I., & Petersen, S. E. (1990). The Attention System of the Human Brain. *Annual Review of Neuroscience*, 13(1), 25-42. <https://doi.org/10.1146/annurev.ne.13.030190.000325>
- Purnamaningsih, E. H. (2017). Personality and Emotion Regulation Strategies. *International Journal of Psychological Research*, 10(1), 53-60. <https://doi.org/10.21500/20112084.2040>
- Ranchet, M., Broussolle, E., Poisson, A., & Paire-Ficout, L. (2012). Relationships between Cognitive Functions and Driving Behavior in Parkinson's Disease. *European Neurology*, 68(2), 98-107. <https://doi.org/10.1159/000338264>
- Rasmussen, J. (1983). Skills, rules, and knowledge; signals, signs, and symbols, and other distinctions in human performance models. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, SMC-13*(3), 257-266. <https://doi.org/10.1109/TSMC.1983.6313160>
- Reason, J., Manstead, A., Stradling, S., Baxter, J., & Campbell, K. (1990). Errors and violations on the roads : A real distinction? *Ergonomics*, 33(10-11), 1315-1332. <https://doi.org/10.1080/00140139008925335>
- Regan, M. A., Hallett, C., & Gordon, C. P. (2011). Driver distraction and driver inattention : Definition, relationship and taxonomy. *Accident Analysis & Prevention*, 43(5), 1771-1781. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2011.04.008>
- Rolfe, P. (2000). In Vivo Near-Infrared Spectroscopy. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 2(1), 715-754. <https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.2.1.715>
- Rossignol, M., Philippot, P., & Vögele, C. (2016). Physiological reactivity and interoceptive awareness in pediatric anxiety disorders : A conceptual and empirical review. *Santé Mentale Au Québec*, 41(1), 183-222.
- Rowden, P., Matthews, G., Watson, B., & Biggs, H. (2011). The relative impact of work-related stress, life stress and driving environment stress on driving outcomes. *Accident Analysis & Prevention*, 43(4), 1332-1340. <https://doi.org/10.1016/j.aap.2011.02.004>
- SAE. (2021). *J3016_202104 : Taxonomy and Definitions for Terms Related to Driving Automation Systems for On-Road Motor Vehicles - SAE International*. https://www.sae.org/standards/content/j3016_202104/
- Sander, D., Grandjean, D., & Scherer, K. R. (2005). A systems approach to appraisal mechanisms in emotion. *Neural Networks*, 18(4), 317-352. <https://doi.org/10.1016/j.neunet.2005.03.001>
- Sandrone, S., Bacigaluppi, M., Galloni, M. R., Cappa, S. F., Moro, A., Catani, M., Filippi, M., Monti, M. M., Perani, D., & Martino, G. (2014). Weighing brain activity with the balance : Angelo Mosso's original manuscripts come to light. *Brain*, 137(2), 621-633. <https://doi.org/10.1093/brain/awt091>
- Saxby, D. J., Matthews, G., Warm, J. S., Hitchcock, E. M., & Neubauer, C. (2013). Active and passive fatigue in simulated driving : Discriminating styles of workload regulation and their safety impacts. *Journal of Experimental Psychology: Applied*, 19(4), 287-300. <https://doi.org/10.1037/a0034386>

- Scherer, K. R. (2005a). Appraisal Theory. In T. Dalgleish & M. J. Power (Éds.), *Handbook of Cognition and Emotion* (p. 637-663). John Wiley & Sons, Ltd. <https://doi.org/10.1002/0470013494.ch30>
- Scherer, K. R. (2005b). What are emotions? And how can they be measured? *Social Science Information*, 44(4), 695-729. <https://doi.org/10.1177/0539018405058216>
- Scherer, K. R., & Ekman, P. (Éds.). (1984). *Approaches To Emotion* (0 éd.). Psychology Press. <https://doi.org/10.4324/9781315798806>
- Scherer, K. R., & Meuleman, B. (2013). Human Emotion Experiences Can Be Predicted on Theoretical Grounds : Evidence from Verbal Labeling. *PLoS ONE*, 8(3), e58166. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0058166>
- Schoeller, F., Haar, A. J. H., Jain, A., & Maes, P. (2019). Enhancing human emotions with interoceptive technologies. *Physics of Life Reviews*, 31, 310-319. <https://doi.org/10.1016/j.plrev.2019.10.008>
- Schoeller, F., Horowitz, A. H., Maes, P., Jain, A., Reggente, N., Moore, L. C., Trousselard, M., Klein, A., Barca, L., Pezzulo, G., Allen, M., Adrien, V., Miller, M., Salomon, R., Riva, G., DiLernia, D., Tsakiris, M., Verdonk, C., Chalah, M. A., ... Friston, K. (2022). *Interoceptive technologies for clinical neuroscience* [Preprint]. PsyArXiv. <https://doi.org/10.31234/osf.io/sqr6z>
- Schulz, A., & Vögele, C. (2015). Interoception and stress. *Frontiers in Psychology*, 6, 993. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.00993>
- Sengupta, P. (2012). Health Impacts of Yoga and Pranayama : A State-of-the-Art Review. *International Journal of Preventive Medicine*, 3(7), 444-458.
- Serratrice, G., & Verschueren, A. (2005). Système nerveux autonome. *EMC - Neurologie*, 2(1), 55-80. <https://doi.org/10.1016/j.emcn.2004.08.003>
- Sevoz-Couche, C., & Laborde, S. (2022). Heart rate variability and slow-paced breathing:when coherence meets resonance. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 135, 104576. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2022.104576>
- Shaffer, F., & Ginsberg, J. P. (2017). An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Frontiers in Public Health*, 5, 258. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258>
- Shaffer, F., McCraty, R., & Zerr, C. L. (2014). A healthy heart is not a metronome : An integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability. *Frontiers in Psychology*, 5. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.01040>
- Squire, L. R. (2009). Memory and Brain Systems : 1969-2009. *Journal of Neuroscience*, 29(41), 12711-12716. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.3575-09.2009>
- Staiman, O.D, K. E. (1998). Insights into temporal lobe function and its relationship to the visual system. *Clinical Eye and Vision Care*, 10(3), 119-124. [https://doi.org/10.1016/S0953-4431\(98\)00012-5](https://doi.org/10.1016/S0953-4431(98)00012-5)
- Stephani, C., Fernandez-Baca Vaca, G., Maciunas, R., Koubeissi, M., & Lüders, H. O. (2011). Functional neuroanatomy of the insular lobe. *Brain Structure and Function*, 216(2), 137-149. <https://doi.org/10.1007/s00429-010-0296-3>
- Sterling, P., & Eyer, J. (1988). Allostatic : A New Paradigm to Explain Arousal Pathology. *Handbook of Life Stress, Cognition and Health*.
- Stern, R. M., Botto, R. W., & Herrick, C. D. (1972). Behavioral and Physiological Effects of False Heart Rate Feedback : A Replication and Extension. *Psychophysiology*, 9(1), 21-29. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1972.tb00739.x>

- Steyerberg, E. (1999). Stepwise Selection in Small Data Sets A Simulation Study of Bias in Logistic Regression Analysis. *Journal of Clinical Epidemiology*, 52(10), 935-942. [https://doi.org/10.1016/S0895-4356\(99\)00103-1](https://doi.org/10.1016/S0895-4356(99)00103-1)
- Taber, K. S. (2018). The Use of Cronbach's Alpha When Developing and Reporting Research Instruments in Science Education. *Research in Science Education*, 48(6), 1273-1296. <https://doi.org/10.1007/s11165-016-9602-2>
- Tata, M., Ruhrberg, C., & Fantin, A. (2015). Vascularisation of the central nervous system. *Mechanisms of Development*, 138, 26-36. <https://doi.org/10.1016/j.mod.2015.07.001>
- Tcherkassof, A., & Frijda, N. H. (2014). Les émotions : Une conception relationnelle: *L'Année psychologique*, Vol. 114(3), 501-535. <https://doi.org/10.3917/anpsy.143.0501>
- Thayer, J. F., Åhs, F., Fredrikson, M., Sollers, J. J., & Wager, T. D. (2012). A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies : Implications for heart rate variability as a marker of stress and health. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36(2), 747-756. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.11.009>
- Tomar, R. S., & Verma, S. (2012). Safety of Lane Change Maneuver Through A Priori Prediction of Trajectory Using Neural Networks. *Network Protocols and Algorithms*, 4(1), 4-21. <https://doi.org/10.5296/npa.v4i1.1240>
- Tomii, S., & Ohtsuki, T. (2015). Heartbeat detection by using Doppler radar with wavelet transform based on scale factor learning. *2015 IEEE International Conference on Communications (ICC)*, 483-488. <https://doi.org/10.1109/ICC.2015.7248368>
- Trost, W., Labbé, C., & Grandjean, D. (2017). Rhythmic entrainment as a musical affect induction mechanism. *Neuropsychologia*, 96, 96-110. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2017.01.004>
- Trotman, G. P., Veldhuijzen van Zanten, J. J. C. S., Davies, J., Möller, C., Ginty, A. T., & Williams, S. E. (2019). Associations between heart rate, perceived heart rate, and anxiety during acute psychological stress. *Anxiety, Stress, & Coping*, 32(6), 711-727. <https://doi.org/10.1080/10615806.2019.1648794>
- Turpin, G., Schaefer, F., & Boucsein, W. (1999). Effects of stimulus intensity, risetime, and duration on autonomic and behavioral responding : Implications for the differentiation of orienting, startle, and defense responses. *Psychophysiology*, 36(4), 453-463. <https://doi.org/10.1111/1469-8986.3640453>
- Valins, S. (1966). Cognitive effects of false heart-rate feedback. *Journal of Personality and Social Psychology*, 4(4), 400-408. <https://doi.org/10.1037/h0023791>
- van der Heiden, R. M. A., Janssen, C. P., Donker, S. F., Hardeman, L. E. S., Mans, K., & Kenemans, J. L. (2018). Susceptibility to audio signals during autonomous driving. *PLOS ONE*, 13(8), e0201963. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201963>
- van der Velden, G., & Lakens, D. (2020). *Doubling Doppel-The Effect of a Tactile Heartbeat Stimulus on Arousal Levels (Master's thesis)* [Eindhoven University of Technology]. <https://research.tue.nl/en/organisations/human-technology-interaction/studentTheses/>
- Vanderhaegen, F., Wolff, M., & Mollard, R. (2022). A heartbeat-based study of attention in the detection of digital alarms from focused and distributed supervisory control systems. *Cognition, Technology & Work*. <https://doi.org/10.1007/s10111-022-00720-4>
- van Dooren, M., de Vries, J. J. G. (Gert-J., & Janssen, J. H. (2012). Emotional sweating across the body : Comparing 16 different skin conductance measurement locations. *Physiology & Behavior*, 106(2), 298-304. <https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2012.01.020>

- Vaschillo, E. G., Vaschillo, B., & Lehrer, P. M. (2006). Characteristics of Resonance in Heart Rate Variability Stimulated by Biofeedback. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 31(2), 129-142. <https://doi.org/10.1007/s10484-006-9009-3>
- Viemari, J.-C., Menuet, C., & Hilaire, G. (2013). Complexe de pré-Bötzinger et automatisme respiratoire : Identification électrophysiologique, moléculaire et génétique d'une structure cruciale pour la respiration. *médecine/sciences*, 29(10), 875-882. <https://doi.org/10.1051/medsci/20132910015>
- Vijayraghavan, S., Wang, M., Birnbaum, S. G., Williams, G. V., & Arnsten, A. F. T. (2007). Inverted-U dopamine D1 receptor actions on prefrontal neurons engaged in working memory. *Nature Neuroscience*, 10(3), 376-384. <https://doi.org/10.1038/nn1846>
- Vlemincx, E., Abelson, J. L., Lehrer, P. M., Davenport, P. W., Van Diest, I., & Van den Bergh, O. (2013). Respiratory variability and sighing : A psychophysiological reset model. *Biological Psychology*, 93(1), 24-32. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2012.12.001>
- Vlemincx, E., Walentynowicz, M., Zamariola, G., Van Oudenhove, L., & Luminet, O. (2021). A novel self-report scale of interoception : The three-domain interoceptive sensations questionnaire (THISQ). *Psychology & Health*, 1-20. <https://doi.org/10.1080/08870446.2021.2009479>
- Vossel, S., Geng, J. J., & Fink, G. R. (2014). Dorsal and Ventral Attention Systems : Distinct Neural Circuits but Collaborative Roles. *The Neuroscientist*, 20(2), 150-159. <https://doi.org/10.1177/1073858413494269>
- Wada, J. (1949). A new method for the determination of the side of cerebral speech dominance : A preliminary report on the intracarotid injection of sodium amytal in man. *Igaku Seibutsugaku*, 14, 221-222.
- Wang, Q., Koval, J. J., Mills, C. A., & Lee, K.-I. D. (2007). Determination of the Selection Statistics and Best Significance Level in Backward Stepwise Logistic Regression. *Communications in Statistics - Simulation and Computation*, 37(1), 62-72. <https://doi.org/10.1080/03610910701723625>
- Ward, J. P. T., Ward, J., & Leach, R. M. (2015). *The respiratory system at a glance* (Fourth edition). John Wiley & Sons, Inc.
- Watanabe, K., Ooishi, Y., & Kashino, M. (2017). Heart rate responses induced by acoustic tempo and its interaction with basal heart rate. *Scientific Reports*, 7(1), 43856. <https://doi.org/10.1038/srep43856>
- Weiser, M., & Brown, J. S. (1997). The coming age of calm technology. In *Beyond calculation : The next fifty years* (p. 75-85). Copernicus.
- Wickramasuriya, D. S., & Faghih, R. T. (2020). A Bayesian Filtering Approach for Tracking Arousal From Binary and Continuous Skin Conductance Features. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 67(6), 1749-1760. <https://doi.org/10.1109/TBME.2019.2945579>
- Wilson, C., Gyi, D., Morris, A., Bateman, R., & Tanaka, H. (2022). Non-Driving Related tasks and journey types for future autonomous vehicle owners. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, 85, 150-160. <https://doi.org/10.1016/j.trf.2022.01.004>
- Winters, B. (2008). Corporeality, Musical Heartbeats, and Cinematic Emotion. *Music, Sound, and the Moving Image*, 2(1), 3-25. <https://doi.org/10.3828/msmi.2.1.2>
- Wolf, M., Wolf, U., Toronov, V., Michalos, A., Paunescu, L. A., Choi, J. H., & Gratton, E. (2002). Different Time Evolution of Oxyhemoglobin and Deoxyhemoglobin Concentration Changes in the Visual and Motor Cortices during Functional Stimulation : A Near-Infrared Spectroscopy Study. *NeuroImage*, 16(3), 704-712. <https://doi.org/10.1006/nimg.2002.1128>

- Xin, Y., Wu, J., Yao, Z., Guan, Q., Aleman, A., & Luo, Y. (2017). The relationship between personality and the response to acute psychological stress. *Scientific Reports*, 7(1), 16906. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-17053-2>
- Xu, M., Tachibana, T., Suzuki, N., Hoshino, E., Terasawa, Y., Miki, N., & Minagawa, Y. (2021). The effect of haptic stimulation simulating heartbeats on the regulation of physiological responses and prosocial behavior under stress : The influence of interoceptive accuracy. *Biological Psychology*, 164, 108172. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2021.108172>
- Yalom, M. (2018). *The amorous heart : An unconventional history of love* (First edition). Basic Books.
- Yerkes, R. M., & Dodson, J. D. (1908). The relation of strength of stimulus to rapidity of habit-formation. *Journal of Comparative Neurology and Psychology*, 18(5), 459-482. <https://doi.org/10.1002/cne.920180503>
- Young, M. S., & Stanton, N. A. (2002). Malleable Attentional Resources Theory : A New Explanation for the Effects of Mental Underload on Performance. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 44(3), 365-375. <https://doi.org/10.1518/0018720024497709>
- Yousfi, E. (2018). *Conscience de la situation et performance de conduite lors de la reprise en main en conduite automobile déléguée* [These de doctorat, Paris 8]. <https://www.theses.fr/2018PA080098>
- Yu, D., Park, C., Choi, H., Kim, D., & Hwang, S.-H. (2021). Takeover Safety Analysis with Driver Monitoring Systems and Driver-Vehicle Interfaces in Highly Automated Vehicles. *Applied Sciences*, 11(15), 6685. <https://doi.org/10.3390/app11156685>
- Zaccaro, A., Piarulli, A., Laurino, M., Garbella, E., Menicucci, D., Neri, B., & Gemignani, A. (2018). How Breath-Control Can Change Your Life : A Systematic Review on Psycho-Physiological Correlates of Slow Breathing. *Frontiers in Human Neuroscience*, 12, 353. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2018.00353>
- Zepf, S., & Hernandez, J. (2020). *EmpathicGPS: Exploring the Role of Voice Tonality in Navigation Systems during Simulated Driving*. 7.
- Zepf, S., Kao, P.-W., Kramer, J.-P., & Scholl, P. (2021). Breath-Triggered Haptic and Acoustic Guides to Support Effortless Calm Breathing. *2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, 1796-1800. <https://doi.org/10.1109/EMBC46164.2021.9629766>
- Zhang, B., de Winter, J., Varotto, S., Happee, R., & Martens, M. (2019). Determinants of take-over time from automated driving : A meta-analysis of 129 studies. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, 64, 285-307. <https://doi.org/10.1016/j.trf.2019.04.020>
- Zhu, B., Hedman, A., Feng, S., Li, H., & Osika, W. (2017). Designing, Prototyping and Evaluating Digital Mindfulness Applications : A Case Study of Mindful Breathing for Stress Reduction. *Journal of Medical Internet Research*, 19(6), e197. <https://doi.org/10.2196/jmir.6955>
- Zimeo Morais, G. A., Balardin, J. B., & Sato, J. R. (2018). fNIRS Optodes' Location Decider (fOLD) : A toolbox for probe arrangement guided by brain regions-of-interest. *Scientific Reports*, 8(1), 3341. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-21716-z>
- Ziskind, B., & Halioua, B. (2004). La conception du cœur dans l'Égypte ancienne. *médecine/sciences*, 20(3), 367-373. <https://doi.org/10.1051/medsci/2004203367>

Liste des figures

Figure 1 : Coupe sagittale de l'encéphale droit montrant certaines structures cérébrales.....	21
Figure 2 : Mise en évidence des lobes cérébraux sur l'hémisphère gauche. Le lobe insulaire est normalement recouvert par les lobes frontaux temporaux et pariétaux mais est rendu visible sur le panel (a) ; Le lobe limbique se situe en partie profonde du cerveau, au-dessus du corps calleux et est représenté ici sur la coupe sagittale de l'encéphale en panel (b).	22
Figure 3 : Illustration schématique des composant du réseau attentionnel dorsal (bleu) et ventral (orange). FEF= Frontal eye fields (champ oculomoteur frontal) ; IPS= Intraparietal sulcus (sillon intrapariétal) ; VFC= Ventrofrontal cortex (cortex frontal ventral) ; TPJ= Temporoparietal junction (jonction temporopariétale). Adapté de Vossel et al. (2014).	23
Figure 4 : Illustration de la planche de Mosso, tiré de l'article original de Mosso, 1884 par Sandrone et al., 2014.....	25
Figure 5 : Première représentation connue du cœur stylisé comme symbole de l'amour. Roman d'Alexandre, 1338–1344, British Museum fol. 59r.	27
Figure 6 : Représentation anatomique des principaux éléments composant le cœur en coupe transversale.....	28
Figure 7 : Illustration du cycle cardiaque selon ses composantes électriques et mécaniques, mis en perspective avec le signal ECG pouvant être mesuré à partir de l'activité électrique, et dont les ondes caractéristiques formant le complexe PQRST sont indiquées par les lettres majuscules sous le signal. Le parcours du sang est représenté par les flèches et les ronds, dont la couleur rouge correspond au sang oxygéné, et bleu au sang désoxygéné. Le cycle cardiaque se décompose en a) naissance du signal électrique au niveau du nœud sinusal, b) contraction des oreillettes c) propagation de l'influx électrique vers les ventricules, d) contraction des ventricules et envoi du sang vers l'aorte et l'artère pulmonaire (non représentée sur ce schéma), e) repolarisation globale. Adapté de Kalumet (2005). CC BY-SA 3.0.....	29
Figure 8 : Illustration du mécanisme respiratoire. Adapté de Encyclopedia Britannica, 2006.	30
Figure 9 : Mécanismes sous-tendant le phénomène d'arythmie sinusale respiratoire. Adapté de Sevoz-Couche & Laborde, (2022).	31
Figure 10 : Anatomie simplifiée de la peau et des glandes sudoripares. Tiré de (Y. Hu et al., 2018)...	32
Figure 11 : Voies de contrôle de a) la respiration, et de b) la sudation. Adapté de Boucsein (2012) et de Ward et al., (2015).	33
Figure 12: Voies somesthésiques associées à l'activité cardiaque.	35
Figure 13: Voies somesthésiques associées à la respiration. Adapté de Allen et al., (2022).....	36
Figure 14 : Illustration de la voie somesthésique, ainsi que des capteurs sensoriels de la peau. Adapté de Bluteau (2010) et de MacLean, (2008).....	37
Figure 15 : Boucles d'activation physiologique (body loop), et de simulation de ces activations (as-if loop), postulée par Damasio lors de la confrontation à une prise de décision émotionnelle. Adapté de Bechara, (2004).	38
Figure 16 : Schéma simplifié du modèle des processus composants. Tiré de Sander et al., (2005).....	40
Figure 17 : Schéma du stress et de sa réponse. Adapté de Cox (1978).	43
Figure 18 : Définition des formes de stress, selon la loi de Yerkes-Dodson.....	44

Figure 19 : Illustration de la double voie pour le traitement et l'évaluation d'un stressor en tant que tel. Les interactions réciproques pouvant avoir lieu entre les différentes structures ne sont pas illustrées sur ce schéma.	46
Figure 20: Schéma simplifié de la réponse neurophysiologique associée au stress.....	47
Figure 21: Schéma simplifié de la réponse comportementale associée au distress.....	50
Figure 22 : Impacts du stress et du niveau d'intéroception sur la perception corporelle. Adapté de Schulz et Vögele (2015). HPA : axe hypothalamo-pituitaire-adrénalien; SAM : Axe sympathico-adréno-modulaire.	57
Figure 23 : Dispositif utilisé par Azevedo et al., (2017), appelé Doppel©.	69
Figure 24 : Dispositif de guidage respiratoire développé par Balters et al., (2020).....	76
Figure 25 : Continuum entre les comportements conscients et automatiques (tiré de Embrey, 2005).	83
Figure 26 : Illustration du modèle de Michon mis en parallèle avec les fonctions cognitives impliquées dans la conduite (adapté de Ranchet et al., 2012).	85
Figure 27 : Vue d'artiste de la conduite autonome, publicité parue dans LIFE magazine du 30. Janvier 1956, cité par Kröger (2016).	90
Figure 28 : Classification SAE des niveaux de conduite autonome (traduction libre).	92
Figure 29 : Décours de reprise en main, du mode autonome vers la conduite manuelle. Adapté de Petermeijer et al., 2016.....	94
Figure 30 : Etapes de la reprise en main dans le cadre d'un changement de voie suite à un obstacle. Adapté de Guo et al., (2021).	95
Figure 31 : Activités attendues dans un contexte de conduite autonome. Tiré de Pfleging et al., (2016).	97
Figure 32 : Illustration des impacts possibles de la réalisation de NDRT lors de la phase autonome, selon différentes étapes de la reprise de la conduite. Tiré de Naujoks et al., (2018).	99
Figure 33: Procédure de classification des publications recueillies, selon le modèle de Gross (2015)	109
Figure 34: Représentation des techniques de régulation subtiles identifiées dans la revue de littérature, selon a) les études et b) les brevets).....	115
Figure 35 : Touchpad utilisé dans le cadre de l'expérimentation.	131
Figure 36 : Déroulement d'un essai en condition stress, avec a) présentation du pattern, b) phase d'attente de la réponse du participant et c) retour sur la performance du participant en cas d'erreur et mise à jour de la jauge de performance dans les conditions avec stress.	132
Figure 37: Schéma des différentes composantes du bracelet	134
Figure 38 : Insertion de la carte Arduino dans le compartiment imprimé en 3D.	134
Figure 39: Bracelet utilisé pour délivrer l'émulation du rythme cardiaque. Les moteurs sont ici situés en haut du bracelet pour des raisons de visualisation. Sur le bracelet d'origine, ceux-ci sont situés coté poignet.	135
Figure 40: Exemple de détection des pics R sur le signal cardiaque Les triangles rouges correspondent à la détection des pics.....	136
Figure 41: Illustration de l'augmentation de la distance inter-vibrations relative à la distance inter-pics	137
Figure 42 : Placement de : a) la ceinture respiratoire, les électrodes cardiaques et le boîtier Bionomadix ; et de b) les électrodes EDA.	138

Figure 43 : Exemple de signal respiratoire basé sur la mesure de l'étirement thoracique. Les triangles illustrent les pics respiratoires identifiés par le biais de Matlab.	139
Figure 44 : Exemple de signal électrodermal, tel qu'affiché dans la toolbox Ledalab (Benedek & Kaernbach, 2010). La composante lente tonique est représentée.....	140
Figure 45 : Illustration d'un phénomène de superposition des réponses électrodermales, pouvant biaiser le calcul de l'amplitude de la deuxième réponse. Tiré de (Boucsein, 2012).	141
Figure 46: Trajectoire de la lumière entre une source et un détecteur, tiré de (Pan et al., 2019).	143
Figure 47 : Montage et régions d'intérêt utilisées pour la fNIRS, incluant les canaux et leurs numéros.	144
Figure 48: Schéma récapitulatif du dispositif technique mis en place pour gérer l'expérimentation I	146
Figure 49 : Roue des émotions utilisée pour recueillir les sentiments subjectifs des participants	147
Figure 50 : Décours de l'expérimentation, selon un ordre de passage possible. DG = Jeu difficile ; DSG = Jeu difficile et stressant ; DSGR = Jeu difficile et stressant avec régulation.	148
Figure 51: Configuration de la salle expérimentale.	150
Figure 52: Résultats obtenus pour les paramètres subjectifs mesurés par le NASA-TLX (a) et par la roue des émotions (b). Concernant les p-values, * indique une p-value <.05 ; et ** une p-value <.01. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.....	159
Figure 53 : Résultats obtenus pour les paramètres physiologiques normalisés, incluant le rythme cardiaque (a), le rythme respiration (b) et le nombre de réponses électrodermales (c). Concernant les p-values, * indique une p-value <.05 ; et ** une p-value <.01. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.....	160
Figure 54 : Signaux moyens en zone temporelle pour les participants avec au moins une omission dans DSG ou DSGR, pour a) les omissions et b) les réponses. Ces signaux sont moyennés pour DSG et DSGR.....	162
Figure 55 : Résultats obtenus pour les coefficients directeurs des pentes d'activation hémodynamique, entre les conditions. Concernant la p-value, * indique une p-value <.05 ; et ** une p-value <.01. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.....	163
Figure 56 : courbes reflétant le changement hémodynamique Δ [HBO] (en pointillé) à partir du début de chaque condition, jusqu'à 60 secondes après. Les droites de régression permettant d'estimer le coefficient directeur de la pente sont également représentées par condition (droites pleines).	164
Figure 57 : Résultats subjectifs pour (a) les groupes d'extraversion et b) les groupes de neuroticisme, entre les conditions jeu difficile avec stress (DSG) et jeu difficile avec stress et avec biofeedback (DSGR). Concernant la p-value, * indique une p-value <.05 ; et ** une p-value <.01. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.	166
Figure 58 : Bracelet utilisé dans la seconde expérimentation, avec a) détail du patron de l'enveloppe et b) illustration de l'inclusion des éléments du premier bracelet dans cette enveloppe, une fois scellée. Le bracelet utilisé était de couleur noire, la couleur orange permettant ici de visualiser l'inclusion des éléments.	183
Figure 59 : Illustration des motifs vibratoires délivrés au niveau du bracelet. Les traits verticaux représentent les vibrations et les traits pointillés représentent les temps d'arrêt des vibrations.	184
Figure 60 : Vue du simulateur de conduite entourée par les écrans de rétroprojection (illustration).	185

Figure 61 : Représentation graphique des caractéristiques fréquentielles et du signal audio utilisé pour la demande de reprise en main.	186
Figure 62 : Schéma récapitulatif du dispositif technique mis en place pour gérer l'expérimentation II.	188
Figure 63 : Décours expérimental de l'étude II.	191
Figure 64 : Illustration de la disposition dans la cabine du matériel utilisé, et représentation du décours de l'expérimentation.	194
Figure 65 : Fenêtres définies pour les indicateurs physiologiques et comportementaux.	195
Figure 66 : Retraits des participants ayant des conditions incomplètes pour les données subjectives.	197
Figure 67 : Données physiologiques et simulateur manquantes dans les différentes fenêtres, en raison d'interruptions des conditions (mal du simulateur, bugs techniques, échec de reprise en mains)	201
Figure 68 : Résultats obtenus sur les ressentis positifs (a), et négatifs (b), pour les conditions sans (NS) et avec (S) induction de stress. Concernant la p-value, ** indique une p-value <.01 ; *** indique une p-value <.001. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.	211
Figure 69 : Résultats obtenus sur le rythme cardiaque (a), et respiratoire (b) normalisés, ainsi que pour le taux de soupirs par minute(c), le nombre de réponses électrodermales (d) et leur amplitude (e), pour les conditions sans (NS) et avec (S) induction de stress. Concernant la p-value, * indique une p-value <.05 ; ** indique une p-value <.01 ; *** indique une p-value <.001. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.	213
Figure 70 : Résultats obtenus sur l'amplitude des réponses électrodermales évoqués à l'alarme. Concernant la p-value, *** indique une p-value <.001. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.	214
Figure 71 : Résultats obtenus lors de l'évitement sur le taux d'inversion du volant (a), l'accélération latérale (b), le taux de franchissement de ligne (c), la distance latérale à l'obstacle dépassé (d), ainsi que le pourcentage d'enfoncement maximal de la pédale d'accélérateur lors de la REM (e). Concernant la p-value, * indique une p-value <.05, ** indique une p-value <.01. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.	217
Figure 72 : Position du centre du véhicule sur la voie, dans les 50 secondes suivant l'envoi de l'alarme sonore de demande de REM, selon les conditions S ou NS. En ordonnées, l'index 2000 correspond au centre de la voie de droite, l'index 3500 correspond à la ligne discontinue entre la voie de droite et la voie de gauche, tandis que l'index 7000 correspond au terre-plein central de l'autoroute. L'obstacle est situé à l'index 1500. Le panel a) correspond à la moyenne des positions de l'ensemble des participants tandis que le panel b) correspond à la moyenne des positions du participant présentant l'écart le plus important entre les conditions.	218
Figure 73 : Résultats obtenus dans la fenêtre POST, sur le rythme cardiaque normalisé (a), le nombre de réponses électrodermales (b), l'amplitude des réponses évoquées (c). Concernant la p-value, * indique une p-value <.05, *** indique une p-value <.001. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.	220
Figure 74 : Relation entre les prédictions des groupes Stress et NonStress en abscisses en fonction des probabilités affectées à chaque individu par le modèle final en ordonnées. Les couleurs indiquent le regroupement observé dans les données.	225

Figure 75 : Résultats obtenus dans la fenêtre POST, sur le rythme respiratoire normalisé (a), ainsi que sur le taux de soupirs (b). Concernant la p-value, * indique une p-value <.05, *** indique une p-value <.001. Les barres d'erreurs correspondent à l'intervalle de confiance à 95%.	226
Figure 76 : Relation entre les prédictions des groupes Regul et NonRegul en abscisses en fonction des probabilités affectées à chaque individu par le modèle final en ordonnées. Les couleurs indiquent le regroupement observé dans les données.....	232
Figure 77 : Représentation des conclusions pouvant être envisageables selon les résultats obtenus dans les deux expérimentations.	254
Figure 78 : Impacts de la technique de régulation basée sur la simulation tactile d'un signal cardiaque sur le stress a) attendus dans le cas d'un effet d'entraînement et b) interprétés avec nos résultats.	257
Figure 79 : Impacts de la technique de régulation basée sur la simulation tactile d'un signal respiratoire sur le stress, selon le modèle du stress présenté en section théorique.	259

Liste des tables

Tableau 1 : Principaux paramètres physiologiques investigués et variations attendues sous l'effet du stress	48
Tableau 2: Items du SSSQ associés aux formes du stress, et traduction libre en français.....	52
Tableau 3 : Récapitulatif des méthodes utilisées en contexte expérimental pour induire du stress...	58
Tableau 4 : Récapitulatif des études portant sur un biofeedback haptique diminué de la fréquence cardiaque au poignet pour réduire le stress. BF= Biofeedback ; EDA= Activité électrodermale ; HR= Fréquence cardiaque ; HRV= Variabilité de la fréquence cardiaque ; HBC = Heart Beat Counting task.	70
Tableau 5 : Récapitulatif des études portant sur un biofeedback haptique diminué de la fréquence respiratoire pour réduire le stress. CRA = Compound Remote Association ; BR= Fréquence respiratoire ; HRV= Variabilité de la fréquence cardiaque.	74
Tableau 6 : Correspondance entre les niveaux identifiés par Michon et Rasmussen et exemples (adapté Hale et al., 1990).	86
Tableau 7 : Etapes du CDV, selon Tomar & Verma (2012), traduit par Deniel (2019). Les composantes des modèles de Rasmussen (pour un conducteur expérimenté) et Michon sont également indiquées. Nous avons considéré qu'à chacune de ces étapes les composantes du modèle de Endsley étaient applicables et ne l'avons donc pas fait apparaître dans ce tableau.....	87
Tableau 8 : Exemple d'impacts du stress issu des NDRT à différentes étapes du changement de voie, et de mesures pouvant être effectuées pour évaluer ces impacts.	104
Tableau 9 : Exemple d'études en contexte de conduite pour le recueil ubiquitaire de paramètres biométriques	106
Tableau 10 : Critères de calibration utilisés par NirStar, tiré du manuel utilisateur, NirStar 15.2, page 60, table 2 (NIRx Medical Technologies LLC, 2018).....	152
Tableau 11 : Moyennes (SD) des variables investiguées pour chaque condition dans les trois dimensions de la réponse au stress.	158
Tableau 12 : Moyennes (SD) d'activations en région temporale pour les omissions et les perceptions, chez les participants avec omissions dans les conditions DSG & DSGR.....	161
Tableau 13 : Moyennes (SD) des activations moyennes et des coefficients directeurs des signaux obtenus pour les 60 premières secondes de chaque condition en région frontale bilatérale.	163
Tableau 14 : Corrélations significatives entre les traits de personnalité et les variations entre DSG et DSGR des paramètres liés à la réponse au stress.	165
Tableau 15 : Indicateurs issus de la roue des émotions.....	196
Tableau 16 : Paramètres issus des données du simulateur et du jeu, et fenêtres dans lesquels ils ont été calculés. Une case grisée indique que le calcul porte spécifiquement sur l'évènement de REM.	198
Tableau 17 : Paramètres physiologiques issu des signaux collectés.....	203
Tableau 18 : Critères d'interprétation de l'aire sous la courbe ROC. Tiré de Hosmer et al., (2013)...	209
Tableau 19 : Moyennes et écarts types (SD) des ressentis positifs pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (S) et sans stress (NS). Les moyennes rapportées sont calculées sur les participants inclus dans l'échantillon selon les retraits effectués pour les différentes conditions.....	210

Tableau 20 : Moyennes et écarts types des ressentis négatifs pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (S) et sans stress (NS). Les moyennes rapportées sont calculées sur les participants inclus dans l'analyse globale.....	210
Tableau 21 : Moyennes et écarts types des paramètres physiologiques significatifs dans la fenêtre PRE pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (S) et sans stress (NS). Certains paramètres ont été normalisés par la baseline des participants (voir section précédente portant sur les traitements de données).	211
Tableau 22 : Moyennes et écarts types de l'amplitude de la réponse évoquée à l'alarme de REM pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (S) et sans stress (NS).....	214
Tableau 23 : Proportions d'engagements résiduels retrouvés pour les conditions avec et sans stress	214
Tableau 24 : Moyennes et écarts types des paramètres comportementaux de la REM pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (S) et sans stress (NS). Ces moyennes sont calculées pour les participants ayant des valeurs >0.	216
Tableau 25 : Moyennes et écarts types des paramètres physiologiques significatifs dans la fenêtre POST pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (S) et sans stress (NS). Certains paramètres ont été normalisés par la baseline des participants (voir section précédente portant sur les traitements de données). Les moyennes rapportées sont calculées sur les participants inclus dans l'analyse globale.	219
Tableau 26 : Récapitulatif des variables conservées dans le modèle portant sur la classification du stress pour le volet 2 de l'étape I, au terme du pas 8.	221
Tableau 27 : Récapitulatif des variables conservées dans le modèle portant sur la classification du stress pour le volet 3 de l'étape I, au terme du pas 22.	222
Tableau 28 : Table de classification du modèle intégrant les variables retenues aux étapes précédentes pour classier le stress.	223
Tableau 29 : Récapitulatif des variables conservées dans le modèle portant sur la classification du stress pour l'étape II, au terme du pas 1.....	224
Tableau 30 : Moyennes et écarts types des paramètres respiratoires dans la fenêtre POST, pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (R) et sans (NR) régulation. Le rythme respiratoire (BR) a été normalisé par la baseline des participants (voir section précédente portant sur le traitement des données).	226
Tableau 31 : Récapitulatif des variables conservées dans le modèle portant sur la classification de la régulation pour le volet 1 de l'étape 1, au terme du pas 14.....	228
Tableau 32: Récapitulatif des variables conservées dans le modèle portant sur la classification de la régulation pour le volet 3 de l'étape I, au terme du pas 15.....	229
Tableau 33 : Récapitulatif des variables conservées dans le modèle portant sur la classification de la régulation pour l'étape III, au terme du pas 15.	230
Tableau 34 : Table de classification du modèle intégrant les variables retenues aux étapes précédentes pour classier la régulation.	231
Tableau 35 : Récapitulatif des variables conservées dans le modèle portant sur la classification de la régulation pour l'étape II, au terme du pas 3.	231

Annexes

Annexe A Compléments expérimentation 1

a. Questionnaire NASA-TLX

Les énoncés suivants portent sur une composante spécifique de la charge de travail à laquelle vous avez été soumis au cours de la session précédente. Indiquez l'intensité perçue de chacune, à l'aide d'une **croix au-dessus de la barre correspondante**.

Quelle a été l'importance de l'activité mentale et intellectuelle requise (ex. réflexion, décision, calcul, mémorisation, observation, recherche etc.) : La tâche vous a-t-elle paru simple, nécessitant peu d'attention (faible) ou complexe, nécessitant beaucoup d'attention (élevée) ?

<i>Faible</i>										<i>Elevée</i>									

Quelle a été l'importance de l'activité physique requise (ex. pousser, porter, tourner, marcher, activer, etc.) : La tâche vous a-t-elle paru facile, peu fatigante, calme (faible) ou pénible, fatigante, active (élevée) ?

<i>Faible</i>										<i>Elevée</i>									

Quelle a été l'importance de la pression temporelle causée par la rapidité nécessitée pour l'accomplissement de la tâche : ~~Etait-ce~~ un rythme lent et tranquille (faible) ou rapide et précipité (élevé) ?

<i>Faible</i>										<i>Elevée</i>									

Quelle réussite pensez-vous avoir eu dans l'accomplissement de votre tâche : Comment pensez-vous avoir atteint les objectifs déterminés par la tâche ?

<i>Bonne</i>										<i>Mauvaise</i>									

Quel degré d'effort avez-vous dû fournir pour exécuter la tâche demandée, (mentalement et physiquement) ?

<i>Faible</i>										<i>Elevé</i>									

Pendant l'exécution du travail vous êtes-vous senti satisfait, relaxé, sûr de vous (niveau de frustration faible), ou plutôt découragé, irrité, stressé, sans assurance (niveau de frustration élevé) ?

<i>Faible</i>										<i>Elevé</i>									

b. Questionnaire Big-Five-fr (tiré de Plaisant, Courtois, et al., 2010)

Instructions:

Vous allez trouver un certain nombre de qualificatifs qui peuvent ou non s'appliquer à vous.

Par exemple, acceptez-vous d'être quelqu'un qui aime passer du temps avec les autres?

Ecrivez devant chaque affirmation le chiffre indiquant combien vous approuvez ou désapprouvez l'affirmation :

- 1 désapprouve fortement
- 2 désapprouve un peu
- 3 n'approuve ni ne désapprouve
- 4 approuve un peu
- 5 approuve fortement

Je me vois comme quelqu'un qui

- 1. ___ est bavard
- 2. ___ a tendance à critiquer les autres
- 3. ___ travaille consciencieusement
- 4. ___ est déprimé, cafardeux
- 5. ___ est créatif, plein d'idées originales
- 6. ___ est réservé
- 7. ___ est serviable et n'est pas égoïste avec les autres
- 8. ___ peut être parfois négligent
- 9. ___ est "relaxe", détendu, gère bien les stress
- 10. ___ s'intéresse à de nombreux sujets
- 11. ___ est plein d'énergie
- 12. ___ commence facilement à se disputer avec les autres
- 13. ___ est fiable dans son travail
- 14. ___ peut être angoissé
- 15. ___ est ingénieux, une grosse tête
- 16. ___ communique beaucoup d'enthousiasme
- 17. ___ est indulgent de nature
- 18. ___ a tendance à être désorganisé
- 19. ___ se tourmente beaucoup
- 20. ___ a une grande imagination
- 21. ___ a tendance à être silencieux
- 22. ___ fait généralement confiance aux autres
- 23. ___ a tendance à être paresseux
- 24. ___ est quelqu'un de tempéré, pas facilement troublé
- 25. ___ est inventif
- 26. ___ a une forte personnalité, s'exprime avec assurance
- 27. ___ est parfois dédaigneux, méprisant
- 28. ___ persévère jusqu'à ce que sa tâche soit finie
- 29. ___ peut être lunatique d'humeur changeante
- 30. ___ apprécie les activités artistiques et esthétiques
- 31. ___ est quelquefois timide, inhibé
- 32. ___ est prévenant et gentil avec presque tout le monde
- 33. ___ est efficace dans son travail
- 34. ___ reste calme dans les situations angoissantes
- 35. ___ préfère un travail simple et routinier
- 36. ___ est sociable, extraverti
- 37. ___ est parfois impoli avec les autres
- 38. ___ fait des projets et les poursuit
- 39. ___ est facilement anxieux

40. ___ aime réfléchir et jouer avec des idées
 41. ___ est peu intéressé par tout ce qui est artistique
 42. ___ aime coopérer avec les autres
 43. ___ est facilement distrait
 44. ___ a de bonnes connaissances en art, musique ou en littérature
 45. ___ cherche des histoires aux autres

Vérifier que vous avez bien répondu à toutes les questions. Merci

Score= moyenne des items dans la dimension

E (Extraversion, Energie, Enthousiasme)

8 items: 1, 6R, 11, 16, 21R, 26, 31R, 36;

A (Agréabilité, Altruisme, Affection)

10 items: 2R, 7, 12R, 17, 22, 27R, 32, 37R, 42, 45R;

C (Conscience, Contrôle, Contrainte)

9 items: 3, 8R, 13, 18R, 23R, 28, 33, 38, 43R;

N (émotions Négatives, Névrosisme, Nervosité)

8 items: 4, 9R, 14, 19, 24R, 29, 34R, 39;

O (Ouverture, Originalité, Ouverture d'esprit)

10 items: 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35R, 40, 41R, 44;

Chaque facteur correspond à la moyenne de la somme des items en inversant les items marqués d'un R
 « reverse » (5 devenant 1 ; 4 : 2 ; 3 : 3, 2 : 4 et 1 : 5).

Note. Copyright © 1991 by Oliver P. John.

Traduction et adaptation française par Odile Plaisant et al., 2005.

Reproduit avec permission.

c. Questionnaire démographique et contrebalancement des conditions expérimentales

Participant	Age	Sexe	Niveau Forme (7 = mauvais jour; 1 = Bon niveau de forme)	Nb heure sommeil	Ordre conditions			
1	32	Homme	3	8	EG	DG	DSG	DSGR
2	21	Femme	4	7	EG	DSG	DG	DSGR
3	24	Femme	2	7	EG	DSGR	DG	DSG
4	23	Homme	2	9	EG	DG	DSGR	DSG
5	27	Homme	3	7	EG	DSG	DSGR	DG
6	29	Homme	1	7	EG	DSGR	DSG	DG
7	25	Femme	2	8	EG	DG	DSG	DSGR
8	27	Femme	3	6	EG	DSG	DG	DSGR
9	26	Femme	2	9	EG	DSGR	DG	DSG
10	22	Femme	3	7	EG	DG	DSGR	DSG
11	30	Homme	3	6	EG	DSG	DSGR	DG
12	36	Homme	3	7	EG	DSGR	DSG	DG
13	25	Homme	1	7	EG	DG	DSG	DSGR
14	23	Homme	4	6	EG	DSG	DG	DSGR
15	46	Femme	3	6	EG	DSGR	DG	DSG
16	19	Homme	3	7	EG	DG	DSGR	DSG
17	72	Femme	4	6	EG	DSG	DSGR	DG
18	40	Femme	2	9	EG	DSGR	DSG	DG
19	50	Femme	3	8	EG	DG	DSG	DSGR
20	40	Homme	2	6	EG	DSG	DG	DSGR
21	37	Homme	1	9	EG	DSGR	DG	DSG
22	36	Homme	1	8	EG	DG	DSGR	DSG
23	45	Homme	2	7	EG	DSG	DSGR	DG
24	45	Homme	2	8	EG	DSGR	DSG	DG
25	39	Homme	1	8	EG	DG	DSG	DSGR
26	55	Homme	2	8	EG	DSG	DG	DSGR
27	60	Femme	3	7	EG	DSGR	DG	DSG
28	25	Femme	3	7	EG	DG	DSGR	DSG
29	44	Femme	3	6	EG	DSG	DSGR	DG
30	39	Homme	2	7	EG	DSGR	DSG	DG

Annexe B Complément Expérimentation 2

a. Questionnaire DBQ 23-items (tiré de Guého et al., 2014)

Items (sur une échelle de 1 à 5)	Dimension
Pour vous garer, vous prenez en compte les autres utilisateurs de la route afin de ne pas gêner leur libre circulation	Comportements positifs
Vous faites tout pour ne pas devenir un obstacle pour les autres conducteurs	Comportements positifs
Vous vous rangez afin de ne pas bloquer une voiture qui arrive derrière vous	Comportements positifs
Vous ajustez votre vitesse pour faciliter la tâche du conducteur qui vous double	Comportements positifs
Vous oubliez en quel rapport de vitesse vous roulez et vous devez vérifier avec votre main	Erreurs inexpérience
Vous vous rendez compte que vous roulez en 4ème alors que vous roulez à une allure suffisante pour être en 5ème	Erreurs inexpérience
Vous cherchez à passer à la vitesse supérieure quand vous y êtes déjà	Erreurs inexpérience
Vous ne tenez pas compte de la limitation de vitesse sur une zone d'habitation	Violations ordinaires
Vous klaxonnez pour montrer votre agacement à un autre conducteur	Violations agressives
Vous lisez mal les panneaux de signalisation et vous vous perdez	Erreurs inattention
Vous vous mettez en colère contre un certain type de conducteur et vous lui montrez votre hostilité par tous les moyens disponibles	Violations agressives
Vous ne tenez pas compte de la limitation de vitesse sur autoroute	Violations ordinaires
Vous ratez votre sortie sur l'autoroute, vous obligeant à faire un long détour	Erreurs inattention
Vous vous trompez en changeant de vitesse sur la route	Erreurs inexpérience
Vous restez dans une voie que vous savez fermée plus loin et vous attendez la dernière minute avant de forcer le passage pour rejoindre l'autre voie	Violations ordinaires
Lorsque vous doublez, vous sous-estimez la vitesse du véhicule arrivant en face	Erreurs dangereuses
Vous oubliez de desserrer le frein à main avant de démarrer	Erreurs inattention
Vous prenez le volant même si vous pensez avoir dépassé le taux limite d'alcoolémie	Violations ordinaires
Vous tournez à gauche sur une route principale devant un véhicule qui arrive et que vous n'avez pas vu ou dont vous avez mal estimé la vitesse	Erreurs dangereuses
Vous voulez reculer et la voiture part vers l'avant parce que vous vous êtes trompé de vitesse	Erreurs inattention
Vous vous mettez en colère contre un autre conducteur et vous le poursuivez pour lui faire savoir ce que vous pensez de lui	Violations agressives
Vous évaluez mal la distance entre vous et le véhicule arrivant en face et vous êtes obligé de vous rabattre très vite devant le véhicule que vous êtes en train de doubler	Erreurs dangereuses
En tournant à gauche, vous évaluez mal la distance entre vous et le véhicule arrivant en face, obligeant l'autre véhicule à freiner brusquement	Erreurs dangereuses

b. Questionnaire THISQ (adapté de Vlemincx et al., 2021)

Affirmation (sur une échelle de Lickert de 1 à 5)	Dimension
Quand je fais un effort physique léger, je remarque que ma respiration est plus rapide que la normale	Activation cardiorespiratoire
Lorsque je fais une activité physique modérée, je sens que mon cœur bat vite	Activation cardiorespiratoire
Lors d'un effort physique d'intensité modérée, je sens que je respire rapidement et profondément	Activation cardiorespiratoire
Je remarque quand mon cœur s'emballe	Activation cardiorespiratoire
Pendant un effort physique léger, je sens mon cœur battre	Activation cardiorespiratoire
Je remarque quand je suis essoufflé(e)	Activation cardiorespiratoire
Quand je me détends, je sens que ma respiration ralentit	Désactivation cardiorespiratoire
Quand je me repose, je sens mon rythme cardiaque ralentir	Désactivation cardiorespiratoire
Lorsque je suis détendu, je remarque que mon rythme cardiaque est lent	Désactivation cardiorespiratoire
Quand je me sens bien reposé, je remarque que je respire lentement	Désactivation cardiorespiratoire
Lorsque je me repose après un effort physique, je sens mon rythme cardiaque diminuer	Désactivation cardiorespiratoire
Avant de m'endormir, je sens que ma respiration est lente et profonde	Désactivation cardiorespiratoire
Je sens quand mes intestins se contractent	Sensations gastro-œphageales
Je remarque le déplacement du contenu de mes intestins	Sensations gastro-œphageales
Je sens quand mon estomac se contracte	Sensations gastro-œphageales
Lorsque je mange ou bois quelque chose de chaud, je sens la chaleur dans mon œsophage après avoir avalé	Sensations gastro-œphageales
Quand j'avale de la nourriture, je la sens traverser mon œsophage	Sensations gastro-œphageales
Lorsque je mange ou bois quelque chose de froid, je sens le froid dans mon œsophage après avoir avalé	Sensations gastro-œphageales

c. Questionnaire démographique et ordre de contrebalancement

Les participants se sont vu attribuer un n° selon les différents ordres qui ont été définis à priori pour le moment de la journée, les conditions, les scénarios et le groupe d'âge. Les cases bleues correspondent aux participants ayant eu le mal du simulateur au terme du scénario d'entraînement, et les cases oranges correspondent aux n° pour lesquels aucun participant n'a été affecté.

Participant	âge	Sexe	Niveau Forme (7 = mauvais jour; 1 = Bon niveau de forme)	Nb heure sommeil nuit précédente	ent de la pass	Ordre scénarios (temps avant REM)	Ordre conditions			
P01	60	Homme	3	7	Matin	1,2,3,4	NSNR	NSR	SNR	SR
P02	60	Femme	2	8	Matin	2,1,3,4	SNR	NSR	SR	NSNR
P03	42	Homme	5	7	Matin	3,1,2,4	NSR	NSNR	SNR	SR
P04	50	Femme	1	7	Matin	1,3,2,4	NSR	SNR	SR	NSNR
P05	65	Homme	1	7	Matin	2,3,1,4	SNR	NSNR	NSR	SR
P06	50	Femme	1	9	Matin	3,2,1,4	SR	SNR	NSR	NSNR
P07	66	Homme	3	7	Matin	3,2,4,1	NSNR	SNR	NSR	SR
P08	69	Femme	3	5	Matin	2,3,4,1	SNR	SR	NSR	NSNR
P09	49	Homme	1	5	Matin	4,3,2,1	NSR	SNR	NSNR	SR
P10	57	Femme	1	7	Matin	3,4,2,1	NSR	SR	SNR	NSNR
P11	63	Homme	1	7	Matin	2,4,3,1	SNR	NSR	NSNR	SR
P12	64	Femme	1	7	Matin	4,2,3,1	SR	NSR	SNR	NSNR
P13	65	Homme	1	8	Matin	4,1,3,2	SR	NSNR	SNR	NSR
P14	Non passé				Matin	1,4,3,2	NSR	NSNR	SR	SNR
P15	47	Homme	1	6	Matin	3,4,1,2	NSNR	SR	SNR	NSR
P16	Non passé				Matin	4,3,1,2	NSNR	NSR	SR	SNR
P17	45	Homme	2	9	Matin	1,3,4,2	SNR	SR	NSNR	NSR
P18	Non passé				Matin	3,1,4,2	SR	NSR	NSNR	SNR
P19	58	Homme	2	6	Matin	2,1,4,3	SR	SNR	NSNR	NSR
P20	Non passé				Matin	1,2,4,3	NSR	SR	NSNR	SNR
P21	71	Homme	2	7	Matin	4,2,1,3	NSNR	SNR	SR	NSR
P22	Non passé				Matin	2,4,1,3	NSNR	SR	NSR	SNR
P23	Non passé				Matin	1,4,2,3	SNR	NSNR	SR	NSR
P24	Non passé				Matin	4,1,2,3	SR	NSNR	NSR	SNR
P25	Non passé				Matin	1,2,3,4	SR	NSNR	NSR	SNR
P26	53	Femme	2	8	Après midi	2,1,3,4	NSNR	NSR	SNR	SR
P27	62	Homme	1	8	Après midi	3,1,2,4	SNR	NSR	SR	NSNR
P28	55	Femme	1	6	Après midi	1,3,2,4	NSR	NSNR	SNR	SR
P29	60	Homme	1	8	Après midi	2,3,1,4	NSR	SNR	SR	NSNR
P30	50	Femme	Mal du simu		Après midi	3,2,1,4	SNR	NSNR	NSR	SR
P31	58	Homme	2	8	Après midi	3,2,4,1	SR	SNR	NSR	NSNR
P32	58	Femme	3	8	Après midi	2,3,4,1	NSNR	SNR	NSR	SR
P33	60	Homme	1	6	Après midi	4,3,2,1	SNR	SR	NSR	NSNR
P34	56	Femme	4	6	Après midi	3,4,2,1	NSR	SNR	NSNR	SR
P35	43	Homme	3	7	Après midi	2,4,3,1	NSR	SR	SNR	NSNR
P36	55	Femme	1	8	Après midi	4,2,3,1	SNR	NSR	NSNR	SR
P37	64	Homme	1	8	Après midi	4,1,3,2	SR	NSR	SNR	NSNR
P38	53	Femme	3	8	Après midi	1,4,3,2	SR	NSNR	SNR	NSR
P39	59	Homme	2	8	Après midi	3,4,1,2	NSR	NSNR	SR	SNR
P40	46	Femme	2	7	Après midi	4,3,1,2	NSNR	SR	SNR	NSR
P41	49	Homme	2	7	Après midi	1,3,4,2	NSNR	NSR	SR	NSR
P42	52	Femme	2	7	Après midi	3,1,4,2	SNR	SR	NSNR	NSR
P43	65	Homme	1	7	Après midi	2,1,4,3	SR	NSR	NSNR	SNR
P44	Non passé				Après midi	1,2,4,3	SR	SNR	NSNR	NSR
P45	65	Homme	1	8	Après midi	4,2,1,3	NSR	SR	NSNR	SNR
P46	53	Femme	2	8	Après midi	2,4,1,3	NSNR	SNR	SR	NSR
P47	49	Homme	3	6	Après midi	1,4,2,3	NSNR	SR	NSR	SNR
P48	Non passé				Après midi	4,1,2,3	SNR	NSNR	SR	NSR
P49	60	Homme	2	7	Après midi	1,2,3,4	SR	NSNR	NSR	SNR
P50	Non passé				Après midi	2,1,3,4	SNR	NSNR	NSR	SR

Annexes

Participant	âge	Sexe	Niveau Forme (7 = mauvais jour; 1 = Bon niveau de forme)	Nb heure sommeil nuit précédente	ent de la pass	Ordre scénarios (temps avant REM)	Ordre conditions			
P51	30	Homme	2	6	Matin	3,1,2,4	NSNR	NSR	SNR	SR
P52	25	Femme	2	7	Matin	1,3,2,4	SNR	NSR	SR	NSNR
P53	34	Homme	2	7	Matin	2,3,1,4	NSR	NSNR	SNR	SR
P54	27	Femme	1	8	Matin	3,2,1,4	NSR	SNR	SR	NSNR
P55	27	Homme	2	7	Matin	3,2,4,1	SNR	NSNR	NSR	SR
P56	26	Femme	3	8	Matin	2,3,4,1	SR	SNR	NSR	NSNR
P57	39	Homme	Mal du simu		Matin	4,3,2,1	NSNR	SNR	NSR	SR
P58	23	Femme	4	10	Matin	3,4,2,1	SNR	SR	NSR	NSNR
P59	23	Homme	2	7	Matin	2,4,3,1	NSR	SNR	NSNR	SR
P60	23	Femme	3	8	Matin	4,2,3,1	NSR	SR	SNR	NSNR
P61	21	Homme	2	7	Matin	4,1,3,2	SNR	NSR	NSNR	SR
P62	24	Femme	3	7	Matin	1,4,3,2	SR	NSR	SNR	NSNR
P63	27	Homme	2	7	Matin	3,4,1,2	SR	NSNR	SNR	NSR
P64	22	Femme	3	6	Matin	4,3,1,2	NSR	NSNR	SR	SNR
P65	21	Femme	Mal du simu		Matin	1,3,4,2	NSNR	SR	SNR	NSR
P66	27	Femme	3	7	Matin	3,1,4,2	NSNR	NSR	SR	SNR
P67	21	Homme	3	7	Matin	2,1,4,3	SNR	SR	NSNR	NSR
P68	30	Femme	3	6	Matin	1,2,4,3	SR	NSR	NSNR	SNR
P69	34	Femme	4	7	Matin	4,2,1,3	SR	SNR	NSNR	NSR
P70	33	Femme	2	7	Matin	2,4,1,3	NSR	SR	NSNR	SNR
P71	25	Homme	2	7	Matin	1,4,2,3	NSNR	SNR	SR	NSR
P72	27	Femme	Mal du simu		Matin	4,1,2,3	NSNR	SR	NSR	SNR
P73	27	Homme	2	6	Matin	1,2,3,4	SNR	NSNR	SR	NSR
P74	30	Femme	1	7	Matin	2,1,3,4	SR	NSNR	NSR	SNR
P75			Non passé		Matin	3,1,2,4	SNR	NSNR	NSR	SR
P76	33	Femme	2	8	Après midi	1,3,2,4	NSNR	NSR	SNR	SR
P77	19	Homme	2	9	Après midi	2,3,1,4	SNR	NSR	SR	NSNR
P78	35	Femme	4	5	Après midi	3,2,1,4	NSR	NSNR	SNR	SR
P79	25	Homme	4	7	Après midi	3,2,4,1	NSR	SNR	SR	NSNR
P80	21	Femme	3	9	Après midi	2,3,4,1	SNR	NSNR	NSR	SR
P81	26	Homme	3	5	Après midi	4,3,2,1	SR	SNR	NSR	NSNR
P82	32	Femme	2	9	Après midi	3,4,2,1	NSNR	SNR	NSR	SR
P83	28	Homme	1	7	Après midi	2,4,3,1	SNR	SR	NSR	NSNR
P84	22	Femme	2	9	Après midi	4,2,3,1	NSR	SNR	NSNR	SR
P85	23	Homme	2	6	Après midi	4,1,3,2	NSR	SR	SNR	NSNR
P86	33	Femme	2	8	Après midi	1,4,3,2	SNR	NSR	NSNR	SR
P87	23	Homme	3	9	Après midi	3,4,1,2	SR	NSR	SNR	NSNR
P88	28	Femme	2	9	Après midi	4,3,1,2	SR	NSNR	SNR	NSR
P89	35	Homme	2	7	Après midi	1,3,4,2	NSR	NSNR	SR	SNR
P90	24	Femme	2	6	Après midi	3,1,4,2	NSNR	SR	SNR	NSR
P91	22	Homme	3	7	Après midi	2,1,4,3	NSNR	NSR	SR	SNR
P92	25	Femme	3	6	Après midi	1,2,4,3	SNR	SR	NSNR	NSR
P93	24	Homme	2	9	Après midi	4,2,1,3	SR	NSR	NSNR	NSR
P94	22	Femme	2	7	Après midi	2,4,1,3	SR	SNR	NSNR	NSR
P95	30	Femme	2	9	Après midi	1,4,2,3	NSR	SR	NSNR	SNR
P96	22	Femme	Mal du simu		Après midi	4,1,2,3	NSNR	SNR	SR	NSR
P97	21	Homme	2	8	Après midi	1,2,3,4	NSNR	SR	NSR	SNR
P98	27	Femme	1	8	Après midi	2,1,3,4	SNR	NSNR	SR	NSR
P99	30	Homme	1	8	Après midi	3,1,2,4	SR	NSNR	NSR	SNR
P100	25	Femme	1	7	Après midi	1,3,2,4	SR	NSNR	NSR	SNR

d. Tableau des retraits de données physiologiques

Indicateur	Condition								Nombre combiné dans les 4 conditions
	NSNR		NSR		SNR		SR		
	Initial	Après retrait	Initial	Après retrait	Initial	Après retrait	Initial	Après retrait	
HR_PRE	82	80	83	81	83	80	82	80	78
HR_POST	81	79	83	81	78	76	81	78	72
RMSSD_PRE	82	79	83	80	83	80	82	78	77
RMSDD_POST	81	78	83	79	78	74	81	78	70
BR_PRE	82	79	83	80	83	80	82	80	79
BR_POST	81	78	83	80	78	74	81	78	71
TauxSoupirs_PRE	82	82	83	83	83	83	82	82	81
TauxSoupis_POST	81	81	83	83	78	78	81	81	75
nSCRs_PRE	82	70	83	65	83	70	82	72	48
nSCRs_REM	81	51	83	55	78	47	81	47	18
nSCRs_POST	81	63	83	69	78	59	81	64	38
Indicateurs SCRs_PRE (amplitude et amplitude max)	82	64	83	59	83	63	82	65	40
Indicateurs SCRs_REM (amplitude premier pic)	81	48	83	50	78	38	81	41	17

Indicateur	Condition								Nombre combiné dans les 4 conditions
	NSNR		NSR		SNR		SR		
	Initial	Après retrait	Initial	Après retrait	Initial	Après retrait	Initial	Après retrait	
Indicateurs SCRs_POST (amplitude et amplitude max)	81	57	83	63	78	49	81	55	31
MoyenneTonique_PRE	82	68	83	60	83	64	82	66	46
MoyenneTonique_REM	81	50	83	50	78	43	81	43	17
MoyenneTonique_POST	81	60	83	64	78	54	81	58	36

e. Tableaux de moyennes

e.1 Moyennes et écarts types des paramètres physiologiques dans la fenêtre PRE pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (S) et sans stress (NS)

Paramètre (unité)	Stress	Régulation	Moyennes	SD	N	Moyennes marginales
HR_PRE (bpm, normalisé)	NS	NR	0.018	0.061	78	0.024
		R	0.029	0.059		
	S	NR	0.083	0.087		0.084
		R	0.084	0.089		
RMSSD_PRE (ms, normalisé)	NS	NR	0.896	1.89	77	0.862
		R	0.829	1.82		
	S	NR	0.785	1.84		0.791
		R	0.797	1.81		
BR_PRE (cycle/min, normalisé)	NS	NR	0.304	0.270	79	0.311
		R	0.318	0.276		
	S	NR	0.380	0.308		0.372
		R	0.364	0.274		
TauxSoupirs_PRE (%)	NS	NR	1.19	1.80	81	1.08
		R	0.96	1.73		
	S	NR	1.76	3.02		1.78
		R	1.804	2.453		

Paramètre (unité)	Stress	Régulation	Moyennes	SD	N	Moyennes marginales
Nscrs_PRE (Nombre)	NS	NR	10.20	8.95	48	10.43
		R	10.66	8.77		
	S	NR	12.95	10.00		12.05
		R	11.14	9.52		
AmpScrs_PRE (μS)	NS	NR	0.18	0.05	40	0.18
		R	0.19	0.03		
	S	NR	0.17	0.03		0.17
		R	0.17	0.03		
AmpMaxScrs_PRE (μS)	NS	NR	0.35	0.15	40	0.37
		R	0.39	0.17		
	S	NR	0.33	0.15		0.32
		R	0.32	0.12		
MoyenneTonique_PRE (μS normalisé)	NS	NR	0.81	0.87	46	0.79
		R	0.76	0.85		
	S	NR	0.87	0.86		0.84
		R	0.80	0.87		

e.2 Moyennes (ou proportion quand approprié) et écarts types des paramètres physiologiques et comportementaux pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (S) et sans stress (NS) dans la fenêtre de REM et dans les sous-fenêtres correspondantes.

Paramètre (unité)	Stress	Régulation	Moyennes (ou proportions)	SD	N	Moyennes marginales
AmpPremierScrs_REM (μS)	NS	NR	0.63	0.25	17	0.60
		R	0.56	0.19		
	S	NR	0.44	0.22		0.41
		R	0.39	0.24		
TR_REM (Secondes)	NS	NR	4.20	2.17	76	4.04
		R	3.88	1.79		
	S	NR	4.07	2.03		4.10
		R	4.14	2.37		
ObstacleTTC_Controle (Secondes)	NS	NR	11.82	2.20	75	11.63
		R	12.15	1.79		
	S	NR	11.98	1.99		11.51
		R	11.90	2.39		
InteractionPostAlarm_REM (%)	NS	NR	32.9		72	33.1
		R	33.3			
	S	NR	43.5			45.2
		R	46.9			
Nechec_REM	NS	NR	0		81	

Paramètre (unité)	Stress	Régulation	Moyennes (ou proportions)	SD	N	Moyennes marginales
(Nombre)		R	0			
	S	NR	5			
		R	1			
Pedale_REM (%frein)	NS	NR	28% frein		81	30% frein
		R	32% frein		83	
	S	NR	28% frein		78	32% frein
		R	36% frein		81	
TauxEnfonceementAcc_REM (%)	NS	NR	53.13	15.29		52.23
		R	50.98	15.68	37	
	S	NR	60.11	19.21		56.86
		R	54.15	16.47		
TauxEnfonceementFrein_REM (%)	NS	NR	54.50	14.74		53.13
		R	51.76	9.52	18	
	S	NR	59.05	7.85		56.35
		R	53.25	12.24		
NactivCligno (Nombre)	NS	NR	35		81	
		R	34		83	
	S	NR	33		78	
		R	36		81	
ObstacleTTC_Evitement	NS	NR	6.03	2.80	75	5.87

Paramètre (unité)	Stress	Régulation	Moyennes (ou proportions)	SD	N	Moyennes marginales
(s)		R	5.70	2.70		
	S	NR	5.43	3.14		5.62
		R	5.81	3.43		
DistanceObstacle_Evitement (mètres)	NS	NR	148.38	57.22		145.44
		R	142.50	60.11	75	
	S	NR	133.83	65.24		137.92
		R	142.01	75.80		
EcartLateralObstacle (mètres)	NS	NR	4.11	0.32		4.12
		R	4.13	0.25	75	
	S	NR	4.02	0.32		4.05
		R	4.09	0.34		
VitesseMoyenne_Controlé (Km/h)	NS	NR	90.78	8.42		90.84
		R	90.91	7.46	75	
	S	NR	90.58	8.68		90.72
		R	90.86	8.99		
VitesseMoyenne_Evitement (Km/h)	NS	NR	88.73	9.39		89.64
		R	90.55	9.06	75	
	S	NR	89.88	9.79		90.13
		R	90.38	10.46		
TauxInfractionVitesse_Controlé	NS	NR	60.35	44.59	75	58.65

Paramètre (unité)	Stress	Régulation	Moyennes (ou proportions)	SD	N	Moyennes marginales
(%)		R	56.95	43.55		
	S	NR	59.50	43.25		59.97
		R	60.44	44.43		
TauxInfractionVitesse_Evitement	NS	NR	49.06	39.17		52.10
(%)		R	55.14	38.95	75	
	S	NR	54.29	38.14		54.78
		R	55.27	40.27		
VitesseMoyenneInfractions_Controle	NS	NR	96.97	3.78		96.66
(Km/h)		R	96.35	3.64	42	
	S	NR	96.81	3.78		97.02
		R	97.24	3.71		
VitesseMoyenneInfractions_Evitement	NS	NR	96.59	4.46		96.83
(Km/h)		R	97.07	4.29	46	
	S	NR	97.47	4.25		97.78
		R	98.09	4.93		
AccLong_Controle	NS	NR	0.182	0.736		0.186
(m/s ²)		R	0.191	0.586	75	
	S	NR	0.113	0.724		0.122
		R	0.130	0.634		
AccLong_Evitement	NS	NR	-0.093	0.238	75	-0.077

Paramètre (unité)	Stress	Régulation	Moyennes (ou proportions)	SD	N	Moyennes marginales
(m/s ²)	S	R	-0.061	0.250	75	-0.038
		NR	-0.038	0.378		
		R	-0.039	0.322		
AccLat_Controle (m/s ²)	NS	NR	0.067	0.118	75	0.069
		R	0.070	0.157		
	S	NR	0.063	0.164		0.054
		R	0.045	0.040		
AccLat_Evitement (m/s ²)	NS	NR	0.027	0.012	75	0.029
		R	0.030	0.013		
	S	NR	0.032	0.020		0.033
		R	0.035	0.028		
SDpositionVoie_Controle (mètres)	NS	NR	0.17	0.08	75	0.18
		R	0.19	0.11		
	S	NR	0.17	0.09		0.18
		R	0.18	0.12		
SDpositionVoie_Evitement (mètres)	NS	NR	1.06	0.13	75	1.03
		R	1.06	0.14		
	S	NR	1.02	0.15		1.02
		R	1.07	0.17		
SWRR_Controle	NS	NR	43.94	32.46	75	42.65

Paramètre (unité)	Stress	Régulation	Moyennes (ou proportions)	SD	N	Moyennes marginales
(Nombre/minute)	S	R	41.35	30.14	75	39.72
		NR	40.34	33.87		
		R	39.10	22.23		
SWRR_Evitement (Nombre/minute)	NS	NR	23.88	12.12	75	23.71
		R	23.54	12.34		
	S	NR	26.98	14.14		25.86
		R	24.74	12.89		
SDangleVolant_Controlé (pas d'incrementation volant)	NS	NR	155.17	49.30	75	157.55
		R	159.94	46.70		
	S	NR	155.98	51.13		154.64
		R	153.29	59.88		
SDangleVolant_Evitement (pas d'incrementation volant)	NS	NR	154.94	34.14	75	157.05
		R	159.16	36.02		
	S	NR	156.76	40.69		160.68
		R	164.61	62.29		
AngleMaxVolant_Evitement (degré d'angle)	NS	NR	21.45	4.11	75	21.51
		R	21.57	4.52		
	S	NR	21.82	6.16		22.04
		R	22.27	7.15		
TauxFranchissementLigne_Controlé	NS	NR	0		75	0

Paramètre (unité)	Stress	Régulation	Moyennes (ou proportions)	SD	N	Moyennes marginales
<i>(% de la durée de la fenêtre)</i>	S	R	0			0
		NR	0			
		R	0			
TauxFranchissementLigne_Evitement <i>(% de la durée de la fenêtre)</i>	NS	NR	26.57	23.81	75	25.30
		R	24.04	22.74		
	S	NR	18.20	22.21		19.39
		R	20.58	22.31		

e.3 Moyennes et écarts types des paramètres physiologiques dans la fenêtre POST pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (S) et sans stress (NS)

Paramètre (unité)	Stress	Régulation	Moyennes	SD	N	Moyennes marginales
HR_POST (bpm, normalisé)	NS	NR	-0.009	0.066	72	0.008
		R	0.026	0.068		
	S	NR	0.008	0.065		0.023
		R	0.038	0.076		
RMSSD_POST (ms, normalisé)	NS	NR	0.337	1.07	70	0.446
		R	0.555	1.09		
	S	NR	0.284	0.98		0.396
		R	0.508	1.04		
BR_POST (cycles par minute, normalisé)	NS	NR	0.246	0.24	71	0.017
		R	-0.211	0.08		
	S	NR	0.239	0.25		0.016
		R	-0.207	0.08		
TauxSoupirs_POST (%)	NS	NR	0.91	1.58	75	0.76
		R	0.61	1.98		
	S	NR	0.96	1.74		0.64
		R	0.33	1.36		

Paramètre (unité)	Stress	Régulation	Moyennes	SD	N	Moyennes marginales
Nscrs_POST (Nombre)	NS	NR	6.26	4.44	38	7.35
		R	8.44	6.02		
	S	NR	6.15	4.76		6.23
		R	6.31	4.81		
AmpScrs_POST (μS)	NS	NR	0.20	0.05	31	0.21
		R	0.21	0.06		
	S	NR	0.20	0.05		0.19
		R	0.19	0.05		
AmpMaxScrs_POST (μS)	NS	NR	0.36	0.17	31	0.39
		R	0.43	0.20		
	S	NR	0.36	0.19		0.35
		R	0.33	0.17		
MoyenneTonique_POST (μS , normalisé)	NS	NR	0.71	0.83	36	0.73
		R	0.75	0.85		
	S	NR	0.74	0.89		0.76
		R	0.79	0.87		

Annexes

e.4 Moyennes et écarts types des paramètres comportementaux dans la fenêtre POST pour chaque condition, et moyennes marginales pour les conditions avec (S) et sans stress (NS) et avec (R) et sans (NR) régulation

Paramètre (unité)	Stress	Régulation	Moyennes (ou proportions)	SD	N	Moyennes marginales Stress	Moyennes Marginales Régulation
NombreChangementVoie_POST (Nombre)	NS	NR	1.65	0.64	75	1.71	1.68
		R	1.77	0.68			
	S	NR	1.70	0.69		1.60	1.64
		R	1.50	0.66			
EcartLateralDepassement_POST (mètres)	NS	NR	4.26	0.34	71	4.30	4.28
		R	4.33	0.38			
	S	NR	4.29	0.26		4.27	4.29
		R	4.25	0.43			
VitesseMoyenne_POST (km/h)	NS	NR	102.93	2.06	75	102.97	102.80
		R	103.01	2.80			
	S	NR	102.66	3.05		102.47	102.65
		R	102.29	2.76			
TauxInfractionVitesse_POST (%)	NS	NR	4.74	7.03	75	5.96	4.62
		R	7.18	12.74			
	S	NR	4.50	7.36		4.80	6.15
		R	5.11	9.56			
VitesseMoyenneInfractions_POST (Km/h)	NS	NR	111.85	1.05	35	112.21	111.77
		R	112.58	1.65			

Paramètre (unité)	Stress	Régulation	Moyennes (ou proportions)	SD	N	Moyennes marginales Stress	Moyennes Marginales Régulation
	S	NR	111.70	1.31			
		R	112.19	1.71		111.94	112.39
MoyenneVoie_POST (mètres)	NS	NR	3.14	0.75			3.22
		R	3.24	0.76	75	3.19	
	S	NR	3.31	0.78			
		R	3.18	0.86		3.24	3.21
SDpositionVoie_POST (mètres)	NS	NR	1.41	0.39			1.43
		R	1.43	0.42	75	1.42	
	S	NR	1.44	0.39			
		R	1.36	0.47		1.40	1.39
SWRR_POST (Nombre/minute)	NS	NR	6.35	3.20			6.52
		R	5.36	2.48	75	5.86	
	S	NR	6.70	3.60			
		R	5.41	2.61		6.05	5.39
TauxFranchissementLigne_POST (% de la durée de la fenêtre)	NS	NR	6.73	7.71			7.19
		R	7.56	8.47	75	7.14	
	S	NR	7.65	7.99			
		R	7.76	9.05		7.71	7.66



Towards Mindless Stress Regulation in Advanced Driver Assistance Systems: A Systematic Review

Adolphe J. Béquet^{1*}, Antonio R. Hidalgo-Muñoz² and Christophe Jallais¹

¹ TS2-LESCOT, Univ Gustave Eiffel, IFSTTAR, Univ Lyon, Lyon, France, ² CLLE, UMR 5263, CNRS, University of Toulouse Jean-Jaurès, Toulouse, France

OPEN ACCESS

Edited by:
Amanda Stephens,
Monash University, Australia

Reviewed by:
Sergio A. Useche,
University of Valencia, Spain
Aukse Endriulaitiene,
Vytautas Magnus University, Lithuania
Tina Morgenstern,
Technische Universität
Chemnitz, Germany

***Correspondence:**
Adolphe J. Béquet
adolphe.bequet@univ-eiffel.fr

Specialty section:
This article was submitted to
Environmental Psychology,
a section of the journal
Frontiers in Psychology

Received: 22 September 2020

Accepted: 12 November 2020

Published: 23 December 2020

Citation:
Béquet AJ, Hidalgo-Muñoz AR and
Jallais C (2020) Towards Mindless
Stress Regulation in Advanced Driver
Assistance Systems: A Systematic
Review. *Front. Psychol.* 11:609124.
doi: 10.3389/fpsyg.2020.609124

Background: Stress can frequently occur in the driving context. Its cognitive effects can be deleterious and lead to uncomfortable or risky situations. While stress detection in this context is well developed, regulation using dedicated advanced driver-assistance systems (ADAS) is still emergent.

Objectives: This systematic review focuses on stress regulation strategies that can be qualified as “subtle” or “mindless”: the technology employed to perform regulation does not interfere with an ongoing task. The review goal is 2-fold: establishing the state of the art on such technological implementation in the driving context and identifying complementary technologies relying on subtle regulation that could be applied in driving.

Methods: A systematic review was conducted using search operators previously identified through a concept analysis. The patents and scientific studies selected provide an overview of actual and potential mindless technology implementations. These are then analyzed from a scientific perspective. A classification of results was performed according to the different stages of emotion regulation proposed by the Gross model.

Results: A total of 47 publications were retrieved, including 21 patents and 26 studies. Six of the studies investigated mindless stress regulation in the driving context. Patents implemented strategies mostly linked to attentional deployment, while studies tended to investigate response modulation strategies.

Conclusions: This review allowed us to identify several ADAS relying on mindless computing technologies to reduce stress and better understand the underlying mechanisms allowing stress reduction. Further studies are necessary to better grasp the effect of mindless technologies on driving safety. However, we have established the feasibility of their implementation as ADAS and proposed directions for future research in this field.

Keywords: stress, mindless regulation, ADAS (advanced driver assistance system), driving, calm technology, entrainment, biofeedback, affective computing (AC)

Annexe D Extrait de l'étude publiée sur la première expérimentation

Int. J. Human-Computer Studies 168 (2022) 102923



Contents lists available at ScienceDirect

International Journal of Human - Computer Studies

journal homepage: www.elsevier.com/locate/ijhcs

Subtle interactions for distress regulation: Efficiency of a haptic wearable according to personality

Adolphe J. Béquet^{a,*}, Antonio R. Hidalgo-Muñoz^b, Fabien Moreau^a, Joshua Quick^a, Christophe Jallais^a^a Laboratory Ergonomics and Cognitive Sciences applied to Transport, TS2-LESCOT Univ Gustave Eiffel, IFSTTAR, Univ Lyon, F-69675, Lyon, France^b Institute of Neuroscience of Castilla y León (INCYL), University of Salamanca, Spain

ARTICLE INFO

Keywords:

Mindless computing
Stress regulation
Real-time biofeedback
Personality traits

ABSTRACT

The incorporation of empathic systems in everyday life draws a lot of attention from society. Specifically, the use of wearables to perform stress regulation is a growing field of research. Among techniques explored, the haptic emulation of lowered physiological signals has been suggested to be promising. However, some discrepancies remain in empirical research focusing on such biofeedback (BF) regarding their efficacy, and the mechanisms underlying the effects of these wearables remains unclear. Moreover, the influence of individual traits on the efficiency of BF has been marginally studied, while it has been shown that personality could impact both stress and its regulation. The aim of this study is to investigate the outcome of interactions with these technologies from a psycho-physiological standpoint, but also to explore whether personality may influence its efficiency when other interaction devices are present. Participants had to play a challenging game while a lowered haptic BF of their heart rate was induced on their wrist. Results showed variable efficiency of the wearable among the participants: a subjective relaxation was evident for the participants exhibiting the highest neurotic and extraverted traits score. Our results highlight the plurality of the modes of action of these techniques, depending on the individual and on the level of stress to regulate. This study also suggests that tailoring these regulation methods to individual characteristics, such as personality traits, is important to consider, and proposes perspectives regarding the investigation of stress and regulation systems embedded in wearables.

1. Introduction

Acute stress is a common experience in daily life. It can be a source of motivation or self-confidence. When taking this form, it is referred to as "eustress" and has facilitating effects on activities outcomes. However, it has a counterpart, widely known to the public as "distress" (Healey & Picard, 2005), that can hamper the ability to do activities, or can even lead to long-term adverse effects if experienced too frequently (Chu et al., 2021; Liston et al., 2009). Acute distress can induce behavioral and subjective effects that include attentional tunneling, inefficient decision-making, or discomfort. These effects make acute distress a critical factor for the accomplishment of certain tasks, especially those requiring divided attention. Real-time regulation of acute distress is a growing field in human and affective computing science, with a major challenge: the regulation should not further perturbate the accomplishment of a given task, nor increase distress. The use of wearables seems to be an interesting trail to follow that requires more

investigation, especially given that individual factors such as personality traits can influence both stress response and emotional regulation. Some definitions regarding the notions of stress, emotional regulation and personality are introduced below to set the frame of the present work.

1.1. Explanatory mechanisms linked to the emergence of acute stress

According to appraisal theories (Scherer, 2005a), a context can be evaluated on 2 levels. Primary appraisal consists of an evaluation of the environmental demand of the context. Secondary appraisal is linked to the evaluation of available internal resources to respond to the environmental demand (coping ability). Acute stress emerges when the evaluation of a situation results in a perceived unbalance between environmental demand and the available resources to manage it (Lazarus & Folkman, 1984). This perceived unbalance between a low appraised coping ability relative to a high appraised situational demand leads to brain and body activity modulations to adapt the organism and

* Corresponding author.

E-mail address: adolphe.bequet@univ-eiffel.fr (A.J. Béquet).<https://doi.org/10.1016/j.ijhcs.2022.102923>

Received 4 March 2022; Received in revised form 10 July 2022; Accepted 31 August 2022

Available online 1 September 2022

1071-5819/© 2022 Elsevier Ltd. All rights reserved.

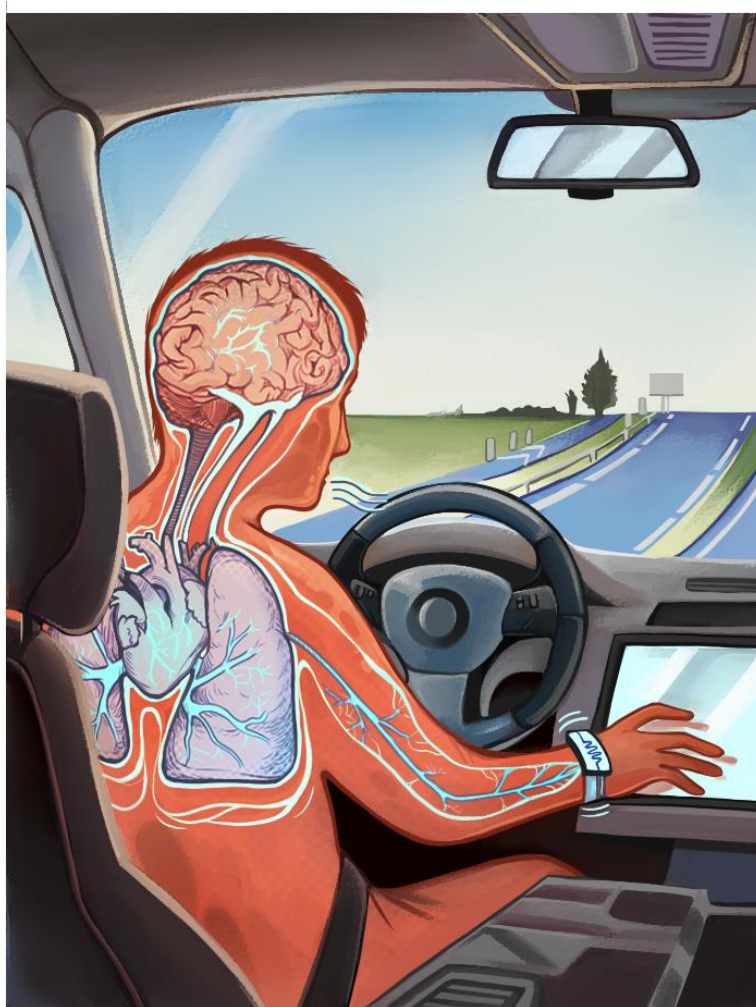


Illustration de couverture réalisée par Maxime B.