UNIVERSITÉ DE TOULON

ÉCOLE DOCTORALE n°548 : MER ET SCIENCES

LABORATOIRE JEUNESSE – ACTIVITE PHYSIQUE ET SPORTIVE – SANTE (J-AP2S)

THÈSE

présentée par :

Camille de THIERRY de FALETANS

soutenue le : **4 novembre 2025**

pour obtenir le grade de Docteur en Recherche Clinique, Innovation Technologique, Santé Publique

Spécialité : Technologies pour la santé - facteurs humain

Contribution à la compréhension de la naupathie : effets instantanés de feedbacks sensoriels

THÈSE dirigée par :

Mme. DUCHÉ Pascale	PU, Université de Toulon
M. WATELAIN Éric	PU, Université de Toulon

JURY :

Mme. DUCHÉ Pascale	PU, Université de Toulon	Directrice de thèse
M. WATELAIN Éric	PU, Université de Toulon	Co – encadrant
Mme. QUARCK Gaëlle	PU, Université de Caen	Rapportrice
M. CEYTE Hadrien	MCF-HDR, Aix-Marseille Université	Rapporteur
M. CADERBY Teddy	MCF-HDR, Université de la Réunion	Examinateur
M. BOYAS Sébastien	MCF, Université de Nantes	Examinateur

INVITÉ :

M. JEANNIN Renaud	Ingénieur, encadrant dans l'entreprise partenaire	Invité

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à exprimer ma profonde gratitude aux membres du jury : Pr. Gaëlle Quarck, Dr. Hadrien Ceyte, Dr. Teddy Caderby et le Dr. Sébastien Boyas, qui me font l'honneur de juger cette thèse. Je les remercie sincèrement pour le temps consacré à l'expertise de ce travail, ainsi que pour leurs retours, qui contribuent à enrichir et à faire mûrir ma réflexion.

Mes remerciements vont ensuite à mes directeurs de thèse, Pascale Duché et Éric Watelain. Merci d'avoir permis la réalisation de ce projet en acceptant d'en assurer la direction. Cette thèse, à l'intersection de plusieurs disciplines scientifiques, a été extrêmement formatrice. Vos conseils avisés et nos discussions ont largement contribué à faire mûrir ce travail. Merci d'avoir été présent pour répondre à mes interrogations. J'ai beaucoup appris et grandi durant ces trois années grâce à vous, et j'espère pouvoir continuer à mettre à profit ces connaissances à vos côtés dans les années à venir.

Je souhaite également remercier l'entreprise Boarding Ring, Hubert, Antoine et Renaud Jeannin, pour m'avoir accompagné tout au long de ce projet et fait découvrir la facette entrepreneuriale de ce travail de recherche. Jamais je n'aurais cru passer à la télévision durant mes études (et même plusieurs fois !).

Ma gratitude va ensuite à l'ensemble des participants au cours des différentes études, sans qui ces recherches n'auraient pas pu voir le jour (mention spéciale pour la famille Augustin qui s'est donnée pour la science !). Merci à tous d'avoir accepté de participer malgré la nature peu amusante de mes expérimentations.

Un grand merci à tous les doctorants du laboratoire, et a ceux qui ont franchi le cap il y a quelques temps déjà (Cyril, Oussama et JR). Merci pour les discussions, les conseils, et pour les moments de détente lors des repas du midi, de nos séances de sports du soir, ou des apéros, qui permettaient de s'aérer l'esprit.

Je tiens à remercier plus particulièrement Alix et Léa pour leur soutien et leur écoute dans les moments de doute, mais aussi pour tous les bons moments partagés. Merci pour votre aide précieuse lors de l'entretien de la piscine et ces instants insolites, les pieds dans l'eau, à monter et démonter le simulateur. Alix, merci également pour ces sessions d'initiation à la couture avec ta machine à coudre pour la conception de la ceinture. Qui aurait cru qu'une thèse nous mènerait à faire ça ! Léa, merci de m'avoir suivi dans toutes mes aventures un peu farfelues qui nous ont parfois fait sortir des sentier battus (mention spéciale pour 'Ma thèse en

180 s’ ou notre aventure ‘24h pour créer’). Merci aussi à Ilona pour ses conseils avisés de jeune docteure, qui m’ont beaucoup aidée pour préparer au mieux cette soutenance.

Merci à ma famille (Éric, Laure, Anne et Gauthier) pour leurs encouragements constants et leur soutien dans l’aboutissement de ce travail. Merci également à ma belle-famille (Rose, Christian, Remi et Alex) pour leur soutien, les moments passés ensemble le week-end m’ont permis de revenir chaque lundi plus motivée et plus forte.

Je remercie également mes amies de toujours, Alice, Théa et Marine, pour ces innombrables moments de rigolade et nos aventures partagées depuis le collège.

Enfin, un merci tout particulier à Fabien. Merci d’avoir supporté mes retours tardifs, d’avoir pris le relais dans notre vie personnelle lorsque je n’avais pas le temps, et d’avoir fait preuve de patience et de bienveillance à chaque étape. Merci pour ton soutien indéfectible et tes encouragements dans mes moments de stress. J’ai toujours pu compter sur toi. Ça y est j’ai fini l’école, aujourd’hui commence notre nouvelle vie !

SOMMAIRE

LISTES DES PRODUCTIONS SCIENTIFIQUES 1

Publications scientifiques liées à la thèse 1

Communications orales 1

VULGARISATIONS SCIENTIFIQUES 2

Valorisation du travail de thèse 2

LISTE DES FIGURES 3

LISTES DES TABLEAUX 6

LISTES DES FORMULES 6

ABRÉVIATIONS 7

INTRODUCTION GÉNÉRALE 8

1. CHAPITRE 1 4

1.1. Le mal des transports : un mal du mouvement 12
1.1.1. Historique 12
1.1.2. Définition 13
1.1.3. Les types de cinétoses 14
1.1.4. Symptômes 15
1.1.5. Mesures préventives et thérapeutiques classiques 16
1.1.5.1. Recommandations comportementales et nutritionnelles 16
1.1.5.2. Techniques de relaxation et de distractions 17
1.1.5.1. Approches pharmacologiques 18

1.2. Les facteurs impactant la susceptibilité 20
1.2.1. Facteurs individuels 20
1.2.1.1. Le sexe 20
1.2.1.2. Âge 21
1.2.1.3. Habituation 21
1.2.1.4. Pathologies spécifiques 22
1.2.1.5. Prédisposition génétique et ethnique 23
1.2.2. Facteurs externes 24
1.2.2.1. Caractéristiques du véhicule 24
1.2.2.2. Caractéristiques du mouvement 25
1.2.2.3. Temps d'exposition 26
1.2.2.4. Conditions environnementales 26

1.3. La perception du mouvement : une intégration multisensorielle 28
1.3.1. Le système vestibulaire 28
1.3.1.1. Fonctionnement des organes otolithiques 29
1.3.1.2. Fonctionnement des canaux semi-circulaire 30
1.3.1.3. Limites du système vestibulaire 31
1.3.2. Le système visuel 34
1.3.2.1. Anatomie de l'œil humain 34
1.3.2.2. Détection du mouvement : rôle de la vision périphérique et du flux optique 35
1.3.2.3. Limites du système visuel 37
1.3.3. Le système somatosensoriel 38
1.3.3.1. La mécanoréception cutanée 39

1.3.3.2. La proprioception et la kinesthésie 41
1.3.3.3. Limites du système somatosensoriel 43
1.3.4. Une intégration multisensorielle 43

1.4. Les principales théories 48
1.4.1. Théorie évolutionnaire de l'intoxication 48
1.4.2. Théories liées aux reflexes oculaires 49
1.4.3. Les conflits sensoriels 49
1.4.3.1. Théorie du conflit sensoriel 49
1.4.3.2. Le modèle interne 51
1.4.3.3. Théorie de la verticale subjective 52
1.4.4. Théorie de l'instabilité posturale 53
1.4.5. Vers une approche intégrative du mal des transports 54

1.5. Évaluations du mal des transports 57
1.5.1. Mesures subjectives 57
1.5.1.1. Évaluation rétrospective de la susceptibilité 57
1.5.1.2. Évaluation de l'intensité des symptômes 57
1.5.2. Mesures objectives 59
1.5.2.1. Quantification de la modulation de l'activité du système nerveux autonome 59
1.5.2.2. Autres mesures objectives 61

1.6. Réduire le mal des transports par l'apport d'informations sensorielles de mouvement 64
1.6.1. Apport d'informations de mouvement via la modalité visuelle 65
1.6.1.1. Informations visuelles de mouvement intégrées dans les contenus visuels consultés pendant le transport 65
1.6.1.2. Informations visuelles sur le mouvement en dehors des contenus visuels consultés pendant le transport 66
1.6.2. Apport d'informations de mouvements via la modalité haptique 68
1.6.2.1. Efficacité de signaux haptiques pour transmettre de l'information 68
1.6.2.2. Utilisation des signaux haptiques pour atténuer le mal des transports 69

2. CHAPITRE 2 68

2.1. Organisation générale 76

2.2. Méthodologies expérimentales 77
2.2.1. Méthodologie A : Rôle de la vision dans la susceptibilité au MS 78
2.2.1.1. Population 78
2.2.1.2. Procédure 79
2.2.1.3. Analyses statistiques 81
2.2.2. Méthodologie B : Apport d'informations de mouvement via la modalité visuelle 81
Étude 2 : Un simulateur de navigation pour évaluer l'efficacité de feedbacks sensoriels sur la naupathie en laboratoire 81
2.2.2.1. Population 81
2.2.2.2. Matériels 82
2.2.2.3. Procédures 83
2.2.2.4. Analyses statistiques 84
Étude 3 : Un feedback visual dynamique formant un plan d'horizon artificial pour prévenir la naupathie 85
2.2.2.1. Population 85
2.2.2.2. Dispositif utilisé 85
2.2.2.3. Procédure 86
2.2.2.4. Analyses statistiques 87
Étude 4 : Combinaison de l'obstruction partielle du champ de vision périphérique et d'un horizon artificiel sur la naupathie 88
2.2.2.1. Population 88
2.2.2.2. Dispositifs utilisés 88
2.2.2.3. Procédure 89

2.2.2.4. Analyses statistiques 90
2.2.3. Méthodologie C : Apport d'informations de mouvement via la modalité tactile et multimodalité. 91
Étude 5a : Feedback tactile : une ceinture pour réduire la naupathie 91
2.2.3.1. Population 91
2.2.3.2. Dispositifs utilisés 91
2.2.3.3. Matériels 92
2.2.3.4. Procédure 94
2.2.3.5. Analyses statistiques 95
Étude 5b : Approche multimodale : combinaison d'informations visuelles et tactiles pour réduire la naupathie 96
2.2.3.1. Population 96
2.2.3.2. Dispositifs utilisés 96
2.2.3.3. Procédure 96
2.2.3.4. Analyses statistiques 97
2.3. Synthèse des méthodologies expérimentales 97
3. CHAPITRE 3 93
3.1. Rôle de la vision dans le mal des transports 101
Étude 1 : Mal des transports et déficiences visuelles 101
3.1.1. Contextualisation 102
3.1.2. Objectifs et hypothèses 103
3.1.3. Rappels méthodologiques 103
3.1.4. Résultats 104
3.1.4.1. Propriétés psychométriques du MSSQ et comparaison intra groupe 104
3.1.4.2. Susceptibilité au MS en fonction du degré d'information visuelle disponible (hypothèse 1) 106
3.1.4.3. Susceptibilité au MS en fonction de la période de perte de vision totale (hypothèse 2) 106
3.1.5. Discussion 107
3.1.5.1. Susceptibilité au MS en fonction du degré d'information visuelle disponible 108
3.1.5.2. Susceptibilité au MS en fonction de la période de perte de vision totale 109
3.1.6. Limites et perspectives 111
3.1.7. Conclusion 111
3.1.8. Vers les prochaines études 112
3.2. Conception et évaluation d'un simulateur de navigation 113
Étude 2 : Un simulateur de navigation pour évaluer l'efficacité de feedbacks sensoriels sur la naupathie en laboratoire 113
3.2.1. Contextualisation 114
3.2.2. Objectifs et hypothèses 115
3.2.3. Conception du simulateur de navigation 116
3.2.4. Évaluation de la reproductibilité des oscillations 117
3.2.4.1. Matériels et Méthodes 117
3.2.4.2. Résultats 119
3.2.5. Évaluation de la pertinence du simulateur pour induire la naupathie 120
3.2.5.1. Rappels méthodologiques 120
3.2.5.2. Résultats 120
3.2.5.3. Discussion 123
3.2.6. Conclusion 125
3.2.7. Poursuite du développement du simulateur 125
3.3. Informations visuelles et réduction de la naupathie 127
Étude 3 : Apport d'un feedback visuel dynamique formant un plan d'horizon artificiel sur la naupathie 127

3.3.1. Contextualisation 128
3.3.2. Objectifs et hypothèses 129
3.3.3. Rappels méthodologiques 129
3.3.4. Résultats 129
3.3.4.1. Susceptibilité au MS de notre échantillon 129
3.3.4.2. Temps passé dans le simulateur 130
3.3.4.3. Intensité des symptômes et question sur la vidéo 131
3.3.4.4. Variables physiologiques 132
3.3.5. Discussion 133
3.3.5.1. Comparaison des deux conditions 133
3.3.5.2. Discussion méthodologique 134
3.3.5.3. Perspectives 136
3.3.6. Conclusion 136

Étude 4 : Combinaison de l'obstruction partielle du champ de vision périphérique et d'un horizon artificiel sur la naupathie 137
3.3.1. Contextualisation 139
3.3.2. Objectifs et hypothèses 139
3.3.3. Rappels méthodologiques 140
3.3.4. Résultats 140
3.3.4.1. Susceptibilité au MS de notre échantillon 140
3.3.4.2. Temps passé dans le simulateur 140
3.3.4.3. Intensité des symptômes et question sur la vidéo 141
3.3.4.4. Variables physiologiques 142
3.3.5. Discussion 143
3.3.5.1. Obstruction partielle de la vision périphérique 143
3.3.5.2. Obstruction partielle de la vision périphérique combinée à un horizon artificiel 144
3.3.6. Conclusion 146
3.3.7. Pour aller plus loin 147

3.4. Limites des études 3 et 4 148

3.5. Informations tactiles et réduction de la naupathie 150
3.5.1. Contextualisation 150

Étude 5a : Conception et évaluation d'un feedback tactile pour prévenir la naupathie 151
3.5.2. Objectifs et hypothèses 152
3.5.3. Conception du dispositif de feedback tactile 152
3.5.3.1. Composition du prototype 152
3.5.3.2. Codage de l'information 153
3.5.4. Évaluation de l'efficacité du feedback tactile sur la naupathie 155
3.5.4.1. Rappels méthodologiques 155
3.5.4.2. Résultats 155
3.5.4.3. Discussion 161
3.5.4.4. Conclusion 166

Étude 5b : Effet combiné instantané d'un feedback tactile et d'un feedback visuel sur la naupathie 167
3.5.5. Objectifs et hypothèses 168
3.5.6. Rappels méthodologiques 168
3.5.7. Résultats 169
3.5.7.1. Susceptibilité au MS de notre échantillon 169
3.5.7.2. Temps passé dans le simulateur 169
3.5.7.3. Intensité des symptômes 170
3.5.7.4. Variables physiologiques 171
3.5.7.5. Charges mentales et évaluation du dispositif 173
3.5.8. Discussion 174
3.5.8.1. Effet des feedbacks combinés 174
3.5.8.2. Évaluation des dispositifs 176
3.5.9. Conclusion 177

3.6. Limites de l'étude 5 a et b *177*

4. CHAPITRE 4 **171**

4.1. Contributions personnelles *179*
4.1.1. Effet d'un feedback unique 179
4.1.1.1. Réduction partielle du champ visuel périphérique versus apport d'une information sensorielle complémentaire 180
4.1.1.2. Facteurs explicatifs des différences d'efficacité observées entre les trois systèmes de feedback sensoriel 181
4.1.2. Effet de de la combinaison de stratégies 184
4.1.3. Conflit sensoriel, repondération sensorielle et instabilité posturale : un enchaînement causal ? 186
4.1.4. Multifactorialité et variabilité dans la réponse au mal des transports 188
4.1.5. Effet placebo : une influence potentielle à considérer 192

4.2. Principales limites méthodologiques communes aux études *193*

4.3. Perspectives de recherche complémentaires *196*

4.4. Conclusion générale *199*

RÉFÉRENCES **201**

ANNEXE 1 : Étude 1 **226**

ANNEXE 2 : Étude 2 **233**

ANNEXE 3 : Étude 3 **240**

ANNEXE 4 : Étude 4 **247**

ANNEXE 5 : Résumé com orale à l'ACAPS 2025 **255**

LISTES DES PRODUCTIONS SCIENTIFIQUES

Publications scientifiques liées à la thèse

de Thierry de Faletans, C., Watelain, E., & Duché, P. (2024). Motion sickness and visual impairment. *Brain Research Bulletin*, *217*, 111063. DOI :10.1016/j.brainresbull.2024.111063 (*annexe 1)*

de Thierry de Faletans, C., Misericordia, M., Vallier, J. M., Duché, P., & Watelain, E. (2025). Seasickness Simulator to Assess Anti-Motion Sickness Devices. *Aerospace Medicine and Human Performance*, *96*(3), 212-218. DOI : 10.3357/AMHP.6403.2025 (*annexe 2*)

de Thierry de Faletans, C., Misericordia, M., Vallier, J. M., Duché, P., & Watelain, E. (2024). Effects of dynamic visual feedback system on seasickness. *Applied Ergonomics*, *119*, 104318. DOI : 10.1016/j.apergo.2024.104318 (*annexe 3*)

de Thierry de Faletans, C., Misericordia, M., Vallier, J. M., Duche, P., & Watelain, E. (2024). Seasickness and partial peripheral vision obstruction with versus without an artificial horizon. *Displays*, *85*, 102851. DOI : 10.1016/j.displa.2024.102851 (*annexe 4*)

Communications orales

de Thierry de Faletans, C., Jeannin, R. (2022). Réduction du mal des transports par une contre-mesure visuelle. *7e colloque annuel GDR Vertige, Mal des transports : Intérêt clinique, réhabilitation, Nouvelles technologies et enjeux futurs, Marseille, (France).*

de Thierry de Faletans, C., Watelain, E., Duché P. (2025). Effet de la pratique d'activités physiques et sportives à différentes périodes de la vie sur la sensibilité au mal des transports. *21ème Congrès international de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Poitiers (France) (annexe 5).*

VULGARISATIONS SCIENTIFIQUES

Valorisation du travail de thèse

Ma thèse en 180 secondes (édition Toulon 2024) – 1er prix du jury et 1er prix du public
https://www.youtube.com/watch?v=bRSthZRSe64&t=24s

Interview pour un reportage TV diffusé lors des informations (France 3)
https://www.youtube.com/watch?v=9zeL6il7paE

Interview pour un reportage TV diffusé lors du 1245 (chaine M6)

Interview pour une chronique radio avec Aline Perraudin, journaliste et chroniqueuse pour RTL

Interview pour un article de magazine avec Nathalie Courret, rédactrice en chef adjointe de Santé Magazine

Interview pour une chronique radio avec Louise Toutée, journaliste et chroniqueuse pour Radio-Canada

LISTE DES FIGURES

Chapitre 1

Figure 1.1 : Représentation schématique des 3 axes de translations et des 3 axes de rotations possibles d'un bateau en mouvement. 13
Figure 1.2 : Classification du mal du mouvement dans les mondes réels et virtuels (inspiré de Rahimzadeh et al., 2023). 15
Figure 1.3. : Schéma de progression du cadre théorique. 19
Figure 1.4 : Prédiction de l'évolution de l'intensité de mal des transports en fonction de l'âge et du sexe en fréquence (Bos et al., 2007). 21
Figure 1.5 : Représentation tridimensionnelle du modèle d'incidence du mal des transports (Motion Sickness Incidence) en fonction de la fréquence des oscillations et de l'accélération pour des expositions de 2 h à un mouvement sinusoïdal vertical (McCauley et al., 1976). 25
Figure 1.6 : Schéma de progression du cadre théorique. 27
Figure 1.7 : Anatomie du système vestibulaire (Purves et al., 2018 ; Chapitre 14, p306). 29
Figure 1.8 : Illustration de l'organisation des organes otolithiques. 30
Figure 1.9 : Illustration de l'organisation des canaux semi-circulaires. 31
Figure 1.10 : Illustration du déplacement de la membrane otolithique de l'utricule lors d'une inclinaison de la tête vers l'avant ou vers l'arrière (images du haut) et lors d'une accélération transitoire vers l'avant ou vers l'arrière (images du bas). 32
Figure 1.11 : Illustration schématique d'une stimulation de couplage croisée. 34
Figure 1.12 : Illustration de la détection de la distance de deux objets en fonction du flux optique généré par un déplacement dans l'environnement. 37
Figure 1.13 : Illustration des motifs visuels utilisés dans les simulateurs optocinétiques pour induire des sensations de vection (Lucas, 2021). 38
Figure 1.14 : Résolution spatiale à différentes parties du corps et seuil de détection des vibrations. 40
Figure 1.15. : Illustration de l'intégration multisensorielle dans la perception du mouvement. 45
Figure 1.16 : Schéma de progression du cadre théorique. 47
Figure 1.17 : Schéma des différents modules sensoriels (vestibulaires, visuels et proprioceptives) contribuant à la perception du mouvement et de la position du corps dans l'espace, à l'origine des informations conflictuelles provoquant le mal des transports (Bertolini & Straumann, 2016). 50
Figure 1.18 : Modèle des mécanismes neuronaux responsables du MS d'après la théorie de l'inadéquation neuronale. 51
Figure 1.19 : Schéma de progression du cadre théorique. 56
Figure 1.20 : Schéma de progression du cadre théorique. 63
Figure 1.21 : Synthèse des approches de feedbacks sensorielles explorées pour réduire le mal des transports. 73
Figure 1.22 : Schéma du cadre théorique 74

Chapitre 2

Figure 2.1. : Répartition des sujets dans les différents sous-groupes en fonction de leur déficience visuelle. 79
Figure 2.2 : Photographies du simulateur de navigation, avec une vue intérieure du sujet en position. 83
Figure 2.3 : Déroulement général de l'étude 2 84
Figure 2.4 : Photographies et schéma du fonctionnement des Boarding Lights (de Thierry de Faletans et al., 2024). 86
Figure 2.5 : Déroulement général de l'étude 3 87
Figure 2.6 : Illustration des lunettes utilisées (de Thierry de Faletans et al., 2024b). 89
Figure 2.7 : Déroulement général de l'étude 4 90
Figure 2.8 : Déroulement général de l'étude 5a 95
Figure 2.9 : Évolution de la fréquence d'oscillation (en Hz) du simulateur de déplacement en bateau au cours d'une session de 20 min. 95
Figure 2.10 : Déroulement général de l'étude 5b 97
Figure 2.11 : Organisation générale de la thèse. 99

Chapitre 3

Figure 3.1 : Relation MSSQ – âge et MSSQ – sexe chez les sujets voyants (orange) et malvoyants (violets). 105
Figure 3.2 : Moyennes et barres d'erreur des IC à 95 % pour les scores MSSQ (graphique A), MSA (graphique B) et MSB (graphique C), en fonction des groupes. 106
Figure 3.3 : Graphiques avec la médiane et les quartiles 1 et 3 pour les scores MSSQ (graphique A), MSA (graphique B) et MSB (graphique C), en fonction des groupes. 107
Figure 3.4 : Illustrations des 3 types de simulateurs utilisés en laboratoire pour induire le MS. 115
Figure 3.5 : Schéma du simulateur de navigation. 117
Figure 3.6 : Représentation 3D des positions de tangage du simulateur de navigation mesurées par Motion Capture. 118
Figure 3.7 : Moyenne et écart-type de la position du point arrière central de la cabine du bateau dans l'espace tridimensionnel exprimés en pourcentage du cycle d'oscillation (12 cycles). 119
Figure 3.8 : Scores bruts du MSSQ (axe des abscisses) et percentiles des scores de susceptibilité (axe des ordonnées). 121
Figure 3.9 : Corrélation positive entre l'EVA moyenne (axe x) et les scores bruts du MSSQ (axe y), $r = 0,793$, $p < 0,001$. 122
Figure 3.10 : Photographies du simulateur de navigation motorisé. 126
Figure 3.11 : Temps passé dans le simulateur et évolution du pourcentage d'abandon de la simulation avant la fin dans les 2 conditions. 130
Figure 3.12 : Moyenne et écart-type du score sur l'échelle visuelle analogique (VAS en anglais ; 0 à 10) par symptôme selon les conditions. 131
Figure 3.13 : Moyenne et écart-type des mesures de température (graphique A) et de fréquence cardiaque (graphique B), en fonction de la condition. 133
Figure 3.14 : Temps passé dans le simulateur et évolution du pourcentage d'abandon de la simulation avant la fin dans les 3 conditions. 141
Figure 3.15 : Moyenne et écart-type du score sur l'échelle visuelle analogique (VAS en anglais ; 0 à 10) par symptôme selon les conditions. 142
Figure 3.16 : Moyenne et écart-type des mesures de la température (graphique A) et de la fréquence cardiaque (graphique B), en fonction de la condition. 143

Figure 3.17 : Photographies du prototype de ceinture vibrante _____ 153
Figure 3.18 : Illustration schématique de la position, de la numérotation et de l'activation des vibrateurs pour des mouvements : de tangage (panel A), de roulis (panel B) et de soulèvement (panel C). _____ 154
Figure 3.19 : Score MSAQ et pourcentage d'abandon de la simulation dans les conditions contrôle et tactile. _____ 156
Figure 3.20 : Évolution des scores de MISC pour la condition contrôle et la condition tactile. _____ 158
Figure 3.21 : Évolution de la conductance cutanée (graphique A), de la température (graphique B) et de la fréquence cardiaque (graphique C) dans les deux conditions (contrôle en vert et tactile en rouge) au cours des 3 périodes de mesures. _____ 159
Figure 3.22 : Moyenne des paramètres de VFC pour les 3 périodes de mesures dans les 2 conditions (contrôle en vert et tactile en rouge). _____ 160
Figure 3.23 : Moyenne des scores obtenus au 6 échelles de l'UEQ concernant l'avis des sujets sur le système de feedback tactile. _____ 161
Figure 3.24 : Score MSAQ et pourcentage d'abandon de la simulation dans les conditions tactile et combinée. _____ 169
Figure 3.25 : Évolution des scores de MISC pour la condition combinée et la condition tactile. _____ 171
Figure 3.26 : Évolution de la conductance cutanée (graphique A), de la température (graphique B) et de la fréquence cardiaque (graphique C) dans les deux conditions (combinée en bleu et tactile en rouge) au cours des 3 périodes de mesures. _____ 172
Figure 3.27 : Moyenne des paramètres de VFC pour les 3 périodes de mesures dans les 2 conditions (combinée en bleu et tactile en rouge). _____ 173
Figure 3.28 : Moyenne des scores obtenus au 6 échelles de l'UEQ concernant l'avis des sujets sur les systèmes de feedback tactile et visuel. _____ 174

Chapitre 4

Figure 4.1 : Approche macroscopique des mécanismes impliqués dans le mal des transports. _____ 187
Figure 4.2 : Modèle intégratif des mécanismes impliqués dans le mal des transports, mettant en évidence la part des différentes théories explicatives du MS. _____ 192
Figure 4.3 : Places des principales perspectives de ce travail au sein du modèle intégratif des mécanismes impliqués dans le mal des transports proposé. _____ 198

LISTES DES TABLEAUX

Chapitre 1

Tableau 1.1: Illustrations des 6 types de conflits sensoriels pouvant provoquer le mal des transports (Benson, 2002; Reason & Brand, 1975). _____ 50

Chapitre 3

Tableau 3.1 : Valeurs moyennes et écarts types des scores MSA, MSB et MSSQ pour chaque groupe.__ 105
Tableau 3.2 : Résultats des variations de position, d'amplitude et des ICC sur les trois axes (moyenne ± sd). _____ 120
Tableau 3.3 : Matrice de corrélation entre les scores au MSSQ et les variables de l'étude. _____ 122
Tableau 3.4 : Distribution du nombre (pourcentage) de sujets dans les 2 conditions qui ont terminé la simulation de 10 minutes ou se sont arrêtés avant la fin parce qu'ils rapportaient des symptômes correspondant aux critères d'arrêt de la simulation._____ 132
Tableau 3.5 : Distribution du nombre (pourcentage) de sujets dans les 3 conditions qui ont terminé la simulation de 10 minutes ou se sont arrêtés avant la fin parce qu'ils rapportaient des symptômes correspondant aux critères d'arrêt de la simulation._____ 142
Tableau 3.6 : Moyenne et écart types des sous-scores du MSAQ pour les conditions contrôle et tactile. 157
Tableau 3.7 : Moyenne et écart types des sous-scores du MSAQ pour les conditions combinée et tactile. _____ 170

Chapitre 4

Tableau 4.1. Résumé des principales différences entre les feedbacks testés dans cette thèse. _____ 183

LISTES DES FORMULES

Chapitre 2

Formules 2.1, 2.2 & 2.3 : Formule de Golding (2006) utilisée pour le calcul de sous scores MSA et MSB et des percentiles du MSSQ. _____ 80
Formules 2.4.& 2.5 : Utilisées pour le calcul du MSAQ et des 4 sous dimensions issues de Gianaros et al., 2001._____ 93

ABRÉVIATIONS

Classées par ordre alphabétique

Abréviation	Définition
ANOVA	Analyse de Variance
bpm	Battements par minute
CV	Coefficient de Variation
ET	Écart-Type (SD : Standard Deviation)
EVA	Échelle Visuelle Analogique
FC	Fréquence Cardiaque
HF	High Frequency (puissance du signal de VFC dans les hautes fréquences)
IC	Intervalle de Confiance
ICC	Intraclass Correlation Coefficient
IMC	Indice de Masse Corporelle
IMU	Inertial Measurment Unit
ISI	Inter Stimulus Interval
LED	Diodes ÉlectroLuminescentes
LF	Low Frequency (puissance du signal de VFC dans les basses fréquences)
MISC	MIsery SCale
MS	Motion Sickness (Mal des transports)
MSAQ	Motion Sickness Assessment Questionnaire
MSI	Motion Sickness Incidence
MSSQ	Motion Sickness Susceptibility Questionnaire
pNN	Proportion of NN intervals (proportion de intervalles NN supérieurs à 50 ms)
ROC	Reflexe OptoCinétique
RMSSD	Root Mean Square of Successive Differences (Racine carrée de la moyenne des carrés des différences entre intervalles RR successifs)
RVC	Reflexe Vestibulo Cervicale
RVO	Reflexe Vestibulo Oculaire
RVS	Reflexe Vestibulo Spinale
SC	Skin Conductance (conductance cutanée)
SDNN	Standard Deviation of NN intervals (Écart-type des intervalles RR normaux)
SNC	Système Nerveux Central
ST	Skin Temperature (température cutanée)
VFC	Variabilité de la Fréquence Cardiaque
VIMS	Visually Induced Motion Sickness (Mal des transports induit visuellement)
VR	Réalité Virtuelle

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Le mal des transports (MS de l'anglais Motion Sickness), ou cinétose, désigne un ensemble de troubles survenant lors d'un déplacement passif de l'individu dans son environnement. Ce déplacement peut être réel (voiture, bateau, manège ou simulateur mobile) ou virtuel (environnements optocinétiques ou de Réalité Virtuelle (VR)). Il s'agit d'un problème de santé publique important. Dans une étude récente menée par Schmidt *et al.* (2020) impliquant plus de 4 470 participants répartis sur cinq pays, 59 % des participants ont déjà souffert de MS au cours de leur vie. Cette prévalence varie en fonction du mode de transport utilisé, allant de 27 % pour le train à 62 % pour les voyages en bateau, ce dernier représentant l'un des environnements les plus cinétogènes.

Lors d'une exposition à un mouvement, la perception de celui-ci repose sur une intégration multisensorielle impliquant principalement les systèmes visuel, vestibulaire et somatosensoriel. Une organisation cohérente de ces informations est essentielle au maintien de l'équilibre que l'on soit debout ou assis. En revanche, un décalage entre ces modalités est responsable de conflits sensoriels, entraînant une cascade de réponses neurovégétatives (nausées, pâleur, sudation), oculomotrices (vertiges) et cognitives (désorientation, fatigue, somnolence) (Reason & Brand, 1975). Le MS est particulièrement fréquent lors de mouvements impliquant des oscillations à basse fréquence (entre 0,1 et 0,3 Hz ; Lawther & Griffin, 1987, 1988), qui correspondent à celles des oscillations naturelles du corps. À ces fréquences, les mouvements passifs perturberaient les mécanismes de régulation posturale et contribueraient à l'apparition des symptômes (Riccio & Stoffregen, 1991).

Outre le désagrément, le MS constitue une véritable contrainte impactant la qualité de vie et limitant les activités de loisirs, les voyages, mais aussi l'accès à certains environnements professionnels. Il est particulièrement problématique pour les professionnels exposés à des déplacements en milieu instable, comme les marins, techniciens embarqués ou militaires. Il impacte la sécurité, l'efficacité au travail et les performances cognitives, en réduisant la motivation, la vigilance et la capacité à exécuter des tâches complexes (Bos *et al.*, 2008; Matsangas *et al.*, 2014). Dans des contextes tels que les interventions techniques en mer ou les missions à bord de navires, le MS peut compromettre l'efficacité opérationnelle voire la sécurité des personnels.

Les solutions pharmacologiques actuellement disponibles (antihistaminiques, anticholinergiques) montrent une efficacité au prix d'effets secondaires sédatifs, ce qui les rend peu compatibles avec la réalisation d'activités pendant les trajets. Plusieurs dispositifs non pharmacologiques ont également été développés, mais aucun ne permet une prévention ou une élimination complète des symptômes pour l'ensemble des individus.

Face à ces limites, des recherches récentes s'orientent vers des stratégies innovantes non-médicamenteuses, notamment par l'apport d'indices sensoriels cohérents avec les mouvements subis, qui visent à renforcer la cohérence perceptive du mouvement et à réduire les conflits sensoriels. Ces repères, visuels ou haptiques, ouvrent de nouvelles perspectives pour lutter contre le MS.

Dans ce contexte, la présente thèse s'inscrit dans un partenariat, impulsé par le dispositif RUE[1], entre le laboratoire Jeunesse – Activité Physique Sportive – Santé (J-AP2S) de l'Université de Toulon et l'entreprise varoise Boarding Ring[2], spécialisée dans la conception de solutions non médicamenteuses contre le MS. L'objectif principal de ce travail était d'évaluer l'efficacité de différents feedback sensoriels seuls ou combiné, qui puissent être utilisés à la fois lors de déplacements de loisir et de travail, sur l'atténuation du MS induit par un mouvement physique réel. Ces feedbacks fournissent des indices sensoriels supplémentaires, synchronisés en temps réel avec les mouvements subits, afin de renforcer la congruence sensorielle, en particulier dans les contextes où les repères visuels externes sont absents (ex. : espaces fermés d'un navire) ou lorsque le regard est orienté vers l'intérieur du véhicule (ex : situation de travail sur ordinateur). Ils sont délivrés en dehors des contenus visuels classiques (tablettes, smartphones, etc.), afin de minimiser les interférences avec les activités des passagers (travail, lecture, etc.).

Sur la base des données issues de la littérature, plusieurs feedbacks ont été conçus ou testés et cinq grandes questions de recherche ont guidé ce travail :

1) La vision joue-t-elle un rôle central ou partiel dans la genèse du MS ? (Étude 1)
2) Un horizon artificiel asservi aux mouvements du véhicule, présenté en périphérie du champ de vision, peut-il réduire l'intensité du mal de mer ? (Étude 3)

[1] Dispositif de rapprochement entre laboratoires et entreprises qui vise à favoriser l'innovation et le développement des PME, PMI, TPS et Start-up de la Région Sud grâce à la mise en place de collaborations avec les laboratoires publics (https://rechercheetavenir.eu/dispositif-rue/).
[2] Boarding Ring SAS, 661 Chemin de Chateauvallon, 83190 Ollioules ; glasses@boardingring.com

3) La combinaison de deux approches visuelles, un horizon artificiel et la réduction partielle du champ de vision périphérique, renforce-t-elle la réduction du mal de mer ? (Étude 4)
4) L'apport d'informations tactiles synchronisées en temps réel avec le mouvement réduit-il les symptômes du mal de mer ? (Étude 5a)
5) La combinaison d'indices multisensoriels (visuels et tactiles) est-elle plus efficace que l'usage d'une seule modalité pour réduire les symptômes du mal de mer ? (Étude 5b)

Afin de répondre à ces questions dans des conditions sécurisées, contrôlées et reproductibles, un simulateur de navigation embarqué a été spécialement conçu dans le cadre de cette recherche, et constitue l'un des apports méthodologiques centraux de la thèse (Étude 2).

En définitive, cette thèse s'inscrit dans une démarche d'innovation technologique au service du confort des usagers lors de leurs déplacements, en répondant à une problématique à la fois scientifique, technique et sociétale. Elle ambitionne de contribuer à une meilleure prise en charge du MS, en facilitant l'accès à la mobilité pour un plus large public, dans des contextes variés tout en ayant une contribution fondamentale à la compréhension des mécanismes sous-jacents du MS.

CHAPITRE 1

CADRE THÉORIQUE

Le saviez-vous ? *Même les poissons rouges peuvent avoir le mal du transport lorsqu'on les déplace en voiture ou en bateau !* 🐠

1.1. Le mal des transports : un mal du mouvement

1.1.1. Historique

Depuis toujours, l'être humain est confronté au mal des transports (Motion Sickness en anglais, MS). Déjà dans l'Antiquité, les Grecs et les Romains ont décrit les déclencheurs, les facteurs de susceptibilité, les symptômes, ainsi que les mesures préventives et thérapeutiques pour y faire face (Huppert *et al.*, 2017). Dès 800 av. J.-C., les marins avaient identifié les mouvements du corps causés par la houle comme des stimuli critiques. Les symptômes rapportés allaient de la perte de maîtrise de soi aux vomissements, en passant par l'apathie, l'incapacité à maintenir une conversation, les vertiges, la nausée et l'évanouissement. À cette époque, les connaissances médicales étaient limitées et largement influencées par les peurs et les superstitions mais on remarqua rapidement que les marins expérimentés étaient moins sujets au mal de mer (ou naupathie dans son terme scientifique), et que certaines pratiques, comme fixer le rivage, suivre des régimes spécifiques, ou utiliser des plantes médicinales, pouvaient atténuer les symptômes (Huppert *et al.*, 2017).

En Chine Antique, des formes spécifiques de MS furent également décrites, comme le « mal de la charrette » ou celui lié aux déplacements en chaises à porteurs appelé « mal de la litière ». Des traitements singuliers, tels que boire de l'urine de jeunes garçons ou du sirop de sable blanc, étaient également documentés (Brandt *et al.*, 2016).

Au cours de l'histoire, de célèbres batailles ont également fait du MS un enjeu stratégique majeur pour l'armée et la défense des nations. Nous pouvons par exemple citer le débarquement lors de la Seconde Guerre mondiale, où de nombreux soldats souffrirent de naupathie, impactant leur efficacité et, par la même, la réussite des opérations militaires (Nieuwenhuijsen, 1958).

1.1.2. Définition

> *« … trouble fonctionnel de l'individu intact et en bonne santé. Il survient en l'absence de tout agent pathogène ou de toute lésion structurelle de l'organisme…* » (Reason & Brand, 1975, p. 28)

Le MS est une réponse normale et universelle d'un individu en bonne santé face à des mouvements inhabituels, qu'ils soient réels ou apparents (Benson, 2002). Scientifiquement on parle de cinétoses, du grec « kinetikos », signifiant « mettre en mouvement ». Face à la « *la bonne qualité et la bonne quantité de mouvement provocateur* » toute personne en bonne santé peut être sujette au MS (Reason & Brand, 1975). Ainsi, le MS n'est pas une maladie à proprement parler, mais une manifestation de symptômes autonomes causés par des informations sensorielles incohérentes lors d'une exposition à différentes combinaisons de mouvement passif dans l'un des trois axes de translation [cavalement (axe x), embardée (axe y) ou pilonnement (axe z)] ou l'un des trois axes de rotation [roulis (axe rx), tangage (axe ry) et lacet (axe rz)] *(Fig. 1.1)*. L'être humain n'est pas le seul animal à être sujet au MS, de nombreux mammifères, tels que les souris, les singes, les chats et les chiens, peuvent également présenter des symptômes du MS lors d'expositions à des mouvements provocateurs (Stott, 1986; Wei *et al.*, 2011; Wilpizeski *et al.*, 1985).

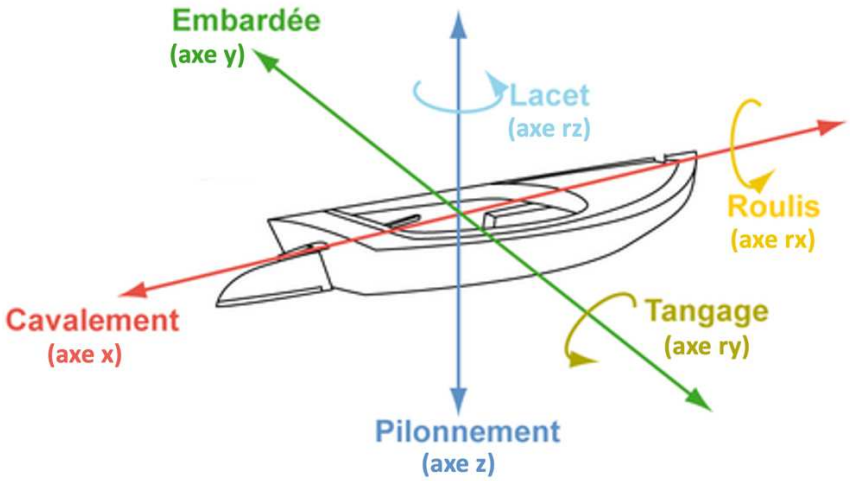


Figure 1.1 : Représentation schématique des 3 axes de translations et des 3 axes de rotations possibles d'un bateau en mouvement.

1.1.3. Les types de cinétoses

On distingue deux grandes catégories de MS *(Fig. 1.2)*. La première regroupe le MS survenant dans des environnements impliquant des mouvements physiques réels, comme les déplacements dans un véhicule (voiture, bus, bateau, avion, train ou encore dans l'espace) ou lors d'activités de loisirs (montagnes russes ou manèges) (Förstberg *et al.*, 1998; Khalid *et al.*, 2023; Lawther & Griffin, 1988a; Turner & Griffin, 1999a, 2000).

Dans la seconde catégorie, appelée en anglais *Visually Induced Motion Sickness* (VIMS), aucun mouvement physique réel n'est impliqué, la seule perception d'un mouvement induit visuellement suffit à provoquer des symptômes via une sensation d'auto-mouvement appelée vection. Ce mouvement illusoire induit par la stimulation visuelle n'est pas accompagné d'une stimulation correspondante des systèmes vestibulaire et somatosensoriel, qui renseignent habituellement sur la position et les mouvements réels du corps (Keshavarz *et al.*, 2014). Le VIMS peut être observé lors de l'utilisation de casques de réalité virtuelle (VR), d'écrans à large champ de vision ou de simulateur de conduite (Keshavarz *et al.*, 2014). Selon le type d'environnement provoquant le VIMS, on parle de *cybersickness* ou de *mal du simulateur.* Dans le cas d'un simulateur à base mobile, le MS résulte d'une combinaison de mouvements induits visuellement et physiquement.

L'existence du VIMS montre que le MS n'est pas uniquement la conséquence de mouvements physiques réels, mais résulte d'une intégration inadéquate des différents stimuli de mouvement au niveau du système nerveux central (SNC). Ainsi, il est provoqué par : la présence d'un mouvement inattendu dans le cas du MS (causé par un mouvement physique) ou par l'absence d'un mouvement attendu dans le cas du VIMS (causé par un mouvement visuel).

En laboratoire, des simulateurs optocinétiques *(cf. 1.3.2.3)* ou des casques de VR sont utilisés pour induire le VIMS alors que des chaises rotatives ou l'induction d'accélérations verticales et/ou horizontales servent à reproduire le MS provoqué par des mouvements physiques réels.

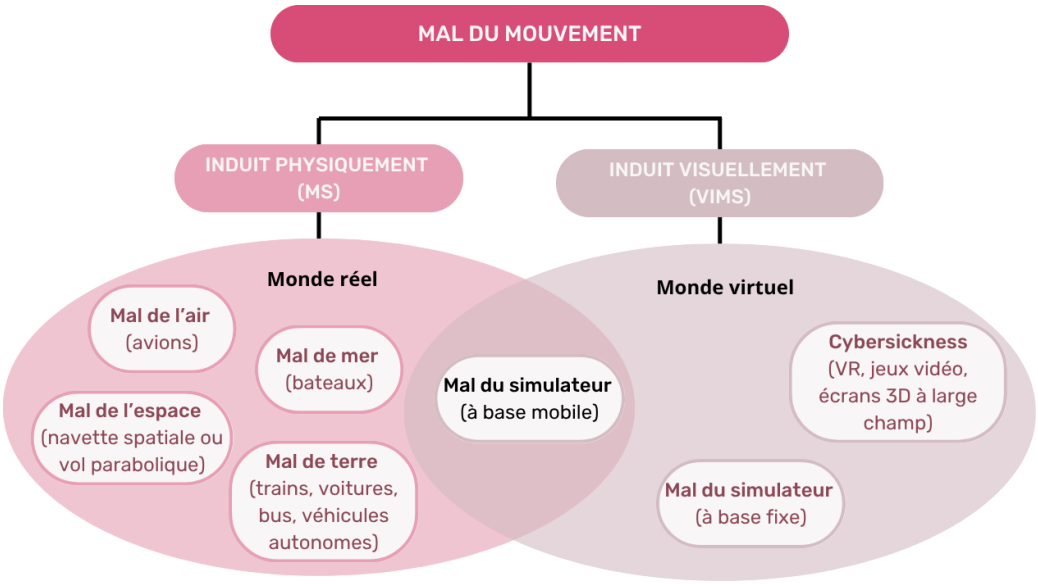


Figure 1.2: Classification du mal du mouvement dans les mondes réels et virtuels (inspiré de Rahimzadeh et al., 2023).

1.1.4. Symptômes

Le MS se caractérise par des symptômes subjectifs variés, de gravités différentes et généralement non observables. Les symptômes les plus courants incluent la nausée et les vomissements, ainsi qu'une augmentation de l'activité autonome caractérisée par une pâleur du visage, des sueurs froides, et des changements de température corporelle (Benson, 2002). On retrouve également le plus souvent un inconfort général, des maux de tête, des vertiges ou une augmentation de la salivation (Lackner, 2014). De plus, le MS se caractérise par une sensation de fatigue, de somnolence, des difficultés de concentration, une apathie, des changements d'humeur, une irritabilité et une baisse des performances, regroupés sous l'appellation de *Syndrome de Sopite* (Matsangas & McCauley, 2014a). Le bâillement peut également être un marqueur comportemental du début du syndrome de Sopite (Matsangas & McCauley, 2014b).

Pour standardiser l'évaluation du MS, un groupement international d'experts a proposé des critères simplifiés pour le diagnostic (Cha *et al.*, 2021). Ils ont ainsi défini un épisode de MS comme « *une réponse indésirable au mouvement, observable par des signes ou des symptômes d'une gravité supérieure au minimum, dans au moins une des catégories suivantes : (i) nausées et/ou troubles gastro-intestinaux ; (ii) perturbation de la thermorégulation ; (iii) altérations de l'éveil ; (iv) étourdissements et/ou vertiges ; (v) maux de tête et/ou tension oculaire*. » Ces signes doivent apparaître lors de l'exposition au mouvement, s'intensifier si l'exposition se poursuit, et disparaître lorsque le mouvement prend fin. Généralement, les symptômes s'estompent rapidement après l'arrêt de l'exposition (Leung, 2011). Cependant, le

syndrome de Sopite, souvent lié à une intensité faible de MS, présente une évolution temporelle différente : apparaissant avant la nausée et pouvant persister plusieurs heures après l'exposition au mouvement (Matsangas & McCauley, 2014a).

Dans la sphère privée, le MS a un impact négatif sur les loisirs et la qualité de vie (Henriques *et al.,* 2014; Huppert *et al.*, 2019). Ces effets négatifs se répercutent également sur les situations professionnelles, comme chez les marins professionnels (militaire ou marine marchande) ou « occasionnels » (ex : sur les bateaux de croisière ou ingénieurs / techniciens « terriens » dans l'industrie éolienne offshore), entraînant des conséquences significatives sur la sécurité et les performances au travail (Matsangas & McCauley, 2014b). Le MS joue sur la motivation, la vigilance et diminue les performances, notamment pour des tâches complexes nécessitant une attention soutenue (Bos *et al.*, 2008). Par exemple, Nesbitt *et al.*, (2017) ont mis en avant une corrélation entre l'augmentation du temps de réaction des sujets et l'augmentation du score de nausée après une exposition à une expérience de montagnes russes en VR. De même, Colwell, a questionné l'équipage de sept navires de l'OTAN pendant deux semaines d'exercices de combat hivernaux dans l'Atlantique Nord. Plus de 1000 individus ont répondu une à deux fois par jour à un questionnaire évaluant les effets des mouvements des navires sur la fatigue, le MS et l'exécution des tâches navales. Les résultats ont révélé une forte corrélation entre le MS et des baisses de performance, tant dans les tâches physiques que cognitives. Colwell a montré en particulier qu'un niveau faible à modéré de MS pouvait nuire à l'efficacité opérationnelle, affectant l'exécution des tâches physiques et provoquant l'abandon de certaines tâches cognitives (Colwell, 2000a, 2000b).

1.1.5. Mesures préventives et thérapeutiques classiques

1.1.5.1. Recommandations comportementales et nutritionnelles

Il est recommandé aux individus souffrant du MS de s'asseoir dans les zones où les mouvements sont minimisés (en bas dans les trains, au centre dans les bateaux, ou au niveau des ailes dans les avions ; Shupak & Gordon, 2006). Il est également conseillé de choisir un siège placé dans le sens de la route, avec appui-tête (Bittner & Guignard, 1985; Bohrmann & Bengler, 2020; Keshavarz *et al.*, 2017) et de maintenir un alignement volontaire de la tête et du tronc dans la direction du mouvement (Golding *et al.*, 2003; Wada *et al.*, 2012). Une bonne visibilité de l'extérieur du véhicule est bénéfique (Bittner & Guignard, 1985; Bos *et al.*, 2005; Brietzke *et al.*, 2021; Rolnick & Bles, 1989; Turner & Griffin, 1999b) et il est préférable

d'éviter les activités nécessitant de détourner le regard de l'extérieur (ex : livres ou écrans) (Brainard & Gresham, 2014). Enfin, il est conseillé de fermer les yeux si aucune vue de l'horizon n'est possible (Ishak *et al.*, 2018).

Un régime alimentaire inadéquat, comme un repas riche en graisses avant un vol, peut aggraver les symptômes (Lindseth & Lindseth, 1995). À l'inverse, certaines approches nutritionnelles montrent des effets préventifs. Le gingembre, traditionnellement reconnu pour ses propriétés antiémétiques (Nikkhah Bodagh *et al.,* 2019) favorise la régulation du métabolisme glucidique, la maîtrise de l'oxydation des acides gras, et la diminution de la libération d'histamine et d'acétylcholine (Zhong *et al.*, 2022) permettant ainsi de réduire la tachygastrie, ainsi que l'intensité et la latence des nausées lors d'une exposition à un tambour optocinétique (Lien *et al.*, 2003). Toutefois, d'autres travaux n'ont pas confirmé son efficacité (Weimer *et al.*, 2012). La vitamine C a également été associée à une réduction des symptômes par rapport au groupe placebo, lors d'une exposition à des vagues artificielles dans un radeau de survie (Jarisch *et al.*, 2014). Son effet serait lié à la réduction de la libération d'histamine. Enfin, d'autres substances, comme le menthol pourraient aussi être bénéfiques, bien que des validations supplémentaires soient nécessaires (Rahimzadeh *et al.*, 2023).

1.1.5.2. Techniques de relaxation et de distractions

Les techniques de relaxation limitent la focalisation sur l'inconfort et favorisent l'activation du système nerveux parasympathique. Par exemple, les respirations lentes et profondes stabilisent l'activité du système nerveux autonome et aident à atténuer les réactions physiologiques liées aux nausées (Russell *et al.*, 2014; Sang *et al.*, 2003; Stromberg *et al.*, 2015). De même, l'écoute de musiques agréables a permis de réduire les symptômes du VIMS (Keshavarz & Hecht, 2014; Peck *et al.*, 2020) et d'allonger le délai d'apparition des nausées lors d'une stimulation de Coriolis (Sang *et al.*, 2003). D'autres approches comme l'acupression (Liu *et al.*, 2020), la mastication de chewing-gum (Kaufeld *et al.*, 2022), l'air frais (D'Amour *et al.*, 2017), les odeurs agréables (Keshavarz, *et al.*, 2015), ou encore la distraction mentale (Bos, 2015) ont pu montrer un effet bénéfique. Ces résultats ne sont toutefois pas systématiques, par exemple, Bruce *et al.* (1990) n'ont pas mis en évidence d'effet des bracelets d'acupression lors de mouvements de Coriolis, et Paillard *et al.* (2014) n'ont observé aucun effet des odeurs (agréables ou désagréables) sur les symptômes de MS lors de rotation hors de l'axe vertical.

1.1.5.1. Approches pharmacologiques

L'acétylcholine et l'histamine étant des neurotransmetteurs impliqués dans plusieurs fonctions du système nerveux (activation du système sympathique, régulation des hormones de stress et de la réponse vestibulaire, activation des structures du tronc cérébral responsables des nausées et vomissement ; Huang *et al.*, 2011; Takeda *et al.*, 2001), ils sont la cible principale des traitements pharmacologiques couramment utilisés pour atténuer les symptômes du MS (Rahimzadeh *et al.*, 2023). Les antihistaminiques (ex : prométhazine) bloquent les récepteurs histaminergiques et/ou inhibent la synthèse de l'histamine, limitant ainsi les nausées et vertiges liés au MS (Gutner *et al.*, 1951; Huang *et al.,* 2011; Wibble *et al.,* 2020). Les antimuscariniques (ex : scopolamine), quant à eux, bloquent les récepteurs sensibles à l'acétylcholine au niveau vestibulaire, hippocampique et dans les centres du vomissement (Spinks & Wasiak, 2011).

Malgré leur efficacité sur les symptômes, ces médicaments doivent être administrés avant l'exposition au mouvement, comportent un risque de surdosage et présentent des effets secondaires fréquents, tels que la somnolence, les vertiges, la bouche sèche et des troubles de la concentration (Koch *et al.*, 2018). Par exemple, Hindmarch *et al.* (1999) ont observé que la prométhazine induisait un effet sédatif et altérait les performances cognitives.

Nonobstant une certaine efficacité de ces approches concernant la réduction des symptômes du MS, celles-ci présentent plusieurs limites. Les méthodes comportementales, de relaxation et nutritionnelles offrent des solutions préventives naturelles mais bien souvent insuffisantes, notamment en cas de fortes expositions, et manquent de validations scientifiques. Les traitements pharmacologiques s'avèrent efficaces mais provoquent des effets secondaires qui en restreignent l'usage prolongé. Ces constats mettent en évidence la nécessité d'explorer de nouvelles approches, en particulier celles visant à améliorer la perception du mouvement subi, afin de proposer des solutions alternatives pour prévenir et atténuer plus efficacement le MS.

RESUMÉ *(Fig. 1.3)*

- Le mal des transports résulte d'une adaptation inappropriée à un environnement en mouvement.
- Il peut être provoqué par un mouvement physique réel ou par l'illusion de mouvement induite par une stimulation visuelle.
- Ses symptômes regroupent la nausée, la transpiration, les vomissements, les maux de tête, etc. et incluent également des symptômes neuro-cognitifs regroupés sous le terme de « Syndrome de Sopite ».
- Ces symptômes peuvent altérer les performances des individus dans l'exécution de leurs tâches, réduisant ainsi leur efficacité et leur motivation tant dans les loisirs qu'au travail.
- Certaines approches comportementales ou pharmacologiques permettent de limiter les symptômes, mais leur efficacité reste limitée et/ou elles induisent des effets secondaires indésirables.

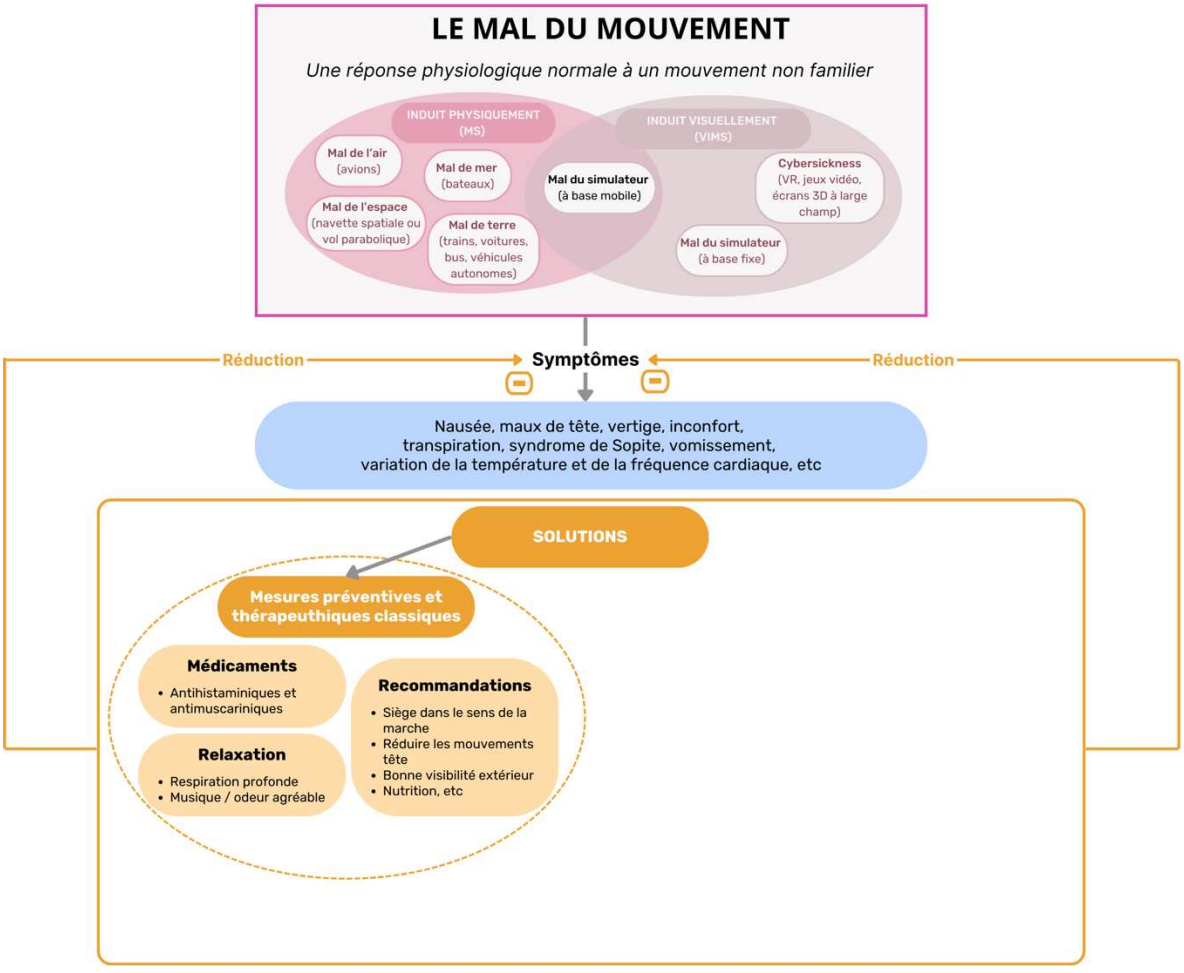


Figure 1.3. : Schéma de progression du cadre théorique.

1.2. Les facteurs impactant la susceptibilité

L'incidence du MS dépend d'une combinaison de facteurs individuels et environnementaux. Connaître ces facteurs permet de mieux comprendre les mécanismes sous-jacents impliqué dans le MS. Les principaux sont présentés dans la section suivante.

1.2.1. Facteurs individuels

Dans des situations similaires, l'expérience du MS varie d'un individu à l'autre. Ces différences interindividuelles reposent sur un ensemble de caractéristiques propres à chaque individu (voir Mittelstaedt, 2020 pour une revue globale).

1.2.1.1. Le sexe

Les femmes sont souvent décrites comme plus sensibles au MS que les hommes (Bos *et al.*, 2007; Grunfeld & Gresty, 1998; Paillard *et al.*, 2013). Bos *et al.* (2007), par exemple, évoquent un facteur d'environ 1,5 entre les sexes *(Fig. 1.4)*. Toutefois, les causes exactes de cette différence demeurent incertaines. Plusieurs études suggèrent un rôle des fluctuations hormonales, notamment durant le cycle menstruel ou la grossesse (Golding *et al.*, 2005; Grunfeld & Gresty, 1998; Matchock *et al.*, 2008), ou avancent une hypothèse évolutive, selon laquelle cette sensibilité accrue pourrait avoir pour fonction de protéger des toxines un fœtus en développement *(cf. 1.4.1)* (Golding, 2016). Cependant, d'autres études montrent une sensibilité accrue chez des jeunes filles prépubères, suggérant que les hormones ne sont pas les seuls facteurs (Bos *et al.*, 2007).

Par ailleurs, certaines recherches montrent que si les femmes rapportent plus fréquemment des antécédents de MS, les différences sont moins nettes lors de tests expérimentaux. Dans sa revue systématique, Mittelstaedt (2020) indique que 17 études sur 18 rapportent des scores d'antécédents plus élevés chez les femmes, mais seulement 6 sur 22 mettent en évidence une différence significative de gravité des symptômes lors d'une exposition au mouvement en situation expérimentale. Il est possible que des facteurs sociaux ou culturels puissent influencer les réponses : les femmes seraient plus enclines à exprimer leur inconfort, tandis que les hommes pourraient minimiser leurs symptômes (Cheung & Hofer, 2003).

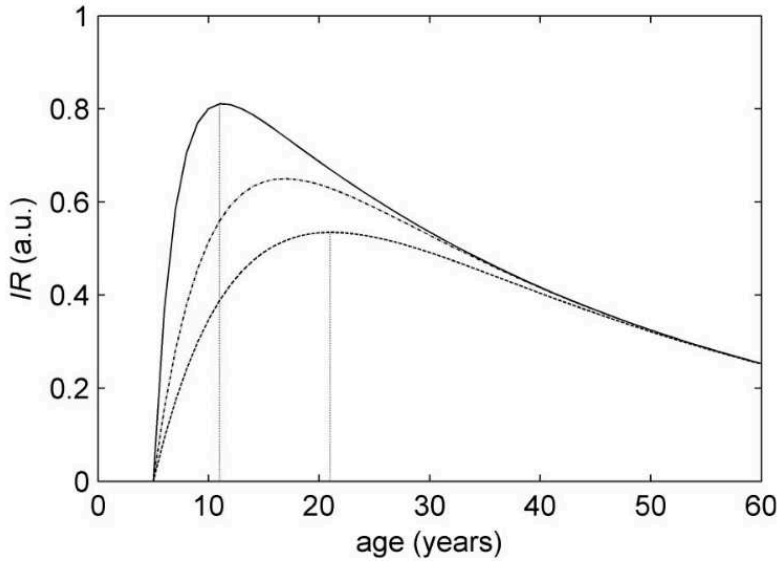


Figure 1.4 : Prédiction de l'évolution de l'intensité de mal des transports en fonction de l'âge et du sexe en fréquence (Bos et al., 2007).

La courbe continue représente les femmes, la courbe pointillée en bas représente les hommes et la courbe pointillée au centre représente la population globale.

1.2.1.2. Âge

La susceptibilité au MS varie en fonction l'âge, suivant généralement une courbe en U inversée *(Fig. 1.4)*. Les nourrissons jusqu'à environ 2 ans semblent immunisés, probablement car les informations des différents systèmes sensoriels ne sont pas encore pleinement intégrées pour la perception du mouvement. A partir de 5-6 ans la susceptibilité émerge et atteint un pic entre 7 et 12 ans, période critique pour la maturation sensorielle, ce qui pourrait accentuer les conflits perceptifs notamment visuo-vestibulaires. Par la suite, cette sensibilité diminue progressivement après la puberté et tout au long de la vie (Bos *et al.*, 2007; Golding, 2016; Henriques *et al.*, 2014; Huppert *et al.,* 2019; Paillard *et al.*, 2013). Chez l'adulte, cette réduction de la susceptibilité a parfois été attribuée au vieillissement des fonctions sensorielles, mais l'augmentation de la susceptibilité au VIMS avec l'âge remet en question cette hypothèse (Arns & Cerney, 2005). Il est possible que cette diminution post-pubertaire soit plutôt liée à une habituation due aux expositions répétées aux mouvements ou à l'acquisition de stratégies comportementales pour éviter ou atténuer le MS (Golding, 2017; Mittelstaedt, 2020).

1.2.1.3. Habituation

Il est bien établi que la fréquence et l'intensité des symptômes du MS diminuent après des expositions répétées à un environnement provocateur (Howarth & Hodder, 2008; Wood *et al.*, 1994). Ce phénomène, appelé habituation, reflète la capacité du système nerveux à s'ajuster

aux stimulations sensorielles conflictuelles. Plusieurs études ont montré que les individus fréquemment exposés à des environnements provoquants (trajets en autocar ; Turner & Griffin, 1999b, vols paraboliques ; Golding *et al.*, 2017, ou voyages en mer ; Chan *et al.*, 2006) présentent une susceptibilité réduite au MS. Cette diminution est attribuée à la mise à jour des modèles internes et à une repondération sensorielle, c'est-à-dire une modification progressive du poids accordé à certains canaux sensoriels. En fonction du mouvement auquel l'individu est exposé, une dépendance accrue aux signaux visuels et / ou somatosensoriels apparaît au fil du temps, réduisant ainsi les conflits sensoriels (Nachum *et al.*, 2004; Reed-Jones *et al.,* 2008; Shahal *et al.,* 1999; Tal *et al.*, 2010).

L'habituation aux mouvements est l'une des stratégies les plus efficaces pour réduire le MS. En mer, les individus sensibles s'adaptent souvent en moins de 6 jours (Besnard *et al.*, 2021). Expérimentalement, Howarth & Hodder (2008) ont montré une réduction significative des symptômes de VIMS entre la 1ère et la 10ème session, atteignant un plateau après 6 à 7 expositions. Certains centres spécialisés proposent des programmes d'habituation avant les voyages, incluant des stimulations optocinétiques sur plusieurs semaines, associées à des exercices d'équilibre reproduisant les mouvements marins. L'exposition à des stimuli croisés (visuels + vestibulaires) améliore l'efficacité et permet de maintenir l'habituation pendant plusieurs mois (4,7 mois en moyenne ; Dai *et al.*, 2011; Ressiot *et al.*, 2013).

Cependant, cette adaptation est spécifique au type de mouvement : s'habituer à un environnement ne garantit pas une protection contre le MS dans un contexte différent (Palmisano & Constable, 2022; Wood *et al.*, 1994). Par exemple, les marins habitués à naviguer sur de grands navires peuvent souffrir du MS s'ils sont transférés sur de petits bateaux (McIntosh, 1998). De plus, le processus d'habituation peut être long, inconfortable, coûteux et voire même inefficace pour certains individus qui ne s'habituent pas malgré des expositions répétées (Howarth & Hodder, 2008).

1.2.1.4. Pathologies spécifiques

Certaines pathologies influencent la susceptibilité au MS. Par exemple, les patients atteints de vestibulopathie présentent une susceptibilité réduite, voire inexistante. Celle-ci diminue en cas d'atteinte unilatérale (Paillard *et al.*, 2013) et disparait presque totalement en cas de vestibulopathie bilatérale (Kellogg *et al.*, 1964; Kennedy *et al.*, 1968; Murdin *et al.*, 2015). A l'inverse, d'autres pathologies augmentent la susceptibilité au MS, comme la maladie de Ménière, affectant l'oreille interne et provoquant vertiges, migraines et troubles auditifs. Les patients concernés ont des scores de susceptibilité environ 1,5 fois plus élevés que les témoins

(Golding & Patel, 2017; Sharon & Hullar, 2014), en raison d'un double dysfonctionnement visuel (altération de la perception du mouvement) et vestibulaire (trouble de l'équilibre), renforçant les conflits sensoriels. Les migraines chroniques sont également associées à une sensibilité accrue au MS (Cuomo-Granston & Drummond, 2010; Grunfeld & Gresty, 1998; Kuritzky *et al.*, 1981; Murdin *et al.*, 2015), et celle-ci est encore plus marquée chez les patients souffrant de migraine vestibulaire (vertiges sans céphalée) (Jeong *et al.*, 2010; Murdin *et al.*, 2015). Cette hypersensibilité pourrait être liée à un dysfonctionnement du système sérotoninergique, fréquent chez les migraineux, qui perturberait l'intégration des signaux sensoriels en induisant une instabilité des voies vestibulaires (Cuomo-Granston & Drummond, 2010; Drummond 2005). Ainsi, le système vestibulaire semble jouer un rôle central dans l'apparition du MS : en son absence, la susceptibilité disparait et en cas de dysfonctionnement, elle peut au contraire être exacerbée.

1.2.1.5. Prédisposition génétique et ethnique

Une étude menée par Hromatka *et al.* (2015) auprès de plus de 80 000 participants a identifié 35 polymorphismes mononucléotidiques associés à la susceptibilité au MS. Ces gènes seraient impliqués dans des processus clés tels que le développement de l'oreille interne, la vision, et la régulation de l'équilibre, suggérant une composante génétique dans le MS. Les études sur les jumeaux renforcent cette hypothèse en montrant une concordance plus élevée concernant la susceptibilité chez les jumeaux monozygotes que chez les dizygotes, avec un pourcentage d'héritabilité moyen de 53% (Reavley *et al.*, 2006; Sharma, 1980). De plus, des antécédents familiaux de MS augmentent le risque de sensibilité chez l'enfant, en particulier si les deux parents sont concernés (Abe *et al.*, 1970; Sharma, 1980; Yanus & Malmstrom, 1994).

Concernant l'origine ethnique, celle-ci semble jouer également un rôle. Des études montrent que les personnes d'origines asiatiques présentent une susceptibilité plus élevée que les individus caucasiens, même chez les asiatiques nés aux Etats-Unis (Klosterhalfen *et al.*, 2005; Stern *et al.*, 1996). Bien que les causes restent incertaines, une libération accrue de vasopressine (hormone liée au stress), pourrait contribuer à cette hypersensibilité.

1.2.2. Facteurs externes

1.2.2.1. Caractéristiques du véhicule

La sensibilité au MS dépend du type de transport, le bateau est le plus susceptible d'induire le MS. Par exemple, Pethybridge *et al.* (1978) ont rapporté que 56% et 42% des membres d'équipage de deux navires de la Royal Navy avaient souffert de naupathie au cours des 12 derniers mois. De même, Chan *et al.* (2006) ont observé des symptômes chez 59,2 % du personnel militaire non-marins et 38,3 % des marins professionnels. Hors du domaine militaire, Schmidt *et al.* (2020) ont montré dans une enquête internationale menée auprès de 4470 personnes que 62% (IC : 58,0 – 66,4%) des répondants ont souffert de MS en bateau, un taux bien supérieur aux autres modes de transport dont la voiture (45,6%), le bus (43%) ou encore l'avion (40%). Cette forte incidence est attribuée aux mouvements particuliers des bateaux, notamment les oscillations lentes et verticales causées par les vagues.

Au sein d'une catégorie de véhicule, plusieurs facteurs aggravants influencent la susceptibilité tels que la taille, la position de l'individu ou la présence de repères visuels externes. Les petits bateaux, plus sensibles aux mouvements, génèrent plus de symptômes (Arnardottir *et al.*, 2022) ; et des cabines éloignées du centre de gravité du navire amplifient les mouvements perçus, augmentant la survenue du MS (Besnard *et al.*, 2021; Bittner & Guignard, 1985). Avoir une vue sur l'extérieur (pont, hublot, fenêtre) aide à réduire les conflits sensoriels en fournissant des repères visuels cohérents avec le mouvement (Bittner & Guignard, 1985; Bos *et al.*, 2005; Brietzke *et al.*, 2021; Rolnick & Bles, 1989; Turner & Griffin, 1999b). À l'inverse, l'absence de repères visuels, comme sous le pont ou dans des cabines sans fenêtres, augmente les symptômes (Bos *et al.*, 2005).

Plusieurs études ont comparé l'intensité du MS selon différentes conditions visuelles : vue extérieure, vue intérieure du véhicule ou yeux bandés. Certaines ont constaté une réduction des symptômes en l'absence totale de vision comparé à une vue intérieure (Bos *et al.*, 2005; Butler & Griffin, 2009; Ishak *et al.*, 2018; Probst *et al.*, 1982), tandis que d'autres n'ont trouvé aucune différence (Butler & Griffin, 2006; Griffin & Newman, 2004). Néanmoins, la majorité s'accorde à dire que les sujets ressentaient plus de symptômes les yeux fermés que lorsqu'ils avaient une vue extérieure. Bos *et al.* (2005) ont conclu que le MS est maximal lorsque les informations visuelles et vestibulaires sont en contradiction (vue intérieure), diminue lorsque ces informations sont cohérentes (vue extérieure), et atteint un niveau intermédiaire en l'absence d'indices visuels (yeux bandés).

1.2.2.2. Caractéristiques du mouvement

Les mouvements verticaux de basses fréquences (0,1- 0,3 Hz) sont particulièrement cinétogènes (Lawther & Griffin, 1987, 1988b). O'Hanlon & McCauley (1974), en exposant 300 sujets aux mouvements d'un navire, ont montré que la composante verticale du mouvement est la plus impliquée, avec un pic de vomissements pour une fréquence de 0,167 Hz. Au-delà de 0,3 Hz, l'incidence diminue. Les mouvements verticaux purs ou combinés à du roulis ou du tangage sont les plus symptomatogènes (McCauley *et al.,* 1976). En outre, une plus grande amplitude d'oscillation à fréquence constante augmente aussi le risque de MS (Joseph & Griffin, 2008b, 2008a; O'Hanlon & McCauley, 1974). Ces travaux ont mené à la création du premier modèle prédictif du MS, le *Motion Sickness Incidence,* par O'Hanlon & McCauley (1974) prenant en la fréquence et l'accélération afin de prédire l'intensité de MS induit *(Fig. 1.5)*. D'autres études ont confirmé des symptômes plus intenses pour des mouvements de roulis et de tangage combinés à du soulèvement, ainsi qu'un pic de symptômes autour de 0,2 Hz qui s'atténue en dehors de cette plage (Donohew & Griffin, 2004; Wertheim *et al.*, 1998).

Cette sensibilité aux basses fréquences permet d'expliquer pourquoi des déplacements en bateau, voitures, avions ou encore à dos de chameau provoquent fréquemment le MS, tandis que des déplacements à vélo ou à cheval, avec des fréquences supérieures à 1 Hz, ne le déclenchent généralement pas (Bertolini & Straumann, 2016; Golding, 2017; Koch et al., 2018).

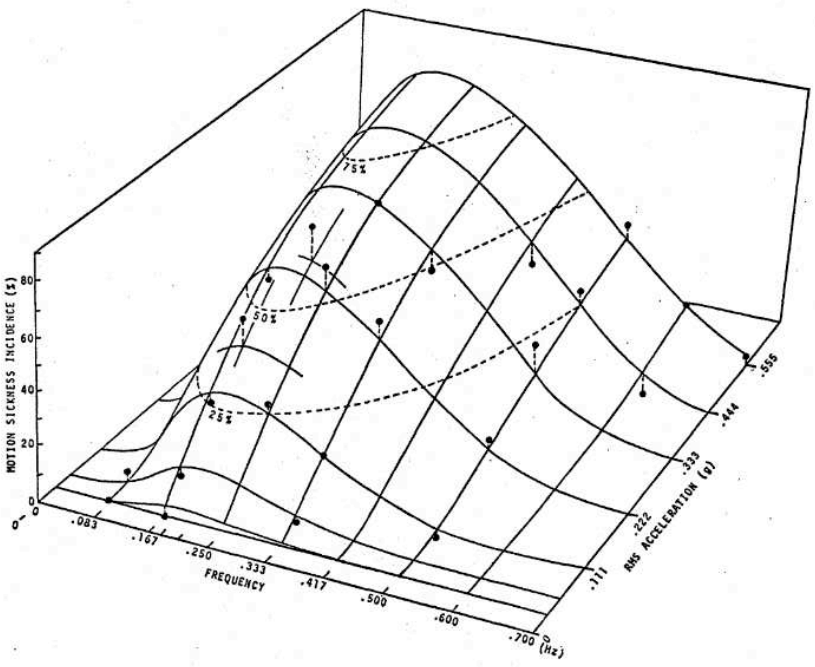


Figure 1.5 : Représentation tridimensionnelle du modèle d'incidence du mal des transports (Motion Sickness Incidence) en fonction de la fréquence des oscillations et de l'accélération pour des expositions de 2 h à un mouvement sinusoïdal vertical (McCauley et al., 1976).

1.2.2.3. Temps d'exposition

La durée d'exposition à un environnement provocateur est également déterminante dans l'apparition et l'intensité des symptômes. Généralement, les symptômes s'aggravent avec le temps d'exposition (Lawther & Griffin, 1987). Griffin & Mills (2002) ont mis en évidence que l'augmentation du temps d'exposition induit une augmentation des symptômes. Lors de simulations de houle, Wertheim *et al.* (1998) ont observé que les individus sensibles à la naupathie commençaient à ressentir de fortes nausées après environ 15 min, avec des vomissements apparaissant vers 25 min. Plus précisément, le temps nécessaire en fonction de l'intensité de symptômes recherchés et la sensibilité des individus a été quantifié lors d'oscillations à 0,35 Hz (Golding, 1998; Golding *et al.*, 1997) :

- symptômes initiaux : entre 2 et 8 min (moyenne : 6,08 min),
- symptômes légers : entre 8 et 11 min (moyenne : 9 min),
- symptômes modérés : entre 8 et 21 min (moyenne :17,37 min).

De manière générale, plus le temps d'exposition augmente, plus le risque et la sévérité du MS s'intensifient. Toutefois, au-delà d'un certain seuil, une habituation peut se mettre en place, réduisant progressivement les symptômes (Besnard *et al.*, 2021).

1.2.2.4. Conditions environnementales

Les conditions environnementales peuvent intensifier les symptômes. Parmi les facteurs aggravants figurent : les conditions météorologiques, les températures élevées, les odeurs désagréables et les bruits forts (Arnardottir *et al.*, 2022; Schmidt *et al.*, 2020). En mer, plus les conditions sont agitées, plus le risque de MS augmente. Par exemple, lors de déplacements réels en bateau, seulement 2 à 6 % des marins étaient malades en mer calme, contre 65 à 70 % en mer agitée (Pethybridge *et al.*, 1978), et dans ces conditions difficiles, la moitié des marins éprouvaient des difficultés à poursuivre leur travail. Dans une étude menée dans les mers agitées d'Islande, Arnardottir *et al.*, (2022) ont rapporté que 87,8 % des marins souffraient de naupathie, et 85,8 % déclaraient un mal de débarquement après un séjour en mer prolongé. Ainsi, les mouvements intenses et imprévisibles des vagues lors d'une mer agitée amplifient les conflits sensoriels, ce qui aggrave les symptômes du MS.

RESUMÉ *(Fig. 1.6)*

- La susceptibilité au MS dépend de caractéristiques intrinsèques telles que l'âge, le sexe, la présence de pathologies, ou encore le niveau d'habituation aux environnements provocateurs.
- Elle est également influencée par des facteurs environnementaux, notamment le type de véhicule, les caractéristiques de mouvement, la durée d'exposition, et la disponibilité d'informations visuelles.
- Parmi tous les modes de transport, les voyages en bateau présentent la prévalence la plus élevée de MS.
- Les mouvements verticaux à basses fréquences (0,1-0,3 Hz) sont les plus susceptibles d'induire des symptômes.

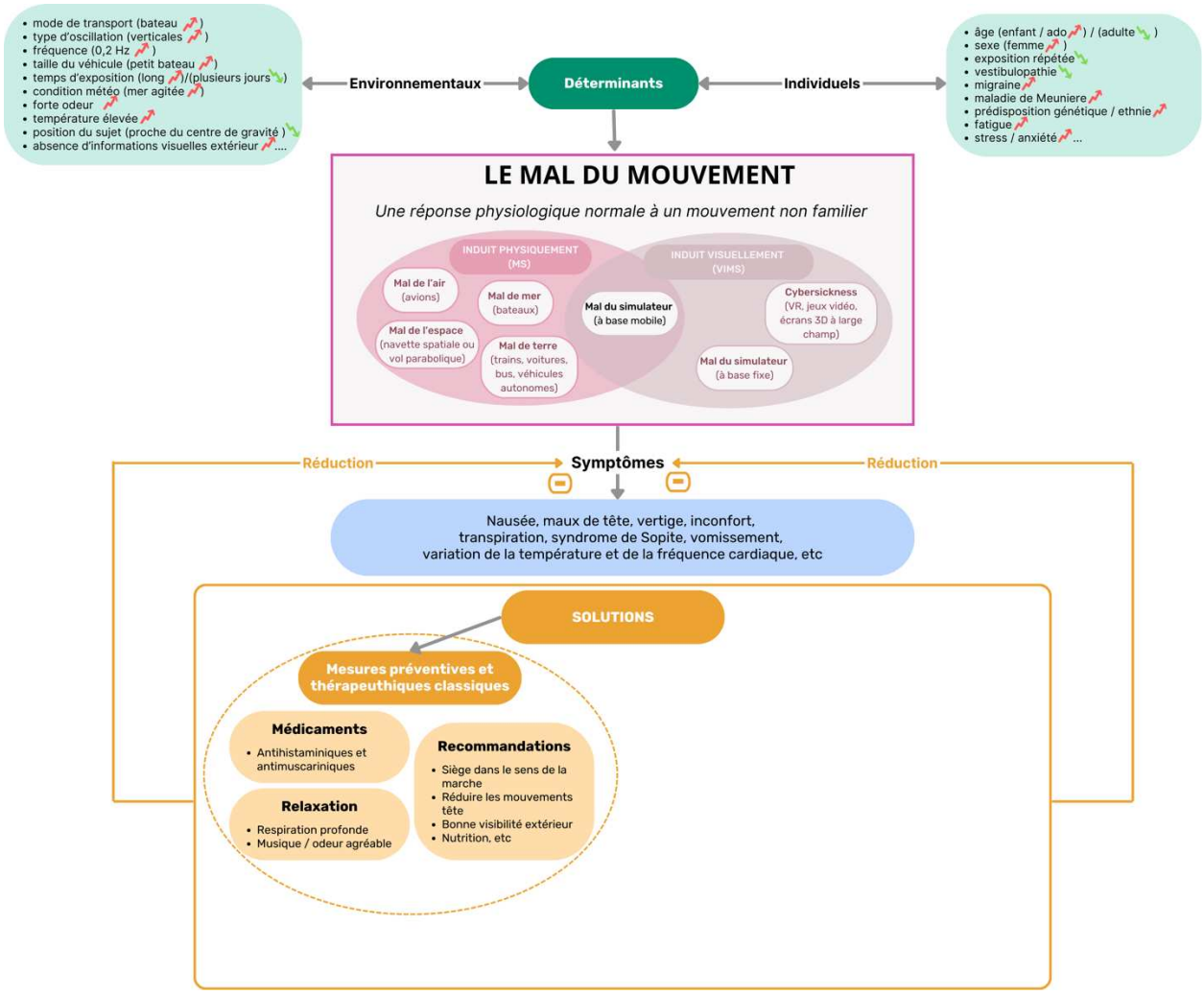


Figure 1.6 : Schéma de progression du cadre théorique.

1.3. La perception du mouvement : une intégration multisensorielle

L'environnement qui nous entoure est complexe, chaque événement génère une multitude de stimuli provenant de différentes modalités sensorielles. Un même événement est source d'informations redondantes et/ou complémentaires véhiculées par plusieurs sens. Ces données sont combinées et intégrées par le SNC pour donner une perception cohérente de l'événement. Les informations relatives aux mouvements et à la position du corps par rapport à la gravité et à l'environnement proviennent principalement des afférences vestibulaires, somatosensorielles et visuelles.

1.3.1. Le système vestibulaire

Le système vestibulaire est souvent considéré comme le principal système sensoriel impliqué dans la perception de la gravité (Mittelstaedt, 1999). Il joue un rôle clé dans la perception des mouvements et de la position de la tête par rapport à la gravité contribuant ainsi à l'orientation spatiale, à la navigation, à la perception des mouvements auto-générés, ainsi qu'à la stabilisation du regard et au maintien de la posture (Pozzo *et al.*, 1990), notamment via :

- le Réflexe Vestibulo-Oculaire (RVO), qui génère des mouvements oculaires compensatoires opposés aux mouvements de la tête pour stabiliser le regard ;
- les Réflexes Vestibulo-Cervical (RVC) et VestibuloSpinal (RVS), qui ajustent respectivement la posture de la tête et du corps.

Par exemple, en cas de dysfonctionnement du système vestibulaire (vestibulopathie), les patients présentent une instabilité posturale persistante et une réduction de l'acuité visuelle dynamique, particulièrement lors des mouvements de la tête et du corps (Strupp *et al.*, 2017), pouvant aller jusqu'à une sensation d'instabilité de l'environnement visuel.

Le système vestibulaire, situé dans l'oreille interne, agit comme un dispositif de guidage inertiel. Ses capteurs détectent en continu les accélérations linéaires et angulaires de la tête grâce à deux types d'organes *(Fig. 1.7)* :

- Les **organes otolithiques** (utricule et saccule), sensibles aux mouvements d'accélération linéaires (translation et inclinaison de la tête)

- Les **canaux semi-circulaires**, au nombre de trois, spécialisés dans la détection des accélérations angulaires (rotations de la tête).

Au niveau central, le système vestibulaire inclut les noyaux vestibulaires, qui établissent des connexions avec le tronc cérébral et le cervelet. Ces noyaux commandent les motoneurones responsables des muscles extraoculaires, cervicaux et posturaux, assurant ainsi la stabilisation du regard, de la tête, et la posture pendant le mouvement. Ils intègrent également des signaux visuels, permettant une intégration multisensorielle dès les premières étapes du traitement vestibulaire central.

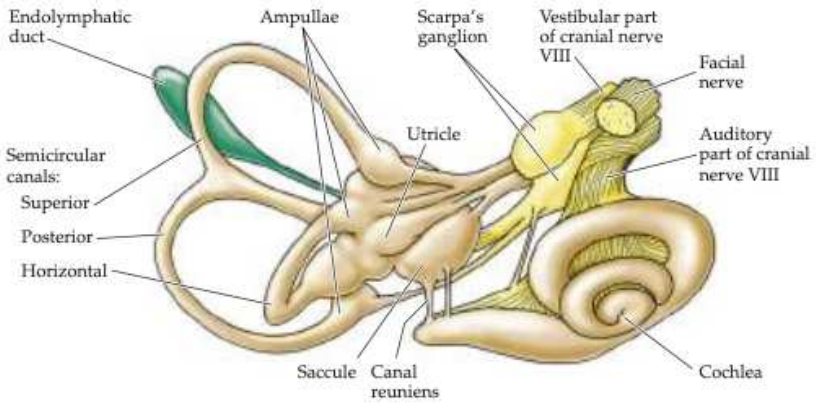


Figure 1.7 : Anatomie du système vestibulaire (Purves et al., 2018 ; Chapitre 14, p306).

1.3.1.1. Fonctionnement des organes otolithiques

L'utricule et le saccule contiennent un épithélium sensoriel appelé macula, constitué de cellules ciliées, qui convertissent les mouvements physiques en impulsions nerveuses. Leurs faisceaux de cils, appelés stéréocils, baignent dans un liquide nommé endolymphe. Au-dessus des cellules ciliées se trouve une couche gélatineuse recouverte par une membrane otolithique, dans laquelle sont enchâssés des cristaux appelés otolithes. Ces cristaux alourdissent la membrane, la rendant plus dense que les structures environnantes.

Les stéréocils sont orientés de manière spécifique dans chaque organe vestibulaire, permettant au système vestibulaire de détecter les déplacements dans toutes les directions. Le saccule possède une macula orientée verticalement, ce qui le rend sensible aux mouvements de la tête dans le plan vertical (haut-bas). L'utricule a une macula orientée horizontalement, ce qui le rend réceptif aux mouvements de la tête sur un plan horizontal (avant-arrière, gauche-droite) *(Fig. 1.8)*.

Lors d'une inclinaison de la tête, la gravité provoque le glissement de la membrane otolithique par rapport à la macula, qui entraîne un déplacement des stéréocils. En fonction de la direction de déplacement des cils l'activité du nerf vestibulaire augmente ou diminue. De manière similaire, lors d'un mouvement de translation de la tête, la masse plus importante de la membrane otolithique entraîne un léger retard dans son déplacement par rapport à la macula. Ce décalage provoque un mouvement transitoire des stéréocils, générant un signal nerveux proportionnel à l'intensité du mouvement.

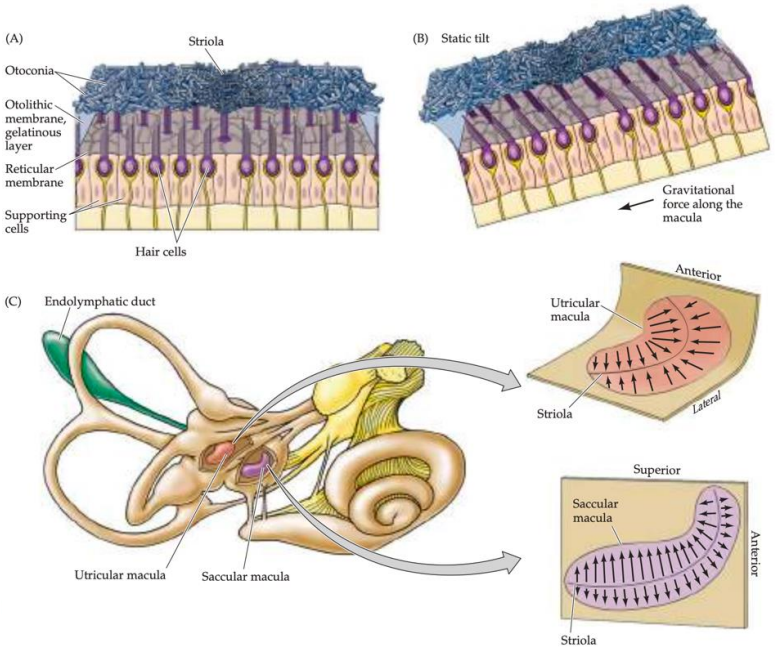


Figure 1.8 : Illustration de l'organisation des organes otolithiques.

(A) Coupe transversale de la macula de l'utricule montrant des faisceaux de cellules ciliées dans la couche gélatineuse lorsque la tête est horizontale et (B) lorsque la tête est inclinée. Les faisceaux de cellules ciliées sont déviés par les otolithes dans la direction de la force gravitationnelle le long du plan maculaire. (C) Orientation de la macula de l'utricule et de la saccule (les flèches indiquent l'orientation des kinocils). (Purves et al., 2018;Chapitre 14, p308).

1.3.1.2. Fonctionnement des canaux semi-circulaire

Les canaux semi-circulaires sont responsables de la détection des accélérations angulaires (rotations de la tête). Chaque canal semi-circulaire possède à sa base une expansion bulbeuse appelée ampoule, qui contient l'épithélium sensoriel (crête ampullaire) composé de cellules ciliées dont les faisceaux s'étendent dans une masse gélatineuse appelée cupule, elle-même baignant dans un liquide, l'endolymphe. Dans un canal semi-circulaire donné, les cellules ciliées de l'ampoule sont toutes orientées dans une même direction. Cela rend chaque canal sensible aux mouvements dans un plan spécifique. Chaque oreille possède trois canaux

semi-circulaires : canal horizontal, canal antérieur, canal postérieur. Ces canaux sont orientés selon les trois axes (x, y, z) permettant de détecter les mouvements rotatifs dans toutes les directions de l'espace *(Fig. 1.9)*.

Lors d'une rotation de la tête dans le plan d'un canal semi-circulaire, l'inertie de l'endolymphe génère une force opposée au mouvement de la tête. Cette force déforme la cupule, entraînant un déplacement des cils dans la crête ampullaire. Selon la direction du déplacement des cils, l'activité nerveuse augmente ou diminue. Chaque canal semi-circulaire fonctionne en tandem avec son homologue de l'autre oreille, situé dans le plan opposé. Les cellules ciliées de ces canaux partenaires sont orientées dans des directions inverses, entraînant des réponses nerveuses opposées, afin de fournir des informations précises sur la direction et la vitesse de la rotation.

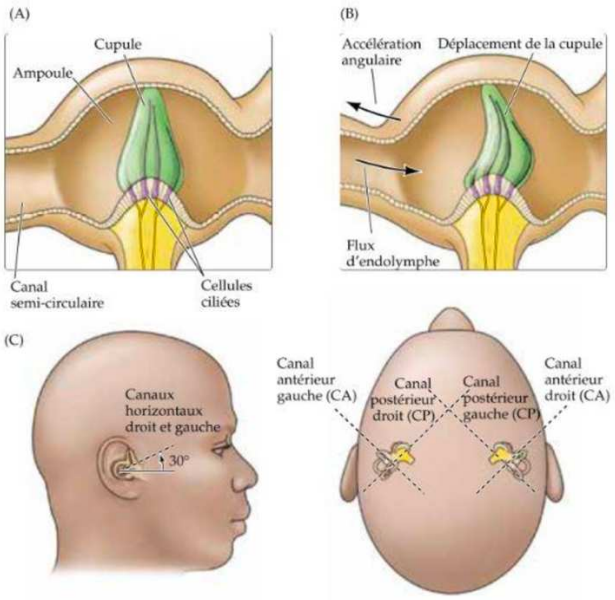


Figure 1.9 : Illustration de l'organisation des canaux semi-circulaires.

(A) Position de la cupule en l'absence d'accélération angulaire. (B) Torsion de la cupule, due à l'inertie de l'endolymphe, lors d'une accélération angulaire dans le plan du canal. (C) Organisation des canaux par paires. (Purves et al., 2018; Chapitre 14, p311).

1.3.1.3. Limites du système vestibulaire

Les organes otolithiques détectent l'accélération gravito-inertielle, un effet combiné des forces gravitationnelles et inertielles agissant sur la tête. Cette double réponse complique la capacité du SNC à interpréter avec précision la nature du mouvement détecté. En effet, en raison de la similitude des réponses générées, les organes otolithiques ne différencient pas les forces d'inertie générées lors d'une accélération linéaire et les forces gravitationnelles agissant sur la tête lors des inclinaisons *(Fig. 1.10)*.

De manière similaire, les canaux semi-circulaires, spécialisés dans la détection des rotations, présentent également des limites liées à leurs propriétés mécaniques (ex : l'élasticité de la cupule et la viscosité de l'endolymphe) (Van Egmond *et al.*, 1949). En cas de rotation constante de la tête, le canal semi-circulaire correspondant à l'axe de rotation détectera une phase d'accélération initiale, puis l'inertie de l'endolymphe diminuant progressivement permettra à la cupule de revenir à son état initial. Le taux de décharge des cellules ciliées reviendra alors à un niveau basal, ce qui pourra donner une sensation erronée de décélération malgré la poursuite du mouvement. De même, lors de l'arrêt de la rotation, une déformation transitoire de la cupule se produit dans la direction opposée, générant une sensation de rotation inversée.

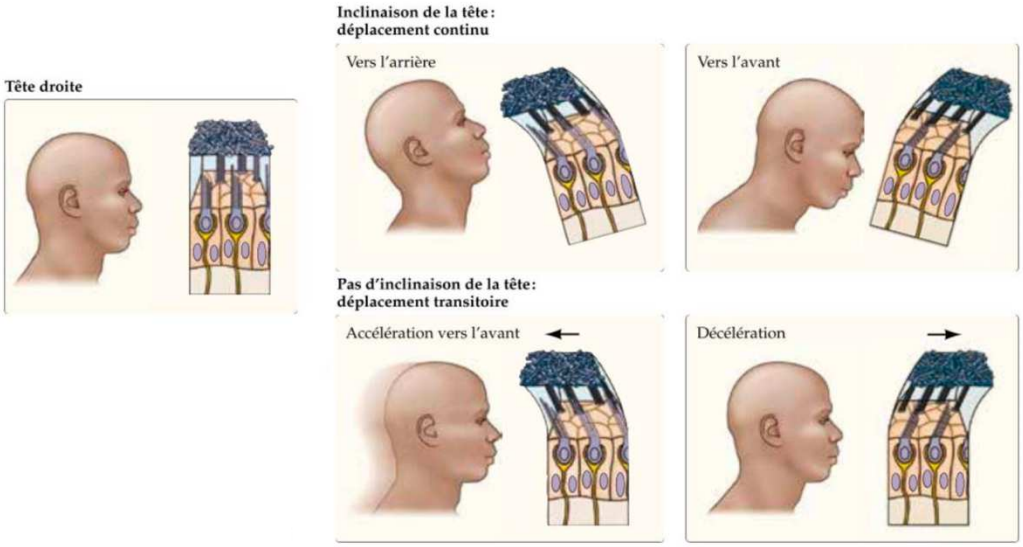


Figure 1.10 : Illustration du déplacement de la membrane otolithique de l'utricule lors d'une inclinaison de la tête vers l'avant ou vers l'arrière (images du haut) et lors d'une accélération transitoire vers l'avant ou vers l'arrière (images du bas).

Pour chaque mouvement, le déplacement de la membrane otolithique entraîne le déplacement des stéréocils. A noter qu'une inclinaison de la tête en avant et un déplacement linéaire transitoire vers l'arrière produisent un déplacement similaire de la membrane pouvant conduire à une incertitude dans l'interprétation du mouvement subi. De même pour une inclinaison de la tête vers l'arrière et une accélération transitoire vers l'avant (Purves et al., 2018; Chapitre 14, p309).

Pour résoudre ces ambiguïtés perceptives, le cerveau se repose sur (Mayne, 1974) :

(i) L'intégration des signaux otolithiques et canalaires dans les noyaux vestibulaires et le cervelet, permettant une analyse conjointe des informations sur l'orientation et le mouvement.

(ii) L'apport d'informations issues d'autres modalités sensorielles, notamment le système visuel et somatosensoriel, qui viennent compléter les signaux vestibulaires.

(iii) La dissociation des composantes lentes et rapides des vecteurs gravitaire et inertiel. Le cerveau considère la gravité comme une accélération constante et utilise la fréquence des variations d'accélération pour distinguer une inclinaison d'une translation. Les composantes lentes (basse fréquence, < 0,2 Hz) refléteraient la gravité (inclinaison de la tête), tandis que les composantes hautes fréquences (> 0,2 Hz) traduiraient une accélération inertielle (translation). Ainsi, le seuil critique de bascule entre ces interprétations se situerait autour de 0.2 Hz (Wood, 2002). Cette zone d'ambiguïté se manifeste également dans les mouvements réflexes oculaires : lors de déplacements de tête les mouvements oculaires torsionnels prédominent à basse fréquence (perçue comme une inclinaison), tandis que les mouvements oculaires horizontaux dominent à haute fréquence pour stabiliser la vision sur des objets fixes (Lichtenberg *et al.*, 1982). Ainsi autour de cette fréquence de 0,2 Hz, typique des environnements maritimes ou véhiculés, une zone d'ambiguïté perceptive émergerait, augmentant le risque d'erreurs dans l'interprétation des mouvements corporels. Il s'agit d'ailleurs de la zone de fréquence la plus cinétogène *(cf. 1.2.2.2)*.

Ces limites du système vestibulaire sont à l'origine d'illusions perceptives nauséogènes, qui peuvent être impliquées dans le MS (Bertolini & Straumann, 2016). L'effet d'une stimulation de couplage croisé (ou Coriolis, *Fig. 1.11*) est un exemple classique de conflit vestibulaire survenant lorsque le cerveau reçoit des informations contradictoires provenant des canaux semi-circulaires et des organes otolithiques (Guedry & Benson, 1978). Il se produit lorsque qu'une personne effectue une rotation prolongée autour de l'axe vertical terrestre tout en inclinant ou tournant sa tête selon un axe différent. Ce mouvement combiné crée un stimulus croisé dans différents axes de rotation, qui induit une sensation de rotation illusoire. Dans cette situation, les canaux semi-circulaires horizontaux détectent initialement la rotation corporelle autour de l'axe vertical, puis leur réponse décroît progressivement en raison de la dynamique des canaux lorsque la rotation se poursuit à vitesse constante. L'inclinaison de la tête dans un autre axe stimule alors les canaux alignés avec ce nouvel axe de mouvement et réactive en partie les canaux horizontaux, désormais désalignés avec la rotation corporelle. Il en résulte un vecteur de réponse correspondant à la combinaison des vitesses angulaires projetées sur les différents canaux semi-circulaires. Parallèlement, les organes otolithiques continuent d'indiquer une force gravito-inertielle stable, orientée vers le bas terrestre. Ce décalage entre la direction du vecteur résultant et celle de la gravité perçue engendre un conflit sensoriel, provoquant une désorientation et une illusion de rotation en roulis, orientée perpendiculairement aux deux axes de rotation stimulés. Cette situation se produit principalement les yeux fermés car la présence

des informations visuelles permet de supprimer efficacement cette illusion (Bertolini & Straumann, 2016; Guedry & Benson, 1978). Cette divergence entre les signaux otolithiques et canalaires provoque une confusion sensorielle typique du MS (ex : Cheung & Hofer, 2002; Woodman & Griffin, 1997).

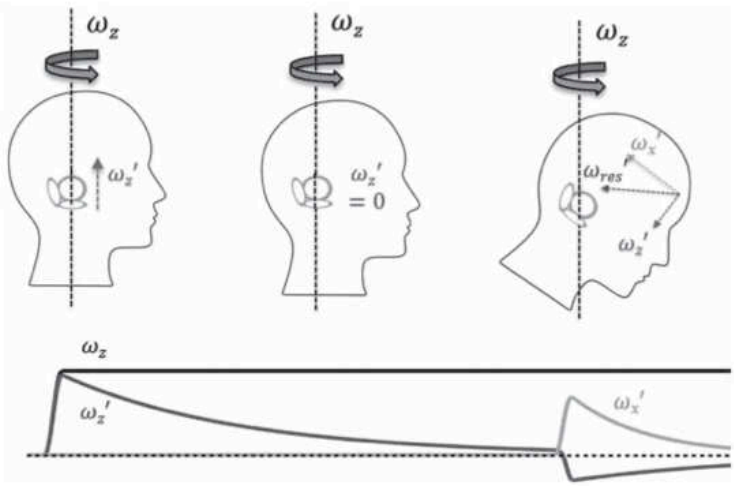


Figure 1.11 : Illustration schématique d'une stimulation de couplage croisée.

***Gauche** : rotation du corps entier autour d'un axe vertical terrestre (ωz) active les canaux semi-circulaires horizontaux et génère un vecteur de rotation interne aligné avec l'axe vertical de la tête (ωz').*
***Milieu** : lors d'une rotation prolongée à vitesse constante, ce signal disparaît progressivement en raison des propriétés dynamiques des canaux.*
***Droite** : lorsqu'un mouvement de tête est ajouté dans un autre axe (ex : flexion vers l'avant), la projection des vitesses angulaires sur les différents canaux entraîne une réponse combinée. Cette combinaison vectorielle, liée aux différents mouvements de tête ainsi qu'au désalignement des canaux horizontaux par rapport à la rotation verticale corporelle, produit un vecteur résultant (ωres) comportant une composante perpendiculaire aux axes de rotation initiaux. Dans notre situation, ce vecteur induit alors une illusion de rotation en roulis orientée à gauche par la direction de la rotation verticale* (Houben et al., 2022).

1.3.2. Le système visuel

La vision est un sens fondamental pour l'identification et le déplacement des objets dans l'environnement. En un instant, elle fournit des informations variées sur les caractéristiques physiques de l'objet (taille, forme, couleur, texture, etc.), ainsi que sur le mouvement de celui-ci (position, direction, vitesse). Ces signaux permettent aussi d'estimer les distances, les profondeurs et la verticalité, renseignant ainsi sur les mouvements de notre propre corps dans cet environnement.

1.3.2.1. Anatomie de l'œil humain

L'œil est une structure sphérique composée de trois couches principales. La rétine (couche interne) contient les photorécepteurs responsables de la transformation de la lumière

en signaux électriques. Les bâtonnets, très sensibles à la lumière, sont adaptés pour détecter des niveaux de lumière faibles (vision scotopique), et les cônes, moins sensibles, sont responsables de la vision des couleurs et des détails en lumière intense (vision photopique). Les bâtonnets sont majoritaires et dominent la périphérie rétinienne, tandis que les cônes sont concentrés dans la fovéa (dépression située au centre de la rétine, où l'acuité visuelle est maximale, permettant une vision centrale nette et précise).

L'information visuelle captée par les photorécepteurs est transmise via le nerf optique et se divise en plusieurs voies. La voie principale conduit au cortex visuel primaire pour la perception consciente, tandis que des voies secondaires gèrent les réflexes pupillaires, les mouvements oculaires et la régulation des rythmes circadiens. Les informations visuelles quittant la rétine sont réparties en deux voies : magnocellulaire, traitant le mouvement, la profondeur et les détails grossiers et parvocellulaire, spécialisées dans l'analyse des détails fins, du contraste, des contours et des couleurs. Ces voies forment ensuite la voie ventrale (« Quoi »), impliquée dans l'identification des objets, formes, couleurs, et textures ; et dorsale (« Où »), dédiée à la perception spatiale, le mouvement, la profondeur et la coordination visuo-motrice. Cette organisation garantit une interprétation précise et détaillée de l'environnement (Ungerleider & Mishkin, 1982).

Une lésion de la voie dorsale provoque une agnosie du mouvement (perte de la perception des mouvements), tandis qu'une lésion de la voie ventrale peut entraîner une difficulté à reconnaître les formes et une achromatopsie (perte de la perception des couleurs) (Wurtz & Kandel, 2000).

1.3.2.2. Détection du mouvement : rôle de la vision périphérique et du flux optique

Deux mécanismes visuels clés sont impliqués dans la détection du mouvement : le champ visuel et le flux optique (Amblard & Carblanc, 1980; Kawakita *et al.*, 2000; Schmidt *et al.*, 2018).

Le **champ visuel** humain se divise en deux sous-systèmes (Schmidt *et al.*, 2018) :

- La vision centrale (fovéale) qui permet la détection des détails fins, des contrastes et des caractéristiques physiques des objets, grâce à une acuité visuelle accrue. Elle couvre environ 2 à 4° au centre du champ visuel total, voire jusqu'à 7° selon certaines définitions (Horiuchi *et al.*, 2017).

- La vision périphérique (ambiante), spécialisée dans la détection des caractéristiques spatiales de l'environnement, est moins précise mais plus sensible aux mouvements. Par défaut, elle désigne la zone entourant la vision centrale, avec une couverture totale d'environ 200° horizontalement et 130° verticalement (Spector, 1990).

Contrairement à la vision centrale, qui nécessite d'orienter le regard, une mise au point et une lumière suffisante, la vision périphérique est efficace même dans des conditions de faible luminosité et ne nécessite pas de mise au point précise. Elle joue un rôle prépondérant dans la détection des mouvements globaux de l'environnement.

Le **flux optique** désigne le mouvement apparent des motifs visuels sur la rétine lors d'un déplacement de l'observateur ou de l'environnement (Gibson, 1966, 1979). L'œil reçoit en continu les rayons lumineux, dont la combinaison unique à chaque position permet au SNC de connaître l'emplacement de l'œil dans l'espace. Lors d'un mouvement, cette configuration évolue, formant le flux optique, qui informe sur la direction et la nature du mouvement. Par exemple (Schmidt *et al.*, 2018; *Fig. 1.12)* :

• Si l'angle entre les rayons lumineux provenant des bords d'un objet reste constant, l'individu est immobile par rapport à celui-ci.

• Si l'angle augmente, l'individu et l'objet se rapprochent.

• Si l'angle diminue, l'individu et l'objet s'éloignent.

Ce phénomène permet aussi d'estimer les distances et les vitesses : en voiture, les objets proches semblent se déplacer plus vite que les objets éloignés. Cette perception dépend à la fois de la distance des objets et du point de fixation visuel : plus un objet est proche, plus son mouvement apparent est rapide. Le flux optique fournit ainsi des informations à la fois sur l'environnement (mouvement extéroceptifs) et sur les déplacements du sujet dans cet environnement (égocentrés).

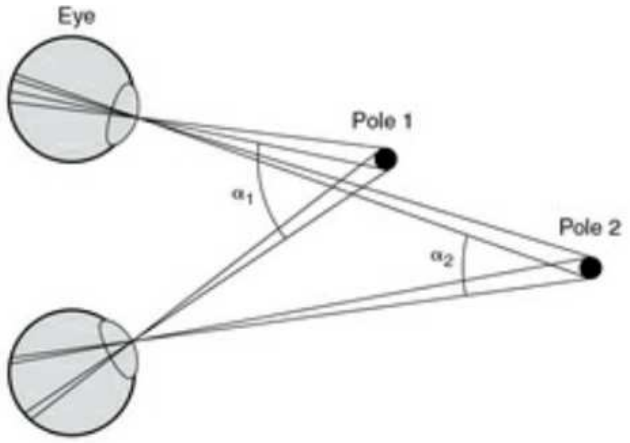


Figure 1.12 : Illustration de la détection de la distance de deux objets en fonction du flux optique généré par un déplacement dans l'environnement.

Dans cette situation, lors d'un mouvement de tête, les angles des rayons lumineux du pôle 1 changent plus rapidement que ceux du pôle 2, ce qui indique que le pôle 1 est plus proche (Schmidt et al., 2018).

Concernant le MS, en plus de l'importance de repères visuels cohérents avec le mouvement (*cf. 1.2.2.1* ; Bittner & Guignard, 1985; Bos *et al.*, 2005; Brietzke *et al.*, 2021; Rolnick & Bles, 1989; Turner & Griffin, 1999b), certaines études ont également évalué l'influence du champ de visuel, notamment dans le cadre du cybersickness. Plusieurs travaux ont montré qu'un champ visuel élargi (de 60 à 180°) intensifie le VIMS, en stimulant davantage la rétine périphérique et en augmentant la quantité d'informations visuelles en conflit avec les autres sens (Lin *et al.*, 2002 ; Seay *et al.*, 2001). À l'inverse, des stratégies comme la restriction dynamique du champ visuel (Fernandes & Feiner, 2016; Teixeira & Palmisano, 2021) ou le floutage périphérique dynamique (Hussain *et al.*, 2021; Nie *et al.*, 2020) lors des déplacements en VR permettent de réduire l'intensité du VIMS en limitant le flux optique périphérique. Le floutage central peut cependant produire l'effet inverse : Bonato *et al.* (2015) ont observé une augmentation de 74% de symptômes dans un tambour optocinétique, suggérant que la diminution des informations visuelles centrales accroît l'influence des signaux périphériques, accentuant ainsi les conflits sensoriels.

1.3.2.3. Limites du système visuel

La perception visuelle est limitée par la taille du champ visuel et dépend de la luminosité ambiante. De plus, dans certaines situations le système visuel est incapable, à lui seul, de distinguer les mouvements du corps de ceux de l'environnement. C'est le cas du phénomène de vection, une sensation illusoire de mouvement corporel provoquée par un flux visuel en mouvement alors que l'observateur est immobile (Palmisano *et al.*, 2015). La vection se produit

généralement lorsque le flux visuel occupe une large portion du champ visuel et suggère un déplacement du corps, créant une ambiguïté entre le mouvement réel du corps et celui des objets. Un exemple courant est celui d'un passager assis dans un train à l'arrêt qui a l'impression de bouger lorsque le train voisin démarre en sens inverse. Cette illusion de mouvement contribue à la genèse du VIMS (Keshavarz, *et al.*, 2015a). Pour induire expérimentalement de la vection et étudier le VIMS, des simulateurs optocinétiques sont utilisés, dans lesquels des motifs visuels (ex : alternance de bandes noires et blanches) défilent autour du sujet pour provoquer une sensation de mouvement *(Fig. 1.13)*. Des casques de VR ou de réalité augmentée peuvent également être employés.

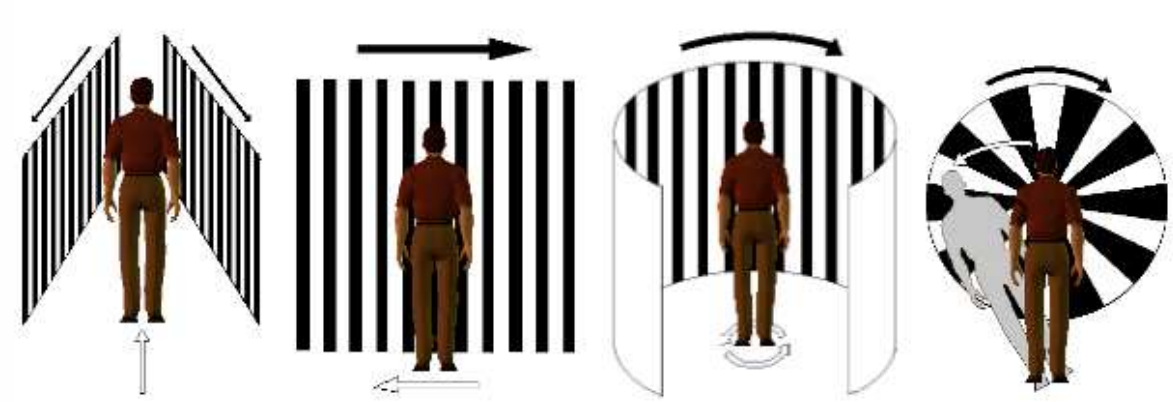


Figure 1.13 : Illustration des motifs visuels utilisés dans les simulateurs optocinétiques pour induire des sensations de vection (Lucas, 2021).

1.3.3. Le système somatosensoriel

Le système somatosensoriel est l'un des systèmes sensoriels les plus diversifiés. Il permet de percevoir une large gamme de sensations, comme le toucher, la pression, les vibrations, les températures, les démangeaisons, la douleur, ainsi que la position et les mouvements des membres les uns par rapport aux autres et plus généralement du corps dans l'espace. Ces sensations sont détectées via des récepteurs spécifiques et complémentaires, répartis dans la peau, les muscles, les tendons et les articulations, fournissant une perception détaillée de l'environnement et des états internes du corps. Ce système sensoriel joue un rôle central dans la perception de la verticalité et la détection des mouvements segmentaires (Gardner & Martin, 2000). Lorsque les informations somatosensorielles sont altérées ou masquées, la perception de l'orientation corporelle devient moins précise et moins fiable. Par exemple, Bringoux *et al.* (2003) ont montré qu'en immobilisant les sujets dans un moule

corporel dépressurisé, l'absence d'informations somatosensorielles altère la perception de la verticale que les otolithes seuls ne suffisent pas à compenser.

Le système somatosensoriel participe ainsi à la perception du mouvement grâce à deux fonctions essentielles :

1. La perception des stimuli externes (mécanoréception cutanée).
2. La perception de la position et des mouvements du corps dans l'espace (proprioception et kinesthésie).

1.3.3.1. La mécanoréception cutanée

La mécanoréception cutanée désigne la capacité du système somatosensoriel à détecter des stimuli mécaniques via des récepteurs spécifiques situés dans la peau. Leur répartition dépend du type de peau. Dans la peau velue, les mécanorécepteurs sont situés au niveau des follicules pileux et sont particulièrement sensibles aux déflexions des poils provoquées par des caresses ou des mouvements d'air. Dans la peau glabre (peau lisse), on trouve plusieurs types de récepteurs spécialisés :

- Les disques de Merkel, sensibles à la pression statique et aux déformations légères de la peau (très basses fréquences entre 5 et 15 Hz).
- Les corpuscules de Meissner, détectent le toucher léger et les vibrations de basse fréquence (20–50 Hz).
- Les terminaisons de Ruffini, sensibles à l'étirement de la peau et impliquées dans la perception des étirements.
- Les corpuscules de Pacini, spécialisés dans la détection des vibrations de haute fréquence (60–400 Hz) et des changements rapides de pression. Leur fréquence optimale se situe entre 250 et 300 Hz, dans laquelle ils détectent des vibrations aussi petites que 1 µm (Mahns *et al.*, 2006; Van Erp, 2005) *(Fig. 1.14 B)*.

Le nombre de mécanorécepteurs varie en fonction des zones du corps, entraînant une résolution spatiale variable d'une région à l'autre *(Fig. 1.14 A)*. L'extrémité des doigts constitue la zone la plus dense en mécanorécepteurs, avec environ 300 fibres nerveuses / cm^2, contre 120 / cm^2 dans les phalanges proximales et 50 / cm^2 dans la paume de la main (Gardner & Martin, 2000). Cette densité confère aux bouts des doigts une sensibilité tactile particulièrement fine. Concernant les stimulations de pression, les zones les plus sensibles sont les doigts, le visage et le gros orteil avec des seuils de discrimination entre 2 et 8 mm (Weinstein, 1968). A l'inverse, les seuils de discrimination au niveau de l'abdomen varient entre 18 et 38 mm (Stevens & Choo,

1996; Weinstein, 1968). En cas de stimulation vibrotactile, les seuils de discrimination sur l'abdomen et le dos sont généralement compris entre 2 et 3 cm, à l'exception de la ligne médiane du corps (nombril et colonne vertébrale) où l'on observe une acuité accrue, de l'ordre de 1cm *(Fig. 1.14 C)* (Van Erp, 2005). Ces zones médianes, appelées « points d'ancrage », servent de repères anatomiques, facilitant la localisation relative des autres stimuli (Cholewiak *et al.*, 2004). Cholewiak *et al.* (2004), ont également montré que le nombre de stimulateurs vibratoires disposés autour de l'abdomen influençait la précision de localisation des signaux. Une configuration comprenant huit vibrateurs répartis régulièrement autour de l'abdomen offrait le meilleur compromis entre quantité d'informations transmises et précision de localisation. Un espacement adéquat entre les points de stimulation est essentiel pour optimiser la discrimination spatiale et éviter le masquage spatial (Jóhannesson *et al.*, 2017 ; Van Erp, 2005).

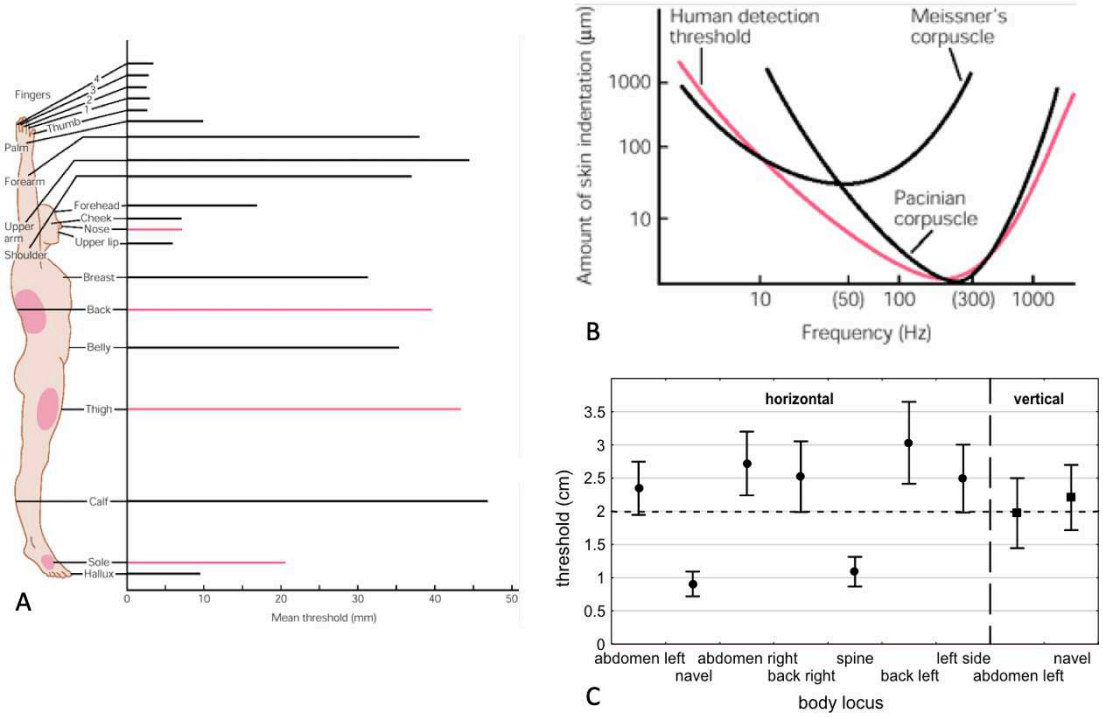


Figure 1.14 : Résolution spatiale à différentes parties du corps et seuil de détection des vibrations.

***A** : Résolution spatiale des différentes parties du corps pour une stimulation de pression mesurée par le test de discrimination en deux points (distance minimale à laquelle deux stimuli sont perçus comme distincts). Ce seuil varie en fonction des régions du corps (ex : environ 2 mm à l'extrémité du doigt, 10 mm sur la paume et 40 mm sur le bras). Les seuils en rose correspondent aux zones en rose sur le corps* (Gardner & Martin, 2000).
***B** : Seuil de détection des vibrations pour les récepteurs de Meissner et de Pacini. Le seuil de sensibilité est le plus fin pour des vibrations de 250 Hz* (Gardner & Martin, 2000).
***C** : Résolution spatiale pour une stimulation de vibration horizontalement (à gauche) et verticalement (à droite) en fonction de la position sur le torse (moyennes et intervalles de confiance à 95 %). La ligne en pointillé indique la distance centre à centre des vibrateurs* (Van Erp, 2005).

Outre la localisation, la perception d'un stimulus dépend de la fréquence (nombre de vibrations par seconde) et de l'amplitude (déplacement de la peau en micromètre) (Elsayed *et al.,* 2020*)*. Ensemble, ces paramètres déterminent l'intensité perçue. L'amplitude nécessaire pour percevoir une vibration varie en fonction de la fréquence : plus la fréquence est basse, plus l'amplitude doit être élevée pour qu'un stimulus soit perçu (Jones & Sarter, 2008). Ainsi, chaque zone du corps possède une fréquence optimale, c'est-à-dire celle qui nécessite l'amplitude la plus faible pour être détectée. Au niveau de l'abdomen, cette amplitude varie de 3 à 32 µm pour des fréquences comprises entre 25 et 320 Hz (Cholewiak *et al*., 2004). Par exemple, entre 200 et 300Hz, l'amplitude minimale est d'environ 5,6 µm.

Le toucher se distingue également des autres sens par une très bonne résolution temporelle. Celle-ci dépend de l'intensité du stimulus : plus les vibrations appliquées sont intenses, plus les individus sont capables de détecter des interruptions courtes dans la stimulation. Par exemple, pour une stimulation vibratoire sinusoïdale d'environ 25 dB au-dessus du seuil de détection, les interruptions aussi brèves que 8 ms peuvent être perçues, tandis qu'une stimulation faible (5dB au-dessus du seuil) nécessite une interruption d'environ 250 ms pour être détectée (Gescheider *et al.*, 2003).

Ainsi, il est possible d'agir sur quatre paramètres pour moduler une stimulation tactile (amplitude, fréquence, localisation et temporalité). Toutefois, l'interdépendance entre fréquence et amplitude complique leur réglage indépendant, au risque de rendre le message tactile difficile à interpréter. Des vibrations trop faibles peuvent passer inaperçues, tandis qu'un stimulus trop intense peut devenir intrusif, voire désagréable.

1.3.3.2. La proprioception et la kinesthésie

La proprioception désigne la capacité à évaluer la position des différentes parties du corps dans l'espace, indépendamment de la vision. Étroitement liée, la kinesthésie se définit comme la perception des mouvements de son propre corps, c'est-à-dire la capacité à sentir les déplacements, la vitesse et la direction des segments corporels dans l'espace (Proske & Gandevia, 2012). Ces deux fonctions reposent sur des récepteurs situés dans les muscles, les tendons et les articulations, chargés de détecter les forces mécaniques internes du corps (Schmidt *et al.*, 2018).

- Les fuseaux neuromusculaires, présents dans les muscles squelettiques, détectent les variations de longueur musculaire et la vitesse d'étirement grâce aux fibres sensorielles qui entourent les fibres intrafusales. Ces récepteurs fournissent des informations précises

concernant les changements de longueur musculaire permettant d'estimer la position et les mouvements des membres.

- Les organes tendineux de Golgi, localisés à la jonction entre le muscle et le tendon, détectent les variations de tension musculaire grâce à leur connexion à un petit nombre de fibres musculaires. Ils jouent un rôle clé dans la régulation du tonus musculaire.
- Les récepteurs articulaires, situés dans les capsules et les ligaments des articulations, détectent principalement les changements d'angle et les mouvements articulaires, en particulier dans les amplitudes extrêmes.

L'importance de ces récepteurs dans la proprioception a été démontrée par des expériences de stimulation vibratoire. Chez des sujets ayant les yeux bandés, l'application de vibrations sur le tendon distal du biceps (ou du triceps) provoque une perception illusoire de mouvements de flexion-extension, révélant un désalignement pouvant atteindre 40° entre le bras stimulé et le bras opposé chargé de reproduire la position perçue (Goodwin *et al.*, 1972; Rogers *et al.*, 1985). Cette illusion résulte de la stimulation des fuseaux neuromusculaires, soulignant leur rôle central dans la perception du mouvement.

Les propriocepteurs des muscles de la cheville associés aux mécanorécepteurs, comme ceux situés dans la plante des pieds, contribuent conjointement à la représentation du corps et à la régulation de la posture. Ils détectent les forces exercées par le sol, les variations de pression, de longueur du muscle et d'angles de la cheville, tout en fournissant des indices sur la nature du sol (mou, glissant, pentu, etc). Grâce notamment aux stimuli plantaires et aux afférences des muscles du cou sur la position relative de la tête par rapport au torse, le système somatosensoriel complète les informations vestibulaires sur la gravité. Lors d'un déplacement en véhicule, les variations de pression au niveau du siège ou de la ceinture de sécurité renseignent sur les accélérations, freinages et virages, tandis que les vibrations du véhicule informent sur la vitesse et les variations d'accélération.

Pris ensemble, les perceptions tactile et proprioceptive / kinesthésique constituent le sens haptique, une modalité qui permet l'exploration active d'objets ou de surfaces (Lederman & Klatzky, 2009). Il est possible d'induire une sensation de mouvement via des stimulations haptiques (Costes & Lécuyer, 2023), sous forme de retour nerveux (ex : stimulations électriques transcutanées), thermique (transferts de chaleur via des liquides ou des stimulations thermoélectriques) ou basé sur la force (ex : vibrations) (Huang *et al.*, 2022). Les retours nerveux ainsi que les retours thermiques sont peu utilisés en tant que moyens de repérage haptique. En revanche, les retours basés sur la force, tels que les stimuli vibrotactiles ou les

mouvements d'un membre du corps (stimuli arthrokinétiques), semblent prometteurs pour améliorer la perception du mouvement dans les transports *(cf. 1.6.2)*.

1.3.3.3. Limites du système somatosensoriel

Le système somatosensoriel peut aussi être à l'origine de sensations illusoires. Par exemple, une stimulation vibratoire de la plante des pieds et des tendons tibiaux induit une illusion de basculement du corps dirigée dans le sens de la zone stimulée (Kavounoudias *et al.*, 2001; Roll *et al.*, 2002). De même, une anesthésie locale de la plante des pieds accroît l'instabilité posturale (Meyer *et al.*, 2004). De plus, les récepteurs somatosensoriels codent souvent plusieurs paramètres mécaniques à la fois. Les organes tendineux de Golgi renseignent sur la tension musculaire totale, qu'elle provienne d'une contraction active ou d'un étirement passif, sans distinguer l'origine. Les fuseaux neuromusculaires, quant à eux, informent sur la longueur musculaire ainsi que sur ses variations (vitesse d'étirement). Cette complémentarité peut parfois induire une ambiguïté fonctionnelle : un même niveau de tension peut correspondre à des situations musculaires différentes (longueur constante sous forte contraction, ou allongement passif sous faible contraction). Pour construire une perception cohérente et complète de la position du corps et des contraintes auxquelles il est soumis, le SNC doit donc également intégrer les signaux sensoriels issus des autres sources.

1.3.4. Une intégration multisensorielle

La perception du mouvement repose sur une intégration multisensorielle assurée par le SNC. Cette intégration permet à la fois de renforcer la précision de l'information (par redondance), et de pallier les limites de chaque modalité sensorielle ou la présence de pathologies (par complémentarité). Chez les patients atteints de vestibulopathie, par exemple, l'absence de rétroaction vestibulaire rend l'équilibre très dépendant des signaux visuels et somatosensoriels. Des perturbations visuelles (environnement rotatif ou obscurité) et proprioceptives (surfaces instables) chez ces patients entraînent une instabilité accrue même pour de faibles stimulations. A l'inverse, l'apport d'indices sensoriels complémentaires (repères visuels, toucher léger d'une surface stable) réduit ces oscillations posturales (Horak *et al.*, 2002). Des dispositifs vibratoires sous forme de ceintures portées à la taille fournissant un retour somatosensoriel sur l'inclinaison corporelle, ont aussi montré leur efficacité pour améliorer l'équilibre orthostatique en compensant l'absence d'informations vestibulaires (Kingma *et al.*, 2019; Wall *et al.*, 2011).

Ainsi, chaque système repose sur un référentiel distinct, mais ensemble, ils apportent une représentation cohérente et globale de la position du corps, des mouvements et de l'environnement *(Fig. 1.15)*. Par exemple :

(i) Le système vestibulaire informe sur les mouvements de la tête dans l'espace (mais pas sur un déplacement de l'environnement lui-même).
(ii) Le système visuel détecte les déplacements de l'individu et/ou de l'environnement.
(iii) Le système somatosensoriel fournit une perception globale de la position et de l'orientation du corps, grâce à ses récepteurs répartis dans l'ensemble de l'organisme.

Le SNC combine ces informations en fonction de leur fiabilité contextuelle (qualité du signal, bruit, environnement, tâche en cours, etc). Il ajuste dynamiquement la pondération sensorielle selon les circonstances afin de minimiser les erreurs perceptives et les conflits sensoriels : un processus appelé repondération sensorielle (Mahboobin *et al.*, 2009). Par exemple, pour le maintien postural les yeux fermés, les signaux proprioceptifs dominent sur une surface stable, tandis que les signaux vestibulaires deviennent prédominants sur une surface instable. Lorsqu'une scène visuelle en mouvement rend les indices visuels peu fiables, leur contribution au maintien de la posture est réduite au profit des informations vestibulaires. Ceux-ci sont ensuite réintégrés lorsque la scène visuelle s'arrête (Mahboobin *et al.*, 2005; Peterka, 2002). Dans des environnements particuliers, comme en microgravité, les signaux visuels deviennent dominants pour compenser la perturbation des signaux vestibulaires et somatosensoriels (Black *et al.*, 1995; Black & Paloski, 1998). Ce rééquilibrage sensoriel intervient lorsque le conflit sensoriel dépasse un certain seuil (Mahboobin *et al.*, 2009). Une repondération rapide limite les déséquilibres tandis qu'une réponse inadéquate génère des oscillations prolongées (Mahboobin *et al.*, 2009; Peterka & Loughlin, 2004). Ainsi, l'intégration et la repondération sensorielle jouent un rôle clé dans la perception du corps et le maintien de l'équilibre, en particulier pour compenser les faiblesses des différentes modalités, afin de construire une représentation cohérente de notre corps et de l'environnement.

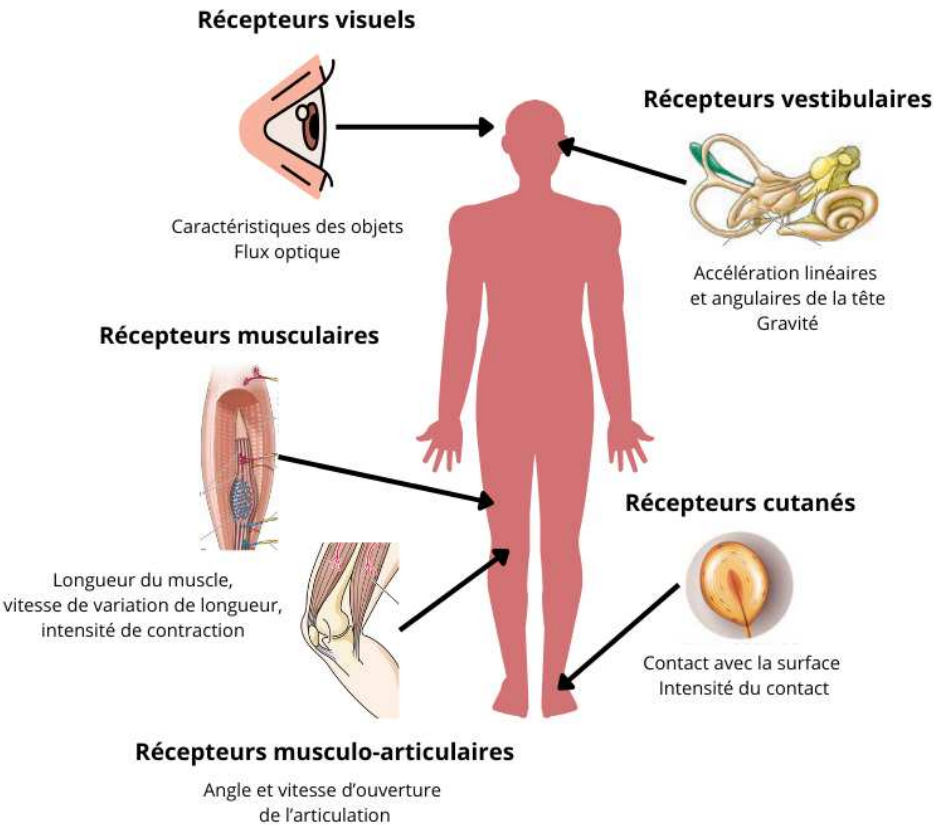


Figure 1.15. : Illustration de l'intégration multisensorielle dans la perception du mouvement.

Les récepteurs musculaires, musculo-articulaires et cutanés fournissent des informations sur la configuration actuelle de notre corps ainsi que la façon dont nos membres bougent. Le système vestibulaire fournit des informations sur les mouvements de la tête et la gravité. Le système visuel fournit des informations sur les mouvements relatifs entre nous et le monde (inspiré de Rousseau, 2016).

La sensibilité au MS semble étroitement liée à la capacité des individus à repondérer efficacement les informations sensorielles. Plusieurs études ayant manipulé les entrées visuelles (yeux ouverts / fermés, fond mobile) et somatosensorielles (surface fixe / mobile) montrent que cette capacité joue un rôle central dans le maintien postural. Shahal *et al.* (1999) ont montré que les individus sensibles au MS adoptent des stratégies d'équilibre différentes en mer, caractérisées par des performances plus faibles dans les conditions sollicitant fortement le système vestibulaire, suggérant une dépendance accrue aux indices visuels et somatosensoriels. Ces résultats rappellent ceux rapportés chez les astronautes après une exposition prolongée à la microgravité, qui présentent également une surreprésentation des signaux visuo-somatosensoriels. Dans une étude longitudinale, Tal *et al.* (2010) ont montré que les marins qui s'étaient habitués aux mouvements (réduction des symptômes du MS) développaient une dépendance accrue aux signaux visuels et somatosensoriels, laquelle disparaissait après leur retour au profit des informations vestibulaires, illustrant leur capacité à sélectionner dynamiquement les entrées sensorielles pertinentes en situation de mouvement. Cette

dynamique d'ajustement n'a pas été observée chez les sujets restés sensibles au mal de mer. De même, Nachum *et al*. (2004) ont observé une utilisation réduite des entrées vestibulaires et visuelles pour maintenir l'équilibre chez des marins ayant présenté un mal du débarquement après 24-48h en mer. Ces résultats suggèrent une repondération sensorielle en faveur des signaux somatosensoriels pendant l'exposition aux mouvements, qui pourrait expliquer la présence de symptômes une fois leur retour sur Terre. Les auteurs ont proposé que les accélérations de basse fréquence propres aux navires et l'absence d'indices visuels sous le pont induisent probablement une discordance intra-vestibulaire et visuo-vestibulaire, encourageant les individus en mer à apporter moins de poids aux entrées erronées (ici vestibulaires et visuelles) et à sélectionner les plus fiables (somatosensorielles) pour générer des réponses motrices et des stratégies posturales adaptées en condition de mouvements sur l'eau (Nachum *et al*., 2004). Dans un simulateur à base fixe, Reed-Jones *et al.* (2008) ont observé que les mouvements visuels induisaient une repondération en faveur de la vision chez les sujets non malades, qui ajustaient leur posture en conséquence, tandis que les sujets malades n'ont montré aucun ajustement, signe d'une incapacité à recalibrer les entrées sensorielles. Enfin, Dida *et al.* (2021) ont également évalué cette capacité de repondération à travers des perturbations posturales (surface stable/mousse, yeux ouverts/fermés). Les sujets moins sensibles au MS ont su ajuster leur pondération sensorielle pour maintenir l'équilibre entre les conditions yeux ouverts et fermés, tandis que les sujets sensibles ont présenté une instabilité accrue yeux fermés, signe d'un défaut de repondération sensorielle en fonction du contexte. Après la perturbation, les sujets sensibles retrouvaient rapidement leur état initial, traduisant une absence d'ajustement sensoriel, alors que les sujets non sensibles nécessitaient un temps de réajustement sensoriel plus long.

Dans l'ensemble, ces travaux indiquent que la capacité de repondération sensorielle dynamique constitue un facteur clé de résistance au MS. Les sujets moins sensibles semblent adapter efficacement leurs stratégies sensorielles selon le contexte, tandis que les individus sensibles présentent une rigidité de traitement sensoriel, les empêchant de compenser les conflits sensoriels et d'assurer une stabilité posturale optimale. Le MS serait ainsi associé à une intégration sensorielle altérée, marquée par une repondération inefficace incapable de compenser les conflits sensoriels.

RESUMÉ *(Fig. 1.16)*

- Le cerveau intègre les informations des systèmes visuel, vestibulaire et somatosensoriel pour produire une perception cohérente des mouvements du corps et de l'environnement.
- Le système vestibulaire détecte les mouvements de la tête et sa position par rapport à la gravité grâce aux organes otolithiques (accélérations linéaires et inclinaisons) et aux canaux semi-circulaires (accélérations angulaires).
- La vision fournit des informations sur les mouvements relatifs entre l'individu et son environnement.
- Les mécanorécepteurs cutanés et les propriocepteurs fournissent des informations sur la configuration actuelle de notre corps ainsi que la façon dont nos membres bougent.
- En fonction de la situation et de la fiabilité des signaux, le cerveau ajuste le poids attribué à chaque modalité sensorielle pour optimiser sa perception.

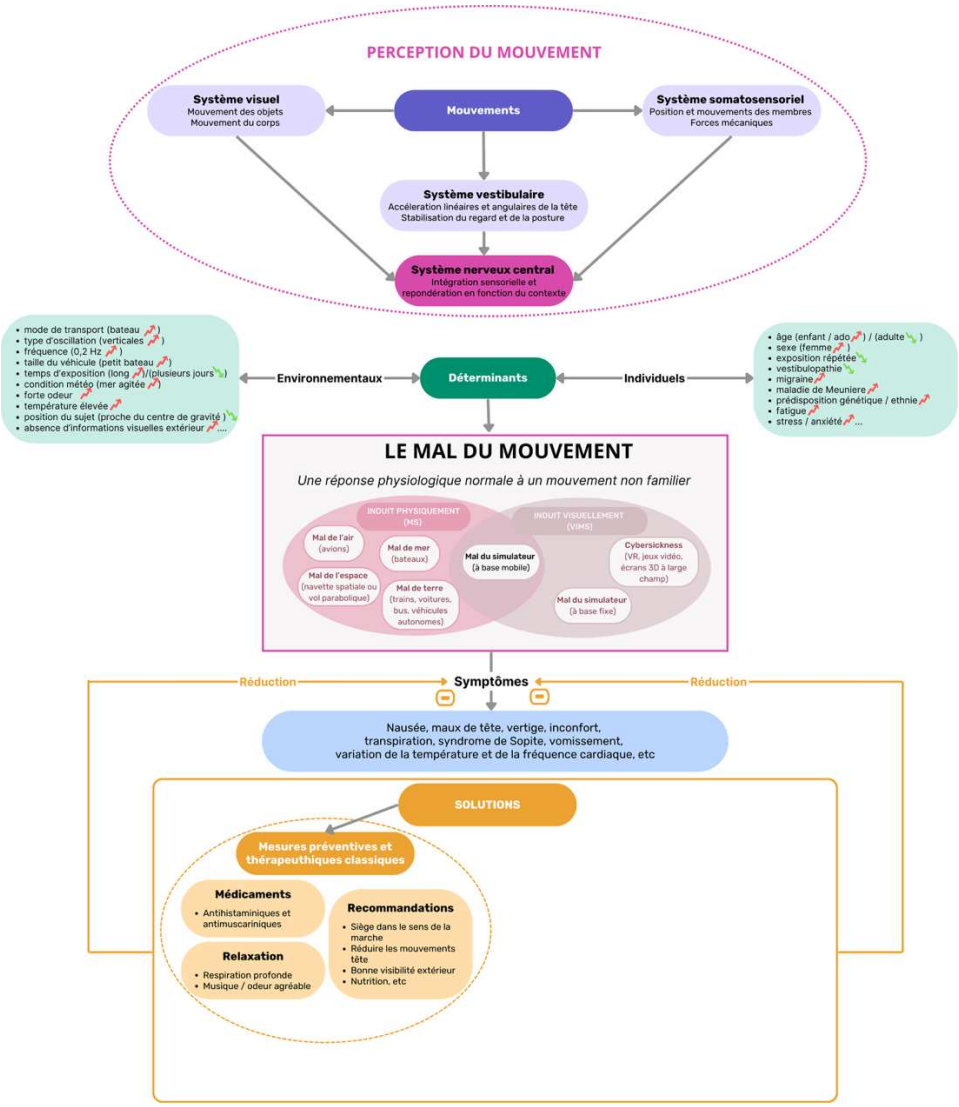


Figure 1.16 : Schéma de progression du cadre théorique.

1.4. Les principales théories

Les théories explicatives du MS doivent rendre compte des nombreuses situations dans lesquelles le MS survient (mouvements passifs réels ou apparents), des variations de susceptibilité en fonction des conditions d'exposition et des facteurs individuels, de l'absence de MS chez certaines populations et des phénomènes d'habituation et de mal du débarquement. Pour cela, plusieurs théories ont été proposées, les principales sont présentées dans la section suivante.

1.4.1. Théorie évolutionnaire de l'intoxication

La théorie évolutive de l'intoxication, proposée par Treisman (1977), vise à expliquer le lien entre le MS et les symptômes de nausées, en se concentrant sur la raison pour laquelle le MS se produit. Treisman part du principe que tout comportement persistant chez une espèce doit avoir, ou avoir eu, une valeur bénéfique adaptative. Or, bien que répandu chez l'humain et de nombreuses espèces (Money, 1970; Reason & Brand, 1975), le MS ne semble procurer aucun avantage évolutif direct. Treisman avance donc que le MS serait un effet secondaire d'un mécanisme de défense adaptatif visant à protéger l'organisme contre les neurotoxines. Ce système repose sur l'activation de réponses physiologiques comme les nausées et les vomissements, déclenchées par des perturbations internes comme c'est le cas lors de l'ingestion de toxines (Treisman, 1977). Les conflits sensoriels typiques du MS, notamment entre signaux visuels et vestibulaires, évoqueraient pour le SNC les symptômes d'un empoisonnement (vision floue, troubles moteurs, etc.), ce qui déclencherait une réponse protectrice visant à purger l'organisme.

Bien que cette théorie ne permette pas de prédire précisément les circonstances d'apparition ou l'intensité des symptômes, ni d'expliquer la variabilité interindividuelle, elle offre une interprétation complémentaire aux théories présentées ci-après, en fournissant un cadre explicatif à l'origine biologique des réponses nauséogènes face aux incohérences perceptives.

1.4.2. Théories liées aux reflexes oculaires

Pour percevoir correctement une scène visuelle, deux réflexes oculaires interviennent pour stabiliser l'image sur la rétine et maintenir la vision sur la fovéa. Le Réflexe Vestibulo-Oculaire (RVO) compense les mouvements de tête par des mouvements oculaires opposés afin de maintenir le regard fixé sur un point précis, tandis que le Réflexe OptoCinétique (ROC) permet de suivre une scène visuelle en mouvement (ex : regarder un paysage défiler depuis une voiture en mouvement) (Lappe & Hoffmann, 2000). Le ROC se manifeste par une alternance de phases lentes, où les yeux suivent le stimulus visuel jusqu'à ce qu'il quitte le champ de vision, et une phase rapide (saccade), où les yeux reviennent à leur position initiale pour suivre un nouvel objet. Ce cycle forme le nystagmus optocinétique.

Ebenholtz *et al.* (1992; 1994) proposent que certains stimuli inhabituels de mouvement induisent des mouvements oculaires soutenus (nystagmus), générant une tension dans les muscles oculaires qui stimulerait les noyaux vestibulaires et le nerf vague, responsable de symptômes caractéristiques du MS, tels que nausées et vomissements. Ces mouvements oculaires répétés peuvent également entraîner les maux de tête, de la fatigue visuelle et les difficultés de concentration. Ainsi, cette théorie fait du système vestibulaire un médiateur clé entre les stimuli visuels de mouvement et les réponses nauséogènes, ce qui fait écho à l'absence de sensibilité au MS observé chez les sujets atteints de vestibulopathie (Murdin *et al.*, 2015; Paillard *et al.*, 2013)

En soutien à cette hypothèse, certaines études ont montré que la réduction du nystagmus optocinétique permettait d'atténuer les symptômes du MS (Flanagan *et al.*, 2002; Hu & Stern, 1998; Krueger *et al.*, 2017). Cependant, cette théorie reste limitée à des contextes comme la VR et les simulateurs de conduite, où des mouvements visuels sont prépondérants et peuvent provoquer une activité oculomotrice excessive ou mal coordonnée.

1.4.3. Les conflits sensoriels

1.4.3.1. Théorie du conflit sensoriel

La théorie du conflit sensoriel, proposée par Reason et Brand (Reason, 1970; Reason & Brand, 1975), est aujourd'hui l'explication la plus largement acceptée. Selon ce modèle, le MS résulterait de signaux contradictoires concernant les mouvements perçus, entre ou au sein des systèmes sensoriels, à un instant donné. Cette discordance entre les signaux visuels,

vestibulaires et somatosensoriels, engendrerai une incapacité du SNC à interpréter correctement les mouvements subis par l'organisme, donnant lieu à l'apparition des symptômes du MS *(Fig. 1.17)*.

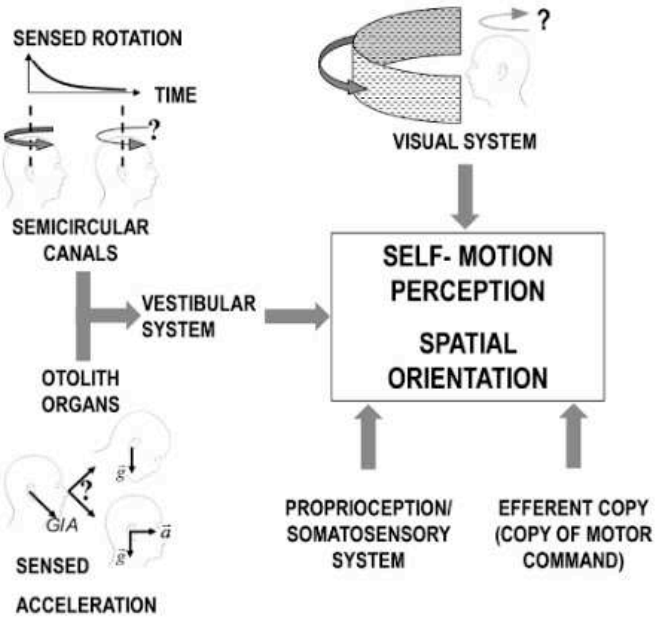


Figure 1.17 : Schéma des différents modules sensoriels (vestibulaires, visuels et proprioceptives) contribuant à la perception du mouvement et de la position du corps dans l'espace, à l'origine des informations conflictuelles provoquant le mal des transports (Bertolini & Straumann, 2016).

Le conflit visuo-vestibulaire constitue le cas le plus courant de conflits, bien que d'autres types de conflits, comme ceux entre les signaux des canaux semi-circulaires et des otolithes, puissent également survenir. Reason & Brand (1975) ont distingué deux grandes catégories de conflits sensoriels : (1) les conflits entre les systèmes, et (2) les conflits internes au système vestibulaire. Chaque catégorie peut être divisée en trois sous-types, donnant ainsi six types de conflits sensoriels (*Tableau 1.1*). Toutefois, les conflits de type 2 et 3 de la deuxième catégorie sont rarement rencontrés dans les situations de la vie courante.

Tableau 1.1: Illustrations des 6 types de conflits sensoriels pouvant provoquer le mal des transports (Benson, 2002; Reason & Brand, 1975).

TYPE DE CONFLIT	CATEGORIE 1 (conflits INTER système) : Visuels (A) *vs* vestibulaires / proprioceptifs (B)	CATEGORIE 2 (conflits INTRA système) : Canaux semi-circulaires (A) *vs* organes otolithiques (B)
TYPE 1 : A et B reçoivent des signaux contradictoires	Ex : Observer les vagues au loin sur le pont d'un navire en mouvement	Ex : Simulation de Coriolis
TYPE 2 : A reçoit un signal mais pas B	Ex : Simulateur de conduite à base fixe	Ex : Mouvements de tête en apesanteur
TYPE 3 : B reçoit un signal mais pas A	Ex : Déplacement sous le pont d'un navire sans accès à une référence visuelle extérieure	Ex : Rotation constante à l'horizontale

1.4.3.2. Le modèle interne

En 1978, Reason introduit en plus la notion de « réarrangement sensoriel » (ou « *inadéquation neuronale* » ou « *neuronal mismatch* »), selon laquelle le conflit ne se limite pas aux signaux sensoriels eux-mêmes, mais résulte d'un décalage entre la perception du mouvement basée sur les signaux sensoriels reçus en temps réel et un modèle interne du mouvement attendu, construit à partir d'expériences passées. Lors d'un mouvement, le SNC envoie un signal moteur efférent vers les muscles et génère simultanément une copie de ce signal, stockée en mémoire. Cette copie permet de prédire les conséquences attendues du mouvement à partir d'un modèle interne. Lors d'un mouvement, le cerveau compare le mouvement réellement perçu par les systèmes sensoriels avec ce modèle prédictif. Si la divergence entre les deux dépasse un certain seuil, les symptômes du MS apparaissent. En fonction du résultat de cette comparaison, s'ensuit une augmentation ou une diminution des symptômes du MS (*Fig. 1.18*). Le degré de conflit est ainsi positivement corrélé à l'intensité des symptômes (Benson, 2002). Par exemple, un passager de véhicule, bien qu'immobile, subit des accélérations dynamiques non anticipées, ce qui crée un écart croissant entre le modèle interne et les signaux perçus, aggravant le MS avec le temps d'exposition. Grâce aux copies d'efférences et aux informations sensorielles qui lui sont fournies, le SNC met continuellement à jour son modèle interne, le rendant plus proche du modèle de mouvement perçu dans une situation donnée, réduisant ainsi le niveau de conflit et la gravité du MS (*Fig. 1.18*).

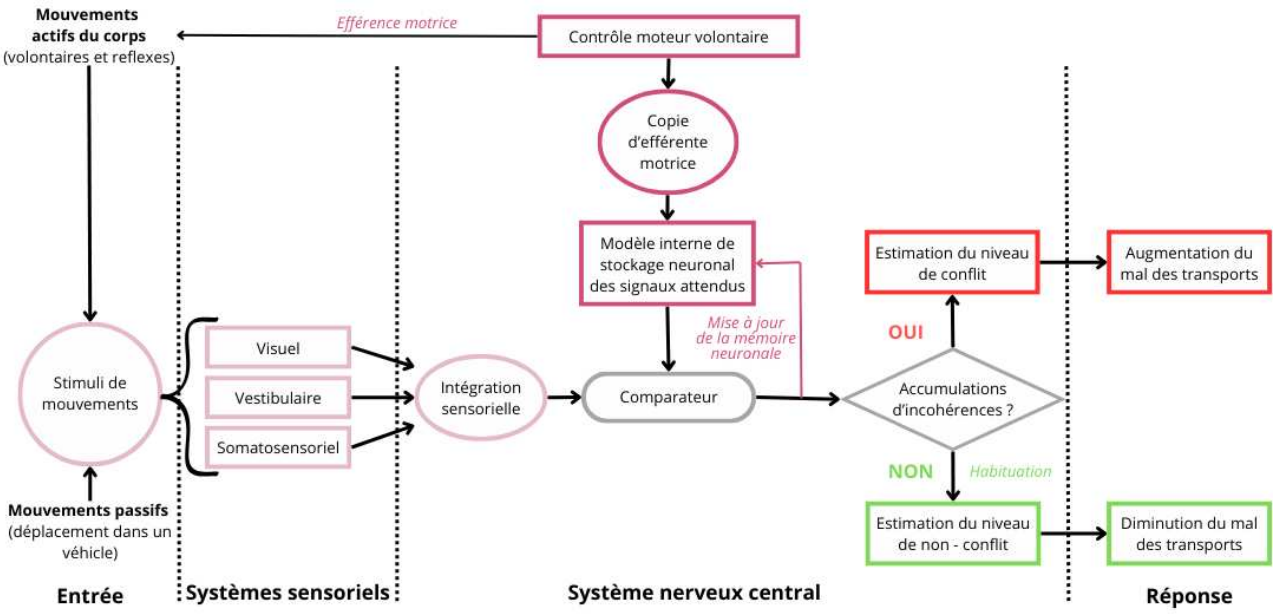


Figure 1.18 : Modèle des mécanismes neuronaux responsables du MS d'après la théorie de l'inadéquation neuronale.

Modèle du contrôle moteur, de la détection des mouvements et du mal des transports basé sur la théorie de l'inadéquation neuronale. (traduit et adapté de Benson, 2002*).*

Cette idée de modèle interne vise notamment à expliquer le phénomène d'habituation qui induit une diminution progressive des symptômes lors d'une exposition répétée aux mouvements alors que l'incongruence entre les modalités sensorielles persiste. C'est ce processus qui permet aux marins de s'habituer aux mouvements de la mer après quelques jours.

De plus, cette adaptation s'accompagne d'une désadaptation aux mouvements familiers précédents, expliquant l'apparition du mal du débarquement. Après une longue exposition en mer, certains marins continuent à percevoir une sensation de tangage une fois de retour à terre (Benson, 2002). Ce phénomène s'explique par la persistance de modèles de coordination sensori-motrices adaptés à l'environnement marin, devenus inadaptés sur la terre ferme. Par chance, la réadaptation au milieu familier se fait généralement plus rapidement, car le modèle interne d'origine peut être réactivé plus facilement en mémoire (Benson, 2002).

Cette évolution de la théorie introduit la notion de contrôle moteur dans l'apparition du MS et souligne que les symptômes émergent à la fois de contradictions entre les modalités sensorielles et de l'inadéquation entre perception et prédiction du mouvement, faisant davantage de cette théorie, une théorie des conflits au pluriel.

1.4.3.3. Théorie de la verticale subjective

En 1998, Bles *et al.* ont proposé une reformulation de la théorie du conflit sensoriel en introduisant le modèle du conflit de la verticale subjective. Ce modèle simplifié présente l'avantage de ne reposer que sur un seul conflit principal, évitant ainsi la classification complexe en multiples types de conflits sensoriels. Il se concentre sur le désalignement entre :

- La verticale ressentie, issue de l'intégration des signaux sensoriels relatifs à l'orientation spatiale (mouvement de translation, de rotation et de la force gravito-inertielle).
- La verticale subjective, prédite à partir des expériences passées et stockée en mémoire.

Le MS survient lorsque la représentation interne de la gravité ne correspond pas à l'expérience sensorielle actuelle, c'est-à-dire lorsque ces deux verticales divergent. L'intensité des symptômes serait directement liée à l'ampleur de ce désaccord.

Un exemple est l'effet Coriolis dans lequel, lors d'une rotation prolongée sur un axe vertical, un mouvement brusque de la tête en roulis ou en tangage provoque un désalignement de ces verticales, induisant des symptômes de MS *(cf. 1.3.1.3)*. À l'inverse, une rotation verticale sans inclinaison de la tête ne provoque généralement pas de symptômes (Bles *et al.*, 1998). Toutefois, cette théorie montre ses limites dans certaines situations, comme le MS induit par des stimuli visuels optocinétiques verticaux, qui ne génèrent pas de conflit clair avec la verticale.

Plus globalement, bien que la théorie des conflits sensoriels et ses variantes soient théoriquement solides, elle présente tout de même des limites. Elle repose sur des concepts abstraits comme « le modèle interne » ou « le comparateur », difficiles à tester expérimentalement. De même, il est difficile d'évaluer les mécanismes en jeu dans la mise à jour des modèles internes de mouvement. De plus, elle n'explique pas clairement les mécanismes neurophysiologiques qui traduisent les conflits en symptômes comme la nausée. Pour cela, elle est souvent combinée à d'autres approches, comme la théorie évolutive de l'intoxication (Treisman, 1977), qui offre une perspective complémentaire sur les origines adaptatives des réponses nauséogènes associées au MS.

1.4.4. Théorie de l'instabilité posturale

Riccio et Stoffregen (1991) ont remis en question la théorie du conflit sensoriel, qu'ils jugeaient trop abstraite et difficile à valider expérimentalement. Selon eux, le concept de « conflit sensoriel » repose sur une construction hypothétique qui ne peut, ni être observée, ni mesurée, et qui n'apporte pas de vraie compréhension et sous-entend la présence d'un mécanisme pour discerner ce qui est juste ou faux. De plus, ils soulignent que l'incongruence sensorielle est fréquente dans la vie quotidienne (ex : vision binoculaire) sans pour autant provoquer de malaise, ce qui signifie que le cerveau sait exploiter ces divergences pour créer une perception cohérente (à l'image de la perception de la profondeur).

Ces auteurs proposent alors une théorie alternative, dite de l'instabilité posturale, fondée sur une approche écologique. Le postulat est que l'organisme cherche en permanence à maintenir une stabilité posturale, définie comme la coordination des segments corporels pour conserver une posture stable, à l'inverse de l'instabilité définie comme un état dans lequel le corps tente de corriger et de minimiser les variations perçues par rapport à une posture stable. Le MS surviendrait lorsqu'un individu est incapable de maintenir une stabilité posturale, car confronté à un environnement en mouvement inconnu, nécessitant l'acquisition de nouvelles stratégies d'équilibre (ex. un novice en mer) (Riccio & Stoffregen, 1991). Le MS se manifesterait particulièrement lorsque la fréquence des mouvements est proche de la fréquence d'oscillation naturelle du balancement corporel (0,1–0,3 Hz), générant un déphasage menant à l'instabilité (Stoffregen *et al.*, 2000; Stoffregen & Smart, 1998). C'est ce contrôle inefficace de la posture qui conduit à une perte prolongée de stabilité, à l'origine du MS. Plusieurs études confirment que l'instabilité posturale précède l'apparition du MS, suggérant qu'elle en est la cause plutôt que la conséquence, et qu'elle peut donc servir de prédicteur (Bonnet *et al.*, 2006;

Smart *et al.*, 2002; Stoffregen *et al.*, 2000; Stoffregen & Smart, 1998). La sévérité des symptômes est positivement corrélée à l'ampleur de l'instabilité (Yokota *et al.*, 2005) et certaines stratégies simples (comme élargir la base de support) peuvent permettre de la réduire (Stoffregen *et al.*, 2010).

Contrairement aux théories où le sujet est considéré comme passif face aux conflits sensoriels, cette théorie met en avant le rôle actif de l'individu qui cherche à adapter en continu sa posture pour réduire l'instabilité, et l'importance du système moteur et de l'adaptation des boucles d'action-perception dans le MS. Toutefois, cette approche a suscité plusieurs critiques. Bos (2011) note que l'instabilité posturale n'est, ni nécessaire, ni suffisante pour déclencher le MS : certaines situations très nauséogènes (ex. effet de Coriolis) provoquent des symptômes immédiats, même sans instabilité préalable. De plus, des études n'ont trouvé aucun lien clair entre instabilité posturale et intensité des symptômes (Dennison & D'Zmura, 2017; Litleskare, 2021; Reed-Jones *et al.*, 2008). Cette théorie ne parvient pas non plus à expliquer pourquoi certaines personnes, comme les individus atteints de déficits vestibulaires, sont totalement insensibles au MS, et n'apporte pas d'éclaircissements sur les mécanismes neurophysiologiques reliant l'instabilité posturale aux symptômes. Enfin, cette théorie s'applique principalement aux situations où le contrôle postural est engagé (ex. surface instable, environnements marins), mais est limitée pour prédire les symptômes dans des contextes où la posture est peu sollicitée, comme en position assise ou allongée. Warwick-Evans *et al.* (1998) n'ont observé aucune différence entre les conditions de postures libre ou restreinte sur l'intensité du MS, et contrairement aux prédictions de l'instabilité posturale, Flanagan *et al.* (2004) ont observé que l'augmentation du défi postural ne suffit pas à lui seul pour induire un MS plus important.

1.4.5. Vers une approche intégrative du mal des transports

Plusieurs théories ont été proposées pour expliquer les mécanismes à l'origine du MS, chacune apportant un éclairage partiel sur ce phénomène complexe. Bien que soutenues par des données expérimentales, ces théories présentent des limites et se heurtent à des exceptions dans certains contextes spécifiques (ex. : sujets allongés, pathologies vestibulaires, effet de Coriolis). Elles reconnaissent le rôle de l'intégration sensorielle, mais divergent quant à sa place dans la chaîne causale. La théorie du conflit sensoriel considère les mécanismes d'intégration sensorielle comme la cause première, à l'origine à la fois du MS et de l'instabilité posturale. À l'inverse, la théorie de l'instabilité posturale voit dans cette instabilité la cause directe du MS.

À ce jour, aucune n'offre une explication pleinement satisfaisante. Ainsi, l'idée d'une cause unique à l'origine du MS paraît de plus en plus difficile à défendre. Des recherches, comme celle de Flanagan *et al.* (2004) suggèrent au contraire une origine multifactorielle, impliquant l'interaction entre conflits sensoriels, instabilité posturale et mouvements oculaires. L'étude montre que si le conflit sensoriel est le facteur principal, la combinaison de ces trois facteurs aggrave davantage le MS.

RESUMÉ *(Fig. 1.19)*

- La théorie du conflit sensoriel décrit une discordance entre les signaux sensoriels et entre un schéma sensorimoteur perçu et un retour sensoriel attendu à partir d'un modèle interne.
- Elle est la plus largement acceptée, car elle fournit une explication à la majorité des observations expérimentales et aux situations de MS.
- Elle peut être enrichie et renforcée par d'autres théories, comme la théorie évolutionnaire de l'intoxication, les théories basées sur les réflexes oculaires ou celle de la verticale subjective.
- La théorie de l'instabilité posturale constitue une alternative qui contredit certains aspects de la théorie du conflit sensoriel, car elle voit le MS comme la conséquence de l'instabilité.
- Dernièrement, certains auteurs envisagent davantage le MS comme multifactoriel et encouragent la prise en compte des différentes théories comme complémentaires.

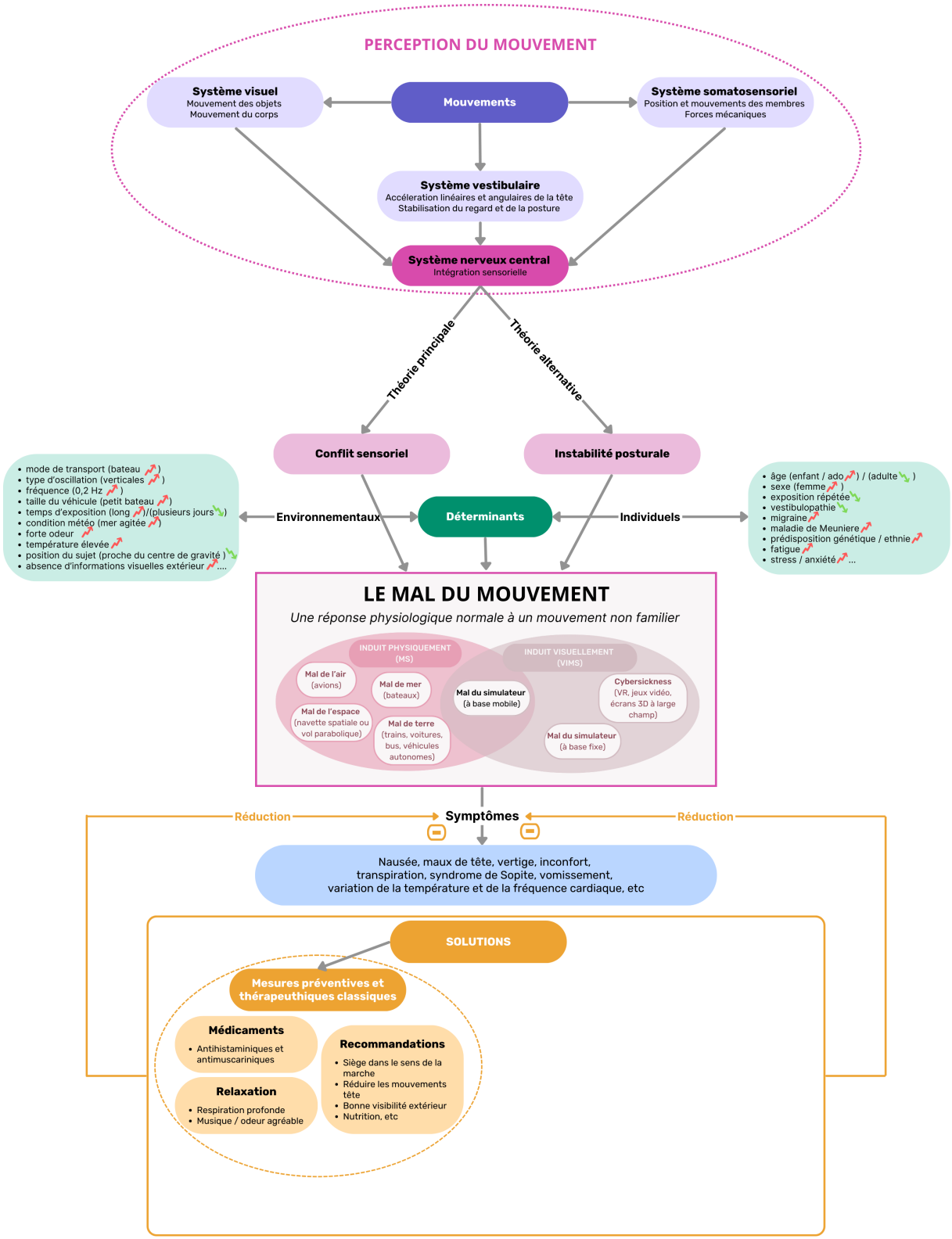


Figure 1.19 : Schéma de progression du cadre théorique.

1.5. Évaluations du mal des transports

L'évaluation du MS repose sur des outils subjectifs et objectifs. Les mesures subjectives, basées sur des questionnaires ou des échelles d'auto-évaluation, sont les plus couramment utilisées en raison de leur praticité (faciles et rapides à administrer), de leur accessibilité (peu de matériel et peu coûteux) et de leur précision (permettent d'évaluer directement les perceptions individuelles et l'intensité des symptômes). En complément, des indicateurs physiologiques peuvent fournir des informations objectives sur les réponses corporelles associées au MS (Li *et al.*, 2024). En effet, le système nerveux autonome régule les réponses physiologiques involontaires. Il comprend deux branches : le système sympathique, activé en situation de stress ou de danger, prépare l'organisme à des réactions de lutte ou de fuite, et le système parasympathique, à l'inverse, est impliqué dans les fonctions de repos et de récupération, comme la digestion (McCorry, 2007). Ces deux systèmes influencent divers paramètres, notamment la fréquence cardiaque, la température corporelle, la respiration ou encore la conductance cutanée. L'analyse de ces indicateurs permet de quantifier les réponses physiologiques liées au MS (Koohestani *et al.*, 2019 pour une revue de littérature). La partie suivante présente les principaux outils d'évaluation du MS.

1.5.1. Mesures subjectives

1.5.1.1. Évaluation rétrospective de la susceptibilité

Les antécédents de MS constituent un indicateur de la susceptibilité future (Arnardottir *et al.*, 2022; Besnard *et al.*, 2021). Les individus ayant déjà souffert de MS sont deux fois plus susceptibles de le ressentir à nouveau (Bos *et al.*, 2007). Pour mesurer cette susceptibilité. Golding (1998) a développé le *Motion Sickness Susceptibility Questionnaire* (MSSQ), révisé en version courte en 2006. Ce questionnaire permet d'évaluer rapidement la sensibilité d'un individu à partir de ses expériences passées dans divers modes de transport, sans nécessiter une mise en situation réelle. Il est souvent utilisé pour classer ou présélectionner des participants dans les études.

1.5.1.2. Évaluation de l'intensité des symptômes

Pour un suivi rapide et répétable en temps réel pendant l'exposition, deux échelles sont couramment utilisées :

- La *Fast Motion Sickness Scale* (Keshavarz & Hecht, 2011) ; échelle de 0 (aucun symptôme) à 20 (symptômes très présents) qui se concentre uniquement sur les nausées et l'inconfort général. Elle n'est pas ancrée, ce qui favorise davantage la subjectivité, les scores pouvant varier selon la perception individuelle.
- La *Misery Scale* (MISC ; Bos *et al.*, 2005) ; échelle graduée de 0 à 10, associant chaque score à une description spécifique de symptômes, permettant une interprétation plus homogène. Toutefois, elle hiérarchise les nausées comme étant plus inconfortables que d'autres symptômes (ex : maux de tête) pouvant pourtant être tout autant inconfortables.

Ces échelles sont pratiques pour suivre l'évolution des symptômes en continu, permettant de comparer à un même point de temps si le niveau de malaise varie d'une condition à l'autre, mais elles se limitent à une évaluation globale du malaise.

Pour une analyse plus détaillée de la nature des symptômes, des questionnaires multidimensionnels peuvent être utilisés avant ou après l'exposition aux mouvements comme :

- Le *Motion Sickness Assessment Questionnaire* (MSAQ ; Gianaros *et al.*, 2001) évalue quatre composantes (gastro-intestinale, centrale, périphérique et sopite) et s'adapte particulièrement aux mouvements physiques.
- Le *Simulator Sickness Questionnaire* (Kennedy *et al.*, 1993) est plus orienté VIMS, avec trois sous-échelles : nausées, troubles oculomoteurs et désorientation.

Cependant, il n'existe pas de questionnaire spécialement conçu pour un type de transport ou de simulateur, ce qui limite parfois leur spécificité. Pour contourner cette contrainte, certains auteurs utilisent des Échelles Visuelles Analogiques (EVA) ou numériques ciblées pour évaluer des symptômes précis (Himi *et al.*, 2004; Jarisch *et al.*, 2014; Jones *et al.*, 2019; Molisz *et al.*, 2020; Nobel *et al.*, 2012).

Globalement, ces outils sont faciles à administrer et permettent de quantifier et comparer l'intensité du MS entre différentes conditions. Toutefois, leur nature subjective peut entraîner des biais de réponse ou des variations interindividuelles, d'où l'intérêt de les compléter par des mesures objectives.

1.5.2. Mesures objectives

1.5.2.1. Quantification de la modulation de l'activité du système nerveux autonome

Plusieurs études ont mis en évidence une augmentation de la fréquence cardiaque (FC) avec l'intensité des symptômes dans des environnements cinétogène, suggérant l'utilité de cet outil comme indicateur du MS. Par exemple, Cowings *et al.* (1986) ont observé que les sujets les plus sensibles (ayant toléré une exposition à une chaise rotative entre seulement 5 et 14 min) présentaient une hausse plus marquée de la FC que les sujets modérément (15-24 min) ou faiblement sensibles (25-55 min). La FC revenait rapidement à son niveau basal dans les 5 min après l'exposition. Holmes & Griffin, (2001) et Himi *et al.* (2004) ont confirmé cette relation lors d'une stimulation optocinétique dans un tambour rotatif de 32 min ou après 6 min de visionnage d'une vidéo.

L'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) a permis de mettre en avant une activité sympathique accrue et un retrait parasympathique en condition de MS (Cowings *et al.*, 1986; Himi *et al.*, 2004; Holmes & Griffin, 2001). La VFC correspond aux variations des intervalles de temps entre deux battements cardiaques (appelé intervalle RR puis intervalle NN une fois les artefacts filtrés). Cet intervalle, exprimé en millisecondes, varie d'un battement à l'autre, augmente pendant les activités de détente et diminue en cas de stress, reflétant ainsi l'équilibre entre les activités sympathiques et parasympathique. Deux domaines d'analyse sont utilisés (Laborde *et al.*, 2017) :

- Dans le domaine temporel, les paramètres tels que RMSSD (moyenne quadratique des différences successives) et SDNN (écart-type des intervalles NN) sont souvent utilisés pour évaluer les modulations du contrôle réalisé par les deux branches sur l'activité cardiaque. Le RMSSD reflète principalement l'activité parasympathique, tandis que le SDNN donne une mesure globale de la variabilité.
- Dans le domaine fréquentiel, la transformée de Fourier est utilisée pour analyser la distribution spectrale des intervalles inter-battements et permet d'isoler deux bandes principales :
    - Basses fréquences (LF : 0,04 - 0,15 Hz) : qui représentent une combinaison des activités sympathique et parasympathique.
    - Hautes fréquences (HF : 0,15 - 0,40 Hz) : qui reflètent l'activité parasympathique.

Le rapport LF/HF renseigne ainsi sur l'équilibre autonome : un ratio élevé indique une dominance sympathique. Plusieurs études ont montré qu'une élévation de la FC (environ +15 battements par minute (bpm)) ainsi que du rapport LF/HF est associée à l'intensification des nausées dans le VIMS, ce qui indiquerait un déséquilibre autonome en faveur du système sympathique (LaCount *et al.*, 2009, 2011; Yokota *et al.*, 2005).

La thermorégulation constitue également un autre indicateur pertinent du MS. Le MS s'accompagne souvent d'une sensation de chaleur, entraînant des mécanismes de thermorégulation compensatoires tels que la vasodilatation cutanée et une sudation accrue, qui induisent une baisse de température (Nalivaiko *et al.*, 2014). Cette diminution de la température centrale et périphérique a été proposée comme un marqueur physiologique du MS (Bertin *et al*., 2005; Kim *et al.*, 2005; Min *et al.*, 2004; Nobel *et al*., 2012). Par exemple, Nobel *et al.* (2012) ont observé une diminution de 0,4 °C de la température rectale chez les sujets après exposition à une chaise rotative avec mouvements de tête, comparée aux témoins, et ceci malgré le fait d'avoir signalé une sensation excessive de chaleur. Cette baisse persistait pendant 90 min après l'exposition. A la fin de l'exposition, une vasodilatation accrue, une diminution de la température cutanée (-1,0°C) et une augmentation marquée de la sudation (x3) ont été observées.

La sudation étant contrôlée par le système nerveux sympathique via les glandes sudoripares, ces réponses traduisent une activation autonome accrue (stress, excitation, émotion forte). Elles peuvent être quantifiées par la conductance cutanée (SC), qui mesure la facilité avec laquelle un courant traverse la peau : plus la peau est humide, plus la conductance augmente. Une SC élevée peut ainsi refléter l'activation du système sympathique. De nombreuses études ont mis en évidence une corrélation positive entre la sévérité des symptômes et l'élévation de la SC, notamment au niveau des paumes (Kim *et al.*, 2005; LaCount *et al.*, 2009, 2011; Min *et al.*, 2004; Wan *et al.*, 2003), du front (Gavgani *et al.*, 2017; Wan *et al.*, 2003), ou du poignet (Gruden *et al.*, 2021). Ces résultats suggèrent un déséquilibre progressif du système nerveux autonome, caractérisé par une dominance croissante du système sympathique à mesure que les symptômes de nausée s'intensifient.

Cependant, ces résultats restent hétérogènes, certaines études n'ont pas mis en évidence de lien clair entre les réponses physiologiques et les symptômes du MS ou du VIMS, qu'il s'agisse de la régulation cardiaque (Gavgani et al., 2017; Graybiel & Lackner, 1980; Y. Y. Kim et al., 2005) ou de la thermorégulation (Graybiel & Lackner, 1980; Smyth *et al.*, 2021). Ces

éléments soulignent les limites de ces indicateurs physiologiques lorsqu'ils sont utilisés isolément pour évaluer le MS (Mühlbacher *et al.*, 2020; Smyth *et al.*, 2021).

1.5.2.2. Autres mesures objectives

Bien que non utilisées dans ce travail de thèse, d'autres approches peuvent être utilisées dans l'étude du MS. De manière non exhaustive, ces techniques sont rapidement présentées ci-après.

L'électrogastrographie permet d'enregistrer l'activité myoélectrique gastrique. Plusieurs études ont montré une tachygastrie corrélée à l'intensité des nausées, lors d'une exposition à des tambours optocinétiques (Hu *et al.*, 1991, 1999; Stern *et al.*, 1985, 1987), des environnements virtuels (Dennison *et al.*, 2016; Himi *et al.*, 2004; Kim *et al.,* 2005) ou des simulateurs dynamiques (Gruden *et al.*, 2021).

L'électroencéphalogramme a mis en évidence des modifications des bandes fréquentielles cérébrales en lien avec le MS. Selon les études, des changements des bandes delta, alpha, thêta (activités cérébrales lentes) et bêta dans les zones occipitales, pariétales et frontales ont été observés dans des simulateurs de conduite dynamique (Chen *et al.*, 2010; Chuang *et al.*, 2016; Z. Li *et al.*, 2022; Lin *et al.*, 2007), à base fixe (Min *et al.*, 2004; Park *et al.*, 2008) ou lors de déplacements réel en voiture (Henry *et al.*, 2022). Ces variations reflèteraient une surcharge cognitive, une tentative d'intégration sensorielle ou des mécanismes compensatoires face aux conflits sensoriels (Henry *et al.*, 2022; Li *et al.*, 2022; Lin *et al.*, 2007). Les résultats varient toutefois selon le type d'exposition (simulateur, environnement réel) et les méthodologies (ex : position des électrodes) (Koohestani *et al.*, 2019).

Enfin, l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle a permis d'identifier des réseaux cérébraux associés à la nausée, notamment une activation précédant la nausée de l'amygdale et du locus coeruleus (réponse autonome/stress), suivie d'une phase avancée impliquant : l'insula, le cortex cingulaire et somatosensoriel (liée à la perception corporelle), et le cortex orbitofrontal (traitement émotionnel et valence négative de la nausée) (Napadow *et al.*, 2013; Sclocco *et al.*, 2014). Le tronc cérébral, via le noyau du tractus solitaire et la formation réticulée, joue également un rôle clé dans les voies émétiques en intégrant les signaux de diverses structures dont les noyaux vestibulaires et gastro-intestinaux (Yates *et al.*, 2014). Ces données soutiennent l'idée que le MS résulte d'un déséquilibre dans l'intégration multisensorielle, impliquant des réseaux sensoriels, autonomes et moteurs ; et mettent en avant la présence possible de : (i) "neurones de conflit sensoriel" dans le tronc cérébral et le cervelet

(Oman & Cullen, 2014), (ii) réseaux cérébraux qui médient les nausées (Yates *et al.*, 2014) en accord avec la théorie du conflit sensoriel.

Globalement, malgré des tendances générales (élévation de la FC et de la SC et baisse de la température) associées à l'intensité du MS, une correspondance exacte entre les indicateurs physiologiques et le ressenti subjectif n'est pas toujours clairement établie. Ainsi, aucun seuil universel sur une variable physiologique unique ne permet aujourd'hui de diagnostiquer le MS. Une approche combinée, intégrant à la fois mesures subjectives et physiologiques, est recommandée pour une évaluation plus fiable et complète (Koohestani *et al.*, 2019; Mühlbacher *et al.*, 2020; Smyth *et al.*, 2021).

RESUMÉ *(Fig. 1.20)*

- La combinaison de différentes échelles et questionnaires utilisés à différents moments de l'expérimentation permet une évaluation subjective des symptômes du MS.
- Ces mesures peuvent être complétées par des indicateurs physiologiques, tels que la FC, la VFC, la SC ou la température.
- Cependant, actuellement, ces indicateurs physiologiques ne permettent pas, à eux seuls, de quantifier le MS en raison de leur variabilité et de l'absence de seuils universels.
- C'est pourquoi une évaluation multimodale intégrant à la fois des données subjectives et physiologiques demeure le moyen le plus fiable pour quantifier et étudier le MS.

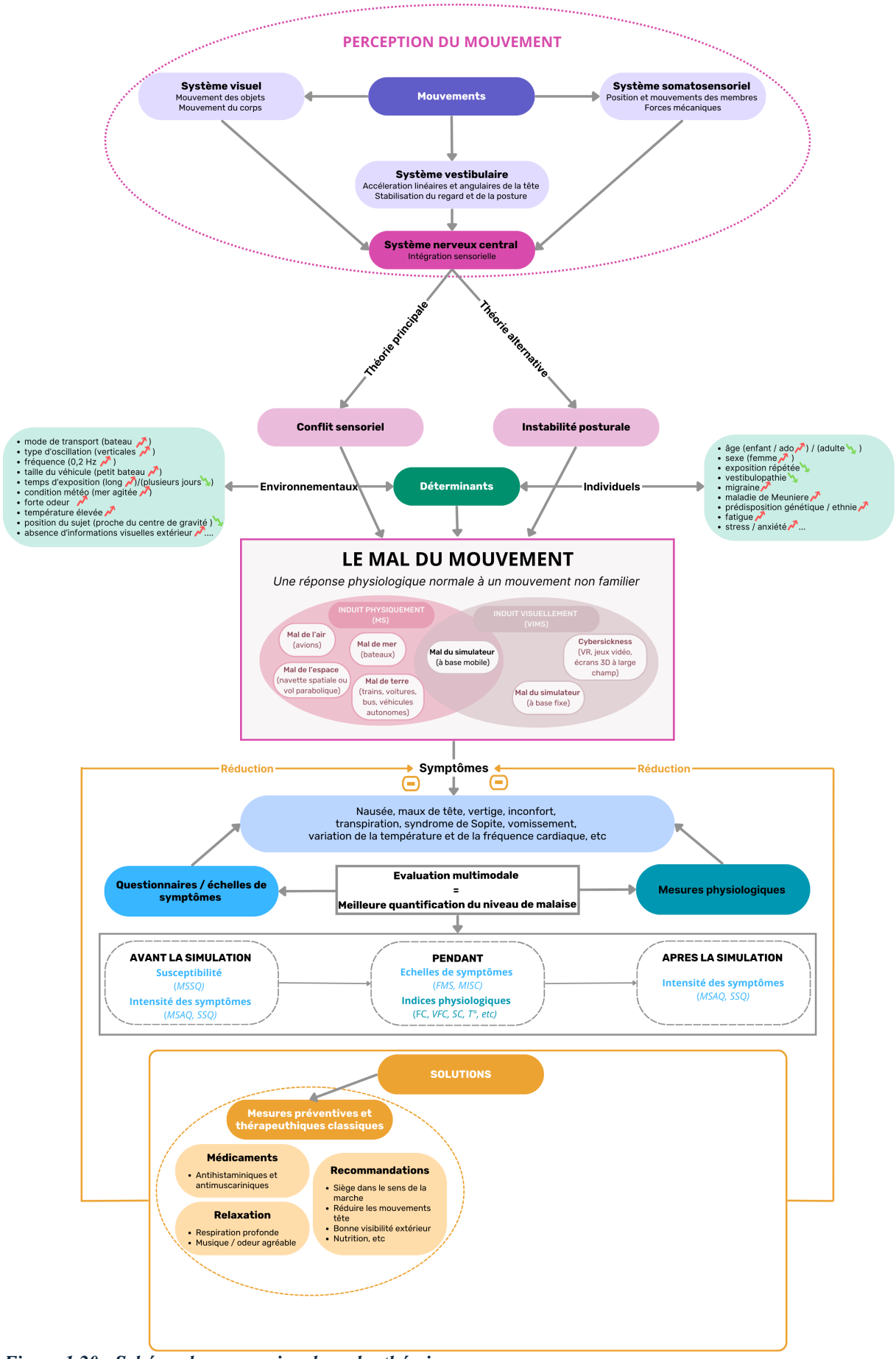


Figure 1.20 : Schéma de progression du cadre théorique.

1.6. Réduire le mal des transports par l'apport d'informations sensorielles de mouvement

Comme évoqué, l'intensité du MS dépend à la fois de facteurs individuels et environnementaux. Les stratégies d'atténuation du MS peuvent ainsi viser soit l'environnement de transport, soit l'utilisateur. L'objectif de cette thèse était ***d'évaluer l'efficacité instantanée d'interventions centrées sur l'usager basées sur l'apport d'informations sensorielles complémentaires sur le mouvement, pour atténuer les symptômes provoqués par un mouvement physique réel et non anticipé.*** *En conséquence, les adaptations techniques des véhicules (ex : optimisation des trajectoires, lissage de la conduite, amélioration des suspensions ; Li et al., 2024), ne seront pas détaillées ici. De même, la thèse se concentre sur les dispositifs synchronisés en temps réel avec un mouvement physique réel. Les études fournissant des informations anticipatives sur les mouvements à venir, comme ceux testés dans le cadre des véhicules autonomes (Feenstra et al., 2011; Hainich et al., 2021; Karjanto et al., 2018, 2021) ainsi que les dispositifs spécifiques au VIMS ne sont pas non plus détaillés, et sont mentionnées uniquement à titre complémentaire pour les approches encore peu étudiées. Les signaux anticipatoires reposent notamment sur la préparation cognitive aux mouvements futurs permettant aux passagers de devenir actifs plutôt que de subir les mouvements passivement. Enfin, les effets testés ici étant évalués en instantané, toutes les études concernant l'exposition répétée (habituation) ne seront pas non plus présentées davantage que dans la partie 1.2.1.3.*

Une stratégie centrale pour atténuer le MS consiste à réduire les conflits sensoriels, en harmonisant les signaux visuels et somatosensoriels avec le mouvement perçu par le système vestibulaire. Pour cela, des travaux récents ont exploré l'intérêt d'indices sensoriels supplémentaires (par exemple via des signaux visuels) fournissant des informations explicites sur le mouvement subi. En complétant la perception du mouvement, ces dispositifs visent à renforcer la cohérence entre les différentes modalités sensorielles (vestibulaire, visuelle et somatosensorielle), limitant ainsi le décalage perceptif à l'origine des symptômes. Cette approche a particulièrement été explorée à travers la modalité visuelle (Emond *et al.*, 2023), bien que des initiatives plus récentes s'intéressent également à l'apport d'indices haptiques.

1.6.1. Apport d'informations de mouvement via la modalité visuelle

1.6.1.1. Informations visuelles de mouvement intégrées dans les contenus visuels consultés pendant le transport

Plusieurs techniques visent à intégrer des repères visuels de mouvement en temps réel directement dans les contenus visuels (téléphone, tablette, casques de VR, réalité augmentée) consultés pendant le transport, dans le but de réduire l'inadéquation sensorielle *(Fig. 1.21)*.

L'ajout d'éléments dynamiques dans l'écran

Des éléments visuels tels que des bulles (Meschtscherjakov *et al.*, 2019) ou des bandes verticales en arrière-plan (Morimoto *et al.*, 2008) de l'écran, réagissant en temps réel aux accélérations du véhicule, ont permis de réduire les symptômes du MS en voiture. De même, Cho & Kim, (2022) ont observé une réduction des symptômes en projetant, en arrière-plan d'une scène immersive un flux optique composé de particules blanches se déplaçant en fonction des mouvements du véhicule. Feenstra *et al.* (2011) ont projeté en réalité augmentée un champ d'étoiles 3D, qui se déplaçait en opposition aux mouvements du simulateur de vol, réduisant significativement le MS (facteur de 1.6). Des effets similaires ont été rapportés dans un simulateur dynamique de bateau (Bos *et al.*, 2012), où l'affichage 3D fixe permettait de former une référence visuelle stable permettant une meilleure estimation des mouvements et ainsi de réduire efficacement les symptômes. Enfin, Tal *et al.* (2012) ont montré, dans un simulateur de bateau, que plus l'horizon artificiel projeté est en phase avec les mouvements physiques (roulis, tangage, lacet), plus la réduction du MS est marquée (-26 %).

Le déplacement de l'ensemble du contenu affiché

Le basculement du plan de la vidéo selon l'axe de rotation verticale du véhicule a également conduit à une réduction des symptômes par rapport à une condition de visionnage classique, en simulant visuellement les mouvements subis (Morimoto *et al.*, 2008). De même, Hock *et al.* (2017) ont intégré les accélérations et les virages réels du véhicule dans le contenu du jeu de VR et ont observé une réduction partielle (mais non significative) des symptômes, suggérant que cette technique pourrait offrir un bénéfice perceptif si les mouvements sont bien synchronisés avec le contenu affiché.

La projection d'une vue extérieure de la route

L'affichage d'une vue de l'environnement routier en arrière-plan d'un texte à lire a légèrement atténué les symptômes pendant une tâche de lecture lors d'un déplacement de 10 min en voiture (Miksch *et al.*, 2016) ou lors de la projection de la route en arrière-plan d'une scène de VR (Cho & Kim, 2022).

Certains de ces résultats n'ont cependant pas été reproduits (De Winkel *et al.*, 2021; Pöhlmann *et al.*, 2022). Par exemple, Hanau & Popescu (2017) n'ont observé aucun effet bénéfique d'une balle à ressort dans le contenu de l'écran ou du déplacement d'un texte en fonction de l'accélération lors d'un trajet en bus. Ils suggèrent que l'absence de résultats proviendrait d'une saillance perceptive insuffisante des indices sensoriels, trop subtils pour être perçus. De même, Pöhlmann *et al.*, (2022) n'ont pas observé de différence d'intensité de MS lorsque les indices visuels étaient congruents avec les mouvements du siège rotatif, mais ils ont montré qu'une projection visuelle couvrant l'ensemble du champ visuel était perçue comme plus distrayante que des repères limités à la périphérie.

Ces constats soulignent l'importance de la modalité de présentation de ces indices visuels. Les dispositifs testés jusqu'à présent reposent majoritairement sur des affichages en vision centrale nécessitant la fixation d'un écran, ce qui peut convenir à des contextes de loisir passif, mais reste inadapté aux passagers devant maintenir une attention soutenue (travailleurs, professionnels en déplacement). Pour répondre à ces limitations, certaines recherches explorent désormais des solutions périphériques, intégrées dans l'environnement du véhicule et synchronisées avec ses mouvements. Ces dispositifs, moins intrusifs et moins distrayants, offrent une perspective prometteuse pour réduire efficacement le MS tout en préservant la concentration des usagers.

1.6.1.2. Informations visuelles sur le mouvement en dehors des contenus visuels consultés pendant le transport

Deux études ont exploré l'effet de repères visuels dynamiques intégrés directement dans l'habitacle, et projetés dans le champ visuel périphérique du passager, afin de fournir une information visuelle en temps réel complémentaire sur les mouvements subis. Bohrmann *et al.* (2022) ont testé un système de feedback visuel basé sur des bandes de diodes électroluminescentes (LED) positionnées horizontalement sous les fenêtres du véhicule, affichant les mouvements longitudinaux du véhicule. Les bandes s'illuminaient et se

déplaçaient selon le type de mouvement : lumière blanche allant de l'avant vers l'arrière lors d'une accélération, rouge allant de l'arrière vers l'avant lors d'un freinage. Sur un principe similaire, Diels *et al.* (2023) ont évalué un affichage ambiant utilisant des bandes LED intégrées dans les panneaux latéraux des portières. Ce système simule un flux optique latéral, dont la vitesse et la direction varient en fonction des accélérations et décélérations du véhicule. Un code couleur permet également d'anticiper ces variations (passage du bleu au vert lors d'une accélération, du bleu au rouge lors d'une décélération). Diels *et al.* (2023) ont observé une réduction des symptômes du MS (−28 %) lorsque le dispositif était intégré à un ensemble de mesures de confort (contrôle des accélérations, suspension optimisée, etc), mais aucun effet significatif lorsqu'il était utilisé seul. De leur côté, Bohrmann *et al.*,(2022) ont relevé une tendance à la réduction des symptômes, significative uniquement pour certains sous-groupes de participants ou lorsque la vision extérieure du véhicule était maintenue.

Dans une optique de portabilité dans les différents modes de transport, Krueger *et al.* ont développé un dispositif d'affichage visuel portable sous forme de lunettes transparentes portées sur la tête, permettant d'apporter des repères visuels sans nécessiter l'usage d'un écran ni l'orientation du regard vers celui-ci (Krueger, 2011; Krueger *et al.*, 2017). Ce dispositif projette en continu, dans le champ visuel de l'utilisateur, un repère orthogonal à deux dimensions, associé à un horizon artificiel. Cet horizon offre une référence visuelle des mouvements de la tête par rapport à la Terre, en cohérence avec les signaux vestibulaires, afin de réduire les conflits sensoriels, en particulier dans des situations où les indices visuels sont absents ou incohérents. Dans une première étude, des participants sensibles au MS ont utilisé librement les lunettes pendant 3 à 4 semaines, dans des situations quotidiennes, et ont évalué l'impact de celles-ci via un questionnaire. Les résultats suggèrent une réduction notable des symptômes, bien que la méthodologie repose sur une autoévaluation en conditions non contrôlées (Krueger, 2011). Une seconde étude, en contexte contrôlé cette fois, a utilisé une simulation vestibulaire via une chaise rotative et a mis en évidence une réduction des symptômes lorsque le dispositif était porté (Krueger *et al.*, 2017).

L'ensemble des travaux explorant l'apport d'informations visuelles cohérentes avec le mouvement, suggère un potentiel prometteur pour atténuer les symptômes du MS. Ces repères visuels, qu'ils soient intégrés dans les contenus regardés, dans l'habitacle ou portés par l'usager, semblent permettre une meilleure congruence sensorielle, réduisant ainsi les conflits perceptifs à l'origine du MS. Cependant, les résultats restent hétérogènes et soulignent la nécessité de

recherches complémentaires, en particulier pour l'approche concernant l'apport d'informations visuelles en dehors des contenus visuels classiques (bandes LED et lunettes), encore peu étudiées.

1.6.2. Apport d'informations de mouvements via la modalité haptique

1.6.2.1. Efficacité de signaux haptiques pour transmettre de l'information

Si la majorité des recherches sur la réduction du MS se sont concentrées sur les indices visuels, l'intérêt pour la modalité haptique connaît un essor croissant. Cette modalité sensorielle présente plusieurs avantages pour transmettre efficacement des informations sur les mouvements subis (Jones & Sarter, 2008; Van Erp, 2002).

La peau humaine, avec une surface réceptrice estimée entre 1,5 et 2 m² chez l'adulte (Leider, 1949), permet une stimulation omnidirectionnelle, sans nécessiter une orientation spécifique. Si la vision reste dominante pour les jugements spatiaux, le toucher offre une meilleure discrimination temporelle. En effet, deux stimuli tactiles peuvent être perçus comme distincts à des intervalles de temps plus courts que deux stimuli visuels (Van Erp & Werkhoven, 2004), permettant une perception fine dans le temps et l'espace (Van Erp, 2001). Les signaux haptiques sont traités plus rapidement que les stimuli visuels ou auditifs, tout en transmettant une quantité importante d'information. Par exemple, dans les véhicules, des systèmes haptiques embarqués ont montré une amélioration significative des temps de réaction face aux alertes, avec une charge cognitive moindre que les signaux visuels ou sonores (Chang et al., 2011; Van Erp & Van Veen, 2001). Un autre atout majeur des signaux haptiques est leur capacité à capter l'attention de manière efficace sans interférer avec les autres canaux sensoriels, ce qui libère la vision et l'audition pour d'autres tâches (Geldard, 1960; Jones & Sarter, 2008). Discrets et silencieux, ces messages peuvent être transmis via différentes formes de stimulation (vibrations, pressions, étirements de la peau, etc.), et restent perceptibles même dans des conditions dégradées (ex. obscurité), les rendant adaptés à des environnements variés (Van Erp & Van Veen, 2001).

Les signaux haptiques ont déjà été utilisés dans de nombreux domaines :

- *Dans les véhicules*, ils ont montré leur efficacité pour : réduire la somnolence au volant (Arimitsu *et al.*, 2007), aider au maintien des trajectoires (Suzuki & Jansson, 2003), alerter en cas de collision imminente (Ho et al., s. d.), améliorer la détection des objets en environnement obstrué (ex. angles morts) (Morrell & Wasilewski, 2010). En navigation, ces systèmes apportent des informations directionnelles et anticipatives qui réduisent la charge cognitive et les temps de réaction du conducteur (Van Erp *et al.*, 2005; Van Erp & Van Veen, 2004). Par exemple, une ceinture vibrante dont les vibrations indiquent la direction et la distance s'est avérée plus intuitive et efficace qu'un GPS classique (Asif & Boll, 2010).
- *Dans l'aérospatial*, une veste tactile a été développée pour réduire la désorientation spatiale chez les pilotes (Rupert *et al.*, 1994). Elle retransmet les mouvements de roulis et de tangage via des vibrations, ce qui améliore la perception de l'orientation et la précision de trajectoire sans augmenter la charge cognitive (McGrath *et al.*, 2004; Rupert *et al.*, 2016).
- *En rééducation*, les ceintures vibrantes ont montré des effets positifs sur l'équilibre chez des patients atteints de troubles vestibulaires, de l'équilibre, des personnes âgées (Dehzangi *et al.*, 2013; Kentala *et al.*, 2003; Kingma *et al.*, 2019; Wall *et al.*, 2001, 2011; Wall & Weinberg, 2003) et des personnes déficientes visuelles (Ouyang *et al.*, 2018), en fournissant des indications directionnelles précises. Ces dispositifs, souvent basés sur des capteurs inertiels couplés à un retour vibrotactile, permettent un feedback intuitif, facilitant une correction rapide de la posture et une meilleure perception de la verticalité. Ils sont ainsi utilisés en rééducation vestibulaire et dans la prévention des chutes. Fait notable, Anctil *et al.* (2022) ont montré que l'application de signaux vibrotactiles erronés (non liés au mouvement réel) augmentait l'instabilité posturale, ce qui suggère une intégration active de ces signaux par les participants pour ajuster leur posture.

1.6.2.2. Utilisation des signaux haptiques pour atténuer le mal des transports

Dans le contexte du MS, seules quelques études ont exploré l'efficacité de signaux haptiques pour atténuer les symptômes, et les résultats sont contrastés. Ces approches varient selon le type de stimulation (vibrations, percussions, mouvement du corps) et la temporalité des signaux (synchronisés avec le mouvement réel, anticipatifs, ou aléatoires) *(Fig. 1.21)* :

Vibrations.

Lors de simulations de conduite à base fixe, des vibrations appliquées en temps réel au niveau des fesses ou du corps entier, cohérentes avec les mouvements visuels, ont permis de réduire les symptômes de VIMS (Jung *et al.*, 2021; Lucas *et al.*, 2020). Par exemple, dans l'article de Lucas *et al.*, (2020) les vibrations ont réduit les symptômes de 57% en améliorant le réalisme de la simulation. A notre connaissance, seuls deux études ont évalué les effets de vibrations en situation de mouvement physique réel. Elles ont toutes deux observé une réduction du MS, bien que les vibrations aient été appliquées de manière aléatoire (au niveau de la tête), (Bos, 2015; Salter *et al.*, 2019). Les autres travaux menés en conditions de mouvement physique réel ont évalué l'utilisation de feedback haptiques anticipatifs, via des bracelets ou des dispositifs dans les sièges de véhicules autonomes (Karjanto *et al.*, 2021; Kremer *et al.*, 2022; Li & Chen, 2022; Reuten *et al.*, 2023; Yusof *et al.*, 2020).

Percussions

Liu *et al.*, (2019) ont développé un dispositif haptique porté sur la tête qui simule les impacts ressentis lors de la marche en appliquant de légères percussions synchronisées avec les pas dans l'environnement virtuel. Ce système a permis de réduire le MS en recréant une illusion haptique de locomotion, réduisant le conflit sensoriel sans stimuler directement le système vestibulaire.

Stimuli arthrokinétiques (mouvements d'un membre du corps)

En conduite automobile, Karjanto *et al.*, (2021) ont testé un retour kinesthésique anticipatif via une plaque mobile intégrée au dossier du siège, poussant l'épaule du passager dans la direction du virage (Karjanto *et al.*, 2021).

Comme pour la modalité visuelle, l'apport de signaux haptiques cohérents avec le mouvement subi renforce la redondance de l'information avec les autres modalités (vestibulaire pour le MS ou la vision pour le VIMS). Cela améliorerait la précision et l'interprétation des mouvements, favorisant une meilleure cohérence multisensorielle et donc une réduction des conflits (Jung *et al.*, 2021; Lucas *et al.*, 2020; Liu *et al.*, 2019). Cependant, certaines études suggèrent que des vibrations, basses fréquences et non perturbantes, appliquées de manière aléatoire peuvent également réduire le MS en créant un bruit sensoriel, qui réduirait l'importance et la fiabilité allouées aux informations vestibulaire (vibrations au niveau de la

tête) ou proprioceptive (vibrations au niveau des fesses) atténuant ainsi les conflits (Bos, 2015; Lucas *et al.*, 2020; Salter *et al.*, 2019). Lucas *et al.*, (2020) , ont montré, par exemple, que des vibrations aléatoires sous les fesses réduisaient le VIMS de 47%, bien que ces vibrations aient été jugées moins confortables que celles cohérentes avec le mouvement. D'autres auteurs suggèrent un effet de distraction des signaux haptiques, en focalisant l'attention sur un stimulus externe, les participants prêteraient moins d'attention à leurs symptômes (Gálvez-García *et al.*, 2017).

Malgré des résultats encourageants, les effets positifs des signaux haptiques ne sont pas systématiquement répliqués. Plusieurs études n'ont pas observé de bénéfices sur le MS en fonction des simulateurs (vol, montagnes russes, cyclisme, moto, route sinueuse), de la localisation des vibrations (tête, cou, fesses) et des caractéristiques des signaux (fréquence, amplitude, synchronisation avec le mouvement) (Grassini *et al.*, 2021; Kooijman *et al.*, 2024; Matviienko *et al.*, 2022; Sawada *et al.*, 2020). De plus, à notre connaissance, aucune étude n'a évalué l'effet d'un retour haptique en temps réel, cohérent avec le mouvement subi, dans un contexte de MS induit par des déplacements physiques réels. Ainsi, la modalité haptique représente une voie prometteuse pour le développement de dispositifs anti-MS mais les variabilités méthodologiques entre les études rendent difficile l'identification des stratégies les plus efficaces, nécessitant des recherches supplémentaires.

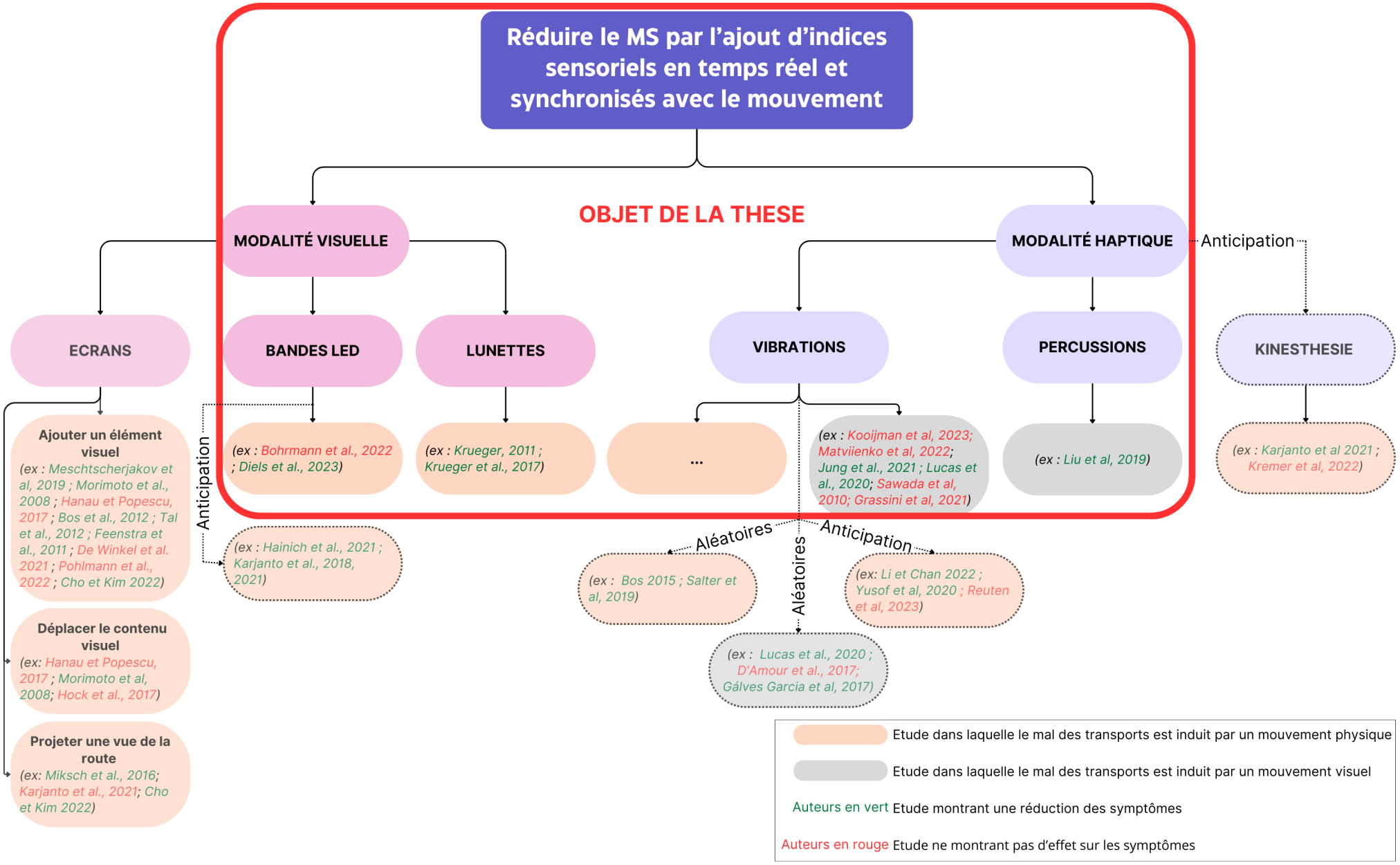

Réduire le MS par l'ajout d'indices sensoriels en temps réel et synchronisés avec le mouvement
OBJET DE LA THESE
MODALITÉ VISUELLE
MODALITÉ HAPTIQUE
Anticipation
ECRANS
BANDES LED
LUNETTES
VIBRATIONS
PERCUSSIONS
KINESTHESIE
Ajouter un élément visuel
(ex : Meschtscherjakov et al, 2019 ; Morimoto et al., 2008 ; Hanau et Popescu, 2017 ; Bos et al., 2012 ; Tal et al., 2012 ; Feenstra et al., 2011 ; De Winkel et al. 2021 ; Pohlmann et al., 2022 ; Cho et Kim 2022)
Déplacer le contenu visuel
(ex: Hanau et Popescu, 2017 ; Morimoto et al, 2008; Hock et al., 2017)
Projeter une vue de la route
(ex: Miksch et al., 2016; Karjanto et al., 2021; Cho et Kim 2022)
Anticipation
(ex : Bohrmann et al., 2022 ; Diels et al., 2023)
(ex : Hainich et al., 2021 ; Karjanto et al., 2018, 2021)
(ex : Krueger, 2011 ; Krueger et al., 2017)
...
(ex : Kooijman et al, 2023; Matviienko et al, 2022; Jung et al., 2021 ; Lucas et al., 2020; Sawada et al, 2010; Grassini et al, 2021)
(ex : Liu et al, 2019)
(ex : Karjanto et al 2021 ; Kremer et al, 2022)
Aléatoires
Anticipation
Aléatoires
(ex : Bos 2015 ; Salter et al, 2019)
(ex: Li et Chan 2022 ; Yusof et al, 2020 ; Reuten et al, 2023)
(ex : Lucas et al., 2020 ; D'Amour et al., 2017; Gálves Garcia et al, 2017)
Etude dans laquelle le mal des transports est induit par un mouvement physique
Etude dans laquelle le mal des transports est induit par un mouvement visuel
Auteurs en vert Etude montrant une réduction des symptômes
Auteurs en rouge Etude ne montrant pas d'effet sur les symptômes

Figure 1.21 : Synthèse des approches de feedbacks sensorielles explorées pour réduire le mal des transports.

Ce schéma présente les principales stratégies visant à atténuer le MS en fournissant des indices sensoriels sur le mouvement, selon deux modalités : visuelle (à gauche) et haptique (à droite). Les dispositifs sont classés selon leur support (écran, lunettes, bandes LED, etc.) et la temporalité de l'information (temps réel, anticipative, aléatoire). La thèse se concentre sur les dispositifs synchronisés en temps réel avec un mouvement physique réel. Les études utilisant d'autres temporalités (aléatoires ou anticipatives) ou induisant un VIMS (avec un fond gris) sont mentionnées à titre complémentaire pour les approches encore peu étudiées (ex : vibrations, bandes LED).

Constats clés :

- *Les indices visuels cohérents avec le mouvement montrent une efficacité dans la majorité des études.*
- *Les approches visuelles hors écrans (LED, lunettes) sont encore peu explorées, bien qu'elles soient plus adaptées aux passagers actifs.*
- *La modalité haptique émerge comme une alternative intéressante, notamment via des vibrations, mais les résultats sont hétérogènes et aucune étude n'a testé des signaux en temps réel et synchronisés avec un mouvement physique*

RESUMÉ *(Fig. 1.22)*

- La modalité visuelle est la plus étudiée pour fournir des indices sensoriels cohérents avec le mouvement, principalement à travers des contenus affichés sur écran.
- Toutefois, les dispositifs visuels hors écran (lunettes, bandes LED) restent peu explorés, bien qu'ils soient prometteurs pour les passagers actifs car moins distrayants.
- Les signaux haptiques émergent comme alternative intéressante, notamment dans les contextes où la vision est déjà mobilisée, bien que le nombre d'études soit encore limités.
- L'utilisation de signaux haptiques conduit généralement à des effets positifs, bien qu'ils ne soient pas toujours reproduits en raison de fortes variabilités méthodologiques, rendant difficile l'identification des approches les plus efficaces et soulignant le besoin d'études complémentaires.
- A notre connaissance, aucune étude n'a évalué les effets de signaux haptiques synchronisés en temps réel avec un mouvement physique, laissant un vide dans la littérature.

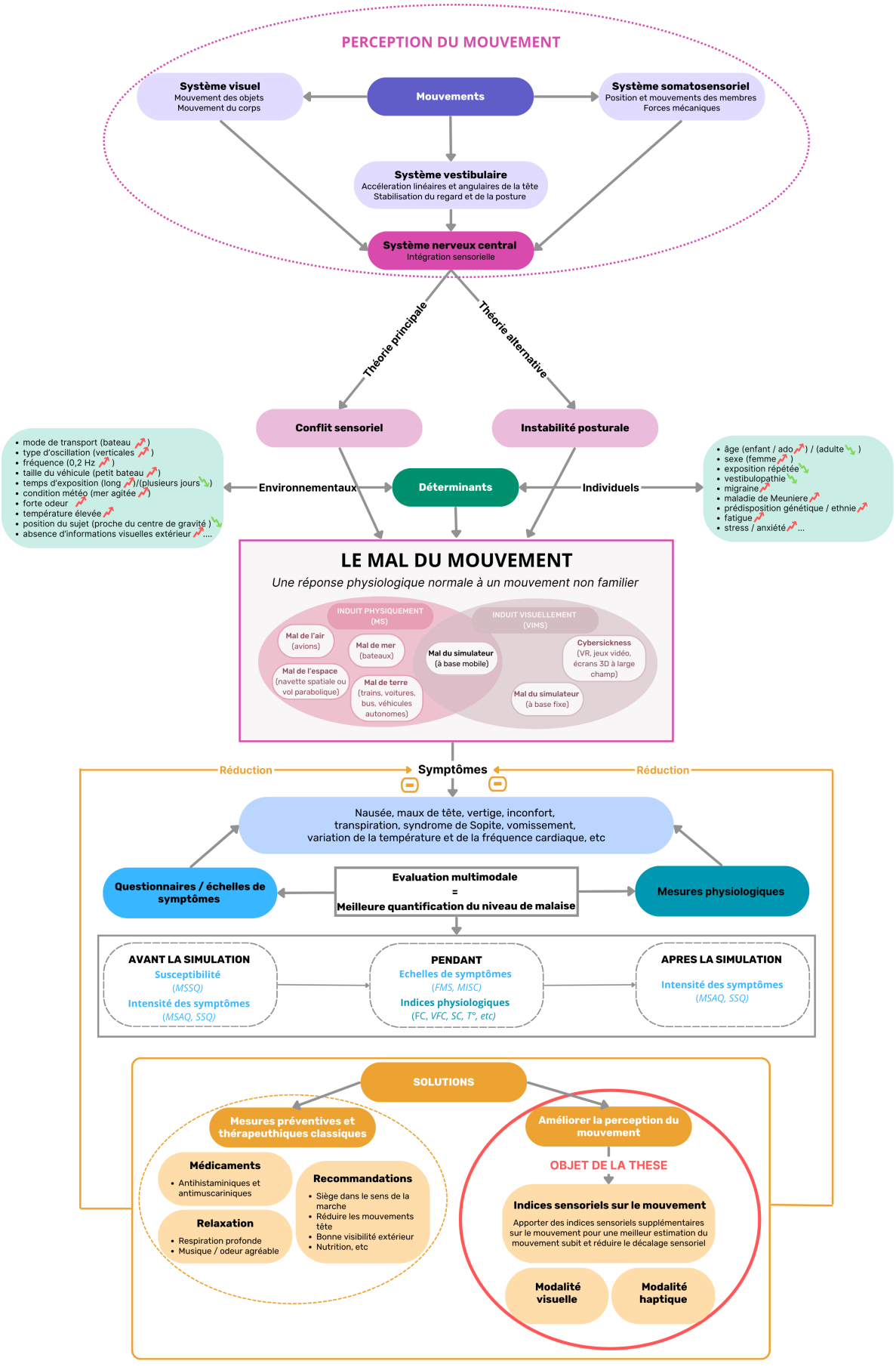


Figure 1.22 : Schéma du cadre théorique

CHAPITRE 2

MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE

Fun Fact *: La blouse de chercheur a laissé place à un cuissard de pêcheur. Pas très glamour, mais terriblement efficace pour garder les pieds au sec !* 🌊

2.1. Organisation générale

Ce travail de thèse est organisé autour de trois méthodologies (A, B, C), impliquant différents groupes de sujets. Chacune de ces méthodologies a été conçue pour répondre à des objectifs spécifiques liés à l'évaluation de l'efficacité de feedbacks sensoriels sur le MS.

Méthodologie A : Rôle de la vision dans la susceptibilité au MS

Elle a été conçue pour l'étude 1 qui visait à examiner le rôle de la vision dans la genèse du MS. L'objectif était de déterminer si la vision jouait un rôle primordial ou partiel dans la survenue du MS en comparant la susceptibilité de trois groupes d'individus : voyants, malvoyants et aveugles complets. Cette étude a également cherché à déterminer si la période d'acquisition de la déficience visuelle (congénitale ou acquise) influençait la susceptibilité au MS chez les personnes atteintes de cécité totale.

Méthodologie B : Apport d'informations de mouvement via la modalité visuelle

- *Étude 2 : Un simulateur de navigation pour évaluer l'efficacité de feedbacks sensoriels sur la naupathie en laboratoire*

Un simulateur de déplacement en bateau a été conçu afin d'être utilisé pour tester l'effet de l'apport d'informations de mouvement sur la naupathie. L'objectif de cette étude était de concevoir un simulateur de navigation, de vérifier la reproductibilité des oscillations induites, et d'évaluer sa capacité à induire une naupathie reflétant la susceptibilité des sujets en conditions réelles.

- *Étude 3 : Feedback visuel dynamique périphérique*

Cette étude a évalué l'impact instantané d'informations visuelles dynamiques, s'adaptant en temps réel aux mouvements du bateau. Ces indices étaient présentés sous forme de bandes lumineuses verticales situées en périphérie du champ de vision et formant un plan d'horizon artificiel. L'objectif était d'évaluer l'effet instantané de ce feedback, asservi aux mouvements du bateau, sur les symptômes de naupathie et les changements physiologiques associés.

- *Étude 4 : Combinaison d'approches visuelles*

Cette étude a exploré les effets instantanés combinés de deux approches impactant la modalité visuelle : la réduction partielle du champ de vision périphérique et l'apport d'un

horizon artificiel asservi aux mouvements de la tête, grâce à des lunettes spécifiques. L'objectif était de déterminer si cette combinaison offrait un bénéfice supplémentaire en termes de réduction des symptômes de naupathie et des changements physiologiques associés.

Méthodologie C : Apport d'informations de mouvement via la modalité tactile et multimodalité.

- *Étude 5a : Feedback tactile appliqué sur la sangle abdominale*

Cette étude visait à examiner l'effet instantané de l'apport d'informations tactiles asservi aux mouvements du tronc. Ces indices étaient fournis par une ceinture vibrante portée à la taille, délivrant un retour tactile sur les balancements du haut du corps. L'objectif était d'évaluer l'impact de ce feedback sur les symptômes de naupathie et les changements physiologiques associés.

- *Étude 5b : Approche multisensorielle (visuelle et tactile)*

La dernière étude portait sur l'effet combiné d'informations visuelles (bandes lumineuses utilisées dans l'étude 3) et tactiles (ceinture vibrante utilisée dans l'étude 5a). L'objectif était de déterminer si cette approche multimodale offrait un bénéfice supplémentaire pour la réduction des symptômes de la naupathie et les changements physiologiques associés.

2.2. Méthodologies expérimentales

Le consentement libre et éclairé de chaque participant a été recueilli en amont de toute expérimentation. Des critères d'inclusion spécifiques ont été définis et vérifiés dans chaque méthodologie. Les participants ont pris part de manière volontaire et éclairée aux expérimentations et avaient le droit de quitter les études à tout moment. Le comité national d'éthique pour la recherche en Science et Techniques des Activités Physique et Sportives a approuvé les 3 méthodologies décrites ci-dessous (Méthodologie A : IRB 00012476-2021-16-04-104 ; Méthodologie B : IRB 00012476–2023–17–02–231 ; Méthodologie C : IRB 00012476-2024-14-10-346) et toutes les procédures expérimentales ont suivi les principes de la déclaration d'Helsinki.

2.2.1. Méthodologie A : Rôle de la vision dans la susceptibilité au MS

2.2.1.1. Population

Huit cent quarante-huit sujets ont complété le questionnaire. Ils ont été recrutés au sein de la communauté universitaire, d'associations ou de fédérations regroupant des personnes déficientes visuelles dans différents pays francophones. Les sujets devaient être âgés de plus de 18 ans, ne pas avoir de diagnostic de troubles vestibulaires et ne pas consommer d'antihistaminiques. Les sujets voyants devaient avoir une vision normale ou corrigée à la normale tandis que les sujets déficients visuels devaient avoir une déficience visuelle telle que définie par l'Organisation Mondiale de la Santé (2022) et diagnostiquée par un médecin.

Parmi l'ensemble des sujets, cent soixante-dix étaient déficients visuels (103 femmes, âge moyen : 46,2 ±18 ans, Indice de Masse Corporelle (IMC) : 25,8 ± 6,0) et ont été appariés avec 170 sujets voyants (103 femmes, âge moyen : 45,8 ± 17,7 ans, IMC : 24,5 ± 4,2). Pour cela, les deux groupes de sujets ont été séparés selon leur sexe puis un pourcentage de correspondance a été calculé en prenant en compte l'âge et l'IMC. Une correspondance minimale à 85% a été définie comme seuil. Seules 2 paires de sujets femmes ont été appariées avec un pourcentage de correspondance plus faible (65 et 66%) principalement à cause d'un IMC plus élevé chez les sujets déficients visuels. Le pourcentage moyen de correspondance était de 97 % ± 4.

Afin d'évaluer l'effet de l'absence totale de perception de la lumière par rapport à la présence de certaines informations visuelles et d'une vision normale, les sujets déficients visuels ont été séparés en deux groupes : les aveugles complets (absence totale de perception de la lumière) et les malvoyants (malvoyance et cécité quasi-totale) (*Fig. 2.1*). Dans l'ensemble, 130 sujets étaient malvoyants (groupe P, 88 femmes, âge moyen : 44,2 ±17,8 ans, IMC : 25,4 ± 5,8), et 40 sujets étaient totalement aveugles (groupe B, 15 femmes, âge moyen : 52,4 ±16,9 ans, IMC : 27,1 ± 6,9). Parmi les sujets atteints de cécité totale, 23 souffraient de cécité totale congénitale (groupe CB, 10 femmes, âge moyen : 48,9 ± 16,7 ans, IMC : 27,3 ± 7,6), et 17 de cécité totale acquise (groupe AB, 5 femmes, âge moyen : 57,3 ± 16,3 ans, IMC : 26,6 ± 6,4).

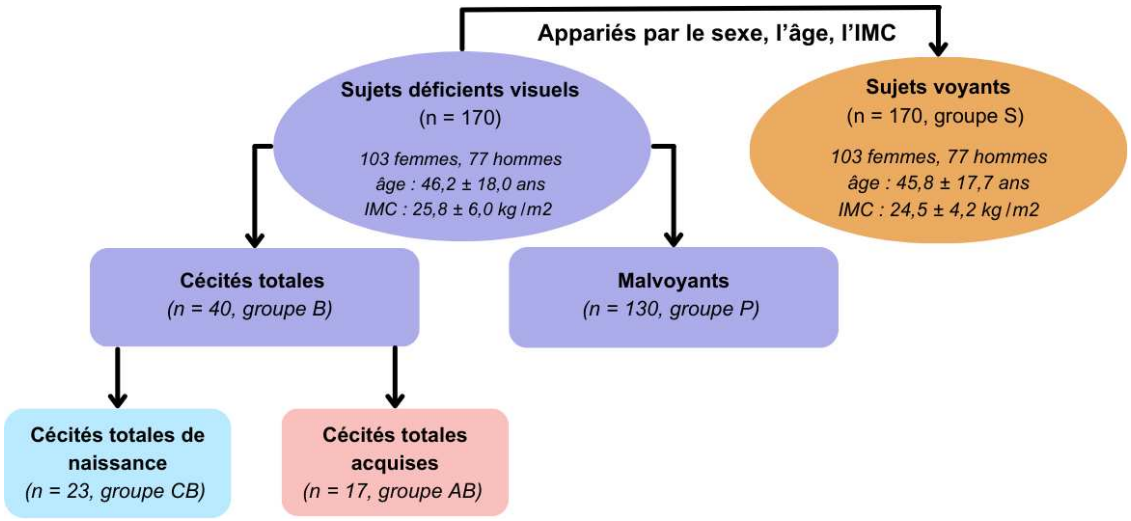


Figure 2.1. : Répartition des sujets dans les différents sous-groupes en fonction de leur déficience visuelle.

n = nombre de sujets dans le groupe, IMC = Indice de Masse Corporelle. L'âge et l'IMC sont présentés sous forme de moyenne ± écart-type.

2.2.1.2. Procédure

Ce protocole est basé sur une évaluation par questionnaire en ligne. Le questionnaire a été créé à l'aide de LimeSurvey (Engard, N.C. LimeSurvey. Disponible en ligne : http://limesurvey.org). Il s'agit d'un outil d'enquête en ligne sécurisé destiné aux instituts de recherche. Toutes les données ont été collectées de manière prospective au cours de l'année 2023 (entre mars et décembre) en France et dans les pays francophones. L'ensemble du questionnaire était anonyme et nécessitait environ 15 minutes pour être rempli. Il a été envoyé par courrier électronique à des représentants de diverses organisations et associations francophones de malvoyants, qui étaient libres de le distribuer à leurs membres. En raison du handicap des participants, une attention particulière a été portée à l'accessibilité du questionnaire : au choix de la police de caractères, de la couleur, du contraste et de la taille des caractères. Le questionnaire était compatible avec l'utilisation d'outils de zoom, de logiciels de lecture d'écran, et la navigation au clavier était également possible. L'accessibilité du questionnaire a été testée par deux personnes malvoyantes utilisant différents outils d'assistance et par une société qui développe des technologies d'assistance pour les personnes malvoyantes. Si les participants rencontraient des difficultés pour remplir le questionnaire, ils pouvaient également contacter l'un des expérimentateurs pour qu'il le remplisse par téléphone. La première partie du questionnaire comprenait des questions sur les caractéristiques des participants (âge, sexe, taille, poids, etc.). La seconde partie abordait des questions relatives à leur déficience visuelle (gravité, apparition, progression, etc.). Enfin, la dernière partie était

consacrée à l'évaluation de la susceptibilité au MS à l'aide du MSSQ (Golding, 2006), qui fournit des scores de susceptibilité au MS allant de 0 (aucun symptôme) à 54 (symptômes sévères dans tous les modes de transport).

Le MSSQ évalue la susceptibilité des participants en tenant compte de la susceptibilité durant l'enfance (score MSA, < 12 ans) et de la susceptibilité à l'âge adulte (score MSB, au cours des 10 dernières années) en fonction des différents modes de transport et de divertissement utilisés (voiture, bus, train, avion, petit bateau, bateaux, balançoires dans les cours de récréation, ronds-points dans les cours de récréation, grands plongeurs/manèges dans les fêtes foraines). Pour tous les modes de transport et de divertissement, il a été demandé aux sujets à quelle fréquence ils se sentaient malades ou nauséeux. Les sujets pouvaient répondre sur une échelle de 5 points : sans objet/jamais voyagé, jamais malade, rarement malade, parfois malade, souvent malade. Les réponses ont été évaluées comme suit : 0 = jamais malade, 1 = rarement malade, 2 = parfois malade, 3 = souvent malade. Les scores MSA et MSB ont été calculés à l'aide de la formule donnée par Golding, (2006) *(Formule 2.1 et 2.2)*. Le score total du MSSQ brut est calculé en additionnant les scores MSA et MSB. Sur la base du score brut du MSSQ, une estimation du percentile du MSSQ peut être réalisée pour classer la susceptibilité d'une personne au MS grâce à la *formule 2.3.,* avec x qui correspond au score brut du MSSQ, a = 5,11609, b = -0,05517, c = 0,00068 et d = -1,07147e-5. En fonction du score percentile, les sujets sont considérés comme faiblement susceptibles (1er quartile), légèrement susceptibles (2ème quartile), modérément susceptibles (3ème quartile) et sévèrement susceptibles (4ème quartile) (Fowler *et al.*, 2014).

$$MSA = \frac{(score\ total\ de\ maladie\ enfant) \times 9}{(9 - nombre\ de\ modes\ de\ transport\ non\ expérimentés\ enfant)} \quad (2.1)$$

$$MSB = \frac{(score\ total\ de\ maladie\ adulte) \times 9}{(9 - nombre\ de\ modes\ de\ transport\ non\ expérimentés\ adulte)} \quad (2.2)$$

$$y = ax + bx^2 + cx^3 + dx^4 \quad (2.3)$$

Formules 2.1, 2.2 & 2.3 : Formule de Golding (2006) utilisée pour le calcul de sous scores MSA et MSB et des percentiles du MSSQ.

2.2.1.3. Analyses statistiques

Le test de Shapiro-Wilk a montré que les données ne remplissaient pas les conditions de normalité. Ainsi, les relations entre MSA et MSB au sein de chaque groupe ont été évaluées par des corrélations de Spearman et des tests de Wilcoxon. Un test de Kruskal-Wallis suivi d'un post hoc de Dwass-Steel-Critchlow-Fligner a été réalisé pour comparer la susceptibilité entre les 3 groupes (voyants, malvoyants et aveugles complets). Le test de Mann-Whitney a été utilisé pour comparer la sensibilité entre CB et AB. Le niveau de signification a été fixé à $p < 0,05$ (*<0,05, ** <0,01, ***<0,001). Les tailles d'effet (ES) basées sur les différences standardisées entre les scores moyens ont été calculées pour examiner l'ampleur de ces différences. Les tailles d'effet ont été calculées à l'aide de l'epsilon au carré pour le test Kruskal-Wallis et interprétées comme suit : ES < 0,01 [négligeable], 0,01-0,06 [petit effet], 0,06-0,14 [effet moyen] et > 0,14 [grand effet] ; et la corrélation rang-bisérial pour les tests de Mann-Whitney et de Wilcoxon, interprétée de la manière suivante : ES < 0,1 [négligeable], 0,1-0,3 [petit effet], 0,3-0,5 [effet moyen] et > 0,5 [grand effet]. Le traitement et l'analyse des données ont été réalisés sur JASP (version 0.19.3) et sur Prism 10.

2.2.2. Méthodologie B : Apport d'informations de mouvement via la modalité visuelle

Cette méthodologie a été mise en œuvre dans le cadre des études 2, 3 et 4. Les différences principales entre les études concernent le nombre de sessions, la présence et le type de dispositif de prévention du MS utilisé.

Étude 2 : Un simulateur de navigation pour évaluer l'efficacité de feedbacks sensoriels sur la naupathie en laboratoire

2.2.2.1. Population

Soixante- cinq sujets (37 femmes) entre 18 et 54 ans (moyenne d'âge : 28,1 ± 9,7 ans), étudiants et personnels de l'Université de Toulon, ont volontairement participé à l'étude. Les sujets devaient avoir une vision normale ou corrigée à la normale et ne devaient pas présenter de trouble vestibulaire, de l'équilibre, ou moteur, de pathologie démentielle ou d'affection neurologique évolutive diagnostiquée par un médecin. Ils ne devaient pas avoir pris de

médicament au moment des mesures ou dans les 2 jours qui ont précédé celles-ci, ni avoir consommé d'alcool et de drogue dans les dernières 24 h, ni souffrir de claustrophobie, aquaphobie ou migraines chroniques.

2.2.2.2. Matériels

Les symptômes ont été évalués à la fin de la simulation à l'aide d'EVA. Le sujet devait compléter 10 EVA indépendantes, évaluant de 0 à 10 les symptômes suivants : anxiété, inconfort général, hypersalivation, sensation de chaleur, maux de tête, somnolence, inconfort gastrique, nausées, fatigue et vertiges. Ces 10 symptômes appartiennent aux 4 catégories de symptômes décrites par Cha *et al.* (2021) et correspondent à une compilation du *Pensacola Diagnostic Index* (Graybiel *et al.*, 1968), du *Simulator Sickness Questionnaire* (Kennedy *et al.*, 1993) et du *Motion Sickness Assessment Questionnaire* (Gianaros *et al.*, 2001). Les sujets avaient pour instruction d'évaluer l'intensité ressentie à la fin de la simulation pour chaque symptôme entre 0 (pas du tout) et 10 (très intense). Ces 10 symptômes sont les mêmes que ceux utilisés comme critères d'arrêts de la simulation. Deux critères d'arrêt ont été définis : le participant signale (i) un symptôme avec un score de 5 ou plus, (ii) 3 symptômes avec un score supérieur à 1 sur une échelle d'intensité des symptômes de 0 à 10 affichée dans le simulateur *(Fig. 2.2)*. Il a été demandé aux sujets d'estimer mentalement et en continu l'intensité des symptômes qu'ils ressentaient pendant la simulation. Si les sujets répondaient à l'un ou l'autre de ces deux critères d'arrêt, ils devaient en informer verbalement les expérimentateurs, ce qui entraînait l'arrêt immédiat de la simulation.

Des mesures de fréquence cardiaque (FC) et de température (T°) ont été réalisées à l'aide d'un moniteur de FC (polar H10) et d'une montre connectée (Polar Vantage M), qui enregistrait la FC en battement par minute (bpm) du début à la fin de la simulation. La moyenne de la FC a été calculée sur un intervalle de 30 secondes au début et à la fin des oscillations. La T° a été mesurée à l'aide d'un thermomètre frontal à infrarouge (Braun BNT 400), qui mesure l'émission d'énergie cutanée au niveau du front et la convertit en une valeur approximative de la température corporelle en °C.

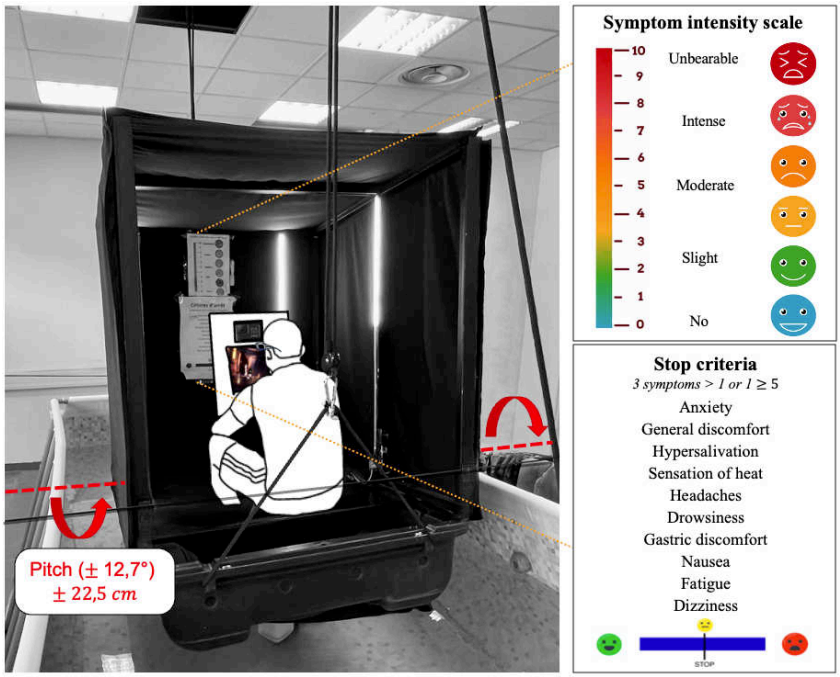


Figure 2.2 : Photographies du simulateur de navigation, avec une vue intérieure du sujet en position.

La flèche rouge en pointillé représente l'axe de rotation du bateau, induisant un mouvement de tangage à un angle de ±12,7° par rapport à l'horizontale. A droite, la liste des symptômes utilisés comme critères d'arrêt et l'EVA présentée pour aider le sujet à évaluer l'intensité de ces symptômes entre 0 et 10 pendant la simulation (de Thierry de Faletans et al., 2024).

2.2.2.3. Procédures

Les sujets ont réalisé uniquement 1 session expérimentale *(Fig. 2.3)*. Après avoir rempli le MSSQ, les sujets ont été informés du déroulement de l'expérimentation, des mouvements du bateau qu'ils allaient subir, de la position à prendre dans le bateau et des critères qui pourraient mettre fin à la simulation. Une fois toutes les instructions données, les sujets ont été équipés d'un moniteur de FC, puis ils ont été invités à monter dans le simulateur. Dans le simulateur, une pause d'une minute sans oscillation a été observée pour éviter tout changement physiologique potentiel dû à la tension générée par l'embarquement. La température a ensuite été mesurée. Les sujets recevaient un iPad Pro 12,9", positionné en mode paysage et placé à 50 cm de leurs yeux, sur lequel ils regardaient une vidéo. Les vidéos étaient des films d'animation disponibles sur YouTube, libre de droits et émotionnellement neutre pour éviter d'affecter les symptômes ou les composantes physiologiques mesurés. Elles décrivaient de courtes aventures de personnages en couleur qui ne parlaient pas, avec seulement des effets sonores. Il n'y avait pas de vidéos avec des points de vue à la première personne ou des scènes de voyage dans un véhicule. Le dessin animé servait à fixer le regard des sujets et à reproduire une situation dans laquelle les sujets effectuaient une tâche sans rapport avec les mouvements du bateau, comme

c'est souvent le cas, par exemple, lorsque l'on utilise notre téléphone dans les transports. Les sujets avaient pour instruction de regarder la tablette devant eux et de ne pas bouger pendant la simulation. Le regard du sujet était dirigé à 15° vers le bas par rapport à la position anatomique. Le champ visuel occupé par l'écran, du point de vue de l'observateur, était d'environ 24°. Une fois le sujet correctement installé, la simulation commençait. Le temps passé dans le simulateur avant l'apparition des premiers symptômes, tel que défini par nos critères d'arrêt, était mesuré en secondes entre le début des oscillations et l'arrêt de la simulation. Cette mesure de temps correspondait à notre variable principale. La simulation était arrêtée si le sujet répondait aux critères d'arrêt ou à la fin de la durée maximale d'exposition, qui était de 10 minutes. À la fin de la simulation, une deuxième mesure de la température était effectuée puis l'enregistrement de la FC était interrompu. Les sujets étaient ensuite invités à sortir du bateau, puis à évaluer à l'écrit l'intensité de leurs symptômes sur les 10 EVA.

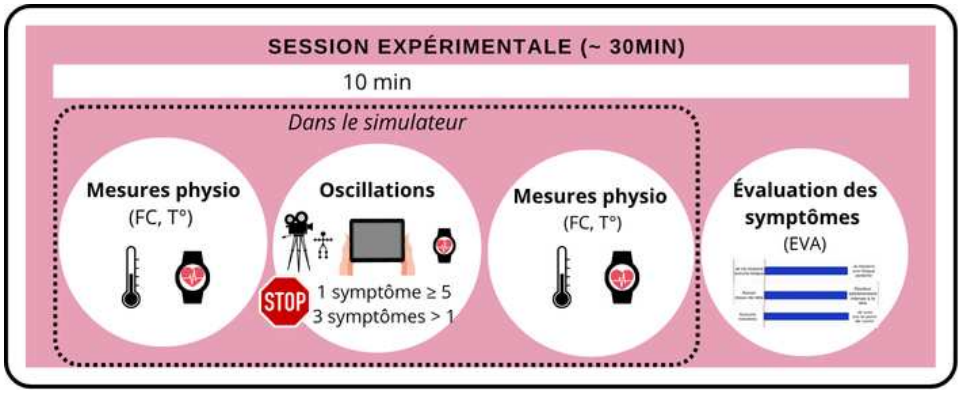


Figure 2.3 : Déroulement général de l'étude 2

FC : Fréquence Cardiaque, T° : Température, EVA : Échelle Visuelle Analogique.

2.2.2.4. Analyses statistiques

Les valeurs moyennes, les écart-types et le nombre de symptômes supérieurs à 1 pour les 10 symptômes évalués ont été calculés pour chaque sujet. Sur la base des scores bruts obtenus avec le MSSQ, les percentiles du MSSQ ont été calculés. Un delta de variation pour chaque sujet a été calculé entre les mesures de température et de FC au début et à la fin de la simulation. Les données ne respectaient pas les conditions de normalité, donc des analyses non paramétriques ont été réalisées. Des corrélations de Spearman ont permis de tester la présence de liens entre la susceptibilité des sujets en condition réelle et les variables mesurées dans le simulateur. Le traitement et l'analyse des données ont été réalisés sur JASP (version 0.19.3) et sur Prism 10.

Étude 3 : Un feedback visuel dynamique formant un plan d'horizon artificiel pour prévenir la naupathie

2.2.2.1. Population

L'objectif de cette étude étant de tester l'effet instantané d'un feedback visuel sur la naupathie, une susceptibilité modérée ou sévère au MS, évaluée par le MSSQ, a été ajoutée comme critère d'inclusion. Ainsi, les sujets devaient avoir un score brut total au MSSQ supérieur à 11,3, qui correspond au 50e percentile. La population d'étude était de quinze volontaires (11 femmes), âgés de 18 à 54 ans (29,4 ± 10,2 ans) recrutés parmi les personnels et les étudiants de l'Université de Toulon. Les autres critères d'inclusion étaient les mêmes que ceux de l'étude 2.

2.2.2.2. Dispositif utilisé

Le système utilisé dans cette étude est le système Boarding Lights. Il a été développé et breveté par la société Boarding Ring ®, partenaire de cette thèse (réf : US10537705B2). Ce système est composé de 4 LED, chacune d'une longueur de 1 m, qui s'allument en fonction des oscillations du bateau afin de fournir, en temps réel, un retour visuel sous la forme d'un plan d'horizon artificiel référencé à la Terre *(Fig. 2.4)*. Leur éclairages dynamiques, orientés verticalement, réagissent et s'adaptent en temps réel aux mouvements du véhicule, offrant aux passagers un plan d'horizon artificiel continu basé sur les 4 points d'intersection entre les pixels éclairés et non éclairés.

Lorsque le bateau est à l'arrêt, la moitié des bandes LED sont allumées. Lorsque le bateau oscille vers l'avant, une partie des pixels des LED latérales s'éteint, tandis que d'autres s'illuminent sur les LED avant. L'inverse est vrai pour des oscillations vers l'arrière *(Fig. 2.4)*. Le nombre de pixels qui s'allument et s'éteignent, est proportionnel à l'intensité de l'inclinaison du bateau. Le même mécanisme est utilisé lorsque le bateau réalise des mouvements de roulis. Les LED s'allument et s'éteignent en fonction du mouvement lorsque le bateau oscille simultanément dans les deux axes.

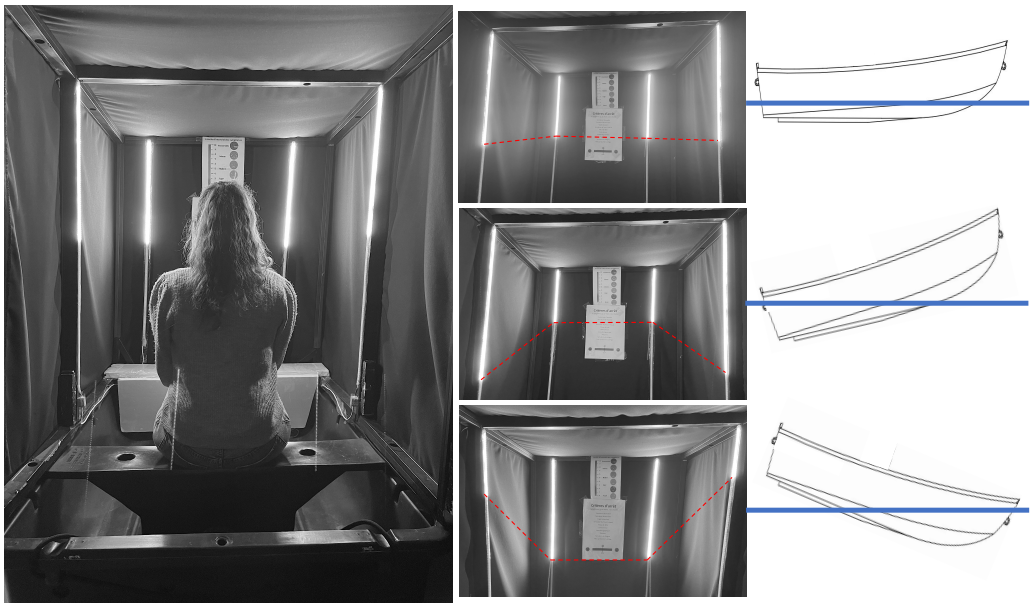


Figure 2.4 : Photographies et schéma du fonctionnement des Boarding Lights (de Thierry de Faletans, et al., 2024a).

***Gauche** : vue de l'intérieur du simulateur de déplacement en bateau avec le système Boarding Light développé et breveté par Boarding Ring ®, réf : US10537705B2.*
***Centre** : de haut en bas : éclairage du système lorsque le bateau est parfaitement horizontal ; éclairage du système lors d'une inclinaison vers l'arrière (avant du bateau soulevé de 22,5 cm) ; éclairage du système lors d'une inclinaison vers l'avant (arrière du bateau surélevé de 22,5 cm). En rouge : représentation du plan d'horizon artificiel permanent à partir des 4 points d'intersection entre les pixels éclairés et non éclairés.*
***Droite** : illustration schématique du mouvement du bateau dans l'eau pour chaque éclairage du système de bandes LED correspondant.*

2.2.2.3. Procédure

Les sujets ont participé à 2 sessions expérimentales *(Fig. 2.5)* identiques à celle décrite pour l'étude 2 : une session contrôle et une session test dans laquelle les sujets étaient exposés au système de feedback visuel. Les conditions étaient présentées aléatoirement entre les sujets. Les sessions étaient espacées d'au moins un jour pour permettre une récupération des symptômes induits par le simulateur. Chaque session avait lieu à la même heure de la journée afin d'atténuer les effets diurnes potentiels. Les sujets n'ont reçu aucune information sur le fonctionnement du dispositif et aucune distinction n'était faite entre les conditions pendant les instructions. Le dispositif a été mis en place juste avant le début des oscillations. Avant le début des oscillations, des mesures de la FC et de la température au repos ont été ajoutées afin d'obtenir des mesures physiologiques de référence pour chaque sujet. La FC a été enregistrée pendant 5 min au repos puis en continu du début à la fin des oscillations. La FC moyenne a été calculée pour la période de repos de 5 min et un intervalle de 30 s au début et à la fin des oscillations. De même, la température a été mesurée une première fois au repos, une seconde fois juste avant le début des oscillations, puis à la fin de la simulation. Après les oscillations,

cinq questions ont été posées aux sujets concernant la vidéo visionnée pendant la simulation. Ces questions avaient pour objectif de vérifier l'engagement des sujets dans la vidéo comme Brietzke *et al.*, (2021). Elles se composaient de questions sur des éléments factuels de la vidéo, tels que la couleur du chapeau du personnage principal, suscitant des réponses ouvertes telles que « rouge ». Sur les 10 questions potentielles par vidéo, 5 ont été sélectionnées pour chaque sujet en fonction de la durée de la séquence visionnée. Un point a été attribué à chaque bonne réponse et le score total pour les 5 questions a été calculé.

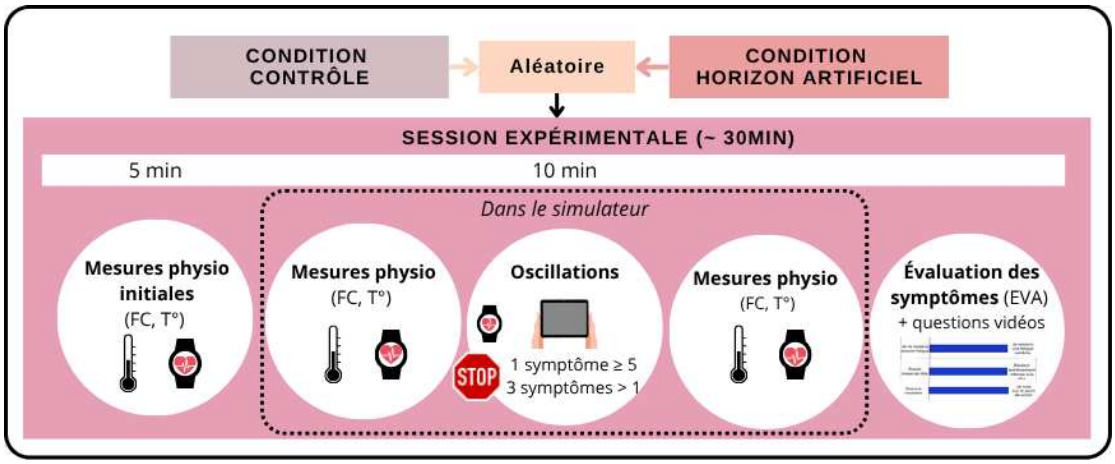


Figure 2.5 : Déroulement général de l'étude 3

FC : Fréquence Cardiaque, T° : Température, EVA : Échelle Visuelle Analogique.

2.2.2.4. Analyses statistiques

Les résultats ont été présentés sous forme de moyenne et d'écart-type. Le pourcentage cumulé d'abandon au cours du temps a été calculé pour chaque condition. La significativité statistique des variables entre les conditions a été déterminée par des tests de Student pour les données paramétriques et des tests de Wilcoxon pour les données qui ne répondaient pas aux conditions de normalité d'après le test de Shapiro-Wilk. Pour les données relatives à la température et à la FC, des ANOVA à mesures répétées à 2 facteurs ont été réalisées avec le facteur condition (contrôle *vs* dispositif) et le facteur temps (repos, début, fin) ainsi que des post hoc de Tukey. Le niveau de significativité a été fixé à $p < 0,05$ (*<0,05 ; ** <0,01 ; ***<0,001). Les tailles d'effet basées sur les différences standardisées entre les scores moyens ont été calculées pour examiner l'ampleur de ces différences. La taille des effets a été calculée à l'aide du *d* de Cohen, interprété de la manière suivante : < 0,19 [négligeable], 0,20 – 0,49 [petit effet], 0,50 – 0,79 [effet moyen] et > 0,80 [grand effet]. Le traitement et l'analyse des données ont été réalisés sur JASP (version 0.19.3) et sur Prism 10.

Étude 4 : Combinaison de l'obstruction partielle du champ de vision périphérique et d'un horizon artificiel sur la naupathie

2.2.2.1. Population

Quinze volontaires (11 femmes), âgés de 19 à 54 ans (29,6 ± 12,4 ans) ont été recrutés parmi les personnels et les étudiants de l'Université de Toulon. Les critères d'inclusion étaient les mêmes que ceux précédemment cités dans les études 2 et 3.

2.2.2.2. Dispositifs utilisés

Deux systèmes ont été utilisés. L'un induisait une obstruction partielle du champ de vision périphérique et l'autre une obstruction partielle du champ de vision périphérique associé à un horizon artificiel. Dans la condition obstruction du champ de vision combinée à un horizon artificiel, les sujets portaient les Boarding Glasses, produites et brevetées par la société Boarding Ring *(Fig. 2.6 A)*. Ces lunettes sont composées de 4 verres, 2 à l'avant et 2 sur les côtés. Ces verres contiennent un liquide bleu situé à la périphérie du champ visuel, sensible aux rotations de la tête autour des axes médio-lateral et antero-posterieur. Ce liquide est composé d'une huile organique dont les propriétés de densité et de viscosité sont similaires à celles de l'eau. Ces propriétés, combinées à la faible section de l'anneau, permettent de limiter le ballottement du liquide (« sloshing »). Dans les deux verres frontaux, le liquide se déplace autour des yeux dans le plan frontal (gauche-droite) et dans les deux verres latéraux, il se déplace dans le plan sagittal (avant-arrière). La présence de liquide autour des verres nécessite une épaisseur supplémentaire des montures et des contours des verres, qui entraîne une obstruction horizontale du champ de vision de 25 % et une obstruction verticale de 18 %. Concrètement, les lunettes réduisaient la vision monoculaire en obstruant environ 25° de champ périphérique de chaque côté *(Fig. 2.6 C)*. Dans la condition avec obstruction partielle seule, des lunettes identiques ont été utilisées, mais avec une même quantité de liquide fixée en position neutre (position tête à l'horizontal), insensible aux mouvements de la tête *(Fig. 2.6 B)*.

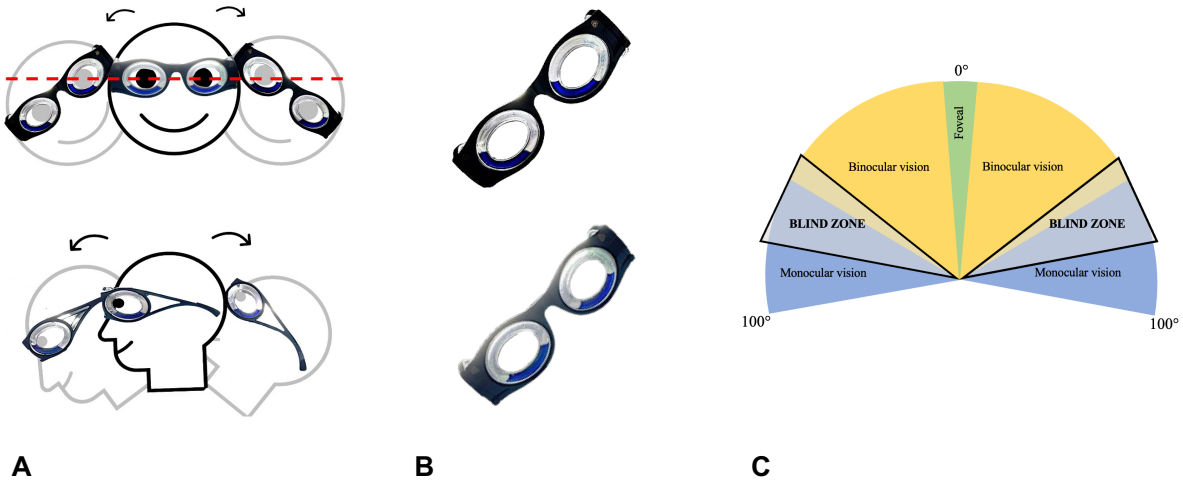


Figure 2.6 : Illustration des lunettes utilisées (de Thierry de Faletans et al., 2024b).

A : *représentation schématique du fonctionnement des lunettes Boarding Glasses. Le liquide contenu dans les verres se déplace en fonction des mouvements de la tête pour former un horizon artificiel référencé à la Terre.* ***En haut*** *: l'illustration montre les mouvements du liquide lors des mouvements dans le plan frontal.* ***En bas*** *: l'illustration montre les mouvements du liquide lors des mouvements dans le plan sagittal. Dans la situation expérimentale présentée dans cette étude, seuls des mouvements dans le plan sagittal sont induits.*
B *: illustration de la différence d'action du liquide dans les lunettes.* ***En haut*** *: les lunettes Boarding Glasses réelles avec le liquide se déplaçant avec les mouvements.* ***En bas*** *: les lunettes avec une marque fixe représentant le liquide immobile.*
C : *représentation schématique du champ de vision horizontal humain avec les régions de vision fovéale, binoculaire et monoculaire. Le triangle noir représente les zones aveugles induites par les montures et les contours des lunettes. Ces zones grises entraînent une obstruction de 25° du champ de vision périphérique, ce qui réduit quasiment de moitié la vision monoculaire.*

2.2.2.3. Procédure

Les sujets ont participé à 3 sessions expérimentales *(Fig. 2.7)* identiques à celle décrite dans l'étude 3 : une session contrôle et deux sessions de tests (avec obstruction partielle du champ de vision périphérique et avec obstruction partielle du champ de vision périphérique associé à un horizon artificiel). Les conditions étaient distribuées aléatoirement entre les sujets. Les sujets n'ont reçu aucune information sur le fonctionnement des dispositifs et aucune distinction n'a été faite entre les conditions pendant les instructions.

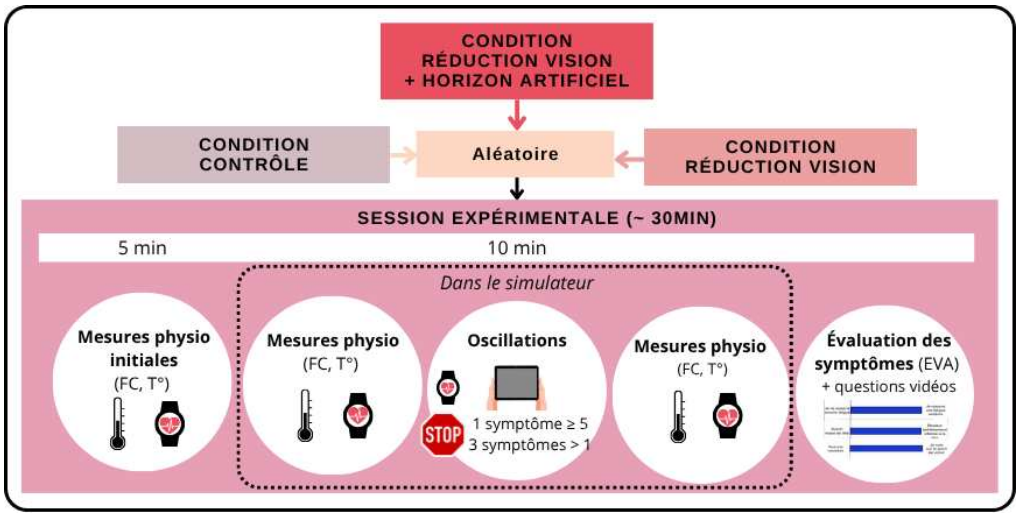


Figure 2.7 : Déroulement général de l'étude 4

FC : Fréquence Cardiaque, T° : Température, EVA : Échelle Visuelle Analogique.

2.2.2.4. Analyses statistiques

Les résultats sont présentés sous forme de moyenne et d'écart-type. Le pourcentage cumulé d'abandon au cours du temps a été calculé pour chaque condition. Le temps passé dans le simulateur et l'intensité des symptômes ne répondant pas aux conditions de normalité d'après le test de Shapiro-Wilk, la significativité statistique des variables entre les conditions a été déterminée par des tests de Friedman, suivis de tests post hoc de Conover. Pour les données relatives à la température et à la FC, des ANOVA à mesures répétées à 2 facteurs ont été réalisées avec le facteur condition (contrôle *vs* les deux conditions test) et le facteur temps (repos, début, fin) ainsi que des post hoc de Tukey. Le niveau de signification a été fixé à $p < 0,05$ (*<0,05 ; ** <0,01 ; ***<0,001). Les tailles d'effet (ES) basées sur les différences standardisées entre les scores moyens ont été calculées pour examiner l'ampleur de ces différences. La taille des effets a été calculée à l'aide de l'êta au carré (η^2) interprétée de la manière suivante : < 0,01 [négligeable], 0,01 – 0,06 [petit effet], 0,06 – 0,14 [effet moyen] et > 0,14 [grand effet] pour les données paramétriques et à l'aide du W de Kendall interprété de la manière suivante : < 0,1 [négligeable], 0,1-0,3 [petit effet], 0,3-0,5 [effet moyen] et > 0,5 [grand effet] pour les données non paramétriques. Le traitement et l'analyse des données ont été réalisés sur JASP (version 0.19.3) et sur Prism 10.

2.2.3. Méthodologie C : Apport d'informations de mouvement via la modalité tactile et multimodalité.

Étude 5a : Feedback tactile : une ceinture pour réduire la naupathie

2.2.3.1. Population

Trente-six sujets ont participé à cette étude (25 femmes). Le nombre de sujet a été estimé à l'aide du logiciel G*Power (version 3.1.9.6), sur la base des différences de scores MSAQ observées entre la condition contrôle et vibrotactile dans l'étude de Yusof *et al.* (2020). Le calcul a été réalisé avec une probabilité α fixée à 5% et une puissance statistique (1- β) de 90%, et en supposant un taux de perte de participant de 10%.

Les sujets devaient avoir entre 18 et 54 ans (âge moyen : 29,9 ± 10,4 ans), avoir une vision normale ou corrigée à la normale ainsi qu'une susceptibilité au MS avérée, évaluée par le MSSQ (score > 50e percentile). Concernant les critères de non-inclusion, les participants ne devaient pas présenter de trouble vestibulaire, de l'équilibre, ou moteur, de pathologie démentielle ou d'affection neurologique évolutive diagnostiquée par un médecin. Ils ne devaient pas avoir pris de médicaments pouvant modifier leur vigilance, leur équilibre ou leur motricité, ni souffrir de claustrophobie, aquaphobie ou de migraines chroniques. Enfin, les sujets ne devaient pas avoir participé à l'une des études précédentes dans le simulateur de navigation au cours de la même année.

2.2.3.2. Dispositifs utilisés

Le dispositif tactile utilisé dans cette méthodologie a été conçu ex nihilo afin de répondre à nos objectifs de recherche. Il se présente sous la forme d'une ceinture portée au niveau de la taille composée de 24 vibrateurs répartis en trois rangées de huit capteurs. Une colonne de vibrateurs est systématiquement positionnée au centre du corps (nombril et colonne vertébrale) pour servir de repère anatomique. Les moteurs vibrants sont associés à une unité inertielle placée dans le dos, qui détecte les oscillations du haut du corps. Ces mouvements sont convertis en signaux vibratoires restitués en temps réel. La direction et le balancement sont indiqués par la localisation des vibrations sur la ceinture, et leur intensité par la durée de stimulation. Ce codage spatio-temporel fournit une représentation tactile des mouvements du corps, visant à améliorer leur perception et à réduire les conflits sensoriels.

2.2.3.3. Matériels

Les symptômes du MS ont été évalués subjectivement à l'aide de deux outils présentés dans le chapitre 1 : la MISC et le MSAQ. Pour la MISC, le sujet attribuait une note toutes les minutes au cours de la simulation sur une échelle de 0 (aucun symptôme) à 10 (vomissement), selon la progression standardisée des symptômes (1 : léger inconfort, 2 : symptômes vagues, 3 : symptômes légers, 4 : symptômes modérés, 5 : symptômes sévères, 6 : nausée légère, 7 nausée modérée, 8 nausée sévère, et 9 : haut de cœur). Le score de MISC moyen individuel, correspondant à la moyenne des scores de MISC d'un participant sur l'ensemble de la session, et le MISC moyen par point de temps correspondant à la moyenne des scores de tous les participants à chaque minute, ont été calculés. Le temps nécessaire pour atteindre chaque score de MISC a également été relevé. Si un score de MISC n'a pas été attribué par un participant, il est associé au temps du score immédiatement supérieur (ex. : si à la minute 3 le sujet donne un score de 1 puis à la minute 4 un score de 3, alors le score 2 se verra également attribué à la minutes 4). Pour les participants n'ayant pas complété les 20 min, les scores manquants sont complétés par le score maximum (MISC = 7) pour la durée restante, conformément à d'autres auteurs comme Griffin & Newman, 2004; Irmak *et al.*, 2021; Talsma *et al.*, 2023 ou encore Webb & Griffin, 2003).

Le MSAQ, quant à lui, comporte 16 items répartis en 4 dimensions (gastro-intestinale, centrale, périphérique et sopite), évalués sur une échelle de Likert. Les scores des sous-échelles et le score global sont calculés en pourcentage du total de points obtenus par rapport au score maximum, à l'aide des formules de Gianaros *et al.* (2021) *(Formule 2.4 et 2.5).* Afin de faciliter l'évaluation de l'intensité des symptômes par les sujets, l'échelle a été adaptée de 0 (pas du tout de symptôme) à 10 (symptômes sévères) comme proposé par Brooks *et al.* (2010), au lieu de 1 à 9 dans l'article original, permettant ainsi un score MSAQ exprimé en pourcentage de 0 à 100 % et non de 11,1 % à 100 %. Les sujets ont rempli le MSAQ avant et après l'exposition aux mouvements. La différence de score entre le MSAQ pré et post a été retenue comme indicateur du MS induit au cours de la session, afin d'exclure tout inconfort préexistant (fatigue, malaise, etc) et les analyses statistiques ont été menées sur cette variation.

$$MSAQ\ Total = \frac{Total\ de\ points\ pour\ tous\ les\ items}{144} \times 100 \quad (2.4)$$

$$Sous\ score\ MSAQ = \frac{Total\ de\ points\ pour\ les\ items\ de\ la\ sous\ échelle}{Total\ du\ nombre\ d'items\ de\ la\ sous\ échelle \times 9} \times 100 \quad (2.5)$$

Formules 2.4.& 2.5 : Utilisées pour le calcul du MSAQ et des 4 sous dimensions issues de Gianaros et al., 2001.

Des mesures physiologiques ont été réalisées à l'aide de deux systèmes différents. Les mesures étaient réalisées en continu et réparties en trois phases : pré simulation (5 min), pendant la simulation (20 min) et post simulation (5 min). La FC, exprimée en battements par minute (bpm), et les intervalles R-R ont été enregistrées via un cardiofréquencemètre Polar H10 couplé à une montre Polar Vantage M. Les paramètres de variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) ont été calculés pour chaque phase d'enregistrement (pré, pendant et post simulation) à l'aide du logiciel d'analyse Kubios HRV Scientific Lite (4.1.2), après filtrage des données avec un seuil moyen. La moyenne quadratique des différences successives (RMSSD) des intervalles R-R normaux (NN), l'écart-type des intervalles NN (SDNN) et le pourcentage des intervalles NN dont la différence est supérieure à 50ms (pNN) ont été calculés. Dans le domaine fréquentiel, le rapport LF (basse fréquence 0,04 – 0,15Hz) /HF (haute fréquence 0,15 – 0,4 Hz) a également été calculés par transformée de Fourier rapide. La température cutanée périphérique (ST) et la conductance cutanée (SC) ont été mesurées à l'aide de la montre connectée Empatica (EmbracePlus), dispositif médical sans fil certifié, porté au poignet, qui permet l'acquisition de données multicapteurs en temps réel. La ST était relevée en C° et la SC en microSiemens (µS), toutes deux à une fréquence de 4 Hz. Ces dispositifs de mesures physiologiques portables ont été choisis pour leur caractère non invasif tout en formant un système embarqué fournissant des données fiables permettant de suivre et analyser l'état de l'individu en temps réel dans les modes de transport (Melnicuk et al., 2017).

Deux questionnaires supplémentaires ont été utilisés :

- Le *Rating Scale Mental Effort* (RSME ; Zijlstra, 1993) : cette échelle unidimensionnelle évalue la charge mentale perçue lors d'une tâche. Elle se présente sous la forme d'une ligne verticale de 150 mm, ancrée par neuf étiquettes allant de « aucun effort » (0) à « effort extrême » (150). Les sujets indiquaient leur ressenti en cochant la zone qui correspondait à l'effort mental qu'ils avaient dû fournir pour accomplir la tâche qui leur était demandée.

- Le *User Experience Questionnaire* (UEQ ; Laugwitz *et al.*, 2008) *:* ce questionnaire explore l'expérience utilisateur à travers 26 items répartis en six dimensions : Attractivité (appréciation générale), Compréhensibilité (facilité de compréhension et d'utilisation), Efficacité (effort à fournir pour utiliser le produit), Contrôlabilité (sentiment de maîtrise de l'interaction), Stimulation (motivation / enthousiasme lors de l'utilisation), Originalité (caractère innovant du produit). Chaque item présente une paire de qualificatifs opposés (ex : clair/confus), et les participants sélectionnaient un point sur une échelle de 7 cases. Selon la propriété, 1 ou 7 pouvait correspondre à un jugement extrêmement positif ou extrêmement négatif. Les scores ont ensuite été transformés selon le barème standardisé -3 (très mauvais) à + 3 (extrêmement bon) à l'aide du fichier Excel disponible sur *https://www.ueq-online.org.*

2.2.3.4. Procédure

Les sujets ont pris part à deux conditions expérimentales : une session contrôle et une session avec le dispositif tactile fonctionnel *(Fig. 2.8)*. L'ordre des conditions était contrebalancé entre les participants, et seule l'activation des dispositifs variait entre les sessions. Au début de chaque session, les participants complétaient le questionnaire MSAQ-pré, puis étaient équipés d'un cardiofréquencemètre et d'une montre permettant d'enregistrer les paramètres physiologiques suivants : FC, VFC, ST et SC. Une phase de repos de 5 min servait de mesure physiologique de référence, pendant laquelle les sujets visionnaient un documentaire issu de la chaine 'Arte' sur tablette portant sur des sujets d'actualité tels que comprendre l'intelligence artificielle. Les vidéos, sans points de vue à la première personne ou de scènes de voyage dans un véhicule, avaient pour but de stabiliser le regard, de standardiser la position et les mouvements de tête, et de reproduire une activité passive typique des transports. Des vidéos différentes ont été utilisées pour chaque session et l'ordre des vidéos a également été contrebalancé. Le participant était ensuite installé dans le simulateur de déplacement en bateau pour la phase de test (20 min max). Une tablette était fixée au fond de l'habitacle du bateau et le sujet avait pour instruction de regarder la suite de la vidéo et de ne pas bouger. Le bateau oscillait de manière périodique autour de son axe médiolatéral, avec une amplitude de ±15 cm (soit un angle de tangage d'environ 8,5°). La fréquence d'oscillation variait progressivement entre 0,083 et 0,15 Hz *(Fig. 2.9).* Pendant la simulation, le score MISC était relevé toutes les minutes. La session était interrompue si le sujet atteignait un score de 7 ou plus (nausées modérées). À la fin de la simulation, une dernière phase de repos de 5 minutes clôturait la session. Le participant remplissait ensuite les questionnaires post-simulation : MSAQ-post, RSME, et UEQ (dans la condition avec dispositif).

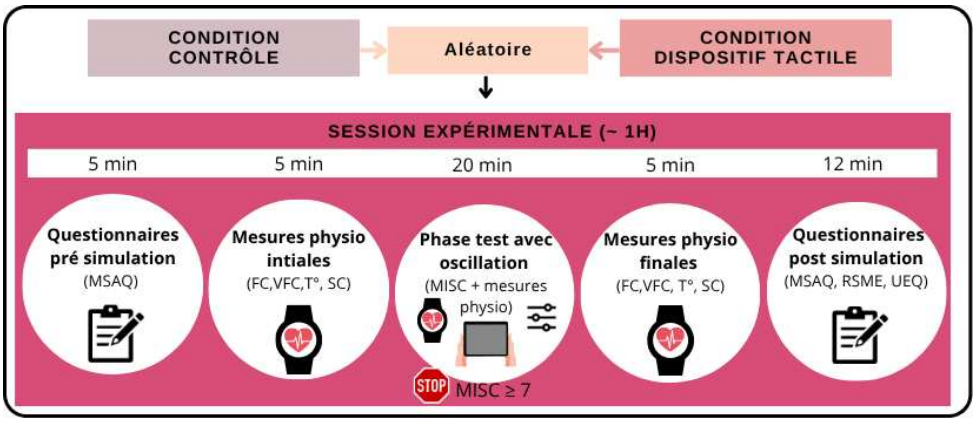


Figure 2.8 : Déroulement général de l'étude 5a

FC : Fréquence Cardiaque, VFC : Variabilité de la Fréquence Cardiaque, T° : Température, SC : Conductance cutanée.

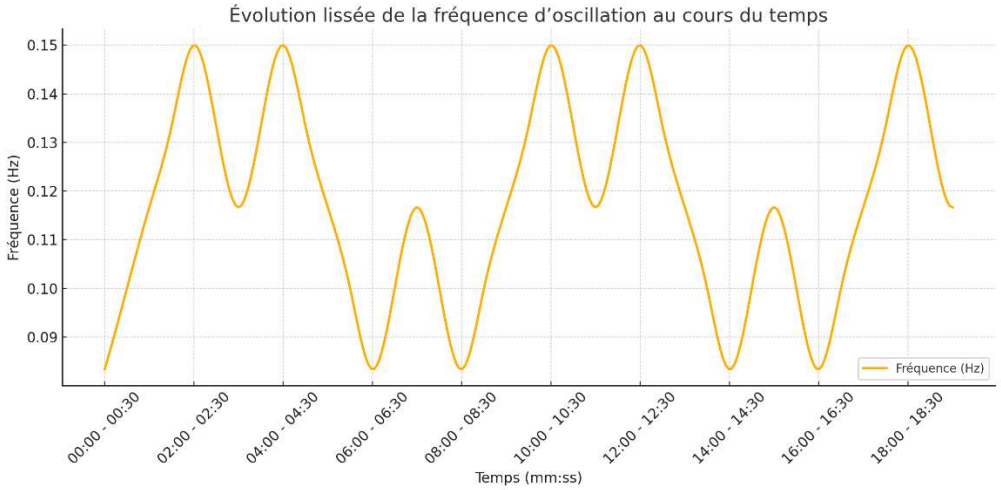


Figure 2.9 : Évolution de la fréquence d'oscillation (en Hz) du simulateur de déplacement en bateau au cours d'une session de 20 min.

La courbe illustre les variations périodiques appliquées à l'oscillation toutes les 30 s. Ce profil, non constant, vise à mieux refléter les conditions dynamiques d'un déplacement réel.

2.2.3.5. Analyses statistiques

Les résultats sont présentés sous forme de moyenne et d'écart-type. Le pourcentage cumulé d'abandon au cours du temps a été calculé pour chaque condition. La significativité statistique des différences entre conditions, concernant l'intensité des symptômes, le temps passé dans le simulateur et la charge mentale, a été évaluée à l'aide de tests de Student pour les données suivant une distribution normale, et des tests de Wilcoxon lorsque les conditions de normalité (vérifiées par le test de Shapiro-Wilk) n'étaient pas remplies. L'ampleur des effets a été estimée à l'aide de tailles d'effet. Le *d* de Cohen a été utilisé pour les variables normalement

distribuées (interprétation : $d < 0,19$ [négligeable], 0,20 – 0,49 [petit], 0,50 – 0,79 [moyen] et > 0,8 [grand effet]), tandis que les corrélations bisérielles de rang ont été utilisées pour les résultats issus des tests de Wilcoxon ($r < 0,1$ [négligeable], 0,1-0,3 [petit], 0,3-0,5 [moyen] et > 0,5 [grand effet]). Pour les variables physiologiques, des modèles à effets mixtes ont été utilisés pour analyser les variations entre les conditions selon les différentes périodes de mesure. Ces modèles incluaient les facteurs fixes temps (baseline, test, post simulation) et conditions (C vs H) et les sujets comme facteur aléatoire. Des comparaisons post-hoc ont été effectuées avec le test de Tukey. Le seuil de significativité a été fixé à $p < 0,05$ (*<0,05 ; ** <0,01 ; ***<0,001). Les analyses ont été réalisées sur JASP (version 0.19.3) et sur Python, tandis que les graphiques ont été produits sur Prism 10. Concernant le questionnaire UEQ, trois sujets ont été exclus en raison de réponses jugées incohérentes (identifiées via les indicateurs de détection de réponses suspectes prévus dans le questionnaire). De plus, deux items ont été retirés de l'analyse (item 9 : Rapide – Lent, et item 11 : Rigide – Facilitant), car ils n'étaient pas adaptés au contexte évalué et ont posé des problèmes de compréhension pour un grand nombre de participants. Le questionnaire permet de calculer une moyenne pour chacune des six échelles. Une évaluation est considérée comme neutre pour un score moyen entre – 0,8 et 0,8 ; négative si le score est inférieur à – 0,8 et positive s'il est supérieur à 0,8. Les scores ont été calculés à l'aide du fichier Excel mis à disposition sur le site officiel de l'UEQ.

Étude 5b : Approche multimodale : combinaison d'informations visuelles et tactiles pour réduire la naupathie

2.2.3.1. Population

Les sujets et les critères d'inclusion étaient les mêmes que ceux de l'étude 5a.

2.2.3.2. Dispositifs utilisés

Les dispositifs utilisés étaient la ceinture vibrante présentée précédemment dans le cadre de l'étude 5a *(cf. 2.2.3.2)* et le dispositif de bandes lumineuses Boarding Lights présenté précédemment dans le cadre de l'étude 3 *(cf. 2.2.2.2)*.

2.2.3.3. Procédure

Pour cette étude, les sujets ont participé à deux sessions expérimentales *(Fig. 2.10)* : une session avec le dispositif tactile fonctionnel et une session combinée dispositif tactile et visuel.

Le déroulement des sessions était identique à celui décrit pour l'étude 5a. L'ordre des conditions était contrebalancé entre les participants, et seule l'activation des dispositifs variait entre les sessions. Les sujets n'ont reçu aucune information sur le fonctionnement des dispositifs et aucune distinction n'a été faite entre les conditions pendant les instructions.

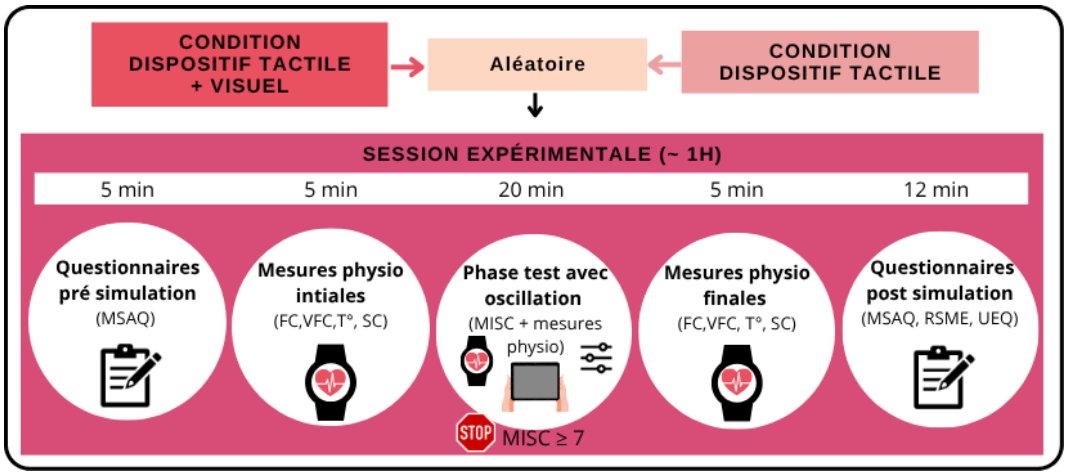


Figure 2.10 : Déroulement général de l'étude 5b

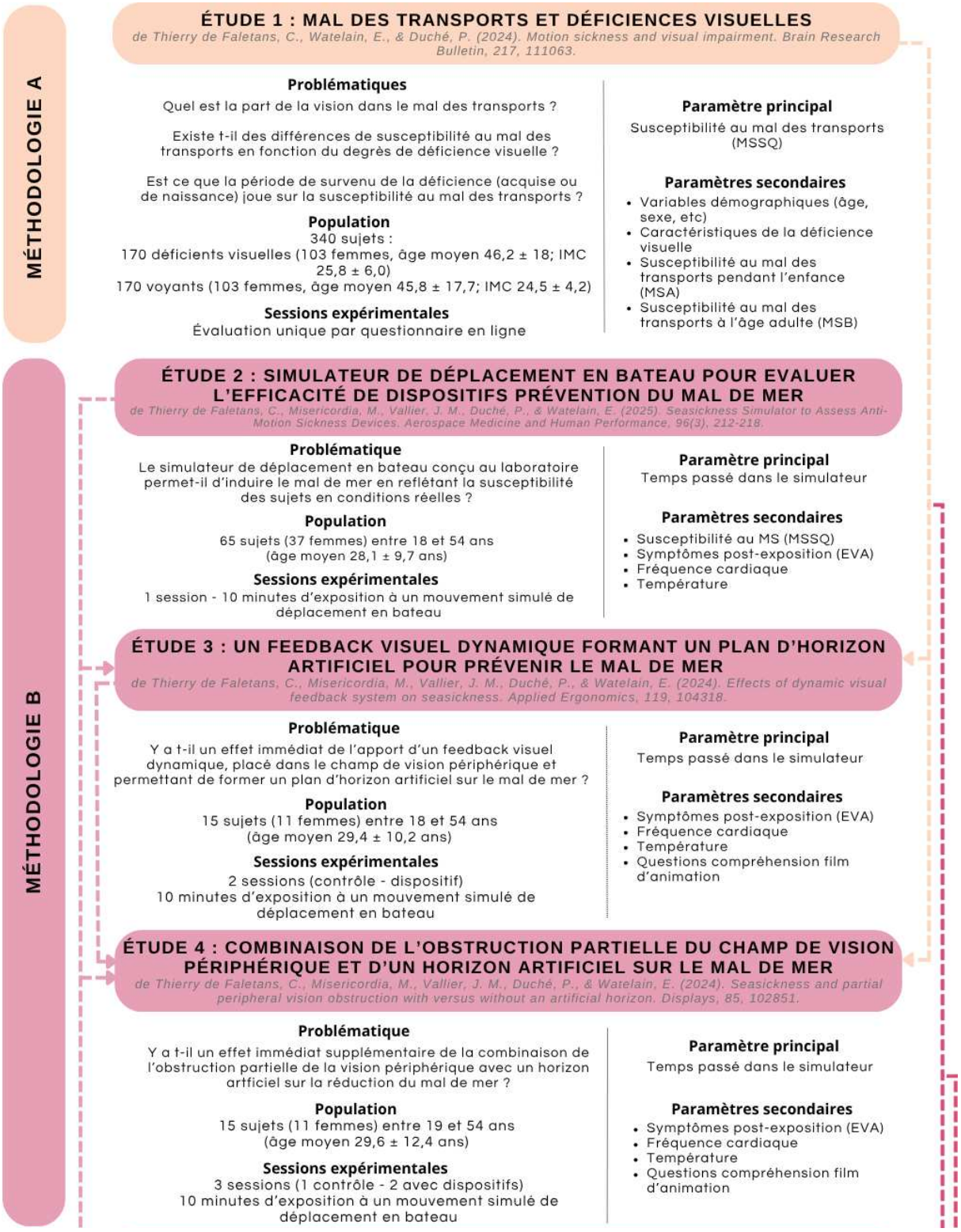
FC : Fréquence Cardiaque, VFC : Variabilité de la Fréquence Cardiaque, T° : Température, SC : Conductance cutanée.

2.2.3.4. Analyses statistiques

Les analyses réalisées sont identiques à celles décrites pour l'étude 5a.

2.3. Synthèse des méthodologies expérimentales

L'ensemble des méthodologies développées au cours de cette thèse illustre la richesse méthodologique mise en œuvre pour explorer les mécanismes du MS et évaluer l'efficacité de différentes stratégies de feedbacks sensoriels. Ces méthodologies combinent des approches quantitatives et qualitatives, allant de l'évaluation à distance par questionnaires à des mesures expérimentales directes en simulation de navigation. Elles ont permis de cibler à la fois des dimensions psychologiques à travers des mesures subjectives des symptômes (questionnaires, échelles de ressenti), et des dimensions physiologiques (FC, VFC, ST, SC) indicateurs plus sensibles de la régulation autonome. Au total, environ 130 participants ont été recrutés pour les expérimentations en simulateur, et 848 personnes, issues de populations variées (sujets sains et sujets présentant des déficiences visuelles) ont répondu au questionnaire en ligne. L'organisation générale des 3 méthodologies et des 6 études expérimentales mises en place dans le cadre de cette thèse est illustrée par la figure 2.11.


MÉTHODOLOGIE A
ÉTUDE 1 : MAL DES TRANSPORTS ET DÉFICIENCES VISUELLES
de Thierry de Faletans, C., Watelain, E., & Duché, P. (2024). Motion sickness and visual impairment. Brain Research Bulletin, 217, 111063.
Problématiques
Quel est la part de la vision dans le mal des transports ?
Existe t-il des différences de susceptibilité au mal des transports en fonction du degrès de déficience visuelle ?
Est ce que la période de survenu de la déficience (acquise ou de naissance) joue sur la susceptibilité au mal des transports ?
Population
340 sujets :
170 déficients visuelles (103 femmes, âge moyen 46,2 ± 18; IMC 25,8 ± 6,0)
170 voyants (103 femmes, âge moyen 45,8 ± 17,7; IMC 24,5 ± 4,2)
Sessions expérimentales
Évaluation unique par questionnaire en ligne
Paramètre principal
Susceptibilité au mal des transports (MSSQ)
Paramètres secondaires
Variables démographiques (âge, sexe, etc)
Caractéristiques de la déficience visuelle
Susceptibilité au mal des transports pendant l'enfance (MSA)
Susceptibilité au mal des transports à l'âge adulte (MSB)
MÉTHODOLOGIE B
ÉTUDE 2 : SIMULATEUR DE DÉPLACEMENT EN BATEAU POUR EVALUER L'EFFICACITÉ DE DISPOSITIFS PRÉVENTION DU MAL DE MER
de Thierry de Faletans, C., Misericordia, M., Vallier, J. M., Duché, P., & Watelain, E. (2025). Seasickness Simulator to Assess Anti-Motion Sickness Devices. Aerospace Medicine and Human Performance, 96(3), 212-218.
Problématique
Le simulateur de déplacement en bateau conçu au laboratoire permet-il d'induire le mal de mer en reflétant la susceptibilité des sujets en conditions réelles ?
Population
65 sujets (37 femmes) entre 18 et 54 ans
(âge moyen 28,1 ± 9,7 ans)
Sessions expérimentales
1 session - 10 minutes d'exposition à un mouvement simulé de déplacement en bateau
Paramètre principal
Temps passé dans le simulateur
Paramètres secondaires
Susceptibilité au MS (MSSQ)
Symptômes post-exposition (EVA)
Fréquence cardiaque
Température
ÉTUDE 3 : UN FEEDBACK VISUEL DYNAMIQUE FORMANT UN PLAN D'HORIZON ARTIFICIEL POUR PRÉVENIR LE MAL DE MER
de Thierry de Faletans, C., Misericordia, M., Vallier, J. M., Duché, P., & Watelain, E. (2024). Effects of dynamic visual feedback system on seasickness. Applied Ergonomics, 119, 104318.
Problématique
Y a t-il un effet immédiat de l'apport d'un feedback visuel dynamique, placé dans le champ de vision périphérique et permettant de former un plan d'horizon artificiel sur le mal de mer ?
Population
15 sujets (11 femmes) entre 18 et 54 ans
(âge moyen 29,4 ± 10,2 ans)
Sessions expérimentales
2 sessions (contrôle - dispositif)
10 minutes d'exposition à un mouvement simulé de déplacement en bateau
Paramètre principal
Temps passé dans le simulateur
Paramètres secondaires
Symptômes post-exposition (EVA)
Fréquence cardiaque
Température
Questions compréhension film d'animation
ÉTUDE 4 : COMBINAISON DE L'OBSTRUCTION PARTIELLE DU CHAMP DE VISION PÉRIPHÉRIQUE ET D'UN HORIZON ARTIFICIEL SUR LE MAL DE MER
de Thierry de Faletans, C., Misericordia, M., Vallier, J. M., Duché, P., & Watelain, E. (2024). Seasickness and partial peripheral vision obstruction with versus without an artificial horizon. Displays, 85, 102851.
Problématique
Y a t-il un effet immédiat supplémentaire de la combinaison de l'obstruction partielle de la vision périphérique avec un horizon artficiel sur la réduction du mal de mer ?
Population
15 sujets (11 femmes) entre 19 et 54 ans
(âge moyen 29,6 ± 12,4 ans)
Sessions expérimentales
3 sessions (1 contrôle - 2 avec dispositifs)
10 minutes d'exposition à un mouvement simulé de déplacement en bateau
Paramètre principal
Temps passé dans le simulateur
Paramètres secondaires
Symptômes post-exposition (EVA)
Fréquence cardiaque
Température
Questions compréhension film d'animation

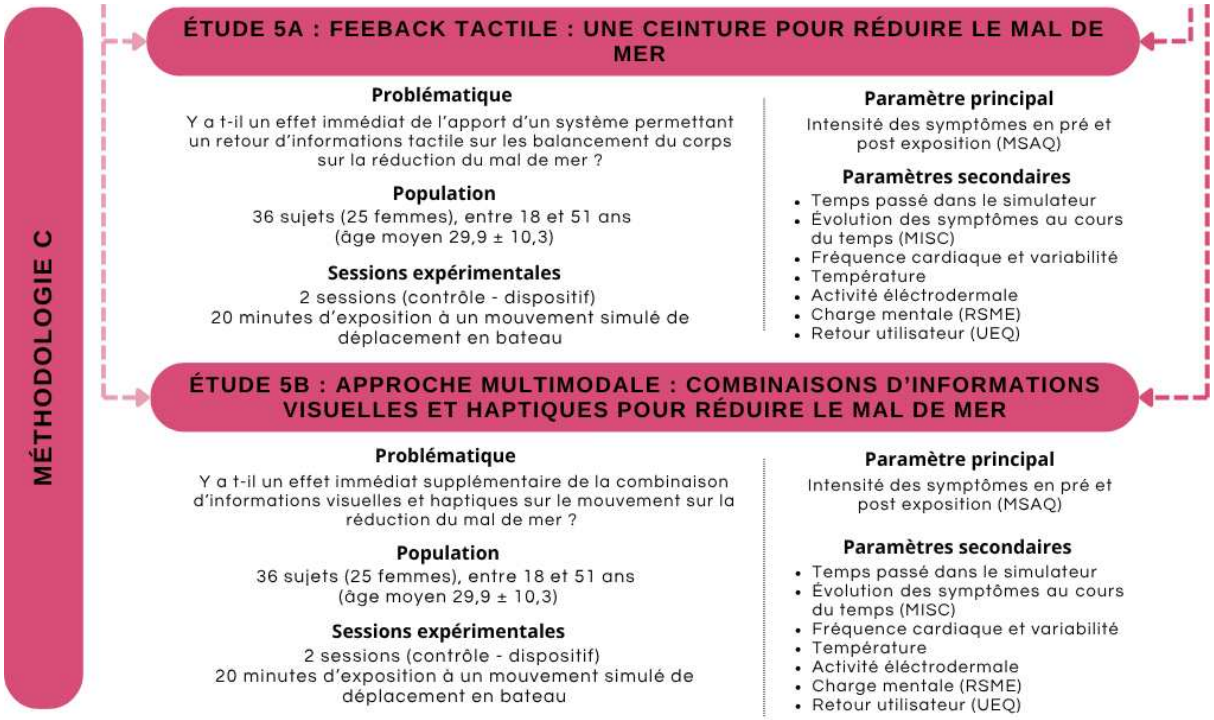


Figure 2.11 : Organisation générale de la thèse.

Les 6 études sont organisées selon les 3 méthodologies expérimentales (une couleur par méthodologie : beige pour la méthode A, rose clair pour la méthode B et rose foncé pour la méthode C). Pour chaque étude, la problématique, la population, le nombre de sessions expérimentales et les variables mesurées sont rappelés. Les flèches pointillées symbolisent les liens entre les études.

CHAPITRE 3

RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX

***Fun Fact** : Sur plus de 130 participants exposés à notre simulateur de navigation, pas un seul vomi. La science progresse ...et le service de ménage nous dit merci !* 🧹

3.1. Rôle de la vision dans le mal des transports

Étude 1 : Mal des transports et déficiences visuelles

TITRE ORIGINAL : Motion sickness and visual impairment

Cette étude a fait l'objet d'une publication (Annexe 1) :

De Thierry de Faletans, C., *Watelain, E., & Duché, P. (2024). Motion Sickness and visual impairment. Brain Research Bulletin, 111063. DOI: 10.1016/j.brainresbull.2024.111063*

3.1.1. Contextualisation

Le système visuel joue un rôle important dans la genèse et la modulation du MS. Il participerait aux conflits sensoriels (Reason & Brand, 1975), serait responsable du VIMS (Chen et *al.,* 2016), mais peut aussi atténuer les symptômes lorsqu'il fournit des repères de mouvements cohérents, comme lors du regard vers l'extérieur ou via des indices visuels de mouvement (Emond et *al.*, 2023; Turner & Griffin, 1999b). Chez les sujets voyants, supprimer les informations visuelles réduit les symptômes par rapport à une vue intérieure du véhicule (Bos *et al.*, 2005; Butler & Griffin, 2009; Ishak *et al.*, 2018; Probst *et al.*, 1982), mais les intensifie par rapport à une vue extérieure (Butler & Griffin, 2009; Griffin & Newman, 2004; Probst *et al.*, 1982). De manière générale, le MS augmente lorsque les informations visuelles sont en contradiction avec les autres modalités (ex. : regard à l'intérieur du véhicule) ; diminue lorsqu'elles sont congruentes (ex. : regard vers l'extérieur) et est intermédiaire lorsque celles-ci sont absentes (ex. : yeux bandés).

Malgré ces connaissances établies chez les personnes voyantes, la question de la susceptibilité au MS chez les personnes déficientes visuelles reste pertinente, compte tenu des différences d'organisation anatomique et fonctionnelle de leur système nerveux central. En effet, la privation visuelle entraîne des mécanismes de plasticité cérébrale, avec une réorganisation neuronale des systèmes sensoriels intacts (plasticité intramodale) ainsi qu'une réaffectation des régions cérébrales normalement dédiées au traitement visuel (plasticité intermodale)(Röder *et al.*, 2021). Ces adaptations permettent aux personnes déficientes visuelles de compenser l'absence d'informations visuelles nécessaires à la perception du mouvement et au maintien de l'équilibre, en s'appuyant davantage sur les systèmes vestibulaire et somatosensoriel (Parreira *et al.*, 2017). Ainsi, les régions occipitales, normalement dédiées au traitement visuel, peuvent être activées par des stimuli tactiles ou auditifs (Bedny *et al.*, 2010; Ricciardi *et al.*, 2007). Les modèles internes du mouvement, construits à partir des expériences passées, pourraient donc différer entre les personnes voyantes et non-voyantes, mais aussi entre les déficients visuels eux-mêmes, selon leur niveau de déficience et l'âge d'apparition de celle-ci (absence ou altération de la mémoire visuelle). Ces différences pourraient modifier la nature du conflit sensoriel à l'origine du MS, et influencer la susceptibilité individuelle.

À notre connaissance, une seule étude a examiné la susceptibilité au MS chez les personnes déficientes visuelles (Graybiel, 1970) et les résultats n'ont révélé aucune différence entre les sujets aveugles et voyants. Cependant, cette étude présentait un échantillon de petite

taille (n = 12) et hétérogène quant au degré de déficience visuelle, ce qui limite la portée des résultats. Aucune distinction n'a été faite entre malvoyance et cécité, ni entre déficience congénitale et acquise. Ces limites nous ont conduits à réinterroger cette hypothèse, en tenant compte du degré et de la période de survenue de la déficience visuelle, afin de mieux comprendre le rôle exact de la vision dans le MS.

3.1.2. Objectifs et hypothèses

Objectif :

Examiner le rôle de la vision dans le MS en comparant la susceptibilité des personnes présentant divers degrés de déficience visuelle à celle des personnes voyantes. Deux sous-objectifs ont été définis :

(i) Déterminer s'il existe une différence de susceptibilité au MS entre les personnes totalement aveugles, malvoyantes et voyantes.

(ii) Évaluer l'impact de la période de survenue de la cécité en comparant la susceptibilité au MS des personnes atteintes de cécité totale congénitale et de cécité totale acquise.

Hypothèses :

(i) Les personnes atteintes de cécité totale seront moins susceptibles au MS que les sujets malvoyants, eux-mêmes moins sensibles que les sujets voyants, en raison d'une réduction de la quantité d'informations visuelles en conflit avec les autres sens.

(ii) Les personnes atteintes de cécité totale congénitale seront moins susceptibles au MS que celles devenues aveugles plus tard dans la vie, car elles n'ont pas de mémoire visuelle susceptible d'entrer en conflit avec d'autres sens.

3.1.3. Rappels méthodologiques

Pour répondre à ces questions, des personnes déficientes visuelles et voyantes ont été invitées à remplir un questionnaire en ligne lors d'une session unique. La première partie du questionnaire comprenait des questions sur les caractéristiques des participants (âge, sexe, taille, poids, etc.) ; la seconde partie abordait des questions relatives à leur déficience visuelle

(gravité, apparition, progression, etc.) ; la dernière partie était consacrée à l'évaluation de la susceptibilité au MS en condition réelle à l'aide du MSSQ (Golding, 2006). Les sujets voyants (groupe S) et déficients visuels ont été appariés selon leur âge, leur sexe et leur IMC. Au total, 340 sujets ont été appariés entre eux (170 malvoyants et 170 voyants). Les sujets déficients visuels ont été séparés en deux : les aveugles complets (absence totale de perception de la lumière, groupe B) et les malvoyants (malvoyance et cécité quasi-totale, groupe P). De même, les sujets atteints de cécités totales ont été séparés en cécité totale congénitale (groupe CB) et cécité totale acquise (groupe AB) ; *cf. 2.2.1* pour plus de détails sur la méthodologie.

3.1.4. Résultats

3.1.4.1. Propriétés psychométriques du MSSQ et comparaison intra groupe

Les scores MSA et MSB étaient positivement corrélés pour tous les groupes *(Tableau 3.1)* et le score MSA était significativement plus élevé que le score MSB *(Tableau 3.1),* sauf pour le groupe CB qui ne montrait pas de différence significative entre les scores MSA et MSB (avec une forte tendance pour le groupe P). Le score MSSQ était faiblement corrélé négativement avec l'âge chez les sujets voyants (r = - 0,188, p = 0,014) et les sujets malvoyants (r = 0,163, p = 0,034 ; *Fig. 3.1 A*). Le score MSSQ était significativement plus élevé chez les femmes que chez les hommes dans le groupe des voyants (U = 2012, p < 0,001, ES = 0,417 [*effet moyen*], femmes : 19,5 ± 13,7, hommes : 10,1 ± 9,4) et dans le groupe des malvoyants (U = 2185, p < 0,001, ES = 0,367 [*effet moyen*], femmes : 16,9 ± 15,4, hommes : 8,2 ± 11,7 ; *Fig. 3.1 B*).

Tableau 3.1 : Valeurs moyennes et écarts types des scores MSA, MSB et MSSQ pour chaque groupe.

Groups	MSA mean (SD)	MSB mean (SD)	*p*-value (ES)	MSSQ mean (SD)	MSA/MSB corrélations
S (n=170)	8,79 (6,9)	6,99 (6,9)	**<0,001*** ** (0,502)	15,77 (13,0)	**r = 0,736** (*p*<0,001)***
P (n=130)	8,20 (8,4)	7,48 (7,6)	0,054 (0,227)	15,68 (15,4)	**r = 0,803** (*p*<0,001)***
B (n=40)	3,84 (5,3)	2,54 (4,0)	**0,032*** (0,503)	6,38 (8,5)	**r = 0,594** (*p*<0,001)***
CB (n=23)	4,08 (4,8)	3,76 (4,4)	0,507 (0,190)	7,84 (8,7)	**r = 0,694** (*p*<0,001)***
AB (n=17)	3,51 (6,1)	0,88 (2,8)	**0,022*** (1,0)	4,40 (8,1)	**r = 0,505** (*p* = 0,037)*

∗ p < 0,05, ∗∗ p < 0,01, ∗∗∗ p < 0,001). S : groupe de sujets voyants ; P : malvoyants ; B : cécité totale ; CB : cécité totale congénitale ; AB : cécité totale acquise. MSA: Motion sickness Susceptibility enfant, MSB : Motion sickness Susceptibility adulte, MSSQ : Motion Sickness Susceptibility Questionnaire, SD : Standard Deviation, ES : Effect Size.

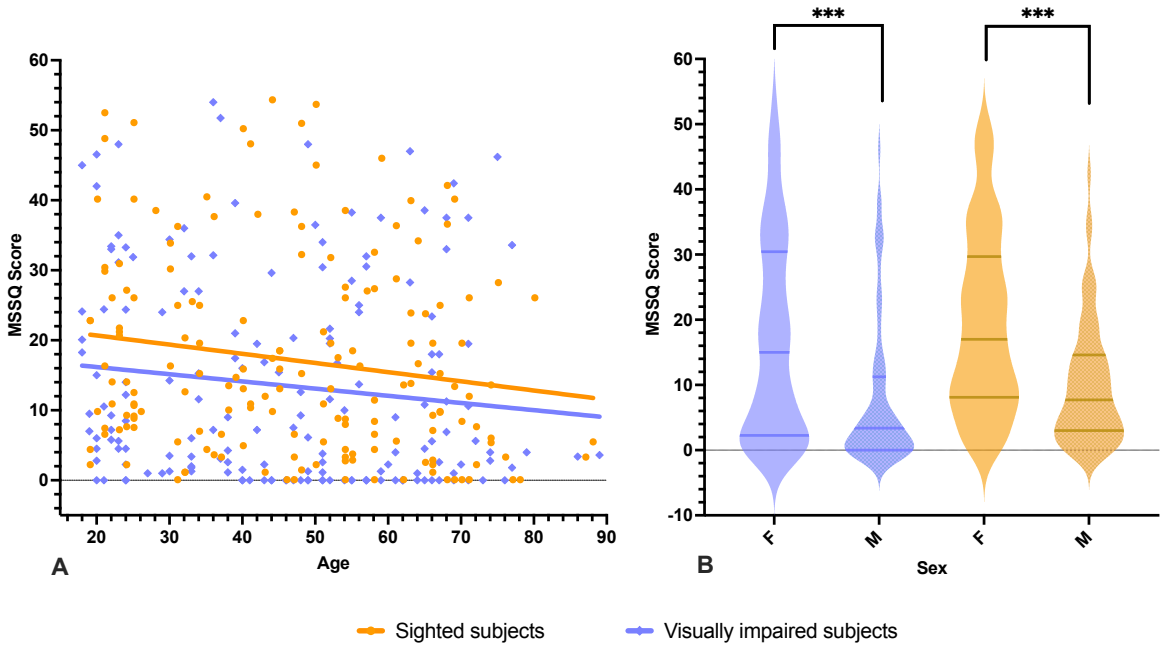


Figure 3.1 : Relation MSSQ – âge et MSSQ – sexe chez les sujets voyants (orange) et malvoyants (violets).

***A** : corrélations entre l'âge et le score MSSQ pour les sujets voyants (cercles orange) et les sujets malvoyants (diamants violets).*
***B** : médiane et quartiles 1 et 3 des scores MSSQ en fonction du sexe pour les sujets voyants (orange) et les sujets malvoyants (violet). ***p < 0.001; MSSQ: Motion Sickness Susceptibility Questionnaire, F: Femmes, M: Males.*

3.1.4.2. Susceptibilité au MS en fonction du degré d'information visuelle disponible (hypothèse 1)

Le score MSSQ était significativement différent selon le niveau d'information visuelle disponible (groupes S, P et B) ($H(2) = 21,9$, $p < 0,001$, $\varepsilon^2 = 0,064$ [*effet moyen*]). L'analyse post hoc a montré que le groupe B était significativement moins sensible au MS que le groupe S ($p < 0,001$) et le groupe P ($p = 0,001$), mais qu'il n'y avait pas de différence entre les groupes P et S ($p = 0,526$, *Fig. 3.2 A*). Des résultats similaires ont été observés en comparant la MSA ($H(2) = 19,9$, $p < 0,001$, $\varepsilon^2 = 0,058$ [*effet moyen*]) et les scores MSB ($H(2) = 20,3$, $p < 0,001$, $\varepsilon^2 = 0,060$ [*effet moyen*]) entre les groupes. Les résultats des analyses post hoc pour les scores MSA et MSB sont présentés dans les *figures 3.2 B et 3.2 C*.

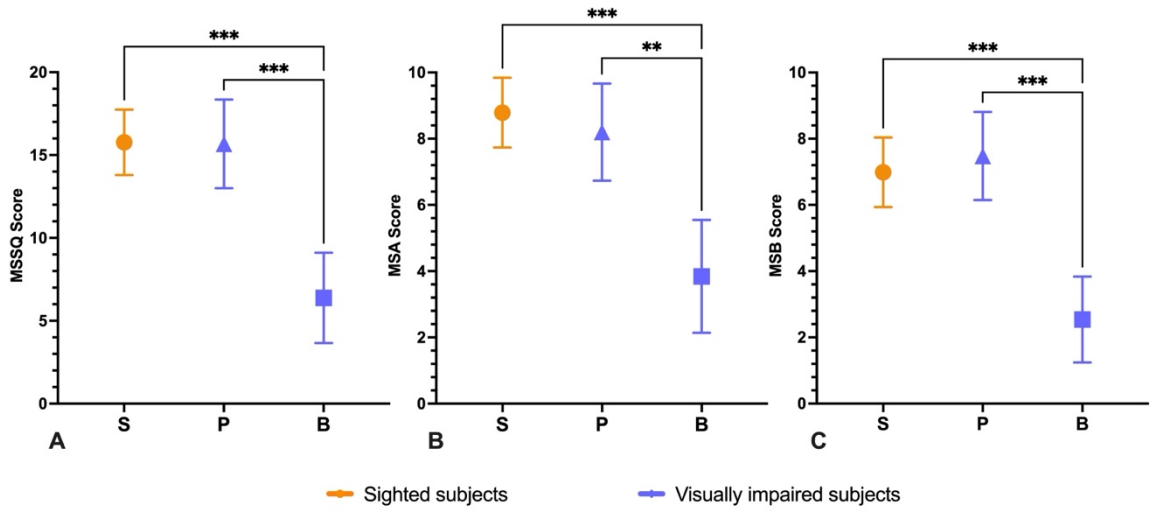


Figure 3.2 : Moyennes et barres d'erreur des IC à 95 % pour les scores MSSQ (graphique A), MSA (graphique B) et MSB (graphique C), en fonction des groupes.

*S : sujets voyants (cercles orange), P : sujets partiellement voyants (triangles violets), et B : sujets atteints de cécité totale (carrés violets). * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$; MSA : Motion sickness Susceptibility enfant, MSB : Motion sickness Susceptibility adulte, MSSQ : Motion Sickness Susceptibility Questionnaire.*

3.1.4.3. Susceptibilité au MS en fonction de la période de perte de vision totale (hypothèse 2)

L'âge moyen de la perte totale de vision dans le groupe AB était de 26 ± 18 ans. Le score MSA n'était pas significativement différent selon la période de perte de vision totale (groupes AB et CB) ($U = 158$, $p = 0,288$, $ES = 0,192$ *[petit effet], Fig. 3.3 B*). Cependant, le score MSSQ était significativement plus élevé dans le groupe CB que dans le groupe AB ($U = 121$, $p = 0,038$, $ES = 0,381$ *[effet moyen], Fig. 3.3 A*). De même, les scores MSB étaient significativement plus élevés dans le groupe CB que dans le groupe AB ($U = 96,0$, $p = 0,003$, $ES = 0,509$ *[grand effet]*). Ainsi, les sujets CB présentaient une plus grande susceptibilité au MS à l'âge adulte que

les sujets AB (*Fig. 3.3 C*). Dans le groupe AB, 88 % des sujets avaient un score MSB de 0 (seuls 2 sujets avaient un score supérieur), alors que dans le groupe CB, 35 % des sujets avaient un score MSB de 0. Le test du chi-carré révèle que cette différence de fréquence est significative (χ^2 (1, n = 40) = 11,4, $p < 0{,}001$).

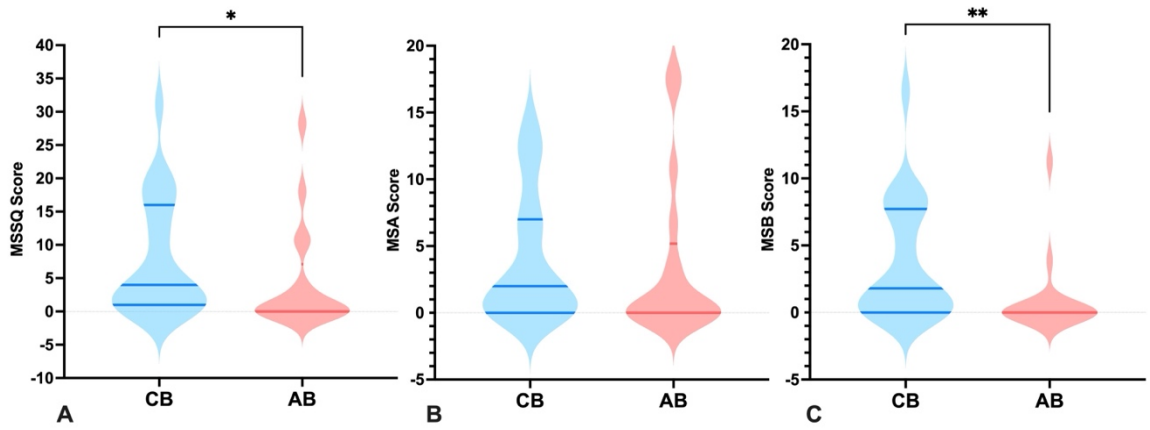


Figure 3.3 : Graphiques avec la médiane et les quartiles 1 et 3 pour les scores MSSQ (graphique A), MSA (graphique B) et MSB (graphique C), en fonction des groupes.

*CB : cécité totale congénitale (bleu), AB : cécité totale acquise (rouge). * p < 0,05, ** p < 0,01 ; MSA : Motion sickness Susceptibility enfant, MSB : Motion sickness Susceptibility adulte, MSSQ : Motion Sickness Susceptibility Questionnaire.*

3.1.5. Discussion

Les principaux résultats de cette étude montrent que les sujets atteints de cécité totale sont moins susceptibles au MS que les sujets malvoyants et voyants. Cependant, il n'y a pas de différence de susceptibilité entre les sujets malvoyants et les sujets voyants. Les résultats montrent également que la période d'apparition de la cécité totale (congénitale ou acquise) influence la susceptibilité au MS. Les sujets atteints de cécité totale acquise étaient moins susceptibles au MS que les sujets atteints de cécité congénitale. Ces résultats soulèvent la question du rôle possible de la vision en tant que modulateur de la susceptibilité au MS.

Conformément aux études précédentes concernant les propriétés psychométriques du MSSQ, les scores MSA et MSB étaient significativement corrélés, la susceptibilité au MS était plus élevée chez les femmes que chez les hommes, et plus élevée dans l'enfance (MSA) qu'à l'âge adulte (MSB) (Golding, 2006; Lamb & Kwok, 2015) chez nos deux populations. Comme Paillard *et al.* (2013), nous avons observé une faible corrélation négative entre l'âge des sujets et leur score MSSQ pour les groupes voyants et déficients visuels. Il est intéressant de noter que les sujets totalement aveugles n'ont montré aucune corrélation entre l'âge et la susceptibilité au MS ($r = 0{,}016$, $p = 0{,}921$), ce qui suggère un rôle du système visuel dans la diminution liée

à l'âge. Au sein de ce groupe, seuls les sujets atteints de cécité totale congénitale n'ont pas montré de différence significative entre les scores de l'enfance et ceux de l'âge adulte, ce qui indique une susceptibilité au MS stable au cours de ces deux périodes. Ces résultats suggèrent que la vision influence la susceptibilité au MS à l'âge adulte, mais aussi entre l'enfance et l'âge adulte.

3.1.5.1. Susceptibilité au MS en fonction du degré d'information visuelle disponible

Notre première hypothèse, basée sur la théorie du conflit sensoriel, prévoyait que la susceptibilité au MS serait liée à la quantité d'informations visuelles disponibles, les sujets voyants seraient plus sensibles que les malvoyants, qui seraient plus sensibles que les sujets totalement aveugles. Nos résultats n'ont pas montré de différence de susceptibilité au MS entre les groupes de voyants et de malvoyants, ce qui est conforme aux conclusions de Graybiel (1970) lors d'une exposition à des accélérations de Coriolis. Cependant, nous observons une réduction significative de la susceptibilité au MS chez les sujets totalement aveugles par rapport aux sujets malvoyants et voyants. Le faible nombre de sujets (12 malvoyants dont seulement 2 atteints de cécité totale), associé à la variabilité interindividuelle liée au MS, est probablement l'une des raisons pour lesquelles Graybiel (1970) n'a pas mis en évidence cette différence. Dans notre étude, le score MSSQ des sujets totalement aveugles était deux fois moins élevé que celui des groupes de personnes malvoyantes et voyantes. Ces résultats vont dans le sens de la théorie du conflit sensoriel, qui suggère que le MS est dû à des conflits entre différentes entrées sensorielles pendant le mouvement, en particulier le conflit visuel-vestibulaire (Reason & Brand, 1975). En l'absence d'informations visuelles pendant le transport, le conflit visuel avec d'autres systèmes sensoriels est plus faible, voire inexistant.

Cependant, certains sujets atteints de cécité totale présentaient tout de même une susceptibilité au MS, puisque 62 % d'entre eux avaient un score de susceptibilité supérieur à 0. Dans la théorie des conflits sensoriels, un conflit sensoriel peut se produire dans trois situations : (1) les récepteurs A et B indiquent tous deux un mouvement, mais celui-ci est perçu différemment (ex : regarder par la vitre arrière d'un véhicule en mouvement) ; (2) le récepteur A détecte un mouvement, mais pas le récepteur B (ex : VIMS) ; (3) le récepteur B détecte un mouvement, mais pas le récepteur A (ex : lire dans un véhicule en mouvement, *cf. 1.4.3.1)* (Reason & Brand, 1975). Ainsi, malgré une réduction, l'existence d'une susceptibilité non nulle dans ce groupe de sujets pourrait s'expliquer par un conflit visuo-vestibulaire réduit, mais

toujours présent, entre l'absence d'entrée visuelle et la présence d'informations vestibulaires liées au mouvement.

Une autre explication pourrait être un conflit sensoriel non lié à la vision, tel qu'un conflit intra-sensoriel entre différentes structures de l'oreille interne qui peut se produire lorsque les entrées des canaux semi-circulaires, qui fournissent des informations sur la rotation de la tête, ne s'alignent pas sur les changements de la force gravito-inertielle détectée par les organes otolithiques. Ce type de conflit se produit, par exemple, lorsque la tête est inclinée autour d'un axe non vertical pendant la rotation autour de l'axe vertical de la Terre (effet de Coriolis ; *cf. 1.3.1.3)*. Ce type de conflit peut être également une des raisons pour laquelle Graybiel (1970) n'a pas constaté de différence de susceptibilité entre ses groupes lors de stimulations de Coriolis. Cette approche, créant davantage un conflit intra-vestibulaire plutôt qu'un conflit visuel-vestibulaire, ne lui a peut-être pas permis de rendre compte de l'effet de l'absence de vision sur les conflits sensoriels.

Une dernière explication peut être la présence de la « vision aveugle » chez les sujets de notre groupe de cécité totale. Définie par Weiskrantz *et al.* (1974), la vision aveugle est la capacité de certains individus aveugles à répondre à des stimuli de mouvement présenté dans leur champ aveugle sans les percevoir consciemment. Ce phénomène pourrait influencer la posture, l'orientation et la locomotion, provoquant potentiellement un conflit visuo-vestibulaire, même chez les personnes qui ne déclarent pas avoir de vision consciente.

3.1.5.2. Susceptibilité au MS en fonction de la période de perte de vision totale

En ce qui concerne la deuxième hypothèse, nous avons postulé que les personnes atteintes de cécité totale congénitale seraient moins susceptibles au MS que celles qui deviennent totalement aveugles plus tard dans la vie, en raison de l'absence de mémoire visuelle qui pourrait contribuer au conflit sensoriel *(cf. 1.4.3.2)*. Contrairement à cette hypothèse, les résultats montrent une plus faible susceptibilité au MS à l'âge adulte (MSB) chez les personnes ayant acquis une cécité totale par rapport à celles atteintes d'une cécité totale congénitale. L'âge moyen de la perte totale de la vision dans le groupe de cécité totale acquise est de 26 ± 18 ans, ce qui correspond à l'observation des effets sur le score MSB mais pas sur le score MSA. Cela suggère qu'une perte de vision survenant plus tard dans la vie peut conduire à une moindre susceptibilité au MS par rapport à une cécité totale congénitale.

Des différences dans les mécanismes de neuroplasticité entre les personnes aveugles congénitales et les personnes aveugles tardives ont déjà été notées dans la littérature (Röder *et*

al., 2021; Voss, 2013), et peuvent partiellement expliquer ce résultat. Les systèmes somatosensoriel et vestibulaire participent à compenser la perte de vision, mais ces mécanismes compensatoires sont plus efficaces chez les individus aveugles congénitaux que chez ceux atteints de cécité tardive (Schwesig *et al.,* 2011). Par exemple, le cortex temporal moyen, qui perçoit les mouvements visuels, peut répondre à des stimuli auditifs chez les personnes aveugles congénitales, mais pas chez celles atteintes de cécité tardive ni chez les voyants (Bedny *et al.*, 2010). Cela indique une période sensible pour le développement du réseau neuronal, où les expériences visuelles précoces sont cruciales pour la spécialisation de certaines aires visuelles (Bedny *et al.*, 2010; Röder *et al.*, 2021; Voss, 2013). Une fois spécialisées, ces aires restent inchangées même après une cécité prolongée. Ainsi, chez les personnes aveugles congénitales, le développement précoce de la plasticité intramodale et intermodale conduit à une organisation atypique du réseau neuronal (Röder *et al.*, 2021) et à la spécialisation de certaines aires visuelles pour le traitement d'autres informations sensorielles. Par conséquent, la perception des mouvements et le MS chez les personnes aveugles congénitales peuvent impliquer principalement des conflits entre des systèmes sensoriels intacts, tels que les systèmes somatosensoriel et vestibulaire. En revanche, les personnes atteintes de cécité tardive s'appuient sur une plasticité compensatoire basé sur la réorganisation des connexions visuelles existantes (Röder *et al.*, 2021). Des études montrent que les personnes atteintes de cécité tardive continuent d'utiliser des concepts visuo-spatiaux (Röder *et al.*, 2004), ce qui suggère qu'elles intègrent encore des informations visuelles précédemment acquises dans leurs modèles de mouvement internes. Ainsi, après avoir perdu la vue, ils se retrouveraient dans une situation proche de celle des voyants qui ont les yeux bandés (Bos *et al.*, 2005; Ishak *et al.*, 2018).

Une autre explication possible est que les individus atteints de cécité totale congénitale n'ont pas de réflexe vestibulo-oculaire, alors que ce réflexe est altéré mais toujours présent chez les personnes atteintes de cécité acquise (Kömpf & Piper, 1987; Leigh & Zee, 1980; Sherman & Keller, 1986). Ainsi, les personnes atteintes de cécité congénitale présentent des mouvements oculaires spontanés (nystagmus) et une incapacité à initier des saccades oculaires volontaires (Kömpf & Piper, 1987; Leigh & Zee, 1980). Or, d'après la théorie des réflexes oculaires, le MS peut être induit par des mouvements oculaires inappropriés qui stimulent le nerf vague par l'intermédiaire des afférences musculaires extraoculaires (Ebenholtz *et al.*, 1994). Des auteurs ont, par exemple, montré que la réduction du nystagmus pourrait atténuer les symptômes du MS (Flanagan *et al.*, 2002; Krueger *et al.,* 2017). Ainsi, la période d'acquisition de la cécité peut jouer sur la susceptibilité au MS au travers des différences de mouvements oculaires. Les

hypothèses concernant les mouvements oculaires et la vision aveugle restent à tester car notre questionnaire n'interrogeait pas les sujets sur ces éléments.

3.1.6. Limites et perspectives

Étant donné que cette étude est basée sur des questionnaires, un biais de sélection est possible : les personnes présentant des symptômes marqués de MS ont pu être plus enclines à répondre, ce qui pourrait avoir artificiellement augmenté les scores. Néanmoins, les différences entre les groupes suggèrent une variation réelle de la susceptibilité, à confirmer par un échantillon plus large. Le score MSSQ médian chez les voyants était de 12,4 (25e percentile = 5,1 ; 75e percentile = 24,0), proche des normes rapportées par Lamb et Kwok (2015), sur un échantillon de 1711 adultes issus de la population générale (âge moyen : 40,4 ans), ce qui suggère une bonne représentativité de notre échantillon. Enfin, malgré des tailles d'effet modérées à fortes, les effectifs restreints et le déséquilibre entre les sexes dans les sous-groupes de cécité totale doivent être pris en compte lors de l'interprétation des résultats.

Pour les recherches futures, il serait pertinent d'évaluer directement la susceptibilité au MS chez les personnes malvoyantes ou totalement aveugles via des test de mouvement en laboratoire, accompagnés d'une évaluation médicale précise du déficit visuel afin de mieux caractériser les sous-groupes. La corrélation de ces résultats avec la présence de nystagmus serait également bénéfique. Par ailleurs, des mesures EEG chez des sujets totalement aveugles pourraient permettre d'évaluer l'activité électrique occipitales résiduelle lors de stimulation visuelle, et d'explorer les mécanismes de plasticité. L'objectif serait d'identifier un lien éventuel entre le MS et la cécité.

3.1.7. Conclusion

Cette étude examine le rôle de la vision dans le MS en comparant la susceptibilité des sujets aveugles, malvoyants et voyants. L'absence totale de vision réduit significativement la susceptibilité au MS, confirmant le rôle important de la vision dans la régulation du MS, en accord avec la théorie du conflit sensoriel. Toutefois, certains sujets totalement aveugles ont tout de même fait état d'une susceptibilité non nulle, ce qui suggère que la vision est un facteur clé, mais qu'elle n'est pas indispensable à l'apparition du MS. Cela confirme que d'autres conflits

sensoriels pourraient également être impliqués et souligne le potentiel de développement de dispositifs non visuels pour la réduction du MS.

3.1.8. Vers les prochaines études

Cette première étude met en avant le rôle médiateur de la vision dans l'apparition du MS, soulignant ainsi l'intérêt de l'apport d'indices sensoriels liés au mouvement, notamment visuel, pour le prévenir.

Cependant, pour évaluer l'efficacité de différents systèmes de prévention, nous avions besoin d'une plateforme de simulation à disposition. Parmi les différents modes de déplacement, le bateau est reconnu comme l'un des environnements les plus propices à l'apparition du MS mais les expérimentations en mer posent des contraintes logistiques, financières et réglementaires importantes, notamment en termes d'assurances et de mobilisation de personnels qualifiés pour assurer la sécurité des participants. Enfin, l'achat d'un simulateur de navigation à base mobile s'est également révélé inenvisageable pour des raisons de coût.

Un dispositif expérimental reproduisant les conditions d'un déplacement en mer a donc été développé au sein du laboratoire. Ce simulateur permet d'évaluer l'impact des feedbacks sensoriels sur le MS dans un cadre sécurisé et reproductible. La prochaine étude en détaille la conception et la pertinence afin de vérifier sa capacité à induire expérimentalement une naupathie reflétant la susceptibilité individuelle au MS dans des conditions réelles. Les études qui suivent ensuite ont pour objectif d'évaluer l'efficacité de différents systèmes sur la prévention du MS.

3.2. Conception et évaluation d'un simulateur de navigation

Étude 2 : Un simulateur de navigation pour évaluer l'efficacité de feedbacks sensoriels sur la naupathie en laboratoire

TITRE ORIGINAL : Seasickness simulator to assess anti-motion sickness devices

Cette étude a fait l'objet d'une publication (Annexe 2) :

de Thierry de Faletans C., *Misericordia M., Vallier J.M., Duché, P. & Watelain E. (2025). Seasickness simulator to assess anti-motion sickness devices. Aerospace Medicine and Human Performance, 96(3), 212-218. DOI: 10.3357/AMHP.6403.2025*

3.2.1. Contextualisation

Pour étudier le MS et plus particulièrement la naupathie, il est possible de conduire des expérimentations en conditions réelles pendant des traversées (Bos *et al.*, 2007; Lawther & Griffin, 1988b, 1988c) qui offrent une évaluation écologique du MS mais présentent des contraintes, notamment concernant le contrôle des variables telles que la force des vagues, la direction du vent, la stabilité des conditions météorologiques, la position des sujets, ou les activités réalisées par les sujets pendant la traversée. De plus, des considérations liées à la sécurité en mer, à l'éthique et à la nécessité de personnels qualifiés compliquent la mise en œuvre de sessions répétées, souvent nécessaires pour évaluer l'efficacité des techniques d'atténuation de la naupathie.

Face à ces limites, il est possible de recréer artificiellement une situation de MS en laboratoire à l'aide de différents types de simulateurs, classés en trois catégories principales *(Fig. 3.4)*. La première catégorie est basée sur des mouvements physiques uniquement et inclut des dispositifs comme les chaises rotatives ou les traîneaux linéaires (cabines montées sur des rails permettant des déplacements avant / arrière) (Bos, 2015; Kuiper *et al.*, 2020; Pöhlmann *et al.*, 2022). La deuxième catégorie repose uniquement sur des stimuli visuels comme la projection d'images, les simulateurs optocinétiques *(cf. 1.3.2.3)*, les casques de VR ou les simulateurs de conduite à base fixe (Bonato *et al.*, 2015; D'Amour *et al*., 2017; Jung *et al.*, 2021; Lucas *et al.*, 2020). Bien que ces deux catégories de simulateurs induisent souvent des symptômes semblables à ceux observés dans le MS, les conditions dans lesquelles ils sont induits sont très différentes des conditions réelles de déplacement. Par exemple, les simulateurs basés sur des stimuli visuels n'impliquent pas de déplacement réel dans l'espace et n'induisent donc pas de stimulation vestibulaire. Ces deux catégories de simulateurs ne prennent pas non plus en compte les aspects psychologiques et contextuels associés à un trajet en bateau, tels que la présence de l'eau ou le bruit des vagues. Il est donc difficile de déterminer si le simulateur met en jeu les mêmes mécanismes que dans le transport réel, ou s'il induit des symptômes similaires, par des mécanismes totalement ou partiellement différents.

La dernière catégorie regroupe les simulateurs les plus écologiques, combinant des mouvements induits physiquement et visuellement, via un simulateur à bases mobiles associé à un écran ou un casque de VR (Bos *et al*., 2005; Feenstra *et al.*, 2011; Li *et al.*, 2022; Tal *et al.,* 2012). Ce type de simulateur se rapproche le plus des conditions réelles de déplacement, tout en permettant un contrôle strict des variables expérimentales. Toutefois, ces plateformes sont très coûteuses, limitant leur accessibilité.

L'objectif de cette étude était de concevoir un simulateur de navigation peu coûteux et efficace pour induire la naupathie en laboratoire, afin de disposer d'un environnement contrôlé permettant d'évaluer l'efficacité de divers dispositifs de lutte contre le MS, tout en reproduisant des conditions relativement réalistes de navigation.

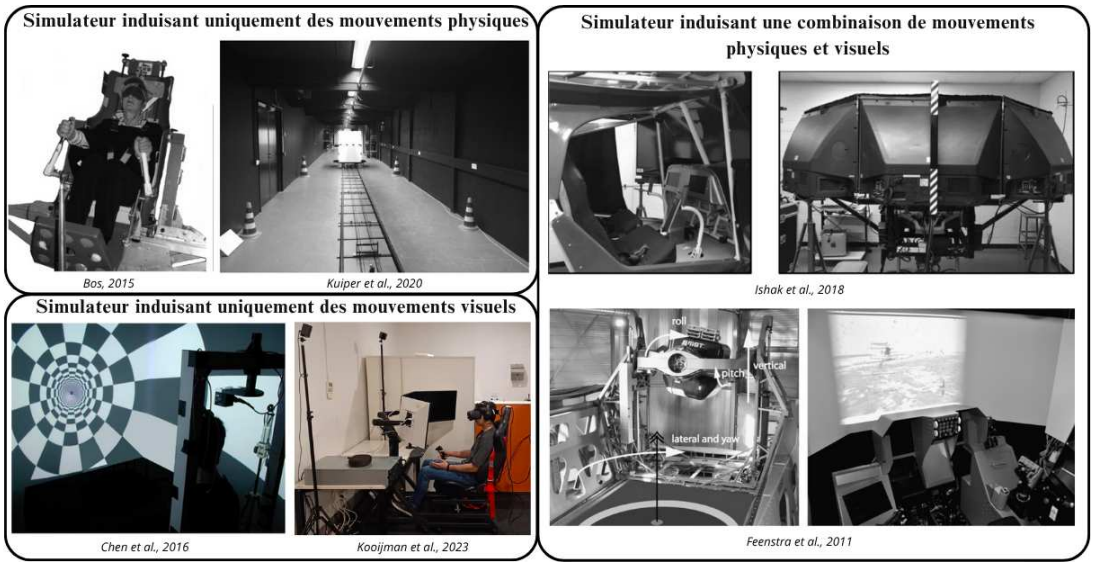


Figure 3.4 : Illustrations des 3 types de simulateurs utilisés en laboratoire pour induire le MS.

3.2.2. Objectifs et hypothèses

Objectifs :

(i) concevoir un simulateur de navigation,

(ii) vérifier la reproductibilité des oscillations induites,

(iii) évaluer la capacité de ce simulateur à induire une naupathie reflétant la susceptibilité des sujets en conditions réelles.

Hypothèse :

Plus les individus sont sensibles à la naupathie en conditions réelles, plus leurs symptômes seront sévères et apparaîtront rapidement dans le simulateur.

3.2.3. Conception du simulateur de navigation

Pour concevoir le simulateur, les différents éléments connus dans la littérature pour induire efficacement le MS tels que le type d'oscillation, la fréquence d'oscillation, la position du sujet et l'absence de vue de l'extérieur ont été pris en compte *(cf. 1.2.2)*. Le simulateur se compose d'un bateau à coque rigide (l:1 * L:2 * H:0,30 m) sur lequel a été placée une cabine (l:1 * L:1,40 * H:1,20 m) avec des rideaux noirs *(Fig. 3.5)*. Les rideaux servent à masquer la vision extérieure et ainsi à réduire les indices visuels de mouvement afin de reproduire une situation de navigation sous le pont d'un navire. À l'intérieur du bateau, 4 bandes de lumières LED blanches de 1 mètre ont été installées pour éclairer la cabine et reproduire l'intérieur d'un bateau. Ce bateau a été placé dans une piscine autoportée (l:1,80 * L:3,80 * h:1,25 m) équipée sur ses quatre côtés par de barres de renfort. La piscine se trouvait dans une pièce au rez-de-chaussée du bâtiment, offrant un accès direct à l'eau et à l'extérieur. La pièce a été entièrement dédiée aux expérimentations menées avec le simulateur de navigation. Le bateau était mis en oscillation par au moins deux expérimentateurs, placés à l'avant et à l'arrière du bateau, afin de recréer les mouvements des vagues présentes en mer. Des cordes attachées à deux poulies fixées au plafond de la salle, l'une à l'avant et l'autre à l'arrière du bateau, ont été utilisées. Le système de poulies permettait à un troisième expérimentateur, situé à l'extérieur de la piscine, de participer aux oscillations en tirant sur l'arrière du bateau, pour les sujets pesant plus de 60 kg *(Fig. 3.5)*. Le bateau subissait un mouvement périodique de rotation autour de son axe médiolatéral, se déplaçant vers l'avant puis vers l'arrière (pitch), à une fréquence de 0,1 Hz. Ce mouvement impliquait un soulèvement et un abaissement alternés de l'avant et de l'arrière du bateau, avec une amplitude de 22,5 cm par rapport à la position horizontale. Cela correspond à un angle de tangage de 12,7° par rapport à la position horizontale du bateau et à une distance parcourue verticale totale de 45 cm. Ces caractéristiques d'oscillation ont été définies sur la base de paramètres décrits dans la littérature comme étant les plus susceptibles d'induire la naupathie. Un seul axe de mouvement a été choisi pour faciliter les oscillations et leur reproductibilité. Pour assurer des oscillations régulières, des butées supérieures et inférieures sous forme d'élastiques horizontaux ont été placées à l'avant et à l'arrière du bateau. Un métronome indiquait avec précision la fréquence des oscillations à appliquer au bateau. Le sujet était assis sur un banc (0,20 * 1 m) à l'intérieur du bateau, le torse formant un angle de 90° avec le fond du bateau, sans dossier ni appui-tête. Le banc était placé aux 2/3 derrière l'axe de rotation afin d'éloigner le sujet du centre de rotation du bateau et de renforcer l'effet de l'oscillation. Une caméra a été placée dans le bateau pour surveiller le sujet tout au long des expérimentations. À

l'intérieur du bateau, se trouvaient une représentation schématique d'une EVA allant de 0 à 10, ainsi que la liste des 10 symptômes les plus courants du MS (anxiété, malaise général, hypersalivation, sensation de chaleur, maux de tête, somnolence, gêne gastrique, nausées, fatigue et vertiges ; Cha *et al.*, 2021 ; *cf. Fig. 2.2*). L'ensemble de l'équipement (piscine, bateau, accessoires, etc.) représente un investissement matériel de 2000 euros.

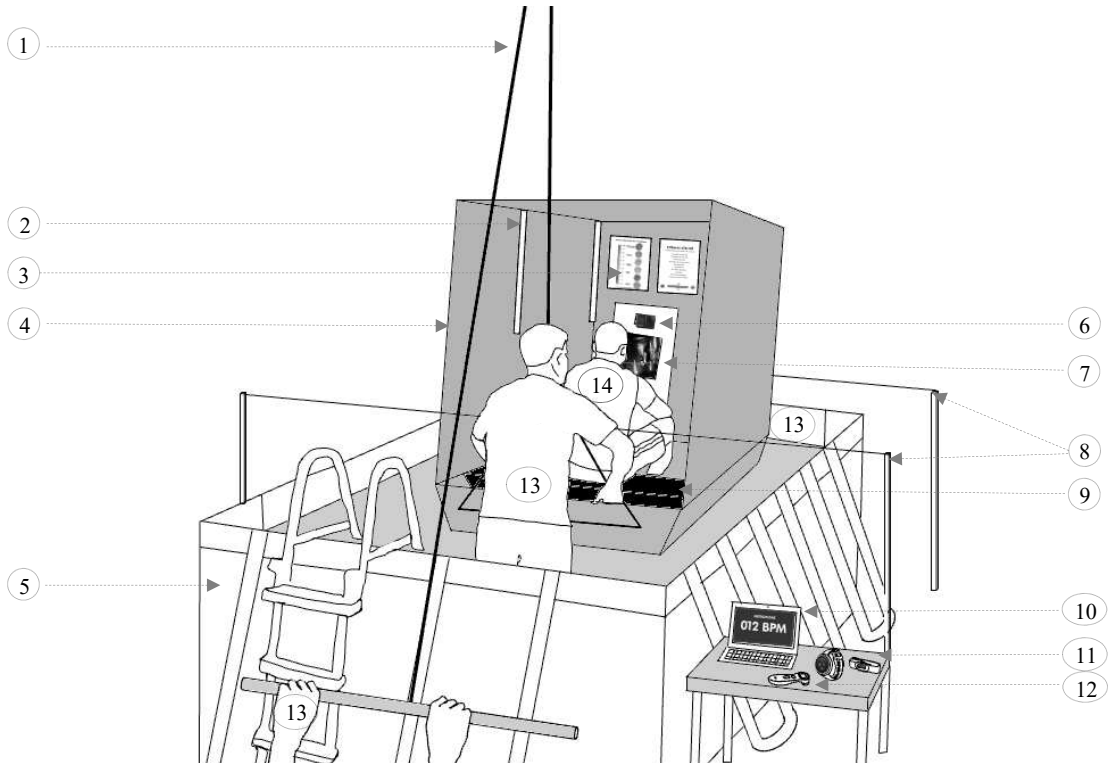


Figure 3.5 : Schéma du simulateur de navigation.

*1 : Poulies fixées au plafond avec des cordes attachées au bateau, 2 : Bandes de LED blanches, 3 : Liste des 10 symptômes les plus courants et représentation schématique d'une échelle visuelle analogique, 4 : Cabine, 5 : Piscine autoportante, 6 : Caméra, 7 : iPad, 8 : Butées supérieures, 9 : Banc, 10 : Métronome, 11 : Thermomètre frontal infrarouge, 12 : Moniteur de fréquence cardiaque, 13 : Expérimentateurs, 14 : Sujet. (*de Thierry de Faletans et al., 2025)

3.2.4. Évaluation de la reproductibilité des oscillations

3.2.4.1. Matériels et Méthodes

La reproductibilité des oscillations induites manuellement a été évaluée par un système de motion capture 3D (Qualisys) composé de 4 caméras et de 4 marqueurs placés sur le haut de la cabine du simulateur de navigation *(Fig. 3.6)*. Six enregistrements successifs de 30 secondes ont été réalisés à différents moments des 10 minutes de simulation (t0, t2, t4, t6, t7.30, t9.30

min), pour une oscillation de tangage de ± 12,7° par rapport à la position horizontale du bateau, une amplitude verticale de 45 cm et une fréquence cible de 0,1 Hz (échantillonnage à 100 Hz).

Un point central arrière (proche de la tête du sujet) a été défini à partir de deux marqueurs placés à l'arrière de la cabine. Environ trois oscillations pouvaient ainsi être enregistrées durant les 30 secondes ; afin d'avoir un signal similaire pour l'ensemble des enregistrements, seules deux périodes complètes ont été conservées, soit un total de 12 cycles. La fréquence moyenne d'oscillation a été calculée à partir du nombre de valeurs par cycle. Chaque cycle a ensuite été rééchantillonné sur 100 points pour calculer les coefficients de variation (CV) de la position et de l'amplitude, ainsi que les coefficients de corrélation intra-classes (ICC) dans les trois axes (x : avant/arrière ; y : gauche/droite ; z : haut/bas).

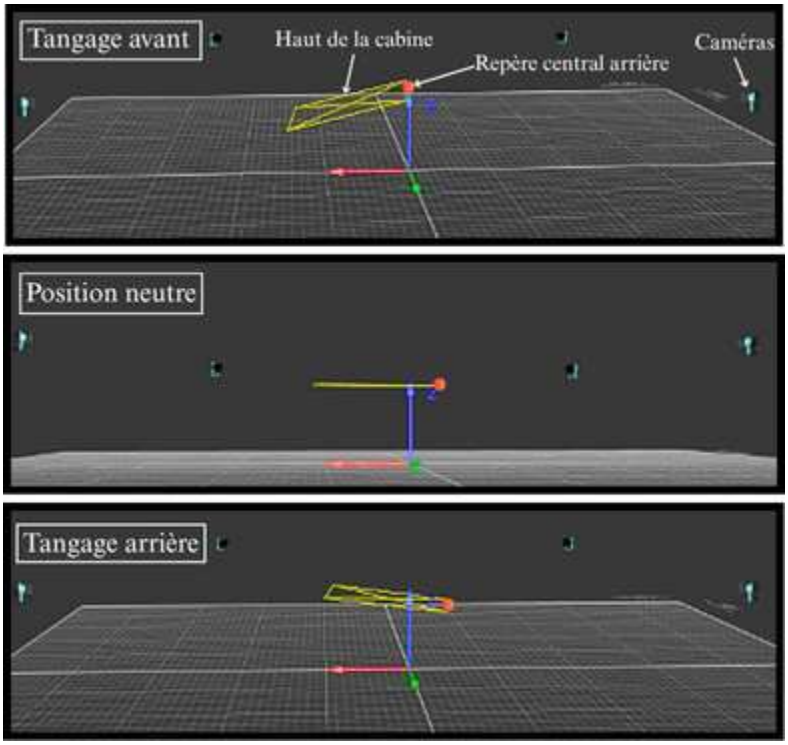


Figure 3.6 : Représentation 3D des positions de tangage du simulateur de navigation mesurées par Motion Capture.

Le carré jaune représente les quatre points supérieurs de la cabine du bateau, et le point orange correspond au point arrière central (proche de la tête du sujet), calculé à partir des deux marqueurs arrière gauche et droit. L'axe rouge représente l'axe des x (avant-arrière), l'axe vert : l'axe des y (droite -gauche) et l'axe bleu : l'axe des z (haut-bas). Les trois vues montrent successivement : (1) une inclinaison vers l'avant (tangage avant), (2) une position neutre (cabine à l'horizontale), (3) une inclinaison vers l'arrière (tangage arrière).

3.2.4.2. Résultats

La *figure 3.7* illustre la moyenne et l'écart-type de la position du point arrière central sur les 12 cycles. Le *tableau 3.2* présente les CV de la position, les CV d'amplitude, les amplitudes moyennes, ainsi que les ICC dans les trois axes.

La durée moyenne d'un cycle était de 10,9 ± 0,13 s, soit une fréquence de 0,109 Hz, conforme à la cible. L'amplitude d'oscillation sur l'axe z correspond aux spécifications initiales (45 cm). Des mouvements supplémentaires ont été enregistrés sur l'axe x, mais étaient tout aussi régulier entre les cycles (écart-type < 1 cm, CV de l'amplitude à 3 %).

Les ICC moyens indiquent une bonne reproductibilité des oscillations manuelles sur les axes z (0,95) et x (0,97). L'ICC est plus faible sur l'axe y (0,29) ce qui s'explique par l'amplitude très réduite des mouvements latéraux (< 10 cm).

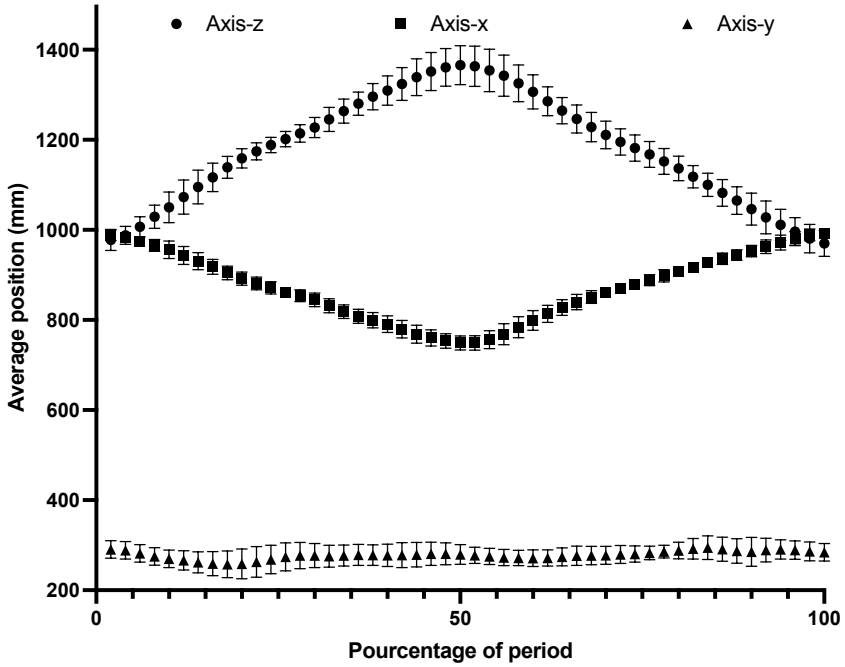


Figure 3.7 : Moyenne et écart-type de la position du point arrière central de la cabine du bateau dans l'espace tridimensionnel exprimés en pourcentage du cycle d'oscillation (12 cycles).

L'axe z représente les mouvements de haut en bas, l'axe x représente les mouvements d'avant en arrière et l'axe y représente les mouvements de gauche à droite.

Tableau 3.2 : Résultats des variations de position, d'amplitude et des ICC sur les trois axes (moyenne ± écart type).

Plan	CV de la position du bateau (%)	CV de l'amplitude des oscillations (%)	Amplitude moyenne (cm)	ICC
Axe z (haut/bas)	2,6 ± 0,8	4,2	45 ± 1,9	0,95
Axe x (avant/arrière)	1,7 ± 0,7	3,4	27 ± 0,9	0,97
Axe y (gauche/droite)	8 ± 2,8	20,8	9 ± 1,9	0,29

CV : Coefficient de Variation moyen ; ICC : Intraclass Correlation Coefficient.

3.2.5. Évaluation de la pertinence du simulateur pour induire la naupathie

3.2.5.1. Rappels méthodologiques

65 sujets (37 femmes) présentant des degrés de susceptibilité au MS différents ont été recrutés. Chaque sujet a été exposé au simulateur de navigation à une reprise, pendant une période maximale de 10 minutes. Les sujets pouvaient mettre fin prématurément à la simulation s'ils ressentaient : 1 symptôme supérieur ou égal à 5 / 10 ou 3 symptômes supérieurs à une valeur de 1 / 10. La variable principale était le temps passé dans le simulateur et les variables secondaires étaient l'intensité des symptômes du MS évalués immédiatement à la fin de la simulation à l'aide d'EVA et l'évolution de la FC et de la température entre le début et la fin de la simulation ; *cf. 2.2.2.1* pour plus de détails sur la méthodologie.

3.2.5.2. Résultats

Susceptibilité au MS de notre échantillon

Les différents degrés de susceptibilité au MS étaient représentés dans notre échantillon de sujets (moyenne de 23,8 ± 15,9). L'ensemble des sujets couvraient la gamme de susceptibilité au MS avec des scores bruts au MSSQ de 0 à 49,9, correspondant à une susceptibilité allant de 0 à 100% *(Fig. 3.8)*.

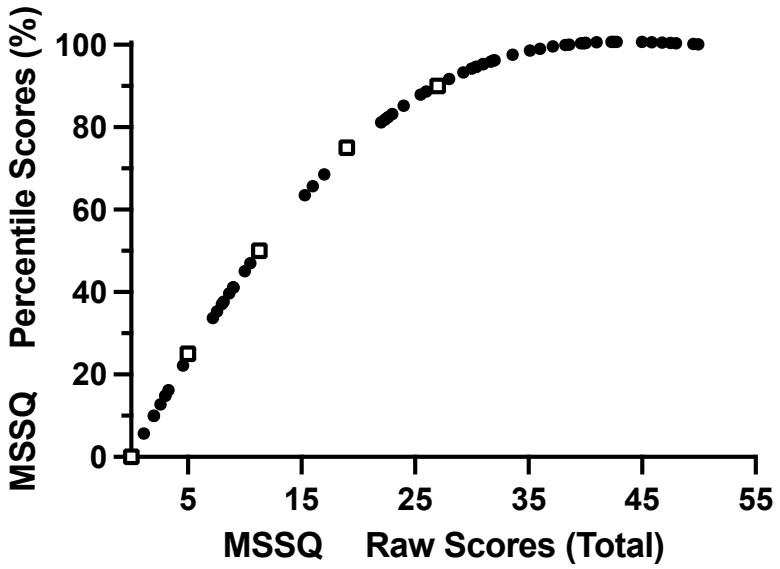


Figure 3.8 : Scores bruts du MSSQ (axe des abscisses) et percentiles des scores de susceptibilité (axe des ordonnées).

Les carrés sont tirés des données normatives de Golding, (2006). Les données de l'étude couvrent toute la gamme de susceptibilité pour les scores bruts (0 à 50) et les scores percentiles (0 à 100 %).

Temps et symptômes déclarés

La durée moyenne de simulation pour tous les sujets était de 461 ± 176,5 s, ce qui correspond à un temps moyen d'apparition des premiers symptômes de 7,41 min [Min – Max : 47 s – 600 s]. Pour les sujets ayant un score MSSQ supérieur au 50e percentile (11,3, Golding, 2006), le temps moyen de simulation était de 387,9 ± 181 s (soit 6,27 min), tandis que pour les sujets ayant un score MSSQ inférieur au 50e percentile, le temps moyen de simulation était de 594,8 ± 25 s (soit 9,55 min) pour l'apparition des premiers symptômes. Parmi tous les sujets qui n'ont pas terminé la simulation de 10 min, 55 % ont présenté 3 symptômes supérieurs à 1, et 48 % ont présenté au moins 1 symptôme supérieur ou égal à 5. En ce qui concerne les critères d'arrêt, les symptômes les plus rapportés étaient les nausées (70 %), les vertiges (53 %) et les maux de tête (37 %).

Corrélations entre les variables mesurées et la sensibilité au MS des sujets en conditions réelles

Le score MSSQ est corrélé négativement avec le temps passé dans le simulateur et positivement avec la moyenne des EVA *(Fig. 3.9)*, le nombre d'EVA >1 et la FC. Le temps passé dans le simulateur était négativement corrélé avec l'EVA moyen, le nombre d'EVA >1 et la FC. Enfin, l'EVA moyen et le nombre d'EVA >1 étaient corrélés entre elles et avec la FC. En

revanche, la température n'était pas corrélée avec les autres paramètres. Les corrélations sont présentées dans le *Tableau 3.3*.

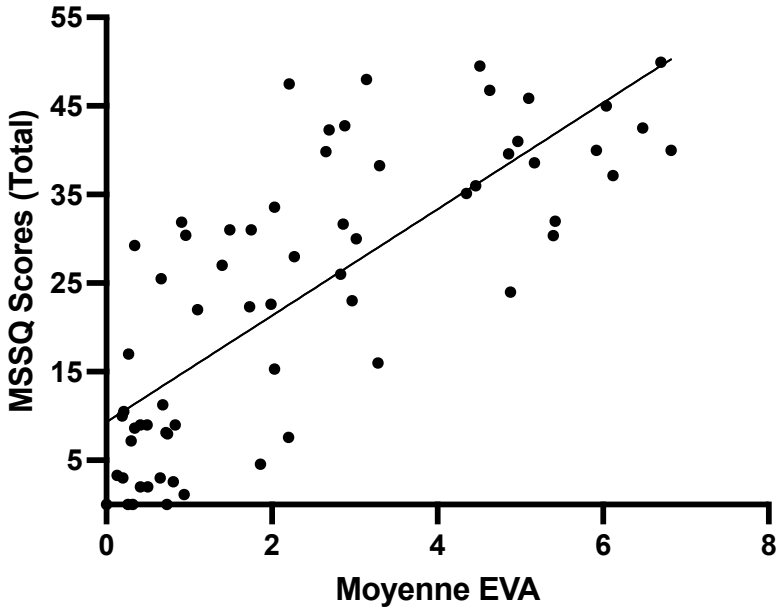


Figure 3.9 : Corrélation positive entre l'EVA moyenne (axe x) et les scores bruts du MSSQ (axe y), r = 0,793, p < 0,001.

Tableau 3.3 : Matrice de corrélation entre les scores au MSSQ et les variables de l'étude.

Corrélation de Spearman

Variables		MSSQ	Temps	EVA moyen	EVA > 1	Delta FC
Temps	r	-0,585	—			
	p-value	**< 0,001**	—			
EVA moyen	r	0,793	-0,662	—		
	p-value	**< 0,001**	**< 0,001**	—		
EVA > 1	r	0,765	-0,594	0,961	—	
	p-value	**< 0,001**	**< 0,001**	**< 0,001**	—	
Delta FC	r	0,553	-0,366	0,528	0,537	—
	p-value	**<0,001**	**0,006**	**< 0,001**	**< 0,001**	—
Delta T°	r	0,172	-0,139	0,165	0,173	0,079
	p-value	0,174	0,272	0,191	0,171	0,564

FC : Fréquence Cardiaque, T° Température, EVA : Échelle Visuelle Analogique.

3.2.5.3. Discussion

Cette étude visait à concevoir un simulateur simple et peu coûteux capable d'induire la naupathie en laboratoire proportionnellement à l'intensité de la susceptibilité des sujets en conditions réelles, afin d'évaluer l'effet des dispositifs de lutte contre le mal des transports. Les principaux résultats montrent que le simulateur induit le MS proportionnellement à la susceptibilité du sujet, ce qui signifie qu'il induit d'autant plus de symptômes que les individus sont sensibles, sans induire de symptômes chez les sujets non sensibles en conditions réelles.

Efficacité du simulateur de navigation pour induire la naupathie

La majorité des études antérieures sur le MS ont exposé les sujets à des simulations longues, généralement entre 30 et 45 min (Chang *et al.*, 2017; Keshavarz *et al.*, 2023) et/ou jusqu'à l'induction de symptômes modérés à sévères, y compris des vomissements (Bos, 2015; Golding *et al.*, 2003). Dans notre étude, une courte durée (maximum 10 min) dans le simulateur a été suffisante pour induire les premiers symptômes du MS. Cela permet d'évaluer l'efficacité des dispositifs de lutte contre la naupathie pour retarder ou supprimer les symptômes sans soumettre les participants à une exposition prolongée et désagréable au mouvement provocateur.

Les symptômes les plus fréquemment cités comme critères d'arrêt de la simulation étaient les nausées (70 %), les vertiges (54 %) et les maux de tête (37 %). La nausée est l'un des principaux symptômes du MS, surtout lorsqu'il est induit par des mouvements physiques, contrairement au VIMS (Golding, 2016). Les nausées, les vertiges et les maux de tête sont également les symptômes du MS les plus fréquemment rapportés dans la vie réelle (Chan *et al.*, 2006). Il existe une corrélation entre l'EVA moyen et le nombre d'EVA supérieurs à 1, ce qui indique une détérioration générale de l'état du sujet plutôt qu'une augmentation d'un ou deux symptômes spécifiques. En outre, l'association significative entre les scores MSSQ, le temps passé dans le simulateur et les scores EVA moyens montre qu'il existe une relation entre la susceptibilité du sujet au MS dans des conditions réelles, le temps passé dans le simulateur et les symptômes induits. Plus les sujets sont sensibles au MS dans les conditions réelles, plus leurs symptômes seront sévères dans le simulateur, et moins ils passeront de temps dans le simulateur. Dans la condition expérimentale, les corrélations entre les scores du MSSQ et les mesures de laboratoire sont généralement faibles en raison des différences dans la nature des stimuli provocateurs (Gavgani et al., 2017). Dans notre cas, il existe une forte relation qui met en évidence l'aspect écologique de notre simulateur. La fidélité et le réalisme du simulateur

utilisé sont en effet d'une importance capitale dans sa capacité à induire des symptômes. Par exemple, Nesbitt *et al.* (2017) ont testé la capacité de deux simulateurs de montagnes russes en réalité virtuelle à induire le MS et ont observé qu'un niveau de détail et de réalisme plus élevé induisait plus de nausées en termes de sévérité et de rapidité d'apparition.

Concernant les variables physiologiques, il existe une corrélation positive entre la FC et les symptômes, ainsi qu'entre les scores du MSSQ et la FC. Ainsi, plus les sujets étaient sensibles au MS dans des conditions réelles, plus leur FC augmentait pendant la simulation. En outre, la FC augmente pendant la simulation avec l'apparition des symptômes, comme cela a été observé dans la littérature (Cobb *et al.*, 1999; Himi *et al.*, 2004; Holmes & Griffin, 2001), ce qui indique que le simulateur induit également des changements physiologiques associés à l'apparition des symptômes. Himi *et al.* (2004) ont observé une augmentation significative de la FC lors de VIMS (augmentation moyenne de 4,2 bpm contre 4,98 bpm dans cette étude), et postulent que l'augmentation de la FC pendant le MS est due à une augmentation de l'activité du système nerveux sympathique avec une augmentation du rapport LF/HF. L'augmentation de l'activité du système nerveux sympathique est cohérente avec la diminution de la température (Nalivaiko *et al.*, 2014), qui serait induite par la mise en œuvre des mécanismes de transpiration et la diminution du flux sanguin. Dans cette étude, aucune corrélation n'a été observée avec la variation de la température pendant la simulation contrairement à d'autres études de la littérature (Bertin *et al.,* 2005; Nobel *et al.*, 2012). Ceci est probablement dû à la courte durée d'exposition et à l'arrêt de la simulation dès l'apparition des premiers symptômes. La température est probablement une variable physiologique qui nécessite une durée plus longue entre les mesures pour observer une variation (Nobel *et al.*, 2012).

Avantages et limites

Le simulateur de navigation réalisé vise à induire rapidement le MS en laboratoire, proportionnellement à la sensibilité du sujet dans des conditions réelles, afin d'évaluer l'effet des dispositifs contre la naupathie. À cet égard, il ne reproduit pas toutes les conditions de navigation, mais seulement celles où le sujet se trouve sous le pont et sans vue extérieure, c'est-à-dire la situation qui induit le plus de MS (Bos *et al.*, 2005). De même, pour faciliter les oscillations, nous avons choisi d'appliquer des mouvements uniquement dans l'axe vertical, induisant un mouvement de tangage à une fréquence de 0,1 Hz, décrite comme le plus cinétogène dans la littérature *(cf. 1.2.2.2)*. Bien que ces paramètres puissent être modulés en fonction de l'objectif de la simulation, ce simulateur n'est pas conçu pour étudier la nature des stimuli provoquant la naupathie ou les relations entre le mouvement et le MS, mais il est plutôt

approprié pour des études axées sur le phénomène de naupathie, indépendamment de la nature du stimulus du mouvement, afin de promouvoir la recherche de solutions d'intervention visant à réduire le MS. Bien que les mouvements du bateau aient une fréquence, une amplitude et un axe fixes, le fait que le bateau soit réellement dans l'eau empêche le sujet d'anticiper pleinement le mouvement à venir, ce qui est l'un des principaux facteurs dans la genèse du MS (Kuiper *et al.*, 2020). Il permet également de prendre en compte les facteurs psychologiques lors de l'embarquement sur le bateau, comme c'est le cas en situation réelle, contrairement à l'hexapode couramment utilisé dans les simulateurs.

3.2.6. Conclusion

Cette étude présente la conception et l'évaluation d'un nouveau simulateur de navigation peu coûteux permettant d'induire la naupathie. Elle montre que ce simulateur peut induire une intensité variable de MS en fonction de la susceptibilité des sujets, reproduisant les conditions réelles. Il permet ainsi d'induire les premiers symptômes sur une population sensible au MS en moins de 10 min. Bien que dans sa version la plus simple ce simulateur nécessite l'intervention d'au moins deux expérimentateurs pour induire les oscillations du bateau, il évite le biais potentiel d'une situation artificiellement cinétogène qui pourrait mettre en jeu des mécanismes différents et/ou induire des symptômes supplémentaires par rapport à la situation réelle. Il prend également en compte les effets psychologiques du MS au travers d'un vrai bateau sur l'eau. Il présente un intérêt pour la recherche sur les stratégies d'intervention visant à réduire le MS et pour l'évaluation des dispositifs de prévention.

3.2.7. Poursuite du développement du simulateur

Le simulateur tel que présenté ici a été utilisé dans le cadre des études 3 et 4 de cette thèse. Cependant, afin de faciliter les expérimentations et améliorer la reproductibilité des oscillations, des travaux d'amélioration du simulateur ont été réalisés après ces deux études grâce à l'obtention d'un financement spécifique du Programme Pluriannuel pour l'investissement pour la recherche de l'Université de Toulon.

Ces travaux ont principalement porté sur la conception et l'installation d'un système de treuils fixés à la proue et à la poupe du bateau, reliés à des moteurs pilotés par ordinateur. L'objectif était de générer un mouvement vertical sinusoïdal paramétrable *(Fig. 3.10)* afin de

ne plus être dépendant de la présence de 2 voire 3 expérimentateurs (selon le gabarit du participant) pour osciller manuellement la barque. Cette motorisation des oscillations a également pour fonction d'assurer une parfaite application des oscillations en termes de fréquence, d'amplitude et de plan d'application. Enfin, elle permet également d'augmenter la durée des expérimentations ou de créer des scénarios d'oscillation avec des séquences non régulières qu'il est beaucoup plus difficile de réaliser et de contrôler avec une oscillation humaine. Le simulateur avec motorisation a été utilisé dans le cadre des études 5a et 5b.

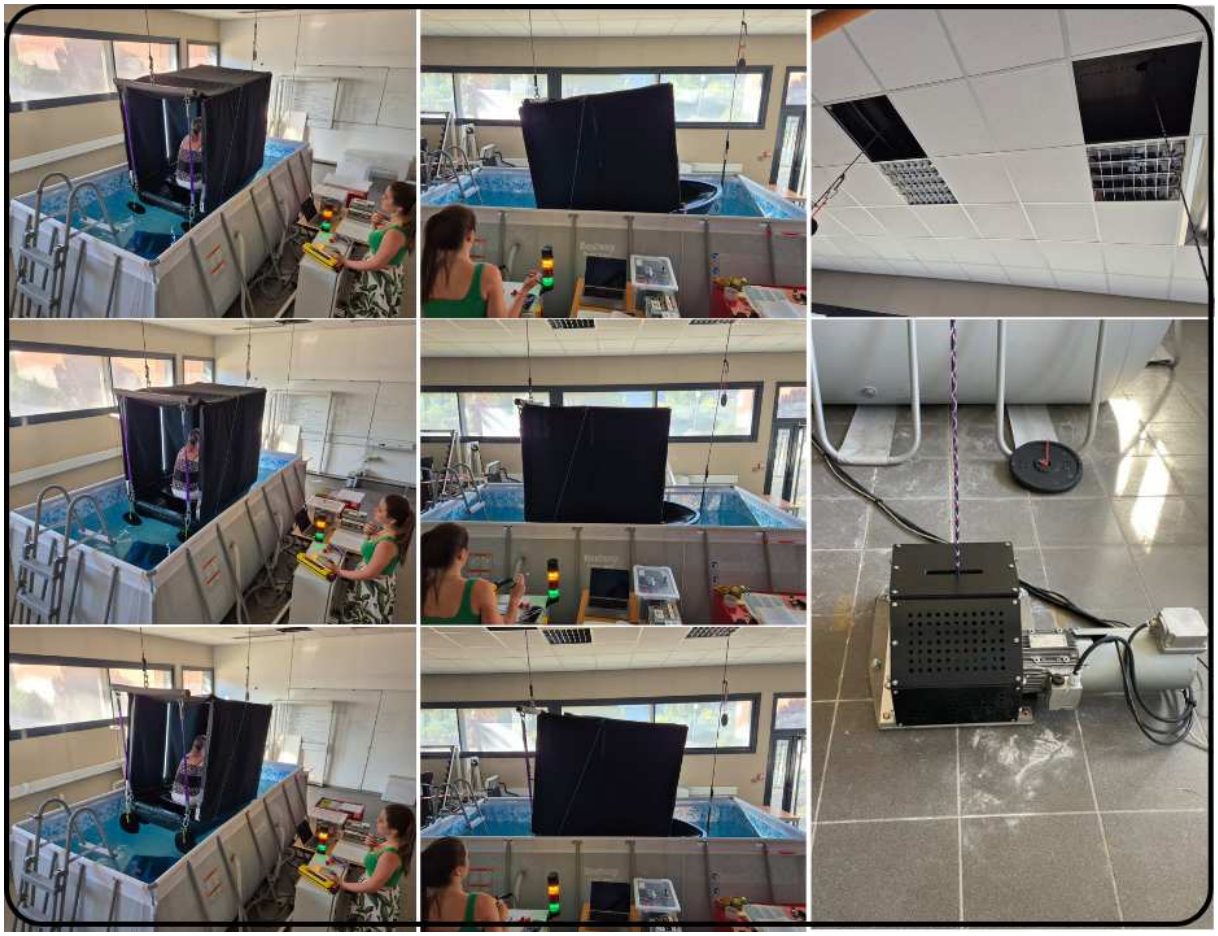


Figure 3.10 : Photographies du simulateur de navigation motorisé.

Gauche et centre *: progression des oscillations de la barque, de l'arrière (en haut) vers l'avant (en bas), illustrée sous deux angles de vue. On y voit les cordes reliées aux treuils attachés à l'avant et l'arrière du bateau. Sur le devant de la piscine, on distingue également le poste de commande des moteurs, signalé par une colonne lumineuse orange et verte.*
En haut à droite *: vue du plafond au-dessus de la cabine, les cordes sont attachées d'un côté au bateau et de l'autre aux treuils via un système de poulies fixées au plafond.*
En bas à droite *: un des deux treuils motorisés permettant d'enrouler et dérouler les cordes avant et arrière du bateau, permettant ainsi de générer les oscillations contrôlées.*

3.3. Informations visuelles et réduction de la naupathie

Étude 3 : Apport d'un feedback visuel dynamique formant un plan d'horizon artificiel sur la naupathie

TITRE ORIGINAL : Effects of dynamic visual feedback system on seasickness

Cette étude a fait l'objet d'une publication (Annexe 3) :

***de Thierry de Faletans, C**., Misericordia, M., Vallier, J. M., Duché, P., & Watelain, E. (2024). Effects of dynamic visual feedback system on seasickness. Applied Ergonomics, 119, 104318. DOI : 10.1016/j.apergo.2024.104318*

3.3.1. Contextualisation

L'accessibilité des informations visuelles extérieures joue un rôle clé dans la survenue des symptômes (Bittner & Guignard, 1985; Bos *et al.*, 2005; Brietzke *et al.*, 2021; Rolnick & Bles, 1989; Turner & Griffin, 1999b). Les sujets présentent moins de symptômes de MS lorsqu'ils bénéficient d'une vue sur l'extérieur du simulateur ou en présence d'un horizon artificiel *(cf. 1.6.1)* et qu'une ligne d'horizon s'est montrée plus efficace qu'un simple point de fixation pour réduire le VIMS, car elle fournit des repères supplémentaires sur l'orientation horizontale et verticale du sujet par rapport à la terre (Hemmerich *et al.*, 2020). Dans un véhicule en mouvement, l'absence d'informations visuelles externes accentue le conflit entre la vision et les autres sens, dont le système vestibulaires, responsables de la détection des accélérations corporelles (Bos *et al.*, 2005; Rolnick & Bles, 1989; Turner & Griffin, 1999b). Fournir des indices visuels supplémentaires sur le mouvement peut donc améliorer la compréhension des déplacements subis et atténuer les symptômes du MS.

Plusieurs techniques exploitant des écrans pour diffuser ces informations visuelles ont montré des effets bénéfiques sur la sévérité du MS *(cf. 1.6.1)*. Toutefois, ces approches sont principalement centrées sur la vision centrale et / ou nécessitent que les sujets regardent l'écran pour en bénéficier *(cf. Fig. 1.21)*. Bien que cette approche puisse représenter une solution intéressante pour les passagers en transport passif, elle ne répond pas aux besoins des professionnels de la mer, chez qui elles pourraient interférer avec les tâches à accomplir.

Dans cette étude nous proposons un affichage visuel placé directement dans l'habitacle du véhicule, sous forme de bandes LED verticales, dont l'illumination varie en fonction des mouvements du véhicule. Ce dispositif forme un horizon artificiel référencé à la Terre, présenté en périphérie du champ de vision. Il pourrait être utilisé dans des environnements fermés sans accès visuel extérieur, comme sous le pont d'un navire, pour réduire le MS. À notre connaissance, seules deux études ont testé des dispositifs similaires, utilisant des bandes lumineuses pour fournir des repères périphériques synchronisés en temps réel avec les mouvements du véhicule. Les résultats obtenus étaient mitigés, avec une tendance à l'effet bénéfique, bien que non significatif ou dépendant de la présence d'une vision externe (Bohrmann *et al.*, 2022; Diels *et al.,* 2023). Cette étude vise donc à approfondir l'évaluation de cette technologie dans un contexte maritime, où les besoins sont spécifiques et les solutions actuelles limitées.

3.3.2. Objectifs et hypothèses

Objectif :
Évaluer l'effet immédiat d'un système de feedback visuel dynamique synchronisé en temps réel avec les mouvements du bateau et formant un plan d'horizon artificiel référencé à la Terre sur les symptômes de la naupathie et les changements physiologiques associés.

Hypothèse :
Le dispositif, en fournissant des repères visuels d'orientation et de mouvement cohérents avec les informations vestibulaires, atténue la sévérité de la naupathie en retardant ou en inhibant l'apparition des symptômes.

3.3.3. Rappels méthodologiques

Pour répondre à notre hypothèse, 15 sujets présentant une susceptibilité au MS modérée à sévère, ont été exposés à un simulateur de navigation dans deux conditions différentes pendant une période maximale de 10 minutes. Dans une condition les bandes de LED étaient allumées mais restaient fixes et servaient uniquement d'éclairage à l'intérieur du bateau (Contrôle = C) ; dans une autre condition les bandes de LED étaient allumées et réglées selon le fonctionnement Boarding Lights (Dispositif = D). Les sujets pouvaient mettre fin prématurément à la simulation s'ils ressentaient : 1 symptôme supérieur ou égal à 5 / 10 ou 3 symptômes supérieurs à une valeur de 1 / 10. La variable principale était le temps passé dans le simulateur et les variables secondaires étaient l'intensité des symptômes du MS évalués immédiatement à la fin de la simulation à l'aide d'EVA, l'évolution de la FC et la température entre le début et la fin de la simulation et le score aux questions d'attention liées à la vidéo visualisée pendant les sessions ; *cf. 2.2.2.1* pour plus de détails sur la méthodologie.

3.3.4. Résultats

3.3.4.1. Susceptibilité au MS de notre échantillon

Les sujets avaient un score brut total moyen au MSSQ de 31,3 ± 9,7. Cela représente un intervalle de susceptibilité au MS couvrant des scores bruts totaux entre 15,3 et 47,5, correspondant à des scores percentiles entre 70 et 100 % (Golding, 2006).

3.3.4.2. Temps passé dans le simulateur

Sur l'ensemble des sujets, 1 sujet a terminé la simulation de 10 minutes dans les deux conditions, et 10 sujets ont passé moins de 10 minutes dans les deux conditions. 4 sujets ont passé moins de 10 min dans la simulation en condition C mais ont atteint 10 min dans la simulation en condition D. Inversement, 0 sujet a atteint les 10 min dans la simulation en condition C mais a passé moins de 10 min dans la simulation en condition D *(Tableau 3.4)*. Dans la condition C 93 % des sujets ont abandonné la simulation avant la fin contre 66,7% dans la condition D (*Fig. 3.11*). Le temps passé dans le simulateur selon les conditions était significativement différent (t (14) = 4.5, $p < 0.001$, $d = 1.162$ [*effet très grand*]). Les sujets sont restés plus longtemps dans le simulateur dans la condition D que dans la condition C (C = 277,3 s ± 161,8, D = 398,0 s ± 181,9 ; *Fig. 3.11*). Un test de corrélation de Spearman entre le delta temps passé dans le simulateur entre les conditions C et D et les scores MSSQ n'était pas significatif (r = 0,02, $p = 0,934$).

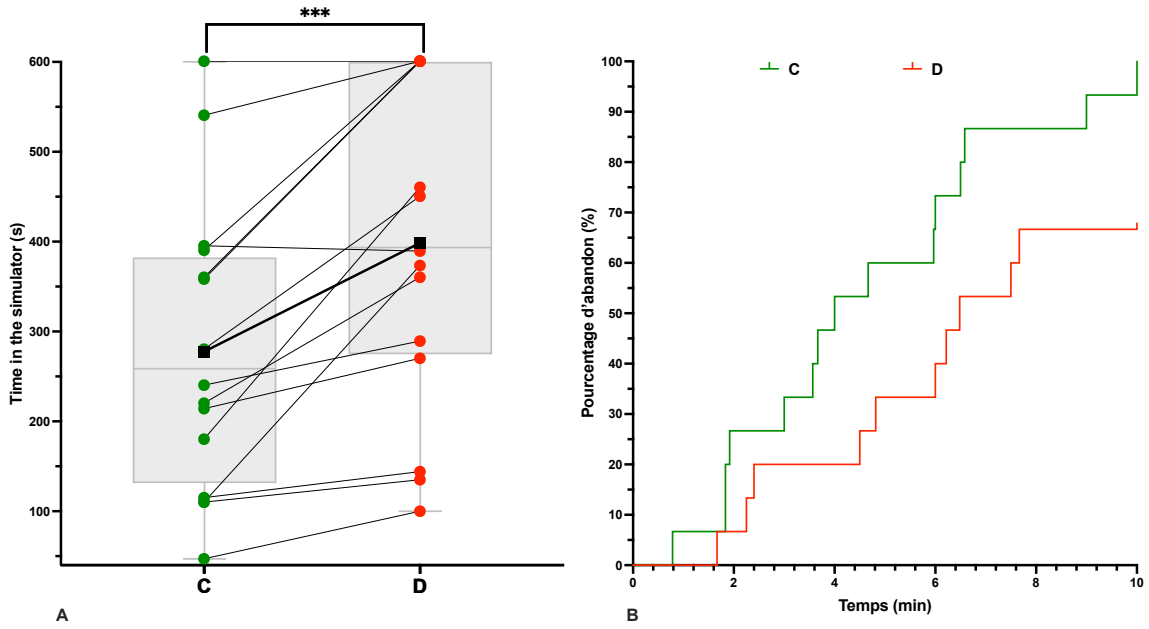


Figure 3.11 : Temps passé dans le simulateur et évolution du pourcentage d'abandon de la simulation avant la fin dans les 2 conditions.

***A** : valeurs individuelles du temps passé dans le simulateur selon les conditions. Sur chaque boxplot, la ligne centrale représente la médiane, et les bords inférieur et supérieur de la boite indiquent respectivement les 25e et 75e percentiles. Les moustaches s'étendent jusqu'aux points maximum et minimum. Les carrés représentent les moyennes pour chaque condition.*
*B : pourcentage d'abandon avant la fin des 10 min de simulation au cours du temps dans les 3 conditions. Contrôle en vert (C), avec dispositif de bandes lumineuses en rouge (D). *** p-value < 0,001 ; s secondes.*

3.3.4.3. Intensité des symptômes et question sur la vidéo

Le *Tableau 3.4* résume le pourcentage de sujets ayant finalisé la simulation ou le cas échéant la raison de l'arrêt de la simulation avant la fin pour chaque condition.

Parmi les sujets ayant demandé l'arrêt de la simulation avant la fin, les symptômes les plus fréquemment cités comme critères d'arrêt étaient les mêmes dans les deux conditions : vertiges (51%), nausées (49%) et sensation de chaleur (31%). Pour l'évaluation de l'intensité des symptômes à la fin de la simulation sur les EVA, les intensités moyennes des symptômes par sujet n'étaient pas significativement différentes entre les deux conditions ($t(14) = 0{,}21$, $p = 0{,}582$, $d = 0{,}054$ [*effet faible*] ; C = 3,0 ± 1,4, D = 3,1 ± 1,0 ; *Fig. 3.12*). Le nombre de réponses correctes aux questions vidéo ne variait pas significativement selon les conditions ($t(14) = 2{,}06$, $p = 0{,}058$, $d = 0{,}533$ [*effet modéré*] ; C = 2,6 ± 1,2, D = 3,2 ± 1,2).

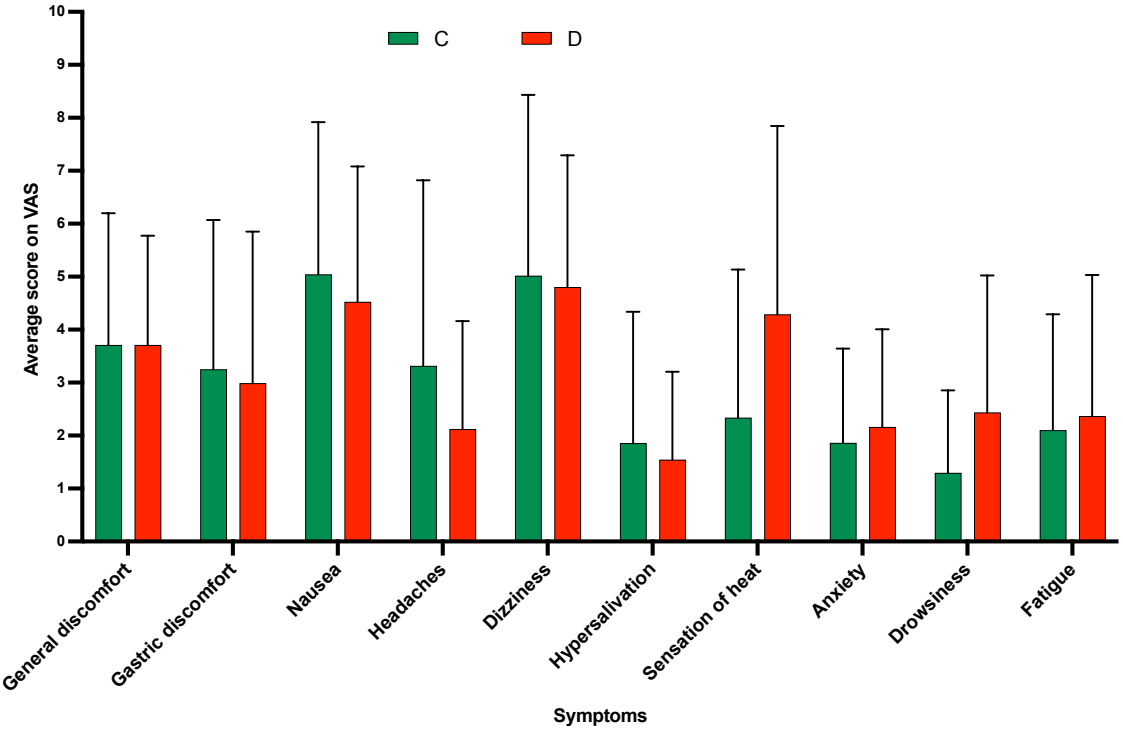


Figure 3.12 : Moyenne et écart-type du score sur l'échelle visuelle analogique (VAS en anglais ; 0 à 10) par symptôme selon les conditions.

Contrôle en vert (C) et avec les bandes lumineuses en rouge (D).

Tableau 3.4 : Distribution du nombre (pourcentage) de sujets dans les 2 conditions qui ont terminé la simulation de 10 minutes ou se sont arrêtés avant la fin parce qu'ils rapportaient des symptômes correspondant aux critères d'arrêt de la simulation.

		Conditions	
Temps de simulation	**Critère d'arrêt**	**C (%)**	**D (%)**
Arrêt avant la fin	3 symptômes >1	6 (40%)	3 (20%)
	1 symptôme ≥ 5	8 (53%)	7 (47%)
Atteinte du temps max de simulation		1 (7%)	5 (33%)

Critères d'arrêt : 3 symptômes évalués avec un score supérieur à 1 sur 10 ou 1 symptôme supérieur ou égal à 5 sur 10.C : contrôle, D : dispositif de bandes lumineuses.

3.3.4.4. Variables physiologiques

Il y avait un effet significatif du temps sur la FC ($F(2,20) = 19{,}405$, $p < 0{,}001$, $\eta^2 = 0{,}358$ [*effet très grand*] ; *Fig. 3.13*) et un effet d'interaction significatif entre le temps et la condition ($F(2,20) = 7{,}681$, $p = 0{,}003$, $\eta^2 = 0.088$ [*effet modéré*]) mais pas d'effet de condition ($F(1.10) = 4{,}031$, $p = 0{,}072$). Les sujets avaient une FC plus élevée à la fin de la simulation qu'au début ($p < 0{,}001$) et à la fin qu'au repos ($p < 0{,}001$). Entre les deux conditions, il n'y a pas de différence significative de la FC au repos ($p = 0{,}926$) ou au début de la simulation ($p = 1{,}0$), mais les sujets présentaient une augmentation de la FC plus importante dans la condition C que dans la condition D ($p = 0{,}011$). Il y a eu un effet significatif du temps sur la température ($F(2,26) = 4{,}864$, $p = 0{,}016$, $\eta^2 = 0{,}068$ [*effet modéré*]). Les sujets avaient une température plus élevée à la fin de la simulation qu'au début ($p = 0{,}028$) et à la fin qu'au repos ($p = 0{,}048$). Il n'y avait pas d'effet de la condition ni d'effet d'interaction condition *temps sur la température (*Fig. 3.13*).

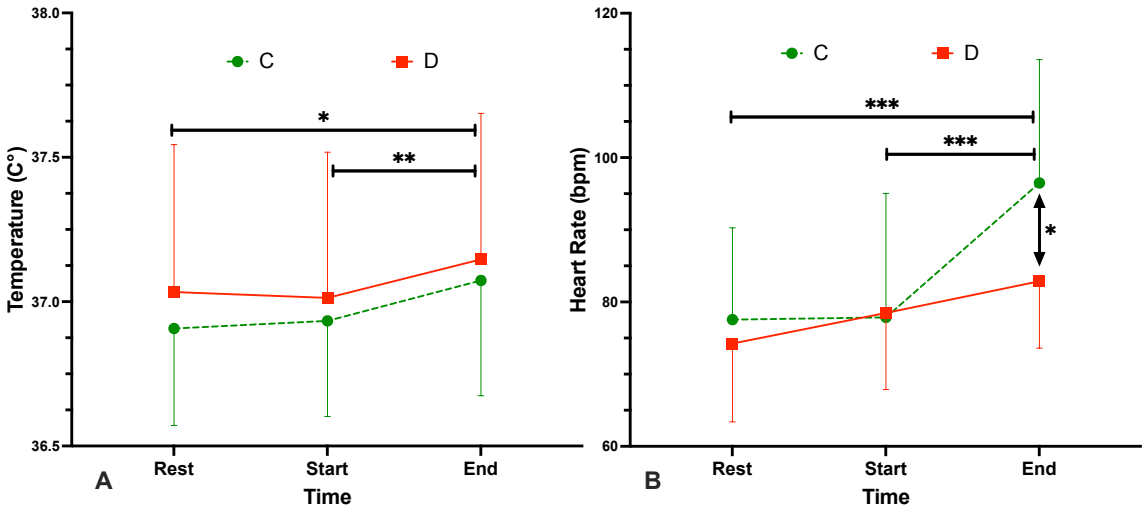


Figure 3.13 : Moyenne et écart-type des mesures de température (graphique A) et de fréquence cardiaque (graphique B), en fonction de la condition.

*Contrôle (C) représenté en vert par des cercles et des lignes pointillées ; Dispositif (D) représenté en rouge par des carrés et des lignes pleines. La flèche verticale représente une différence entre les conditions et les lignes horizontales représentent un effet temps pour les deux groupes. ns : non significatif, * < 0,05, ** < 0,01, *** < 0,001.*

3.3.5. Discussion

Cette étude visait à tester l'effet d'un système de feedback visuel dynamique, placé en périphérie du champ de vision, formant un plan d'horizon artificiel référencé à la Terre. Les résultats montrent que le dispositif retarde l'apparition des symptômes dans le temps mais l'intensité des symptômes à la fin de l'expérience n'était pas différente.

3.3.5.1. Comparaison des deux conditions

Cette étude visait à évaluer l'effet d'un système de feedback visuel dynamique formant un plan d'horizon artificiel référencé à la Terre, qui s'adapte aux mouvements du bateau sur le MS. Les résultats indiquent que ce dispositif atténue le MS chez les sujets sensibles en retardant l'apparition des symptômes définis par les critères d'arrêt. En effet, 86 % des sujets ont prolongé leur temps dans le simulateur avec le dispositif, soit une augmentation moyenne de temps de 46 %, par rapport à la condition contrôle. Quatre sujets sur quatorze ont atteint la durée maximale de 10 min avec le dispositif. Il n'y avait pas de corrélation entre l'augmentation du temps passé dans le simulateur entre les deux conditions (delta temps) et les scores de susceptibilité au MS (MSSQ), suggérant que le dispositif prolonge le temps d'exposition, indépendamment de la susceptibilité individuelle. Le système semble donc être efficace tant

pour les sujets très sensibles que pour ceux modérément sensibles. En parallèle, une augmentation moins prononcée de la FC a été observée avec le dispositif. Étant donné que l'élévation de la FC est associée à une intensité accrue du MS (Cowings *et al.*, 1986; Himi *et al.*, 2004; Holmes & Griffin, 2001), ces résultats tendent à confirmer que le dispositif retarde non seulement l'apparition des symptômes perçus, mais atténue également les changements physiologiques associés.

Le dispositif testé fournit des indices visuels en périphérie du champ de vision, une zone plus sensible au mouvement que la vision centrale (Gibson, 1950). De plus, cette disposition permet aux participants de percevoir les informations sans mobiliser leur attention, leur laissant la possibilité d'effectuer d'autres tâches simultanément. D'ailleurs, le nombre de réponses correctes concernant la visualisation de vidéos ne diffère pas entre les conditions, indiquant que le dispositif n'a pas perturbé les sujets dans cette tâche. Une tendance à une meilleure performance avec le dispositif a même été observée (p = 0,058), probablement en raison du retard dans l'apparition des symptômes (Colwell, 2000; Matsangas & McCauley, 2014; Nesbitt *et al.*, 2017).

Les bandes de LED créent un plan horizontal correspondant au plan de la Terre, synchronisé en temps réel avec les mouvements du bateau. L'orientation verticale des diodes permet de situer la cabine par rapport à ce plan, fournissant ainsi des repères constants sur la gravité et l'orientation spatiale. Ces indices d'orientation expliqueraient les effets différenciés observés entre une ligne d'horizon et un simple point de fixation pour la réduction du VIMS (Hemmerich *et al.*, 2020). Selon la théorie du conflit sensoriel, en fournissant des informations visuelles cohérentes avec les entrées vestibulaires, le dispositif réduirait les conflits sensoriels, entre la vision et le système vestibulaire et, à plus grande échelle, réduirait le conflit entre le modèle de mouvement perçu et le modèle attendu (Reason & Brand, 1975). Il pourrait également contribuer à harmoniser la verticale subjective perçue avec la verticale attendue (Bos & Bles, 1998). Enfin, il est possible que ces indices d'orientation permettent d'adapter la stratégie de maintien postural et ainsi améliorer la stabilité comme décrit par Riccio & Stoffregen (1991) dans la théorie de l'instabilité posturale, bien que nous ne puissions l'affirmer en l'absence de mesure de posture.

3.3.5.2. Discussion méthodologique

La grande diversité des méthodologies employées dans les études sur le MS (nature des mouvements, durée d'exposition, sensibilité des sujets, outils de mesure ou dispositifs testés)

rend difficile la comparaison des résultats entre les recherches. Les conclusions sur l'efficacité des informations visuelles de mouvement en temps réel varient de l'aggravation des symptômes, comme observé avec un dispositif de bille à ressort affiché sur une tablette pendant la lecture dans un bus (Hanau & Popescu, 2017), à une amélioration de 78 % des symptômes grâce à un système de bulles en mouvement sur les bords de la tablette lors d'un déplacement en voiture (Meschtscherjakov *et al.*, 2019) *(cf. Fig. 1.21)*. Bohrmann *et al.* (2022) et Diels *et al.* (2023) ont testé des dispositifs LED dans des voitures, communiquant des informations sur les mouvements de translation (accélérations, freinages). Cependant, ces systèmes n'ont pas montré d'effet significatif sur la réduction du MS lorsqu'ils étaient utilisés seuls. Une amélioration a toutefois été observée lorsque les LED étaient combinées à une vision extérieure (+47 % d'atténuation des symptômes ; Bohrmann *et al.,* 2022) ou à une amélioration du confort du véhicule (+28 % ; Diels *et al.,* 2023). Dans la présente étude, le système LED a montré son efficacité pour retarder l'apparition des symptômes, tels que définis par les critères d'arrêt, sans nécessiter l'apport d'un autre système. Cette efficacité indépendante suggère que le dispositif peut, à lui seul, agir sur le MS. Les différences observées avec les études précédentes pourraient aussi s'expliquer par la nature des mouvements impliqués et apportés par le système de LED : ici, les mouvements de rotation (tangage et roulis) diffèrent des mouvements de translation (accélérations et freinages) étudiés par Bohrmann *et al.* (2022) ou Diels *et al.* (2023).

L'effet bénéfique du plan d'horizon observé dans cette étude est tout de même cohérent avec les résultats de plusieurs recherches antérieures. Des niveaux plus faibles de MS ont été constatés en présence d'une ligne d'horizon artificielle, projetée dans le contenu d'un écran ou d'un casque VR, ou d'une ligne d'horizon réelle projetée sur un mur, ou de la vision de l'extérieur du simulateur (Bos *et al.*, 2012; Feenstra *et al.*, 2011; Hemmerich *et al.*, 2020; Rolnick & Bles, 1989; Tal *et al.,* 2012).

L'avantage du dispositif présenté ici réside dans sa capacité à retarder l'apparition des symptômes du MS en offrant un plan horizontal adaptatif sans nécessiter l'utilisation d'un écran ou d'un casque VR, limitant ainsi les interférences avec les tâches réalisées pendant le déplacement. Il peut être installé à l'intérieur des véhicules, dans des environnements fermés sans accès visuel extérieur, tels que sous le pont d'un navire sans être porté directement par l'individu. Ce dispositif pourrait ainsi trouver des applications dans un contexte professionnel, comme à bord de navires marchands ou militaires.

3.3.5.3. Perspectives

Les résultats obtenus avec les systèmes LED, lorsqu'ils étaient combinés à une vision extérieure ou à une amélioration du confort du véhicule (Bohrmann *et al.*, 2022; Diels *et al.*, 2023), suggèrent qu'une approche combinant un dispositif de ce type avec un autre système de réduction du MS pourrait améliorer l'effet bénéfique observé et optimiser l'atténuation des symptômes. Cet effet bénéfique supplémentaire de la combinaison de plusieurs approches a été souligné par divers auteurs. Par exemple, Bos (2015) a montré que la combinaison de vibrations appliquées sur la tête et de distraction mentale réduisait significativement le MS induit par une chaise rotative de 39 %, contre 25 % et 19 % respectivement pour chaque technique seule. Dans une simulation de conduite à moto sur une route sinueuse, Sawada *et al.* (2020) ont observé une atténuation plus marquée du VIMS lorsque des sons de moteur étaient combinés à des vibrations du siège, fournissant ainsi des repères sensoriels plus cohérents avec le mouvement visuel. De leur côté, Gálvez-García, *et al.* (2020 a; 2020 b) ont rapporté que l'association de la stimulation vestibulaire galvanique[3] avec des bruits blancs ou une stimulation tactile du quadriceps renforçait l'effet bénéfique de chaque technique prise seule. Ces résultats soulignent l'intérêt d'une approche combinatoire, intégrant des indices sensoriels complémentaires, pour maximiser l'efficacité des contre-mesures contre le MS.

3.3.6. Conclusion

Cette étude évalue l'effet immédiat d'un plan d'horizon artificiel visuel, qui s'adapte aux mouvements du bateau, sur le MS. Les résultats montrent que l'ajout de ce plan, en périphérie du champ de vision et synchronisé avec les mouvements du bateau, permet de retarder l'apparition des symptômes. Ces conclusions sont en accord avec la théorie du conflit sensoriel : fournir des informations visuelles sur les mouvements semble réduire le conflit visuo-vestibulaire, un des principaux facteurs déclencheurs du MS. Cette solution pourrait être appliquée aussi bien dans des environnements professionnels que de loisirs à bord des navires. Toutefois, des résultats précédents suggèrent qu'une approche combinant plusieurs techniques de réduction du MS pourrait améliorer l'effet bénéfique observé et optimiser l'atténuation des symptômes.

[3] Technique non invasive qui consiste à appliquer un courant électrique de faible intensité à travers des électrodes placées au niveau de mastoïdes afin de moduler l'activité des nerfs vestibulaires et induire une sensation de mouvement sans déplacement réel de la tête

Étude 4 : Combinaison de l'obstruction partielle du champ de vision périphérique et d'un horizon artificiel sur la naupathie

TITRE ORIGINAL : Seasickness and partial peripheral vision obstruction with versus without an artificial horizon

Cette étude a fait l'objet d'une publication (Annexe 4) :

***de Thierry de Faletans, C**., Misericordia, M., Vallier, J. M., Duché, P., & Watelain, E. (2024). Seasickness and partial peripheral vision obstruction with versus without an artificial horizon. Displays, 85, 102851.* DOI: 10.3357/AMHP.6403.2025

3.3.1. Contextualisation

En complément de l'effet d'indices visuels apportés concernant l'horizontalité et la verticalité sur le MS, cette recherche vise à examiner l'effet combiné de cette technique avec une autre intervention visuelle, utilisée notamment dans le cas de VIMS, pour réduire les symptômes : la réduction du champ de vision. Le champ périphérique, par définition, désigne la zone entourant la vision centrale, couvrant environ 200° horizontalement et 130° verticalement (Spector, 1990). Il joue un rôle clé dans la détection des mouvements globaux de l'environnement, notamment en analysant les distances, la vitesse et la direction des déplacements à travers le flux optique *(cf. 1.3.2.2)*.

Il a été observé que la réduction du champ visuel diminuait la gravité des symptômes en limitant la quantité d'informations visuelles susceptibles de générer un conflit avec les autres systèmes sensoriels *(cf. 1.2.2.1)*. Ainsi, moduler la quantité d'informations visuelles périphériques peut directement influencer l'intensité du MS.

La présente étude visait donc à évaluer l'effet instantané de la combinaison de ces deux approches visuelles sur la réduction du MS. Pour cela, un dispositif de lunettes a été utilisé, fournissant un retour visuel en temps réel sur les mouvements de la tête, sous la forme d'un horizon artificiel référencé à la Terre, tout en réduisant partiellement la disponibilité des informations visuelles périphériques.

3.3.2. Objectifs et hypothèses

Objectif :

Évaluer l'effet immédiat de la combinaison de deux approches visuelles : l'obstruction partielle de la vision périphérique et l'affichage d'un plan d'horizon artificiel synchronisé en temps réel avec les mouvements de la tête du sujet par rapport à la référence terrestre sur les symptômes de la naupathie ainsi que les changements physiologiques associés.

Hypothèses :

(i) L'obstruction partielle de la vision périphérique réduit la naupathie en inhibant ou en retardant l'apparition des symptômes.

(ii) La combinaison de l'obstruction périphérique partielle et de l'horizon artificiel offre un effet bénéfique supplémentaire sur la réduction de la naupathie par rapport à une technique visuelle seule.

3.3.3. Rappels méthodologiques

Pour répondre à notre hypothèse, 15 sujets présentant une susceptibilité au MS modérée à sévère ont été exposés au simulateur de navigation dans trois conditions différentes pendant une période maximale de 10 minutes. Dans une condition, le sujet ne portait pas de dispositif (Contrôle = C), dans une autre les sujets portaient les lunettes avec la marque fixe (condition obstruction du champ de vision Périphérique = P), et dans une condition les sujets portaient les Boarding Glasses (condition obstruction du champ de vision combinée à un horizon artificiel = P + AH). Les sujets pouvaient mettre fin prématurément à la simulation s'ils ressentaient : 1 symptôme supérieur ou égal à 5 / 10 ou 3 symptômes supérieurs à une valeur de 1 / 10. La variable principale était le temps passé dans le simulateur et les variables secondaires étaient l'intensité des symptômes du MS évalués immédiatement à la fin de la simulation à l'aide d'EVA, l'évolution de la FC et la T° et le score aux questions d'attention liée à la vidéo visualisée pendant les sessions ; *cf. 2.2.2.1* pour plus de détails sur la méthodologie.

3.3.4. Résultats

3.3.4.1. Susceptibilité au MS de notre échantillon

Les sujets avaient un score brut total moyen au MSSQ de 37,9 ± 8,1. Cela représente un intervalle de susceptibilité au MS couvrant des scores bruts totaux entre 16 et 50, correspondant à des scores percentiles entre 70 et 100 %.

3.3.4.2. Temps passé dans le simulateur

Sur l'ensemble des sujets, aucun n'a terminé la simulation de 10 minutes dans la condition C, 3 sujets ont terminé la simulation dans la condition P, et 5 sujets l'ont terminée dans la condition P+AH (*Tableau 3.5*). Deux sujets ont terminé les 10 minutes dans les conditions P et P+AH. Le pourcentage d'abandon dans la condition C était de 100 %, dans la condition P de 80% et dans la condition P+AH de 66,7 % *(Fig. 3.14).* Le temps passé dans le simulateur en fonction des conditions était significativement différent ($\chi^2 = 8.414$, $p = 0.015$, W

= 0.280 [*effet modéré*]). Les sujets sont restés plus longtemps dans le simulateur dans la condition P+AH que dans la condition C (p = 0,015) et dans la condition P que dans la condition C (p = 0,022) mais il n'y a pas eu de différence entre la condition P et P+AH (p = 0,854, C = 331,3 ± 123,3, P = 452,6 ± 127,9, P+AH = 465,1 ± 151,7, *Fig. 3.14*).

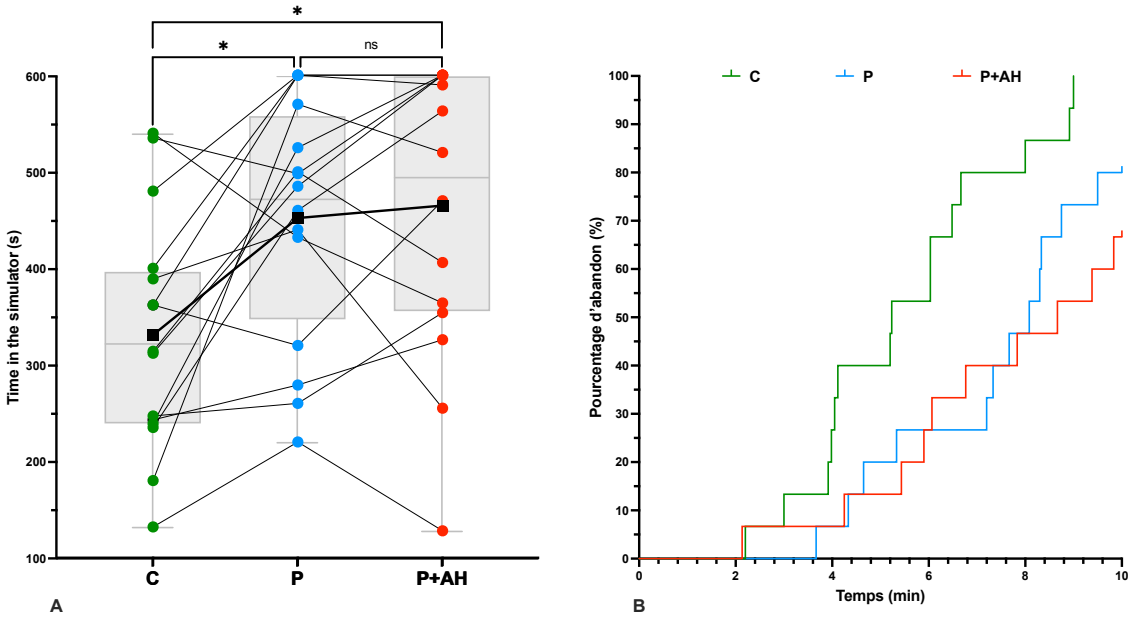


Figure 3.14 : Temps passé dans le simulateur et évolution du pourcentage d'abandon de la simulation avant la fin dans les 3 conditions.

***A** : valeurs individuelles du temps passé dans le simulateur selon les conditions. Sur chaque boxplot, la ligne centrale représente la médiane, et les bords inférieur et supérieur de la boite indiquent respectivement les 25e et 75e percentiles. Les moustaches s'étendent jusqu'aux points maximum et minimum. Les carrés représentent les moyennes pour chaque condition.*
***B** : pourcentage d'abandon avant la fin des 10 min de simulation au cours du temps dans les 3 conditions. Contrôle en vert (C), avec obstruction de la vision périphérique en bleu (P), et avec un horizon artificiel en plus de l'obstruction de la vision périphérique en rouge (P+AH).*
** p-value < 0,05 ; ns pas de différence significative ; s secondes.*

3.3.4.3. Intensité des symptômes et question sur la vidéo

Le *Tableau 3.5* résume le pourcentage de sujets ayant finalisé la simulation ou le cas échéant la raison de l'arrêt de la simulation avant la fin pour chaque condition.

Parmi les sujets ayant demandé l'arrêt de la simulation avant la fin, les symptômes les plus fréquemment cités comme critères d'arrêt dans les trois conditions étaient les nausées et les maux de tête. Il n'y avait pas de différence significative entre les conditions pour les scores des symptômes (χ^2 = 1,733, p = 0,420, W = 0,058 [*effet très faible*] ; C = 4,55 ± 1,6, P = 4,02 ± 2,5, P+AH = 4,01 ± 1,9 ; *Fig. 3.15*). Le nombre de réponses correctes aux questions sur la vidéo n'a pas varié significativement selon les conditions (χ^2 = 1,720, p = 0,423, W = 0,057 [*effet très faible*] ; C = 2,3 ± 1,3, P = 3 ± 1,2, P+AH = 2,7 ± 1,6).

Tableau 3.5 : Distribution du nombre (pourcentage) de sujets dans les 3 conditions qui ont terminé la simulation de 10 minutes ou se sont arrêtés avant la fin parce qu'ils rapportaient des symptômes correspondant aux critères d'arrêt de la simulation.

		Conditions		
Temps de simulation	**Critère d'arrêt**	**C (%)**	**P (%)**	**P+AH (%)**
Arrêt avant la fin	3 symptômes >1	11 (73%)	10 (67%)	9 (60%)
	1 symptôme ≥ 5	4 (27%)	2 (13%)	1 (7%)
Atteinte du temps max de simulation		0 (0%)	3 (20%)	5 (33%)

Critères d'arrêt : 3 symptômes évalués avec un score supérieur à 1 sur 10 ou 1 symptôme supérieur ou égal à 5 sur 10.C : contrôle, P : obstruction de la vision périphérique, P+AH : obstruction de la vision périphérique avec horizon artificiel.

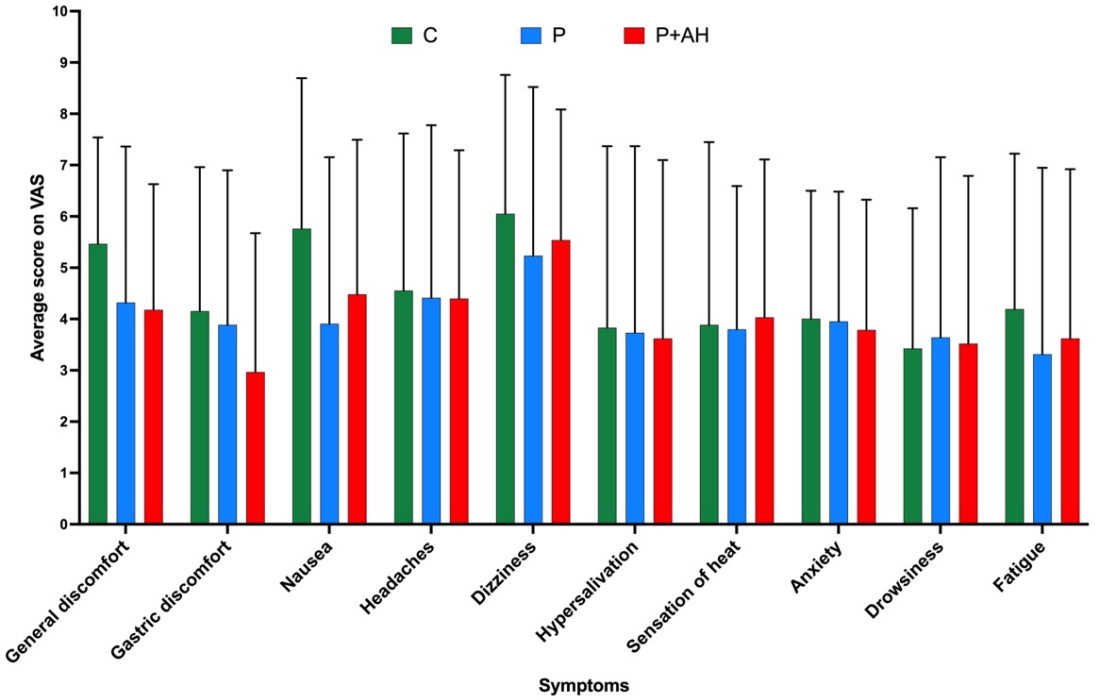


Figure 3.15 : Moyenne et écart-type du score sur l'échelle visuelle analogique (VAS en anglais ; 0 à 10) par symptôme selon les conditions.

Contrôle (C), avec obstruction de la vision périphérique (P), et avec un horizon artificiel en plus de l'obstruction de la vision périphérique (P+AH).

3.3.4.4. Variables physiologiques

Pour la FC, il y avait un effet significatif du temps (F (2,24) = 33,418, $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,320$, [*effet grand*] ; *Fig. 3.16*) mais il n'y avait pas d'effet de la condition (F (2,24) = 1,259, $p = 0,302$, $\eta^2 = 0,032$ [*effet faible*]) ni d'interaction (F (4,48) = 2,694, $p = 0,076$, $\eta^2 = 0,041$ [*effet faible*]). Les sujets avaient une FC plus élevée à la fin de la stimulation qu'au début ($p < 0,001$), à la fin qu'au repos ($p < 0,001$), et au début qu'au repos ($p = 0,003$). Pour la température, il n'y

avait pas d'effet significatif de la condition (F (2,24) = 0,369, p = 0,695, η^2 = 0,017 [*effet très faible*]), d'effet du temps (F (2,24) = 1,588, p = 0,225, η^2 =0,022 [*effet faible*]), ou d'interaction (F (4,48) = 2,403, p = 0,063, η^2 = 0,038 [*effet faible*] ; *Fig. 3.16*).

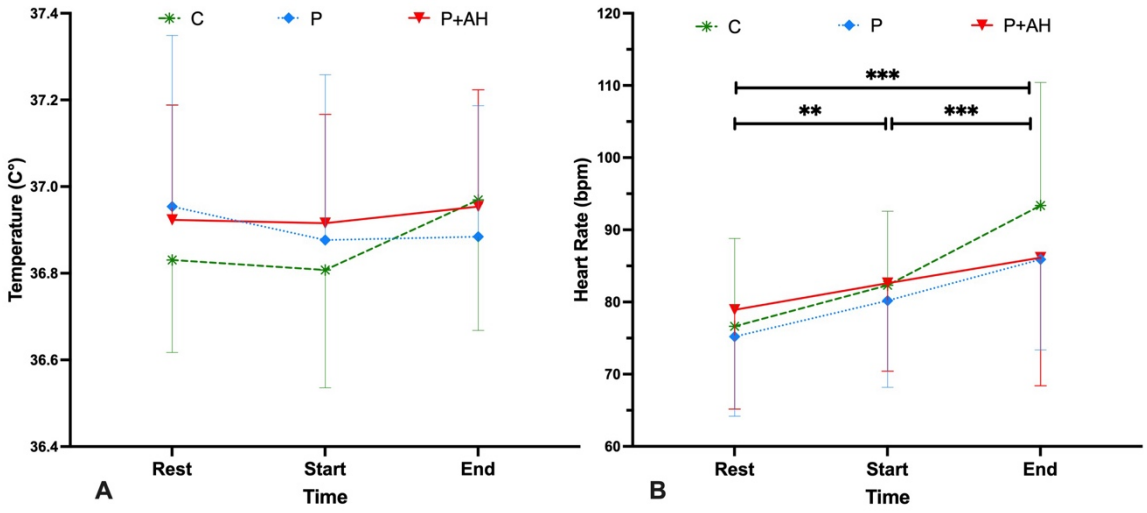


Figure 3.16 : Moyenne et écart-type des mesures de la température (graphique A) et de la fréquence cardiaque (graphique B), en fonction de la condition.

*Contrôle (C) représenté par les étoiles vertes ; avec obstruction de la vision périphérique (P) représenté par les carrés bleus, avec horizon artificiel en plus de l'obstruction de la vision périphérique (P+AH) représenté par les triangles. ** p-value < 0,01, *** < 0,001 ; C° degré Celsius ; bpm battements par minute.*

3.3.5. Discussion

Cette étude visait à tester l'effet immédiat de la combinaison de deux approches visuelles : l'obstruction partielle de la vision périphérique et l'affichage d'un plan d'horizon artificiel, référencé à la Terre et synchronisé en temps réel avec les mouvements de la tête du sujet. L'obstruction de la vision périphérique a permis de retarder l'apparition des symptômes, confirmant son efficacité comme contre-mesure partielle. Toutefois, la combinaison de cette technique avec l'horizon artificiel n'a pas produit d'effet bénéfique supplémentaire immédiat sur la réduction de la naupathie.

3.3.5.1. Obstruction partielle de la vision périphérique

L'obstruction de la vision périphérique (condition P) a significativement retardé l'apparition des symptômes, tels que définis par les critères d'arrêt. En effet, 80 % des participants ont prolongé leur temps passé dans le simulateur, avec une augmentation moyenne du temps de 36 % par rapport à la condition contrôle. Le système visuel périphérique,

caractérisé par une faible acuité visuelle, est particulièrement sensible aux mouvements de l'environnement (Bonato *et al.*, 2015; Lin *et al.,* 2002). En revanche, la vision centrale, dotée d'une acuité élevée, se spécialise dans la reconnaissance des détails et l'identification des objets. Ainsi, la perturbation de la vision centrale, par exemple par l'ajout d'un flou visuel, tend à aggraver les symptômes du MS (Bonato *et al.*, 2015). À l'inverse, la réduction de la vision périphérique diminue les informations visuelles conflictuelles, réduisant ainsi la gravité des symptômes (Hussain *et al.*, 2021; Lin *et al.*, 2002; Seay *et al.*, 2001). Les résultats de la présente étude sont concordants avec ces observations. L'obstruction partielle a allongé le délai d'apparition des symptômes d'un facteur de 1,36 pour une réduction du champ visuel de 25° de chaque côté (soit 25% de réduction du champ en se basant sur un champ de vision moyen de 100° de chaque côté). Cet effet, bien que notable, reste légèrement inférieur à celui rapporté dans des études antérieures. Par exemple, Keshavarz *et al.* (2011) ont observé une réduction de la gravité du MS par un facteur de 2,2 mais avec une obstruction de plus de 80 % du champ visuel, et par un facteur de 1,9 pour une réduction de 70 %. Contrairement aux études antérieures, l'obstruction appliquée ici était moins étendue et n'incluait pas les zones périphériques les plus éloignées, ce qui peut expliquer cet effet plus faible par rapport aux résultats rapportés précédemment. Lin *et al.* (2002) ont en effet montré une corrélation positive entre la taille du champ visuel et la gravité du MS : plus le champ visuel disponible est large, plus l'intensité des symptômes augmente.

3.3.5.2. Obstruction partielle de la vision périphérique combinée à un horizon artificiel

Dans la condition combinée P+AH (obstruction partielle de la vision périphérique + horizon artificiel), les participants ont passé plus de temps dans le simulateur. En effet, 80 % des sujets ont prolongé leur exposition de +40 % par rapport à la condition contrôle. La littérature indique que, de manière indépendante, la fourniture d'informations visuelles sur le mouvement et la réduction du flux optique périphérique diminuent la discordance sensorielle, facilitant ainsi l'intégration des informations par le système nerveux central en réduisant les conflits. Toutefois, aucune différence significative n'a été observée entre les conditions P (obstruction seule) et P+AH. Plus précisément, six participants ont passé moins de temps dans le simulateur en condition P+AH qu'en condition P, deux ont atteint la durée maximale de 10 minutes dans les deux conditions, tandis que sept ont prolongé leur exposition en condition P+AH *(Fig. 3.14)*. Ces résultats suggèrent que la combinaison de l'horizon artificiel avec

l'obstruction périphérique n'apporte pas de bénéfice instantané supplémentaire sur la réduction des symptômes pendant la phase initiale du MS, par rapport à l'obstruction seule.

Hypothèse 1 : Différences dans l'horizon artificiel apporté

L'efficacité de l'horizon artificiel pour réduire le MS a été documentée (Bos *et al.*, 2012; Feenstra *et al.*, 2011; Rolnick & Bles, 1989; Tal *et al.*, 2012). Une étude similaire a même rapporté une réduction des symptômes chez 86 % des participants, avec un temps supplémentaire de +46 % dans le simulateur (de Thierry de Faletans, *et al.*, 2024a). Cependant, ces études ont principalement utilisé des horizons artificiels basés sur la vue extérieure, via des écrans ou installé dans l'habitacle du simulateur, et tous étaient synchronisés avec les mouvements du véhicule. Dans la présente étude, l'horizon artificiel était porté directement sur le sujet et était synchronisé avec les mouvements de la tête grâce au liquide contenu dans les anneaux des lunettes. Cette configuration offre l'avantage d'un plan d'horizon qui se déplace avec le regard du sujet, fournissant un repère individualisé, adapté à des contextes mobiles, comme les déplacements à l'intérieur du véhicule en mouvement. Cependant, l'horizon formé par les lunettes reflète les mouvements de la tête du sujet, mais si les mouvements sont rapides ou fréquents, la référence peut devenir instable, reflétant moins fidèlement les mouvements. Le liquide offre une représentation fidèle pour les rotations lentes, mais son inertie et des effets de ballottement peuvent altérer l'information sur le mouvement lors de rotations ou de translations rapides de la tête voire les vibrations. Ainsi, bien que les participants ont reçu la consigne de rester immobiles pendant la simulation et que les oscillations induites étaient lentes, le liquide a pu former un horizon artificiel moins stable que ceux testés dans les études antérieures, qui étaient peut-être plus proches de l'horizon terrestre (Bos et al., 2012; de Thierry de Faletans *et al.*, 2024a; Feenstra *et al.*, 2011; Rolnick & Bles, 1989; Tal *et al.*, 2012). Cette instabilité pourrait expliquer l'absence de différence entre les conditions P et P+AH. Dans ces conditions de mouvements, d'autres formes d'horizon artificiel, synchronisés avec les mouvements du véhicule, comme les bandes LED, semblent plus appropriés.

Hypothèse 2 : Effet plafond de la modalité visuelle

Contrairement à d'autres travaux combinant des techniques sur différentes modalités sensorielles (vestibulaire/auditive, tactile/cognitive ; Bos, 2015; Gálvez-García *et al.*, 2020), cette étude s'est concentrée sur deux interventions visuelles. Ainsi, une seconde explication repose sur un effet bénéfique plafond de la modalité visuelle dans le MS. Au contraire des patients présentant une déficience labyrinthique totale qui sont immunisées contre le MS

(Murdin *et al*., 2015; Paillard *et al*., 2013), l'absence de vision réduit les symptômes sans les éliminer complètement, aussi bien chez les sujets voyants ayant les yeux fermés (Bos *et al.*, 2005) que chez les sujets présentant une déficience visuelle (de Thierry de Faletans *et al*., 2024; Graybiel, 1970), ce qui suggère que la vision ne joue qu'un rôle partiel dans la régulation du MS. Ainsi, les interventions ciblant uniquement la modalité visuelle pourraient atteindre une limite au-delà de laquelle aucun gain supplémentaire n'est constaté (De Winkel *et al.*, 2021). Pour obtenir un effet bénéfique supplémentaire, il serait alors préférable d'associer des stratégies agissant sur plusieurs modalités sensorielles, afin de réduire les conflits à différents niveaux (Reason & Brand, 1975).

Hypothèse 3 : Effet placebo des lunettes

Enfin, un effet placebo lié au port des lunettes pourrait également expliquer l'absence de différence entre les conditions P et P+AH. Contrairement à des dispositifs environnementaux discrets pouvant passer inaperçu si le sujet n'y prête pas attention, comme les bandes LED ou les horizons projetés, les lunettes nécessitent d'être placées directement sur le visage par le sujet lui-même. Bien que les participants n'aient pas été informés des conditions expérimentales, les sujets n'ont pas pu ignorer le port des lunettes, ce qui peut avoir entraîné un effet placebo, retardant l'apparition des symptômes indépendamment des caractéristiques techniques de celle-ci.

3.3.6. Conclusion

Cette étude a évalué l'effet de la combinaison de deux techniques visuelles sur les symptômes de la naupathie. Les résultats montrent que l'obstruction de la vision périphérique, seule ou associée à un horizon artificiel, a efficacement retardé l'apparition des symptômes, tels que définis par nos critères d'arrêt. Cependant, l'ajout de l'horizon artificiel n'a pas apporté de bénéfice supplémentaire instantané par rapport à l'obstruction périphérique seule lors d'une courte session de navigation simulée. Ces résultats suggèrent que, bien que ces interventions visuelles soient efficaces individuellement, leur combinaison ne semble pas amplifier l'effet bénéfique. Il semble préférable d'envisager des approches multisensorielles, combinant des techniques agissant sur différentes modalités, afin d'optimiser la réduction des symptômes du MS.

3.3.7. Pour aller plus loin

Chaque participant de cette étude a reçu une paire de Boarding Glasses en remerciement et un questionnaire anonyme leur a été transmis afin de recueillir leur retour d'expérience en contexte réel. Parmi ceux ayant utilisé les lunettes au moins une fois lors de leurs déplacements, 12 sujets ont répondu au questionnaire : 5 les ont utilisées une fois, 2 entre 1 et 5 fois, 4 entre 6 et 10 fois, et 1 sujet plus de 10 fois. Les lunettes ont été principalement utilisées en voiture (54 %) et en bateau (33 %).

Concernant l'efficacité perçue, 3 sujets ont rapporté une disparition complète des symptômes, 6 ont observé une réduction de l'intensité des symptômes, 2 ont constaté un effet de retardement de l'apparition des symptômes, et 1 sujet n'a perçu aucun effet. Sur une échelle de Likert à 5 niveaux, 75 % (9) des répondants ont estimé que les lunettes avaient un effet positif sur leur MS, 1 sujet a déclaré l'effet très positif, 1 sujet a jugé l'effet modéré, et 1 n'a constaté aucun effet. Plusieurs répondants ont déclaré avoir pu réaliser des activités auparavant impossibles, telles que guider le conducteur en consultant le GPS, regarder un film ou une série, utiliser leur téléphone, ou encore discuter durant le trajet. Au total, 11 des 12 sujets recommanderaient les lunettes à une personne souffrant de MS (1 sujet a déclaré ne pas avoir encore d'avis).

Le User Experience Questionnaire (utilisé dans les études 5a et 5b) a également été intégré dans cette enquête (*cf. 2.2.3.3 et 3.5.4.2* pour plus d'informations sur le questionnaire). Les 6 sous-échelles ont obtenu des scores supérieurs à 0,8, indiquant une appréciation positive du produit, avec des scores élevés dans les sous échelles de compréhensibilité (2,188), contrôlabilité (1,375), stimulation (1,292) et originalité (1,250). Les dimensions d'attractivité (0,944) et d'efficacité (0,917) ont reçu les scores moyens les plus faibles, suggérant des avis plus neutres, avec des remarques négatives concernant les items « repoussant/attractif » et « surchargé/sobre ». Ces scores sont en accord avec les retours utilisateurs. Globalement, les sujets ont trouvé les lunettes confortables à porter (à 91%), mais ont signalé des limites ergonomiques, notamment leur étroitesse et la réduction du champ de vision, perçues comme contraignantes. L'esthétique du dispositif a également été jugée perfectible, limitant son port en public.

Ces retours, bien que limitées en nombre, semblent en faveur d'un effet positif du système de feedback visuelle portatif ; ils tendent également à confirmer l'intérêt d'd'une évaluation complémentaire de ce genre de système en condition réelle.

3.4. Limites des études 3 et 4

Les deux études précédentes ont mis en avant un effet principal des dispositifs basé sur une augmentation du temps passé dans le simulateur. Toutefois, cette prolongation n'est pas associée à une différence significative dans l'intensité des symptômes entre les conditions. Cela peut suggérer que les participants ont respecté les critères d'arrêt, c'est-à-dire que, bien qu'ils soient restés plus longtemps dans le simulateur avec les dispositifs, ils ont interrompu la session dès que l'intensité des symptômes atteignait le même niveau dans les différentes conditions. Ainsi, les dispositifs ont retardé l'apparition des symptômes sans pour autant les éliminer complètement.

Il est également possible que cette absence de différence entre conditions soit liée à la faible intensité des symptômes induits. En effet, un des critères d'arrêt était l'apparition d'au moins 3 symptômes dépassant un score de 1 / 10. Bien que ce seuil permette de détecter les premiers signes du MS, il peut être trop bas pour mettre en évidence des différences nettes entre les conditions. Des études antérieures utilisant des mouvements de faible intensité ont également constaté que des symptômes légers peuvent ne pas suffire à évaluer efficacement l'impact des contre-mesures (Brietzke *et al.*, 2021; Hainich *et al.*, 2021; Miksch *et al.*, 2016). Il est donc probable que cette faible intensité des symptômes induits soit en partie responsable de l'absence de davantage de différence observée.

Par ailleurs, une élévation de la température corporelle a été observée au cours du temps, sans différence entre les conditions. Contrairement aux études antérieures ayant rapporté une diminution de la température en situation de MS avancé (Bertin *et al.*, 2005; Nalivaiko *et al.,* 2014; Nobel *et al.*, 2012), nos résultats suggèrent qu'aux premiers stades du MS, la température pourrait au contraire augmenter. Cette hausse initiale pourrait refléter une réponse thermorégulatrice précoce, impliquant la vasodilatation cutanée et la transpiration, conduisant à une baisse ultérieure de la température en cas d'aggravation des symptômes (Nalivaiko *et al.*, 2014). Nobel *et al*. (2012) ont notamment montré que la baisse de température survenait surtout lors de nausées intenses, alors que dans notre cas seuls les symptômes précoces ont été déclenchés, ce qui pourrait expliquer la divergence des résultats.

Dans l'ensemble, ces résultats indiquent qu'une exposition plus longue, associée à des critères d'arrêt basés sur des symptômes plus marqués, aurait probablement permis de mieux différencier les conditions, tant sur le plan symptomatique que physiologique.

Pour surmonter ces limites, les prochaines études adopteront une méthodologie renforcée, augmentant la probabilité d'observer des différences significatives entre les conditions, incluant :

- Un échantillon élargi pour améliorer la puissance statistique.
- Une induction de symptôme accrue avec des critères d'arrêt basés sur une nausée modérée (score de 7/10).
- Une exposition prolongée de 20 min aux mouvements provocateurs (doublement du temps).
- Une évaluation plus complète et précise des symptômes avec des mesures en pré-post exposition (MSAQ) afin d'exclure d'éventuels symptômes préexistants (ex : fatigue ou somnolence) ; et l'utilisation d'échelles d'évaluation de l'intensité des symptômes au cours du temps (MISC) pendant la simulation.
- Des mesures physiologiques complémentaires telles que la VFC et la conductance cutanée pour mieux apprécier les variations de l'activité du système nerveux autonome.

3.5. Informations tactiles et réduction de la naupathie

3.5.1. Contextualisation

L'absence d'effet bénéfique instantané supplémentaire observé lors de la combinaison de deux techniques agissant uniquement sur le système visuel, nous a conduit à explorer une approche multisensorielle consistant à associer des techniques agissant sur différentes modalités. Pour cela, nous nous sommes tournés vers le canal haptique, qui présente plusieurs atouts pour la transmission d'informations *(cf. 1.3.3.1 et 1.6.2.1)*. Déjà utilisé dans divers domaines *(cf. 1.6.2.1)*, le retour haptique reste peu exploré dans le contexte du MS et varie selon le type de stimulation (vibrations, percussions, pressions) et la temporalité (synchrone avec le mouvement, anticipative ou aléatoire). Certaines études en réalité virtuelle ont montré qu'un retour vibratoire en temps réel, appliqué aux fesses ou au corps entier, réduit les symptômes de VIMS en renforçant la cohérence sensorielle (Jung *et al.*, 2021; Lucas, 2021). D'autres, en situation de mouvement réel, ont observé des effets positifs des vibrations aléatoires (Bos, 2015; Salter *et al.*, 2019), ou de signaux anticipatifs (Karjanto *et al.*, 2021; Li & Chen, 2022; Yusof *et al.*, 2020). Toutefois, les études étant rares, les résultats restent hétérogènes et incomplets *(cf. 1.6.2.2)*. À notre connaissance, aucune étude n'a évalué l'effet d'un retour haptique en temps réel, cohérent avec les mouvements subis dans un contexte de mouvement physique.

Dans les études suivantes, nous nous sommes donc intéressés à l'effet d'un retour tactile en temps réel et cohérent avec les mouvements subis dans un contexte de mouvement physique grâce à la conception d'un système de ceinture vibrante portée à la taille, destinée à fournir un retour tactile en fonction des oscillations du haut du corps. Ce dispositif a été testé seul (étude 5a), puis combiné au retour visuel de l'étude 3 (étude 5b), afin d'examiner l'effet de la multimodalité sur la réduction de la naupathie.

Étude 5a : Conception et évaluation d'un feedback tactile pour prévenir la naupathie

TITRE ORIGINAL : Effect of waist-worn vibrotactile feedback on seasickness reduction in a simulated navigation environment

Cette étude fait l'objet d'un article en cours de rédaction :

***de Thierry de Faletans, C**., M., Duché, P., & Watelain, E. Effect of waist worn vibrotactile feedback on seasickness reduction in a simulated navigation environment.*

3.5.2. Objectifs et hypothèses

Objectifs :

(i) concevoir un feedback tactile, sous forme de ceinture, fournissant en temps réel des informations sur les balancements du haut du corps par rapport à la Terre,

(ii) évaluer l'efficacité de ce dispositif sur les symptômes de la naupathie et les changements physiologiques associés.

Hypothèse :

L'apport d'un feedback tactile réduit les symptômes de la naupathie et les variations des paramètres physiologiques associés.

3.5.3. Conception du dispositif de feedback tactile

Le dispositif tactile utilisé a été conçu ex nihilo afin de répondre aux objectifs de recherche. Il prend la forme d'une ceinture vibrante portée à la taille. Cette localisation :

(i) libère les membres pour la réalisation d'autres tâches,

(ii) offre un référentiel stable (l'abdomen représente une zone centrale et stable du corps moins sujet à des mouvements indépendamment du reste du corps et constitue un bon repère pour l'orientation spatiale et le contrôle de l'équilibre (Cholewiak *et al.*, 2004; Gill *et al.*, 2001; Van Erp, 2001),

(iii) permet une cohérence sensorimotrice (correspondance entre les mouvements du haut du corps et le retour tactile pour favoriser une interprétation intuitive des signaux (Anctil *et al.*, 2022; Jones & Sarter, 2008).

De plus, ce positionnement a déjà montré son efficacité dans plusieurs autres contextes, notamment pour compenser des déficits sensoriels (Ouyang *et al.*, 2018; Rupert *et al.*, 2016) ou améliorer le maintien postural chez des sujets sains et des patients souffrant de troubles vestibulaires (Kingma et al., 2019; Wall et al., 2001).

3.5.3.1. Composition du prototype

Le prototype comprend 24 vibrateurs, répartis en trois rangées horizontales de huit capteurs (*Fig. 3.17*). Chaque vibrateur, de forme cylindrique, mesure 8,8 mm de diamètre pour 25 mm de longueur, et l'ensemble du dispositif pèse 528 g. Les moteurs sont fixés sur des bandes velcro ajustables pour s'adapter à la morphologie de chaque participant tout en

assurant un espacement homogène entre les capteurs. Le nombre de vibrateurs par rangée, l'espacement minimal entre les capteurs, la position des capteurs sur l'abdomen, l'intensité de stimulation (fréquence et amplitude) ont été définis en s'appuyant sur les connaissances relatives à la résolution spatiale, temporelle et le seuil de perception vibratoire de la peau pour des stimulation vibratoires *(cf. 1.3.3.1)*. Le dispositif expérimental utilise des moteurs vibrants atteignant une vitesse de 12000 tours/min, équivalente à 200 Hz sous 3,3 V d'alimentation. Chaque moteur est couplé à une unité de mesure inertielle (IMU) composée d'un accéléromètre, d'un gyroscope et d'un magnétomètre, placée dans le dos du participant. Cette IMU capte les oscillations du haut du corps et les convertit en signaux vibratoires. Ces vibrations sont ensuite restituées en temps réel via les moteurs, afin d'informer l'utilisateur sur la direction et de l'intensité de ses mouvements corporels.



Figure 3.17 : Photographies du prototype de ceinture vibrante

3.5.3.2. Codage de l'information

L'efficacité d'un dispositif vibrotactile repose sur une transmission intuitive et compréhensible de l'information tactile (Jones & Sarter, 2008; Van Erp, 2002). Afin de s'affranchir de l'interdépendance des paramètres de fréquence et d'amplitude, la localisation et la temporalité ont été privilégiées pour coder l'information.

Le codage de la direction du balancement repose sur l'activation localisée des capteurs placés sur la ceinture (*Fig. 3.18*). Exemple, si le sujet se penche vers l'avant, le capteur situé au niveau du nombril s'active. Les mouvements de soulèvement, caractéristiques du déplacement en bateau, sont codés à l'aide des rangées supérieure et inférieure de la ceinture. Pour un soulèvement, le même vibrateur dans la rangée supérieur est activé et en cas d'abaissement, celui de la rangée inférieure est sollicitée *(Fig. 3.18)*. Chaque vibrateur est associé à un

intervalle angulaire ; il s'active si l'inclinaison du haut du corps se situe dans cette plage *(Fig. 3.18)*.

L'intensité du balancement est codée selon quatre niveaux par la durée des vibrations et l'intervalle entre les stimulations (ISI – inter stimulus interval) :

- Position neutre (0 à 10° de la verticale) : pas de vibrations.
- Balancement faible (10 à 20°) : vibrations 200 ms - ISI 500 ms.
- Balancement moyen (20 à 30°) : vibrations 200 ms - ISI 200 ms.
- Balancement fort (>30°) : vibrations en continu.

Ce codage spatio-temporel permet de représenter tactilement les rotations du corps dans le plan sagittal et frontal ainsi que les translations verticales.

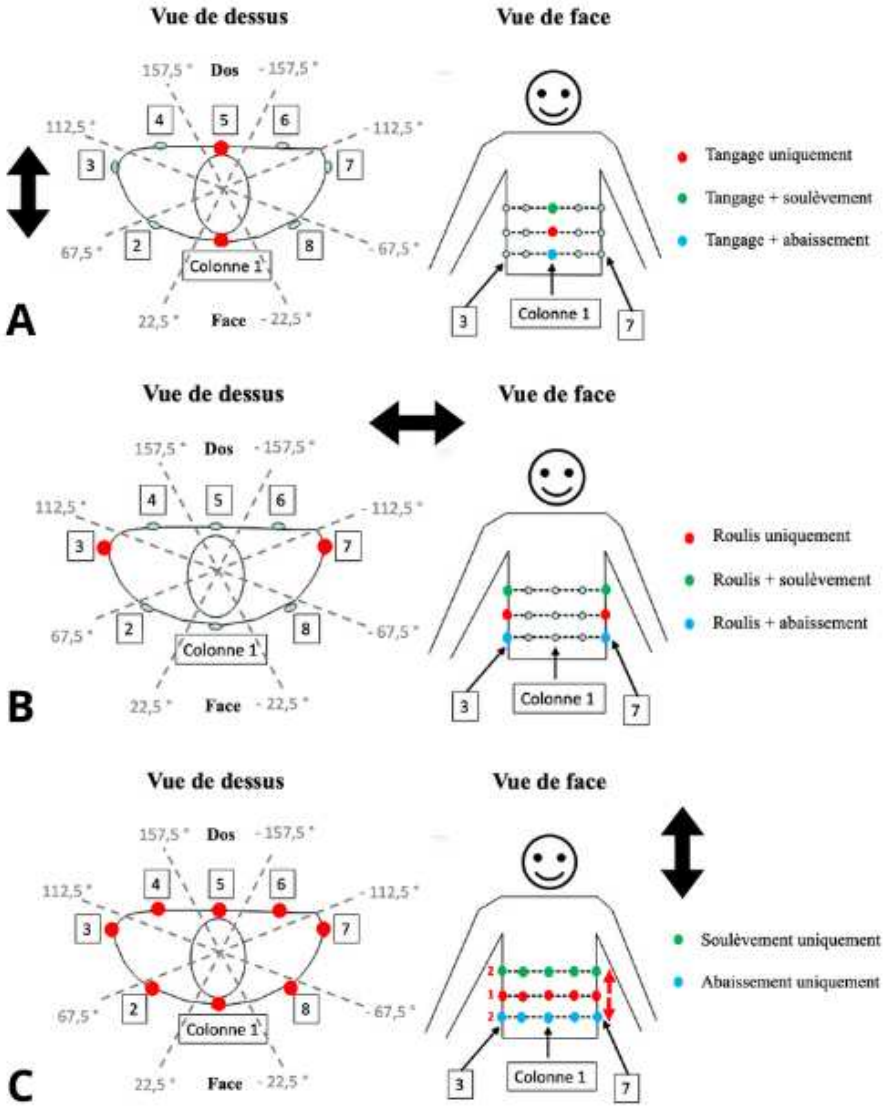


Figure 3.18 : Illustration schématique de la position, de la numérotation et de l'activation des vibrateurs pour des mouvements : de tangage (panel A), de roulis (panel B) et de soulèvement (panel C).

Sur le schéma de vue de dessus est également représenté l'intervalle angulaire d'activation de chaque vibrateur en fonction des degrés de balancement du haut du corps. Un vibrateur est actif si le balancement du haut du corps se trouve dans son intervalle.

3.5.4. Évaluation de l'efficacité du feedback tactile sur la naupathie

3.5.4.1. Rappels méthodologiques

Pour répondre à nos hypothèses, 36 sujets présentant une susceptibilité au MS modérée à sévère, ont été exposés à un simulateur de navigation pendant une période maximale de 20 min dans deux conditions :

- Contrôle (C) : les sujets portaient la ceinture vibrante éteinte.
- Tactile (T) : les sujets portaient la ceinture activée.

Un score de MISC était demandé toutes les minutes et la simulation prenait fin prématurément si les sujets présentaient un score de MISC supérieur ou égale à 7 sur 10. La variable principale était l'intensité des symptômes évaluée par le MSAQ (delta pré-post). Les variables secondaires étaient l'évolution des symptômes au cours du temps (MISC), le temps passé dans le simulateur et l'évolution des paramètres physiologiques (FC, VFC, ST et SC). Une échelle d'évaluation de la charge mentale et un questionnaire de retour utilisateur ont également été utilisés pour évaluer les dispositifs ; *cf. 2.2.3.1* pour plus de détails sur la méthodologie.

3.5.4.2. Résultats

Susceptibilité au MS de notre échantillon

Les sujets avaient un score brut total moyen au MSSQ de 27,9 ± 10,2. Cela représente un intervalle de susceptibilité au MS, couvrant des scores bruts totaux entre 11,5 et 45, correspondant à des scores percentiles entre 51 et 100 %.

Temps passé dans le simulateur

Sur l'ensemble des sujets, 22 ont réalisé les 20 min de simulation dans les deux conditions et 10 sujets n'en ont terminé aucune. 5 sujets n'ont pas terminé la session contrôle mais ont finalisé la session tactile. Inversement, aucun sujet n'a fini la condition contrôle sans terminer la simulation en condition tactile. Le pourcentage total d'abandon dans la condition contrôle était de 41,6 % contre 27,8 % dans la condition tactile *(Fig. 3.19)*. Le temps moyen passé dans le simulateur avait tendance, sans être significatif, à être plus long dans la condition tactile que dans la condition contrôle (W = 19, z = - 1,85 ; p = 0,066 ; r = 0,582 ; C = 946,7 ± 333,0 ; T = 1013,3 ± 326,4).

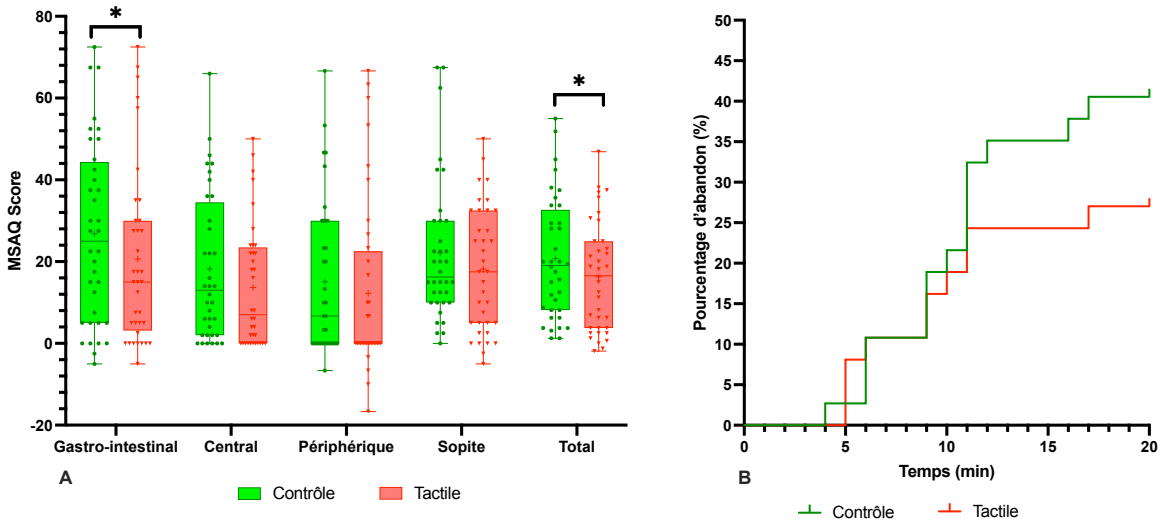


Figure 3.19 : Score MSAQ et pourcentage d'abandon de la simulation dans les conditions contrôle et tactile.

A : *Boxplot des 4 sous-échelles et du score total du MSAQ. Sur chaque boxplot, la ligne centrale représente la médiane, et les bords inférieur et supérieur de la boite indiquent respectivement les 25e et 75e percentiles. Les moustaches s'étendent jusqu'aux points maximum et minimum. Le (+) représente la moyenne et les points les valeurs individuelles.*
B : *Pourcentage de sujets ayant arrêté la simulation avant la fin des 20 minutes dans les deux conditions (contrôle en vert et tactile en rouge).*

Intensité des symptômes

Dans les deux conditions, le profil de symptômes moyen se traduisait principalement par des symptômes gastro-intestinaux > sopite > centraux puis périphériques. Le score total MSAQ était de 20,7 ± 14,9 pour la condition contrôle et 16,3 ± 13,5 pour la condition tactile. Ces scores étaient significativement différents entre les deux conditions (t (35) = 2,086, p = 0,044, d = 0,348 ; *Fig. 3.19).* Les sujets avaient significativement plus de symptômes à la fin de la condition contrôle que de la condition tactile. Concernant les sous-scores, seuls les scores concernant la composante gastrique différaient entre les conditions (t (35) = 2,054, p = 0,047, d = 0,342 ; *Tableau 3.6*).

Tableau 3.6 : Moyenne et écart types des sous-scores du MSAQ pour les conditions contrôle et tactile.

	Conditions		**Statistique**	
Score	**Contrôle (mean ± SD)**	**Tactile (mean ± SD)**	***p*-value**	**Taille d'effet**
MSAQ_T	20,7 ± 14,9	16,3 ±13,5	**0,044**	0,348
MSAQ_G	26,8 ± 22,2	20,6 ± 21,7	**0,047**	0,342
MSAQ_C	18,2 ± 18,0	13,7 ±15,0	0,091	0,290
MSAQ_P	15,1 ± 18,7	12,2 ± 21,7	0,336	0,163
MSAQ_S	22,1 ± 17,4	18,2 ± 15, 3	0,119	0,266

La moyenne des scores MISC par sujet était de 3,7 ± 1,7 pour la condition contrôle et 3,2 ± 1,8 pour la condition tactile. Cette moyenne était significativement plus élevée dans la condition contrôle que dans la condition tactile (t (35) = 2,518, p = 0,017, d = 0,420), ce qui signifie qu'en moyenne les sujets ressentaient un plus grand mal être lors de la session contrôle. Le MISC moyen sur tous les participants à chaque étape de temps est présenté en *Figure 3.20*. On observe que les scores moyens sont proches pendant les 5 premières min puis augmentent davantage dans la condition contrôle que dans la condition tactile. Des comparaisons des scores de MISC moyens à différents points ont montré une absence de différence entre les scores de MISC de t0 à t5 puis des divergences significatives à partir de la 6ème minutes (W = 282, z = 2,234 ; p = 0,022 ; r = 0,492 ; C = 3,4 ± 1,9 ; T = 2,8 ± 2,0). En raison du plafonnement du score de MISC à 7 pour les participants n'ayant pas pu terminer la simulation, la différence est probablement en réalité plus importante que celle présentée ici.

Le temps moyen nécessaire pour atteindre chaque score de MISC augmente quasiment linéairement pour les deux conditions, cependant un décalage constant des temps entre les conditions montre que les sujets mettaient en moyenne plus de temps pour atteindre les mêmes scores dans la condition tactile que dans la condition contrôle (*Fig. 3.20*). Ce décalage est significatif pour les scores 4 (p = 0,008 ; r = 0,595), 5 (p = 0,015 ; r = 0,560) et 6 (p = 0,011 ; r = 0,706). Une tendance dans le même sens est observée pour les scores 3 (p = 0,059 ; r = 0,376) et 7 (p = 0,066 ; r = 0,582). Globalement, ces éléments indiquent que le MS se développe plus rapidement et à un niveau plus élevé dans la condition contrôle que dans la condition tactile.

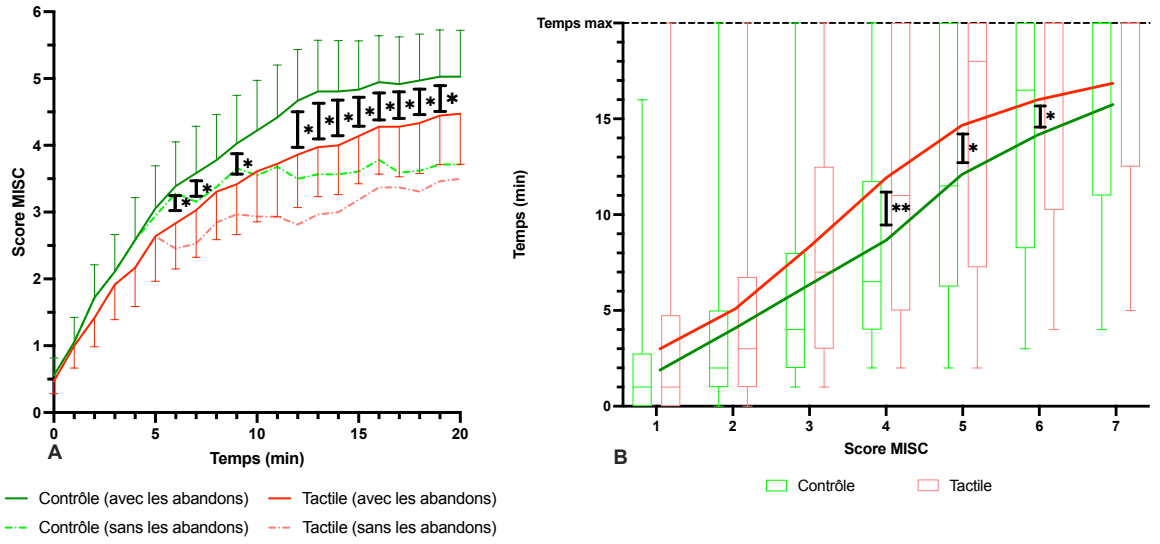


Figure 3.20 : Évolution des scores de MISC pour la condition contrôle et la condition tactile.

A : *Évolution des scores de MISC moyen et IC 95% au cours du temps pour la condition contrôle (vert) et la condition tactile (rouge). Les courbes en pointillés représentent les scores de MISC bruts (moyennes de chaque point de temps calculées à partir d'un nombre de sujets diminuant au fil des abandons) et les courbes continues représentent les scores de MISC complétés par 7 pour les sujets ayant abandonné avant la fin (moyennes de chaque point de temps calculées à partir des 36 sujets).*
B *: Temps pour atteindre chacun des niveaux de MISC dans les deux conditions. Les lignes en gras représentent les moyennes des temps pour atteindre chaque score par condition. Sur chaque boxplot, la ligne centrale représente la médiane, et les bords inférieur et supérieur de la boite indiquent respectivement les 25e et 75e percentiles. Les moustaches s'étendent jusqu'aux points maximum et minimum.*

Variables physiologiques

Seuls des effets du temps ont été observés entre les 3 périodes de mesures (repos pré, test, repos post) pour la SC (F(1,075, 74,20) = 13.48, p < 0,001), la ST : (F(1,375, 95,58) = 138,3, p < 0,001) et le FC (F(1,997, 136,8) = 175,9, p < 0,001). Les tests post hoc ont montré des différences significatives entre les 3 périodes pour la SC (R1-T p = 0,003 ; R1-R2 p = 0,001 ; T-R2 p = 0,002), la ST (R1-T p < 0,001 ; R1-R2 p < 0,001 ; T-R2 p < 0,001) et la FC (R1-T p < 0,001 ; R1-R2 p < 0,001 ; T-R2 p < 0,001). L'effet aléatoire "sujet" inclus dans le modèle mixte présentait un écart-type élevé (SC : SD = 0.82 ; ST : SD = 1.38 ; FC : SD = 10,52), indiquant une importante variabilité interindividuelle, et l'inclusion de ce facteur améliorait significativement le modèle (SC : χ^2(1) = 51,05, p < 0,001 ; ST : χ^2(1) = 150,9, p < 0,001 ; FC χ^2(1) = 273,6, p < 0,001). Ainsi, globalement ces variables physiologiques ont significativement varié entre les 3 périodes (augmentent dans la phase de test par rapport aux mesures basales puis diminuent en phase de repos ; *Fig. 3.21*). La FC atteint un niveau plus faible post simulation que pré mais la ST et le SC restent plus élevés en post qu'en pré simulation (*Fig. 3.21*). Il n'y avait pas d'effet de la condition ou d'interaction condition * temps. L'évolution de

chaque variable est corrélée positivement avec le score de MISC dans les deux conditions (ST : C r = 0,88 ; p <0,001 ; T r = 0,95 ; p < 0,001 / SC : T r = 0,87 ; p < 0,001 / FC : C r = 0,79 ; p < 0,001 ; T r = 0,78 ; p < 0,001) sauf la SC dans la condition contrôle (p = 0,611).

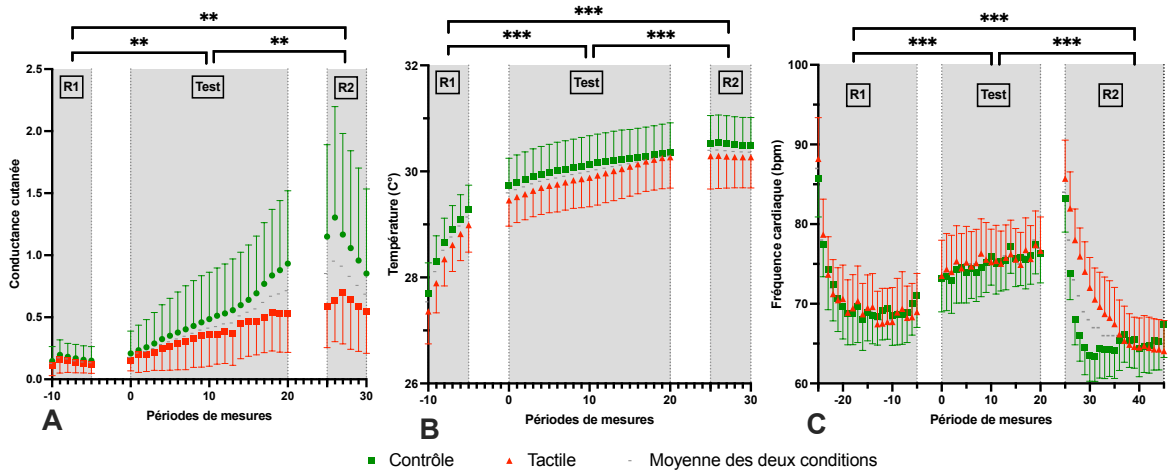


Figure 3.21 : Évolution de la conductance cutanée (graphique A), de la température (graphique B) et de la fréquence cardiaque (graphique C) dans les deux conditions (contrôle en vert et tactile en rouge) au cours des 3 périodes de mesures.

*Les données sont représentées en moyenne et IC 95% pour chaque période de mesure. Pour toutes les variables, les phases de test sont représentées en pourcentage du temps total de 0 à 100 % avec un pas de 5 % (21 points) afin de tenir compte des sujets qui n'ont pas réalisé l'ensemble des 20 min de simulation pendant la phase de test, de même pour les phases de repos de la FC. Pour les phases de repos concernant la température et la conductance cutanée, le temps correspond aux valeurs brutes mesurés car la fréquence d'échantillonnage est de 1 valeur / min. Les bandes blanches correspondent aux temps de monté et de descente du bateau. ** p < 0,01 ; *** p < 0,001 ; R1 = mesures baseline, Test = mesures pendant les 20 min de simulation, R2 = mesures au repos post simulation.*

Concernant la VFC, l'ensemble des paramètres considérés montre également un effet du temps (SDNN : F (1,765, 120,9) = 13,79 ; p < 0,001) ; RMSSD : F (1,750, 119,9) = 27,52 ; p < 0,001) ; pNN : F (1,972, 135,1) = 32,74 ; p < 0,001) ; LF/HF : F (1,838, 125,9) = 14,70 ; p < 0,001) avec une différence significative entre les 3 périodes de temps (SDNN : R1-T p = 0,015 ; R1-R2 p = 0,014 ; T-R2 p < 0,001 / RMSSD : R1-T p < 0,001 ; R1-R2 p = 0,016 ; T-R2 p < 0,001 / pNN : R1-T p < 0,001 ; R1-R2 p = 0,004 ; T-R2 p < 0,001 / LF/HF : R1-T p < 0,01 ; R1-R2 p = 0,618 ; T-R2 p < 0,001). Globalement, les marqueurs parasympathiques diminuent pendant la simulation par rapport aux périodes de repos tandis que l'activité sympathique augmente (rapport LF/HF) (*Fig. 3.22*). Les marqueurs parasympathiques sont également plus élevés lors de la période de repos post simulation par rapport à la période pré simulation (*Fig. 3.22*). Comme pour les autres variables physiologiques, aucun effet de la condition, ni d'interaction condition * temps n'a été observé. La moyenne des paramètres lors de la dernière minute de simulation n'était corrélée au score final de MISC pour aucun des paramètres de la VFC considérés dans les deux conditions.

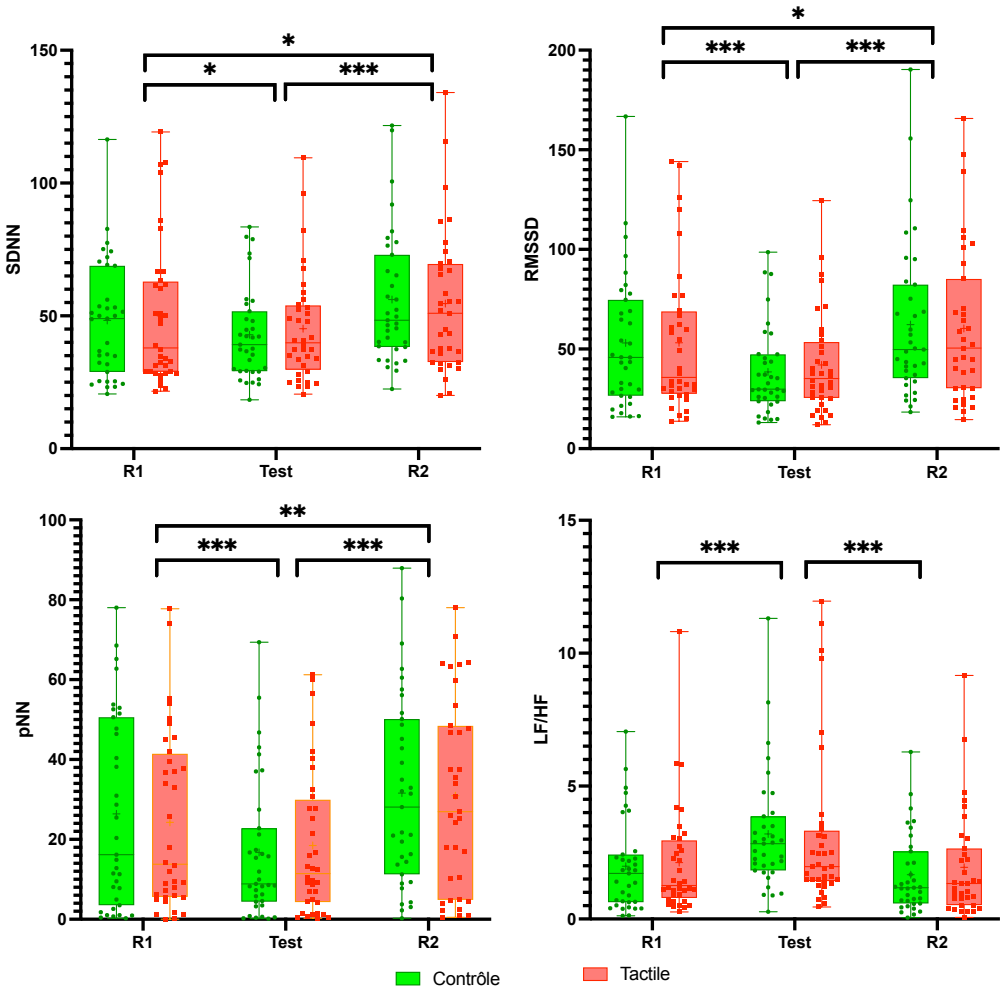


Figure 3.22 : Moyenne des paramètres de VFC pour les 3 périodes de mesures dans les 2 conditions (contrôle en vert et tactile en rouge).

Sur chaque boxplot, la ligne centrale représente la médiane, et les bords inférieur et supérieur de la boite indiquent respectivement les 25e et 75e percentiles. Les moustaches s'étendent jusqu'aux points maximum et minimum. Le (+) représente la moyenne et les points les valeurs individuelles. (R1 = mesures baseline, Test = mesures pendant les 20 min de simulation, R2 = mesures au repos post simulation ; SDNN : Standard Deviation of NN intervals ; RMSSD : Root Mean Square of Successive Differences ; pNN50 : Percentage of NN intervals > 50 ms ; LF/HF : Low Frequency / High Frequency ratio).

Charges mentales et évaluation du dispositif

Le score de charge mentale ne variait pas significativement entre les conditions (t (35) = 0,960, p = 0,344, d = 0,152 ; C = 58,33 ± 27,2 ; T = 53,9 ± 32,4*)*. Concernant les retours des sujets sur le feedback tactile, un score supérieur à 1 correspondant à une évaluation positive du produit dans les 6 aspects a été obtenu pour les 6 échelles. Globalement, les sujets ont donné une opinion positive du système de feedback tactile, jugeant notamment le système original et attrayant, avec une appropriation simple *(Fig. 3.23)*.

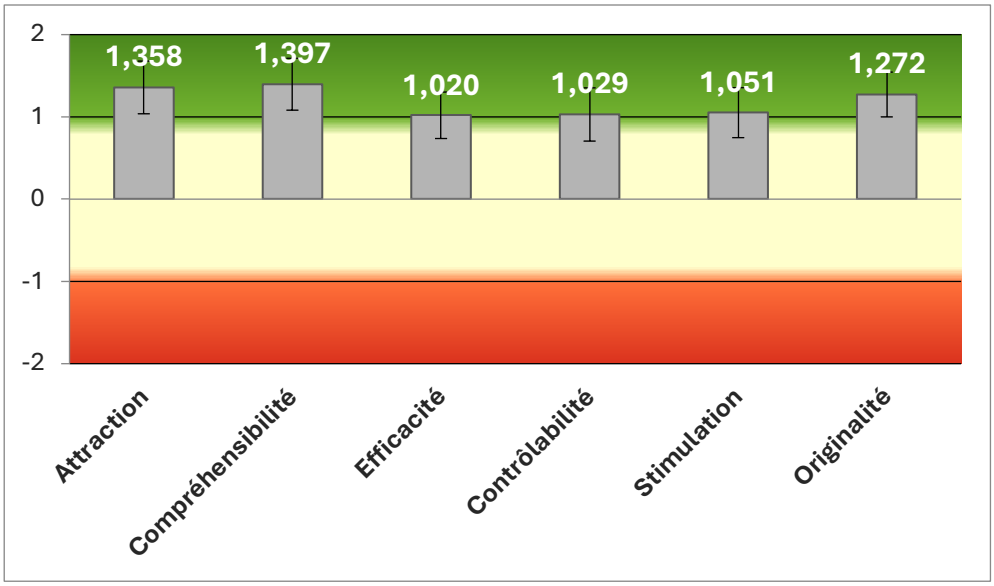


Figure 3.23 : Moyenne des scores obtenus au 6 échelles de l'UEQ concernant l'avis des sujets sur le système de feedback tactile.

Un score à une sous-échelle inférieure à -0,8 est considéré comme une évaluation négative, un score compris entre -0,8 et 0,8 est considéré comme une évaluation neutre et un score supérieur à 0,8 est considéré comme une évaluation positive.

3.5.4.3. Discussion

Évaluation subjective du mal des transports

Cette étude visait à tester l'effet instantané d'un feedback tactile porté à la taille, fournissant des informations sur l'inclinaison du tronc lors d'une simulation de navigation, sur la réduction des symptômes de la naupathie et les changements physiologiques associés.

Les résultats montrent que les scores totaux au MSAQ étaient significativement plus faibles à la fin de la condition avec feedback tactile que dans la condition contrôle. Cela indique une réduction globale de l'intensité des symptômes lors de l'exposition avec le feedback tactile. En analysant les sous-dimensions du MSAQ, seule la dimension gastro-intestinale différait entre les deux conditions. Ce résultat est en accord avec la littérature, qui montre que les symptômes gastro-intestinaux, tels que les nausées, les vomissements et l'inconfort gastrique, constituent les manifestations les plus marquées du mal des transports (Meschtscherjakov *et al.*, 2019; Nunes *et al.*, 2020; Talsma *et al*., 2023; Yusof *et al*., 2020). Dans les deux conditions, le profil symptomatique moyen présentait l'ordre de sévérité décroissant suivant : gastro-intestinal > sopite > central > périphérique. Cette hiérarchie des dimensions est globalement cohérente avec les observations précédentes obtenues via le MSAQ (Talsma *et al*., 2023), à l'exception d'une inversion entre les dimensions centrale et sopite. Cette inversion pourrait être liée à la tâche de visualisation imposée aux participants sur un écran relativement proche et de petite

taille, susceptible d'accentuer certains symptômes comme la fatigue visuelle, et donc les symptômes sopites (Kim & Ju, 2024; Tian *et al*., 2022). L'analyse temporelle des scores de MISC suggère que l'effet du feedback tactile commence surtout à se distinguer à partir de la 5e minute de simulation. Cette tendance est corroborée par les taux d'abandon, qui augmentent davantage à partir de ce moment dans la condition contrôle. Cette dynamique est cohérente avec les observations d'Irmak *et al.* (2021) et Talsma *et al.* (2023), qui ont également observé des variations dans l'intensité des symptômes après 5 min d'exposition dans des contextes de mouvement physique (voiture). Concernant la persistance dans le simulateur, bien que la durée moyenne ne diffère que marginalement entre les conditions, la taille d'effet observée était grande, suggérant une différence potentiellement importante qui pourrait être confirmée avec un échantillon plus large. De plus, le taux d'abandon était 1,5 fois plus élevé dans la condition contrôle, suggérant une atteinte plus rapide du seuil de nausée modérée (MISC ≥ 7/10). L'analyse du temps nécessaire pour atteindre les différents niveaux de MISC montre également que les scores 4, 5 et 6 sont atteints plus tardivement dans la condition tactile. Les scores de MISC moyennés par sujet sur les 20 min de simulation montrent également un plus grand mal-être dans la condition contrôle. Le calcul des pourcentages de réduction des symptômes sur ces scores moyens de MISC indique que la condition tactile a permis de réduire l'intensité des nausées d'environ 13,5 %, et de 21,3 % selon le MSAQ. Pris ensemble, ces résultats indiquent que, dès la première utilisation, le feedback tactile retarde l'apparition des symptômes et en atténue l'intensité.

A notre connaissance, aucune étude à ce jour n'a évalué l'effet d'un feedback tactile cohérent avec le mouvement dans un contexte de mouvement physique réel, il est donc difficile d'établir une comparaison directe avec les travaux antérieurs. Toutefois, nos pourcentages de réduction sont légèrement inférieurs à ceux rapportés par Bos, (2015), qui a observé une diminution de 25 % des symptômes induits par une chaise rotative avec des vibrations aléatoires appliquées à la tête (mesurées avec la MISC), ou ceux de Lucas *et al.* (2020), qui ont constaté une réduction de 57 % avec des vibrations du siège cohérentes au mouvement dans un contexte de VIMS (mesurée avec le Simulator Sickness Questionnaire). Ces écarts peuvent s'expliquer par des différences méthodologiques. En effet, toutes les études ayant évalué des feedbacks tactiles cohérents avec le mouvement (comme celle de Lucas *et al.*, 2020) ont été menées dans le cadre de la VIMS. Or, la nature du stimulus à l'origine du MS peut jouer un rôle déterminant. Dans la VIMS, le conflit provient d'un mouvement du corps attendu qui n'est finalement pas perçu (autrement que par la vision). Dans ce contexte, un signal tactile congruent peut avoir un

effet particulièrement marqué car il compense directement l'absence d'indices de mouvement physique, renforçant la cohérence sensorielle et augmentant ainsi le réalisme du mouvement simulé. En revanche, dans un contexte de mouvement physique réel, le conflit sensoriel repose sur une perception incohérente d'un mouvement effectivement subi, ce qui implique l'ensemble des systèmes sensoriels. Dans ce cas, d'autres mécanismes, tels que l'instabilité posturale, peuvent probablement limiter l'efficacité immédiate du feedback. De plus, les rares études menées en mouvement réel, comme celle de Bos, (2015), ont utilisé des vibrations appliquées de manière aléatoire, c'est-à-dire non congruentes avec le mouvement. Ces stimulations viennent perturber / « bruiter » les signaux sensoriels, en particulier vestibulaires lorsque les vibrations sont appliquées au niveau de la tête, ce qui pousse le SNC à réduire leur poids dans la repondération sensorielle. À l'inverse, des signaux vibrotactiles cohérents avec le mouvement, comme ceux testés dans notre étude, cherchent non pas à masquer une information sensorielle erronée mais au contraire à renforcer la fiabilité des signaux pertinents impliqués dans la perception du mouvement. Cette redondance favorise une meilleure cohérence multisensorielle et probablement une réduction des conflits sensoriels .

Dans notre simulateur de navigation, les informations visuelles et vestibulaires sont discordantes car le sujet se trouve dans un environnement visuel fermé où les repères externes sont absents, tandis que le système vestibulaire perçoit des accélérations réelles. Cette discordance complique l'estimation correcte de la position de la tête dans l'espace. Or, la perception de la position du tronc dépend directement de celle de la tête, en raison de la hiérarchie posturale entre ces segments corporels (Johnson & Van Emmerik, 2012). Le feedback tactile peut alors jouer un rôle compensatoire, en fournissant des indices directionnels sur l'orientation du tronc dans l'espace, qui par extension permettrait de mieux percevoir la position de la tête (Kheradmand & Winnick, 2017). En ce sens, il reproduirait partiellement la fonction de l'oreille interne, en aidant à construire une perception de la verticale gravitaire. Ces informations pourraient ainsi aider le SNC à mieux identifier, parmi l'ensemble des informations perçues au niveau de la tête, celles qui sont pertinentes pour estimer la position corporelle globale, et ainsi repondérer ces informations sensorielles. Toutefois, comme dans le cas du phénomène d'habituation au MS, il est probable que ces mécanismes de repondération nécessitent du temps (Howarth & Hodder, 2008; Tal *et al*., 2010). Une phase de familiarisation préalable au feedback permettrait probablement aux sujets de mieux intégrer ces signaux tactiles et d'en tirer pleinement bénéfice pour recalibrer leur perception posturale. Ainsi, lors d'une utilisation simple, le feedback tactile servirait à renforcer la cohérence entre les perceptions du tronc et de la tête avec les mouvements du véhicule, en ciblant davantage la

réduction du conflit sensoriel, plutôt que la modification des modèles internes (Reason & Brand, 1975), dans la mesure où les participants n'ont pas eu de phase d'adaptation pour s'approprier les signaux tactiles fournis et modifier leur modèle interne.

Évolution des variables physiologiques

Aucune différence significative n'a été observée entre les deux conditions expérimentales en ce qui concerne les variables physiologiques. Toutefois, pendant la simulation, la FC et la SC ont eu tendance à augmenter davantage dans la condition contrôle que dans la condition avec feedback tactile (ΔFC : C = 4,27 ± 4,68 bpm ; T = 2,62 ± 6,37 bpm / ΔSC : C = 0,62 ± 1,17 µS ; T = 0,36 ± 0,69 µS). Cette dynamique pourrait refléter un inconfort plus important dans la condition sans feedback. Par ailleurs, des corrélations significatives ont été observées entre les scores subjectifs de MISC et ces mêmes variables physiologiques, suggérant que les participants étaient capables d'évaluer de manière relativement fidèle leur niveau de mal-être, en cohérence avec leurs réponses physiologiques. Contrairement à la ST, la SC et la FC ont montré une diminution rapide après l'arrêt de la stimulation, avec une baisse post-exposition descendant même plus bas que les niveaux enregistrés en pré-test pour la FC. Ce profil temporel a déjà été rapporté dans la littérature, révélant des paramètres à évolution rapide (Cowings *et al.*, 1986; Kim *et al.*, 2005; LaCount *et al.*, 2011). A l'inverse, la température cutanée nécessite probablement plus de 5 min pour retourner à un niveau de repos. Nobel *et al.* (2012), par exemple, ont observé des variations de température par rapport aux mesures basales jusqu'à plus de 90 min après la stimulation.

Concernant les paramètres de VFC, aucune différence significative entre les deux conditions n'a été mise en évidence. Cependant, comme dans des travaux antérieurs, une diminution des paramètres reflétant l'activité parasympathique (SDNN, RMSSD, pNN50) a été observée pendant l'exposition au mouvement, accompagnée d'une augmentation du rapport LF/HF (Chin-Teng Lin *et al.*, 2011; Cowings *et al.*, 1986; Hu *et al.*, 1991; LaCount *et al.*, 2009). Cela reflète une activation du système nerveux sympathique, typique d'une réponse au stress. Dans des contextes perçus comme menaçants, le système sympathique est mobilisé pour préparer l'organisme à une réponse de type "combat ou fuite" due à des situations stressantes ou menaçantes (dans notre cas, il s'agit du MS), tandis que le système parasympathique est associé à des états de repos et de récupération (McCorry, 2007). Ainsi, ces résultats indiquent un état de stress accentué durant la phase de simulation, quelle que soit la condition. A notre connaissance, les seules études qui ont révélé une différence significative des paramètres de VFC lors de l'évaluation de l'efficacité d'une stratégie de réduction du MS sont les études sur

la respiration diaphragmatique, technique connue pour avoir une action directe sur la régulation du système nerveux autonome (Russell *et al.,* 2014; Stromberg *et al.*, 2015). Il est à noter que, bien que les paramètres de VFC soient sensibles à l'exposition au MS, aucune corrélation n'a été observée entre le score final de MISC et les paramètres de VFC moyens sur la dernière minute de simulation. Il est possible que les variations du système nerveux autonome soient un bon indicateur de la présence d'un état de stress physiologique global lié au MS, mais qu'elles ne traduisent pas de façon linéaire l'intensité des symptômes subjectivement ressentis, ce qui pourrait expliquer l'absence de différence entre nos deux conditions.

Plus généralement, l'absence d'effet significatif du feedback tactile sur les variables physiologiques peut s'expliquer par trois hypothèses :

Hypothèse 1 — Facteurs confondants comme le stress anticipatoire : Les variations physiologiques pourraient être influencées par des facteurs autres que le MS, tels que le stress ou l'appréhension liée à la simulation. En effet, les paramètres parasympathiques de la VFC étaient significativement plus élevés après la simulation (R2) qu'avant (R1), ce qui suggère un relâchement post-exposition et, a contrario, un état de tension supérieur à la normale en phase pré-test. De même, la FC a atteint des niveaux plus faibles en post qu'en pré stimulation. Dans une étude récente, Wulvik *et al.* (2020) ont montré que des modifications de l'état affectif des sujets et la charge cognitive étaient corrélées significativement aux variations de l'activité cardiaque et de la conductance cutanée lors du pilotage simulé d'un navire, et notamment à l'augmentation du niveau de stress. Ainsi, il serait pertinent, dans de futures recherches, de mesurer le niveau de stress perçu avant et après l'expérience à l'aide d'échelles psychométriques validées, et d'introduire une phase de familiarisation au simulateur pour réduire l'appréhension des sujets vis-à-vis de celui-ci.

Hypothèse 2 — Effet réel mais trop modeste : Il est possible que l'effet bénéfique du feedback tactile soit insuffisant pour entraîner des modifications détectables par des réponses physiologiques, notamment en raison de la variabilité interindividuelle et / ou du manque de temps accordé aux sujets pour s'habituer au système. Dans cette optique, il pourrait être judicieux de restreindre les critères d'inclusion à des sujets encore plus sensibles en augmentant le seuil du MSSQ et / ou de laisser une période d'acclimatation au système avant de réaliser les tests.

Hypothèse 3 — Distraction : Enfin, le feedback pourrait agir principalement comme un distracteur attentionnel, réduisant l'attention portée aux symptômes sans influencer directement

l'activité physiologique. Selon cette hypothèse, Bos (2015) a montré que la distraction mentale permettait de réduire le MS lors d'une stimulation sur une chaise rotative hors axe vertical ; et Gálvez-García *et al.* (2017) ont proposé que les stimulations tactiles focalisaient l'attention sur un stimulus externe, réduisant ainsi l'attention portée aux sensations désagréables.

3.5.4.4. Conclusion

Cette étude avait pour objectif d'évaluer l'effet d'un dispositif de feedback tactile porté à la taille sur les symptômes de la naupathie induits en condition de navigation simulée. Les résultats montrent que ce retour d'information permet de réduire l'intensité des symptômes, notamment dans leur dimension gastro-intestinale, et de retarder leur apparition, suggérant un effet bénéfique sur l'expérience globale des passagers. En revanche, aucune différence n'a été observée sur les marqueurs physiologiques entre les conditions, bien que leurs variations dans le temps suggèrent une réactivité autonome cohérente avec l'apparition des symptômes. Plusieurs hypothèses sont avancées pour expliquer cette absence, notamment un possible effet de stress anticipé lié à l'expérimentation. Malgré cela, les résultats positifs sur les mesures subjectives concernant le feedback tactile nous invitent à nous orienter vers une approche multisensorielle, combinant le feedback tactile et un feedback visuel dynamique. Une telle stratégie pourrait renforcer davantage la cohérence sensorielle qu'un feedback unique, et ainsi optimiser l'atténuation des conflits sensoriels qui pourraient être à l'origine du MS.

Étude 5b : Effet combiné instantané d'un feedback tactile et d'un feedback visuel sur la naupathie

TITRE ORIGINAL : Instantaneous effect of combined visual and vibrotactile feedback on seasickness in a navigation simulator

Cette étude fait l'objet d'un article en cours de rédaction :

***de Thierry de Faletans, C**., M., Duché, P., & Watelain, E. Instantaneous effect of combined visual and vibrotactile feedback on seasickness in a navigation simulator.*

3.5.5. Objectifs et hypothèses

Objectif :

Évaluer l'effet de la combinaison d'un feedback tactile fournissant en temps réel des informations sur les mouvements du haut du corps par rapport à la Terre, et d'un système visuel affichant des indices périphériques sur les mouvements du bateau par rapport à la Terre, sur les symptômes de la naupathie et les changements physiologiques associés.

Hypothèse :

La combinaison du feedback tactile avec un dispositif visuel de bandes lumineuses a un effet bénéfique supplémentaire sur la réduction de la naupathie par rapport à l'utilisation du feedback tactile seul.

3.5.6. Rappels méthodologiques

Pour répondre à cette hypothèse, 36 sujets présentant une susceptibilité au MS modérée à sévère, ont été exposés à un simulateur de navigation pendant une période maximale de 20 min dans deux conditions :

- Tactile (T) : les LED étaient fixes et servaient d'éclairage à l'intérieur du bateau et les sujets portaient la ceinture activée.
- Combinée (T + LED) : les sujets portaient la ceinture activée et les bandes de LED étaient réglées selon le fonctionnement Boarding Lights *(cf. 2.2.2.2)*.

La simulation prenait fin prématurément si les sujets présentaient un score de MISC supérieur ou égal à 7 sur 10. La variable principale était l'intensité des symptômes évaluée par le MSAQ (delta pré-post). Les variables secondaires étaient l'évolution des symptômes au cours du temps (MISC), le temps passé dans le simulateur et l'évolution des paramètres physiologiques (FC, VFC, ST et SC). Une échelle d'évaluation de la charge mentale et un questionnaire de retour utilisateur ont également été utilisés pour évaluer les dispositifs ; *cf. 2.2.3.1* pour plus de détails sur la méthodologie.

3.5.7. Résultats

3.5.7.1. Susceptibilité au MS de notre échantillon

Les sujets avaient un score brut total moyen au MSSQ de 27,9 ± 10,2. Cela représente un intervalle de susceptibilité au MS, couvrant des scores bruts totaux entre 11,5 et 45, correspondant à des scores percentiles entre 51 et 100 %.

3.5.7.2. Temps passé dans le simulateur

Sur l'ensemble des sujets, 26 sujets ont réalisé les 20 min de simulation dans les deux conditions et 10 sujets n'en ont terminé aucune. 2 sujets n'ont pas terminé la session tactile mais ont finalisé la session combinée. Inversement, 3 sujets ont fini la condition tactile sans terminer la simulation en condition combinée. Le pourcentage total d'abandon dans la condition combinée était de 30,5% contre 27,7% dans la condition tactile *(Fig. 3.24)*. Le temps moyen passé dans le simulateur n'était pas différent entre les conditions (W = 41,5, z = 0,196 ; p = 0,875 ; r = 0,064 ; T+LED = 1028,3 ± 294 ; T = 1013,3 ± 326,4).

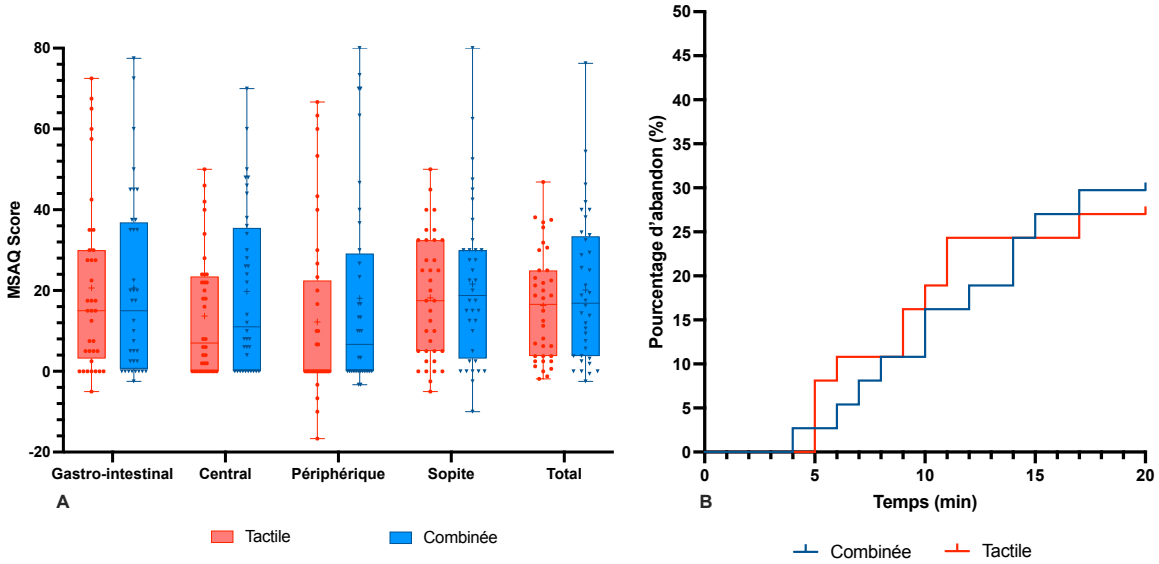


Figure 3.24 : Score MSAQ et pourcentage d'abandon de la simulation dans les conditions tactile et combinée.

A : *Boxplot des 4 sous-échelles et du score total du MSAQ dans les deux conditions. Sur chaque boxplot, la ligne centrale représente la médiane, et les bords inférieur et supérieur de la boite indiquent respectivement les 25e et 75e percentiles. Les moustaches s'étendent jusqu'aux points maximum et minimum. Le (+) représente la moyenne et les points les valeurs individuelles.*
B : *Pourcentage de sujets ayant arrêté la simulation avant la fin des 20 minutes dans les deux conditions (combinée en bleu tactile en rouge).*

3.5.7.3. Intensité des symptômes

Dans la condition tactile, le profil de symptômes moyen se traduisait principalement par des symptômes gastro-intestinaux > sopite > centraux puis périphériques ; tandis que dans la condition combinée, celui-ci était concernait d'abord des symptômes de sopites > périphérique > gastro-intestinaux puis centraux. Le score total MSAQ était de 20,1 ± 18,3 pour la condition combinée et 16,3 ± 13,5 pour la condition tactile. Ces scores n'étaient pas significativement différents entre les conditions (W = 375,5, z = 1,334 ; p = 0,185 ; r = 0,262 ; *Fig. 3.24)*, tout comme les sous-scores *(Tableau 3.7).*

Tableau 3.7 : Moyenne et écart types des sous-scores du MSAQ pour les conditions combinée et tactile.

	Conditions		**Statistique**	
Score	**Combinée (mean ± SD)**	**Tactile (mean ± SD)**	***p*-value**	**Taille d'effet**
MSAQ_T	20,1 ± 18,3	16,3 ±13,5	0,185	0,262
MSAQ_G	20,6 ± 22,2	20,6 ± 21,7	0,709	0,079
MSAQ_C	19,7 ± 20,2	13,7 ±15,0	0,110	0,335
MSAQ_P	21,6 ± 19,9	12,2 ± 21,7	0,144	0,351
MSAQ_S	22,1 ± 17,4	18,2 ± 15, 3	0,191	0,262

La moyenne des scores MISC par sujet était de 3,0 ± 1,8 pour la condition combinée et 3,2 ± 1,8 pour la condition tactile. Cette moyenne n'était pas significativement différente entre les conditions (W = 296, z = 0,311 ; p = 0,762 ; r = 0,060). Le MISC moyen pour tous les participants à chaque étape de temps est présenté en *Figure 3.25*. On observe que les scores moyens sont très proches entre les deux conditions tout au long de la simulation. Des comparaisons des scores de MISC moyens à différents points ont montré une absence de différence entre les scores de MISC.

Le temps moyen nécessaire pour atteindre chaque score de MISC augmente presque linéairement pour les deux conditions sans décalage de temps entre les conditions (*Fig. 3.25*). Globalement, ces éléments indiquent que le MS se développe à une intensité et dans un laps de temps identiques dans les deux conditions.

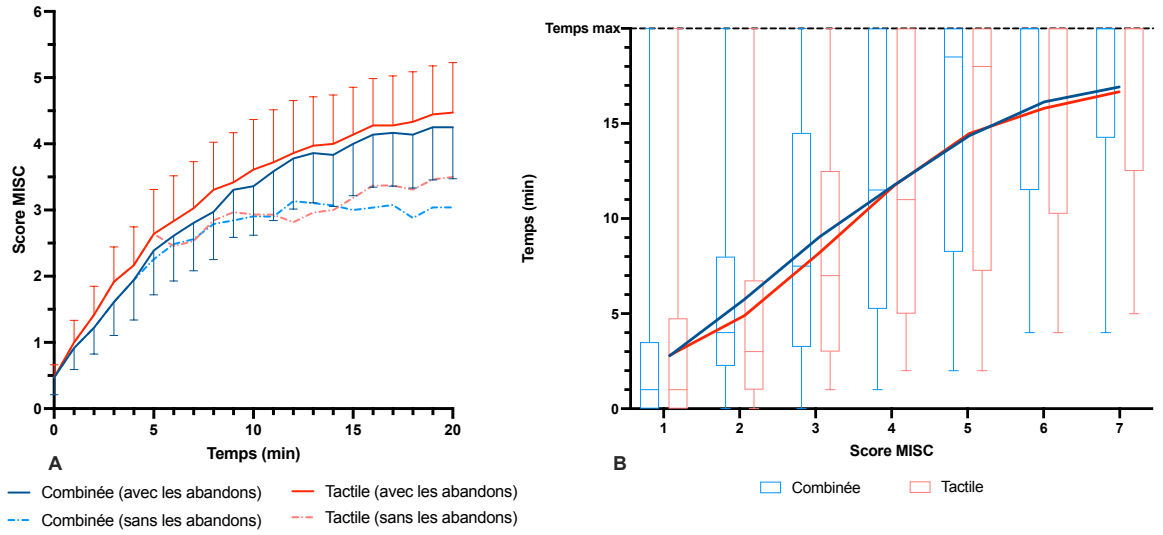


Figure 3.25 : Évolution des scores de MISC pour la condition combinée et la condition tactile.

A : *Évolution des scores de MISC moyen et IC 95% au cours du temps pour la condition combinée (bleu) et la condition tactile (rouge). Les courbes en pointillés représentent les scores de MISC bruts (moyennes de chaque point de temps calculées à partir d'un nombre de sujets diminuant au fil des abandons) et les courbes continues représentent les scores de MISC complétés par 7 pour les sujets ayant abandonné avant la fin (moyennes de chaque point de temps calculées à partir des 36 sujets).*
B *: Temps pour atteindre chacun des niveaux de MISC dans les deux conditions. Les lignes en gras représentent les moyennes des temps pour atteindre chaque score par condition. Sur chaque boxplot, la ligne centrale représente la médiane, et les bords inférieur et supérieur de la boite indiquent respectivement les 25e et 75e percentiles. Les moustaches s'étendent jusqu'aux points maximum et minimum.*

3.5.7.4. Variables physiologiques

Seuls des effets du temps ont été observés entre les 3 périodes de mesures (repos pré, simulation, repos post) pour la SC (F(1,070, 74,35) = 95,40, p < 0,001), la ST (F(1,207, 83,92) = 127,4, p < 0,001) et la FC (F(1,923, 133,6) = 140,7, p < 0,001). Des tests post hoc ont montré des différences significatives entre les 3 périodes pour la SC (R1-T p < 0,001 ; R1-R2 p < 0,001 ; T-R2 p < 0,001), la ST (R1-T p <0,001 ; R1-R2 p < 0,001 ; T-R2 p < 0,001) et la FC (R1-T p <0,001 ; R1-R2 p < 0,001 ; T-R2 p < 0,001). L'effet aléatoire "sujet" présentait un écart-type élevé (ST : SD = 1,39 ; FC : SD = 9,86), indiquant une importante variabilité interindividuelle, et l'inclusion de ce facteur améliorait significativement le modèle (ST : χ^2(1) = 136,7, p < 0,001 ; FC χ^2(1) = 239,0 ; p < 0,001). Ainsi, globalement ces variables physiologiques ont significativement varié entre les 3 périodes (elles augmentent dans la phase de test puis diminuent en phase de repos) *(Fig. 3.26)*. La FC atteint un niveau plus faible post-simulation que pré-simulation, mais la ST et la SC restent plus élevées en post qu'en pré simulation *(Fig. 3.26)*. Seule la SC a montré un effet de la condition F (1, 70) = 4,305 ; p = 0,042 et un effet d'interaction F (2, 139) = 12,93 ; p < 0,001 ; probablement en raison d'une

variabilité interindividuelle plus faible. Les tests post hoc montrent que pendant la phase de test (p = 0,038) et la phase de repos post simulation (p = 0,012), la SC est significativement plus élevée dans la condition combinée que dans la condition tactile. L'évolution de chaque variable est corrélée positivement avec le score de MISC dans les deux conditions (ST : T+LED r = 0,82 ; p <0,001 ; T r = 0,95 ; p < 0,001 ; SC : T+LED r = 0,46 ; p = 0,035 ; T r = 0,87 ; p < 0,001 ; FC : T+LED r = 0,89 ; p < 0,001 ; T r = 0,78 ; p < 0,001).

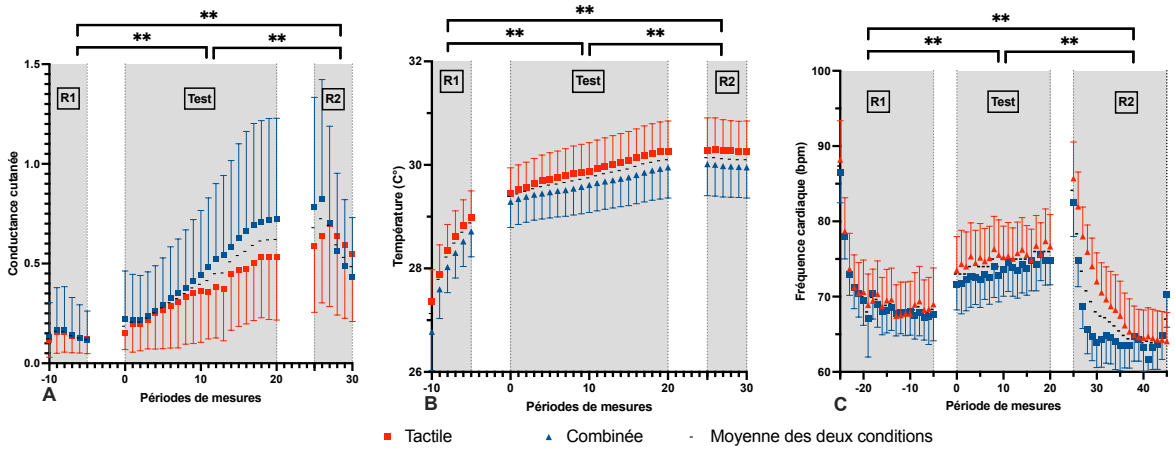


Figure 3.26 : Évolution de la conductance cutanée (graphique A), de la température (graphique B) et de la fréquence cardiaque (graphique C) dans les deux conditions (combinée en bleu et tactile en rouge) au cours des 3 périodes de mesures.

*Les données sont représentées en moyenne et IC 95% pour chaque période de mesure. Pour toutes les variables, les phases de test sont représentées en pourcentage du temps total de 0 à 100 % avec un pas de 5 % (21 points) afin de tenir compte des sujets qui n'ont pas réalisé l'ensemble des 20 min de simulation pendant la phase de test, de même pour les phases de repos de la FC. Pour les phases de repos concernant la température et la conductance cutanée, le temps correspond aux valeurs brutes mesurées car la fréquence d'échantillonnage est de 1 valeur / min. Les bandes blanches correspondent aux temps de montée et de descente du bateau. ** p < 0,01 ; R1 = mesures baseline, Test = mesures pendant les 20 min de simulation, R2 = mesures au repos post simulation.*

Concernant la VFC, l'ensemble des paramètres considérés montrait un effet du temps (SDNN : F (1,765, 122,7) = 10,03 ; p < 0,001 / RMSSD : F (1,709, 118,8) = 19,41 ; p < 0,001 / pNN : F (1,884, 131,0) = 29,95 ; p < 0,001 / LF/HF : F (1,826, 126,9) = 3,962 ; p = 0,025) avec une différence significative entre les 3 périodes de temps (SDNN : R1-T p = 0,046 ; R1-R2 p = 0,041 ; T-R2 p < 0,001 ; RMSSD : R1-T p < 0,001 ; R1-R2 p = 0,029 ; T-R2 p < 0,001 ; pNN : R1-T p < 0,001 ; R1-R2 p < 0,001 ; T-R2 p < 0,001 ; LF/HF : R1-T p = 0,162 ; R1-R2 p = 0,761 ; T-R2 p = 0,024). Globalement les marqueurs parasympathiques diminuent pendant la simulation par rapport aux périodes de repos tandis que l'activité sympathique augmente (*Fig. 3.27*). Les marqueurs parasympathiques sont également plus élevés lors de la période de repos post simulation par rapport à la période pré simulation (*Fig. 3.27)*. Aucun effet de la condition, ni d'interaction condition * temps n'a été observé. La moyenne sur la dernière minute

de simulation n'était pas corrélée au score final de MISC pour l'ensemble des paramètres de la VFC considérés dans les deux conditions.

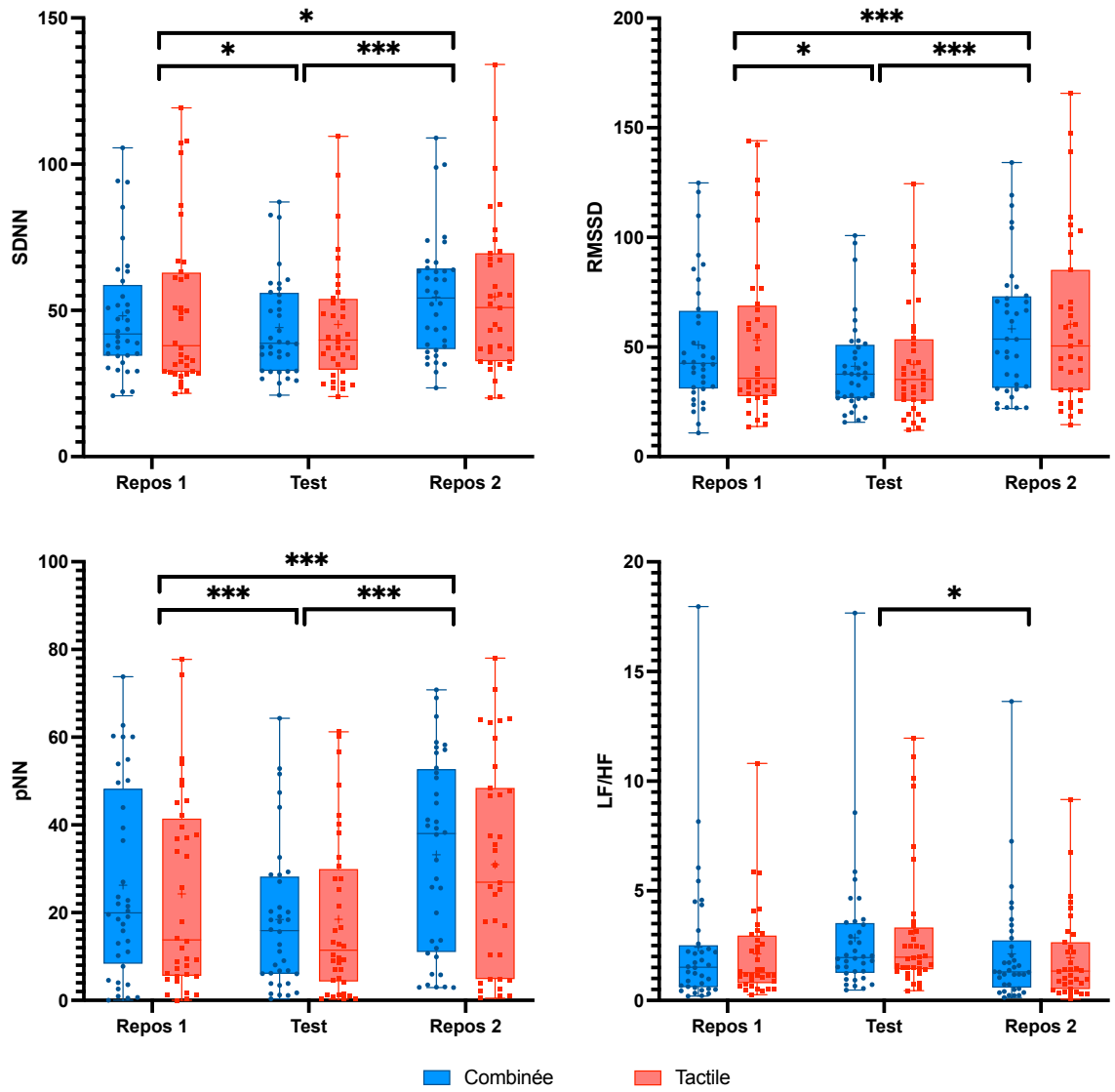


Figure 3.27 : Moyenne des paramètres de VFC pour les 3 périodes de mesures dans les 2 conditions (combinée en bleu et tactile en rouge).

Sur chaque boxplot, la ligne centrale représente la médiane, et les bords inférieur et supérieur de la boite indiquent respectivement les 25e et 75e percentiles. Les moustaches s'étendent jusqu'aux points maximum et minimum. Le (+) représente la moyenne et les points les valeurs individuelles.
R1 = mesures baseline, Test = mesures pendant les 20 min de simulation, R2 = mesures au repos post simulation ; SDNN : Standard Deviation of NN intervals ; RMSSD : Root Mean Square of Successive Differences ; pNN50 : Percentage of NN intervals > 50 ms ; LF/HF : Low Frequency / High Frequency ratio)

3.5.7.5. Charges mentales et évaluation du dispositif

Le score de charge mentale ne variait pas significativement entre les conditions (W = 268, z = 0,075, *p* = 0,948, *r* = 0,015 ; T+LED = 53,1 ± 34,3 ; T = 53,9 ± 32,4*)*. Concernant les

retours des sujets sur le feedback visuel, les retours variaient entre avis neutres et positifs selon les échelles. Seules deux échelles sur six ont obtenu une moyenne supérieure à 1. Globalement, les sujets ont jugé le feedback visuel moins bien que le feedback tactile en le décrivant comme compréhensible et original mais ils n'avaient pas d'avis (positif ou négatif) concernant les autres échelles *(Fig. 3.28)*.

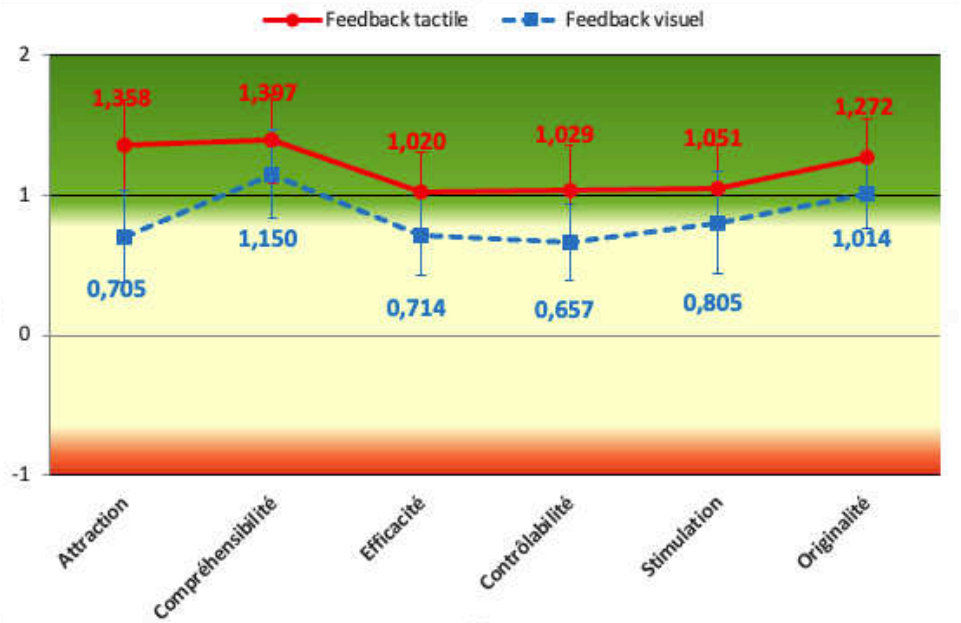


Figure 3.28 : Moyenne des scores obtenus au 6 échelles de l'UEQ concernant l'avis des sujets sur les systèmes de feedback tactile et visuel.

3.5.8. Discussion

3.5.8.1. Effet des feedbacks combinés

Cette étude visait à évaluer l'effet combiné d'un feedback tactile, informant sur la verticalité du tronc, et d'un feedback visuel dynamique, fournissant un plan d'horizon artificiel, lors d'une simulation de navigation, sur la réduction de la naupathie en situation de navigation simulée.

Aucune différence significative n'a été observée entre les conditions tactile seule et tactile + visuel concernant le temps passé dans le simulateur, les pourcentages d'abandon ou les scores de symptômes (MISC et MSAQ). Seul le profil symptomatique moyen différait : la dimension sopite était prédominante dans la condition combinée, alors que la composante gastro-intestinale dominait dans la condition tactile (comme précédemment rapporté avec le MSAQ dans des contextes de mouvement réel (Meschtscherjakov *et al.*, 2019; Nunes *et al.*, 2020; Talsma *et al.*, 2023; Yusof *et al.*, 2020). Cette particularité dans la condition combinée

pourrait s'expliquer par l'intensité lumineuse et la couleur du feedback visuel (couleurs froides), jugées trop fortes par plusieurs sujets par rapport à la taille réduite de l'habitacle fermé et sombre du simulateur, ce qui induisait un fort contraste, pouvant entraîner une fatigue visuelle, des vertiges et une désorientation (Kim & Ju, 2024; Tian *et al.*, 2022).

L'absence d'effet additif du feedback visuel pourrait s'expliquer par des difficultés d'intégration sensorielle. Bien que les deux feedbacks délivrent des informations complémentaires (verticalité du tronc vs du bateau par rapport à la verticale gravitaire) en passant par des canaux sensoriels différents (tactile et visuel), les participants n'ont peut-être pas réussi immédiatement à les exploiter conjointement pour améliorer la perception du mouvement et réduire les conflits sensoriels. La combinaison de signaux multimodaux augmente la complexité du traitement et nécessite probablement une période d'habituation aux signaux des feedbacks pour que le système nerveux central les utilise correctement afin d'ajuster la pondération des informations sensorielles comme c'est le cas de l'habituation après une exposition répétée à des stimuli de mouvements provoquants le MS (Tal *et al.*, 2010). Dans notre protocole, l'absence de familiarisation préalable avec les feedbacks et la durée limitée de l'exposition (max 20 min) ont probablement restreint cet apprentissage. Une phase de familiarisation pourrait aussi favoriser l'adaptation du modèle interne de mouvement, conformément à la théorie de *l'inadéquation neuronale* (Reason & Brand, 1975), et amplifier l'efficacité des feedbacks combinés. Il serait intéressant dans une prochaine étude de réaliser une tâche d'évaluation de la verticale visuelle subjective afin de quantifier l'impact des feedbacks sur l'amélioration de la verticalité perçue avec et sans période de familiarisation avec les signaux.

Par ailleurs, améliorer la saillance et l'intuitivité des informations visuelles apportées par le feedback visuel pourrait améliorer la perception des informations fournies par celui-ci, notamment dans un contexte où le système visuel est déjà fortement sollicité par l'environnement expérimental.

Enfin, les études ayant montré un bénéfice supplémentaire de la combinaison de stratégies d'atténuation ciblaient souvent des mécanismes différents. Par exemple, vibrations de la tête (bruitage les informations vestibulaires par vibration de la tête ou stimulation vestibulaire galvanique) et distraction mentale (influence attentionnelle via distraction mentale par tâche cognitive ou vibration du quadriceps) (Bos, 2015; Gálvez-García, Albayay, *et al.*, 2020). Dans notre étude, les deux stratégies visaient le même objectif (améliorer indirectement la perception de la verticalité) et n'apportaient donc peut-être pas d'informations suffisamment différentes pour produire un effet additif.

3.5.8.2. Évaluation des dispositifs

Comme Yusof, (2019) le feedback tactile a obtenu une meilleure évaluation de la part des sujets que le feedback visuel. Les résultats issus du questionnaire UEQ concernant le feedback tactile montrent une appréciation globalement positive du prototype. En effet, les scores moyens sur les six sous-échelles étaient tous supérieurs à 0,8, indiquant une bonne expérience utilisateur. Les participants ont perçu le système tactile comme agréable, attrayant, simple à utiliser, innovant, original et intéressant. Les scores les plus faibles, bien que supérieurs à 1, ont été observés pour les dimensions de contrôlabilité et d'efficacité, suggérant que des améliorations restent nécessaires pour renforcer la prévisibilité du dispositif et son ergonomie globale. Plusieurs retours qualitatifs recueillis lors de l'expérimentation corroborent ces résultats. Il semble que le système d'activation des niveaux de vibration, notamment pour les inclinaisons vers l'arrière, était moins sollicité : la majorité des participants n'a pas atteint le seuil d'inclinaison nécessaire pour activer le 3ème niveau d'intensité. En effet, le niveau de balancement vers l'arrière acceptable par les sujets est plus faible que celui vers l'avant, ce qui suggère que le seuil de déclenchement vers l'arrière devrait être abaissé afin de mieux correspondre aux mouvements réellement effectués par les utilisateurs. De manière générale, les participants ont jugé que l'intensité des vibrations était trop faible, ce qui a pu limiter leur perception. Une augmentation de cette intensité pourrait améliorer la lisibilité du feedback et ainsi son impact sensoriel.

Le feedback visuel a reçu une évaluation plus mitigée. Seules les composantes de compréhensibilité du produit et d'originalité ont obtenu un score supérieur à 1. Les sujets l'ont jugé simple, intéressant et innovant mais ont attribué le plus petit score aux items concernant le caractère agréable du système ainsi que son aspect prévisible et intuitif. Des améliorations concernant la luminosité, la couleur, ainsi que l'ajout de motifs directionnels pourraient améliorer la compréhension et l'attrait pour le système. En comparaison, lors du retour utilisateur en conditions réelles non contrôlées, les individus ont tendance à avoir davantage apprécié les lunettes *(cf. 3.3.7)* que les deux autres systèmes, malgré des limites ergonomiques du produit. Parmi ces limites, les sujets ont notamment spontanément déclaré leur étroitesse, la réduction du champ de vision *(cf. 3.3.1)*, ainsi que leur esthétique, qui limite son port en public.

Enfin, les résultats du questionnaire RSME n'ont révélé aucune différence de charge mentale entre les conditions tactile et contrôle, ni entre tactile et combinée. Les sujets ont jugé la tâche de visualisation qui leur était demandée, avec ou sans les feedbacks, comme nécessitant

un effort compris entre moyen et relativement important. Les feedbacks ne semblent donc pas interférer avec une tâche de visualisation simple. Il serait toutefois pertinent de reproduire cette mesure dans des contextes cognitivement plus exigeants, proches de situations professionnelles en mobilité, afin de mieux évaluer leur impact potentiel sur les capacités attentionnelles.

3.5.9. Conclusion

Cette étude visait à évaluer l'effet combiné d'un feedback tactile et d'un feedback visuel sur la réduction du MS en contexte de navigation simulée. Les résultats montrent qu'ajouter un feedback visuel dynamique au feedback tactile n'a pas permis instantanément de réduire davantage les symptômes, le taux d'abandon ou les variations physiologiques par rapport à l'utilisation du feedback tactile seul. Cette absence d'effet additif pourrait s'expliquer par des difficultés d'intégration multisensorielle liées à la complexité des signaux présents dans l'environnement enrichi par les feedbacks, un manque de familiarisation avec les signaux, ainsi qu'un déficit d'intuitivité du feedback visuel. L'évaluation des dispositifs souligne par ailleurs une meilleure acceptabilité du feedback tactile, perçu comme simple et agréable, alors que le feedback visuel nécessite des ajustements (intensité lumineuse, ergonomie) pour être mieux exploité. Ces résultats invitent à explorer, dans de futurs travaux, l'impact d'une phase de familiarisation plus longue sur l'intégration des feedbacks, ainsi que l'effet de paramètres visuels optimisés. Tester la combinaison de ces dispositifs dans des contextes de mobilité réelle et dans des environnements cognitivement plus exigeants permettrait de confirmer leur intérêt et d'identifier des conditions optimales pour maximiser leur efficacité sur la réduction du MS.

3.6. Limites de l'étude 5 a et b

Concernant les feedbacks, outre les améliorations possibles discutées précédemment, l'absence de dossier sur le siège a pu permettre à certains participants de compenser activement les mouvements du bateau, notamment lors du tangage vers l'arrière. Cette compensation a pu jouer sur l'intensité des symptômes ressentis et sur l'activation des différents niveaux d'intensité de la ceinture tactile et donc limiter les possibilités d'évaluation de l'efficacité potentielle du système (même si cet effet est plutôt contrôlé par une analyse des données en intra-sujet).

Par ailleurs, les mesures de VFC sont classiquement réalisées au repos (Laborde et al., 2017) et peuvent avoir été influencées dans notre protocole par différents paramètres comme les mouvements du véhicule ou la respiration des participants, notamment dans le domaine fréquentiel. Concernant le rapport LF/HF, la relation entre l'activité des systèmes nerveux sympathique et parasympathique n'est pas strictement linéaire (Billman, 2013 ; Laborde et al., 2017) : la composante LF de la VFC reflète un mélange des deux systèmes (Malik, 1996). De plus, les deux systèmes peuvent être activés dans des directions opposées simultanément (Berntson *et al.,* 1991 ; Muth, 2006), ce qui complexifie l'interprétation des données.

Il aurait été également pertinent d'inclure une évaluation du MISC en phase de repos, notamment en post-test afin de pouvoir corréler la réduction des symptômes subjectifs aux variations physiologiques observées. De la même façon, la période de repos de cinq minutes utilisée pour les enregistrements baselines devrait être allongée d'au moins 1 à 2 min afin d'obtenir un total de 5 min complet d'enregistrement réellement au repos. Dans notre cas, la première des 5 min de repos était souvent marquée par une FC élevée car les participants venaient de passer de la position debout à assisse. Un temps de repos plus long permettrait d'obtenir des données basales plus stables.

Enfin, prévoir une évaluation des niveaux de stress et une courte familiarisation (1 à 2 minutes) avec le simulateur aurait permis de réduire l'effet d'appréhension des sujets vis-à-vis de l'expérimentation à venir, et une période de familiarisation avec les feedbacks aurait permis aux sujets de s'acclimater plus facilement aux signaux apportés. L'utilisation d'une tâche cognitive plus exigeante pourrait également être envisagée dans de futurs travaux afin d'évaluer plus finement l'impact des feedbacks sur les ressources attentionnelles.

CHAPITRE 4

DISCUSSION ET PERSPECTIVES

Malgré des siècles de recherche, le mal des transports traverse les âges sans livrer tous ses secrets … en continuant de faire couler beaucoup d'encre ! ✍

4.1. Contributions personnelles

Les études présentées dans ce manuscrit reposent sur des méthodologies distinctes, en particulier entre les études 3/4 et 5a/5b, ainsi, la comparaison directe entre les feedbacks doit être interprétée avec prudence. Cette différence est principalement due à la motorisation des mouvements du bateau qui a permis de produire des oscillations plus longues, autorisant ainsi des critères d'arrêt plus élevés dans les études 5a/b. Dans les études 3 et 4, les oscillations manuelles imposaient une limite de temps d'oscillation réduite et donc des critères d'arrêt plus bas afin d'éviter que tous les sujets n'atteignent le temps maximum. Cette méthodologie renforcée dans les deux dernières études complique la comparaison directe entre systèmes, mais offre un intérêt supplémentaire pour l'analyse du dispositif de feedback tactile. Il convient également de rappeler que l'objectif principal de cette thèse n'était pas de comparer l'efficacité relative des différents systèmes, mais d'évaluer, pour chacun d'eux, leur capacité à réduire le mal de mer et d'enrichir les connaissances théoriques sur les mécanismes sous-jacents impliqués.

4.1.1. Effet d'un feedback unique

Les résultats principaux de cette thèse montrent qu'un feedback sensoriel induit un effet bénéfique immédiat sur la réduction des symptômes subjectifs de la naupathie lors d'une navigation simulée. Cet effet est observé quelle que soit la modalité stimulée (visuelle ou tactile) et le type d'informations transmises (mouvements du bateau, de la tête ou du tronc).

Une analyse comparative révèle que les dispositifs visuels augmentent le temps passé dans le simulateur avant d'atteindre les critères d'arrêt, avec un facteur multiplicatif de 1,4, contre 1,1 pour le feedback tactile. Toutefois, la comparaison directe entre les systèmes est limitée par des différences méthodologiques. Dans l'étude tactile, le seuil d'arrêt plus strict (7/10 à l'échelle MISC) que dans les études visuelles (3 symptômes à 1/10 ou 1 symptôme à 5/10) a réduit le nombre d'abandons dans la limite de temps de stimulation autorisée. Cela a rendu plus difficile la mise en évidence d'une différence de temps d'apparition des symptômes entre conditions (malgré une grande taille d'effet), mais a permis de révéler une différence dans l'intensité des symptômes à la fin de la simulation. À l'inverse, dans les études sur les systèmes visuels, les critères d'arrêt plus faibles ont conduit à un arrêt plus précoce de la simulation, ce

qui a permis d'observer un allongement du temps avec les dispositifs, mais les symptômes finaux étaient similaires puisque les participants arrêtaient la simulation à un niveau comparable de sévérité. Le taux d'abandon soutient cette interprétation puisque le feedback tactile a entraîné la plus forte réduction du nombre d'arrêts prématurés par rapport à sa condition contrôle (facteur 1,5), suivi des bandes lumineuses (1,39) puis des lunettes (1,25). En termes de tailles d'effet, les bandes lumineuses présentent l'impact le plus important sur le temps d'exposition (effet très fort), suivies du feedback tactile (effet fort), puis des lunettes avec ou sans horizon artificiel (effet modéré). Ainsi, malgré les différences méthodologiques, les bandes lumineuses pourraient être légèrement plus efficaces pour atténuer instantanément la naupathie que le feedback tactile, lui-même plus efficace que les lunettes avec ou sans horizon artificiel.

4.1.1.1. Réduction partielle du champ visuel périphérique versus apport d'une information sensorielle complémentaire

Le système de lunette avait pour objectif d'apporter un retour d'information sur le mouvement via la modalité visuelle et / ou de réduire partiellement le champ de vision. Cette réduction du champ, bien que partielle, a également été spontanément déclarée par les individus ayant testé le système en situation de terrain *(cf. 3.3.7)*.

La réduction partielle des informations visuelles périphériques, telle que mise en œuvre dans cette thèse, semble moins efficace pour réduire le MS que l'apport d'une information sensorielle complémentaire, qu'elle soit de nature visuelle (bandes lumineuses) ou tactile (ceinture vibrante). Ainsi, renforcer la cohérence sensorielle peut être une stratégie plus efficace pour réduire les conflits sensoriels à l'origine du MS que la réduction partielle des entrées d'une modalité sensorielle (ici la vision). Cette observation est cohérente avec des études antérieures qui indiquent qu'en situation de concordance visuo-vestibulaire, par exemple lorsqu'un sujet regarde l'extérieur d'un véhicule, les symptômes du MS sont moindres comparés à une situation où la vision est supprimée (yeux fermés).

Par ailleurs, plusieurs travaux ont souligné que l'effet bénéfique de la réduction du champ visuel périphérique est proportionnel à l'ampleur de l'obstruction opérée : plus le champ visuel disponible est large, plus l'intensité des symptômes augmente (Lin *et al.*, 2002; Seay *et al.*, 2001). Dans notre étude, les lunettes ne limitaient que partiellement la vision périphérique (25 % de réduction du champ) et n'incluaient pas les zones périphériques les plus éloignées, ce qui pourrait expliquer leur efficacité modérée. La quantité relativement faible d'informations visuelles supprimées peut avoir été insuffisante pour atténuer davantage le conflit sensoriel, par

rapport à un apport actif d'informations de mouvement, comme c'est le cas pour les systèmes de feedback lumineux ou tactile.

4.1.1.2. Facteurs explicatifs des différences d'efficacité observées entre les trois systèmes de feedback sensoriel

Impact de la modalité sensorielle utilisée

La modalité tactile présente plusieurs avantages intrinsèques par rapport à la modalité visuelle. Elle fonctionne de manière passive, sans nécessiter d'attention volontaire ou de focalisation visuelle active ni impacter le champ de vision, et repose sur des mécanorécepteurs possédant une bonne résolution spatiale et temporelle (Cholewiak *et al.*, 2004; Gescheider *et al.*, 2003; Van Erp, 2005). Cela permet de transmettre une information de mouvement avec un délai minimal entre l'événement et sa perception, renforçant la cohérence sensorielle et rendant possiblement la repondération sensorielle plus rapide (surtout en multitâche). De plus, le recours à une modalité tactile permet d'éviter les interférences avec des tâches visuelles concomitantes, comme la lecture ou l'utilisation d'un écran lors d'un transport. Le feedback tactile ne surcharge pas le canal visuel, mais apporte des informations pour compléter celles vestibulaires et proprioceptives, réduisant ainsi le risque de surcharge cognitive. Enfin, les entrées somatosensorielles sont directement impliquées dans la régulation de la posture, mécanisme important dans le MS (Riccio & Stoffregen, 1991). Renforcer ces signaux peut donc agir plus directement sur la boucle posturale.

Précision et complexité de l'information transmise

Les trois dispositifs ont pour objectif de fournir au sujet des informations, directement ou indirectement, sur les mouvements par rapport à la verticale gravitaire. Toutefois, des différences notables existent dans la précision, la nature et la complexité des informations délivrées, ce qui peut jouer un rôle dans la hiérarchie d'efficacité observée *(Tableau 4.1.)*.

Le mode de restitution de l'information varie, ce qui peut jouer sur la précision de l'information apportée, notamment entre le système de lunettes avec horizon artificiel et les deux autres systèmes. Pour les lunettes, l'horizon repose sur un liquide dont le mouvement inertiel peut générer des oscillations imprécises (délai de réponse lié à l'inertie pure et effet de « rebond » ou *sloshing*), introduisant une variabilité dans la précision du signal perçu, plus particulièrement en cas de mouvement de tête rapide (ce qui est tout de même peu le cas dans notre étude). En comparaison, les bandes lumineuses et la ceinture tactile traduisent directement

les données mesurées (accéléromètres, gyroscopes) en signaux lumineux ou tactiles, permettant un retour plus rapide et fidèle. De plus, le positionnement des anneaux sur les lunettes n'est pas individualisé, ce qui peut faire varier la localisation et l'accessibilité de l'information fournie en fonction de la morphologie du visage des participants. Il serait par exemple intéressant de réfléchir à un système avec anneaux réglables ou à différentes tailles de lunettes.

Sur le plan cognitif, la perception de l'information peut également différer et donc jouer sur la capacité de l'individu à utiliser ces informations. Le traitement de l'information apportée par l'horizon artificiel des lunettes est intuitif car lié aux mouvements directs de la tête, ce qui simplifie la perception des informations. Chacun des 2 anneaux par plan des lunettes apporte un horizon artificiel, ainsi, quelle que soit l'orientation du regard, au moins un anneau de chaque plan (sagittal et frontal), est dans le champ de vision. La ceinture vibrante apporte également un retour sensoriel relativement simple dans son fonctionnement, qui nécessite uniquement une mise en correspondance de la localisation de la stimulation (autour de la taille) avec le balancement du tronc. A l'inverse, les bandes lumineuses nécessitent l'intégration visuelle d'au moins 3 des quatre sources lumineuses pour reconstituer un plan d'horizon en fonction du niveau d'illumination, ce qui implique probablement un traitement de l'information plus complexe et / ou plus long.

Référentiel des informations fournies

Les trois dispositifs délivrent une information référencée à la verticale terrestre, mais selon des cadres ou un asservissement distinct. Ces dispositifs ont pour objectif de favoriser une meilleure perception de la verticale gravitaire, afin d'aider le sujet à choisir les signaux sensoriels pertinents pour estimer la position corporelle globale et mettre en place une stratégie de stabilisation posturale. Les lunettes sont asservies aux mouvements de la tête, les bandes lumineuses aux mouvements du véhicule (simulateur), et la ceinture tactile aux mouvements du tronc du sujet. Les lunettes avec horizon artificiel constituent le seul système à fournir une information directement liée à l'orientation de la tête, ce qui les rend directement (ou plus facilement) cohérent avec les informations sensorielles perçues par la tête et notamment avec les signaux vestibulaires. À l'inverse, les bandes lumineuses et le feedback tactile apportent des indices directionnels externes (véhicule ou tronc) qui nécessitent probablement un traitement de l'information brute perçue plus complexe.

Selon cette hypothèse, il est probable que plus un système demande un traitement complexe, plus son efficacité sera dépendante d'une période d'adaptation aux signaux. Ainsi,

les lunettes, dont le fonctionnement repose sur une information directement cohérente avec l'orientation de la tête et qui demandent donc probablement moins de traitement 'cognitif', pourraient être tout aussi efficaces lors d'une utilisation immédiate qu'après apprentissage. En revanche, l'effet bénéfique des bandes lumineuses et du feedback tactile serait probablement plus important après une phase de familiarisation permettant à l'utilisateur de mieux interpréter les signaux et les intégrer dans sa perception corporelle et son modèle interne du mouvement. Le traitement de ces nouvelles informations sensorielles nécessite probablement un temps d'adaptation pour que le SNC puisse les exploiter de manière plus efficace.

Dans de futures recherches, il serait intéressant de tester cette hypothèse à travers une tâche de verticale subjective (ex : alignement de la tête ou d'une barre avec la verticale perçue) réalisée lors d'une exposition à des mouvements sur plateforme dynamique avec les différents feedbacks sensoriels, afin de déterminer celui qui permet la meilleure estimation de la verticalité. D'abord réalisée lors d'une première session sans familiarisation, puis après une phase de familiarisation (voir plusieurs sessions répétées), cela permettra de comparer l'efficacité immédiate des dispositifs à leur efficacité après entraînement, et ainsi d'estimer si un temps d'adaptation est bénéfique.

Tableau 4.1. Résumé des principales différences entre les feedbacks testés dans cette thèse.

	Lunettes	**Ceinture**	**Bandes lumineuses**
Modalité sensorielle	Visuelle	Tactile	Visuelle
Référentiel	Mouvements de la tête	Mouvements du tronc	Mouvements du véhicule
Perception et traitement	Simple	Simple	Complexe
Intégration dans le modèle de mouvement	Simple	Complexe	Complexe
Précision de l'information	Moyenne	Bonne	Bonne
Axe de mouvement transmis	Roulis et tangage	Roulis, tangage et soulèvement	Roulis et tangage
Facilité d'intégration d'autres axes	Nécessite un nouveau produit	Facile	Facile
Portabilité	Oui	Oui	Non
Impact sur l'individu	Réduction du champ de vision	Non	Non
Utilisation collective	Non	Non	Oui
Type de déplacements les plus appropriés	Loisirs / personnel	Tout type	Plutôt professionnel *(espaces confinés et sans visibilité extérieure)*

4.1.2. Effet de de la combinaison de stratégies

Dans ce manuscrit, la combinaison de deux approches combinant un horizon artificiel visuel avec une réduction partielle du champ de vision ou l'apport d'informations tactile sur le balancement du haut du corps, n'a pas permis de mettre en évidence d'effet bénéfique instantané supplémentaire sur la réduction du MS (par rapport à l'utilisation indépendante de chacun de ces dispositifs). Cette absence d'effet cumulatif instantané contraste avec les résultats positifs obtenus individuellement pour chacun des systèmes testés.

Concernant l'absence d'effet combiné de stratégie impactant une modalité sensorielle, nous avions initialement formulé l'hypothèse qu'une combinaison de dispositifs au sein d'une même modalité sensorielle (ici la modalité visuelle) pouvait induire un effet plafond, limitant tout bénéfice additionnel instantané. Cette hypothèse nous avait conduits à privilégier une approche multimodale (visuelle et tactile) supposée permettre une complémentarité des informations de mouvements via des canaux sensoriels différents, et donc un renforcement des bénéfices. Toutefois, l'absence d'effet instantané observée avec la combinaison visuo-tactile n'est pas en faveur de cette hypothèse.

Une première explication possible réside dans le mécanisme d'action commun aux différents systèmes. Bien qu'utilisant des modalités différentes, les dispositifs testés visent tous à réduire les conflits sensoriels et favoriser une repondération adéquate en fonction du contexte. Or, le MS étant un phénomène multifactoriel, agir uniquement sur la réduction du conflit sensoriel pourrait ne pas suffire à obtenir un effet cumulatif. Il est ainsi probable que pour observer un bénéfice additionnel, il faille cibler d'autres mécanismes, tels que l'instabilité posturale ou la réduction des mouvements oculaires, deux voies très probablement impliquées dans la genèse des symptômes (Flanagan *et al.*, 2004).

Par ailleurs, l'absence d'effet combiné, notamment dans la condition multisensorielle, pourrait aussi s'expliquer par l'absence de familiarisation préalable avec les dispositifs. L'ajout d'un second feedback, même par une modalité différente, complexifie le traitement sensoriel et nécessite probablement davantage de temps pour que le SNC puisse intégrer efficacement l'ensemble des informations et ajuster le poids accordé aux différentes informations sensorielles. Dans notre protocole, les sujets n'ont pas bénéficié de phase d'adaptation, ce qui a pu limiter leur capacité à exploiter les signaux additionnels.

Les études antérieures qui ont observé des effets combinés ont souvent utilisé des techniques de perturbation sensorielle marquée, telles que la stimulation vestibulaire galvanique ou les vibrations aléatoires de la tête, visant à 'supprimer' les informations venant d'une

modalité sensorielle (vestibulaires dans les exemples cités). Ces perturbations intenses produisant un signal très différent des conditions normales, le SNC peut rapidement / plus facilement 'identifier' le problème et 'choisir' de les ignorer pour la modulation de son modèle de mouvement perçu. Il est probablement plus facile / rapide de ne pas prendre en compte une information fortement dégradée, comparé à une information lisible mais non cohérente avec les autres, sans savoir a priori laquelle est dégradée. Dans notre cas, nous avons testé l'ajout d'informations supplémentaires combinées à traiter, sans perturber totalement le signal d'origine, ce qui impose au SNC une tâche plus complexe de réajustement des poids sensoriels pour mettre à jour le modèle de mouvement. Cette tâche demande probablement plus de temps que les 20 min d'exposition dans notre étude, période pendant laquelle le sujet avait déjà pour consigne de suivre un documentaire.

Le phénomène bien connu d'habituation des sujets lors d'une exposition répétée à des mouvements provoquant le MS est un exemple du temps nécessaire aux sujets pour modifier de manière forcée leur pondération sensorielle. Plusieurs études ont montré que l'exposition répétée des individus à une configuration particulière de mouvement permettait d'observer une réduction significative des symptômes du MS avec le temps et que cette disparition des symptômes était associée à une adaptation des poids alloués à chaque modalité sensorielle dans le maintien de la posture (Nachum *et al*., 2004; Reed-Jones *et al*., 2008; Shahal *et al.*, 1999; Tal *et al.*, 2010). Lors d'une exposition à un déplacement en bateau, les individus présentaient une dépendance accrue aux indices somatosensoriels et des performances de maintien postural plus faibles dans les conditions sollicitant davantage un traitement vestibulaire. Cet effet d'habituation aux mouvements est généralement observé après plusieurs séances d'exposition réparties sur plusieurs semaines (Howarth & Hodder, 2008; Wood *et al.*, 1994; Besnard, 2021). Une étude de Dida *et al.* (2021) a également montré que, face à une perturbation sensorielle, les individus sensibles au MS présentaient une instabilité posturale plus importante, mais parvenaient à rétablir leur stabilité plus rapidement que les sujets non sensibles, mettant ainsi en avant deux points clés :

1. Les sujets ayant repondéré leurs entrées sensorielles pendant la perturbation ont mis plus de temps à réajuster leur équilibre une fois la perturbation levée.
2. Les sujets sensibles au MS présentaient un déficit de repondération sensorielle, les rendant moins aptes à s'adapter efficacement aux perturbations.

Ces résultats confirment que les sujets sensibles au MS présentent des difficultés à adapter le poids des différentes informations sensorielles dans leur modèle de perception du

mouvement, et que 20 min n'est probablement pas suffisant pour que les sujets utilisent de manière optimale les informations qui leur sont fournies par les feedbacks pour repondérer leurs signaux sensoriels et adapter leurs réponses motrices. Cela pourrait expliquer, au moins pour partie, l'absence d'effet combiné immédiat dans nos deux études.

4.1.3. Conflit sensoriel, repondération sensorielle et instabilité posturale : un enchaînement causal ?

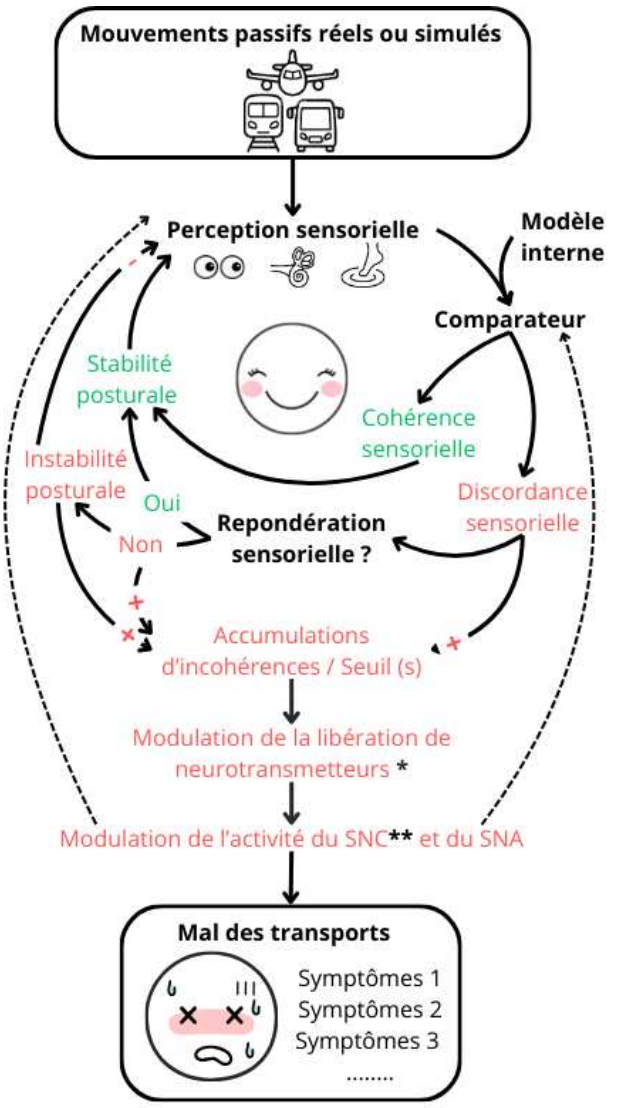
Les principaux mécanismes impliqués dans le MS semblent ainsi être : (1) le conflit sensoriel, (2) la repondération sensorielle, (3) l'instabilité posturale, mais la question reste de savoir l'ordre de ces étapes à l'origine du 'déraillement' du système nerveux végétatif et du développement des symptômes.

Il semble que la discordance sensorielle précède logiquement la repondération, sans quoi celle-ci n'est pas nécessaire. Ainsi, l'exposition d'un individu à un mouvement passif provoque une discordance sensorielle (inter-, intra modale et entre les modèles de mouvement) comme décrit par Reason & Brand, (1975) (*cf. 1.4.3*). Cette discordance conduit probablement à une tentative de repondération sensorielle visant à résoudre ces conflits. Si cette tentative échoue, elle peut alors s'accompagner d'une perte de stabilité posturale, conséquence de l'échec du processus d'ajustement. Comme l'ont proposé Reason et Brand (1975), ces incohérences induites par une discordance sensorielle, une repondération sensorielle inefficace et une instabilité posturale, s'accumuleraient jusqu'à atteindre un certain seuil provoquant le déclenchement des symptômes *(Fig.4.1)*. Le franchissement de ce seuil engendreraient une augmentation de la libération d'histamine et d'acétylcholine, deux neurotransmetteurs impliqués respectivement dans l'activation des centres émétiques[4] au niveau du tronc cérébral (provoquant les symptômes de nausées et de vomissements) et dans la modulation des circuits cholinergiques centraux. L'activation des centres émétiques entraîne une modulation de l'activité du système nerveux autonome (parasympathique via le nerf vague : hypersalivation, sécrétion gastrique, etc., et sympathique : sudation, pâleur, tachycardie, etc.). Par ailleurs, certaines hypothèses (Takeda *et al.*, 2001) suggèrent que l'augmentation de l'activité cholinergique au niveau de l'hippocampe (structures impliquées dans la mémoire, le traitement des informations sensorielles et l'orientation spatiale) pourrait favoriser la comparaison des

[4] Réseau de noyaux dans le tronc cérébral qui contrôlent le réflexe de vomissement intégrant des signaux vestibulaires, visuels, viscéraux et chimiques.

informations sensorielles de mouvement à la mémoire sensorielle stockée augmentant les conflits entre ces deux modèles, en accord avec la théorie de l'inadéquation neuronale.

Ce cercle vicieux, dans lequel l'instabilité posturale influence négativement la perception sensorielle et renforce les discordances perceptives, pourrait expliquer la persistance et l'aggravation des symptômes au cours de l'exposition aux mouvements. La capacité d'un individu à repondérer efficacement ses entrées sensorielles, en fonction de l'environnement participerait ainsi à sa vulnérabilité au MS, en supprimant les conflits perceptifs et permettant la sélection d'une réponse motrice appropriée pour maintenir l'équilibre dans cet environnement. Cette capacité de repondération dépend probablement de facteurs individuels, tels que le type de pratique physique, les expériences motrices et sensorielles passées, et les stratégies d'apprentissage sensoriel.



* Notamment une augmentation d'histamine (d'ou l'effet des médicaments anti-histaminique) et d'acétylcholine (d'où l'effet des médicaments anti-muscarinique)
** Notamment une activation des centres émétiques et des régions hippocampiques

Figure 4.1 : Approche macroscopique des mécanismes impliqués dans le mal des transports.

Les mouvements réels ou simulés, sont perçus via les différents canaux sensoriels. Lorsque les informations sensorielles sont cohérentes, la stabilité posturale est préservée, n'induisant pas de symptômes. En revanche, lorsque les informations sensorielles sont discordantes, les mécanismes de repondérations sensorielles sont nécessaires pour ajuster les poids apportés aux différentes informations dans la formation du modèle de mouvement perçu. Lorsque ce processus échoue, cela engendre une instabilité posturale. Ces trois phénomènes engendrent une accumulation d'incohérences qui au-delà d'un certain seuil, induisent une augmentation de la libération de neurotransmetteurs (notamment histamine et acétylcholine) modifiant l'activité du système nerveux végétatif et de différentes structures cérébrales, conduisant à des symptômes du MS.
SNC : Système Nerveux Centrale ; SNA : Système Nerveux Autonome.

Dans cette optique, deux pistes expérimentales complémentaires se dessinent :

1. **Évaluer l'efficacité d'un feedback tactile sur la repondération sensorielle 'réflexe'** (indépendante du contrôle volontaire de l'individu), en exposant des sujets à des perturbations sensorielles, par exemple sur une plateforme dynamique, avec et sans feedback tactile, afin d'évaluer si le dispositif favorise une adaptation posturale plus rapide aux perturbations de l'environnement.
2. **Développer un entraînement ciblé sur la repondération sensorielle** pour favoriser une implication consciente du sujet dans ce mécanisme. Le sujet serait, par exemple, placé dans différentes situations de perturbation sensorielle (yeux fermés, tapis instable, etc.), et invité à se concentrer successivement sur les différentes modalités sensorielles (ex. : sensations tactiles, proprioception, vision) pour maintenir son équilibre. L'objectif serait de favoriser la flexibilité sensorielle et l'apprentissage conscient de la repondération, en encourageant le sujet à switcher d'une information sensorielle à une autre. Une fois cet apprentissage réalisé, l'individu serait placé en contexte de navigation simulée pour évaluer l'efficacité des stratégies mises en place. Ces approches pourraient ouvrir la voie à des interventions personnalisées, visant à renforcer la tolérance au MS par l'entrainement sensorielle et l'optimisation de l'usage des dispositifs de feedback.

4.1.4. Multifactorialité et variabilité dans la réponse au mal des transports

Le MS, particulièrement en milieu maritime, est décrit depuis l'Antiquité. Pourtant, malgré des siècles de recherche, aucune solution universelle et totalement efficace n'a été développée. Cette absence de solution universelle s'explique probablement par la nature multifactorielle du MS et par une forte variabilité interindividuelle. Historiquement, la recherche s'est souvent focalisée sur une cause unique, privilégiant l'une des théories explicatives existantes et interprétant les résultats uniquement à cette lumière. Or, il nous semble fortement probable que plusieurs mécanismes concourent simultanément ou en parallèle au MS avec des contributions différentes selon les sujets.

Les résultats de cette thèse contribuent à mettre en avant cette multifactorialité. En effet, malgré les différences entre les systèmes testés, chaque dispositif a montré un effet bénéfique immédiat sur la réduction des symptômes, mais aucun des systèmes n'a supprimé totalement le MS. De plus, nos travaux sur la sensibilité au MS chez les sujets aveugles montrent que, malgré

une sensibilité nettement inférieure à celle des sujets voyants ou malvoyants, celle-ci n'est pas nulle. Cela suggère que le MS ne peut être réduit à un simple problème de conflit sensoriel, notamment de conflit visuo-vestibulaire, et implique d'autres mécanismes. Comme l'ont avancé Flanagan *et al.* (2004), bien que le conflit sensoriel semble être le facteur principal du MS, d'autres mécanismes comme l'absence de stratégie de maintien postural adéquate dans l'environnement en mouvement concerné (Riccio & Stoffregen, 1991) et des mouvements oculaires intenses venant stimuler le système vestibulaire et le système nerveux autonome (Ebenholtz, 1992), peuvent aussi aggraver les symptômes.

En plus de ces mécanismes, Golding & Gresty (2016) ont montré qu'autour de 0,2-0,3 Hz, les limites biodynamiques du corps induisaient une zone d'ambiguïté motrice. À ces fréquences, les réponses posturales deviennent incohérentes, combinant inclinaisons du corps selon le vecteur gravito-inertiel et mouvements de latéropulsions. C'est à ces mêmes fréquences qu'une ambiguïté perceptive du système vestibulaire otolithique avait également été décrite entre les mouvements d'inclinaison et de translation de la tête *(cf. 1.3.1.3).* Les auteurs ont ainsi proposé que dans un contexte de mouvement passif (ex : bateau), le cerveau s'appuierait également sur des attentes motrices issues de mouvements auto-initiés pour la perception de l'accélération. Une accélération prolongée serait perçue comme une inclinaison, tandis qu'une accélération rapide et fluctuante serait perçue comme une translation. Autour de 0,2 Hz, ce flou dans l'interprétation des signaux entraverait la coordination corporelle, rendant difficile la sélection d'une réponse motrice optimisée. Ainsi, cette zone d'ambiguïté représenterait un facteur déclencheur du MS, mettant en jeu à la fois des contraintes perceptives *(cf. 1.3.1.3)* et motrices.

Cette hypothèse permet de faire le lien entre une intégration sensorielle perturbée (Reason & Brand, 1975) et une incapacité à fournir une réponse motrice optimisée pour coordonner efficacement les mouvements dans un environnement instable (Riccio & Stoffregen, 1991), proposant ainsi un point de rencontre entre la théorie des conflits sensoriels et celle de l'instabilité posturale. Ces différents mécanismes généreraient une accumulation d'incohérences qui, après franchissement d'un certain seuil, pourrait être à l'origine des symptômes *(Fig. 4.2).* Le lien entre cette accumulation d'incohérences et le déclenchement des symptômes peut être trouvé dans la théorie des réflexes nauséeux décrite par Treisman, (1977).

Ainsi, le MS ne semble pas pouvoir être réduit à un mécanisme unique mais plutôt émerger de l'interaction entre des contraintes perceptives et motrices face à des situations de mouvements inhabituelles. Les différentes théories doivent probablement être davantage considérées comme contribuant en parallèle au MS et une approche intégrative et

multidimensionnelle apparaît indispensable pour mieux comprendre et prévenir le MS *(Fig. 4.2)*.

Il est possible que l'importance relative de chaque mécanisme dans la genèse du MS varie selon les individus et leur vécu sensorimoteur. Cela expliquerait une part de la variabilité dans les réponses observées dans nos études, même lorsque la taille des échantillons est augmentée (étude 5). On retrouve également cette variabilité lors des retours utilisateurs concernant les lunettes en conditions réelles *(cf. 3.3.7)*. Certains participants ont déclaré une disparition totale des symptômes, d'autres une amélioration partielle, et d'autres encore un retardement de leur apparition. Cette variabilité complexifie la mise en évidence expérimentale d'effets significatifs et plaide en faveur du développement de modèles de classification intégrant un large éventail de paramètres individuels, plutôt que des comparaisons unidimensionnelles.

À la variabilité interindividuelle bien documentée *(cf. 1.2.1)*, s'ajoutent des facteurs intra-individuels, tels que le stress, la fatigue, le sommeil, l'alimentation ou les attentes (Lackner 2014 ; Lindseth & Lindseth, 1995; Koch *et al.*, 1990; Pot-Kolder *et al.*, 2018), qui peuvent moduler la réponse d'un même sujet, d'une session à l'autre, ou d'un environnement à un autre, influençant à la fois les perceptions subjectives et les mesures physiologiques. Les influences des processus émotionnels et cognitifs sur la genèse du MS ont rarement été étudiés, pourtant ceux-ci peuvent jouer sur l'intensité des symptômes ressentis. Par exemple, Mittelsteadt *et al.* (2019) ont montré que la catastrophisation[5] de la douleur était positivement corrélée aux antécédents du MS et au VIMS. À notre connaissance, la constance des réactions d'un individu (natures, intensités, temporalité des symptômes) dans différents environnements cinétogènes reste très peu étudiée. Une évaluation croisée dans plusieurs contextes (simulateur de conduite, véhicule réel, environnement maritime, simulateur de navigation, etc.), avec des paramètres de mouvement proches, permettrait de clarifier la robustesse des réponses d'un individu en inter- et intra-environnements. À notre connaissance toujours, seule une étude a comparé directement les symptômes du MS induit dans un simulateur de conduite fixe et une voiture réelle, montrant une réponse similaire bien que plus intense en condition réelle (Talsma *et al.*, 2023).

[5] Biais cognitif qui consiste à amplifier de manière exagéré la gravité d'une situation ou d'un ressenti. Dans le domaine de la douleur, cela correspond à une tendance à anticiper le pire, surestimer l'intensité ou les conséquences négatives.

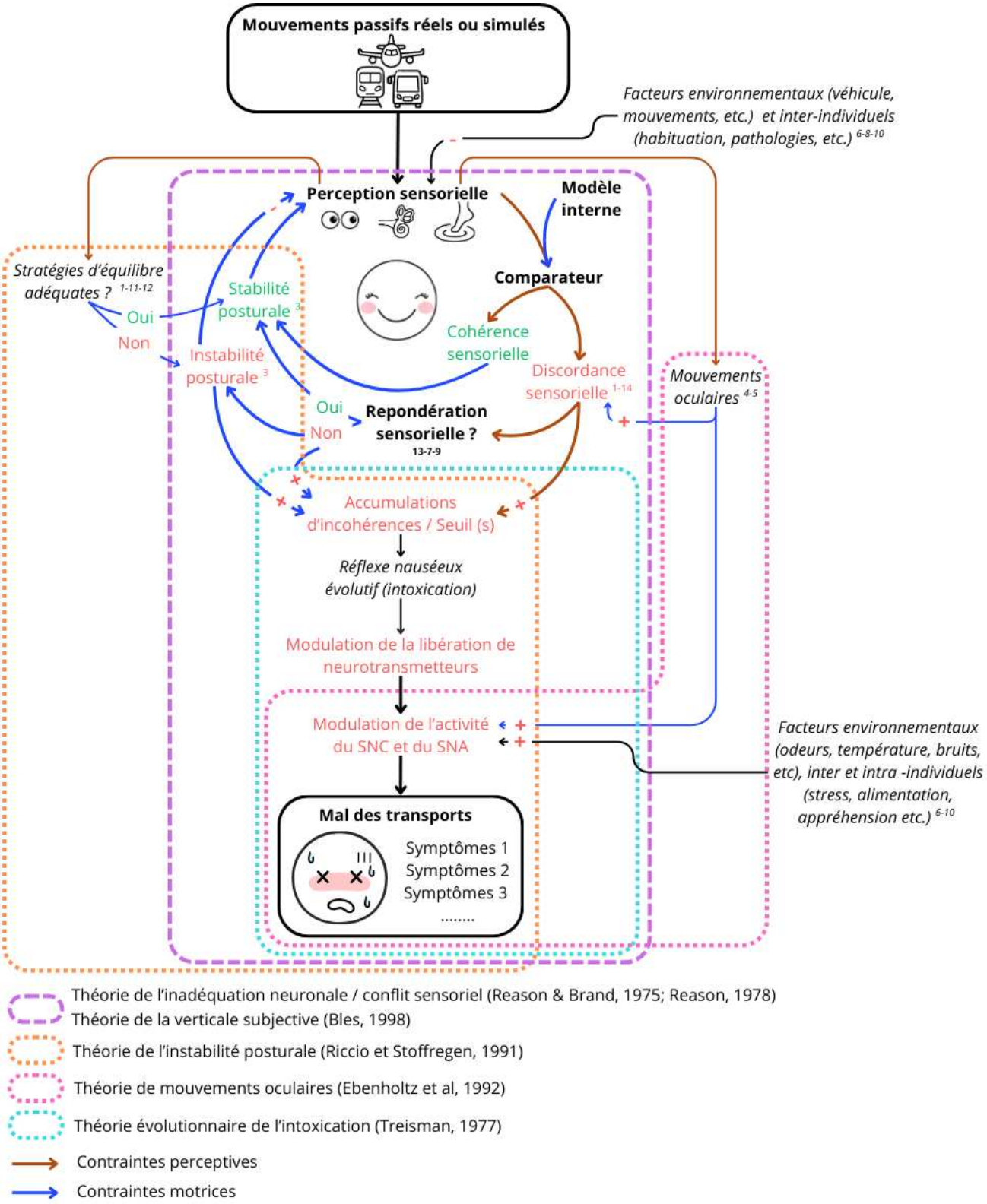

Mouvements passifs réels ou simulés
Facteurs environnementaux (véhicule, mouvements, etc.) et inter-individuels (habituation, pathologies, etc.) 6-8-10
Perception sensorielle
Modèle interne
Comparateur
Stratégies d'équilibre adéquates ? 1-11-12
Oui
Non
Stabilité posturale 3
Instabilité posturale 3
Cohérence sensorielle
Discordance sensorielle 1-14
Mouvements oculaires 4-5
Oui
Non
Repondération sensorielle ?
13-7-9
Accumulations d'incohérences / Seuil (s)
Réflexe nauséeux évolutif (intoxication)
Modulation de la libération de neurotransmetteurs
Modulation de l'activité du SNC et du SNA
Facteurs environnementaux (odeurs, température, bruits, etc), inter et intra -individuels (stress, alimentation, appréhension etc.) 6-10
Mal des transports
Symptômes 1
Symptômes 2
Symptômes 3
.....
Théorie de l'inadéquation neuronale / conflit sensoriel (Reason & Brand, 1975; Reason, 1978)
Théorie de la verticale subjective (Bles, 1998)
Théorie de l'instabilité posturale (Riccio et Stoffregen, 1991)
Théorie de mouvements oculaires (Ebenholtz et al, 1992)
Théorie évolutionnaire de l'intoxication (Treisman, 1977)
Contraintes perceptives
Contraintes motrices

Figure 4.2 : Modèle intégratif des mécanismes impliqués dans le mal des transports, mettant en évidence la part des différentes théories explicatives du MS.

Le processus de perception sensorielle et l'activité du SNA peuvent être modulés par des facteurs environnementaux, et inter-/intra individuels. L'absence d'une stratégie de maintien postural adéquate à l'environnement et une repondération sensorielle inefficace conduit à une instabilité posturale. Cette instabilité, couplée à la discordance sensorielle, entraîne une accumulation d'incohérences, qui au-delà d'un certain seuil, provoque une modulation de l'activité du système nerveux et le déclenchement des symptômes. Des mouvements oculaires intenses peuvent également contribuer à la discordance sensorielle et à influencer l'activité du SNA. Ce modèle intégratif regroupe les mécanismes décrits dans les principales théories du MS (théorie évolutionnaire de l'intoxication, du conflit sensoriel, de l'instabilité posturale et des mouvements oculaires). En italique figurent les mécanismes et facteurs susceptibles d'influencer la sensibilité au MS, en complément de ceux décrits dans la théorie des conflits. SNC : Système Nerveux Central ; SNA ; Système Nerveux Autonome Les chiffres indiqués dans l'image renvoient aux références suivantes : 1 : Bonnet et al., 2006 ; 2 : Bos et al., 2005 ; 3 : Dida et al., 2021 ; 4 : Flanagan et al., 2002 ; 5 : Krueger et al., 2017 ; 6 : Mittelstaedt, 2020 ; 7 : Nachum et al., 2004 ; 8 : O'Hanlon et McCauley, 1974 ; 9 : Reed-Jones et al., 2008 ; 10 : Schmidt et al., 2020 ; 11 : Smart et al., 2002 ; 12 : Stoffregen et al., 2000 ; 13 : Tal et al., 2010 ; 14 : Turner et Griffin, 1999.

Cette complexité multifactorielle explique probablement la variabilité des résultats concernant les marqueurs physiologiques du MS, tant dans nos résultats, comme dans la littérature. En effet, dans cette thèse, nous avons agi sur la boucle principale : « perception sensorielle → discordance », mais d'autres facteurs peuvent influencer la régulation autonome et limiter l'effet observé au niveau physiologique lorsqu'un seul paramètre est ciblé *(Fig. 4.2)*. Les conditions expérimentales doivent tendre à contrôler le plus possible ces différents paramètres sans que cela ne soit toujours complètement possible. Cette hypothèse éclaire également l'efficacité des traitements médicamenteux restant, à ce jour, les plus efficaces (si l'on met de côté leurs effets secondaires souvent non négligeables), car ils agissent directement sur la régulation autonome et l'activation des centres émétiques (partie basse du schéma, *Fig. 4.2*). Plus l'intervention se situe en amont dans la chaîne causale, plus elle est susceptible d'être modulée par d'autres facteurs, entraînant une efficacité moindre *(Fig. 4.2)*.

Ainsi, face à ces multiples facteurs, plutôt que de rechercher un dispositif unique capable d'agir simultanément sur tous les mécanismes (objectif probablement irréaliste), une approche personnalisée pourrait être plus pertinente. Elle consisterait à établir le profil de sensibilité de chaque individu, à identifier les mécanismes les plus déterminants pour lui, et à lui proposer des contre-mesures ciblées (individualisées).

4.1.5. Effet placebo : une influence potentielle à considérer

Malgré les éléments présentés précédemment, il n'est pas possible d'exclure l'influence d'un effet placebo des différents systèmes testés sur la réduction des symptômes du MS. Plusieurs études ont en effet montré que des sujets recevant un placebo (faux point d'acupuncture, (Müller *et al.*, 2016) ; suggestions verbales (Levine *et al.*, 2006) ; faux

traitement (Horing *et al.*, 2013; Quinn & Colagiuri, 2016), etc.) rapportent une amélioration significative de leurs symptômes par rapport à un groupe contrôle sans intervention.

Dans notre étude, plusieurs facteurs contextuels pourraient avoir amplifié un effet placebo potentiel, comme :

- la mise en situation expérimentale visant explicitement à tester l'efficacité d'un système contre le MS,
- l'attente positive de soulagement des symptômes de la part des participants,
- le caractère technologique ou impressionnant des dispositifs.

La simple présence visible d'un système peut probablement générer un effet de réassurance, susceptible de diminuer l'anxiété anticipatoire, et donc jouer sur la probabilité de développer des symptômes de MS (Koch *et al.*, 1990; Pot-Kolder *et al.*, 2018).

Cependant, il demeure difficile de dissocier un véritable effet des systèmes sur les mécanismes du MS d'un effet placebo, surtout lorsque celui-ci est porté ou visible par le sujet. Par exemple, bien que des suggestions verbales neutres aient été utilisées uniformément dans toutes les conditions, et que des systèmes inactifs aient été portés dans la condition contrôle (ex. ceinture éteinte), certains participants ont spontanément exprimé leur surprise face à l'absence de stimulation tactile perçue ce jour-là, suggérant une attente d'activation du système. Dans cette optique, l'évaluation préalable du niveau d'attente des participants, notamment vis-à-vis de la survenue de nausées dans chaque condition expérimentale, pourrait fournir des indices supplémentaires quant à l'existence et à l'amplitude d'un effet placebo. Une telle mesure permettrait de mieux contrôler cet effet et d'en apprécier l'influence relative par rapport aux effets réels des dispositifs sur les mécanismes du MS.

4.2. Principales limites méthodologiques communes aux études

L'ensemble des études a été mené dans un simulateur de navigation fermé, offrant un environnement visuel et sonore contrôlé et des mouvements reproductibles selon un axe principal prédéfini. Si cette configuration permet une standardisation expérimentale et un meilleur contrôle des variables, elle limite la représentativité écologique des conditions testées (même si elle demeure supérieure à la majorité des conditions expérimentales de laboratoire présentes dans la littérature, notamment dans les simulateurs à base fixe). En mer réelle, les oscillations sont relativement aléatoires en fréquence et en amplitude, et les mouvements s'effectuent souvent dans plusieurs axes (roulis, lacet, tangage *cf Fig. I.1*). De plus, les

passagers ne restent généralement pas immobiles (ex : interagissent avec leur environnement, bougent la tête, etc.). Des études comparant la réponse d'un même sujet en navigation réelle et dans notre simulateur reproduisant les oscillations enregistrées in situ permettraient d'évaluer la validité externe du simulateur et d'identifier les mécanismes physiologiques et perceptifs communs ou spécifiques. Cela aiderait aussi à améliorer le réalisme des simulateurs, notamment via l'introduction de mouvements aléatoires multi-axes.

La sélection des participants reposait sur le MSSQ, largement utilisé pour estimer la sensibilité au MS. Bien que validé, cet outil présente des limites qui peuvent avoir affecté la précision de la sélection des sujets, et donc les réponses observées. Des sujets à faible score peuvent présenter un MS sévère, principalement parce que leur score global est sous-estimé par la structure du questionnaire (composé des expériences de MS pendant l'enfance (avant 12 ans) et au cours de la dernière décennie). Un manque d'exposition aux différents modes de transports dans l'enfance peut ainsi réduire artificiellement le score global. De plus, le MSSQ n'est pas spécifique au mal de mer et les réponses peuvent varier selon l'interprétation subjective des catégories (notamment « rarement » *vs* « parfois ») introduisant une variabilité dans l'auto-évaluation des participants. Enfin, il ne prend pas en compte le rapport entre le nombre d'expositions et d'épisodes de MS, ce qui peut biaiser l'estimation. Ainsi, au regard de l'expérience acquise, il nous semble que l'utilisation future serait plus appropriée si elle était associée à une modification de la manière d'utiliser l'outil. Il faudrait, par exemple, intégrer des critères supplémentaires, comme un seuil minimal pour la partie adulte ou un poids plus important accordé aux expositions dans le mode de transport utilisé expérimentalement (maritimes dans notre cas) tout en tenant compte de la fréquence d'exposition des participants.

Les résultats principaux reposent sur des données subjectives autodéclarées, issues de questionnaires validés, mais sensibles à la variabilité inter- et intra-individuelle. Des incohérences peuvent, par exemple, être observées entre les scores et les déclarations orales des participants. Parfois, des participants évaluaient certains symptômes plus intensément lors d'une session, tout en déclarant oralement s'être sentis mieux que lors de la session précédente, reflétant l'influence de facteurs tels que l'état émotionnel, la fatigue, le stress ou l'habitude des sujets à être exposés à des situations de mal-être. Cette variabilité complique aussi l'interprétation des données physiologiques, qui peuvent parfois ne pas être synchronisées avec les symptômes déclarés. Dans la littérature, cette hétérogénéité est accentuée par l'absence de protocole standardisé : les types de mouvements, durées d'exposition, critères d'arrêt,

questionnaires et méthodes de mesures varient considérablement d'une étude à l'autre. En plus des multiples questionnaires existants pour évaluer les symptômes et des différentes variables physiologiques mesurables, celles-ci diffèrent également au sein d'une même mesure concernant la technique utilisée (ex : pour la température centrale : thermomètre rectal, (Nobel *et al.*, 2012), infrarouge tympanique (Pham Xuan *et al.*, 2021) ou infrarouge frontal (de Thierry de Faletans, *et al.*, 2024a)), ainsi que la position des capteurs (ex : pour la température cutanée : paume de la main (Bertin *et al.*, 2005), doigt (Sjörs *et al.*, 2010), front (Bando *et al.*, 2021), poignet (Smyth *et al.*, 2021), bras et cuisse (Nobel *et al.*, 2012), visage entier (Keshavarz *et al.*, 2022)). Ces variations influencent la sensibilité de la mesure et la sensibilité de celles-ci aux perturbations (température ambiante, vitesse du vent, mouvements, etc ; Chen *et al*., 2020; Ioannou *et al.*, 2014; Lee *et al.*, 2019; MacRae *et al.*, 2018). Ces différences entre les études influencent les résultats et limitent la comparabilité des études. L'élaboration d'un protocole standardisé, couvrant notamment la sélection des participants, les conditions de simulation et les méthodes de mesure, améliorerait la reproductibilité et faciliterait le développement de solutions efficaces.

Enfin, la taille des échantillons, notamment dans les études 3 et 4, constitue une limite. De relativement petits effectifs réduisent la sensibilité statistique et la capacité à détecter des effets subtils, surtout dans le cas de l'étude d'un phénomène avec une variabilité inter et intra sujet non négligeable. Toutefois, la taille de nos échantillons est comparable à celle généralement rapportée dans des études similaires sur l'évaluation de systèmes dans le cadre du MS, par exemple, Matviienko *et al.*, (2022) : n = 18 ; Karjanto *et al.*, (2021) : n = 18 ; Feenstra *et al.*, (2011) : n = 11 ; Bos, (2015) : n = 16 ; Diels *et al.*, (2023) : n = 16 ; Meschtscherjakov *et al.*, (2019) : n = 10. Cette contrainte est fréquente, en raison de la nature inconfortable et exigeante des protocoles qui peuvent décourager la participation ou rendre difficile la réexposition répétée. À l'avenir, l'augmentation des effectifs permettrait cependant d'améliorer la robustesse des analyses et d'explorer plus finement la variabilité interindividuelle, notamment via des modèles de classification avancés.

4.3. Perspectives de recherche complémentaires

Au-delà des améliorations méthodologiques déjà évoquées au cours de la discussion (par exemple l'ajout d'une phase de familiarisation des individus avec les signaux sensoriels apportés par les feedbacks), plusieurs autres pistes méritent d'être explorées afin d'approfondir la compréhension des mécanismes sous-jacents au MS et d'optimiser les stratégies de prévention *(Fig. 4.3)*.

Parmi elles, l'intégration de mesures de la posture, notamment des balancements du tronc et de la tête, permettrait d'évaluer la dynamique d'ajustement du sujet face aux oscillations, avec ou sans feedback sensoriel. L'utilisation d'accéléromètres ou de systèmes de motion capture pourrait objectiver l'instabilité posturale, considérée comme un facteur déterminant du MS selon la théorie du même nom (Riccio & Stoffregen, 1991). La dissociation des mouvements tête-tronc, qui favorise la stabilisation de la tête et du regard à l'horizontale et facilite la prise d'information sur l'environnement (Pozzo *et al.*, 1990 ; 1995), pourrait constituer un indicateur clé de résistance au MS, notamment en raison de l'importance des entrées vestibulaires et visuelles dans ces stratégies de stabilisation de la tête (Pozzo *et al.*, 1991). À l'inverse, une absence de dissociation pourrait traduire un ajustement postural inefficace et une plus grande sensibilité. Mesurer la coordination dynamique entre la tête et le tronc et la stabilité de la tête permettraient de mieux comprendre les stratégies posturales associées à la sensibilité au MS, et pourraient ainsi servir d'indicateurs précoces du MS, en ouvrant éventuellement la voie à des interventions ciblées pour améliorer la stabilité corporelle.

Dans un autre registre, les dispositifs de feedback devraient également être testés dans d'autres contextes de transport (maritime, terrestre, aérien), caractérisés par des profils de mouvement plus complexes et multi-axes (roulis, tangage, lacet). Une telle démarche permettrait de tester la robustesse des effets observés et des mécanismes du MS proposés, ainsi que de distinguer d'éventuels mécanismes 'universels', de ceux spécifiques à un environnement donné. La confirmation d'effets similaires renforcerait l'hypothèse d'une réduction du conflit sensoriel, tandis que des résultats divergents questionneraient la généralisation des mécanismes proposés ou indiquerait que les hypothèses avancées ici seraient incomplètes voire erronées. Tester les dispositifs dans d'autres modes de transport représente une étape clé pour valider leur

efficacité dans des conditions écologiques variées, et consolider les fondements théoriques qui sous-tendent leur mode d'action.

Jusqu'à présent, les dispositifs ont été évalués dans un contexte simple, sans tâche cognitive concurrente exigeante (autre que la visualisation d'une vidéo). Or, dans des environnements opérationnels ou multitâches, les individus doivent maintenir leurs performances dans un environnement stimulant les fonctions cognitives, voire motrices, malgré les perturbations du MS. L'ajout de tâches cognitives exigeantes permettrait d'évaluer si l'efficacité des dispositifs repose, au moins en partie, sur des ressources attentionnelles conscientes ou plutôt sur des mécanismes automatiques ou réflexes. Le maintien de l'efficacité des feedbacks sous forte charge cognitive indiquerait que le traitement des signaux sensoriels est automatisé ou s'intègre dans le traitement réflexe de bas niveau, renforçant ainsi leur pertinence pour des applications dans les domaines militaire, maritime ou aéronautique professionnels.

Toujours dans l'idée de la quantifier l'impact de facteurs cognitifs dans le MS, nous aimerions évaluer l'impact de l'apport d'un contenu pédagogique préalable sur le MS et le fonctionnement des dispositifs avant l'exposition des sujets aux mouvements. Cela pourrait faciliter la compréhension des signaux sensoriels transmis par les dispositifs (ex : correspondance vibrations / verticalité corporelle ou lumière / mouvements du bateau), et améliorer leur intégration dans la perception corporelle, accélérer l'exploitation fonctionnelle des feedbacks et renforcer leur efficacité. Cela pourrait également jouer sur les émotions négatives augmentant l'intensité des symptômes du MS (Mittelstädt *et al.,* 2019). Comparer des conditions avec et sans information préalable permettrait d'évaluer ce potentiel effet modulateur sur l'efficacité du feedback. Plus largement, cela ouvre la voie à des interventions combinées, associant dimensions sensorielles et cognitives pour favoriser une repondération sensorielle plus efficace.

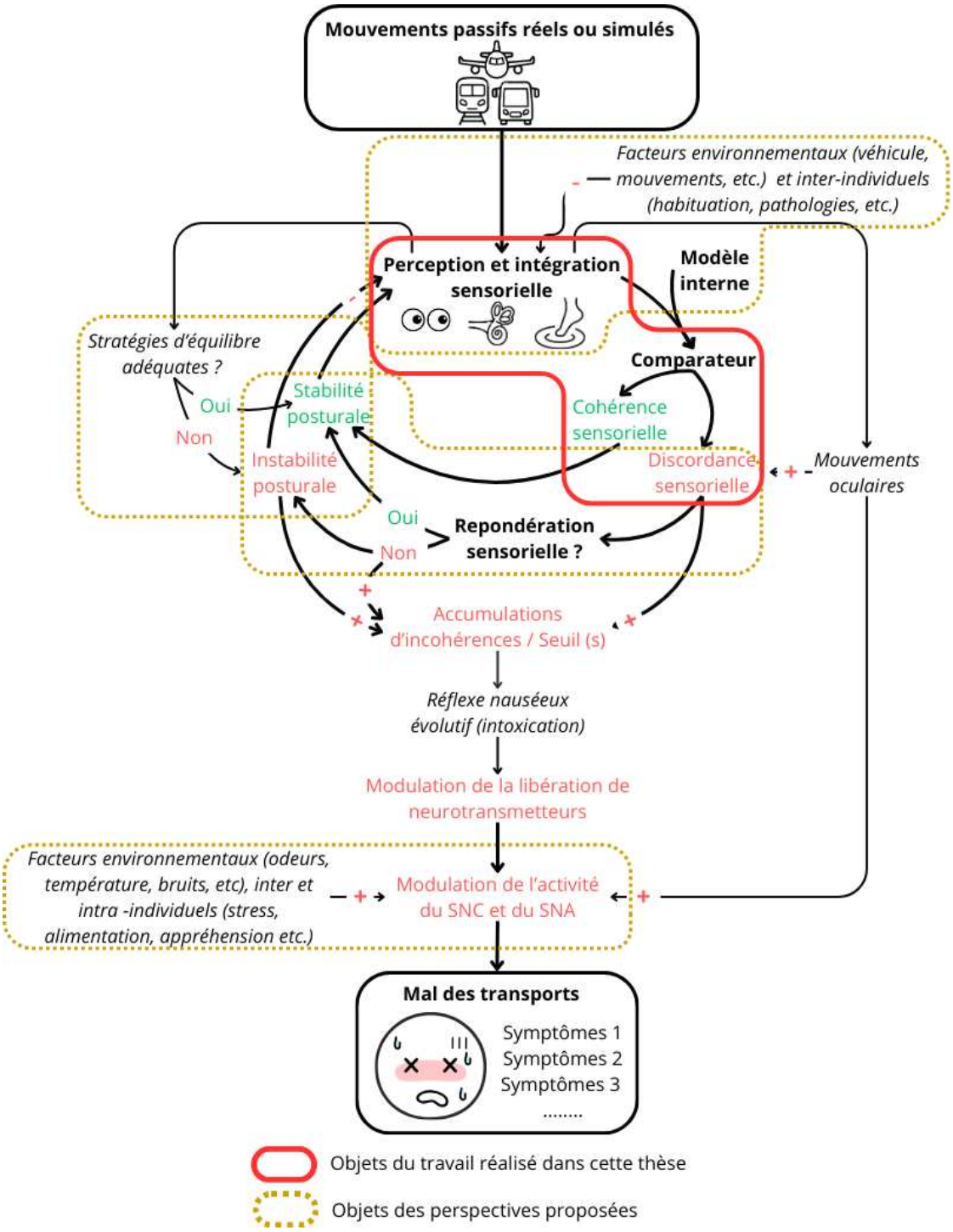


Figure 4.3 : Places des principales perspectives de ce travail au sein du modèle intégratif des mécanismes impliqués dans le mal des transports proposé.

La perception sensorielle lors d'un mouvement passif, réel ou simulé, aboutit soit à une cohérence des signaux et une stabilité, soit à une discordance sensorielle nécessitant une repondération. Lorsque les incohérences s'accumulent au-delà d'un seuil critique, une modification de l'activité du système nerveux végétatif entraîne l'apparition des symptômes du MS. Ce processus est modulé par des facteurs environnementaux, inter- et intra-individuels. Les éléments entourés en rouge plein correspondent à l'objet principal de cette thèse, tandis que ceux en pointillé jaune représentent les principales pistes de recherche et perspectives qui mériteraient d'être explorées. SNC : Système Nerveux Centrale ; SNA : Système Nerveux Autonome.

4.4. Conclusion générale

Les travaux présentés dans cette thèse enrichissent les connaissances sur les mécanismes impliqués dans le MS au travers d'études évaluant l'efficacité de dispositifs de feedback sensoriel pour en atténuer les symptômes. Nos résultats montrent qu'un apport d'informations sensorielles complémentaires, qu'elles soient visuelles ou tactiles, induit un effet bénéfique immédiat sur la réduction des symptômes subjectifs du MS. Bien que l'ampleur de l'efficacité varie selon la modalité et la nature du signal fourni, l'ensemble des dispositifs testés a montré une action positive, confirmant l'intérêt d'explorer ces approches comme alternatives, ou compléments, aux solutions médicamenteuses.

Au-delà de l'effet immédiat, nos résultats tendent à mettre en lumière des limites méthodologiques et des facteurs explicatifs des différences observées entre dispositifs et avec la littérature. Ils suggèrent notamment que l'efficacité d'un système dépend probablement de la précision de celui-ci, de la complexité et du référentiel des informations transmises, ainsi que d'un potentiel besoin de temps pour intégrer correctement ces informations.

Par ailleurs, nos travaux tendent à confirmer que le MS est un phénomène multifactoriel et hautement variable selon les individus. La discordance sensorielle et la capacité de repondération sensorielle semblent jouer un rôle majeur dans sa genèse, mais d'autres mécanismes, tels que l'instabilité posturale, les mouvements oculaires ou des facteurs intra- et interindividuels (stress, fatigue, alimentation, habituation), contribuent également à la sévérité et à la variabilité des réponses. Cette complexité explique probablement l'absence de solution universelle au MS et plaide en faveur d'approches personnalisées, ciblant les mécanismes prédominants chez chaque individu.

Enfin, cette thèse ouvre plusieurs perspectives. D'une part, des améliorations méthodologiques sont nécessaires pour renforcer la validité écologique des études et la robustesse des résultats, notamment via l'augmentation des effectifs, l'intégration de mesures de posture, et la standardisation des protocoles expérimentaux. D'autre part, de nouvelles pistes expérimentales méritent d'être explorées : l'évaluation des dispositifs dans différents environnements cinétogènes, l'étude de leur efficacité après une phase de familiarisation ou sous forte charge cognitive, ou encore l'apport d'un contenu pédagogique préalable pour faciliter leur intégration fonctionnelle.

Ainsi, si aucun dispositif unique ne peut, à ce jour, supprimer totalement le MS, les résultats obtenus montrent que des solutions sensorielles ciblées peuvent en réduire les

symptômes. Ces travaux contribuent ainsi à une meilleure compréhension des mécanismes en jeu et ouvrent la voie au développement d'approches individualisées, combinant dimensions sensorielles, posturales et cognitives, pour améliorer la tolérance des individus aux environnements cinétogènes.

RÉFÉRENCES

A

Abe, K., Amatomi, M., & Kajiyama, S. (1970). Genetical and developmental aspects of susceptibility to motion sickness and frost-bite. *Human Heredity*, *20*(5), 507-516. https://doi.org/10.1159/000152352

Amblard, B., & Carblanc, A. (1980). Role of foveal and peripheral visual information in mainenance of postural equilibrium in man. *Perceptual and Motor Skills*, *51*(3), 903-912. https://doi.org/10.2466/pms.1980.51.3.903

Anctil, N., Malenfant, Z., Cyr, J.-P., Turcot, K., & Simoneau, M. (2022). Less vibrotactile feedback is effective to improve human balance control during sensory cues alteration. *Sensors*, *22*(17), 6432. https://doi.org/10.3390/s22176432

Arimitsu, S., Sasaki, K., Hosaka, H., Itoh, M., Ishida, K., & Ito, A. (2007). Seat belt vibration as a stimulating device for awakening drivers. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, *12*(5), 511-518. https://doi.org/10.1109/TMECH.2007.905704

Arnardottir, N. Y., Jonsdottir, S. S., & Petersen, H. (2022). Seasickness among Icelandic seamen. *PLOS ONE*, *17*(8). https://doi.org/%2010.1371/journal.pone.0273477

Arns, L. L., & Cerney, M. M. (2005). The relationship between age and incidence of cybersickness among immersive environment users. *IEEE Proceedings. VR 2005. Virtual Reality, 2005.*, 267-268. https://doi.org/10.1109/VR.2005.1492788

Asif, A., & Boll, S. (2010). Where to turn my car ? : Comparison of a tactile display and a conventional car navigation system under high load condition. *Proceedings of the 2nd International Conference on Automotive User Interfaces and Interactive Vehicular Applications*, 64-71. https://doi.org/10.1145/1969773.1969786

B

Bando, S., Shiogai, Y., & Hirao, A. (2021). Development of evaluating methods for passenger's motion sickness in real driving environment. *International Journal of Automotive Engineering*, *12*(2), 72-77. https://doi.org/10.20485/jsaeijae.12.2_72

Bedny, M., Konkle, T., Pelphrey, K., Saxe, R., & Pascual-Leone, A. (2010). Sensitive period for a multimodal response in human visual motion area MT/MST. *Current Biology*, *20*(21), 1900-1906. https://doi.org/10.1016/j.cub.2010.09.044

Benson, A. J. (2002). Motion Sickness. In *Medical Aspects of Harsh Environments* (Pandolf KB, Burr RE, Vol. 2, p. 1048-1083). U.S. Army Medical Departement. https://doi.apa.org/doi/10.1037/e629312011-001

Bertin, R. J. V., Collet, C., Espié, S., & Graf, W. (2005). Objective measurement of simulator sickness and the role of visual-vestibular conflict situations. *Driving Simulation Conference North America*, 280-293.

Bertolini, G., & Straumann, D. (2016). Moving in a moving world : A review on vestibular motion sickness. *Frontiers in Neurology*, *7*. https://doi.org/10.3389/fneur.2016.00014

Besnard, S., Bois, J., Hitier, M., Vogt, J., Laforet, P., & Golding, J. F. (2021). Motion sickness lessons from the Southern Ocean. *Aerospace Medicine and Human Performance*, *92*(9), 720-727.

Bittner, A. C., & Guignard, J. C. (1985). Human factors engineering principales for minimizing adverse ship motion effects : Theory and practice. *Naval Engineers Journal*, *97*(4), 205-213. https://doi.org/10.1111/j.1559-3584.1985.tb01355.x

Black, F. O., & Paloski, W. H. (1998). Computerized dynamic posturography : What have we learned from space? *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, *118*(S3). https://doi.org/10.1016/S0194-59989870009-9

Black, F. O., Paloski, W. H., Doxey-Gasway, D. D., & Reschke, M. F. (1995). Vestibular plasticity following orbital spaceflight : Recovery from postflight postural instability. *Acta Oto-Laryngologica*, *115*(sup520), 450-454. https://doi.org/10.3109/00016489509125296

Bles, W., Bos, J. E., DE Graaf, B., Groen, E., & Wertheim, A. (1998). Motion sickness : Only one provocative conflict ? *Brain Research Bulletin*, *47*(5), 481-487.

Bohrmann, D., & Bengler, K. (2020). Reclined posture for enabling autonomous driving. In T. Ahram, W. Karwowski, S. Pickl, & R. Taiar (Éds.), *Human Systems Engineering and Design II* (Vol. 1026, p. 169-175). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-27928-8_26

Bohrmann, D., Bruder, A., & Bengler, K. (2022). Effects of dynamic visual stimuli on the development of carsickness in real driving. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, *23*(5), 4833-4842. https://doi.org/10.1109/TITS.2021.3128834

Bonato, F., Bubka, A., & Thornton, W. (2015). Visual blur and motion sickness in an optokinetic drum. *Aerospace Medicine and Human Performance*, *86*(5), 440-444. https://doi.org/10.3357/AMHP.4105.2015

Bonnet, C. T., Faugloire, E., Riley, M. A., Bardy, B. G., & Stoffregen, T. A. (2006). Motion sickness preceded by unstable displacements of the center of pressure. *Human Movement Science*, *25*(6), 800-820. https://doi.org/10.1016/j.humov.2006.03.001

Bos, J. E. (2011). Nuancing the relationship between motion sickness and postural stability. *Displays*, *32*, 189-193.

Bos, J. E. (2015). Less sickness with more motion and/or mental distraction. *Journal of Vestibular Research*, *25*(1), 23-33. https://doi.org/10.3233/VES-150541

Bos, J. E., & Bles, W. (1998). Modelling motion sickness and subjective vertical mismatch detailed for vertical motions. *Brain Research Bulletin*, *47*(5), 537-542.

Bos, J. E., Damala, D., Lewis, C., Ganguly, A., & Turan, O. (2007). Susceptibility to seasickness. *Ergonomics*, *50*(6), 890-901.

Bos, J. E., Houben, M. M. J., & Lindenberg, J. (2012). Optimising human performance by reducing motion sickness and enhancing situation awareness with an intuitive artificial 3D earth-fixed visual reference. *Maritime/Air Systems and Technologie Europe. Malmö, Sweden.*

Bos, J. E., MacKinnon, S. N., & Patterson, A. (2005). Motion sickness symptoms in a ship motion simulator : Effects of inside, outside, and no view. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *76*(12), 1111-1118.

Bos, J. E., Valk, P. J. L., Hogervorst, M. A., Munnoch, K., Perrault, D., & Colwell, J. L. (2008). *TNO Contribution to the Quest 303 Trial—Human Performance Assessed by a Vigilance and Tracking Test, a Multi-Attribute Task, and by Dynamic Visual Acuity* (No. A267; TNO Rapport, p. 29).

Brainard, A., & Gresham, C. (2014). Prevention and treatment of motion sickness. *American Family Physician*, *90*(1), 41-46.

Brandt, T., Bauer, M., Benson, J., & Huppert, D. (2016). Motion sickness in ancient China : Seasickness and cart-sickness. *Neurology*, *87*(3), 331-335. https://doi.org/10.1212/WNL.0000000000002871

Brietzke, A., Pham Xuan, R., Dettmann, A., & Bullinger, A. C. (2021). Influence of dynamic stimulation, visual perception and individual susceptibility to car sickness during controlled stop-and-go driving. *Forschung Im Ingenieurwesen*, *85*(2), 517-526. https://doi.org/10.1007/s10010-021-00441-6

Bringoux, L., Nougier, V., Marin, L., Barraud, P.-A., & Raphel, C. (2003). Contribution of somesthetic information to the perception of body orientation in the pitch dimension. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A*, *56*(5), 909-923. https://doi.org/10.1080/02724980245000016

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

Bruce, D. G., Golding, J. F., Hockenhull, N., & Pethybridge, R. J. (1990). Acupressure and motion sickness. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *61*(4), 361-365.

Butler, C. A., & Griffin, M. J. (2006). Motion sickness during fore-and-aft oscillation : Effect of the visual scene. *Aviation, space, and environmental medicine*, *77*(12), 1236-1243.

Butler, C., & Griffin, M. J. (2009). Motion Sickness with Combined Fore-Aft and Pitch Oscillation : Effect of Phase and the Visual Scene. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *80*(11), 946-954. https://doi.org/10.3357/ASEM.2490.2009

C

Cha, Y.-H., Keshavarz, B., Furman, J., Kim, J.-S., Lopez-Escamez, J. A., Magnusson, M., Yates, B. J., & Lawson, B. D. (2021). Motion sickness diagnostic criteria : Consensus document of the classification committee of the Bárány society. *Journal of Vestibular Research*, *31*(5), 327-344. https://doi.org/10.3233/VES-200005

Chan, G., Moochhala, S. M., Zhao, B., Wl, Y., & Wong, J. (2006). A comparison of motion sickness prevalence between seafarers and non-seafarers onboard naval platforms. *Int Marit Health*, *57*(1-4), 56-65.

Chang, C. H., Chen, F.-C., Kung, W.-C., & Stoffregen, T. A. (2017). Effects of physical driving experience on body movement and motion sickness during virtual driving. *Aerospace Medicine and Human Performance*, *88*(11), 985-992.

Chang, W., Hwang, W., & Ji, Y. G. (2011). Haptic seat interfaces for driver information and warning systems. *International Journal of Human-Computer Interaction*, *27*(12), 1119-1132. https://doi.org/10.1080/10447318.2011.555321

Chen, D. J., Bao, B., Zhao, Y., & So, R. H. Y. (2016). Visually induced motion sickness when viewing visual oscillations of different frequencies along the fore-and-aft axis : Keeping velocity versus amplitude constant. *Ergonomics*, *59*(4), 582-590.

Chen, H.-Y., Chen, A., & Chen, C. (2020). Investigation of the impact of infrared sensors on core body temperature monitoring by comparing measurement sites. *Sensors*, *20*(10), 2885. https://doi.org/10.3390/s20102885

Chen, Y.-C., Duann, J.-R., Chuang, S.-W., Lin, C.-L., Ko, L.-W., Jung, T.-P., & Lin, C.-T. (2010). Spatial and temporal EEG dynamics of motion sickness. *NeuroImage*, *49*(3), 2862-2870. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2009.10.005

Cheung, B., & Hofer, K. (2003). Lack of gender difference in motion sickness induced by vestibular Coriolis cross-coupling. *Journal of Vestibular Research*, *12*(4), 191-200.

Chin-Teng Lin, Chun-Ling Lin, Tzai-Wen Chiu, Jeng-Ren Duann, & Tzyy-Ping Jung. (2011). Effect of respiratory modulation on relationship between heart rate variability and motion sickness. *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1921-1924. https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090543

Cho, H.-J., & Kim, G. J. (2022). RideVR : Reducing sickness for in-car virtual reality by mixed-in presentation of motion flow information. *IEEE Access*, *10*, 34003-34011. https://doi.org/10.1109/ACCESS.2022.3162221

Cholewiak, R. W., Brill, J. C., & Schwab, A. (2004). Vibrotactile localization on the abdomen : Effects of place and space. *Perception & Psychophysics*, *66*(6), 970-987. https://doi.org/10.3758/BF03194989

Chuang, S.-W., Chuang, C.-H., Yu, Y.-H., King, J.-T., & Lin, C.-T. (2016). EEG Alpha and Gamma modulators mediate motion sickness-related spectral responses. *International Journal of Neural Systems*, *26*(02), 1650007. https://doi.org/10.1142/S0129065716500076

Cobb, S. V., Nichols, S., Ramsey, A., & Wilson, J. R. (1999). Virtual reality-induced symptoms and effects (VRISE). *Presence: Teleoperators & Virtual Environments*, *8*(2), 169-186. https://doi.org/10.1162/105474699566152

Colwell, J. L. (2000a). NATO Performance Assessment Questionnaire (PAQ) : Problem severity and correlation for ship motions, fatigue, seasickness and task performance. *DREA TM*, 2000-2142.

Colwell, J. L. (2000b). NATO Questionnaire : Correlation between ship motions, fatigue, sea sickness and naval task performance. *Human Factors in Ship Design and Operation*.

Costes, A., & Lécuyer, A. (2023). Inducing self-motion sensations with haptic feedback : State-of-the-art and perspectives on “Haptic Motion”. *IEEE Transactions on Haptics*, *16*(2), 171-181. https://doi.org/10.1109/TOH.2023.3279267

Cowings, P. S., Suter, S., Toscano, W. B., Kamiya, J., & Naifeh, K. (1986). General autonomic components of motion sickness. *Psychophysiology*, *23*(5), 542-551. https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1986.tb00671.x

Cuomo-Granston, A., & Drummond, P. D. (2010). Migraine and motion sickness : What is the link? *Progress in Neurobiology*, *91*(4), 300-312. https://doi.org/10.1016/j.pneurobio.2010.04.001

D

Dai, M., Raphan, T., & Cohen, B. (2011). Prolonged reduction of motion sickness sensitivity by visual-vestibular interaction. *Experimental Brain Research*, *210*(3-4), 503-513. https://doi.org/10.1007/s00221-011-2548-8

D’Amour, S., Bos, J. E., & Keshavarz, B. (2017). The efficacy of airflow and seat vibration on reducing visually induced motion sickness. *Experimental Brain Research*, *235*, 2811-2820.

De Winkel, K. N., Pretto, P., Nooij, S. A. E., Cohen, I., & Bülthoff, H. H. (2021). Efficacy of augmented visual environments for reducing sickness in autonomous vehicles. *Applied Ergonomics*, *90*, 103282. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103282

Dehzangi, O., Zhao, Z., Bidmeshki, M.-M., Biggan, J., Ray, C., & Jafari, R. (2013). The impact of vibrotactile biofeedback on the excessive walking sway and the postural control in elderly.

Proceedings of the 4th Conference on Wireless Health, 1-7. https://doi.org/10.1145/2534088.2534110

Dennison, M. S., & D'Zmura, M. (2017). Cybersickness without the wobble : Experimental results speak against postural instability theory. *Applied Ergonomics*, *58*, 215-223. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2016.06.014

Dennison, M. S., Wisti, A. Z., & D'Zmura, M. (2016). Use of physiological signals to predict cybersickness. *Displays*, *44*, 42-52. https://doi.org/10.1016/j.displa.2016.07.002

de Thierry de Faletans, C., Misericordia, M., Vallier, J. M., Duché, P., & Watelain, E. (2025). Seasickness simulator to assess anti-motion sickness devices. *Aerospace Medicine and Human Performance*, *96*(3), 212-218.

de Thierry de Faletans, C., Misericordia, M., Vallier, J.-M., Duché, P., & Watelain, E. (2024a). Effects of dynamic visual feedback system on seasickness. *Applied Ergonomics*, *119*, 104318.

de Thierry de Faletans, C., Misericordia, M., Vallier, J.-M., Duché, P., & Watelain, E. (2024b). Seasickness and partial peripheral vision obstruction with versus without an artificial horizon. *Displays*, 102851.

de Thierry de Faletans, C., Watelain, E., & Duché, P. (2024). Motion sickness and visual impairment. *Brain Research Bulletin*, *217*, 111063. https://doi.org/10.1016/j.brainresbull.2024.111063

Dida, M., Cian, C., Barraud, P.-A., Guerraz, M., & Laboissière, R. (2021). Idiosyncratic multisensory reweighting as the common cause for motion sickness susceptibility and adaptation to postural perturbation. *PLoS ONE*, *16*(12), e0260863. https:// doi.org/10.1371/journal.pone.0260863

Diels, C., Dugenetet, P., Brietzke, A., & Xuan, R. P. (2023). Design strategies to alleviate motion sickness in rear seat passengers—A test track study. *IEEE 26th International Conference on Intelligent Transportation Systems (ITSC)*, 5254-5258. https://doi.org/10.1109/ITSC57777.2023.10421968

Donohew, B. E., & Griffin, M. (2004). Motion sickness : Effect of the frequency of lateral oscillation. *Aviat Space Environ Med*, *75*(8), 649-656.

E

Ebenholtz, S. M. (1992). Motion sickness and oculomotor systems in virtual environments. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, *1*(3), 302-305. https://doi.org/10.1162/pres.1992.1.3.302

Ebenholtz, S. M., Cohen, M. M., & Linder, B. J. (1994). The possible role of nystagmus in motion sickness : A hypothesis. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *65*(11), 1032-1035.

Eisenman, L. M. (2009). Motion sickness may be caused by a neurohumoral action of acetylcholine. *Medical Hypotheses*, *73*(5), 790-793. https://doi.org/10.1016/j.mehy.2009.04.031

Elsayed, H., Weigel, M., Müller, F., Schmitz, M., Marky, K., Günther, S., Riemann, J., & Mühlhäuser, M. (2020). VibroMap : Understanding the spacing of vibrotactile actuators across the body. *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, *4*(4), 1-16. https://doi.org/10.1145/3432189

Emond, W., Bohrmann, D., & Zare, M. (2023). Will visual cues help alleviating motion sickness in automated cars? A review article. *Ergonomics*, 1-29. https://doi.org/10.1080/00140139.2023.2286187

F

Feenstra, P. J., Bos, J. E., & Van Gent, R. N. H. W. (2011). A visual display enhancing comfort by counteracting airsickness. *Displays*, *32*(4), 194-200. https://doi.org/10.1016/j.displa.2010.11.002

Fernandes, A. S., & Feiner, S. K. (2016). Combating VR sickness through subtle dynamic field-of-view modification. *2016 IEEE Symposium on 3D User Interfaces (3DUI)*, 201-210. https://doi.org/10.1109/3DUI.2016.7460053

Flanagan, M. B., May, J. G., & Dobie, T. G. (2002). Optokinetic nystagmus, vection, and motion sickness. *Aviation, space, and environmental medicine*, *73*(11), 1067-1073.

Flanagan, M. B., May, J. G., & Dobie, T. G. (2004). The role of vection, eye movements and postural instability in the etiology of motion sickness. *Journal of Vestibular Research*, *14*(4), 335-346. https://doi.org/10.3233/VES-2004-14403

Förstberg, J., Andersson, E., & Ledin, T. (1998). Influence of different conditions for tilt compensation on symptoms of motion sickness in tilting trains. *Brain Research Bulletin*, *47*, 525-535.

Fowler, C. G., Sweet, A., & Steffel, E. (2014). Effects of motion sickness severity on the vestibular-evoked myogenic potentials. *Journal of the American Academy of Audiology*, *25*(09), 814-822. https://doi.org/10.3766/jaaa.25.9.4

G

Gálvez-García, G., Albayay, J., Fonseca, F., & Bascour-Sandoval, C. (2020). Joint and individual effectiveness of galvanic cutaneous stimulation and tactile stimulation at decreasing Simulator Adaptation Syndrome. *PLOS ONE*, *15*(10), e0240627. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0240627

Gálvez-García, G., Albayay, J., Rehbein, L., & Tornay, F. (2017). Mitigating simulator adaptation syndrome by means of tactile stimulation. *Applied Ergonomics*, *58*, 13-17. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2016.05.004

Gálvez-García, G., Aldunate, N., Bascour–Sandoval, C., Barramuño, M., Fonseca, F., & Gómez-Milán, E. (2020). Decreasing motion sickness by mixing different techniques. *Applied Ergonomics*, *82*, 102931. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2019.102931

Gardner, E. P., & Martin, J. H. (2000). Coding of Sensory Information. In *Principles of neural science* (Vol. 4, p. 411-429).

Gavgani, A. M., Nesbitt, K. V., Blackmore, K. L., & Nalivaiko, E. (2017). Profiling subjective symptoms and autonomic changes associated with cybersickness. *Autonomic Neuroscience*, *203*, 41-50. https://doi.org/10.1016/j.autneu.2016.12.004

Geldard, F. A. (1960). Some neglected possibilities of communication : For some kinds of messages the skin offers a valuable supplement to ears and eyes. *Science*, *131*(3413), 1583-1588. https://doi.org/10.1126/science.131.3413.1583

Gescheider, G. A., Bolanowski, S. J., & Chatterton, S. K. (2003). Temporal gap detection in tactile channels. *Somatosensory & Motor Research*, *20*(3-4), 239-247. https://doi.org/10.1080/08990220310001622960

Gianaros, P. J., Muth, E. R., Mordkoff, J. T., Levine, M. E., & Stern, R. M. (2001). A questionnaire for the assessment of the multiple dimensions of motion sickness. *Aviat Space Environ Med*, *72*(2), 115-119.

Gibson, J. J. (1950). *The Perception of the Visual World.* (Boston: Houghton Mifflin).

Gibson, J. J. (1966). *The senses considered as perceptual systems*. Houghton Mifflin.

Gibson, J. J. (1979). *The ecological approach to visual perception* (1st ed). Houghton Mifflin.

Gill, J., Allum, J. H. J., Carpenter, M. G., Held-Ziolkowska, M., Adkin, A. L., Honegger, F., & Pierchala, K. (2001). Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests : Effects of age. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *56*(7), M438-M447. https://doi.org/10.1093/gerona/56.7.M438

Golding, J. F. (1998). Motion sickness susceptibility questionnaire revised and its relationship to other forms of sickness. *Brain Res Bull*, *47*(5), 507-516.

Golding, J. F. (2006). Predicting individual differences in motion sickness susceptibility by questionnaire. *Personality and individual differences*, *41*, 237-248. https://doi.org/10.1016/j.paid.2006.01.012

Golding, J. F. (2016). Motion sickness. *Handbook of Clinical Neurology*, *137*, 371-390. https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63437-5.00027-3

Golding, J. F. (2017). Motion sickness susceptibility and management at sea. *Maritime Psychology: Research in Organizational & Health Behavior at Sea*, 151-183. https://doi.org/10.1007/978-3-319-45430-6_7

Golding, J. F., Bles, W., Bos, J. E., Haynes, T., & Gresty, M. A. (2003). Motion sickness and tilts of the inertial force environment : Active suspension systems vs. Active passengers. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *74*(3), 220-227.

Golding, J. F., & Gresty, M. A. (2016). Biodynamic hypothesis for the frequency tuning of motion sickness. *Aerospace Medicine and Human Performance*, *87*(1), 65-68.

Golding, J. F., Kadzere, P., & Gresty, M. A. (2005). Motion sickness susceptibility fluctuates through the menstrual cycle. *Aviation, space, and Environmental medicine*, *76*(10), 970-973.

Golding, J. F., Paillard, A. C., Normand, H., Besnard, S., & Denise, P. (2017). Prevalence, predictors, and prevention of motion sickness in zero-G parabolic flights. *Aerospace Medicine and Human Performance*, *88*(1), 3-9. https://doi.org/10.3357/AMHP.4705.2017

Golding, J. F., & Patel, M. (2017). Meniere's, migraine, and motion sickness. *Acta oto-laryngologica*, *137*(5), 495-502.

Golding, J. F., Phil, M. A., Finch, M. I., & Stott, J. R. R. (1997). Frequency effect of 0.35-1.0 Hz horizontal translation oscillation on motion sickness and the somatogravic illusion. *Aviat. Space Environ. Med*, *68*(5), 396-402.

Goodwin, G. M., McCloskey, D. I., & Matthews, P. B. C. (1972). Proprioceptive illusions induced by muscle vibration : Contribution by muscle spindles to perception? *Science*, *175*(4028), 1382-1384. https://doi.org/10.1126/science.175.4028.1382

Grassini, S., Laumann, K., De Martin Topranin, V., & Thorp, S. (2021). Evaluating the effect of multi-sensory stimulations on simulator sickness and sense of presence during HMD-mediated VR experience. *Ergonomics*, *64*(12), 1532-1542. https://doi.org/10.1080/00140139.2021.1941279

Graybiel, A. (1970). Susceptibility to acute motion sickness in blind parsons. *US Naval Aerospace Medical Institute, Naval Aerospace Medical Center.*, *1100*.

Graybiel, A., & Lackner, J. R. (1980). Evaluation of the relationship between motion sickness symptomatology and blood pressure, heart rate, and body temperature. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *51*(3), 211-214.

Griffin, M. J., & Mills, K. L. (2002). Effect of magnitude and direction of horizontal oscillation on motion sickness. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *73*(7), 640-646.

Griffin, M. J., & Newman, M. M. (2004). Visual field effects on motion sickness in cars. *Aviation, space, and environmental medicine*, *75*(9), 739-748.

Gruden, T., Popović, N. B., Stojmenova, K., Jakus, G., Miljković, N., Tomažič, S., & Sodnik, J. (2021). Electrogastrography in autonomous vehicles—An objective method for assessment of motion

sickness in simulated driving environments. *Sensors*, *21*(2), 550. https://doi.org/10.3390/s21020550

Grunfeld, E., & Gresty, M. (1998). Relationship between motion sickness, migraine and menstruation in crew members of a « round the world » yacht race. *Brain Res Bull*, *15;47*(5), :433-6.

Guedry, F. E., & Benson, A. J. (1978). Coriolis cross-coupling effects : Disorienting and nauseogenic or not? *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *49*(1 Pt 1), 29-35.

Gutner, L. B., Gould, W. J., & Batterman, R. C. (1951). Action of dimenhydrinate (dramanine) and other drugs on vestibular function. *Archives of Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, *53*(3), 308-315. https://doi.org/10.1001/archotol.1951.03750030067008

H

Hainich, R., Drewitz, U., Ihme, K., Lauermann, J., Niedling, M., & Oehl, M. (2021). Evaluation of a human–machine interface for motion sickness mitigation utilizing anticipatory ambient light cues in a realistic automated driving setting. *Information*, *12*(4), 176. https://doi.org/10.3390/info12040176

Hanau, E., & Popescu, V. (2017). MotionReader : Visual acceleration cues for alleviating passenger e-reader motion sickness. *Proceedings of the 9th International Conference on Automotive User Interfaces and Interactive Vehicular Applications Adjunct*, 72-76. https://doi.org/10.1145/3131726.3131741

Hemmerich, W., Keshavarz, B., & Hecht, H. (2020). Visually induced motion sickness on the horizon. *Frontiers in Virtual Reality*, *1*, 582095. https://doi.org/10.3389/frvir.2020.582095

Henriques, I., de Oliveira, D., Oliveira-Ferreira, F., & Andrade, P. (2014). Motion sickness prevalence in school children. *European Journal of Pediatrique*, *173*, 1473-1482.

Henry, E. H., Bougard, C., Bourdin, C., & Bringoux, L. (2022). Changes in electroencephalography activity of sensory areas linked to car sickness in real driving conditions. *Frontiers in Human Neuroscience*, *15*, 809714. https://doi.org/10.3389/fnhum.2021.809714

Himi, N., Koga, T., Nakamura, E., Kobashi, M., Yamane, M., & Tsujioka, K. (2004). Differences in autonomic responses between subjects with and without nausea while watching an irregularly oscillating video. *Autonomic Neuroscience*, *116*(1-2), 46-53. https://doi.org/10.1016/j.autneu.2004.08.008

Hindmarch, I., Shamsi, Z., Stanley, N., & Fairweather, D. B. (1999). A double-blind, placebo-controlled investigation of the effects of fexofenadine, loratadine and promethazine on cognitive and psychomotor function. *British Journal of Clinical Pharmacology*, *48*(2), 200-206. https://doi.org/10.1046/j.1365-2125.1999.00993.x

Ho, C., Reed, N., & Spence, C. (s. d.). Assessing the effectiveness of “intuitive” vibrotactile warning signals in preventing front-to-rear-end collisions in a driving simulator. *Accident Analysis & Prevention*, *38*(5), 988-996.

Holmes, S., & Griffin, M. (2001). Correlation between heart rate and the severity of motion sickness caused by optokinetic stimulation. *J Psychophysiol*, *15*(1), 34-42. https://doi.org/10.1027/0269-8803.15.1.35

Horak, F. B., Buchanan, J., Creath, R., & Jeka, J. (2002). Vestibulospinal control of posture. In S. C. Gandevia, U. Proske, & D. G. Stuart (Éds.), *Sensorimotor Control of Movement and Posture* (Vol. 508, p. 139-145). Springer US. https://doi.org/10.1007/978-1-4615-0713-0_17

Horing, B., Weimer, K., Schrade, D., Muth, E. R., Scisco, J. L., Enck, P., & Klosterhalfen, S. (2013). Reduction of motion sickness with an enhanced placebo instruction : An experimental study

with healthy participants. *Psychosomatic Medicine*, *75*(5), 497-504. https://doi.org/10.1097/PSY.0b013e3182915ee7

Horiuchi, K., Ishihara, M., & Imanaka, K. (2017). The essential role of optical flow in the peripheral visual field for stable quiet standing : Evidence from the use of a head-mounted display. *PLOS ONE*, *12*(10), e0184552. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0184552

Houben, M. M. J., Meskers, A. J. H., Bos, J. E., & Groen, E. L. (2022). The perception threshold of the vestibular Coriolis illusion. *Journal of Vestibular Research*, *32*(4), 317-324. https://doi.org/10.3233/VES-210073

Howarth, P. A., & Hodder, S. G. (2008). Characteristics of habituation to motion in a virtual environment. *Displays*, *29*(2), 117-123. https://doi.org/10.1016/j.displa.2007.09.009

Hromatka, B. S., Tung, J. Y., Kiefer, A. K., Do, C. B., Hinds, D. A., & Eriksson, N. (2015). Genetic variants associated with motion sickness point to roles for inner ear development, neurological processes and glucose homeostasis. *Human molecular genetics*, *24*(9), 2700-2708.

Hu, S., Grant, W. F., Stern, R. M., & Koch, K. L. (1991). Motion sickness severity and physiological correlates during repeated exposures to a rotating optokinetic drum. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *62*(4), 308-314.

Hu, S., McChesney, K. A., Player, K. A., Bahl, A. M., Buchanan, J. B., & Scozzafava, J. E. (1999). Systematic investigation of physiological correlates of motion sickness induced by viewing an optokinetic rotating drum. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *70*(8), 759-765.

Hu, S., & Stern, R. M. (1998). Optokinetic nystagmus correlates with severity of vection-induced motion sickness and gastric tachyarrhythmia. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *69*(12), 1162-1165.

Huang, L., Wang, E., Chen, W., & Gong, W. (2011). Role of histamine H1 receptors in vestibular nucleus in motion sickness. *Journal of Otology*, *6*(1), 20-25. https://doi.org/10.1016/S1672-2930(11)50003-0

Huang, Y., Yao, K., Li, J., Li, D., Jia, H., Liu, Y., Yiu, C. K., Park, W., & Yu, X. (2022). Recent advances in multi-mode haptic feedback technologies towards wearable interfaces. *Materials Today Physics*, *22*, 100602. https://doi.org/10.1016/j.mtphys.2021.100602

Huppert, D., Benson, J., & Brandt, T. (2017). A historical view of motion sickness—A plague at sea and on land, also with military impact. *Frontiers in neurology*, *8*(114).

Huppert, D., Grill, E., & Brandt, T. (2019). Survey of motion sickness susceptibility in children and adolescents aged 3 months to 18 years. *Journal of Neurology*, *266*(S1), 65-73. https://doi.org/10.1007/s00415-019-09333-w

Hussain, R., Chessa, M., & Solari, F. (2021). Mitigating cybersickness in virtual reality systems through foveated depth-of-field blur. *Sensors*, *21*(12), 4006. https://doi.org/10.3390/s21124006

I

Ioannou, S., Gallese, V., & Merla, A. (2014). Thermal infrared imaging in psychophysiology : Potentialities and limits. *Psychophysiology*, *51*(10), 951-963. https://doi.org/10.1111/psyp.12243

Irmak, T., Pool, D. M., & Happee, R. (2021). Objective and subjective responses to motion sickness : The group and the individual. *Experimental Brain Research*, *239*(2), 515-531. https://doi.org/10.1007/s00221-020-05986-6

Ishak, S., Bubka, A., & Bonato, F. (2018). Visual occlusion decreases motion sickness in a flight simulator. *Perception*, *47*(5), 521-530. https://doi.org/10.1177/0301006618761336

J

Jarisch, R., Weyer, D., Ehlert, E., Koch, C. H., Pinkowski, E., Jung, P., Kähler, W., Girgensohn, R., Kowalski, J., Weisser, B., & Koch, A. (2014). Impact of oral vitamin C on histamine levels and seasickness. *Journal of Vestibular Research*, *24*(4), 281-288. https://doi.org/10.3233/VES-140509

Jeong, S. H., Oh, S. Y., Kim, H. J., Koo, J. W., & Kim, J. S. (2010). Vestibular dysfunction in migraine : Effects of associated vertigo and motion sickness. *Journal of neurology*, *257*(6), 905-912.

Jóhannesson, Ó. I., Hoffmann, R., Valgeirsdóttir, V. V., Unnþórsson, R., Moldoveanu, A., & Kristjánsson, Á. (2017). Relative vibrotactile spatial acuity of the torso. *Experimental Brain Research*, *235*(11), 3505-3515. https://doi.org/10.1007/s00221-017-5073-6

Johnson, M. B., & Van Emmerik, R. E. A. (2012). Effect of head orientation on postural control during upright stance and forward lean. *Motor Control*, *16*(1), 81-93. https://doi.org/10.1123/mcj.16.1.81

Jones, L. A., & Sarter, N. B. (2008). Tactile displays : Guidance for their design and application. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, *50*(1), 90-111. https://doi.org/10.1518/001872008X250638

Jones, M. L. H., Le, V. C., Ebert, S. M., Sienko, K. H., Reed, M. P., & Sayer, J. R. (2019). Motion sickness in passenger vehicles during test track operations. *Ergonomics*, *62*(10), 1357-1371. https://doi.org/10.1080/00140139.2019.1632938

Joseph, J. A., & Griffin, M. (2008a). Motion sickness : Effect of changes in magnitude of combined lateral and roll oscillation. *Aviation, space, and environmental medicine*, *79*(11), 1019-1027.

Joseph, J. A., & Griffin, M. (2008b). Motion sickness : Effect of the magnitude of roll and pitch oscillation. *Aviation, space, and environmental medicine*, *79*(4), 390-396.

Jung, S., Li, R., McKee, R., Whitton, M. C., & Lindeman, R. W. (2021). Floor-vibration VR : Mitigating cybersickness using whole-body tactile stimuli in highly realistic vehicle driving experiences. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, *27*(5), 2669-2680. https://doi.org/10.1109/TVCG.2021.3067773

K

Karjanto, J., Md. Yusof, N., Wang, C., Terken, J., Delbressine, F., & Rauterberg, M. (2018). The effect of peripheral visual feedforward system in enhancing situation awareness and mitigating motion sickness in fully automated driving. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, *58*, 678-692. https://doi.org/10.1016/j.trf.2018.06.046

Karjanto, J., Yusof, N., Hassan, M. Z., Terken, J., & Rauterberg, M. (2021). An on-road study in mitigating motion sickness when reading in automated driving. *Journal of Hunan University Natural Sciences*, *48*(3).

Kaufeld, M., De Coninck, K., Schmidt, J., & Hecht, H. (2022). Chewing gum reduces visually induced motion sickness. *Experimental Brain Research*, *240*(2), 651-663. https://doi.org/10.1007/s00221-021-06303-5

Kavounoudias, A., Roll, R., & Roll, J. (2001). Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *The Journal of Physiology*, *532*(3), 869-878. https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2001.0869e.x

Kawakita, T., Kuno, S., Miyake, Y., & Watanabe, S. (2000). Body sway induced by depth linear vection in reference to central and peripheral visual field. *The Japanese Journal of Physiology*, *50*(3), 315-321. https://doi.org/10.2170/jjphysiol.50.315

Kellogg, R. S., Kennedy, R. S., & Graybiel, A. (1964). Motion sickness symptomatology of labyrinthine defective and normal subjects during zero gravity maneuvers. *Behavioral Sciences Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base*, 1-11.

Kennedy, R. S., Graybiel, A., McDonough, R. C., & Beckwith, F. D. (1968). Symptomatology under storm conditions in the north Atlantic in control subjects and persons with labyrinthine defects. *Acta Otolayngologica*, *66*, 533-540.

Kennedy, R. S., Lane, N. E., Berbaum, K. S., & Lilienthal, M. G. (1993). Simulator sickness questionnaire : An enhanced method for quantifying simulator sickness. *International Journal of Aviation Psychology*, *3*(3), 203-220.

Kentala, E., Vivas, J., & Wall, C. (2003). Reduction of postural sway by use of a vibrotactile balance prosthesis prototype in subjects with vestibular deficits. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, *112*(5), 404-409. https://doi.org/10.1177/000348940311200503

Keshavarz, B., & Hecht, H. (2011). Validating an efficient method to quantify motion sickness. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, *53*(4), 415-426. https://doi.org/10.1177/0018720811403736

Keshavarz, B., & Hecht, H. (2014). Pleasant music as a countermeasure against visually induced motion sickness. *Applied Ergonomics*, *45*(3), 521-527. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2013.07.009

Keshavarz, B., Hecht, H., & Lawson, B. (2014). Visually induced motion sickness : Causes, characteristics, and countermeasures. In *Handbook of Virtual Environments : Design, Implementation, and Applications* (Second edition, p. 648-697).

Keshavarz, B., Hecht, H., & Zschutschke, L. (2011). Intra-visual conflict in visually induced motion sickness. *Displays*, *32*(4), 181-188. https://doi.org/10.1016/j.displa.2011.05.009

Keshavarz, B., Murovec, B., Mohanathas, N., & Golding, J. F. (2023). The visually induced motion sickness susceptibility questionnaire (VIMSSQ) : Estimating individual susceptibility to motion sickness-like symptoms when using visual devices. *Human Factors*, *65*(1), 107-124.

Keshavarz, B., Novak, A. C., Hettinger, L., Stoffregen, T. A., & Campos, J. (2017). Passive restraint reduces visually induced motion sickness in older adults. *Journal of experimental psychology: applied*, *23*(1), 85.

Keshavarz, B., Peck, K., Rezaei, S., & Taati, B. (2022). Detecting and predicting visually induced motion sickness with physiological measures in combination with machine learning techniques. *International Journal of Psychophysiology*, *176*, 14-26. https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2022.03.006

Keshavarz, B., Riecke, B. E., Hettinger, L. J., & Campos, J. L. (2015). Vection and visually induced motion sickness : How are they related? *Frontiers in Psychology*, *6*. https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.00472

Keshavarz, B., Stelzmann, D., Paillard, A., & Hecht, H. (2015). Visually induced motion sickness can be alleviated by pleasant odors. *Experimental Brain Research*, *233*(5), 1353-1364. https://doi.org/10.1007/s00221-015-4209-9

Khalid, A., Prusty, P. P., Arshad, I., Gustafson, H. E., Jalaly, I., Nockels, K., Bentley, B. L., Goel, R., & Ferrè, E. R. (2023). Pharmacological and non-pharmacological countermeasures to Space Motion Sickness : A systematic review. *Frontiers in Neural Circuits*, *17*, 1150233. https://doi.org/10.3389/fncir.2023.1150233

Kheradmand, A., & Winnick, A. (2017). Perception of upright : Multisensory convergence and the role of temporo-parietal cortex. *Frontiers in Neurology*, *8*, 552. https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00552

Kim, S., & Ju, U. (2024). Dynamic assessment of visual fatigue during video watching : Validation of dynamic rating based on post-task ratings and video features. *Displays*, *85*, 102861. https://doi.org/10.1016/j.displa.2024.102861

Kim, Y. Y., Kim, H. J., Kim, E. N., Ko, H. D., & Kim, H. T. (2005). Characteristic changes in the physiological components of cybersickness. *Psychophysiology*, *42*(5), 616-625. https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2005.00349.x

Kingma, H., Felipe, L., Gerards, M.-C., Gerits, P., Guinand, N., Perez-Fornos, A., Demkin, V., & Van De Berg, R. (2019). Vibrotactile feedback improves balance and mobility in patients with severe bilateral vestibular loss. *Journal of Neurology*, *266*(S1), 19-26. https://doi.org/10.1007/s00415-018-9133-z

Klosterhalfen, S., Kellermann, S., Pan, F., Stockhorst, U., Hall, G., & Enck, P. (2005). Effects of ethnicity and gender on motion sickness susceptibility. *Aviation, space, and environmental medicine*, *76*(11), 1051-1057.

Koch, A., Cascorbi, I., Westhofen, M., Dafotakis, M., Klapa, S., & Kuhtz-Buschbeck, J. P. (2018). The neurophysiology and treatment of motion sickness. *Deutsches Ärzteblatt international*, *115*(41). https://doi.org/10.3238/arztebl.2018.0687

Koch, K. L., Stern, R. M., Vasey, M. W., Seaton, J. F., Demers, L. M., & Harrison, T. S. (1990). Neuroendocrine and gastric myoelectrical responses to illusory self-motion in humans. *American Journal of Physiology-Endocrinology and Metabolism*, *258*(2), E304-E310. https://doi.org/10.1152/ajpendo.1990.258.2.E304

Kömpf, D., & Piper, H. F. (1987). Eye movements and vestibulo-ocular reflex in the blind. *Journal of neurology*, *234*, 337-341.

Koohestani, A., Nahavandi, D., Asadi, H., Kebria, P. M., Khosravi, A., Alizadehsani, R., & Nahavandi, S. (2019). A knowledge discovery in motion sickness : A comprehensive literature review. *IEEE Access*, *7*, 85755-85770. https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2922993

Kooijman, L., Asadi, H., Gonzalez Arango, C., Mohamed, S., & Nahavandi, S. (2024). Investigating the influence of neck muscle vibration on illusory self-motion in virtual reality. *Virtual Reality*, *28*(76). https://doi.org/10.31234/osf.io/853ch

Kremer, C., Tomzig, M., Merkel, N., & Neukum, A. (2022). Using active seat belt retractions to mitigate motion sickness in automated driving. *Vehicles*, *4*(3), 825-842. https://doi.org/10.3390/vehicles4030046

Krueger, W. W. (2011). Controlling motion sickness and spatial disorientation and enhancing vestibular rehabilitation with a user-worn see-through display. *The Laryngoscope*, *121*(S2), S17-S35. https://doi.org/10.1002/lary.21373

Krueger, W. W., Bonato, F., & Bubka, A. (2017). Method to mitigate nystagmus and motion sickness with head worn visual display during vestibular stimulation. *Journal of Otolaryngology-ENT Research*, *7*(5). https://doi.org/10.15406/joentr.2017.07.00216

Kuiper, O. X., Bos, J. E., Diels, C., & Schmidt, E. A. (2020). Knowing what's coming : Anticipatory audio cues can mitigate motion sickness. *Applied Ergonomics*, *85*, 103068. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103068

Kuritzky, A., Ziegler, D. K., & Hassanein, R. (1981). Vertigo, motion sickness and migraine. *Headache: The Journal of Head and Face Pain*, *21*(5), 227-231. https://doi.org/10.1111/j.1526-4610.1981.hed2105227.x

L

Laborde, S., Mosley, E., & Thayer, J. F. (2017). Heart rate variability and cardiac vagal tone in psychophysiological research – recommendations for experiment planning, data analysis, and data reporting. *Frontiers in Psychology*, *08*. https://doi.org/10.3389/fpsyg.2017.00213

Lackner, J. (2014). Motion sickness : More than nausea and vomiting. *Experimental Brain Research*, *232*(8), 2493-2510.

LaCount, L., Barbieri, R., Park, K., Kim, J., Brown, E., Kuo, B., & Napadow, V. (2011). Static and dynamic autonomic response with increasing nausea perception. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *82*(4), 424-433. https://doi.org/10.3357/ASEM.2932.2011

LaCount, L., Napadow, V., Kuo, B., Park, K., Kim, J., Brown, E., & Barbieri, R. (2009). Dynamic cardiovagal response to motion sickness : A point- process heart rate variability study. *36th Annual Computers in Cardiology Conference (CinC)*, 49-52.

Lamb, S., & Kwok, K. C. S. (2015). MSSQ-Short norms may underestimate highly susceptible individuals : Updating the MSSQ-Short norms. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, *57*(4), 622-633. https://doi.org/10.1177/0018720814555862

Lappe, M., & Hoffmann, K.-P. (2000). Optic flow and eye movements. In *International Review of Neurobiology* (Vol. 44, p. 29-47). Elsevier. https://doi.org/10.1016/S0074-7742(08)60736-9

Laugwitz, B., Held, T., & Schrepp, M. (2008). Construction and evaluation of a user experience questionnaire. In A. Holzinger (Éd.), *HCI and Usability for Education and Work* (Vol. 5298, p. 63-76). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-540-89350-9_6

Lawther, A., & Griffin, M. (1987). Prediction of the incidence of motion sickness from the magnitude, frequency, and duration of vertical oscillation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *82*(3), 957-966.

Lawther, A., & Griffin, M. (1988a). A survey of the occurrence of motion sickness amongst passengers at sea. *Aviat Space Environ Med*, *59*(5), 399-406.

Lawther, A., & Griffin, M. (1988b). Motion sickness and motion characteristics of vessels at sea. *Ergonomics*, *31*(10), 1373-1394.

Lawther, A., & Griffin, M. J. (1988c). A survey of the occurrence of motion sickness amongst passengers at sea. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *59*(5), 399-406.

Lederman, S. J., & Klatzky, R. L. (2009). Haptic perception : A tutorial. *Attention, Perception & Psychophysics*, *71*(7), 1439-1459. https://doi.org/10.3758/APP.71.7.1439

Lee, C. M., Jin, S.-P., Doh, E. J., Lee, D. H., & Chung, J. H. (2019). Regional variation of human skin surface temperature. *Annals of Dermatology*, *31*(3), 349. https://doi.org/10.5021/ad.2019.31.3.349

Leider, M. (1949). On the weight of the skin. *Journal of Investigative Dermatology*, *12*(3), 187-191. https://doi.org/10.1038/jid.1949.28

Leigh, R. J., & Zee, D. S. (1980). Eye movements of the blind. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, *19*(3), 328-331.

Leung, A. K. (2011). Motion Sickness. In *Common Problems in Ambulatory Pediatrics : Symptoms and Signs* (Leung AK, p. 323-328). Nova Science Publishers.

Levine, M. E., Stern, R. M., & Koch, K. L. (2006). The effects of manipulating expectations through placebo and nocebo administration on gastric tachyarrhythmia and motion-induced nausea. *Psychosomatic Medicine*, *68*(3), 478-486.

Li, D., & Chen, L. (2022). Mitigating motion sickness in automated vehicles with vibration cue system. *Ergonomics*, *65*(10), 1313-1325.

Li, D., Yu, T., & Tang, B. (2024). A review of carsickness mitigation : Navigating challenges and exploiting opportunities in the era of intelligent vehicles. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering*, *239*(10-11). https://doi.org/10.1177/09544070241269607

Li, L., Liu, R., Peng, C., Chen, X., & Li, J. (2022). Pharmacogenomics for the efficacy and side effects of antihistamines. *Experimental Dermatology*, *31*(7), 993-1004. https://doi.org/10.1111/exd.14602

Li, Z., Zhao, L., Chang, J., Li, W., Yang, M., Li, C., Wang, R., & Ji, L. (2022). EEG-based evaluation of motion sickness and reducing sensory conflict in a simulated autonomous driving environment. *2022 44th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, 4026-4030. https://doi.org/10.1109/EMBC48229.2022.9871407

Lichtenberg, B. K., Young, L. R., & Arrott, A. P. (1982). Human ocular counterrolling induced by varying linear accelerations. *Experimental Brain Research*, *48*(1). https://doi.org/10.1007/BF00239580

Lien, H.-C., Sun, W. M., Chen, Y.-H., Kim, H., Hasler, W., & Owyang, C. (2003). Effects of ginger on motion sickness and gastric slow-wave dysrhythmias induced by circular vection. *American Journal of Physiology-Gastrointestinal and Liver Physiology*, *284*(3), G481-G489. https://doi.org/10.1152/ajpgi.00164.2002

Lin, C.-T., Chuang, S.-W., Chen, Y.-C., Ko, L.-W., Liang, S.-F., & Jung, T.-P. (2007). EEG effects of motion sickness induced in a dynamic virtual reality environment. *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 3872-3875. https://doi.org/10.1109/IEMBS.2007.4353178

Lin, J. J.-W., Duh, H. B. L., Parker, D. E., Abi-Rached, H., & Furness, T. A. (2002). Effects of field of view on presence, enjoyment, memory, and simulator sickness in a virtual environment. *Proceedings IEEE Virtual Reality 2002*, 164-171. https://doi.org/10.1109/VR.2002.996519

Lindseth, G., & Lindseth, P. D. (1995). The relationship of diet to airsickness. *Aviat Space Environ Med*, *66*, 537-541.

Litleskare, S. (2021). The relationship between postural stability and cybersickness : It's complicated – An experimental trial assessing practical implications of cybersickness etiology. *Physiology & Behavior*, *236*, 113422. https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2021.113422

Liu, R., Zhuang, C., Yang, R., & Ma, L. (2020). Effect of economically friendly acustimulation approach against cybersickness in video-watching tasks using consumer virtual reality devices. *Applied Ergonomics*, *82*, 102946. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2019.102946

Liu, S.-H., Yu, N.-H., Chan, L., Peng, Y.-H., Sun, W.-Z., & Chen, M. Y. (2019). PhantomLegs : Reducing virtual reality sickness using head-worn haptic devices. *2019 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, 817-826. https://doi.org/10.1109/VR.2019.8798158

Lucas, G. (2021). *Réduction du mal du simulateur lors de la simulation longue durée pour la validation de véhicules autonomes* [Thèse de doctorat]. HESAM Université.

Lucas, G., Kemeny, A., Paillot, D., & Colombet, F. (2020). A simulation sickness study on a driving simulator equipped with a vibration platform. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, *68*, 15-22. https://doi.org/10.1016/j.trf.2019.11.011

M

MacRae, B. A., Annaheim, S., Spengler, C. M., & Rossi, R. M. (2018). Skin temperature measurement using contact thermometry : A systematic review of setup variables and their effects on measured values. *Frontiers in Physiology*, *9*, 29. https://doi.org/10.3389/fphys.2018.00029

Mahboobin, A., Loughlin, P., Atkeson, C., & Redfern, M. (2009). A mechanism for sensory re-weighting in postural control. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *47*(9), 921-929. https://doi.org/10.1007/s11517-009-0477-5

Mahboobin, A., Loughlin, P. J., Redfern, M. S., & Sparto, P. J. (2005). Sensory re-weighting in human postural control during moving-scene perturbations. *Experimental Brain Research*, *167*(2), 260-267. https://doi.org/10.1007/s00221-005-0053-7

Mahns, D. A., Perkins, N. M., Sahai, V., Robinson, L., & Rowe, M. J. (2006). Vibrotactile frequency discrimination in human hairy skin. *Journal of Neurophysiology*, *95*(3), 1442-1450. https://doi.org/10.1152/jn.00483.2005

Matchock, R. L., Levine, M. E., Gianaros, P. J., & Stern, R. M. (2008). Susceptibility to nausea and motion sickness as a function of the menstrual cycle. *Women's Health Issues*, *18*(4), 328-335. https://doi.org/10.1016/j.whi.2008.01.006

Matsangas, P., & McCauley, M. E. (2014a). Sopite syndrome : A revised definition. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *85*(6), 672-673. https://doi.org/10.3357/ASEM.3891.2014

Matsangas, P., & McCauley, M. E. (2014b). Yawning as a behavioral marker of mild motion sickness and sopite syndrome. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *85*(6), 658-661. https://doi.org/10.3357/ASEM.3897.2014

Matsangas, P., McCauley, M. E., & Becker, W. (2014). The effect of mild motion sickness and sopite syndrome on multitasking cognitive performance. *Human Factors*, *56*(6), 1124-1135. https://doi.org/10.1177/0018720814522484

Matviienko, A., Müller, F., Zickler, M., Gasche, L. A., Abels, J., Steinert, T., & Mühlhäuser, M. (2022). Reducing virtual reality sickness for cyclists in VR bicycle simulators. *CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, 1-14. https://doi.org/10.1145/3491102.3501959

Mayne, R. (1974). A systems concept of the vestibular organs. In *Handbook of Sensory Physiology Vestibular System Psychophysics, Applied Aspects and General Interpretations* (Kornhuber H, p. 493-580). Springer-Verlag.

McCauley, M. E., Royal, J. W., Wylie, C. D., O'Hanlon, J. F., & Mackie, R. R. (1976). Motion sickness incidence : Exploratory studies of habituation, pitch and roll, and the refinement of a mathematical model. *Canyon Research Group Inc Goleta Ca Human Factors Research Div. Technical report*.

McCorry, L. K. (2007). Physiology of the autonomic nervous system. *American Journal of Pharmaceutical Education*, *71*(78).

McGrath, B. J., Estrada, A., Braithwaite, M. G., Raj, A. K., & Rupert, A. H. (2004). Tactile situation awareness system flight demonstration final report. *US Army Aeromedical Research LABORATORY Report*.

McIntosh, I. B. (1998). Motion sickness—Questions and answers. *Journal of Travel Medicine*, *5*(2), 89-91. https://doi.org/10.1111/j.1708-8305.1998.tb00470.x

Melnicuk, V., Birrell, S., Crundall, E., & Jennings, P. (2017). Employing consumer electronic devices in physiological and emotional evaluation of common driving activities. *2017 IEEE Intelligent Vehicles Symposium (IV)*, 1529-1534. https://doi.org/10.1109/IVS.2017.7995926

Meschtscherjakov, A., Strumegger, S., & Trösterer, S. (2019). Bubble Margin : Motion sickness prevention while reading on smartphones in vehicles. *Human-Computer Interaction–INTERACT 2019: 17th IFIP TC 13 International Conference, Paphos, Cyprus, September 2–6, 2019, Proceedings, Part II 17*, *11747*, 660-677. https://doi.org/10.1007/978-3-030-29384-0_39

Meyer, P. F., Oddsson, L. I. E., & De Luca, C. J. (2004). Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbations of balance. *Experimental Brain Research*, *157*(4), 526-536. https://doi.org/10.1007/s00221-004-1868-3

Miksch, M., Steiner, M., Miksch, M., & Meschtscherjakov, A. (2016). Motion Sickness Prevention System (MSPS) : Reading between the lines. *Adjunct Proceedings of the 8th International Conference on Automotive User Interfaces and Interactive Vehicular Applications*, 147-152. https://doi.org/10.1145/3004323.3004340

Min, B.-C., Chung, S.-C., Min, Y.-K., & Sakamoto, K. (2004). Psychophysiological evaluation of simulator sickness evoked by a graphic simulator. *Applied Ergonomics*, *35*(6), 549-556. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2004.06.002

Mittelstaedt, H. (1999). The role of the otoliths in perception of the vertical and in path integration. *Annals of the New York Academy of Sciences*, *871*(1), 334-344. https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.1999.tb09196.x

Mittelstaedt, J. M. (2020). Individual predictors of the susceptibility for motion-related sickness : A systematic review. *Journal of Vestibular Research*, *30*(3), 165-193. https://doi.org/10.3233/VES-200702

Mittelstaedt, J. M., Wacker, J., & Stelling, D. (2019). Emotional and cognitive modulation of cybersickness : The role of pain catastrophizing and body awareness. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, *61*(2), 322-336. https://doi.org/10.1177/0018720818804382

Molisz, A., Ryk, M., Rataj, M., Kołaczyńska, B., Nowicka-Sauer, K., Przewoźny, T., Sauer, M., Gutknecht, P., Trzeciak, B., & Siebert, J. (2020). Cardiovascular testing of seasickness in healthy volunteers on life rafts. *International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health*, *33*(4), 467-477. https://doi.org/10.13075/ijomeh.1896.01424

Money, K. E. (1970). Motion sickness. *Physiological Review*, *50*, 1-39.

Morimoto, A., Isu, N., Okumura, T., Araki, Y., Kawai, A., & Masui, F. (2008). Image rendering for reducing carsickness in watching onboard video display. *2008 Digest of Technical Papers - International Conference on Consumer Electronics*, 1-2. https://doi.org/10.1109/ICCE.2008.4587866

Morrell, J., & Wasilewski, K. (2010). Design and evaluation of a vibrotactile seat to improve spatial awareness while driving. *2010 IEEE Haptics Symposium*, 281-288. https://doi.org/10.1109/HAPTIC.2010.5444642

Mühlbacher, D., Tomzig, M., Reinmüller, K., & Rittger, L. (2020). Methodological considerations concerning motion sickness investigations during automated driving. *Information*, *11*(5), 265. https://doi.org/10.3390/info11050265

Müller, V., Remus, K., Hoffmann, V., Tschöp, M. H., & Meissner, K. (2016). Effectiveness of a placebo intervention on visually induced nausea in women – A randomized controlled pilot study. *Journal of Psychosomatic Research*, *91*, 9-11. https://doi.org/10.1016/j.jpsychores.2016.09.012

Murdin, L., Chamberlain, F., Cheema, S., Arshad, Q., Gresty, M. A., Golding, J. F., & Bronstein, A. (2015). Motion sickness in migraine and vestibular disorders. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, *86*(5), 585-587.

N

Nachum, Z., Shupak, A., Letichevsky, V., Ben-David, J., Tal, D., Tamir, A., Talmon, Y., Gordon, C. R., & Luntz, M. (2004). Mal de debarquement and posture : Reduced reliance on vestibular and visual Cues. *The Laryngoscope*, *114*(3), 581-586. https://doi.org/10.1097/00005537-200403000-00036

Nalivaiko, E., Rudd, J. A., & So, R. H. (2014). Motion sickness, nausea and thermoregulation : The "toxic" hypothesis. *Temperature*, *1*(3), 164-171. https://doi.org/10.4161/23328940.2014.982047

Napadow, V., Sheehan, J. D., Kim, J., LaCount, L. T., Park, K., Kaptchuk, T. J., Rosen, B. R., & Kuo, B. (2013). The brain circuitry underlying the temporal evolution of nausea in humans. *Cerebral Cortex*, *23*(4), 806-813. https://doi.org/10.1093/cercor/bhs073

Nesbitt, K., Davis, S., Blackmore, K., & Nalivaiko, E. (2017). Correlating reaction time and nausea measures with traditional measures of cybersickness. *Displays*, *48*, 1-8. https://doi.org/10.1016/j.displa.2017.01.002

Nie, G.-Y., Duh, H. B.-L., Liu, Y., & Wang, Y. (2020). Analysis on mitigation of visually induced motion sickness by applying dynamical blurring on a user's retina. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, *26*(8), 2535-2545. https://doi.org/10.1109/TVCG.2019.2893668

Nieuwenhuijsen, J. H. (1958). *Experimental investigations on seasickness* [Thèse de doct.].

Nikkhah Bodagh, M., Maleki, I., & Hekmatdoost, A. (2019). Ginger in gastrointestinal disorders : A systematic review of clinical trials. *Food Science & Nutrition*, *7*(1), 96-108. https://doi.org/10.1002/fsn3.807

Nobel, G., Tribukait, A., Mekjavic, I. B., & Eiken, O. (2012). Effects of motion sickness on thermoregulatory responses in a thermoneutral air environment. *European Journal of Applied Physiology*, *112*(5), 1717-1723. https://doi.org/10.1007/s00421-011-2142-6

Nunes, C. P., Rodrigues, C. D. C., Cardoso, C. A. F., Cytrynbaum, N., Kaufman, R., Rzetelna, H., Goldwasser, G., Santos, A., Oliveira, L., & Geller, M. (2020). Clinical evaluation of the use of ginger extract in the preventive management of motion sickness. *Current Therapeutic Research*, *92*, 100591. https://doi.org/10.1016/j.curtheres.2020.100591

O

O'Hanlon, J. F., & McCauley, M. E. (1974). Motion sickness incidence as a function of the frequency and acceleration of vertical sinusoidal motion. *Aerospace Medicine and Human Performance*, *45*, 366-369.

Oman, C. M., & Cullen, K. E. (2014). Brainstem processing of vestibular sensory exafference : Implications for motion sickness etiology. *Experimental Brain Research*, *232*(8), 2483-2492. https://doi.org/10.1007/s00221-014-3973-2

Ouyang, Q., Wu, J., Shao, Z., & Chen, D. (2018). A vibrotactile belt to display precise directional information for visually impaired. *IEICE Electronics Express*, *15*(20), 20180615-20180615. https://doi.org/10.1587/elex.15.20180615

P

Paillard, A. C., Lamôré, M., Etard, O., Millot, J.-L., Jacquot, L., Denise, P., & Quarck, G. (2014). Is there a relationship between odors and motion sickness? *Neuroscience Letters*, *566*, 326-330. https://doi.org/10.1016/j.neulet.2014.02.049

Paillard, A. C., Quarck, G., Paolino, F., Denise, P., Paolino, M., Golding, J. F., & Ghulyan-Bedikian, V. (2013). Motion sickness susceptibility in healthy subjects and vestibular patients : Effects of gender, age and trait-anxiety. *Journal of Vestibular Research*, *23*(4-5), 203-209.

Palmisano, S., Allison, R. S., Schira, M. M., & Barry, R. J. (2015). Future challenges for vection research : Definitions, functional significance, measures, and neural bases. *Frontiers in Psychology*, *6*. https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.00193

Palmisano, S., & Constable, R. (2022). Reductions in sickness with repeated exposure to HMD-based virtual reality appear to be game-specific. *Virtual Reality*, *26*(4), 1373-1389. https://doi.org/10.1007/s10055-022-00634-6

Park, J.-R., Lim, D.-W., Lee, S.-Y., Lee, H.-W., Choi, M.-H., & Chung, S.-C. (2008). Long-term study of simulator sickness : Differences in EEG response due to individual sensitivity. *International Journal of Neuroscience*, *118*(6), 857-865. https://doi.org/10.1080/00207450701239459

Parreira, R. B., Grecco, L. A. C., & Oliveira, C. S. (2017). Postural control in blind individuals : A systematic review. *Gait & Posture*, *57*, 161-167. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.008

Peck, K., Russo, F., Campos, J. L., & Keshavarz, B. (2020). Examining potential effects of arousal, valence, and likability of music on visually induced motion sickness. *Experimental Brain Research*, *238*(10), 2347-2358. https://doi.org/10.1007/s00221-020-05871-2

Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, *88*(3), 1097-1118. https://doi.org/10.1152/jn.2002.88.3.1097

Peterka, R. J., & Loughlin, P. J. (2004). Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, *91*(1), 410-423. https://doi.org/10.1152/jn.00516.2003

Pethybridge, R. J., Davies, J. W., & Walters, J. D. (1978). A pilot study on the incidence of sea sickness in RN personnel on 2 ships. *England: Institute of Naval Medicine*, 55-78.

Pham Xuan, R., Xiong, Y., Brietzke, A., & Marker, S. (2021). Thermal infrared imaging based facial temperature in comparison to ear temperature during a real-driving scenario. *Journal of Thermal Biology*, *96*, 102806. https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2020.102806

Pöhlmann, K. M. T., Auf Der Heyde, M. S. K., Li, G., Verstraten, F., Brewster, S. A., & McGill, M. (2022). Can visual motion presented in a VR headset reduce motion sickness for vehicle passengers? *Adjunct Proceedings of the 14th International Conference on Automotive User Interfaces and Interactive Vehicular Applications*, 114-118. https://doi.org/10.1145/3544999.3552488

Pot-Kolder, R., Veling, W., Counotte, J., & Van Der Gaag, M. (2018). Anxiety partially mediates cybersickness symptoms in immersive virtual reality environments. *Cyberpsychology, Behavior, and Social Networking*, *21*(3), 187-193. https://doi.org/10.1089/cyber.2017.0082

Pozzo, T., Berthoz, A., & Lefort, L. (1990). Head stabilization during various locomotor tasks in humans : I. Normal subjects. *Experimental Brain Research*, *82*(1). https://doi.org/10.1007/BF00230842

Probst, T., Krafczyk, S., Büchele, W., & Brandt, T. (1982). Visual prevention from motion sickness in cars. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, *231*, 409-421.

Proske, U., & Gandevia, S. C. (2012). The proprioceptive senses : Their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiological Reviews*, *92*(4), 1651-1697. https://doi.org/10.1152/physrev.00048.2011

Purves, D., Augustine, G. J., Fitzpatrick, D., Hall, W. C., LaMantia, A. S., McNamara, J. O., & White, L. E. (2018). *Neurosciences* (6th éd.). Sinauer Associates.

Q

Quinn, V. F., & Colagiuri, B. (2016). Sources of placebo-induced relief from nausea : The role of instruction and conditioning. *Psychosomatic Medicine*, *78*(3), 365-372. https://doi.org/10.1097/PSY.0000000000000265

R

Rahimzadeh, G., Tay, A., Travica, N., Lacy, K., Mohamed, S., Nahavandi, D., Pławiak, P., Qazani, M. C., & Asadi, H. (2023). Nutritional and behavioral countermeasures as medication approaches to relieve motion sickness : A comprehensive review. *Nutrients*, *15*(6), 1320. https://doi.org/10.3390/nu15061320

Reason, J. T. (1970). Motion sickness : A special case of sensory rearrangement. *Adv Sci*, *26*(130), 386-393.

Reason, J. T. (1978). Motion sickness adaptation : A neural mismatch model. *J R Soc Med*, *71*(11), 819-829.

Reason, J. T., & Brand, J. J. (1975). *Motion Sickness*. Academic Press.

Reavley, C. M., Golding, J. F., Cherkas, L. F., Spector, T. D., & MacGregor, A. J. (2006). Genetic influences on motion sickness susceptibility in adult women : A classical twin study. *Aviation, space, and environmental medicine*, *77*(11), 1148-1152.

Reed-Jones, R. J., Vallis, L. A., Reed-Jones, J. G., & Trick, L. M. (2008). The relationship between postural stability and virtual environment adaptation. *Neuroscience Letters*, *435*(3), 204-209. https://doi.org/10.1016/j.neulet.2008.02.047

Ressiot, E., Dolz, M., Bonne, L., & Marianowski, R. (2013). Prospective study on the efficacy of optokinetic training in the treatment of seasickness. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*, *130*(5), 263-268. https://doi.org/10.1016/j.anorl.2012.03.009

Reuten, A. J. C., Smeets, J. B. J., Rausch, J., Martens, M. H., Schmidt, E. A., & Bos, J. E. (2023). The (in)effectiveness of anticipatory vibrotactile cues in mitigating motion sickness. *Experimental Brain Research*, *241*(5), 1251-1261. https://doi.org/10.1007/s00221-023-06596-8

Ricciardi, E., Vanello, N., Sani, L., Gentili, C., Scilingo, E. P., Landini, L., Guazzelli, M., Bicchi, A., Haxby, J. V., & Pietrini, P. (2007). The effect of visual experience on the development of functional architecture in hMT+. *Cerebral Cortex*, *17*(12), 2933-2939. https://doi.org/10.1093/cercor/bhm018

Riccio, G. E., & Stoffregen, T. A. (1991). An ecological theory of motion sickness and postural instability. *Ecological psychology*, *3*(3), 195-240.

Röder, B., Kekunnaya, R., & Guerreiro, M. J. S. (2021). Neural mechanisms of visual sensitive periods in humans. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *120*, 86-99. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2020.10.030

Röder, B., Rösler, F., & Spence, C. (2004). Early vision impairs tactile perception in the blind. *Current Biology*, *14*(2), 121-124. https://doi.org/10.1016/j.cub.2003.12.054

Rogers, D. K., Bendrups, A. P., & Lewis, M. M. (1985). Disturbed proprioception following a period of muscle vibration in humans. *Neuroscience Letters*, *57*(2), 147-152. https://doi.org/10.1016/0304-3940(85)90054-0

Roll, R., Kavounoudias, A., & Roll, J. P. (2002). Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness. *Neuroreport*, *13*(15), 1957-1961.

Rolnick, A., & Bles, W. (1989). Performance and well-being under tilting conditions : The effects of visual reference and artificial horizon. *Aviat. Space Environ. Med.*, *60*, 779-785.

Rousseau, C. (2016). *Comment la gravité est intégrée lors de la planification motrice : Approches comportementale et pas imagerie cérébrale* [Thèse de doctorat]. Université de Bourgogne.

Rupert, A. H., Guedry, F. E., & Reschke, M. F. (1994). The use of a tactile interface to convey position and motion perceptions. *Virtual Interfaces: Research and Applications*. AGARD.

Rupert, A. H., Lawson, B. D., & Basso, J. E. (2016). Tactile situation awareness system : Recent developments for aviation. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, *60*(1), 722-726. https://doi.org/10.1177/1541931213601165

Russell, M. E. B., Hoffman, B., Stromberg, S., & Carlson, C. R. (2014). Use of controlled diaphragmatic breathing for the management of motion sickness in a virtual reality environment. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, *39*(3-4), 269-277. https://doi.org/10.1007/s10484-014-9265-6

S

Salter, S., Diels, C., Kanarachos, S., Thake, D., Herriotts, P., & Depireux, D. A. (2019). Increased bone conducted vibration reduces motion sickness in automated vehicles. *International Journal of Human Factors and Ergonomics*, *6*(4), 299-318.

Sang, F. D. Y. P., Billar, J. P., Golding, J. F., & Gresty, M. A. (2003). Behavioral methods of alleviating motion sickness : Effectiveness of controlled breathing and a music audiotape. *Journal of Travel Medicine*, *10*(2), 108-111. https://doi.org/10.2310/7060.2003.31768

Sawada, Y., Itaguchi, Y., Hayashi, M., Aigo, K., Miyagi, T., Miki, M., Kimura, T., & Miyazaki, M. (2020). Effects of synchronised engine sound and vibration presentation on visually induced motion sickness. *Scientific reports*, *10*(1), 1-10.

Schmidt, E. A., Kuiper, O. X., Wolter, S., Diels, C., & Bos, J. E. (2020). An international survey on the incidence and modulating factors of carsickness. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, *71*, 76-87. https://doi.org/10.1016/j.trf.2020.03.012

Schmidt, R. A., Lee, T. D., Winstein, C. J., Wulf, G., & Zelaznik, H. N. (2018). *Motor control and learning : A behavioral emphasis* (Sixth edition). Human Kinetics.

Schwesig, R., Goldich, Y., Hahn, A., Müller, A., Kohen-Raz, R., Kluttig, A., & Morad, Y. (2011). Postural control in subjects with visual impairment. *European Journal of Ophthalmology*, *21*(3), 303-309. https://doi.org/10.5301/EJO.2010.5504

Sclocco, R., Kim, J., Garcia, R. G., Sheehan, J. D., Beissner, F., Bianchi, A. M., Cerutti, S., Kuo, B., Barbieri, R., & Napadow, V. (2014). Brain circuitry supporting multi-organ autonomic outflow in response to nausea. *Cerebral Cortex*, bhu172. https://doi.org/10.1093/cercor/bhu172

Seay, A. F., Krum, D. M., Hodges, L., & Ribarsky, W. (2001). Simulator sickness and presence in a high FOV virtual environment. *Proceedings IEEE Virtual Reality*, 299-300. https://doi.org/10.1109/VR.2001.913806

Shahal, B., Nachum, Z., Spitzer, O., Ben-David, J., Duchman, H., Podoshin, L., & Shupak, A. (1999). Computerized dynamic posturography and seasickness susceptibility. *The Laryngoscope*, *109*(12), 1996-2000. https://doi.org/10.1097/00005537-199912000-00019

Sharma, K. (1980). Susceptibility to motion sickness. *Acta Geneticae Medicae et Gemellologiae: Twin Research*, *29*(2), 157-162. https://doi.org/10.1017/S0001566000008643

Sharon, J. D., & Hullar, T. E. (2014). Motion sensitivity and caloric responsiveness in vestibular migraine and Meniere's disease. *The Laryngoscope*, *124*(4), 969-973. https://doi.org/10.1002/lary.24285

Sherman, K. R., & Keller, E. L. (1986). Vestibulo-ocular reflexes of adventitiously and congenitally blind adults. *Investigative ophthalmology & visual science*, *27*(7), 1154-1159.

Shupak, A., & Gordon, C. R. (2006). Motion Sickness : Advances in pathogenesis, prediction, prevention, and treatment. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *77*(12), 1213-1223.

Sjörs, A., Dahlman, J., Ledin, T., Gerdle, B., & Falkmer, T. (2010). Effects of motion sickness on encoding and retrieval performance and on psychophysiological responses. *Journal of Ergonomics*, *4*(1).

Smart, L. J., Stoffregen, T. A., & Bardy, B. G. (2002). Visually induced motion sickness predicted by postural instability. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, *44*(3), 451-465. https://doi.org/10.1518/0018720024497745

Smyth, J., Birrell, S., Woodman, R., & Jennings, P. (2021). Exploring the utility of EDA and skin temperature as individual physiological correlates of motion sickness. *Applied Ergonomics*, *92*, 103315.

Spector, R. (1990). Visual Fields. In H. K. Walker, W. D. Hall, & J. W. Hurst (Éds.), *Clinical methods : The history, physical, and laboratory examinations* (3rd ed). Butterworths.

Spinks, A., & Wasiak, J. (2011). Scopolamine (hyoscine) for preventing and treating motion sickness. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, *6*. https://doi.org/ei

Stern, R. M., Hu, S., Uijtdehaage, S. H. J., Muth, E. R., Xu, L. H., & Koch, K. L. (1996). Asian hypersusceptibility to motion sickness. *Human Heredity*, *46*(1), 7-14. https://doi.org/10.1159/000154318

Stern, R. M., Koch, K. L., Leibowitz, H. W., Lindblad, I. M., Shupert, C. L., & Stewart, W. R. (1985). Tachygastria and motion sickness. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *56*(11), 1074-1077.

Stern, R. M., Koch, K. L., Stewart, W. R., & Lindblad, I. M. (1987). Spectral analysis of tachygastria recorded during motion sickness. *Gastroenterology*, *92*(1), 92-97. https://doi.org/10.1016/0016-5085(87)90843-2

Stevens, J. C., & Choo, K. K. (1996). Spatial acuity of the body surface over the life span. *Somatosensory & Motor Research*, *13*(2), 153-166. https://doi.org/10.3109/08990229609051403

Stoffregen, T. A., Hettinger, L. J., Haas, M. W., Roe, M. M., & Smart, L. J. (2000). Postural instability and motion sickness in a fixed-base flight simulator. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, *42*(3), 458-469. https://doi.org/10.1518/001872000779698097

Stoffregen, T. A., & Smart, L. J. (1998). Postural instability precedes motion sickness. *Brain Research Bulletin*, *47*(5), 437-448. https://doi.org/10.1016/S0361-9230(98)00102-6

Stoffregen, T. A., Yoshida, K., Villard, S., Scibora, L., & Bardy, B. (2010). Stance width influences postural stability and motion sickness. *Ecological Psychology*, *22*, 169-191. https://doi.org/10.1080/10407413.2010.496645

Stott, J. R. R. (1986). Mechanisms and treatment of motion illness. In C. J. Davis, G. V. Lake-Bakaar, & D. G. Grahame-Smith (Éds.), *Nausea and vomiting : Mechanisms and treatment* (Vol. 3, p. 110-129). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-70479-6_9

Stromberg, S. E., Russell, M. E., & Carlson, C. R. (2015). Diaphragmatic breathing and its effectiveness for the management of motion sickness. *Aerospace Medicine and Human Performance*, *86*(5), 452-457. https://doi.org/10.3357/AMHP.4152.2015

Strupp, M., Kim, J.-S., Murofushi, T., Straumann, D., Jen, J. C., Rosengren, S. M., Della Santina, C. C., & Kingma, H. (2017). Bilateral vestibulopathy : Diagnostic criteria Consensus document of the Classification Committee of the Bárány Society1. *Journal of Vestibular Research*, *27*(4), 177-189. https://doi.org/10.3233/VES-170619

Suzuki, K., & Jansson, H. (2003). An analysis of driver's steering behaviour during auditory or haptic warnings for the designing of lane departure warning system. *JSAE Review*, *24*(1), 65-70. https://doi.org/10.1016/S0389-4304(02)00247-3

T

Takeda, N., Morita, M., Horii, A., Nishiike, S., Kitahara, T., & Uno, A. (2001). Neural mechanisms of motion sickness. *The Journal of Medical Investigation: JMI*, *48*(1-2), 44-59.

Tal, D., Bar, R., Nachum, Z., Gil, A., & Shupak, A. (2010). Postural dynamics and habituation to seasickness. *Neuroscience Letters*, *479*.

Tal, D., Gonen, A., Wiener, G., Bar, R., Gil, A., Nachum, Z., & Shupak, A. (2012). Artificial horizon effects on motion sickness and performance. *Otology & Neurotology*, *33*(5), 878-885. https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e318255ddab

Talsma, T. M. W., Hassanain, O., Happee, R., & de Winkel, K. N. (2023). Validation of a moving base driving simulator for motion sickness research. *Applied Ergonomics*, *106*, 103897. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2022.103897

Teixeira, J., & Palmisano, S. (2021). Effects of dynamic field-of-view restriction on cybersickness and presence in HMD-based virtual reality. *Virtual Reality*, *25*(2), 433-445. https://doi.org/10.1007/s10055-020-00466-2

Tian, P., Xu, G., Han, C., Zheng, X., Zhang, K., Du, C., Wei, F., & Zhang, S. (2022). Effects of paradigm color and screen brightness on visual fatigue in light environment of night based on eye tracker and EEG acquisition equipment. *Sensors*, *22*(11), 4082. https://doi.org/10.3390/s22114082

Treisman, M. (1977). Motion sickness : An evolutionary hypothesis. *Science*, *197.4302*, 493-495.

Turner, M., & Griffin, M. (1999a). Motion sickness in public road transport : The effect of driver, route and vehicle. *Ergonomics*, *42*(12), 1646-1664. https://doi.org/10.1080/001401399184730

Turner, M., & Griffin, M. (1999b). Motion sickness in public road transport : The relative importance of motion, vision and individual differences. *British Journal of Psychology*, *90*(4), 519-530.

Turner, M., & Griffin, M. (2000). Airsickness and aircraft motion during short-haul flights. *Aviat Space Environ Med*, *71*(12), 1181-1189.

U

Ungerleider, L. G., & Mishkin, M. (1982). Two cortical visual systems. In D. J. Ingle, M. A. Goodale, & J. W. Mansfield (Éds.), *Analysis of visual behavior* (p. 549-586). The MIT Press.

V

Van Egmond, A. A. J., Groen, J. J., & Jongkees, L. B. W. (1949). The mechanics of the semicircular canal. *The Journal of Physiology*, *110*(1-2), 1-17. https://doi.org/10.1113/jphysiol.1949.sp004416

Van Erp, J. B. F. (2001). Tactile navigation display. In S. Brewster & R. Murray-Smith (Éds.), *Haptic Human-Computer Interaction* (Vol. 2058, p. 165-173). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/3-540-44589-7_18

Van Erp, J. B. F. (2002). Guidelines for the use of vibro-tactile displays in human computer interaction. *Proceedings of eurohaptics*, *2002*, 18-22.

Van Erp, J. B. F. (2005). Vibrotactile spatial acuity on the torso : Effects of location and timing parameters. *First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, 80-85. https://doi.org/10.1109/WHC.2005.144

Van Erp, J. B. F., & Van Veen, H. A. H. C. (2001). Vibro-tactile information presentation in automobiles. *Proceedings of eurohaptics*, *2001*, 99-104.

Van Erp, J. B. F., & Van Veen, H. A. H. C. (2004). Vibrotactile in-vehicle navigation system. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, *7*(4-5), 247-256. https://doi.org/10.1016/j.trf.2004.09.003

Van Erp, J. B. F., Van Veen, H. A. H. C., Jansen, C., & Dobbins, T. (2005). Waypoint navigation with a vibrotactile waist belt. *ACM Transactions on Applied Perception*, *2*(2), 106-117. https://doi.org/10.1145/1060581.1060585

Van Erp, J. B. F., & Werkhoven, P. J. (2004). Vibro-Tactile and Visual Asynchronies : Sensitivity and Consistency. *Perception*, *33*(1), 103-111. https://doi.org/10.1068/p5014

Voss, P. (2013). Sensitive and critical periods in visual sensory deprivation. *Frontiers in Psychology*, *4*. https://doi.org/10.3389/fpsyg.2013.00664

W

Wada, T., Konno, H., Fujisawa, S., & Doi, S. (2012). Can passengers' active head tilt decrease the severity of carsickness? : Effect of head tilt on severity of motion sickness in a lateral acceleration environment. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, *54*(2), 226-234. https://doi.org/10.1177/0018720812436584

Wall, C., Lyford, N. D., Sienko, K. H., & Balkwill, M. D. (2011). The design and development of a production prototype balance belt. *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 3524-3528. https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090585

Wall, C., & Weinberg, M. S. (2003). Balance prostheses for postural control. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, *22*(2), 84-90. https://doi.org/10.1109/MEMB.2003.1195701

Wall, C., Weinberg, M. S., Schmidt, P. B., & Krebs, D. E. (2001). Balance prosthesis based on micromechanical sensors using vibrotactile feedback of tilt. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *48*(10), 1153-1161. https://doi.org/10.1109/10.951518

Wan, H., Hu, S., & Wang, J. (2003). Correlation of phasic and tonic skin-conductance responses with severity of motion sickness induced by viewing an optokinetic rotating drum. *Perceptual and Motor Skills*, *97*(3_suppl), 1051-1057. https://doi.org/10.2466/pms.2003.97.3f.1051

Warwick-Evans, L. A., Symons, N., Fitch, T., & Burrows, L. (1998). Evaluating sensory conflict and postural instability. Theories of motion sickness. *Brain Research Bulletin*, *47*(5), 465-469. https://doi.org/10.1016/S0361-9230(98)00090-2

Webb, N. A., & Griffin, M. J. (2003). *Eye movement, vection, and motion sickness with foveal and peripheral vision*. *74*(6).

Wei, X., Wang, Z., Zhang, L., Liu, W., Su, D., & Li, L. (2011). Verification of motion sickness index in mice. *CNS Neuroscience & Therapeutics*, *17*(6), 790-792. https://doi.org/10.1111/j.1755-5949.2011.00272.x

Weimer, K., Schulte, J., Maichle, A., Muth, E. R., Scisco, J. L., Horing, B., Enck, P., & Klosterhalfen, S. (2012). Effects of ginger and expectations on symptoms of nausea in a balanced placebo design. *PLoS ONE*, *7*(11), e49031. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0049031

Weinstein, S. (1968). Intensive and extensive aspects of tactile sensitivity as a function of body part, sex, and laterality. In D. Kenshalo (Éd.), *The Skin Senses* (p. 195-222).

Weiskrantz, L., Warrington, E. K., Sanders, M. D., & Marshall, J. (1974). Visual capacity in the hemianopic field following a restricted occipital ablation. *Brain*, *97*(1), 709-728.

Wertheim, A., Bos, J. E., & Bles, W. (1998). Contributions of roll and pitch to sea sickness. *Brain Research Bulletin*, *47*(5), 517-524. https://doi.org/10.1016/S0361-9230(98)00098-7

Wibble, T., Engström, J., Verrecchia, L., & Pansell, T. (2020). The effects of meclizine on motion sickness revisited. *British Journal of Clinical Pharmacology*, *86*(8), 1510-1518. https://doi.org/10.1111/bcp.14257

Wilpizeski, C. R., Lowry, L. D., Contrucci, R. B., Green, S. J., & Goldman, W. S. (1985). Effects of head and body restraint on experimental motion-induced sickness in squirrel monkeys. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *56*(11), 1070-1073.

Wood, C. D., Stewart, J. J., Wood, M. J., Struve, F. A., Straumanis, J. J., Mims, M. E., & Patrick, G. Y. (1994). Habituation and Motion Sickness. *The Journal of Clinical Pharmacology*, *34*(6), 628-634. https://doi.org/10.1002/j.1552-4604.1994.tb02016.x

Wood, S. J. (2002). Human otolith–ocular reflexes during off-vertical axis rotation : Effect of frequency on tilt–translation ambiguity and motion sickness. *Neuroscience Letters*, *323*(1), 41-44. https://doi.org/10.1016/S0304-3940(02)00118-0

Woodman, P., & Griffin, M. (1997). Effect of direction of head movement on motion sickness caused by Coriolis stimulation. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *68*(2), 93-98.

Wulvik, A. S., Dybvik, H., & Steinert, M. (2020). Investigating the relationship between mental state (workload and affect) and physiology in a control room setting (ship bridge simulator). *Cognition, Technology & Work*, *22*(1), 95-108. https://doi.org/10.1007/s10111-019-00553-8

Wurtz, R., & Kandel, E. (2000). Perception of motion, depth and form. In E. Kandel, J. Schwartz, & Jessell (Éds.), *Principles of neural science* (4th éd., p. 548-571).

Y

Yanus, T. M., & Malmstrom, F. V. (1994). Is motion sickness hereditary? *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, *38*(13), 796-800. https://doi.org/10.1177/154193129403801304

Yates, B. J., Catanzaro, M. F., Miller, D. J., & McCall, A. A. (2014). Integration of vestibular and emetic gastrointestinal signals that produce nausea and vomiting : Potential contributions to motion sickness. *Experimental Brain Research*, *232*(8), 2455-2469. https://doi.org/10.1007/s00221-014-3937-6

Yokota, Y., Aoki, M., Mizuta, K., Ito, Y., & Isu, N. (2005). Motion sickness susceptibility associated with visually induced postural instability and cardiac autonomic responses in healthy subjects. *Acta Oto-Laryngologica*, *125*(3), 280-285. https://doi.org/10.1080/00016480510003192

Yusof, N. M. (2019). *Comfort in autonomous car : Mitigating motion sickness by enhancing situation awareness through haptic displays* [Thèse de doct.]. Eindhoven University of Technology.

Yusof, N. M., Karjanto, J., Terken, J. M. B., Delbressine, F. L. M., & Rauterberg, G. W. M. (2020). Gaining situation awareness through a vibrotactile display to mitigate motion sickness in fully-

automated driving cars. *International Journal of Automotive and Mechanical Engineering*, *17*(1), 7771-7783. https://doi.org/10.15282/ijame.17.1.2020.23.0578

Z

Zhong, W., Zhu, J., Yi, J., Zhao, C., Shi, Y., Kang, Q., Huang, J., Hao, L., & Lu, J. (2022). Biochemical analysis reveals the systematic response of motion sickness mice to ginger (Zingiber officinale) extract's amelioration effect. *Journal of Ethnopharmacology*, *290*, 115077. https://doi.org/10.1016/j.jep.2022.115077

Zijlstra, F. R. H. (1993). *Efficiency in work behaviour : A design approach for modern tools* [Thèse de doct.]. Technische Universiteit Delft.

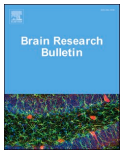
ANNEXE 1 : Étude 1

Brain Research Bulletin 217 (2024) 111063

Contents lists available at ScienceDirect

Brain Research Bulletin

journal homepage: www.elsevier.com/locate/brainresbull



Research report

Motion sickness and visual impairment

Camille de Thierry de Faletans *, Eric Watelain, Pascale Duché

Laboratory « Jeunesse – Activité Physique et Sportive– Santé » (J-AP2S) UR 201723207F, University of Toulon, Toulon, France

ARTICLE INFO

Keywords:
Visual system
Sensory conflict
MSSQ
Susceptibility
Blindness

ABSTRACT

Motion sickness (MS) is caused by exposure to unfamiliar movements. The theory is that MS is due to a conflict between information perceived by the vestibular, visual, and somatosensory systems. This study examines the role of vision in MS by comparing MS susceptibility among individuals with varying degrees of visual impairments to sighted individuals. We hypothesized that subjects with no perception of light would be less susceptible to MS than less impaired subjects, who would themselves be less susceptible than sighted subjects. To address these, the Motion Sickness Susceptibility Questionnaire (MSSQ[1]) was administered to 340 subjects (170 visually impaired paired with 170 sighted subjects) to assess their susceptibility to various modes of transport under real conditions. Visually impaired subjects were divided into subgroups according to the presence (partially sighted) or absence (totally blind) of light perception, as well as the period of onset of impairment (congenital or acquired). Totally blind individuals are significantly less susceptible to MS than partially sighted ($p = 0.001$), and sighted ($p < 0.001$) subjects, with no difference between partially sighted and sighted subjects ($p = 0.526$). Additionally, acquired totally blind subjects are less susceptible to MS than congenitally blind subjects ($p = 0.038$). Thus, despite a lower susceptibility totally blind subjects may still be susceptible to MS. The absence of vision reduces MS susceptibility but does not completely prevent it. This suggests that vision is more a mediator, than an essential condition for MS appearance.

1. Introduction

Motion sickness (MS) is a discomfort caused by physical (e.g., car, boat, etc) or visual motion (Visually Induced Motion Sickness, VIMS, e.g., virtual reality, IMAX film, etc.), simulating sensory systems (visual, somatosensory, vestibular) (Golding, 2016). MS symptoms fall into four categories: gastrointestinal disorders, thermoregulatory disorders, dizziness/headaches, and decreased arousal (Sopite syndrome) (Cha et al., 2021). Susceptibility varies by environment, transportation type, and individual characteristics. For instance, age influences susceptibility: very young children are generally unaffected, but it appears around ages 6–7, peaks at 10, and decreases from adolescence into adulthood (Golding, 2006). Some authors suggest susceptibility continues to decline throughout life, but it might be due to avoiding modes of transportation that cause MS (Golding, 2006; Lamb and Kwok, 2015; Paillard et al., 2013). Sex is also important, with females generally more susceptible than males (Mittelstaedt, 2020).

The main explanation for MS is the sensory conflict theory (Reason, 1978; Reason and Brand, 1975). MS occurs when the brain receives conflicting information about body movements from different sensory systems (visual, vestibular, and somatosensory). Sensory information forms a perceived movement model, which the central nervous system compares to an internal model based on past experiences and multisensory expectations. If the perceived and internal models match, the motion is perceived correctly. If they diverge, MS symptoms occur. Thus, according to the sensory conflict model, MS is related to the coherence of information from different sensory systems.

Studies on patients with vestibular system dysfunctions highlight the inner ear's prominent role in MS susceptibility. Individuals with complete bilateral vestibulopathy are less susceptible to MS, while those with unilateral vestibulopathy are more susceptible than the control population (Paillard et al., 2013; Johnson et al., 1999; Murdin et al., 2015). Conversely, the visual system is generally regarded as a modulator (Golding, 2017; Graybiel, 1970). Yet, the visual system contributes to the visual-vestibular conflict (Reason, 1978), and visual stimulation alone can induce MS (VIMS) (Chen et al., 2016). Furthermore, gaze orientation is crucial in reducing MS, such as looking outward during travel or being on deck to observe ship movements relative to the horizon (Turner and Griffin, 1999). Providing additional visual information about motion can also help reduce MS (de Thierry de Faletans et al.,

* Corresponding author.
E-mail address: watelaindeth@univ-tln.fr (C. de Thierry de Faletans).

https://doi.org/10.1016/j.brainresbull.2024.111063
Received 26 July 2024; Received in revised form 28 August 2024; Accepted 29 August 2024
Available online 30 August 2024
0361-9230/© 2024 The Authors. Published by Elsevier Inc. This is an open access article under the CC BY license (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

2024; Emond et al., 2023). Thus, consistent visual and vestibular can reduce MS, while discordance can exacerbate it.

Several studies have examined the effect of vision absence on MS in sighted individuals by comparing symptoms in different conditions: eyes open with an outside view, eyes open with an inside vehicle view, and blindfolded. Some authors found that removing visual information reduces MS compared to an inside vehicle view (Bos et al., 2005; Ishak et al., 2018; Probst et al., 1982), while others found no difference (Butler and Griffin, 2006; Griffin and Newman, 2004; Mills and Griffin, 2000). Most studies concluded that subjects experienced more symptoms with eyes closed than with an outside view (Probst et al., 1982; Griffin and Newman, 2004; Mills and Griffin, 2000; Butler and Griffin, 2009). According to Bos et al. (Bos et al., 2005), MS intensity increases when visual and vestibular information diverges (eyes open indoors), and decreases when they converge (eyes open outdoors). When only vestibular information is available (blindfold), MS may reach an intermediate level.

In this context, the susceptibility of visually impaired individuals to MS is a pertinent question due to differences in the central nervous system's anatomical and functional organization of the central nervous system between visually and non-visually impaired subjects. Visual deprivation induces neuronal circuit reorganization in intact sensory systems (intramodal plasticity), and in structures that normally process visual information (intermodal plasticity) (Röder et al., 2021). This compensates for the loss of visual functions needed for movement perception and postural control by other senses, like the somatosensory system (Parreira et al., 2017). Similarly, occipital areas, typically processing visual information, can be activated by tactile or auditory stimuli (Bedny et al., 2010; Ricciardi et al., 2007). Consequently, internal movement models based on past experiences may differ in visually impaired individuals due to disturbances or the absence of visual memory, which may lead to changes in sensory conflict.

To our knowledge, only one study has compared susceptibility to MS between visually impaired and sighted individuals using Coriolis stimulation, finding no difference between the groups (Graybiel, 1970). The authors concluded that vision is secondary in MS onset. However, this study included subjects with varying degrees of visual impairments, from partial sight to total congenital blindness, and had a small sample size (12 subjects), preventing grouping by severity (low vision or blindness) or onset of impairment (congenital or acquired). Nevertheless, the variety of visual impairments may impact the formation of perceived and internal movement patterns differently, which may affect the resulting sensory conflict.

This study aimed to examine the role of vision in MS by comparing the susceptibility among individuals with varying degrees of visual impairments to sighted individuals. This study addressed two main questions: (i) Is there a difference in MS susceptibility between visually impaired and sighted individuals?; (ii) Is there a difference between congenital and acquired total blindness regarding MS susceptibility? The hypotheses were: (1) Individuals with total blindness will be less susceptible to MS than partially sighted subjects, who are themselves less susceptible than sighted subjects, due to less visual information conflicting with other sensory systems; (2) Individuals with congenital total blindness will be less susceptible to MS than those who become blind later in life, as they lack visual memory that could create conflicts with other senses.

2. Methods

2.1. Study design

An online questionnaire was created using LimeSurvey (Engard, N.C. LimeSurvey. Available online: http://limesurvey.org, accessed on 15 May 2015). It is a secure online survey tool for research institutes. All the data were collected prospectively during 2023 (between March and December) in French and French-speaking countries. The entire questionnaire was anonymous and required approximately 15 minutes to complete. It was e-mailed to representatives of various French-speaking organizations and associations for the visually impaired, who were free to distribute it to their members. Due to the participants' disabilities, special attention was given to the accessibility of the questionnaire. Particular attention was paid to the choice of typeface, color, contrast, and character size. The questionnaire was compatible with the use of zoom tools, screen reader software, and keyboard navigation was also possible. The accessibility of the questionnaire was tested by two visually impaired people using different assistive tools and by a company that develops assistive technology for people with visual impairments. If participants encountered difficulties completing the questionnaire, they could also contact one of the experimenters to complete it by phone.

The first part of the questionnaire included questions about the participants' characteristics (age, sex, height, weight, etc). The second part addressed questions related to their visual impairment (severity, onset, progression, etc). Finally, the last part focused on evaluating susceptibility to MS using the Motion Sickness Susceptibility Questionnaire (MSSQ (Golding, 2006)). The MSSQ is a reliable tool for predicting individual differences in susceptibility to MS. This questionnaire assesses participants' susceptibility to MS by considering susceptibility during childhood (MSA score, <12 years) and susceptibility in adulthood (MSB score, over the past 10 years) based on various modes of transportation and entertainment experienced (car, bus, train, airplane, small boat, ships, swings in playgrounds, roundabouts in playgrounds, big dippers/funfair rides). For all modes of transport and entertainment, subjects were asked how often they felt sick or nauseous. Subjects can answer on a 5-point scale: not applicable/ never traveled, never felt sick, rarely felt sick, sometimes felt sick, frequently felt sick. Responses were evaluated as follows: 0 = never felt sick, 1 = rarely felt sick, 2 = sometimes felt sick, 3 = frequently felt sick. MSA and MSB scores were calculated using the formula given by Golding, 2006a. A total MSSQ score is also calculated by summing the MSA and MSB scores. Regarding the psychometric properties of the MSSQ in the general population, the MSA score is significantly higher than the MSB score, and the two sub-scores are significantly correlated (Lamb and Kwok, 2015; Golding, 2006).

2.2. Participants

Three hundred and forty subjects took part in this study: 170 visually impaired (103 females, mean age: 46.2 ±18, Body Mass Index (BMI): 25.8 ± 6.0) and 170 sighted subjects (group S, 103 females, mean age: 45.8 ±17.7, BMI: 24.5 ± 4.2) matched for sex, age, and BMI. They were recruited from the university community, associations, or federations comprising individuals with visual impairments in various French-speaking countries. Subjects had to be over 18 years old, not diagnosed with vestibular disorders, or consume antihistamines. Sighted subjects had to have normal or corrected-to-normal vision whereas visually impaired subjects needed to have a visual impairment as defined by the World Health Organization (2022) and diagnosed by a medical doctor. In this study, we separated the visually impaired subjects into groups of totally blind (total absence of light perception) and partially sighted (including low vision and near-total blindness), because we aimed to evaluate the effect of the total lack of light perception compared to the presence of some visual information and normal vision (Fig. 1). 130 subjects were Partially sighted (P group, 88 females, mean age: 44.2 ±17.8, BMI: 25.4 ± 5.8), and 40 subjects had total Blindness (group B, 15 females, mean age: 52.4 ±16.9, BMI: 27.1 ± 6.9). Among the subjects with total blindness, 23 had Congenital total Blindness (group CB, 10 females, mean age: 48.9 ± 16.7, BMI: 27.3 ± 7.6), and 17 had Acquired total Blindness (group AB, 5 females, mean age: 57.3 ± 16.3, BMI: 26.6 ± 6.4). All subjects provided voluntary and informed consent to participate in the questionnaire and were free to withdraw at any time. This study was conducted in accordance with the

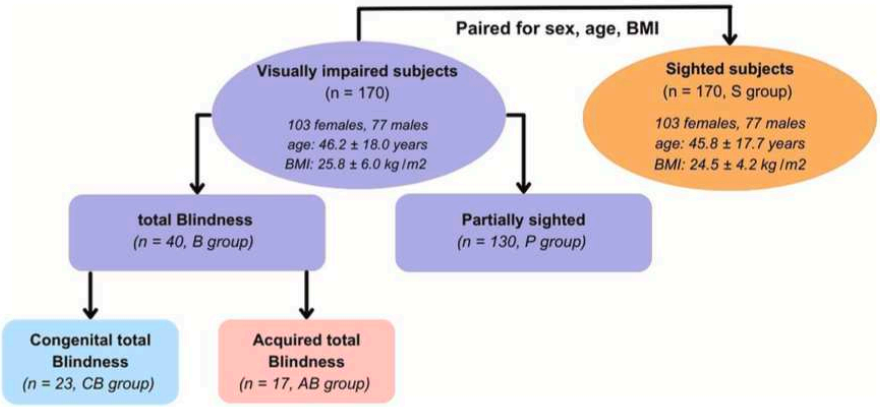


Fig. 1. Distribution of subjects in the different subgroups according to their visual impairment. *n = number of subjects in the group, BMI = body mass index. Age and BMI are presented as mean ± standard deviation.*

Declaration of Helsinki and approved by a National Ethics Committee (IRB 00012476–2023–17–02–231) before commencement.

2.3. Statistical analysis

Analyses were performed on JAMOVI (version 2.0.0.0). Shapiro-Wilk test showed that the data did not meet the conditions for normality. So, the relationships between MSA and MSB within each group were assessed by Spearman correlations and Wilcoxon tests. A Kruskal Wallis followed by Dwass-Steel-Critchlow-Fligner post hoc was performed to compare susceptibility between the 3 groups (S, B, P). Mann-Whitney test was used to compare susceptibility between CB and AB. The significance level was set at $p < 0.05$ (*<0.05, ** <0.01, ***<0.001). Effect sizes (ES) based on standardized differences between mean scores were calculated to examine the magnitude of such differences. ES were calculated using epsilon squared for Kruskal Wallis and interpreted as follows: ES < 0.01[trivial], 0.01–0.06 [small effect], 0.06–0.14 [medium effect], and > 0.14 [large effect]; and rank-biserial correlation for Mann-Whitney and Wilcoxon's test interpreted as ES < 0.1[trivial], 0.1–0.3 [small effect], 0.3–0.5 [medium effect], and > 0.5 [large effect].

3. Results

3.1. Psychometric proprieties of the MSSQ and intra-group comparison

MSA and MSB scores were positively correlated for all groups (Table 1) and the MSA score was significantly higher than the MSB score (Table 1), except for the CB group which did not show a significant difference between MSA and MSB scores (a strong tendency for the P group).

MSSQ score was weakly negatively correlated with age in sighted subjects (r = - 0.188, $p = 0.014$) and visually impaired subjects (r = −0.163, $p = 0.034$; Fig. 2A). MSSQ score was significantly higher for females than for males in the sighted group (U = 2012, $p < 0.001$, ES = 0.417 [medium effect], females: 19.5 ± 13.7, males: 10.1 ± 9.40) and in the visually impaired group (U = 2185, $p < 0.001$, ES = 0.367 [medium effect], females: 16.9 ± 15.4, males: 8.23 ± 11.7; Fig. 2B).

3.2. Susceptibility to MS according to the level of visual information available (hypothesis 1)

MSSQ score was significantly different according to the level of visual information available (groups S, P, and B) (H(2) = 21.9, $p < 0.001$, $\varepsilon^2 = 0.064$ [medium effect]). Post hoc analysis showed that B group was significantly less susceptible to MS than S group ($p < 0.001$), and P group ($p = 0.001$), but there was no difference between P and S groups ($p = 0.526$, Fig. 3A). Similar results were observed when comparing MSA (H

Table 1
Mean values and standard deviations of MSA, MSB, and MSSQ scores for each group.

Groups	MSA mean (SD)	MSB mean (SD)	*p*-value (ES)	MSSQ mean (SD)	MSA/MSB correlations
S (n=170)	8.79 (6.9)	6.99 (6.9)	**<0.001*** **	15.77 (13.0)	**r = 0.736** (p<0.001)***
P (n=130)	8.20 (8.4)	7.48 (7.6)	0.054 (0.227)	15.68 (15.4)	**r = 0.803** (p<0.001)***
B (n=40)	3.84 (5.3)	2.54 (4.0)	**0.032*** (0.503)	6.38 (8.5)	**r = 0.594** (p<0.001)***
CB (n=23)	4.08 (4.8)	3.76 (4.4)	0.507 (0.190)	7.84 (8.7)	**r = 0.694** (p<0.001)***
AB (n=17)	3.51 (6.1)	0.88 (2.8)	**0.022*** (1.0)	4.40 (8.1)	**r = 0.505** (p = 0.037)*

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$). S: Sighted subject group; P: Partially sighted; B: total Blindness; CB: Congenital total Blindness; AB: Acquired total Blindness. MSA: Motion sickness Susceptibility child, MSB: Motion sickness Susceptibility Adult, MSSQ: Motion Sickness Susceptibility Questionnaire, SD: Standard Deviation, ES: Effect Size.

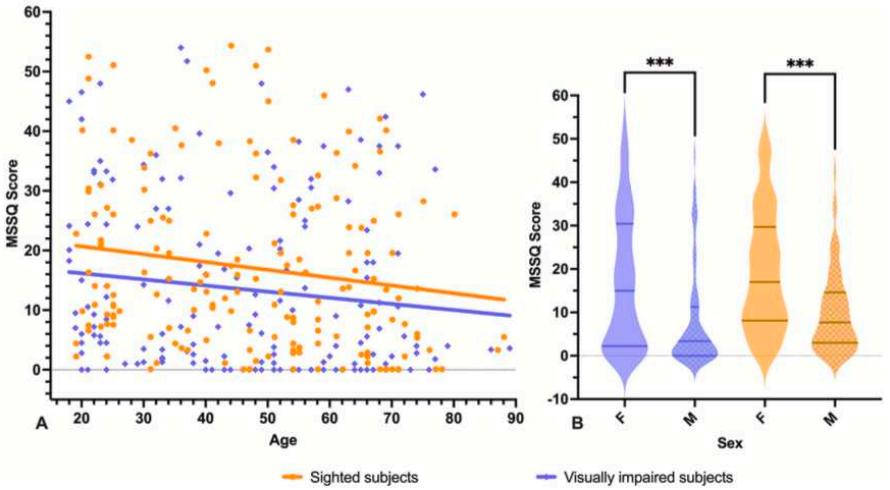


Fig. 2. : Graph A shows the correlations between age and MSSQ score for sighted (orange circles) and visually impaired subjects (purple diamonds). Graph B shows a plot with median and quartiles 1 and 3 for MSSQ scores as a function of sex for sighted subjects (orange) and visually impaired subjects (purple). *** $p < 0.001$; *MSSQ: Motion Sickness Susceptibility Questionnaire, F: Females, M: Males.*

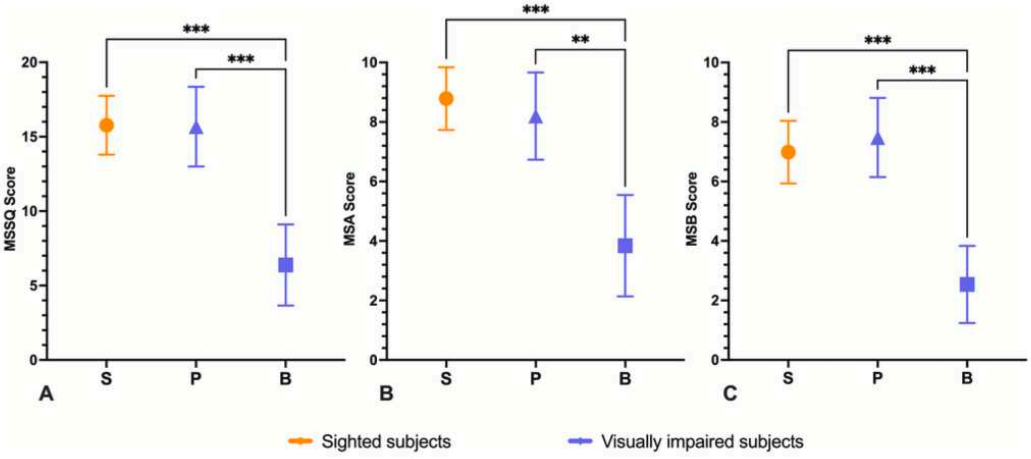


Fig. 3. : Means and error bars of 95 % CIs for MSSQ (graph A), MSA (graph B), and MSB (graph C) scores, according to groups. *S: Sighted subjects (orange circles), P: Partially sighted subjects (purple triangles), and B: total Blindness subjects (purple squares).* * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$; MSA: Motion sickness Susceptibility child, MSB: Motion sickness Susceptibility adult, MSSQ: Motion Sickness Susceptibility Questionnaire.

(2) = 19.9, $p < 0.001$, $\varepsilon^2 = 0.058$) and MSB (H(2) = 20.3, $p < 0.001$, $\varepsilon^2 = 0.060$) scores between groups. The results of post hoc analyses for MSA and MSB scores are shown in Figs. 3B and 3C.

3.3. Susceptibility to MS according to the period of total vision loss (hypothesis 2)

The average age of total vision loss in the AB group was 26 ± 18 years. MSA score was not significantly different according to the period of total vision loss (groups AB and CB) (U= 158, $p = 0.288$, ES= 0.192 [small effect], Fig. 4B). However, MSSQ score was significantly higher in CB group than on AB group (U = 121, $p = 0.038$, ES = 0.381 [medium effect], Fig. 4A). Similarly, the MSB scores was significantly higher in CB group than in AB group (U = 96.0, $p = 0.003$, ES = 0.509 [large effect]). So, CB subjects had a greater susceptibility to MS in adulthood than AB subjects (Fig. 3C). Of the 17 subjects in group AB, 88 % had an MSB score of 0 (only 2 subjects had a higher score), whereas, of the 23 subjects in group CB, 35 % had an MSB score of 0. The chi-square test revealed that this difference in frequency was significant ($\chi 2$ (1, n = 40) = 11.4, p <0.001).

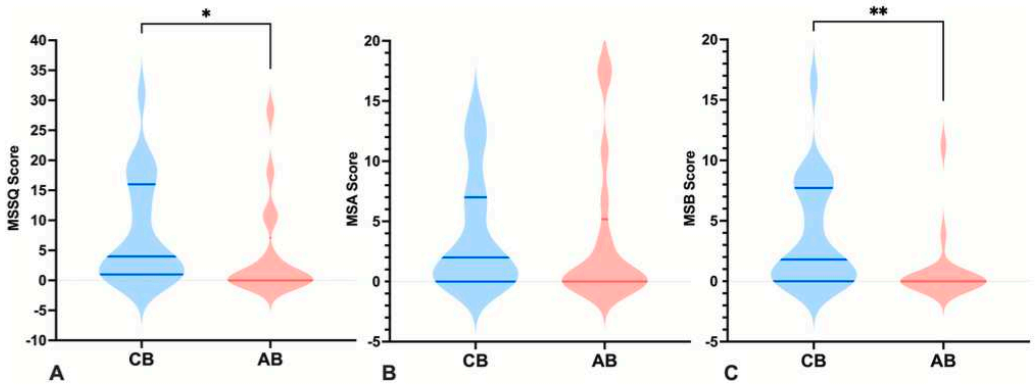


Fig. 4. Plot with median and quartiles 1 and 3 for MSSQ (graph A), MSA (graph B), and MSB (graph C) scores, according to groups. *CB: Congenital total Blindness (blue), AB: Acquired total Blindness (red). * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$; MSA: Motion sickness Susceptibility child, MSB: Motion sickness Susceptibility Adult, MSSQ: Motion Sickness Susceptibility Questionnaire.*

4. Discussion

The major findings of this study show that subjects with total blindness are less susceptible to MS than partially sighted and sighted subjects. However, there is no difference in susceptibility between partially sighted and sighted subjects. The results also show that the onset period of total blindness (congenital or acquired) influences MS susceptibility. These raise the question of the possible role of vision as a modulator in MS susceptibility.

Our study population aligns with existing literature on the psychometric properties of the MSSQ. Consistent with previous findings, MSA and MSB scores were significantly correlated, susceptibility to MS was higher in females than in males, and higher in childhood (MSA) than adulthood (MSB) (Lamb and Kwok, 2015; Golding, 2006) in both sighted and visually impaired subjects. Similar to Paillard et al., we found a weak correlation between increasing age in adults and reduced MS in both groups (Paillard et al., 2013). Interestingly, totally blind subjects showed no correlation between age and MS susceptibility ($r = -0.016$, $p = 0.921$), suggesting a role of the visual system in the age-related decrease. Notably, only subjects with congenital total blindness showed no significant difference between childhood and adulthood scores, indicating stable MS susceptibility across these periods. These results suggest vision influences MS susceptibility in adulthood, but also between childhood and adulthood.

4.1. Susceptibility to MS according to the level of visual information available

Our first hypothesis, based on sensory conflict theory, expected that MS susceptibility would be linked to the amount of available visual information, with sighted subjects being more susceptible than partially sighted who would be more susceptible than totally blind subjects. Our results did not show a difference in MS susceptibility between sighted and partially sighted groups, aligning with Graybiel (1970) findings that visually impaired and sighted individuals did not differ in MS susceptibility when exposed to Coriolis accelerations. However, we observe a significant reduction in MS susceptibility in total blind subjects compared to partially sighted and sighted subjects. The small number of subjects (12 visually impaired including only 2 with total blindness), coupled with the interindividual variability related to MS, is likely one of the reasons that these authors did not highlight this difference. In our study, the MSSQ score for totally blind subjects was half that of partially sighted and sighted groups. These findings support sensory conflict theory, suggesting that MS arises from conflicts between different sensory inputs during movement, particularly the visual-vestibular conflict (Reason, 1978; Reason and Brand, 1975). Without visual information during transportation, visual conflict with other sensory systems is weaker or absent.

However, some subjects with total blindness still reported MS symptoms, as 62 % of them had a susceptibility score greater than 0. Despite a reduction, symptoms in this group *can be explained* by a reduced, but still present, visual-vestibular conflict between the lack of visual input and the presence of vestibular information related to movement. Indeed, a sensory conflict can occur in three situations: (1) receptors A and B both indicate movement, but it is perceived differently (e.g, looking out the rear window of a moving vehicle); (2) receptor A detects movement, but receptor B does not (e.g., VIMS); (3) receptor B detects a movement, but receptor A does not (e.g., reading a book in a moving vehicle) (Reason, 1978). *Another explanation* might be a sensory conflict unrelated to vision, such as an intra-sensory conflict between different structures of the inner ear. Intra-vestibular conflict can occur when inputs from the semicircular canals, which provide information about head rotation, do not align with changes in the gravito-inertial force detected by the otolithic organs. This occurs, for instance, when turning the head around a non-vertical axis during rotation around the Earth' vertical axis (known as the Coriolis effect (Reason, 1978; Bertolini and Straumann, 2016)). Graybiel (Graybiel, 1970) may not have found a difference in susceptibility between groups because they used Coriolis stimulations, which create intra-vestibular conflict rather than a visual-vestibular conflict. This approach might not have captured the effect of the absence of vision on sensory conflicts. *Finally*, "blindsight" might still be present in subjects from our total blindness group. Defined by Weiskrantz et al., blindsight is the ability of some blind individuals to respond to motion stimuli presented in their blind field without consciously perceiving them (Weiskrantz et al., 1974). This phenomenon could influence posture, orientation, and locomotion, potentially causing visual-vestibular conflict even in those who do not report conscious vision.

4.2. Susceptibility to MS according to the period of total vision loss

Regarding the second hypothesis, we proposed that individuals with congenital total blindness would be less susceptible to MS than those who become totally blind later in life due to the absence of visual memory that could contribute to sensory conflict. Contrary to this, the results show lower susceptibility to MS in adulthood (MSB) among those

who acquired total blindness compared to those with congenital total blindness. The average age of total vision loss in the acquired total blindness group is 26 ± 18 years, which aligns with observing effects in the MSB score but not in MSA score. This suggests that vision loss occurring later in life may lead to less susceptibility to MS compared to congenital total blindness. Differences in the neuroplasticity mechanisms between congenitally blind and late blind individuals have been noted (Röder et al., 2021; Voss, 2013) and can explain this result. For example, Schwesig et al., found that the somatosensory and vestibular systems can compensate for the loss of vision, but these compensatory mechanisms are more effective in congenitally blind individuals than in those with late blindness (Schwesig et al., 2011). Bedny et al., demonstrated that the middle temporal cortex, which perceives visual motion, can respond to auditory stimuli in congenitally blind individuals but not in those with late blindness or sighted individuals (Bedny et al., 2010). This indicates a sensitive period for neural network development, where early visual experiences are crucial for the specialization of some visual areas (Röder et al., 2021; Bedny et al., 2010; Voss, 2013). Once specialized, these areas remain unchanged even after prolonged blindness. Thus, in congenitally blind individuals, early development of intramodal and intermodal plasticity leads to an atypical neural network organization (Röder et al., 2021) and the specialization of some visual areas for processing other sensory information. Consequently, movement perception and MS in congenitally blind individuals may primarily involve conflicts between intact sensory systems, such as somatosensory and vestibular systems. In contrast, individuals with late blindness rely on compensatory plasticity through the reorganization of existing visual connections (Röder et al., 2021). Studies show that late-blind individuals continue to use visual-spatial concepts (Röder et al., 2004), suggesting that they still incorporate previously acquired visual information into their internal movement models. Thus, after losing their vision, they find themselves in a sensory conflict situation similar to that of sighted individuals who are blindfolded (Bos et al., 2005; Ishak et al., 2018).

Another explanation is that individuals with congenital total blindness lack vestibulo-ocular reflexes, whereas this reflex is altered but still present in those with acquired blindness (Kömpf and Piper, 1987; Leigh and Zee, 1980; Sherman and Keller, 1986). Thus, congenital blindness individuals cannot initiate voluntary eye saccades and experience the nystagmus phase (Kömpf and Piper, 1987; Leigh and Zee, 1980). Ebenholtz et al., proposed that MS could be induced by inappropriate eye movements that stimulate the vagus nerve through extraocular muscle afferents (Ebenholtz et al., 1994). Authors have shown that reducing nystagmus might alleviate MS symptoms (Flanagan et al., 2002; Krueger, 2017). Unfortunately, this remains hypotheses, as our questionnaire did not inquire about nystagmus or the presence of blindsight.

4.3. Limitations and perspectives

Since this study is based on questionnaires, there is a potential for selection bias among respondents. Those with high MS symptoms might have been more likely to respond to the questionnaire, potentially artificially increasing the scores. Nevertheless, observed group differences suggest a genuine variation in susceptibility, which could be confirmed with a larger sample. The median MSSQ score for the sighted group was 12.4, with a 25th percentile at 5.1 and a 75th percentile at 24.0. These scores are close to those reported by Lamb and Kwok (2015), who presented new MSSQ norms on a sample of 1711 subjects from the general population averaging 40.4 years old. This indicates that our sample is representative of MS susceptibility in sighted individuals. Finally, despite medium to large effect sizes, the small sample sizes and sex disparities within the congenital and acquired total blindness subgroups should be considered when interpreting the results. Similarly, it's important to keep in mind that other elements can influence participants' experiences with MS (Mittelstaedt, 2020). These include psychological factors such as anxiety and a person's expectations regarding their susceptibility, which can exacerbate the occurrence of symptoms. Fatigue or food intake before and during exposure to movement, as do environmental factors, such as the type of movement also plays a role in the onset of symptoms. For example, considering their disability, visually impaired subjects may have been less exposed to various modes of transport compared to sighted subjects, which may have influenced their susceptibility.

For future research, directly assessing MS susceptibility in partially sighted and totally blind individuals through controlled motion tests in a laboratory setting would be valuable. This should include precise visual impairment assessments by a medical doctor to evaluate effects across different subgroups of visual deficiencies. Correlating these results with the presence of nystagmus would also be beneficial. Additionally, electroencephalography measurements in completely blind subjects could help to evaluate electrical activity in the occipital areas during visual stimulation, assess plasticity mechanisms, and test for blindsight. The aim would be to identify any links between MS and blindsight.

5. Conclusion

This study examines the role of vision in MS by comparing the susceptibility among blind, partially sighted, and sighted subjects. The complete absence of vision significantly reduced susceptibility to MS, confirming the important role of vision in the genesis of MS, in line with the sensory conflict theory. However, some totally blind subjects still reported non-zero susceptibility, suggesting that vision is a key factor but it not essential for MS to occur. This indicates that other sensory conflicts could also be involved and highlights the potential for developing non-visual MS reduction devices.

Funding

This study was supported by a doctoral research grant (recipient Camille de Thierry de Faletans) from the French Ministry of Higher Education and Research. We would like to thank Nohan and Elise who helped us to make the questionnaire accessible.

CRediT authorship contribution statement

Camille de Thierry de Faletans: Writing – original draft, Methodology, Investigation, Formal analysis, Data curation, Conceptualization. **Pascale Duché:** Writing – review & editing, Supervision, Resources, Project administration. **Eric Watelain:** Writing – review & editing, Supervision, Methodology, Funding acquisition, Conceptualization.

Declaration of Competing Interest

The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

Data Availability

Data will be made available on request.

References

Bedny, M., Konkle, T., Pelphrey, K., Saxe, R., Pascual-Leone, A., 2010. Sensitive period for a multimodal response in human visual motion area MT/MST. Curr. Biol. 20 (21), 1900–1906. https://doi.org/10.1016/j.cub.2010.09.044.

Bertolini, G., Straumann, D., 2016. Moving in a moving world: a review on vestibular motion sickness. Front Neurol. 7 https://doi.org/10.3389/fneur.2016.00014.

Bos, J.E., MacKinnon, S.N., Patterson, A., 2005. Motion sickness symptoms in a ship motion simulator: effects of inside, outside, and no view. Aviat. Space Environ. Med 76 (12), 1111–1118.

Butler, C.A., Griffin, M.J., 2006. Motion sickness during fore-and-aft oscillation: effect of the visual scene. Aviat. Space Environ. Med 77 (12), 1236–1243.

Butler, C., Griffin, M.J., 2009. Motion sickness with combined fore-aft and pitch oscillation: effect of phase and the visual scene. Aviat. Space Environ. Med 80 (11), 946–954. https://doi.org/10.3357/ASEM.2490.2009.
Cha, Y.H., Keshavarz, B., Furman, J., et al., 2021. Motion sickness diagnostic criteria: consensus document of the classification committee of the Bárány society. J. Vesti Res 31 (5), 327–344. https://doi.org/10.3233/VES-200005.
Chen, D.J., Bao, B., Zhao, Y., So, R.H.Y., 2016. Visually induced motion sickness when viewing visual oscillations of different frequencies along the fore-and-aft axis: keeping velocity versus amplitude constant. Ergonomics 59 (4), 582–590.
Ebenholtz, S.M., Cohen, M.M., Linder, B.J., 1994. The possible role of nystagmus in motion sickness: a hypothesis. Aviat. Space Environ. Med 65 (11), 1032–1035.
Emond, W., Bohrmann, D., Zare, M., 2023. Will visual cues help alleviating motion sickness in automated cars? A review article. Published online November 19, Ergonomics 1–29. https://doi.org/10.1080/00140139.2023.2286187. Published online November 19,.
Flanagan, M.B., May, J.G., Dobie, T.G., 2002. Optokinetic nystagmus, vection, and motion sickness. Aviat. Space Environ. Med 73 (11), 1067–1073.
Golding, J.F., 2006. Motion sickness susceptibility. Auton. Neurosci. 129 (1-2), 67–76.
Golding, J.F., 2006. Predicting individual differences in motion sickness susceptibility by questionnaire (doi:https://doi.org/). Pers. Individ Differ. 41, 237–248. https://doi.org/10.1016/j.paid.2006.01.012.
Golding, J.F., 2016. Motion sickness. Handb. Clin. Neurol. 137, 371–390. https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63437-5.00027-3.
Golding, J.F., 2017. Motion sickness susceptibility and management at sea. In: MacLachlan, M. (Ed.), Marit Psychol Res Organ Health Behav Sea. Published online, pp. 151–183. https://doi.org/10.1007/978-3-319-45430-6_7.
Graybiel, A., 1970. Susceptibility to acute motion sickness in blind parsons. US Nav. Aerosp. Med Inst. Nav. Aerosp. Med Cent. 1100.
Griffin, M.J., Newman, M.M., 2004. Visual field effects on motion sickness in cars. Aviat. Space Environ. Med 75 (9), 739–748.
Ishak, S., Bubka, A., Bonato, F., 2018. Visual occlusion decreases motion sickness in a flight simulator. Perception 47 (5), 521–530. https://doi.org/10.1177/0301006618761336.
Johnson, W.H., Sunahara, F.A., Landolt, J.P., 1999. Importance of the vestibular system in visually induced nausea and self-vection. J. Vesti Res 9 (2), 83–87.
Kömpf, D., Piper, H.F., 1987. Eye movements and vestibulo-ocular reflex in the blind. J. Neurol. 234, 337–341.
Krueger, W.W., 2017. Method to mitigate nystagmus and motion sickness with head worn visual display during vestibular stimulation. J. Otolaryngol. ENT Res. 7 (5) https://doi.org/10.15406/joentr.2017.07.00216.
Lamb, S., Kwok, K.C.S., 2015. MSSQ-Short Norms May Underestimate Highly Susceptible Individuals: Updating the MSSQ-Short Norms. Hum. Factors J. Hum. Factors Erg. Soc. 57 (4), 622–633. https://doi.org/10.1177/0018720814555862.
Leigh, R.J., Zee, D.S., 1980. Eye movements of the blind. Invest Ophthalmol. Vis. Sci. 19 (3), 328–331.
Mills, K.L., Griffin, M.J., 2000. Effect of seating, vision and direction of horizontal oscillation on motion sickness. Aviat. Space Environ. Med 71 (10), 996–1002.
Mittelstaedt, J.M., 2020. Individual predictors of the susceptibility for motion-related sickness: A systematic review. J. Vesti Res 30 (3), 165–193. https://doi.org/10.3233/VES-200702.
Murdin, L., Chamberlain, F., Cheema, S., et al., 2015. Motion sickness in migraine and vestibular disorders. J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry 86 (5), 585–587.
Paillard, A.C., Quarck, G., Paolino, F., et al., 2013. Motion sickness susceptibility in healthy subjects and vestibular patients: effects of gender, age and trait-anxiety. J. Vesti Res 23 (4-5), 203–209.
Parreira, R.B., Grecco, L.A.C., Oliveira, C.S., 2017. Postural control in blind individuals: a systematic review. Gait Posture 57, 161–167. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.008.
Probst, T., Krafczyk, S., Büchele, W., Brandt, T., 1982. Visual prevention from motion sickness in cars. Arch. F. üR. Psychiatr. Nervenkrankh. 231, 409–421.
Reason, J.T., 1978. Motion sickness adaptation: a neural mismatch model. J. R. Soc. Med 71 (11), 819–829.
Reason, J.T., Brand, J.J., 1975. Motion Sickness. Academic Press.
Ricciardi, E., Vanello, N., Sani, L., et al., 2007. The effect of visual experience on the development of functional architecture in hMT+. Cereb. Cortex 17 (12), 2933–2939. https://doi.org/10.1093/cercor/bhm018.
Röder, B., Kekunnaya, R., Guerreiro, M.J.S., 2021. Neural mechanisms of visual sensitive periods in humans. Neurosci. Biobehav Rev. 120, 86–99. https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2020.10.030.
Röder, B., Rösler, F., Spence, C., 2004. Early vision impairs tactile perception in the blind. Curr. Biol. 14 (2), 121–124. https://doi.org/10.1016/j.cub.2003.12.054.
Schwesig, R., Goldich, Y., Hahn, A., et al., 2011. Postural control in subjects with visual impairment. Eur. J. Ophthalmol. 21 (3), 303–309. https://doi.org/10.5301/EJO.2010.5504.
Sherman, K.R., Keller, E.L., 1986. Vestibulo-ocular reflexes of adventitiously and congenitally blind adults. Invest Ophthalmol. Vis. Sci. 27 (7), 1154–1159.
de Thierry de Faletans, C., Misericordia, M., Vallier, J.M., Duché, P., Watelain, E., 2024. Effects of dynamic visual feedback system on seasickness. Appl. Erg. 119, 104318.
Turner, M., Griffin, M., 1999. Motion sickness in public road transport: the relative importance of motion, vision and individual differences. Br. J. Psychol. 90 (4), 519–530.
Voss, P., 2013. Sensitive and critical periods in visual sensory deprivation. Front Psychol. 4 https://doi.org/10.3389/fpsyg.2013.00664.
Weiskrantz, L., Warrington, E.K., Sanders, M.D., Marshall, J., 1974. Visual capacity in the hemianopic field following a restricted occipital ablation. Brain 97 (1), 709–728.
World Health Organization, 2022. Int. Classif. Dis. Elev. Revis. (ICD-11). (https://icd.who.int/browse11/l-m/en).

ANNEXE 2 : Étude 2

RESEARCH ARTICLE

Seasickness Simulator to Assess Anti-Motion Sickness Devices

Camille de Thierry de Faletans; Maxime Misericordia; Jean-Marc Vallier; Pascale Duché; Eric Watelain

INTRODUCTION: There are various motion sickness (MS) simulators in the laboratory, but the conditions under which they induce MS symptoms are different from real-life conditions. This study aimed to design a seasickness simulator, close to ecological conditions, easy to set up, at a modest cost, and capable of rapidly inducing MS symptoms, to evaluate the effect of anti-motion sickness devices. The hypothesis was that this simulator would induce MS, reflecting the susceptibility of subjects in real-life conditions, meaning the more susceptible individuals were to MS in real conditions, the more severe and rapid their symptoms would be in the simulator.

METHODS: A total of 65 subjects with varying degrees of MS susceptibility (MS Susceptibility Questionnaire Short form) were exposed to a seasickness simulator for a maximum of 10 min. Measurements of subjective symptoms (Visual Analog Scale and time to onset of first symptoms) and physiological variables (heart rate and temperature) were taken.

RESULTS: Subjects covered the full range of MS susceptibility (from 0 to 100%). The average time in the simulator before the first symptoms of MS was 7.41 min ± 2.56. The time to onset of the first symptoms, the intensity of the symptoms, and heart rate were significantly correlated with the degree of susceptibility of subjects in real-life conditions.

DISCUSSION: The simulator induced varying intensity of MS depending on the subjects' susceptibility. It thus replicates real-life conditions and can serve as a useful tool for facilitating the research of devices, techniques, and medications to combat MS.

KEYWORDS: motion sickness, countermeasures, multisensory integration, simulator sickness.

de Thierry de Faletans C, Misericordia M, Vallier JM, Duché P, Watelain E. *Seasickness simulator to assess anti-motion sickness devices*. Aerosp Med Hum Perform. 2025; 96(3):1–7.

Motion sickness (MS) is a normal and universal physiological response of a healthy individual to unfamiliar movements.[1] It is caused by exposure to various combinations of motion in at least one of the three axes of translation and/or rotation. MS produces transient symptoms ranging from general discomfort to vomiting, including headache, drowsiness, dizziness, nausea, gastric discomfort, etc.[2] At the physiological level, there tends to be an increase in heart rate (HR)[3–5] and a decrease in temperature.[6,7]

From an epidemiological standpoint, susceptibility to MS varies based on individual characteristics as well as external factors related to the mode of transportation used. Boats are considered to have the highest incidence of MS, with over 60% of people susceptible to seasickness, and this incidence is significantly higher than that of other modes of transportation.[8] This is mainly due to the presence of oscillations in the three axes of translation and the existence of vertical movements (up-down) that are not usual displacement movements for the body. Vertical oscillations have been described as the most common cause of MS,[9,10] especially when these oscillations occur in frequency ranges between 0.03 and 0.5 Hz.[9–11] McCauley et al. demonstrated that the highest percentage of vomiting was obtained for vertical oscillations at 0.167 Hz, and that this percentage progressively decreased from 0.3 Hz.[11] Above or below 0.167 Hz, susceptibility decreases along with the symptoms.

From Laboratory Jeunesse, Activité Physique et Sportive, Santé (J-AP2S), Faculty of Sport Sciences, University of Toulon, Toulon, France.

This manuscript was received for review in November 2023. It was accepted for publication in November 2024.

Address correspondence to: Camille de Thierry de Faletans, University of Toulon Faculty of Physical Education and Sports Studies, Avenue de L'université, La Garde 83130, France; watelaindeth@univ-tln.fr.

Reprint and copyright © by the Aerospace Medical Association, Alexandria, VA.

DOI: https://doi.org/10.3357/AMHP.6403.2025

The duration of exposure to the provocative movement and the size of the boat also plays important roles. Golding et al. showed that for oscillations of 0.35 Hz, 6 min could be enough to initiate the first symptoms of MS, 9 min induces light nausea, and 17 min moderate nausea.[12] Arnardottir et al. demonstrated that sailors on smaller vessels (<45 m) were more likely to experience symptoms of seasickness because small boats were lighter and therefore more sensitive to sea movement.[13] Finally, the subject's position in the boat is also crucial. The absence of visual information about the environment increases MS symptoms,[14] particularly when individuals are below the deck of a ship or in windowless rooms.

By reproducing this phenomenon in the laboratory, we can develop and test different techniques and devices to reduce MS. The range of simulators available in the laboratory to artificially recreate a situation of MS is relatively large and can be divided into three types. The first type induces only physical movement, such as rotating chairs, causing rotations around the vertical axis, which may or may not be associated with movements of the head in another axis.[15] It is also possible to induce rotations off the vertical axis by varying the speed and angle of the axis of rotation about the Earth.[16] Bos et al.,[16] for instance, investigated the impact of high-frequency vibration and mental distraction as methods to alleviate MS in subjects exposed to blindfolded rotation off the vertical axis. The second type relies solely on visual stimuli, such as image projection on screens[17] or the use of optokinetic drums consisting of black and white vertical strips rotating around the subject to give the illusion of movement.[18] Visual stimuli presented with virtual reality headsets are also commonly used,[19] as well as fixed-base driving simulators.[20] D'amour et al.,[17] for example, assessed the effects of airflow and seat vibration in mitigating MS induced by first-person view video footage of a bicycle ride. These first two types of simulators effectively induce symptoms like those observed in MS, but the conditions in which they are induced are very different from real conditions. It is therefore difficult to determine whether the simulator involves the same mechanisms as in real transport or simply induces the same symptoms through totally or partially different mechanisms. The third and final type of simulator is more ecological, combining visual and physical movement using mobile-based simulators with a screen or virtual reality headset.[21] For example, Li et al.[21] examined the effectiveness of a vibration cue system in informing passengers about forthcoming vehicle movements in automated vehicles using a six-degrees-of-freedom driving simulation platform. This type of simulator is currently the one that allows you to be closest to the real conditions of travel in a vehicle while offering a controlled and controllable environment necessary for laboratory research. However, a motion simulation platform with six degrees of freedom is very expensive, which reduces the possibility of owning one for the design and evaluation of devices to counter MS.

This work aimed to design a simple and cost-effective seasickness simulator that quickly induces MS symptoms, allowing for the evaluation of the effect of anti-seasickness devices in the laboratory. The objective of this article is threefold: 1) to design a seasickness simulator; 2) to assess the ability of this simulator to produce the intended effect (i.e., its ability to induce seasickness according to the susceptibility of the subjects in real life conditions); and 3) to test the reproducibility of the oscillations it induces. The hypothesis was that the more susceptible people are to MS in real conditions, the more they will present significant and rapid symptoms in the simulator. To achieve this, subjects with varying degrees of susceptibility to MS were exposed to our seasickness simulator, and the symptomatic and physiological responses were evaluated.

METHODS

Subjects

Voluntarily recruited from university staff and students were 65 subjects (37 women) between 18 and 54 yr old (mean age: 28.1 ± 9.7 yr). They were required to be between 18 and 54 yr old, free from vestibular, balance, or motor disorders, and have normal or corrected-to-normal vision. Subjects should not have taken any medication at the time of measurements or in the 2 d preceding, nor consumed alcohol or drugs in the last 24 h. They provided voluntary and informed consent to participate in the experiment and were free to withdraw at any time. The National Ethics Committee for Research in Physical Activity Sciences approved the experiment under IRB 00,012,476-2021-16-04-104, and the experiments were conducted following the Declaration of Helsinki.

Equipment and Materials

The elements known in the literature to effectively induce MS, such as the type of oscillation, the frequency of oscillation, the subject's position, and the absence of vision from the outside, were considered in designing this simulator. The simulator consists of a rigid hull boat (W:1 × L:2 × H:0.30 m) on which a cabin (W:1 × L:1.40 × H:1.20 m) with black curtains has been placed. The curtains serve to mask the external vision and reduce visual clues of movements to replicate a navigation situation under the deck of a ship. Inside the boat, four strips of 1-m white LED lights were installed to illuminate the cabin and reproduce the interior of a boat. This boat was placed in a pool (W:1.80 × L:3.80 × H:1.25 m) reinforced on all four sides with bars. The pool was in a room on the ground floor of the building, providing direct access to the water and the outside. The room has been entirely dedicated to the experiments conducted with the boat simulator. The boat was oscillated by at least two experimenters, positioned at the front and back of the boat, to recreate the swell present at sea. Ropes attached to two pulleys fixed on the ceiling of the room, one at the front and one at the rear of the boat, were used. The pulley system allowed a third experimenter outside the pool to assist with the oscillations by pulling the rear of the boat for subjects weighing over 60 kg (**Fig. 1**). To ensure regular oscillations, upper and lower stops in the form of horizontal elastic bands were placed at the front and back of the boat. A metronome precisely indicated the frequency of oscillations to be applied to the boat. The subject was

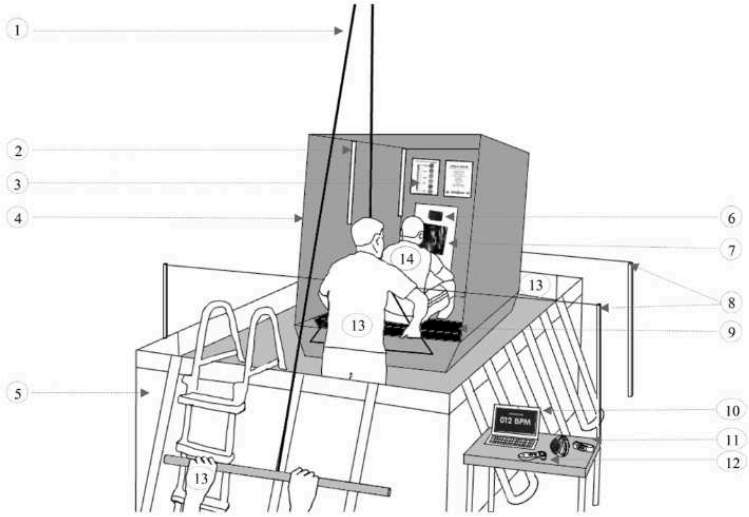


Fig. 1. Sketch of the nautical simulator. 1) Pulleys fixed to the ceiling with ropes attached to the boat; 2) stripe of white LEDs; 3) list of 10 of the most common symptoms and a schematic representation of a visual analog scale; 4) cabin; 5) self-supporting pool; 6) camera; 7) iPad; 8) upper stops; 9) bench; 10) metronome; 11) infrared forehead thermometer; 12) heart rate monitor; 13) experimenters; and 14) subject.

seated on a bench (0.20 × 1 m) inside the boat, torso at a 90° angle to the bottom of the boat, without a backrest or headrest. The bench is positioned 45 cm from the rear of the boat to move the subject away from the boat's center of rotation and enhance the effect of the oscillation. A camera was placed in the boat to monitor the subject throughout the experiment. Inside the boat was a schematic representation of a Visual Analog Scale (VAS) ranging from 0 to 10, as well as a list of 10 of the most common symptoms of MS (anxiety, general discomfort, hypersalivation, sensation of heat, headaches, drowsiness, gastric discomfort, nausea, fatigue, and dizziness).[2] The entire equipment (pool, boat, fittings, etc.) represents a material investment of less than $2000.

MS susceptibility was assessed before the start of the study using the MS Susceptibility Questionnaire Short-form (MSSQ-Short),[22] which provides MS susceptibility scores ranging from 0 (no symptoms) to 54 (severe symptoms in all modes of transport). Based on the raw MSSQ-Short scores obtained, the MSSQ-Short percentiles were calculated using the fourth-order polynomial equation defined by Golding.[22] The intensity of the symptoms was assessed using several VAS corresponding to the list of 10 symptoms displayed in the boat. The subject's instruction was to draw a line on the VAS for each symptom according to how they felt at the end of the simulation. Each evaluated symptom could have a value between 0 and 10. The average values of the 10 symptoms were calculated, as well as the number of symptoms higher than 1. Temperature was measured using an infrared forehead skin thermometer (Braun BNT 400, Braun, Bethlehem, PA, United States), which provides an estimation of the corporal temperature, and HR with an HR monitor (polar H10, Polar Electro Oy, Kempele, Finland). HR was averaged over a 30-s time interval at the beginning and end of the oscillations. A delta variation per subject was calculated between pre- and post-simulation measurements of temperature and HR.

AQ1

AQ2

Procedure

The subjects began by completing the MSSQ-Short and they were informed about the course of the experiment and the boat movements they would experience. There was no familiarization period because, even if brief, it could have started to induce symptoms and/or habituation. The simulation stop criteria and the position to take in the boat were also explained to them. Two stop criteria were defined: among the list of 10 symptoms present in the boat, 1) 1 symptom with a score of 5 or higher out of 10 or 2) 3 symptoms with a score higher than 1 out of 10 triggered the cessation of the simulation. If subjects met either of the two criteria, they were asked to verbally inform the experimenters and the simulation was stopped immediately. Subjects were instructed to wear comfortable clothing to avoid any additional discomfort. Before boarding the boat, they were asked to remove coats and sweaters to prevent the sensation of warmth from being attributed to being overly covered. They were also asked to remove their shoes and socks to avoid them from getting wet in case the inside of the boat was wet. Once all instructions were given, the subjects were equipped with the HR monitor, which recorded their HR from the beginning to the end of the simulation, and they were then invited to board the boat using a ladder placed on the side. When boarding and disembarking from the boat, two experimenters held the rear of the boat and the ladder to ensure stable boarding and disembarking without the risk of falling into the water. Once in the

boat, a 1-min break without oscillation was observed to avoid any potential physiological changes due to the stress and tension generated by boarding. Temperature was then measured for the first time. Before the start of the oscillation, the subjects received a tablet (iPad Pro 12.9"), on which they were invited to watch a video. The video was a copyright-free and emotionally neutral animated cartoon meant to avoid affecting the symptoms or measured physiological components. It featured characters in color who did not speak, with only sound effects. The cartoon served to fix the subjects' gaze and reproduce a situation in which the subjects performed a task unrelated to the boat's movement. The iPad was placed 50 cm from the eyes and at an angle of 15° relative to the horizontal so that the subjects were slightly tilted forward. Once in position, the simulation began. The subjects were exposed to boat oscillations on the vertical axis, inducing a pitch motion at a frequency of 0.1 Hz and amplitude of 45 cm. A single axis of movement was chosen to facilitate movement. These oscillation characteristics were defined based on parameters described in the literature as the most likely to induce seasickness. The time spent in the simulator before the onset of the first symptoms was measured in seconds from the beginning of the simulation until the simulator stopped. The simulator stopped if the subject met the stopping criteria or at the end of the maximum exposure time, which was 10 min. At the end of the simulation, a second temperature measurement was taken. The subjects were then invited to exit the boat, then evaluate the intensity of the symptoms they experienced when they requested the oscillation to stop using the VAS. Ambient temperature, noise, and brightness were controlled. The room temperature was controlled to 22C°.

The reproducibility of the oscillations induced was quantified using motion capture measurements. The Qualysis camera system was used with eight cameras and four markers placed on the cabin of the boat. Six successive 30-s recordings at different times during the simulation (t0, t2, t4, t6, t7.30, and t9.30 min) were made for boat oscillations with a 45-cm amplitude at a frequency of 0.1 Hz (sampling frequency 100 Hz).

RESULTS

The different types of MS susceptibility were represented with a mean of 23.8 ± 15.9. All subjects covered the range of MS susceptibility with raw MSSQ scores from 0 to 49.9, corresponding to susceptibility ranging from 0 to 100% (**Fig. 2**).

The average simulation time for all subjects was 461 ± 176.5 s, which corresponds to an average time for the onset of the first symptoms of 7.41 min (min value: 47 s, max value: 600 s). For subjects with an MSSQ score above the 50th percentile (11.3[22]), the average simulation time was 387.9 ± 181 s, resulting in an average time of 6.27 min. For subjects with an MSSQ score below the 50th percentile, the average simulation time was 594.8 ± 25 s, corresponding to 9.55 min for the onset of the first symptoms. Among all subjects who did not complete the 10-min simulation, 55% experienced three symptoms greater than 1, and 48% experienced at least one symptom

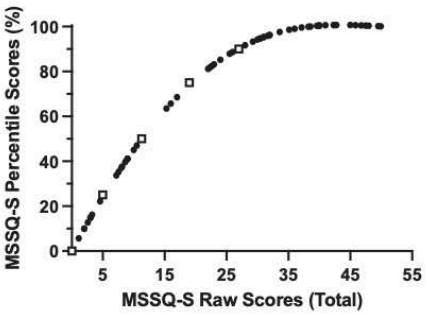


Fig. 2. MSSQ-S raw scores (x axis) and percentile susceptibility scores (y axis). The squares are taken from normative data from Golding 2006.[22] The study data covers the full range of susceptibility for both raw scores (0–50) and percentile scores (0–100%).

greater than or equal to 5. Regarding the stopping criteria, the most reported symptoms were nausea (70%), dizziness (53%), and headache (37%).

As the normality conditions were not met (Kolmogorov-Smirnov test), Spearman's rho was used to test for the presence of correlations between the variables. MSSQ scores correlated negatively with the time in the simulator and positively with VAS mean (**Fig. 3**), VAS > 1, and HR. Time in the simulator was negatively correlated with VAS mean, VAS > 1, and HR. Finally, VAS mean and VAS > 1 correlated with each other and HR. However, temperature was not correlated with the other parameters. The correlations are shown in **Table I**.

The two markers on the rear part of the cabin allow for calculating the position of the boat at a central rear point (a point above the subject). The variations of the boat's position over time and the oscillation amplitudes were calculated in the three planes (**Fig. 4**). An average coefficient of variation (CV) of the boat's position was calculated in the three planes as well as a CV of the amplitude of the oscillations (**Table II**). The number of points per oscillation made it possible to obtain an average oscillation time of 10.9 ± 0.13 s, which corresponds to an oscillation frequency of 0.1 Hz. Intraclass correlation coefficients (ICC) were also calculated (Table II). The average ICCs show

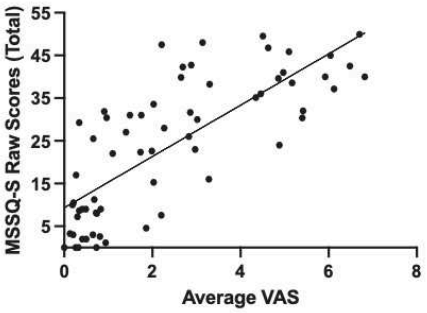


Fig. 3. Positive correlation between average VAS (x axis) and MSSQ-S raw scores (y axis); r = 0.793, $P < 0.001$.

Table I. Spearman's Correlation Matrix Between the MSSQ Scores and Variables Measured in the Study.

VARIABLE		MSSQ	TIME	VAS MEAN	VAS > 1	DELTA HR
Time	r	−0.585	—			
	P-value	< 0.001**	—			
VAS mean	r	0.793	-0.662	—		
	P-value	< 0.001**	< 0.001**	—		
VAS > 1	r	0.765	-0.594	0.961	—	
	P-value	< 0.001**	< 0.001**	< 0.001**	—	
Delta HR	r	0.553	-0.366	0.528	0.537	—
	P-value	<0.001**	0.006*	< 0.001**	< 0.001**	—
Delta T°	r	0.172	-0.139	0.165	0.173	0.079
	P-value	0.174	0.272	0.191	0.171	0.564

AQ4 *$P < 0.01$, **$P < 0.001$

MSSQ: Motion Sickness Susceptibility Questionnaire; VAS: Visual Analog Scale; HR: heart rate.

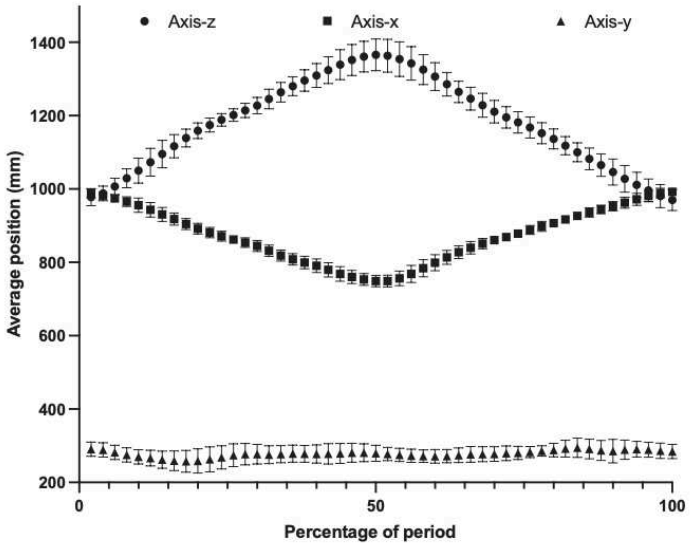


Fig. 4. Average and standard deviation of the central position of the rear cabin of the boat in three-dimensional space as a percentage of the oscillation cycle (12 cycles) during a 10-min simulation. The z axis represents up-down movements, the x axis represents front-back movements, and the y axis represents left-right movements.

good reproducibility of the oscillations carried out manually. The average ICC in the y-axis was low but can be explained by the low oscillation on this axis.

DISCUSSION

This study aimed to design a simple and cost-effective simulator capable of inducing MS in the laboratory, proportionally to the intensity of the subject's susceptibility, to evaluate the effect of anti-motion sickness devices. The main results show that the simulator induces MS based on the subject's susceptibility, meaning that it induces symptoms in individuals who are more susceptible without inducing symptoms in nonsusceptible subjects in real conditions.

The majority of previous studies on MS exposed subjects to long simulations, generally between 30 and 45 min[23,24] and/or until induction of moderate to severe symptoms,

Table II. Average CV of the Boat's Position Over Time, CV of the Amplitude of the Oscillations, Average Amplitude, and ICCs in the Three Planes (Mean ± SD).

PLANE	AVERAGE CV OF BOAT POSITION (%)	CV OF OSCILLATION AMPLITUDE (%)	AVERAGE AMPLITUDE (cm)	ICC
z axis	2.6 ± 0.8	4.2	45 ± 1.9	0.95
x axis	1.7 ± 0.7	3.4	27 ± 0.9	0.97
y axis	8 ± 2.8	20.8	9 ± 1.9	0.29

The z axis represents up-down movements, the x axis represents front-back movements, and the y axis represents left-right movements.
CV: coefficient of variation; ICC: intraclass correlation coefficient.

including vomiting.[16,25] In our study, a short time (less than 10 min) in the simulator was sufficient to induce the first symptoms of MS. This allows for the assessment of the effectiveness of anti-motion sickness devices without subjecting participants to prolonged and unpleasant exposure to the provocative motion. Additionally, it enables the observation of whether the tested device can extend the time before the onset of initial symptoms without the simulation lasting too long.

The symptoms most frequently cited as criteria for stopping the simulation were nausea (70%), dizziness (54%), and headache (37%). Nausea is one of the primary symptoms of MS, especially when induced by physical movements, as opposed to visually induced MS.[26] Nausea, dizziness, and headache are also the most commonly reported symptoms of MS in real-life situations.[27] There was a correlation between the mean VAS scores and the number of VAS scores above 1, indicating a general deterioration in the subject's condition rather than an increase in one or two specific symptoms. Furthermore, the significant association between MSSQ scores, time in the simulator, and mean VAS scores, shows that there is a relationship between the subject's susceptibility to MS in normal conditions, the time spent in the simulator, and the symptoms induced. The more susceptible the subjects are to MS in real-life conditions, the more severe their symptoms will be in the simulator, and the less time they spend in the simulator. In the experimental condition, correlations between MSSQ scores and laboratory measures are generally weak due to differences in the provocative nature of the stimuli.[28,29] In our case, there is a strong relationship, highlighting the ecological aspect of our simulator. The fidelity and realism of the simulator used are indeed of paramount importance in its ability to induce symptoms. For example, Nesbitt tested the ability of two virtual reality roller coaster simulators to induce MS and observed that a higher level of detail and realism induced more nausea in terms of both severity and rapidity of onset.[30]

For physiological variables, there is a positive correlation between HR and symptoms, as well as between MSSQ scores and HR. Thus, the more susceptible subjects were to MS in real-life conditions, the higher their HR increased during the simulation. Moreover, HR increases during the simulation with the onset of symptoms, as observed in the literature,[3–5] indicating that the simulator also induces physiological changes associated with the onset of symptoms. Himi et al. observed a significant increase in HR during a visual simulation inducing MS (mean increase of 4.2 bpm vs. 4.98 bpm in this study), and postulated that the acceleration of HR during MS is due to an increase in sympathetic nervous system activity with an increase in the low-frequency/high-frequency (LF/HF) ratio of HR variability.[4] The increase in sympathetic nervous system activity is consistent with the decrease in temperature,[31] which would be induced by the implementation of sweating mechanisms and the decrease in blood flow. In this study, no correlation was observed with the variation of temperature during the simulation.[6,7] This is probably due to the short exposure time and the cessation of the simulation at the onset of the first symptoms. Temperature is a physiological variable that requires a longer duration between measurements before and after to observe a variation.[7]

The simulator aims to be able to rapidly induce MS in the laboratory, proportional to the subject's susceptibility in real-life conditions, to evaluate the effect of anti-motion sickness devices. In this regard, it does not replicate all seasickness conditions, but only those where the subject is below deck and without an outside view because that situation induces the most MS. Similarly, to facilitate the oscillations, we chose to apply movements only along the vertical axis, inducing a pitch motion, and at a frequency of 0.1 Hz, as this is what is described as the most likely to provoke MS. However, these parameters can be modulated based on the simulation objective. This means that this simulator is not designed to study the nature of the stimuli causing seasickness or the relationships between motion and MS, but is used for studies focusing on the phenomenon of seasickness independently of the nature of the motion stimulus to promote research into intervention solutions to reduce MS. Although the boat movement has a fixed frequency, amplitude, and axis, the fact that the boat is actually in the water prevents the subject from fully anticipating the upcoming movement, which is one of the main factors in the genesis of MS.[32] It also allows for the consideration of psychological factors when boarding a real boat on the water, as is the case in a real situation, unlike the hexapod commonly used in simulators. Future work will focus on automating the boat's movements in the water, which will facilitate experimentation and allow for the reproduction of a boat's aperiodic movements at sea as closely as possible. The goal would be to create oscillation scenarios with nonregular but identical sequences for all subjects, presenting them in a random order to further promote MS. The next validation step for this simulator is to compare the symptoms induced by it with those observed in the same subjects in a real sea travel situation on a small boat.

This study presents the design and evaluation of a new MS simulator that is easy to design and low cost. It shows that this simulator can induce MS depending on the general susceptibility of the subjects in real conditions. It thus makes it possible to induce symptoms in a population susceptible to MS in less than 10 min. Although this simulator requires the involvement of at least two experimenters to induce the oscillations of the boat, it avoids the potential bias of an artificially kinetogenic situation that could bring different mechanisms into play and/or induce additional symptoms to the real situation. It also considers the psychological effects of MS by making the boat more realistic by being on the water. It is of interest for research based on intervention strategies to reduce MS and the evaluation of prevention devices.

ACKNOWLEDGMENTS

We would like to thank the Boarding Ring company, specializing in designing MS prevention systems, for its material and human contribution to the realization of this new tool.

Financial Disclosure Statement: The authors have no competing interests to declare.

Authors and Affiliation: Camille de Thierry de Faletans, M.S., Ph.D. student, Maxime Misericordia, M.S., Jean-Marc Vallier, Ph.D., M.D., Professor, Pascale Duche, Ph.D., Professor and Director, and Eric Watelain, Ph.D., Professor, Laboratory Jeunesse, Activité Physique et Sportive – Santé, Faculty of Sport Sciences, University of Toulon, Toulon, France.

REFERENCES

1. Reason JT, Brand JJ. Motion sickness. Cambridge (MA): Academic Press; 1975.
2. Cha YH, Golding JF, Keshavarz B, Furman J, Kim JS, et al. Motion sickness diagnostic criteria: Consensus Document of the Classification Committee of the Bárány Society. J Vestib Res. 2021; 31(5):327–344.
3. Cobb SV, Nichols S, Ramsey A, Wilson JR. Virtual reality-induced symptoms and effects (VRISE). Presence Teleoperators and Virtual Environments. 1999; 8(2):169–186.
4. Himi N, Koga T, Nakamura E, Kobashi M, Yamane M, Tsujioka K. Differences in autonomic responses between subjects with and without nausea while watching an irregularly oscillating video. Auton Neurosci. 2004; 116(1-2):46–53.
5. Holmes S, Griffin M. Correlation between heart rate and the severity of motion sickness caused by optokinetic stimulation. J Psychophysiol. 2001; 15(1):35–42.
6. Bertin RJV, Collet C, Espié S, Graf W. Objective measurement of simulator sickness and the role of visual-vestibular conflict situations. In: Driving Simulation Conference North America; Nov. 30-Dec. 2, 2005; Orlando, FL. Iowa City (IA): Driving Safety Research Institute; 2005:208–293.
7. Nobel G, Tribukait A, Mekjavic IB, Eiken O. Effects of motion sickness on thermoregulatory responses in a thermoneutral air environment. Eur J Appl Physiol. 2012; 112(5):1717–1723.
8. Schmidt EA, Kuiper OX, Wolter S, Diels C, Bos JE. An international survey on the incidence and modulating factors of carsickness. Transp Res, Part F Traffic Psychol Behav. 2020; 71:76–87.
9. Lawther A, Griffin M. Prediction of the incidence of motion sickness from the magnitude, frequency, and duration of vertical oscillation. J Acoust Soc Am. 1987; 82(3):957–966.
10. Lawther A, Griffin M. Motion sickness and motion characteristics of vessels at sea. Ergonomics. 1988; 31(10):1373–1394.
11. McCauley ME, Royal JW, Wylie CD, O'Hanlon JF, Mackie RR. Motion sickness incidence: exploratory studies of habituation, pitch and roll, and the refinement of a mathematical model. Goleta (CA): Canyon Research Group, Inc., Human Factors Research Division; 1976.
12. Golding JF, Phil MA, Finch MI, Stott JRR. Frequency effect of 0.35–1.0 Hz horizontal translation oscillation on motion sickness and the somatogravic illusion. Aviat Space Environ Med. 1997; 68(5):396–402.
13. Arnardottir NY, Jonsdottir SS, Petersen H. Seasickness among Icelandic seamen. PLoS One. 2022; 17(8):e0273477.
14. Bos JE, MacKinnon SN, Patterson A. Motion sickness symptoms in a ship motion simulator: effects of inside, outside, and no view. Aviat Space Environ Med. 2005; 76(12):1111–1118.
15. Chu H, Li MH, Juan SH, Chiou WY. Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation on motion sickness induced by rotary chair: a crossover study. J Altern Complement Med. 2012; 18(5):494–500.
16. Bos JE. Less sickness with more motion and/or mental distraction. J Vestib Res. 2015; 25(1):23–33.
17. D'Amour S, Bos JE, Keshavarz B. The efficacy of airflow and seat vibration on reducing visually induced motion sickness. Exp Brain Res. 2017; 235(9):2811–2820.
18. Bonato F, Bubka A, Thornton W. Visual blur and motion sickness in an optokinetic drum. Aerosp Med Hum Perform. 2015; 86(5):440–444.
19. Jung S, Li R, McKee R, Whitton MC, Lindeman RW. Floor-vibration VR: mitigating cybersickness using whole-body tactile stimuli in highly realistic vehicle driving experiences. IEEE Trans Vis Comput Graph. 2021; 27(5):2669–2680.
20. Lucas G, Kemeny A, Paillot D, Colombet F. A simulation sickness study on a driving simulator equipped with a vibration platform. Transp Res Part F Traffic Psychol Behav. 2020; 68:15–22.
21. Li D, Chen L. Mitigating motion sickness in automated vehicles with vibration cue system. Ergonomics. 2022; 65(10):1313–1325.
22. Golding JF. Predicting individual differences in motion sickness susceptibility by questionnaire. Pers Individ Dif. 2006; 41(2):237–248.
23. Chang CH, Chen FC, Kung WC, Stoffregen TA. Effects of physical driving experience on body movement and motion sickness during virtual driving. Aerosp Med Hum Perform. 2017; 88(11):985–992.
24. Keshavarz B, Murovec B, Mohanathas N, Golding JF. The visually induced motion sickness susceptibility questionnaire (VIMSSQ): estimating individual susceptibility to motion sickness-like symptoms when using visual devices. Hum Factors. 2023; 65(1):107–124.
25. Golding JF, Bles W, Bos JE, Haynes T, Gresty MA. Motion sickness and tilts of the inertial force environment: active suspension systems vs. active passengers. Aviat Space Environ Med. 2003; 74(3):220–227.
26. Golding JF. Motion sickness. Handb Clin Neurol. 2016; 137:371–390.
27. Chan G, Moochhala SM, Zhao B, Wl Y, Wong J. A comparison of motion sickness prevalence between seafarers and non-seafarers onboard naval platforms. Int Marit Health. 2006; 57(1-4):56–65.
28. Gavgani AM, Nesbitt KV, Blackmore KL, Nalivaiko E. Profiling subjective symptoms and autonomic changes associated with cybersickness. Auton Neurosci. 2017; 203:41–50.
29. Lentz M. Laboratory tests of motion sickness susceptibility. AGARD Conference Proceedings No. 372; 3 May to 4 May 1984; Williamsburg, VA. London: AGARD; 1984; 372:29.1–29.9. AQ3
30. Nesbitt K, Davis S, Blackmore K, Nalivaiko E. Correlating reaction time and nausea measures with traditional measures of cybersickness. Displays. 2017; 48:1–8.
31. Nalivaiko E, Rudd JA, So RH. Motion sickness, nausea and thermoregulation: the "toxic" hypothesis. Temperature (Austin). 2014; 1(3):164–171.
32. Kuiper OX, Bos JE, Diels C, Schmidt EA. Knowing what's coming: anticipatory audio cues can mitigate motion sickness. Appl Ergon. 2020; 85:103068.

ANNEXE 3 : Étude 3

Applied Ergonomics 119 (2024) 104318

Contents lists available at ScienceDirect

Applied Ergonomics

journal homepage: www.elsevier.com/locate/apergo

Review article

Effects of dynamic visual feedback system on seasickness

Camille de Thierry de Faletans *, Maxime Misericordia, Jean-Marc Vallier, Pascale Duché, Eric Watelain

Laboratory "Jeunesse – Activité Physique et Sportive– Santé" (J-AP2S), University of Toulon - CS 60584 - 83041 TOULON - Campus La Garde - France

ARTICLE INFO

Keywords:
Countermeasures
Artificial horizon
Visual cues
Motion sickness

ABSTRACT

Motion sickness (MS) poses challenges for individuals affected, hindering their activities and travel. This study investigates the effect of a visual dynamic device, forming an artificial horizon plane, on symptoms and physiological changes induced by MS. This device consists of vertical light-emitting diodes whose illumination varies according to the boat's movements. Fifteen subjects with moderate-to-severe MS susceptibility were exposed to a seasickness simulator with and without the device. Symptoms were assessed immediately after exposure. Time spent in the simulator, heart rate, and temperature were also recorded. Symptom intensity at the end of the experience did not differ, but the time spent in the simulator was significantly longer with the device (+46%). Variations in heart rate were also observed. The device delays symptom onset and can be used as a tool against MS. Further research is needed to evaluate its effects, for example, during more prolonged exposure to MS-inducing stimuli.

1. Introduction

Two out of three people have experienced motion sickness (MS) at some point in their lives (Schmidt et al., 2020). MS is a common physiological reaction to unusual physical movements in at least one of the translational and/or rotational axes. Depending on the mode of transportation, it can be referred, for example, to as "carsickness," "seasickness," or "spacesickness,". It is distinguished from visually induced motion sickness (VIMS), which is caused by visual stimuli (e.g. video games, virtual reality headsets, and simulators; Keshavarz et al., 2023). MS manifests a range of symptoms from general discomfort to vomiting, with at least one symptom surpassing the minimal threshold in one of the following categories: nausea and/or gastrointestinal disturbances, disruption of thermoregulation, alterations of the state of wakefulness, dizziness, and headaches (Cha et al., 2021). These symptoms occur during motion, intensify with prolonged exposure, and subside after its cessation. Physiologically, symptom increase is generally associated with a decrease in temperature (Bertin et al., 2005; Nobel et al., 2012), and an increase in heart rate (HR) (Cobb et al., 1999; Himi et al., 2004; Holmes and Griffin, 2001), although some studies have also noted a decrease in HR during motion exposure (Hu et al., 1991; Kim et al., 2005).

Among various modes of transportation, the boat is where MS prevalence is highest, placing maritime professionals at the heart of this issue. A study conducted by Pethybridge et al., for instance, revealed that on two British naval ships, 67% of one ship's crew and 73% of another ship's crew had experienced seasickness during their careers, with 42% and 56%, respectively, affected in the past 12 months (Pethybridge et al., 1978). Beyond the military domain, Petersen found that 80% of Icelandic fishermen were affected by seasickness (Petersen, 2012). Schmidt et al., reported that 60% of the general population were susceptible to seasickness, a significantly higher incidence than other modes of transport (Schmidt et al., 2020). Although a common phenomenon, MS can have serious consequences when symptoms are severe, leading to disorientation, decreased performance, and reduced safety (Cha et al., 2021). These concerns underscore the interest in researching effective solutions against MS.

The most widely accepted theory to explain MS is the sensory conflict theory. According to this theory, MS results from a discrepancy between the information perceived by the different sensory receptors about body movements (Reason, 1970; Reason and Brand, 1975). This discrepancy can occur (i) between sensory modalities (visual, vestibular, and proprioceptive); (ii) within a modality (e.g., between canal and otolithic inputs of the vestibular system); (iii) or between the perceived motion model (formed by various sensory inputs) and the subject's internal model (formed from past experiences) (Golding, 2006a). The magnitude of the conflict thus determines the severity of MS. A variant of this theory, the subjective vertical theory, proposes that MS is caused by a

* Corresponding author.
E-mail address: watelaindeth@univ-tln.fr (C. de Thierry de Faletans).

https://doi.org/10.1016/j.apergo.2024.104318
Received 18 December 2023; Received in revised form 13 May 2024; Accepted 20 May 2024
Available online 25 May 2024
0003-6870/© 2024 The Authors. Published by Elsevier Ltd. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

conflict between the subjective vertical perceived by different sensory systems and the subjective vertical estimated based on experience (Bos and Bles, 1998). Finally, Prothero et al., also proposed a derived version suggesting that sensory cues are used to form rest frames, i.e., internal models of what is motionless. In each situation, a frame of rest is chosen as a reference. MS would then result from the inability, based on perceptual cues, to choose one rest frame over another (Prothero, 1998). To reduce MS, it would be necessary to eliminate the conflict between rest frames by providing sensory cues to select one. These researchers demonstrated that using an independent visual background consistent with the inertial rest frame helped reduce VIMS (Duh et al., 2004; Prothero et al., 1999).

Research on solutions to combat MS is diverse (Li et al., 2024). Among these, medications (anticholinergics and antihistamines; Koch et al., 2018), breathing practices (Sang et al., 2006), motion habituation (Tal et al., 2013), ginger intake (Lien et al., 2003) or vitamin C (Jarisch et al., 2014), acupressure (Miler and Muth, 2004), listening to enjoyable music (Keshavarz and Hecht, 2014), or chewing gum (Kaufeld et al., 2022) can be found. However, the effectiveness of these methods varies considerably. Habituation offers the greatest benefit, although it is specific to the stimulus, does not apply to all motion situations, and requires a lot of time (Golding, 2017). Medications also reduce gastric symptoms but can lead to undesirable side effects (blurred vision, drowsiness, headaches, concentration difficulties, etc.) that may pose safety risks and affect performance (Koch et al., 2018).

Various studies have demonstrated that access to visual information outside the vehicle mitigates MS symptoms, while the absence of such information exacerbates them (Bos et al., 2005; Feenstra et al., 2011; Rolnick and Bles, 1989; Tal et al., 2012). In a moving vehicle, the absence of external visual information increases the conflict between vision and vestibular inputs, which detect body accelerations. Thus, developing devices that provide additional visual cues about motion can facilitate understanding of the movements our body experiences and reduce MS (Emond et al., 2023). These cues can be provided through the use of screens by adding elements to the screen content that move synchronously with the vehicle's movement (Hanau and Popescu, 2017; Meschtscherjakov et al., 2019); by moving the entire visual content based on the vehicle's movements (Hanau and Popescu, 2017; Kato and Kitazaki, 2006); or by directly transmitting the view of the road (Griffin and Newman, 2004; Karjanto et al., 2021; Miksch et al., 2016). These techniques provide visual information about body movements relative to the Earth, minimizing the conflict between vision and the vestibular system. However, these devices are focused on central vision and require subjects to look at them to be effective. Although they may offer solutions to reduce MS for passengers during passive transportation, they do not meet the needs of maritime professionals as they could divert their attention or interfere with the execution of their tasks.

To address this issue, authors have explored the use of visual cues presented in the periphery of the field of view, notably through light strips. To our knowledge, only two studies have evaluated the effectiveness of devices providing peripheral motion cues synchronized in real-time with vehicle movements, and the results obtained are rather mixed (Bohrmann et al., 2022; Diels et al., 2023). In the study by Diels et al. (2023), the visual display had a positive impact on MS, although statistically nonsignificant, while Bohrmann et al. (2022)) observed that the effectiveness of the device depended on the presence of external vision from the vehicle. Other studies propose similar devices but provide anticipatory information about upcoming movement, especially in the case of autonomous vehicles, which do not support the same neurophysiological mechanisms (Hainich et al., 2021; Karjanto et al., 2018, 2021). Finally, several studies have shown that the presence of an Earth-referenced horizon line projected on the wall of the room (Rolnick and Bles, 1989) or in a head-mounted display (Bos et al., 2012; Feenstra et al., 2011; Tal et al., 2012) helps reduce MS induced by a simulator. These effects are attributed to the reduction in sensory conflict. Hemmerich et al., also demonstrated that an Earth-referenced horizon line reduces VIMS more effectively than a fixation point (Hemmerich et al., 2020). They suggested that a fixation point alone is not sufficient to reduce MS and that a clear indication of the Earth's horizontality is necessary. Adding a horizon rather than a fixation point provides additional information about gravity and participants' orientation relative to it.

In this study, we aimed to examine the effect of a dynamic visual feedback system placed in the peripheral field of vision on reducing MS. This device consists of a series of vertical light-emitting diodes (LEDs) whose illumination varies based on the vehicle's movements. It provides visual feedback in the form of an artificial horizon plane referenced to the Earth, which adapts in real-time to the boat's motion. This information provides visual references that are consistent with vestibular information, helping to reduce sensory conflicts. The immediate effect of this device on MS was evaluated in a boat simulator, to use it as a countermeasure for seasickness. The hypothesis is that this device provides orientation and motion cues consistent with the vestibular system, which help reduce the severity of MS by delaying or inhibiting the onset of symptoms.

2. Method

2.1. Participants

Fifteen subjects (11 women), between 18 and 54 years (29.4 ± 10.2 years) were voluntarily recruited from university staff and students. The inclusion criteria for the study were as follows: not having vestibular, balance, or motor disorders, having normal or corrected to normal vision, and having a total score on the MS Susceptibility Questionnaire Short form (MSSQ-S; Golding, 2006b) higher than 11.3 (50th percentile). The total MSSQ-S provides a susceptibility score for MS ranging from 0 (no symptoms) to 54 (severe symptoms in all modes of transport). In the last 24 h, subjects should not have taken any medication, nor consumed alcohol or drug. Subjects provided voluntary and informed consent to participate in the experiment and were free to withdraw at any time. The National Ethics Committee for Research in Physical Activity Sciences approved the experiment under IRB 00012476-2021-16-04-104, and the experiments were conducted respecting the Declaration of Helsinki.

2.2. Apparatus

The seasickness simulator (Fig. 1, de Thierry de Faletans et al., in reviewing) consists of a rigid-hulled boat (W:1*L:2*H:0.30 m), with an opaque cabin (W:1*L:1.40*H:1.20 m) placed on it to block the field of vision. This boat was placed in a reinforced pool (W:1.80*L:3.80*h:1.25 m). The subject was seated on a bench (0.20*1 m), positioned two-thirds back on the boat, without a backrest or headrest. The boat pitches at a frequency of 0.1 Hz and an amplitude of 45 cm. Inside the boat was a schematic representation of a Visual Analog Scale (VAS) ranging from 0 to 10, as well as a list of 10 of the most common symptoms of MS (anxiety, general discomfort, hypersalivation, sensation of heat, headaches, drowsiness, gastric discomfort, nausea, fatigue, and dizziness; Cha et al., 2021).

The artificial horizon plane is formed by a device on board inside the boat, consisting of 4 light columns, each 1 m long, which illuminate according to the boat's oscillations (Fig. 1). Their vertically oriented smart lighting reacts to the vehicle's movements, providing passengers with a continuous artificial horizon plane based on the 4 points of intersection between illuminated and non-illuminated pixels. Half of the LED strips are illuminated when the boat is stationary. When the boat swings fully forward, some pixels on the side LEDs turn off and the forward LEDs light up. The reverse is true for the stern oscillation. The number of pixels that light up and turn off is proportional to the intensity of the boat's tilt. The same mechanism is used when the boat oscillates from left to right. The LEDs light up and turn off when the boat oscillates

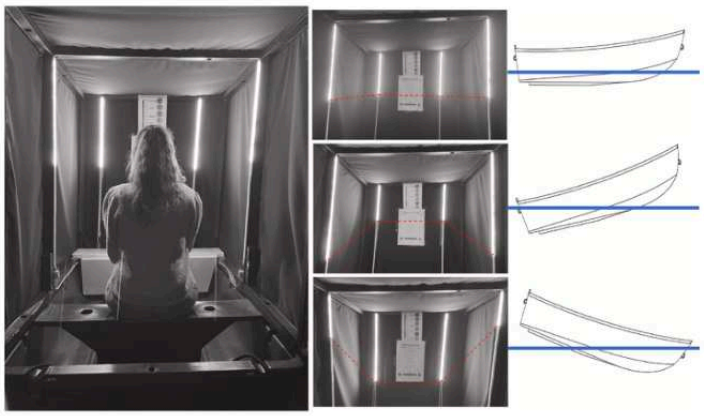


Fig. 1. On the left: view inside the boat simulator with the Boarding Light system developed and patented by Boarding Ring ®, ref: US10537705B2. In front of the subject is a list of symptoms and a visual analog scale to help assess symptom intensity. In their hands, the subject holds a polystyrene plate containing the tablet for viewing the video. **In the center**, *at the top*: LEDs lighting when the boat is perfectly horizontal; *in the middle*: LEDs lighting corresponding to a backward tilt (front of boat raised by 22.5 cm); *at the bottom*: LEDs lighting corresponding to a forward tilt (rear of the boat raised by 22.5 cm). In red: representation of the permanent artificial horizon plane from the 4 points of intersection between the lit and unlit pixels. **On the right**: schematic illustration of the boat's motion in the water. (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the Web version of this article.)

simultaneously in both axes.

2.3. Measurements

The maximum simulation time is 10 min. The simulator stops if the subject meets the stop criteria or at the end of the maximum exposure time. Two stop criteria were defined: (i) one symptom with a score of 5 or higher; (ii) 3 symptoms with a score higher than 1. If the subjects met either of the two criteria, they were asked to inform the experimenters verbally, and the simulation was stopped immediately. The time spent in the simulator before the appearance of symptoms as defined by the stopping criteria is measured in seconds from the beginning of the simulation until the simulator stops. The intensity of symptoms was assessed using 10 Visual Analog Scales (VAS), each evaluating one of the 10 MS symptoms present in the boat. These 10 symptoms belong to the 4 symptom categories described by Cha et al. (2021) and correspond to a compilation of the Pensacola Diagnostic Index (Graybiel et al., 1968), the Simulator Sickness Questionnaire (Kennedy et al., 1993), and the Motion Sickness Assessment Questionnaire (Gianaros et al., 2001). The subject's instruction was to draw a line on the VAS for each symptom according to how they felt at the end of the simulation. Each evaluated symptom could have a value between 0 and 10. The mean values and standard deviations of the 10 symptoms were calculated for each subject, as well as the number of symptoms higher than 1. The core temperature is estimated using an infrared forehead thermometer (Braun BNT 400), which measures the energy emitted by the skin at the center of the forehead and converts it into an equivalent body temperature value. A HR monitor (Polar H10) is used to measure HR continuously during the simulation. During the simulation, the subject watched a cartoon. The objective of this video is to fix the subject's gaze and reproduce a situation in which the subject performs a task unrelated to the boat's movement. The tablet (iPad Pro 12.9") is positioned 50 cm from the eyes so that the gaze is at an angle of 15° angle relative to the horizontal. The two videos used (one for each condition) were copyright-free and emotionally neutral to avoid affecting the symptoms or measured physiological components. To ensure that the subjects had indeed watched the video during the simulation, five questions about the video were asked at the end of the simulation. These questions focused on describing facts related to the video, such as "What color is the main character's hat", and they expected open-ended responses like "red". The questions were designed by selecting 10 points of interest in each video. Out of the 10 simple questions per video, 5 were asked to the subject at the end of the experiment based on the duration of the sequence viewed by the subject (simulation duration). Each correct answer was worth 1 point, and the sum of the points for the 5 questions was calculated. The difference in the number of correct answers between the conditions with and without devices also allowed observation of whether the device hindered the subject in performing a secondary task, which in this case was a viewing task.

2.4. Procedure

Subjects were informed about the course of the experiment and the boat movements they would experience. The simulation stops criteria and the position to take in the boat were also explained to them. Each subject was exposed to two distinct conditions: one without the device (C = control), and the other with the device (D = device). The order of the conditions was counterbalanced across subjects. The two conditions were executed with an interval of at least one day between sessions to allow subjects to fully recover from any potential symptoms induced by the simulator. Both conditions were conducted at the same time of day to account for possible circadian rhythm effects. No information was provided about the functioning of the device, and no distinction was made between the conditions. Once all instructions were given, the subjects were equipped with the HR monitor. The HR is recorded for 5 min at rest, and then continuously from the beginning to the end of the oscillations. Similarly, the temperature is measured first at rest, then a second time just before the start of the oscillations, and finally at the end of the simulation. Just before the start of the oscillations, the subject is given a tablet to watch the video, and the device is adjusted according to the condition. The simulation began and the subjects were exposed to pitch motion at a frequency of 0.1 Hz and amplitude of 45 cm. The simulation stops if the subject meets the stopping criteria or at the end of the maximum exposure time, which is 10 min. At the end of the simulation, the subjects were invited to exit the boat, and then evaluate the intensity of the symptoms experienced using 10 VAS, as well as to answer the five comprehension questions about the video. Ambient temperature, noise, and brightness were controlled.

2.5. Statistical analysis

The results are presented as average and standard deviation. The average HR is calculated for the 5-min rest period and 30-s interval at the start and end of the oscillations. After verification of the normality conditions, the statistical significance of the differences between conditions was determined by the paired samples *t*-test. Student tests are used for parametric data and Wilcoxon tests for data that do not meet normality conditions. For the temperature and HR data, 2-factor repeated measures ANOVAs were carried out with the condition factor (C, D) and the time factor (rest, start, end) as well as Tukey's post hoc. The significance level was set at $p < 0.05$ (*<0.05, ** <0.01, ***<0.001). Effect sizes based on standardized differences between mean scores were calculated to examine the magnitude of such differences. Effects size was calculated using Cohen's d interpreted as 0.20 small, 0.50 medium, and 0.8 large.

3. Results

Subjects had a mean MSSQ-S total raw score of 31.3 ± 9.7. This represents an MS susceptibility interval covering total raw scores between 15.3 and 47.5, corresponding to percentile scores between 70 and 100% (Golding, 2006b).

3.1. Time in the simulator

Across all subjects, 1 subject completed the 10-min simulation in both conditions, and 10 subjects completed less than 10 min in both conditions. 4 subjects spent less than 10 min in the simulation in condition C but reached 10 min in the simulation in condition D. Conversely, 0 subjects reached the 10-min mark in the simulation in condition C but spent less than 10 min in the simulation in condition D. The time spent in the simulator according to the conditions was significantly different (t (14) = 4.5, $p < 0.001$, $d = 1.162$). Subjects stayed longer in the simulator in condition D than C (C = 277.3 s ± 161.8, D = 398.0 s ± 181.9; Fig. 2). A Spearman correlation test between the delta time in the simulator between conditions C and D and the MSSQ-S scores was not significant (r = 0.02, $p = 0.934$).

3.2. Symptoms, and video questions

Regarding the stopping criteria of the simulation: (i) in the control condition, 40% of the subjects requested the simulation to stop for 3 symptoms greater than 1, and 53% for at least one symptom greater than or equal to 5; (ii) in the device condition, 20% requested the simulation to stop for 3 symptoms greater than 1, and 46% for at least one symptom greater than or equal to 5. Among the subjects who asked for the simulation to be stopped before the end, the symptoms most frequently given as stopping criteria were the same in both conditions: dizziness (51%), nausea (49%), and sensation of heat (31%). For the assessment of symptom intensity at the end of the simulation on the 10 VAS, the average symptom intensities per subject were not significantly different between the two conditions (t (14) = 0.21, $p = 0.582$, $d = 0.054$; C = 3 ± 1.4, D = 3.1 ± 1; Fig. 2). The number of correct answers to the video questions does not vary significantly according to the conditions (t (14) = 2.06, $p = 0.058$, $d = 0.533$, C = 2.6 ± 1.2, D = 3.2 ± 1.2).

3.3. Physiological parameters

There was a significant effect of time on HR (F (2,20) = 19.405, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.358$ Fig. 3) and a significant interaction effect between time and condition (F (2,20) = 7.681, $p = 0.003$, $\eta^2 = 0.088$) but no single condition effect (F (1.10) = 4.031, $p = 0.072$). Subjects had a higher HR at the end of the simulation than at the beginning ($p < 0.001$) and at the end than at rest ($p < 0.001$). Between the two conditions, there was no significant difference in HR at rest ($p = 0.926$) or the start of the simulation ($p = 1.0$), but subjects had a greater increase in HR in condition C than in condition D ($p = 0.011$). There was a significant effect of time for temperature (F (2,26) = 4.864, $p = 0.016$, $\eta^2 = 0.068$). Subjects had a higher temperature at the end of the simulation than at the beginning ($p = 0.028$) and at the end than at rest ($p = 0.048$). There was no effect of condition or interaction.

4. Discussion

4.1. Comparison of conditions

This study aimed to examine the effect of a dynamic visual feedback system forming an artificial horizon plane referenced to Earth that adapts to boat movements on MS. The main results indicate that this

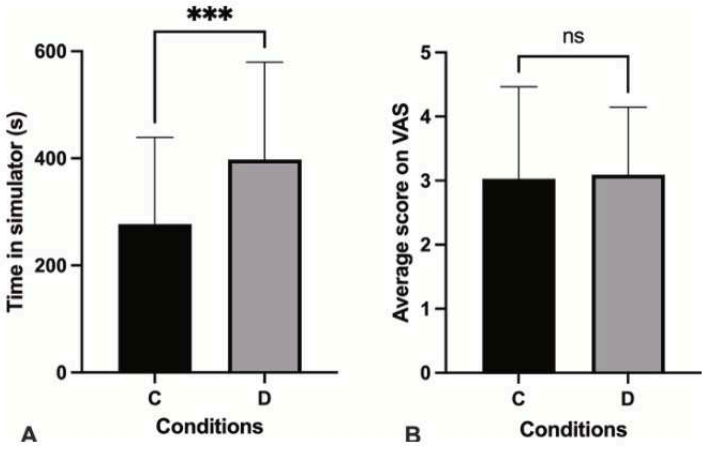


Fig. 2. Average and standard deviation of time spent in the simulator (graph A) and of the average scores on the visual analog scales (graph B), as a function of conditions: Control (C) in black and Device (D) in grey. *ns: non significative, * < 0.05, ** < 0.01, *** < 0.001.*

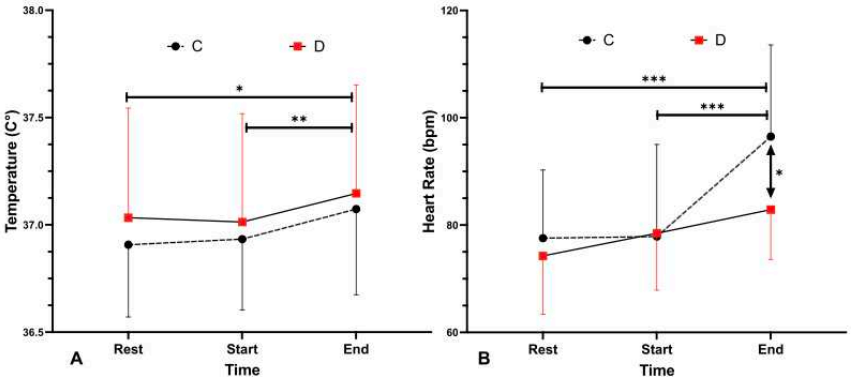


Fig. 3. Average and standard deviation of temperature (graph A) and heart rate (graph B) measurements, as a function of condition: Control (C) represented in black by circles and dotted lines; Device (D) represented in red by squares and solid lines. The vertical arrow represents a difference between the conditions and the horizontal lines represent a time effect for both groups. ns: non significative, * < 0.05, ** < 0.01, *** < 0.001. (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the Web version of this article.)

device helps alleviate MS in susceptible subjects by delaying the onset of symptoms as defined by the stopping criteria. 86% of the subjects increased their time in the simulator with the device (+46% compared to the control condition). Four out of fourteen subjects reached the maximum duration of 10 min. There was no correlation between the increase in time spent in the simulator between the two conditions (delta time) and the subjects' susceptibility scores to MS (MSSQ-S), indicating that the system extends the time spent in the simulator regardless of subjects' susceptibility. The system thus appears to be effective for both highly susceptible and moderately susceptible subjects. A larger increase in HR was observed in the control condition compared to the condition with the device. Previous studies have shown that a higher increase in HR may be associated with a greater intensity of MS (Cobb et al., 1999; Himi et al., 2004; Holmes and Griffin, 2001). This indicates that the device also induces different physiological changes associated with delaying the onset of symptoms. The device presented here provides visual cues about the motion of the boat. The LEDs strips create a horizontal plane corresponding to the Earth's plane, which adapts as the boat moves. The vertical orientation of the diodes also helps to position the boat's cabin relative to this horizontal plane. The system thus provides additional visual information about gravity and participants' orientation relative to it. This information provides real-time visual references that are consistent with the vestibular information. Providing this information helps reduce sensory conflict between vision and the vestibular system and, on a larger scale, reduces the conflict between the perceived motion model formed by different sensory systems and the expected motion model formed by past experiences (Reason and Brand, 1975). According to the theory of subjective vertical, the device can also help reduce the conflict between the perceived subjective vertical and the expected one (Bos and Bles, 1998).

The absence of variation in symptoms between the conditions tends to confirm that participants adhered to the stopping criteria. In both conditions, the most frequently cited symptoms justifying the cessation of the simulation were nausea, dizziness, and sensations of heat, which are common symptoms of MS (Golding, 2016). Participants thus remained in the simulator longer with the device but stopped when they experienced the same level and type of symptoms in both conditions. This suggests that the device delays the onset of symptoms as defined in the stop criteria rather than completely eliminating them. This lack of difference can also be explained by the low intensity of the induced symptoms (3 symptoms exceeding 1 out of 10). Although this symptom intensity is sufficient to detect the initial signs of MS, the symptoms do not seem to be severe enough to allow for a significant distinction between the two conditions. Likely, a longer exposure period and more severe symptoms as simulation-stopping criteria would have allowed for a different symptom progression between the conditions. Similarly, no difference was observed in terms of temperature between the conditions but only between before and after simulation. Nobel et al. (2012) showed that intense nausea was associated with a strong sensation of heat and a decrease in body temperature during and after the simulation. In the present study, subjects did not experience intense nausea, as only the initial signs of the illness were induced. Our results suggest that the onset of the symptoms of MS may be associated with an increase in temperature and a sensation of heat. This could trigger thermoregulation mechanisms such as increased cutaneous vasodilation and sweating, leading to a subsequent decrease in temperature, as observed by other authors (Bertin et al., 2005; Nobel et al., 2012).

The device presented here utilizes peripheral vision. This allows the subject to perceive information without monopolizing their attention, enabling them to perform another task. The number of correct responses given by the subjects in the videos did not differ between the conditions, indicating that the subjects were not disturbed by the device during their viewing task. There is even a trend towards better performance with the device ($p = 0.058$), probably due to the delay of MS symptoms (Matsangas et al., 2014; Rolnick and Bles, 1989). Hemmerich et al. (2020) showed that subjects had a reduction in VIMS in the condition with the horizon line but not for the condition with the fixation cross. They suggested that the horizon line provided orientation cues in the peripheral field of vision, providing a constant source of spatial orientation even when the subject diverted their gaze to perform another task. Other studies have also demonstrated that visual cues are more effective when presented in the peripheral field rather than centrally (Emond et al., 2023) because peripheral vision is more sensitive to motion than central vision (Gibson, 1950).

4.2. Methodological discussion

The wide diversity of methodologies proposed in studies on MS (nature of movements, duration of exposure, subjects' susceptibility, measurement tools used, devices tested, etc.) makes it difficult to compare studies with each other. The results of previous research on the addition of real-time visual motion cues to MS vary considerably. They

range from worsening symptoms with a device of a rolling spring ball on the tablet screen during reading (Hanau and Popescu, 2017) to a 78% improvement in symptoms with a moving bubble device on the edges of the tablet (Meschtscherjakov et al., 2019).

The beneficial effect of a horizon plane observed here is consistent with the previous studies that have also found lower levels of MS with the presence of an artificial horizon line (projected inside the simulator or in the content of a virtual reality screen) or a real horizon line (vision outside the simulator or a line projected on the wall) (Bos et al., 2012; Feenstra et al., 2011; Hemmerich et al., 2020; Rolnick and Bles, 1989; Tal et al., 2012). The advantage of the device presented here is that it offers a horizontal plane that adapts to the movements of the boat to provide real-time visual information coherent with vestibular information without requiring the use of a screen or head-moving displays.

Other studies like those by Bohrmann et al. (2022) and Diels et al. (2023) have proposed LED devices for cars, communicating information about translational movements (accelerations, braking), but they showed no difference when their systems were used alone. However, an improvement in symptoms was observed when the LED system was combined with external vision (47% improvement in symptoms; Bohrmann et al., 2022) or with an improvement in vehicle comfort (28% improvement, Diels et al., 2023). These results suggest that combining multiple methods might be more effective than a single approach. In the present study, the LED system delays the onset of symptoms as defined by the stopping criteria independently of any other arrangement, meaning it acts alone on MS. The differences in the category of movements provided by the LED system (rotational movements like pitch and roll for this study *vs.* translational movements like accelerations and braking for the aforementioned studies) may explain the differences in observed results. However, these results suggest also that combining the system presented here with another device could further improve the beneficial effect observed on MS.

4.3. Limitations and future studies

This study represents the first attempt to evaluate the effectiveness of the Boarding Light device as a countermeasure against MS. It has some limitations. Although the conditions were randomized and the exposure of 2 × 10 min seems low, we cannot exclude the possibility of a habituation effect to motion during the sessions. However, we still chose a within-subjects design to minimize the impact of interindividual differences in susceptibility to MS. Furthermore, a complementary study involving a larger population would be necessary to confirm the results, although a power test on our main variable (time in the simulator) with the means and standard deviations presented in the article and a percentage alpha error of 5%, gives us statistical power value of 0.8280. To refine the assessment of symptoms, the use of a scale such as the MISC (Misery Scale; Wertheim et al., 1998) seems useful to monitor the evolution of symptom severity over time.

Thus, future studies are planned to address these limitations and confirm the effectiveness of this device, particularly in the case of longer stimuli with more intense symptoms, in real navigation conditions, or in other modes of transportation. To confirm the impact of the device on physiological measures, the use of other tools such as HR variability or electrodermal activity would complement the measures already provided by HR. It would also be interesting to, more precisely, evaluate the potential effect of the device on the execution of a task that is more demanding in cognitive resources. Finally, the use of a user experience questionnaire could contribute to improving the ergonomics of the device.

The Boarding Light device offers the advantage of delaying the onset of symptoms without requiring direct wearing by the user and without interfering with other tasks. It can be easily installed inside a boat (especially when external vision is not possible) without disturbing the subject. It could be used, for example, in a professional context aboard a merchant or military ship. For land transportation modes, the calculation program that translates accelerations into light signals will probably need to be more specific to translational movements (acceleration and braking) and turns.

Conclusion

This study evaluates the instantaneous effect of an artificial horizon plane that adapts to the movement on MS. The addition of an artificial horizon plane, which adapts to the movement of the boat, in the subject's field of vision is beneficial for delaying the onset of symptoms and can be applied to the working or leisure environment on board ships. These results are consistent with the theory of sensory conflict. Providing visual information about movements appears to reduce visuo-vestibular conflict. Future studies are needed to incorporate a more precise measurement of the reduction in symptoms induced by the device during longer simulations and/or in real-life conditions.

CRediT authorship contribution statement

Camille de Thierry de Faletans: Formal analysis, Investigation, Visualization, Writing – original draft. **Maxime Misericordia:** Formal analysis, Investigation, Data curation. **Jean-Marc Vallier:** Writing – review & editing. **Pascale Duché:** Project administration, Resources, Supervision, Writing – review & editing. **Eric Watelain:** Conceptualization, Funding acquisition, Methodology, Supervision, Writing – review & editing, Validation.

Declaration of competing interest

The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

Acknowledgments

We would like to thank the Boarding Ring company specializing in designing MS prevention systems for its material and human contribution to providing and installing their system in our simulator. This study was supported by a doctoral research grant (recipient Camille de Thierry de Faletans) from the French Ministère de l'Enseignement Supérieur, de la Rechercher et de l'Innovation. This research did not receive any specific funding from commercial companies.

References

Bertin, R.J.V., Collet, C., Espié, S., Graf, W., 2005. Objective measurement of simulator sickness and the role of visual-vestibular conflict situations. Driving Simulation Conference North America, pp. 280–293.

Bohrmann, D., Bruder, A., Bengler, K., 2022. Effects of dynamic visual stimuli on the development of carsickness in real driving. IEEE Trans. Intell. Transport. Syst. 23 (5), 4833–4842. https://doi.org/10.1109/TITS.2021.3128834.

Bos, J.E., Bles, W., 1998. Modelling motion sickness and subjective vertical mismatch detailed for vertical motions. Brain Res. Bull. 47 (5), 537–542.

Bos, J.E., Houben, M.M.J., Lindenberg, J., 2012. Optimising human performance by reducing motion sickness and enhancing situation awareness with an intuitive artificial 3D earth-fixed visual reference. In: Paper presented at Maritime Systems and Technologie conference (MAST Europe 2012), Malmö, Sweden, 11-13 September.

Bos, J.E., MacKinnon, S.N., Patterson, A., 2005. Motion sickness symptoms in a ship motion simulator : effects of inside, outside, and no view. Aviat Space Environ. Med. 76 (12), 1111–1118.

Cha, Y.-H., Keshavarz, B., Furman, J., Kim, J.-S., Lopez-Escamez, J.A., Magnusson, M., Yates, B.J., Lawson, B.D., 2021. Motion sickness diagnostic criteria : consensus document of the classification committee of the Bárány society. J. Vestib. Res. 31 (5), 327–344. https://doi.org/10.3233/VES-200005.

Cobb, S.V., Nichols, S., Ramsey, A., Wilson, J.R., 1999. Virtual reality-induced symptoms and effects (VRISE). Presence Teleoperators Virtual Environ. 8 (2), 169–186. https://doi.org/10.1162/105474699566152.

Diels, C., Dugenetet, P., Brietzke, A., Xuan, R.P., 2023. Design strategies to alleviate motion sickness in rear seat passengers—a test track study. IEEE 26th International Conference on Intelligent Transportation Systems (ITSC), pp. 5254–5258. https://doi.org/10.1109/ITSC57777.2023.10421968.

Duh, H.B.-L., Parker, D.E., Furness, T.A., 2004. An independent visual background reduced simulator sickness in a driving simulator. Presence Teleoperators Virtual Environ. 13 (5), 578–588. https://doi.org/10.1162/1054746042545283.
Emond, W., Bohrmann, D., Zare, M., 2023. Will visual cues help alleviating motion sickness in automated cars? A review article. Ergonomics 1–29. https://doi.org/10.1080/00140139.2023.2286187.
Feenstra, P.J., Bos, J.E., Van Gent, R.N.H.W., 2011. A visual display enhancing comfort by counteracting airsickness. Displays 32 (4), 194–200. https://doi.org/10.1016/j.displa.2010.11.002.
Gianaros, P.J., Muth, E.R., Mordkoff, J.T., Levine, M.E., Stern, R.M., 2001. A questionnaire for the assessment of the multiple dimensions of motion sickness. Aviat Space Environ. Med. 72 (2), 115–119.
Gibson, J.J., 1950. The Perception of the Visual World. Houghton Mifflin, Boston.
Golding, J.F., 2006a. Motion sickness susceptibility. Auton. Neurosci. 129 (1–2), 67–76.
Golding, J.F., 2006b. Predicting individual differences in motion sickness susceptibility by questionnaire. Pers. Indiv. Differ. 41, 237–248. https://doi.org/10.1016/j.paid.2006.01.012.
Golding, J.F., 2016. Motion sickness. Handb. Clin. Neurol. 137, 371–390. https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63437-5.00027-3.
Golding, J.F., 2017. Motion sickness susceptibility and management at sea. Maritime Psychology: Research in Organizational & Health Behavior at Sea, pp. 151–183. https://doi.org/10.1007/978-3-319-45430-6_7.
Graybiel, A., Wood, C.D., Cramer, D.B., 1968. Diagnostic criteria for grading the severity of acute motion sickness. Aerospace Medicine and Human Performance 39, 453–455.
Griffin, M.J., Newman, M.M., 2004. Visual field effects on motion sickness in cars. Aviat Space Environ. Med. 75 (9), 739–748.
Hainich, R., Drewitz, U., Ihme, K., Lauermann, J., Niedling, M., Oehl, M., 2021. Evaluation of a human–machine interface for motion sickness mitigation utilizing anticipatory ambient light cues in a realistic automated driving setting. Information 12 (4), 176. https://doi.org/10.3390/info12040176.
Hanau, E., Popescu, V., 2017. MotionReader : visual acceleration cues for alleviating passenger e-reader motion sickness. In: Proceedings of the 9th International Conference on Automotive User Interfaces and Interactive Vehicular Applications Adjunct, vols. 72–76. https://doi.org/10.1145/3131726.3131741.
Hemmerich, W., Keshavarz, B., Hecht, H., 2020. Visually induced motion sickness on the horizon. Frontiers in Virtual Reality 1, 582095. https://doi.org/10.3389/frvir.2020.582095.
Hemmerich, W., Keshavarz, B., Hecht, H., 2020. Visually induced motion sickness on the horizon. Front. Virtual Real. 1, 582095.
Himi, N., Koga, T., Nakamura, E., Kobashi, M., Yamane, M., Tsujioka, K., 2004. Differences in autonomic responses between subjects with and without nausea while watching an irregularly oscillating video. Auton. Neurosci. 116 (1–2), 46–53. https://doi.org/10.1016/j.autneu.2004.08.008.
Holmes, S., Griffin, M., 2001. Correlation between heart rate and the severity of motion sickness caused by optokinetic stimulation. J. Psychophysiol. 15 (1), 34–42. https://doi.org/10.1027/0269-8803.15.1.35.
Hu, S., Grant, W.F., Stern, R.M., Koch, K.L., 1991. Motion sickness severity and physiological correlates during repeated exposures to a rotating optokinetic drum. Aviat Space Environ. Med. 62 (4), 308–314.
Jarisch, R., Weyer, D., Ehlert, E., Koch, C.H., Pinkowski, E., Jung, P., Kähler, W., Girgensohn, R., Kowalski, J., Weisser, B., Koch, A., 2014. Impact of oral vitamin C on histamine levels and seasickness. J. Vestib. Res. 24 (4), 281–288. https://doi.org/10.3233/VES-140509.
Karjanto, J., Md Yusof, N., Wang, C., Terken, J., Delbressine, F., Rauterberg, M., 2018. The effect of peripheral visual feedforward system in enhancing situation awareness and mitigating motion sickness in fully automated driving. Transport. Res. F Traffic Psychol. Behav. 58, 678–692. https://doi.org/10.1016/j.trf.2018.06.046.
Karjanto, J., Yusof, N., Hassan, M.Z., Terken, J., Rauterberg, M., 2021. An on-road study in mitigating motion sickness when reading in automated driving. Journal of Hunan University Natural Sciences 48 (3).
Kato, K., Kitazaki, S., 2006. A study for understanding carsickness based on the sensory conflict theory, 2006-01-0096. https://doi.org/10.4271/2006-01-0096.
Kaufeld, M., De Coninck, K., Schmidt, J., Hecht, H., 2022. Chewing gum reduces visually induced motion sickness. Exp. Brain Res. 240 (2), 651–663. https://doi.org/10.1007/s00221-021-06303-5.
Kennedy, R.S., Lane, N.E., Berbaum, K.S., Lilienthal, M.G., 1993. Simulator sickness questionnaire : an enhanced method for quantifying simulator sickness. Int. J. Aviat. Psychol. 3 (3), 203–220.
Keshavarz, B., Hecht, H., 2014. Pleasant music as a countermeasure against visually induced motion sickness. Appl. Ergon. 45 (3), 521–527. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2013.07.009.
Keshavarz, B., Murovec, B., Mohanathas, N., Golding, J.F., 2023. The visually induced motion sickness susceptibility questionnaire (VIMSSQ) : estimating individual susceptibility to motion sickness-like symptoms when using visual devices. Hum. Factors 65 (1), 107–124.
Kim, Y.Y., Kim, H.J., Kim, E.N., Ko, H.D., Kim, H.T., 2005. Characteristic changes in the physiological components of cybersickness. Psychophysiology 42 (5), 616–625. https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2005.00349.x.
Koch, A., Cascorbi, I., Westhofen, M., Dafotakis, M., Klapa, S., Kuhtz-Buschbeck, J.P., 2018. The neurophysiology and treatment of motion sickness. Deutsches Ärzteblatt international 115 (41). https://doi.org/10.3238/arztebl.2018.0687.
Li, D., Yu, T., Tang, B., 2024. A review of carsickness mitigation : navigating challenges and exploiting opportunities in the era of intelligent vehicles. arXiv preprint arXiv: 2402.00565). http://arxiv.org/abs/2402.00565.
Lien, H.-C., Sun, W.M., Chen, Y.-H., Kim, H., Hasler, W., Owyang, C., 2003. Effects of ginger on motion sickness and gastric slow-wave dysrhythmias induced by circular vection. Am. J. Physiol. Gastrointest. Liver Physiol. 284 (3), G481–G489. https://doi.org/10.1152/ajpgi.00164.2002.
Matsangas, P., McCauley, M.E., Becker, W., 2014. The effect of mild motion sickness and sopite syndrome on multitasking cognitive performance. Hum. Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society 56 (6), 1124–1135. https://doi.org/10.1177/0018720814522484.
Meschtscherjakov, A., Strumegger, S., Trösterer, S., 2019. Bubble Margin : motion sickness prevention while reading on smartphones in vehicles. Human-Computer Interaction–INTERACT 2019: 17th IFIP TC 13 International Conference, Paphos, Cyprus, September 2–6, 2019, Proceedings, Part II 17 11747, 660–677. https://doi.org/10.1007/978-3-030-29384-0_39.
Miksch, M., Steiner, M., Miksch, M., Meschtscherjakov, A., 2016. Motion sickness prevention system (MSPS) : reading between the lines. Adjunct Proceedings of the 8th International Conference on Automotive User Interfaces and Interactive Vehicular Applications, pp. 147–152. https://doi.org/10.1145/3004323.3004340.
Miler, K.E., Muth, E.R., 2004. Efficacy of acupressure and acustimulation bands for the prevention of motion sickness. Aviat Space Environ. Med. 75 (3), 227–234.
Nobel, G., Tribukait, A., Mekjavic, I.B., Eiken, O., 2012. Effects of motion sickness on thermoregulatory responses in a thermoneutral air environment. Eur. J. Appl. Physiol. 112 (5), 1717–1723. https://doi.org/10.1007/s00421-011-2142-6.
Petersen, H., 2012. Seasickness. Laeknabladid 98 (12), 653–659.
Pethybridge, R.J., Davies, J.W., Walters, J.D., 1978. A Pilot Study on the Incidence of Sea Sickness in RN Personnel on 2 Ships. Institute of Naval Medicine, England, pp. 55–78.
Prothero, J.D., 1998. The role of rest frames in vection, presence and motion sickness [Thèse de doct.]. University of Washington.
Prothero, J.D., Draper, M.H., Furness, T.A., Parker, E., Wells, M.J., 1999. The use of an independent visual background to reduce simulator side- effects. Aviat Space Environ. Med. 70 (3 Pt 1), 277–283.
Reason, J.T., 1970. Motion sickness : a special case of sensory rearrangement. Adv. Sci. 26 (130), 386–393.
Reason, J.T., Brand, J.J., 1975. Motion Sickness. Academic Press.
Rolnick, A., Bles, W., 1989. Performance and well-being under tilting conditions : the effects of visual reference and artificial horizon. Aviat Space Environ. Med. 60, 779–785.
Sang, F.D.Y.P., Billar, J.P., Golding, J.F., Gresty, M.A., 2006. Behavioral methods of alleviating motion sickness : effectiveness of controlled breathing and a music audiotape. J. Trav. Med. 10 (2), 108–111. https://doi.org/10.2310/7060.2003.31768.
Schmidt, E.A., Kuiper, O.X., Wolter, S., Diels, C., Bos, J.E., 2020. An international survey on the incidence and modulating factors of carsickness. Transport. Res. F Traffic Psychol. Behav. 71, 76–87. https://doi.org/10.1016/j.trf.2020.03.012.
Tal, D., Gonen, A., Wiener, G., Bar, R., Gil, A., Nachum, Z., Shupak, A., 2012. Artificial horizon effects on motion sickness and performance. Otol. Neurotol. 33 (5), 878–885. https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e318255ddab.
Tal, D., Hershkovitz, D., Kaminski-Graif, G., Wiener, G., Samuel, O., Shupak, A., 2013. Vestibular evoked myogenic potentials and habituation to seasickness. Clin. Neurophysiol. 124 (12), 2445–2449. https://doi.org/10.1016/j.clinph.2013.05.016.
Wertheim, A., Bos, J.E., Bles, W., 1998. Contributions of roll and pitch to sea sickness. Brain Res. Bull. 47 (5), 517–524. https://doi.org/10.1016/S0361-9230(98)00098-7.

ANNEXE 4 : Étude 4

Displays 85 (2024) 102851

Contents lists available at ScienceDirect

Displays

journal homepage: www.elsevier.com/locate/displa

Seasickness and partial peripheral vision obstruction with versus without an artificial horizon☆

Camille de Thierry de Faletans *, Maxime Misericordia, Jean-Marc Vallier, Pascale Duché, Eric Watelain

Laboratory « Jeunesse – Activité Physique et Sportive– Santé » (J-AP2S), UR 201723207F, University of Toulon – TOULON, France

ARTICLE INFO

Keywords:
Countermeasures
Dynamic feedback
Visual cues
Motion Sickness
Boat simulator

ABSTRACT

Motion sickness (MS) is common when subjects are exposed to unfamiliar motion and affect individuals during travel. This study examines the immediate effect of two visual devices, in the form of glasses, on MS symptoms and associated physiological effects. The hypothesis is that peripheral vision obstruction reduces MS and that an additional beneficial effect could be observed when it is combined with an artificial horizon. Fifteen subjects with moderate to severe susceptibility to MS were exposed to a boat simulator in three conditions. Symptoms were assessed immediately after exposure. Time spent in the simulator, heart rate, and temperature were also recorded. The intensity of symptoms at the end of the experience did not differ, but time spent in the simulator before the onset of symptoms was significantly longer with peripheral vision obstruction (+36 %) and with both techniques combined (+40 %) than in the control condition. No difference was observed between the combined condition and peripheral vision obstruction alone. The glasses device used in this study (with or without an artificial horizon) delays the onset of symptoms. Further research is needed to confirm the mechanism that explains the benefits and to evaluate these effects during prolonged exposure to MS-inducing stimuli or after a period of familiarization with the device.

1. Introduction

Motion Sickness (MS) is a normal and universal physiological reaction in healthy people in response to unfamiliar physical movement [1]. It differs from Visually Induced Motion Sickness (VIMS), which is solely produced by visual movements [2]. These symptoms range from general discomfort to vomiting, including nausea, gastrointestinal discomfort, headaches, dizziness, drowsiness, disruption of thermoregulation, and alteration of wakefulness [3]. Physiologically, we generally observe a decrease in core temperature [4,5] and an increase in Heart Rate (HR) [6–8], although some studies have also noted HR decrease during motion exposure [9,10].

The most widely accepted theory to explain MS is the sensory conflict theory. According to this theory, MS is due to a mismatch between the information received about body movements by the various sensory receptors (visual, vestibular, and proprioceptive) and the subject's internal model, developed by previous experiences [11,12]. The degree of discrepancy between what is perceived and what is expected plays a key role in determining the severity of MS. When the conflict is too great, MS symptoms appear. A variant of this theory, the subjective vertical theory, suggests that MS is caused by a conflict between the subjective vertical perceived by sensory systems and the subjective vertical estimated based on experience [13]. Prothero et al. proposed a related version where sensory cues form internal models of what is motionless, called rest frames. In this case, MS results from the inability to choose one rest frame over another based on perceptual cues [14]. Finally, the instability theory by Riccio and Stoffregen is an alternative to the sensory conflict theory. They propose that postural instability precedes and is necessary for the onset of MS. Sensory systems constantly seek to maintain postural stability in different environments. In a moving environment, the body tries to correct and minimize deviations from normal postural states. If instability persists, symptoms arise.

The most common solution to reduce MS symptoms is still through medication (anticholinergics and antihistamines), though they can cause side effects like drowsiness, headaches, and difficulty concentrating [15]. Habituation to provocative motion is also effective [16],

☆ This paper was recommended for publication by Prof Guangtao Zhai.

* Corresponding author.
E-mail address: watelaindeth@univ-tln.fr (C. de Thierry de Faletans).

https://doi.org/10.1016/j.displa.2024.102851
Received 17 June 2024; Received in revised form 8 September 2024; Accepted 2 October 2024
Available online 5 October 2024
0141-9382/© 2024 The Author(s). Published by Elsevier B.V. This is an open access article under the CC BY license (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

but requires significant time and is specific to certain stimuli. Recently, research has focused on developing devices that provide additional sensory cues about motion to reduce sensory conflict. These devices aim to provide information on body movements to reduce discrepancies between visual, vestibular, or proprioceptive information. They can, for example, provide real-time or anticipatory tactile [17,18] or auditory [19] cues about the movements experienced by the subject in a vehicle.

At the visual level, motion cues have been tested by adding additional elements that move with the vehicle's movements on screens [20,21] or by projecting the road view onto a screen when outside visibility is limited [17,22,23]. More recently, researchers have tested devices that provide information in the peripheral vision to keep the central vision free for other tasks. These devices used LED strip systems inside the vehicle with lighting that adjusts according to the vehicle's movements [24–26]. Studies have shown, for example, that such light strips can create an artificial horizon, delaying the onset of MS symptoms when exposed to a boat simulator [25]. Adding an artificial horizon referenced to the Earth provides participants with information about gravity and the orientation of their bodies relative to it. For instance, Rolnick and Bles, found that subjects experienced fewer MS symptoms with an outside view of the simulator or a projected artificial horizon compared to no visual reference to the Earth [27]. In addition, Feenstra et al. achieved a 37 % reduction in MS by adding Earth-referenced visual cues in virtual reality [28]. Furthermore, Tal et al., observed a significant decrease in MS intensity when the visual display closely matched the simulator's motion [29].

On the other hand, reducing the field of vision has also been effective in reducing MS. Bonato et al., showed that reduced central visual acuity worsens MS by increasing peripheral visual information about movements that conflict with the vestibular system [30]. Conversely, Hussain et al., found that lowering peripheral visual acuity reduces MS by decreasing visual movement information [31]. Other authors such as Lin et al., studied different visual field sizes (60°, 100°, 140°, and 180°) and observed that larger fields increased MS severity [32]. These results reproduce those observed by Seay et al., on fields of vision of 180° to 60° [33]. Thus, the significant role of vision in MS suggests it is an ideal target for MS reduction devices.

All these techniques present interesting results, but none completely eliminates or prevents all symptoms. Previous studies have shown that combining different techniques can have additional benefits. For instance, Bos demonstrated that combining head vibration and mental distraction reduced MS by 39 %, compared to 25 % and 19 % for each technique alone. Similarly, Gálvez-García et al., found that combining white noise and galvanic cutaneous stimulation reduced MS by 73 %, compared to 50 % and 48 % for each technique alone [19]. While Bohrmann et al., and Diels et al., did not find their LED systems effective alone but they observed reduced symptoms when combined with an outside view or improved vehicle comfort [24,26]. These findings suggest that combining methods might be more effective than using a single approach.

The current study aimed to evaluate the combined effect of peripheral vision obstruction and artificial horizon on MS using a glasses device. The glasses have four lenses with liquid that moves with head movements (for one condition) or does not move (for another). The liquid provides real-time visual feedback as an artificial horizon referenced to the Earth. Given that boats are the mode of transportation with the highest prevalence of MS [34], subjects were exposed to a boat simulator in three conditions: without a device (C), with peripheral vision obstruction (P), and with both peripheral vision obstruction and an artificial horizon (P+AH). The hypothesis is that peripheral vision obstruction reduces MS by inhibiting or delaying the onset of symptoms, and combining both techniques has an additional beneficial effect on reducing MS.

2. Methods

2.1. Participants

Fifteen participants (11 women) aged between 19 and 54 years (29.6 ± 12.4 years) were recruited voluntarily from university faculty and students. Inclusion criteria for the study required participants to have no vestibular, balance, or motor disorders, to possess normal or corrected to normal vision, and to attain a total score on the MS Susceptibility Questionnaire Short form (MSSQ-S, [35]) higher than 11.3 (50th percentile). The total MSSQ-S provides a susceptibility score for MS ranging from 0 (no symptoms) to 54 (severe symptoms in all modes of transport). Subjects were required to abstain from medication, alcohol, or drugs for the preceding 24 h. Participants provided voluntary and informed consent and had the right to withdraw from the experiment at any time. The National Ethics Committee for Research in Physical Activity Sciences approved the experiment under IRB 00012476–2021-16–04-104, and all procedures adhered to the principles of the Declaration of Helsinki.

2.2. Apparatus

The simulator of seasickness (de Thierry de Faletans et al., in review) comprises a rigid boat (W:1*L:2*H:0.30 m), with an enclosed cabin (W:1*L:1.40*H:1.20 m) on top of it to totally obstruct the field of view (Fig. 1). It is positioned in a reinforced pool (W:1.80*L:3.80*h:1.25 m). Inside the boat, 4 strips of 1-meter white LED lights were installed to illuminate the cabin and reproduce the interior of a boat. The subject was seated on a bench 2/3 behind the axis of rotation and without a backrest or headrest. The subject's head was oriented toward the interior of the boat, facing the axis of rotation. The boat underwent a periodic tilting motion along the transverse axis, moving forward and then backward (pitch) at a frequency of 0.1 Hz. This motion involved alternating lifting and lowering of the front and rear of the boat, with an amplitude of 22.5 cm relative to the horizontal position. This corresponds to a pitch angle of 12.7° relative to the boat's horizontal position and a total vertical distance traveled of 45 cm. A camera was placed in the boat to monitor the subject throughout the experiment. Internally, the boat features a schematic Visual Analog Scale (VAS) from 0 to 10 and a list of the ten most common symptoms of MS (anxiety, general discomfort, hypersalivation, sensation of heat, headaches, drowsiness, gastric discomfort, nausea, fatigue, and dizziness, Fig. 1). These 10 symptoms belong to the 4 symptom categories described by Cha et al., [36] and correspond to a compilation of the Pensacola Diagnostic Index [37], the Simulator Sickness Questionnaire [38], and the Motion Sickness Assessment Questionnaire [39].

Two types of devices were used. In the condition P+AH, the subjects wore the Boarding Glasses, produced, distributed, and patented by Boarding Ring (Fig. 2). These glasses are composed of 4 lenses, 2 in the front and 2 on the sides. These lenses are half-filled with blue liquid situated at the periphery of the visual field, which is sensitive to head rotation. This liquid is composed of an organic oil whose density and viscosity properties are similar to those of water. This, combined with a small ring cross-section, should reduce sloshing. In the two front lenses, the liquid moves around the eyes in the frontal plane (left–right) and in the two lenses on the sides, it moves in the sagittal plane (front-back). The presence of liquid around the lenses requires an extra thickness of the frames and lens contours, resulting in a 25 % horizontal obstruction of the field of vision and an 18 % vertical obstruction. This means that glasses reduce monocular vision by obstructing the peripheral field of vision by around 25° on each side (Fig. 2). For condition P, identical glasses were used, but the inside of the lenses were empty and were colored in the same way as the liquid normally present, to represent the liquid fixed and insensitive to head movements.

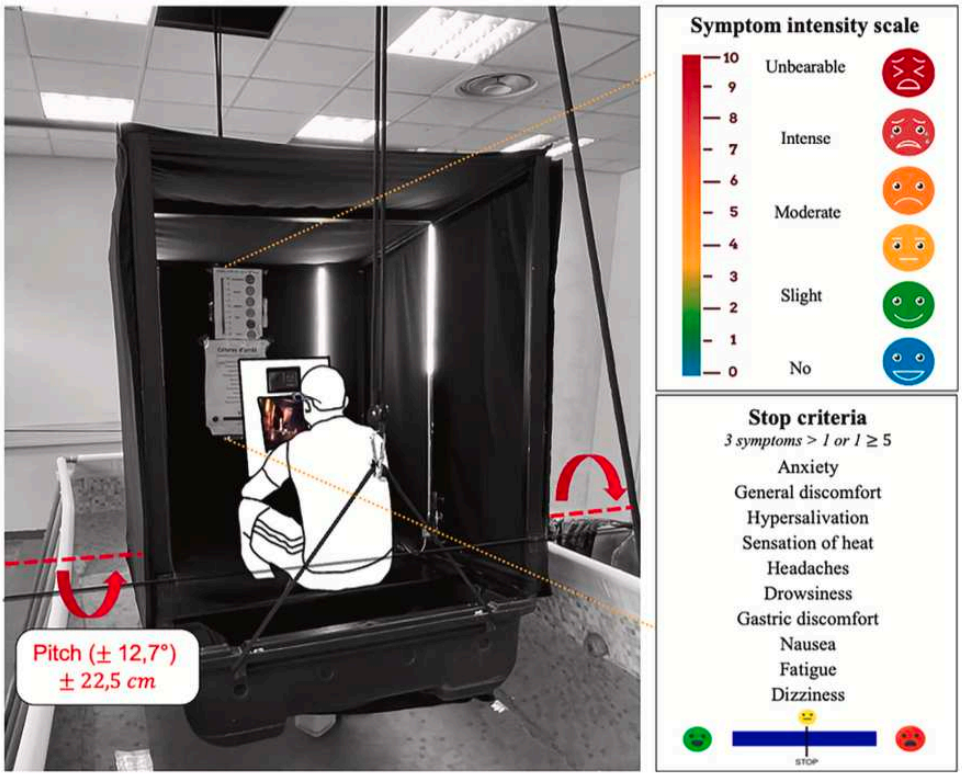


Fig. 1. Photographs of the boat travel simulator, with an interior view of the subject in position. The red dotted arrow represents the boat's axis of rotation, inducing a pitching motion at an angle of ± 12.7° beside horizontal (see for more details on the simulator conception de Thierry de Faletans *et al.* 2024, In review). On the right is the list of symptoms that can be used as stop criteria and the VAS presented to help the subject rate the intensity of these symptoms between 0 and 10 during the simulation. (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

2.3. Measurements

The maximum duration of the simulation is 10 min. The simulator stops if the subject meets the stop criteria or upon reaching the maximum exposure time limit. Two stop criteria were established: participant reporting (i) one symptom scoring 5 or higher, (ii) 3 symptoms scoring higher than 1 on the 0 to 10 symptoms intensity scale that was displayed in the boat (Fig. 1). Subjects informed about the stop criteria and were asked to mentally and continuously estimate the intensity of the symptoms they felt while being in the simulation. Should subjects meet either criterion, they were instructed to notify the experimenters verbally, prompting immediate cessation of the simulation. The duration spent in the simulator before symptom onset, as defined by the stop criteria is measured in seconds from the start of the simulation until the stop. At the end of the simulation, symptom intensity was evaluated in writing using 10 independent VAS, assessing the following symptoms: anxiety, general discomfort, hypersalivation, sensation of heat, headaches, drowsiness, gastric discomfort, nausea, fatigue, and dizziness. Subjects were instructed to mark a line on the VAS between 0 and 10, corresponding to their perceived intensity of each symptom at the end of the simulation. The mean values and standard deviations of the 10 symptoms were calculated for each subject. Core temperature was assessed using an infrared forehead thermometer (Braun BNT 400), which measures skin energy emission at the forehead and converts it into an approximate body temperature value. Continuous HR monitoring was conducted throughout the simulation using an HR monitor (Polar *H*10). Throughout the simulation, subjects viewed a cartoon aimed at directing their gaze and simulating engagement in a task unrelated to the boat's movement. An iPad Pro 12.9″ positioned in landscape mode was used and placed 50 cm from the subjects' eyes. The subject's gaze was directed 15° downward from the anatomical position, and the visual field occupied by the screen, from the observer's perspective, was approximately 24°. The glasses worn by the subject only obstructed a part of the peripheral vision, which means that this obstruction did not affect the vision of the video screen. Copyright-free, emotionally neutral videos were selected for each condition to prevent any influence on symptoms or physiological measures. The videos, animated films available on YouTube, were in color and without dialogue, depicting short adventures of characters. There were no videos with first-person perspectives or scenes of traveling in a vehicle. Five questions were asked after the simulation to confirm subjects' engagement with the video, focusing on factual elements from the video, such as the color of the main character's hat, eliciting open-ended responses like "red". Out of 10 potential questions per video, 5 were selected for each subject based on the duration of the sequence viewed by the subject during the simulation. Correct answers were assigned 1 point each, and the total score for the 5 questions was calculated. The difference in the number of correct answers between the conditions also allowed

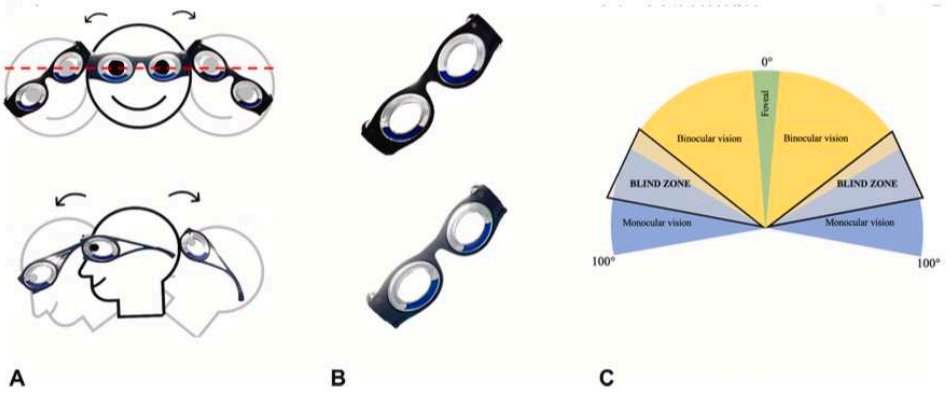


Fig 2. Illustration of the glasses used. **Panel A** is a schematic representation of how Boarding Glasses works. The liquid in the lenses moves with the movements of the head to form an artificial horizon referenced to the Earth. *Above*: The illustration shows the movements of the liquid during movements in the sagittal plane. *Bottom:* in the frontal plane. In the experimental situation presented in this study, only movements in the sagittal plane are induced. **Panel B** illustrates the difference in liquid action in the glasses. *Above*: the real Boarding Glasses with the liquid moving with movements. *Bottom*: the glasses with the liquid remaining fixed. **Panel C:** Schematic representation of the human horizontal field of vision with foveal, binocular, and monocular vision regions. The black triangle represents blind zones induced by the frames and contours of the glasses. These gray areas result in a 25° reduction of the peripheral field of view, nearly halving monocular vision.

observation of whether the artificial horizon and/or the obstruction of the field-of-view interfered with the subject's performance of a viewing task.

2.4. Procedure

Subjects received detailed instructions about the experiment procedures and the boat movements they would encounter. Each subject was confronted with three distinct conditions: control (C), peripheral vision obstruction (P), and peripheral vision obstruction with artificial horizon (P+AH). The order of conditions was randomized across subjects. Sessions for the three conditions were spaced at least one day apart to allow for full recovery from any simulator-induced symptoms. All sessions took place at the same time of day to mitigate potential diurnal effects. Subjects were not provided with information regarding device operation, and no distinctions were made between conditions during the instructions. Following the instructions, subjects were fitted with the HR monitor. HR was recorded for 5 min at rest and continuously from the beginning to the end of the oscillations. Similarly, the temperature was measured first at rest, then a second time just before the start of the oscillations, and finally at the end of the simulation. Before the oscillations started, subjects were given a tablet to watch the video, and the device was adjusted to the condition. Subjects were instructed to look at the tablet in front of them and not to move during the simulation. The pitching movements then began. simulation was initiated, exposing subjects to pitch motion at a frequency of 0.1 Hz and an amplitude of 45 cm. The simulation stopped if subjects met the stop criteria or upon reaching the maximum exposure time of 10 min. At the end of the simulation, subjects disembarked the boat and rated the intensity of experienced symptoms using 10 VAS. They also answered five comprehension questions about the video. Ambient temperature, noise levels, and brightness were controlled throughout the experiment.

2.5. Statistical analysis

The results are presented as average and standard deviation. The average HR is calculated for the 5-minute rest period and 30-second interval at the start and end of the oscillations. As the time spent in the simulator and the intensity of the symptoms did not meet the conditions of normality, the statistical significance of the differences between conditions was determined by Friedman tests, followed by Conover post hoc tests. For the temperature and HR data, 2-factor repeated measures ANOVAs were carried out with the condition factor (C, P, P+AH) and the time factor (rest, start, end) as well as Tukey's post hoc. The significance level was set at $p < 0.05$ (*<0.05, ** <0.01, ***<0.001). Effect sizes based on standardized differences between mean scores were calculated to examine the magnitude of such differences. Effects size was calculated using Eta squared (η^2) interpreted as 0.01 small, 0.06 medium, and 0.14 large for parametric data and using Kendall's W interpreted as 0.1 small, 0.3 medium, and 0.5 large for non-parametric data.

3. Results

Subjects had a mean MSSQ-S total raw score of 37.9 ± 8.1. This represents an MS susceptibility interval covering total raw scores between 16 and 50, corresponding to percentile scores between 70 to 100 % [35].

3.1. Time in the simulator

Across all subjects, none completed the 10-minute simulation in condition C, 3 subjects completed the simulation in condition P, and 5

Table 1
Distribution of the number (percentage) of subjects in the 3 conditions who completed the 10-minute simulation or stopped before the end because they reported symptoms that corresponded to the simulation stop criteria (3 symptoms evaluated with a score greater than 1 out of 10 or 1 symptom greater than or equal to 5 out of 10).

		Conditions		
Time of simulation	**Stopping criteria**	**C (%)**	**P (%)**	**P+AH (%)**
Stop simulation before end	3 symptoms > 1	11 (73 %)	10 (67 %)	9 (60 %)
	1 symptom ≥ 5	4 (27 %)	2 (13 %)	1 (7 %)
10 min of simulation		0 (0 %)	3 (20 %)	5 (33 %)

C: control, P: peripheral vision obstruction, P+AH: peripheral vision obstruction with artificial horizon.

subjects completed it in condition P+AH (Table 1). Two subjects completed the 10 min in both P and P+AH conditions. The time spent in the simulator according to the conditions was significantly different ($\chi^2 = 8.414$, $p = 0.015$, W=0.280). Subjects stayed longer in the simulator in the P+AH condition than in C ($p = 0.015$) and in the P condition than in C ($p = 0.022$) but there was no difference between condition P and P+AH ($p = 0.854$, C=331.3 ± 123.3, P=452.6 ± 127.9, P+AH=465.1 ± 151.7, Fig. 3).

3.2. Symptoms and video questions

Regarding the stopping criteria of the simulation: (i) in condition C, 73 % of the subjects requested the simulation to stop for 3 symptoms greater than 1, and 27 % for at least one symptom greater than or equal to 5; (ii) in P condition, 67 % requested the simulation to stop for 3 symptoms greater than 1, and 13 % for at least one symptom greater than or equal to 5; (iii) in P+AH condition, 60 % requested the simulation to stop for 3 symptoms greater than 1, and 7 % for at least one symptom greater than or equal to 5 (Table 1). Among the subjects who asked for the simulation to be stopped before the end, the symptoms most frequently given as stopping criteria in the three conditions were nausea and headache. There was no significant difference between conditions for symptom scores ($\chi^2 = 1.733$, $p = 0.420$, W=0.058; C=4.55 ± 1.6, P=4.02 ± 2.5, P+AH=4.01 ± 1.9; Fig. 4). The number of correct answers to the video questions did not vary significantly according to the conditions ($\chi^2 = 1.720$, $p = 0.423$, W=0.057; C=2.3 ± 1.3, P=3 ± 1.2, P+AH=2.7 ± 1.6).

3.3. Physiological parameters

For HR, there was a significant effect of time (F (2,24) = 33.418, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.320$, Fig. 5) but there was no effect of condition (F (2,24) = 1.259, $p = 0.302$, $\eta^2 = 0.032$) or interaction (F (4,48) = 2.694, $p = 0.076$, $\eta^2 = 0.041$). Subjects had a higher HR at the end of stimulation than at the beginning ($p < 0.001$), at the end than at rest ($p < 0.001$), and at the beginning than at rest ($p = 0.003$). For temperature, there was no significant condition effect (F (2,24) = 0.369, $p = 0.695$, $\eta^2 = 0.017$), time effect (F (2,24) = 1.588, $p = 0.225$, η^2 =0.022), or interaction (F (4,48) = 2.403, $p = 0.063$, $\eta^2 = 0.038$, Fig. 5).

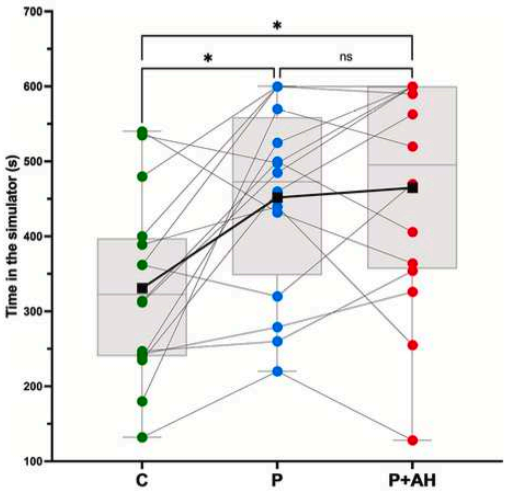


Fig. 3. Individual values of the time spent in the simulator according to the conditions: Control in green (C), with obstruction of peripheral vision in blue (P), and with an artificial horizon in addition to obstruction of peripheral vision in red (P+AH). The squares represent the means for each condition. * *p-value < 0.05; ns no significate difference; s seconds.* (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

4. Discussion

This study aimed to test the effect of peripheral vision obstruction on MS, and the potential additional effect of combining two techniques impacting the visual system, i.e. peripheral vision obstruction and the addition of an artificial horizon, referenced to the Earth, which adjusts in real-time to head movements, on the MS. Peripheral visual obstruction has been associated with a reduction in seasickness, but we found no evidence that combining it with artificial horizon provided any instantaneous additional benefit on the reduction of seasickness.

4.1. Peripheral vision obstruction

Peripheral vision obstruction (P) increases the time to onset of symptoms as defined by the stopping criteria. 80 % of subjects increased their time in the simulator in the P condition (+36 %) compared with the control condition. The peripheral visual system, associated with low visual acuity, is sensitive to environmental movements [30,32]. In contrast, the central visual system, with high visual acuity, specializes in detail processing and object identification. Thus, disrupting central vision by adding visual blur increases MS [30], while reducing peripheral vision reduces MS [31] by decreasing visual motion information in conflict with other sensors such as the vestibular system [32,33,40]. In this study, the time to symptom onset increased in P condition, consistent with Hussain et al., [31]. This time increase was equivalent to a factor of 1.36 for a 25° visual field obstruction on each side. This effect is slightly lower than previous studies, such as Keshavarz et al., which showed a 2.2 reduction in MS severity for over 80 % visual field reduction and 1.9 for over 70 % reduction [41]. Lin and al., established a positive correlation between visual field size and MS severity [32]. Thus, the smaller visual obstruction in this study and the specific part of the peripheral vision obstructed (obstructs peripheral vision without suppressing the farthest peripheral zone) may explain the difference in observed effects.

4.2. Combining the peripheral vision obstruction with the addition of an artificial horizon

In the P+AH conditions, subjects also spent more time in the simulator. 80 % increased their time (+40 %) compared to the control condition. In the literature, providing additional visual information about movement or reducing peripheral optic flow limits sensory mismatch, helping the central nervous system perceive less discordant information. However, no difference was observed between the P and P+AH conditions. Six subjects decreased their time in the simulator between the two conditions, two spent 10 min in both and seven increased their time in the P+AH condition compared to P (Fig. 3). This suggests that peripheral vision obstruction, combined with the artificial horizon created by the liquid present in the glasses, does not seem to have any additional beneficial effect on reducing MS during the initial phase of symptom onset compared with peripheral vision obstruction alone.

The beneficial effects of an artificial horizon have been documented in the literature [25–27,45,47], as well as in a similar study where a dynamic artificial horizon reduced MS in 86 % of subjects (+46 % additional time in the simulator [23]). However, previous studies have used the external view of the simulator, image, or horizontal line projection to create an artificial horizon [27–29,46,48]. In the present study, we tested an artificial horizon created by a liquid, which allows for a faithful representation of the horizon during slow rotations. In contrast, during rapid head rotations or translations, the movement

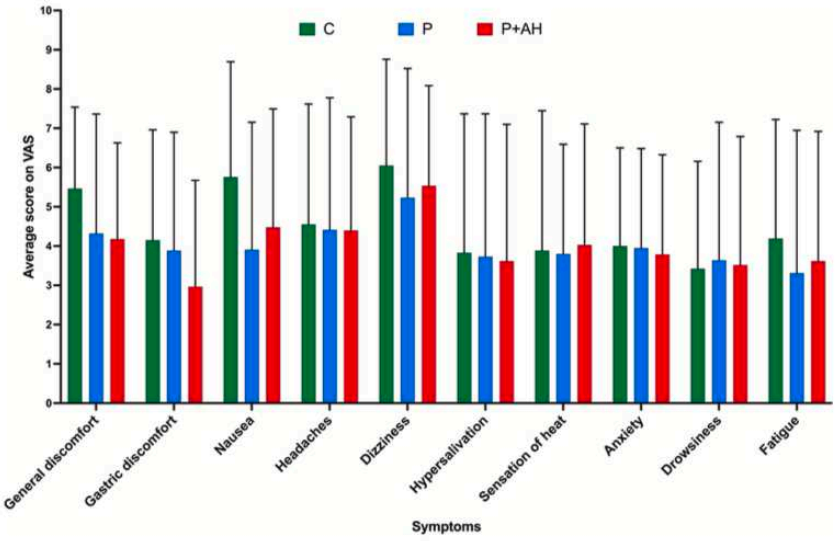


Fig. 4. Average and standard deviation of the score on Visual Analog Scale (VAS; 0 to 10) by symptoms according to the conditions: Control (C), with obstruction of peripheral vision (P), and with an artificial horizon in addition to obstruction of peripheral vision (P+AH).

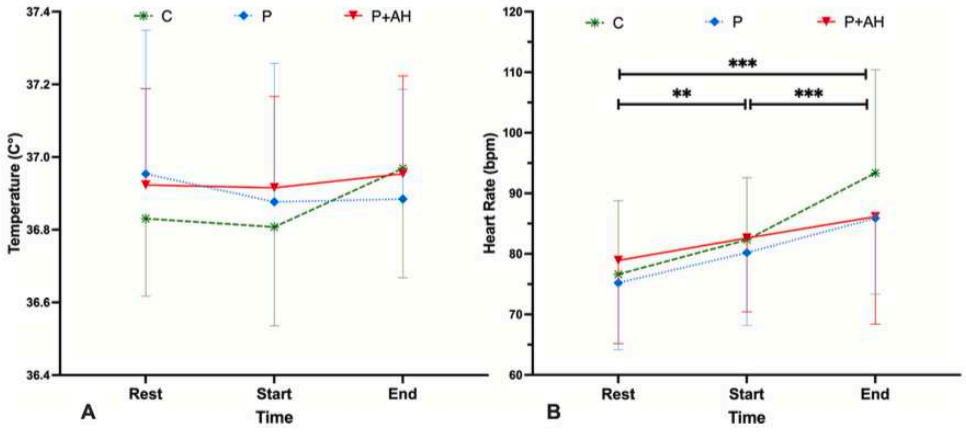


Fig. 5. Average and standard deviation of temperature (graph A) and heart rate (graph B) measurements, according to the condition. control (C) represented in green and stars; with obstruction of peripheral vision (P) represented in blue and squares, with artificial horizon in addition to obstruction of peripheral vision (P+AH) represented in red and triangles. *** p-value < 0.01, *** < 0.001; C° Celsius degree; bpm beats per minutes.* (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

information may be less accurately conveyed due to the inertia of the liquid or potential sloshing effects. In these conditions of movement, it seems more appropriate to present an artificial horizon in another form. Thus, in our case, although the subjects were instructed not to move and the oscillation was slow, the liquid may have created a less stable artificial horizon than those used in previous studies, which were perhaps closer to the earth's horizon [27–29,46,48]. This could contribute to explaining the absence of difference between the two test conditions.

Sensory conflict theory describes conflict at multiple levels: between different sensory systems, within a sensory modality, and between perceived and expected models of movement [11,12]. Unlike Gálvez-García et al., or Bos who combined two techniques acting on different sensory modalities (tactile/auditory and tactile/cognitive) [19,42], this study tested two techniques acting only on the visual modality. For example, the latter had no impact on intra-vestibular conflicts, between angular vestibular inputs (semicircular canals) and linear inputs (otolith organs) [43]. In addition, studies on blind or vestibulopathic patients suggest vision plays only a partial role in MS. Individuals with total labyrinthine deficiency are immune to MS [44,45], while the absence of visual information in those with a functional vestibular system reduces

does not eliminate symptoms [46,47]. A study on blind subjects revealed no difference between blind and sighted subjects in MS susceptibility, concluding that vision is not essential but secondary in the genesis of MS [47]. It is therefore possible that to achieve an additional beneficial effect on reducing MS, a combination of techniques acting on different sensory modalities may be more effective, as they can intervene at different levels of sensory conflict. It is also possible that the subjects need time to acclimatize to correctly use the information provided by the artificial horizon formed by the glasses, which the short duration of the simulation did not allow them to do.

Finally, given the difference observed with the control condition and the similar effect observed in both conditions with glasses, it is not possible to exclude the possibility of a placebo effect that could have delayed the onset of symptoms, without this being linked to the technical characteristics of the glasses themselves. Unlike some studies where the artificial horizon may go unnoticed if the subject does not pay attention (external view of the simulator, LED strip), the device tested here is placed directly on the face by the subject itself. Thus, although the experimental conditions were not explained to the subjects in advance, they were aware of the study's topic and could not ignore the fact that the glasses were being worn. This may have constituted a form of distraction or altered the subject's comfort due to the physical presence of the glasses, which may have had a greater psychological impact than devices integrated into the subject's environment.

4.3. Limitations and perspectives

Concerning the symptoms, the lack of difference between the three conditions suggests that subjects adhered to the stopping criteria. Although they spent more time in the simulator with the devices, they requested the simulation to stop when symptoms reached the same intensity in all three conditions. This indicates that the devices delay symptom onset rather than completely eliminate them. However, the low intensity of symptoms (3 symptoms above 1 out of 10) may also explain the lack of difference. This intensity, while sufficient to detect initial MS signs, might not be high enough to show significant changes between conditions. This may also explain the lack of difference in physiological variables. In addition, the use of questionnaires presents the limitation of relying on self-reported data.

Finally, although the simulator used can reproduce a navigation situation and induce real seasickness, it is important to note that the simulated situation differs from real navigation, particularly due to the absence of random variations in oscillations (both in frequency and amplitude) and movements in other axes of rotation (such as roll and yaw). Additionally, during a sea travel, it is rare for the subject to remain perfectly still.

Future studies should include a larger sample size, a more intense induction of symptoms, extended exposure to movement, and the use of symptom assessment scales such as the MISC (Misery Scale;[46]) to increase the likelihood of detecting significant differences in symptoms between conditions. Measuring symptoms over time and integrating physiological measures, such as heart rate variability and electrodermal activity, could provide a more comprehensive and objective evaluation of MS. Additionally, it would be valuable to test these glasses in real-life conditions, with a user feedback questionnaire to help to improve their ergonomics.

4.4. Conclusion

This study examined the effect of combining two visual techniques on MS symptoms and associated physiological. Both peripheral vision obstruction and a combination of peripheral vision obstruction with an artificial horizon delayed immediately the onset of MS symptoms as described in our arrest criteria. However, no additional benefit was observed by adding the artificial horizon compared with peripheral vision obstruction alone in the short simulated navigation tested in this study. Further studies are needed to clarify these effects, but it seems preferable to combine techniques using different sensory modalities to optimize benefits.

Funding sources

This study was supported by a doctoral research grant (recipient Camille de Thierry de Faletans) from the French Ministry of Higher Education, Research and Innovation. This research did not receive any specific funding from commercial companies.

CRediT authorship contribution statement

Camille de Thierry de Faletans: Formal analysis, Investigation, Visualization, Writing – original draft. **Maxime Misericordia:** Formal analysis, Investigation, Data curation. **Jean-Marc Vallier:** Writing – review & editing. **Pascale Duché:** Project administration, Resources, Supervision, Writing – review & editing. **Eric Watelain:** Conceptualization, Funding acquisition, Methodology, Supervision, Writing – review & editing.

Declaration of competing interest

The authors declare the following financial interests/personal relationships which may be considered as potential competing interests: [Equipment are for the laboratory not for an individual author reports equipment, drugs, or supplies was provided by Boarding Ring. If there are other authors, they declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper].

Data availability

Data will be made available on request.

Acknowledgments

We would like to thank the Boarding Ring company (Ollioules - France), which specializes in designing motion sickness prevention systems, for their material contribution through the loan of Boarding Glasses.

References

[1] A. Koohestani, D. Nahavandi, H. Asadi, P.M. Kebria, A. Khosravi, R. Alizadehsani, S. Nahavandi, A knowledge discovery in motion sickness: a comprehensive literature review, IEEE Access 7 (2019) 85755–85770, https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2922993.

[2] B. Keshavarz, B. Murovec, N. Mohanathas, J.F. Golding, The visually induced motion sickness susceptibility questionnaire (VIMSSQ): estimating individual susceptibility to motion sickness-like symptoms when using visual devices, Hum. Factors 65 (2023) 107–124.

[3] A. Brainard, C. Gresham, Prevention and treatment of motion sickness, Am. Fam. Physician 90 (2014) 41–46.

[4] R.J.V. Bertin, C. Collet, S. Espié, W. Graf, Objective measurement of simulator sickness and the role of visual-vestibular conflict situations, in: Driv. Simul. Conf. n. Am., University of Central Florida Orlando, USA, 2005, pp. 280–293.

[5] G. Nobel, A. Tribukait, I.B. Mekjavic, O. Eiken, Effects of motion sickness on thermoregulatory responses in a thermoneutral air environment, Eur. J. Appl. Physiol. 112 (2012) 1717–1723, https://doi.org/10.1007/s00421-011-2142-6.

[6] S.V. Cobb, S. Nichols, A. Ramsey, J.R. Wilson, Virtual reality-induced symptoms and effects (VRISE), Presence Teleoperators Virtual Environ. 8 (1999) 169–186, https://doi.org/10.1162/105474699566152.

[7] N. Himi, T. Koga, E. Nakamura, M. Kobashi, M. Yamane, K. Tsujioka, Differences in autonomic responses between subjects with and without nausea while watching an irregularly oscillating video, Auton. Neurosci. 116 (2004) 46–53, https://doi.org/10.1016/j.autneu.2004.08.008.

[8] S. Holmes, M. Griffin, Correlation between heart rate and the severity of motion sickness caused by optokinetic stimulation, J Psychophysiol 15 (2001) 34–42, https://doi.org/10.1027/0269-8803.15.1.35.

[9] S. Hu, W.F. Grant, R.M. Stern, K.L. Koch, Motion sickness severity and physiological correlates during repeated exposures to a rotating optokinetic drum, Aviat. Space Environ. Med. 62 (1991) 308–314.
[10] Y.Y. Kim, H.J. Kim, E.N. Kim, H.D. Ko, H.T. Kim, Characteristic changes in the physiological components of cybersickness, Psychophysiology 42 (2005) 616–625, https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2005.00349.x.
[11] J.T. Reason, Motion sickness: a special case of sensory rearrangement, Adv Sci 26 (1970) 386–393.
[12] J.T. Reason, J.J. Brand, Motion sickness, Academic Press, London, New York, San Francisco, 1975.
[13] J.E. Bos, W. Bles, Modelling motion sickness and subjective vertical mismatch detailed for vertical motions, Brain Res. Bull. 47 (1998) 537–542.
[14] J.D. Prothero, The role of rest frames in vection, presence and motion sickness, University of Washington, Thèse de doct., 1998.
[15] A. Koch, I. Cascorbi, M. Westhofen, M. Dafotakis, S. Klapa, J.P. Kuhtz-Buschbeck, The neurophysiology and treatment of motion sickness, Dtsch. Ärztebl. Int. 115 (2018), https://doi.org/10.3238/arztebl.2018.0687.
[16] D. Tal, D. Hershkovitz, G. Kaminski-Graif, G. Wiener, O. Samuel, A. Shupak, Vestibular evoked myogenic potentials and habituation to seasickness, Clin. Neurophysiol. 124 (2013) 2445–2449, https://doi.org/10.1016/j.clinph.2013.05.016.
[17] J. Karjanto, N. Yusof, M.Z. Hassan, J. Terken, M. Rauterberg, An on-road study in mitigating motion sickness when reading in automated driving, J. Hunan Univ. Nat. Sci. 48 (2021).
[18] N. Yusof, J. Karjanto, J.M.B. Terken, F.L.M. Delbressine, G.W.M. Rauterberg, Gaining situation awareness through a vibrotactile display to mitigate motion sickness in fully-automated driving cars, Int. J. Automot. Mech. Eng. 17 (2020) 7771–7783, https://doi.org/10.15282/ijame.17.1.2020.23.0578.
[19] G. Gálvez-García, N. Aldunate, C. Bascour-Sandoval, M. Barramuño, F. Fonseca, E. Gómez-Milán, Decreasing motion sickness by mixing different techniques, Appl. Ergon. 82 (2020) 102931, https://doi.org/10.1016/j.apergo.2019.102931.
[20] E. Hanau, V. Popescu, MotionReader: visual acceleration cues for alleviating passenger e-reader motion sickness, in: Proc. 9th Int. Conf. Automot. User Interfaces Interact. Veh. Appl. Adjun., ACM, Oldenburg Germany, 2017: pp. 72–76. doi: 10.1145/3131726.3131741.
[21] A. Meschtscherjakov, S. Strumegger, S. Trösterer, Bubble Margin: motion sickness prevention while reading on smartphones in vehicles, in: Hum.-Comput. Interaction–INTERACT 2019 17th IFIP TC 13 Int. Conf. Paphos Cyprus Sept. 2–6 2019 Proc. Part II 17, Springer International Publishing, Cham, 2019: pp. 660–677. doi: 10.1007/978-3-030-29384-0_39.
[22] M.J. Griffin, M.M. Newman, Visual field effects on motion sickness in cars, Aviat. Space Environ. Med. 75 (2004) 739–748.
[23] M. Miksch, M. Steiner, M. Miksch, A. Meschtscherjakov, Motion Sickness Prevention System (MSPS): reading between the lines, in: Adjun. Proc. 8th Int. Conf. Automot. User Interfaces Interact. Veh. Appl., ACM, Ann Arbor MI USA, 2016: pp. 147–152. doi: 10.1145/3004323.3004340.
[24] D. Bohrmann, A. Bruder, K. Bengler, Effects of dynamic visual stimuli on the development of carsickness in real driving, IEEE Trans. Intell. Transp. Syst. 23 (2022) 4833–4842, https://doi.org/10.1109/TITS.2021.3128834.
[25] C. de Thierry, M. de Faletans, J.-M. Misericordia, P. Vallier, E.W. Duché, Effects of dynamic visual feedback system on seasickness, Appl. Ergon. 119 (2024) 104318.
[26] C. Diels, P. Dugenetet, A. Brietzke, R.P. Xuan, Design strategies to alleviate motion sickness in rear seat passengers - a test track study, in: IEEE 26th Int. Conf. Intell. Transp. Syst. ITSC, IEEE, Bilbao, Spain, 2023: pp. 5254–5258. doi: 10.1109/ITSC57777.2023.10421968.
[27] A. Rolnick, W. Bles, Performance and well-being under tilting conditions: the effects of visual reference and artificial horizon, Aviat Space Env. Med 60 (1989) 779–785.
[28] P.J. Feenstra, J.E. Bos, R.N.H.W. Van Gent, A visual display enhancing comfort by counteracting airsickness, Displays 32 (2011) 194–200, https://doi.org/10.1016/j.displa.2010.11.002.
[29] D. Tal, A. Gonen, G. Wiener, R. Bar, A. Gil, Z. Nachum, A. Shupak, Artificial horizon effects on motion sickness and performance, Otol. Neurotol. 33 (2012) 878–885, https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e318255ddab.
[30] F. Bonato, A. Bubka, W. Thornton, Visual blur and motion sickness in an optokinetic drum, Aerosp. Med Hum. Perform. 86 (2015) 440–444, https://doi.org/10.3357/AMHP.4105.2015.
[31] R. Hussain, M. Chessa, F. Solari, Mitigating cybersickness in virtual reality systems through foveated depth-of-field blur, Sensors 21 (2021) 4006, https://doi.org/10.3390/s21124006.
[32] J.J.-W. Lin, H.B.L. Duh, D.E. Parker, H. Abi-Rached, T.A. Furness, Effects of field of view on presence, enjoyment, memory, and simulator sickness in a virtual environment, in: Proc. IEEE Virtual Real. 2002, IEEE Comput. Soc, Orlando, FL, USA, 2002: pp. 164–171. doi: 10.1109/VR.2002.996519.
[33] A.F. Seay, D.M. Krum, L. Hodges, W. Ribarsky, Simulator sickness and presence in a high FOV virtual environment, in: Proc. IEEE Virtual Real., IEEE, 2001: pp. 299–300. doi: 10.1109/VR.2001.913806.
[34] E.A. Schmidt, O.X. Kuiper, S. Wolter, C. Diels, J.E. Bos, An international survey on the incidence and modulating factors of carsickness, Transp. Res. Part F Traffic Psychol. Behav. 71 (2020) 76–87, https://doi.org/10.1016/j.trf.2020.03.012.
[35] J.F. Golding, Predicting individual differences in motion sickness susceptibility by questionnaire, Personal. Individ. Differ. 41 (2006) 237–248, https://doi.org/10.1016/j.paid.2006.01.012.
[36] Y.-H. Cha, B. Keshavarz, J. Furman, J.-S. Kim, J.A. Lopez-Escamez, M. Magnusson, B.J. Yates, B.D. Lawson, Motion sickness diagnostic criteria: consensus document of the classification committee of the Bárány society, J. Vestib. Res. 31 (2021) 327–344, https://doi.org/10.3233/VES-200005.
[37] A. Graybiel, C.D. Wood, D.B. Cramer, Diagnostic criteria for grading the severity of acute motion sickness, Aerosp. Med Hum. Perform. 39 (1968) 453–455.
[38] R.S. Kennedy, N.E. Lane, K.S. Berbaum, M.G. Lilienthal, Simulator sickness questionnaire: An enhanced method for quantifying simulator sickness, Int. J. Aviat. Psychol. 3 (1993) 203–220.
[39] P.J. Gianaros, E.R. Muth, J.T. Mordkoff, M.E. Levine, R.M. Stern, A questionnaire for the assessment of the multiple dimensions of motion sickness, Aviat Space Env. Med 72 (2001) 115–119.
[40] M. Emoto, M. Sugawara, Y. Nojiri, Viewing angle dependency of visually-induced motion sickness in viewing wide-field images by subjective and autonomic nervous indices, Displays 29 (2008) 90–99, https://doi.org/10.1016/j.displa.2007.09.010.
[41] B. Keshavarz, H. Hecht, L. Zschutschke, Intra-visual conflict in visually induced motion sickness, Displays 32 (2011) 181–188, https://doi.org/10.1016/j.displa.2011.05.009.
[42] J.E. Bos, Less sickness with more motion and/or mental distraction, J. Vestib. Res. 25 (2015) 23–33, https://doi.org/10.3233/VES-150541.
[43] J.T. Reason, Motion sickness adaptation: a neural mismatch model, J R Soc Med 71 (1978) 819–829.
[44] L. Murdin, F. Chamberlain, S. Cheema, Q. Arshad, M.A. Gresty, J.F. Golding, A. Bronstein, Motion sickness in migraine and vestibular disorders, J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry 86 (2015) 585–587.
[45] A.C. Paillard, G. Quarck, F. Paolino, P. Denise, M. Paolino, J.F. Golding, V. Ghulyan-Bedikian, Motion sickness susceptibility in healthy subjects and vestibular patients: effects of gender, age and trait-anxiety, J. Vestib. Res. 23 (2013) 203–209.
[46] J.E. Bos, S.N. MacKinnon, A. Patterson, Motion sickness symptoms in a ship motion simulator: effects of inside, outside, and no view, Aviat. Space Environ. Med. 76 (2005) 1111–1118.
[47] A. Graybiel, Susceptibility to acute motion sickness in blind parsons, US Nav, Aerosp. Med. Inst. Nav. Aerosp. Med. Cent. 1100 (1970).
[48] W. Hemmerich, B. Keshavarz, H. Hecht, Visually induced motion sickness on the horizon, Front. Virtual Real. 1 (2020) 582095, https://doi.org/10.3389/frvir.2020.582095.

Camille de Thierry de Faletans is a PhD student at the J-AP2S laboratory, specializing in the interaction between physical activity, sport, and health in young people at the Faculty of Sport Sciences, University of Toulon, France. She works on motion sickness, particularly seasickness, and the development of non-drug countermeasures. She received her master's degree in cognitive science from Aix-Marseille University, France, in 2021.

Maxime Misericordia is a research assistant at the J-AP2S laboratory, specializing in the interaction between physical activity, sport, and health in young people at the Faculty of Sport Sciences, University of Toulon, France. He received his master's degree in sports science from the University of Toulon, France, in 2022.

Jean-Marc Vallier is a Professor and doctor in medicine at the J-AP2S laboratory, specializing in the interaction between physical activity, sport, and health in young people at the Faculty of Sport Sciences, University of Toulon, France. He received his Ph.D. in Sciences and Techniques of Physical and Sports Activities from the University of Paris, France, in 1995.

Pascale Duché is a Professor and director of the J-AP2S laboratory, specializing in the interaction between physical activity, sport, and health in young people at the Faculty of Sport Sciences, University of Toulon, France. She received her Ph.D. in Applied biological and basic sciences and psychology from the University of Clermont-Ferrand 2, France, in 1992.

Eric Watelain is a Professor at the J-AP2S laboratory, specializing in the interaction between physical activity, sport, and health in young people at the Faculty of Sport Sciences, University of Toulon, France. He received his Ph.D. in Sciences and Techniques of Physical and Sports Activities from the University of Lille 2, France, in 1999. He has published in the domains of posture, locomotion and sensory integration.

ANNEXE 5 : Résumé com orale à l'ACAPS 2025

Effet de la pratique d'activités physiques et sportives à différentes périodes de la vie sur la sensibilité au mal des transports.

Camille De Thierry De Faletans*[1], Eric Watelain[1], and Pascale Duché[1]

[1]Jeunesse - Activité Physique et Sportive, Santé – Université de Toulon – France

Résumé

Introduction

Le mal des transports (MS) serait causé par des incohérences sensorielles en situation de mouvements. Selon la théorie du conflit sensoriel, il résulte d'une discordance entre les informations vestibulaires, visuelles et somatosensorielles, rendant difficile l'interprétation des mouvements subis (Reason & Brand, 1975) et le maintien de l'équilibre (Riccio & Stoffregen, 1991). 59 % des individus sont concernés. Les symptômes varient de l'inconfort léger aux vomissements.

Plusieurs facteurs tels que l'âge et les expériences passées influencent la sensibilité au MS. En effet, les enfants de 9 à 15 ans, en pleine maturation sensorielle, sont particulièrement vulnérables (Huppert et al., 2019).

La pratique d'Activités Physiques et Sportives (APS) sollicitant les systèmes sensoriels comme le trampoline, améliore l'intégration multisensorielle et le contrôle postural (Giagazoglou et al., 2015). Ainsi, pratiquer certaines APS à des périodes clés du développement pourrait réduire la sensibilité au MS à l'âge adulte.

Méthode

Un questionnaire incluait : (1) des éléments sociodémographiques, (2) un relevé des APS pratiquées, en dehors des enseignements scolaires et pendant au moins une année, avant 9 ans, entre 9 et 18 ans, et après 18 ans, et (3) une évaluation du MS via le *Motion Sickness Susceptibility Questionnaire* (MSSQ ; Golding, 2006), fournissant un score global et deux sous-scores (enfance, adulte).

Les APS ont été regroupées en quatre catégories : à dominante vestibulaires (ex : gymnastique, trampoline), proprioceptives (ex : yoga, danse), visuelles (ex : handball, volley-ball), et autres (ex : musculation, course à pied).

Des tests non paramétriques ont comparé les scores de sensibilité entre ces groupes.

Résultats préliminaires

481 participants sans handicap ou trouble de l'équilibre (âge moyen = 28,18 ± 13,29 ans

*Intervenant

sciencesconf.org:acaps2025:648844

; 225 hommes) ont répondu. Parmi eux, 94% ont pratiqué au moins une APS avant 9 ans, 95% entre 9 et 18 ans, et 91% à l'âge adulte.

Un effet principal du type d'APS avant 9 ans sur le score MSSQ a été observé ($H(3) = 18{,}9$; $p < 0{,}001$). La sensibilité au MS était plus faible chez les pratiquants d'APS vestibulaires ($11{,}8 \pm 11{,}0$; $n = 115$) et visuelles ($11{,}1 \pm 10{,}0$; $n = 119$), comparé aux groupes proprioceptifs ($17{,}2 \pm 13{,}4$; $n = 110$; $p = 0{,}007$ et $p = 0{,}003$) et autres ($16{,}4 \pm 13{,}3$; $n = 111$; $p = 0{,}026$ et $p = 0{,}015$). Un effet similaire est observé pour le sous-score adulte ($H(3) = 18{,}0$; $p < 0{,}001$). Cet effet disparait pour les autres périodes de pratique (9-18 et après 18 ans).

Discussion

Les premiers résultats suggèrent que la pratique d'APS sollicitant fortement les systèmes vestibulaires et visuels avant 9 ans est associée à une moindre sensibilité au MS. Ces pratiques favoriseraient une meilleure intégration sensorielle et/ou une plus grande tolérance aux signaux sensoriels conflictuels, notamment dans les situations de conflits visuo-vestibulaires typiques du MS. En revanche, les sports à dominante proprioceptive renforcent la stabilité posturale mais exposent peu à des désalignements sensoriels, ce qui pourrait limiter leur effet protecteur.

L'atténuation de cette relation avec l'âge pourrait s'expliquer par une diminution de la plasticité sensorimotrice après l'enfance.

La principale limite est que les données ont été récoltées par une méthode déclarative pouvant induire un biais de rappel.

Conclusion/Perspectives

La nature de la pratique sportive réalisée avant 9 ans semble influencer le niveau de sensibilité au MS. La poursuite de la collecte de données permettra d'inclure un groupe sans pratique et d'affiner les observations.

À terme, ces travaux pourraient contribuer au développement de programmes d'entraînement sensorimoteur ciblés dès l'enfance pour contribuer à réduire la sensibilité au MS.

Références :

Giagazoglou, P., Sidiropoulou, M., Mitsiou, M., Arabatzi, F., & Kellis, E. (2015). Can balance trampoline training promote motor coordination and balance performance in children with developmental coordination disorder? *Research in Developmental Disabilities*, *36*, 13-19. https://doi.org/10.1016/j.ridd.2014.09.010

Golding, J. F. (2006). Predicting individual differences in motion sickness susceptibility by questionnaire. *Personality and individual differences*, *41*, 237-248. https://doi.org/10.1016/j.paid.2006.01.012

Huppert, D., Grill, E., & Brandt, T. (2019). Survey of motion sickness susceptibility in children and adolescents aged 3 months to 18 years. *Journal of Neurology*, *266*(S1), 65-73. https://doi.org/10.1007/s00415-019-09333-w

Reason, J. T., & Brand, J. J. (1975). *Motion Sickness*. Academic Press.
Riccio, G. E., & Stoffregen, T. A. (1991). An ecological theory of motion sickness and postural instability. *Ecological psychology*, *3*(3), 195-240.

Camille de Thierry de Faletans
Laboratoire J-AP2S, Université de Toulon

CONTRIBUTION A LA COMPRÉHENSION DE LA NAUPATHIE : EFFETS INSTANTANÉS DE FEEDBACKS SENSORIELS

Résumé en français

Le mal des transports constitue un problème de santé récurrent, pouvant altérer confort, performance et sécurité. Malgré de nombreux travaux, aucune solution universelle et pleinement efficace n'a été identifiée. Cette thèse visait à approfondir la compréhension de ses mécanismes et à évaluer l'efficacité de feedbacks sensoriels (visuels et tactiles) fournissant des informations complémentaires sur le mouvement subi. Trois feedbacks ont été testés en laboratoire dans un simulateur de navigation conçu pour ce travail. Tous ont montré un effet bénéfique immédiat mais partiel. La combinaison de stratégies préventives n'a pas produit d'effet additif instantané, probablement en raison d'une complexité accrue du traitement sensoriel nécessitant un temps d'adaptation supplémentaire. Les résultats suggèrent que si les discordances sensorielles jouent un rôle central, d'autres mécanismes (repondération sensorielle, instabilité posturale, facteurs inter- / intra-individuels (stress, fatigue, etc.) contribuent probablement à la sévérité des symptômes. Ils soulignent l'intérêt de stratégies personnalisées, adaptées aux profils de sensibilité, et appellent à de futures recherches intégrant familiarisation aux systèmes, mesures posturales et conditions écologiques variées pour renforcer la validité et l'efficacité de ces dispositifs.

Mot clés : Intégration multisensorielle, cinétose, conflits sensoriels

****

CONTRIBUTION TO THE UNDERSTANDING OF SEASICKNESS: INSTANTANEOUS EFFECTS OF SENSORY FEEDBACK

Résumé en anglais

Motion sickness is a recurrent health issue, impairing comfort, performance, and safety. Despite extensive research, no universal and fully effective solution has yet been identified. This thesis aimed to deepen the understanding of its underlying mechanisms and to assess the effectiveness of sensory feedback (visual and tactile) providing complementary information about experienced motion. Three feedback systems were tested in a navigation simulator specifically designed for this work. All demonstrated an immediate but partial beneficial effect. The combination of preventive strategies did not produce an additional instant benefit, likely due to the increased complexity of sensory processing requiring additional adaptation time. The results suggest that while sensory discordance plays a central role, other mechanisms (such as sensory reweighting, postural instability, and inter-/intra-individual factors (e.g., stress, fatigue)) also likely contribute to symptom severity. These findings highlight the value of personalized strategies tailored to individual sensitivity profiles and call for future studies incorporating system familiarization, postural measurements, and varied ecological conditions to strengthen the validity and effectiveness of such devices.

Keywords: Multisensory integration, motion sickness, sensory conflicts