



HAL
open science

Apport des simulations immersives pour l'étude du comportement dynamique des occupants d'un véhicule

Cédric Di Loreto

► **To cite this version:**

Cédric Di Loreto. Apport des simulations immersives pour l'étude du comportement dynamique des occupants d'un véhicule. Bio-informatique [q-bio.QM]. HESAM Université, 2020. Français. NNT : 2020HESAE065 . tel-03166824

HAL Id: tel-03166824

<https://pastel.hal.science/tel-03166824>

Submitted on 11 Mar 2021

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

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

ÉCOLE DOCTORALE SCIENCES DES MÉTIERS DE L'INGÉNIEUR
[Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak – Campus de Paris]
[LISPEN-Institut Image – Campus de Cluny]

THÈSE

présentée par : **Cédric DI LORETO**

soutenue le : **11 décembre 2020**

pour obtenir le grade de : **Docteur d'HESAM Université**

préparée à : **École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers**

Spécialité : **Informatique – traitement du signal**

Apport des simulations immersives pour l'étude du comportement dynamique des occupants d'un véhicule

THÈSE dirigée par :

MERIEUNE Frédéric

et co-encadrée par :

SANDOZ Baptiste et CHARDONNET Jean-Rémy

Jury

M. Féthi BEN OUEZDOU	Professeur, Université de Versailles Directeur scientifique, VEDECOM	Président
Mme Sonia DUPREY	Maîtresse de Conférences - HDR, Univ. Lyon 1	Rapportrice
M. Jean-Christophe POPIEUL	Professeur, Université Polytechnique Hauts de France	Rapporteur
M. Frédéric MERIEUNE	Professeur, Arts et Métiers	Examineur
M. Baptiste SANDOZ	Maître de conférences, Arts et Métiers	Examineur
M. Jean-Rémy CHARDONNET	Maître de conférences, Arts et Métiers	Examineur

RESUME

Le coup du lapin reste un enjeu socio-économique fort de l'accidentologie routière. La recherche dans ce domaine a amené au développement de critères lésionnels qu'il est encore difficile de valider pour toutes les situations. Les hypothèses de ce projet sont que les stratégies de stabilisation de la tête sont influencées par les activités préalables à un événement dynamique ainsi que par certaines disponibilités cognitives. Pour y répondre, cette thèse a expérimenté différents environnements dynamiques et exploré l'utilisation de la réalité virtuelle comme outil de simulation pour l'étude du comportement dynamique du sujet et évalué la pertinence de ces outils.

Une première expérimentation a permis de montrer l'importance de l'alerte chez le sujet en utilisant un système automatique de freinage d'urgence d'un véhicule équipé. Une seconde étude consistant en la réplication de cette expérience dans un simulateur de conduite hexapode a pu montrer que le comportement du sujet était comparable malgré des performances dynamiques moindres du système. Enfin, une dernière étude menée sur des sujets accélérés sur un chariot contrôlé en laboratoire et dont l'état émotionnel a été contrôlé a pu rendre compte de l'importance de l'intégration des paramètres physiologiques dans l'étude des stratégies de stabilisation de la tête chez le sujet.

Les simulations immersives se sont montrées pertinentes pour contrôler l'environnement cognitif du sujet et l'importance de ce dernier a pu être observée. L'utilisation de ces technologies permet d'entrevoir de nouvelles possibilités expérimentales pouvant amener à une meilleure compréhension des stratégies de stabilisation du sujet.

REMERCIEMENTS

Il est d'usage de faire quelques remerciements au début du manuscrit. C'est donc avec grand plaisir que seront remerciées ici toutes les personnes ayant de près ou de loin participé au projet rapporté par ce manuscrit.

Mes remerciements vont en tout premier lieu à mes deux rapporteurs de manuscrit, Mme Sonia DUPREY, Maîtresse de conférences – HDR (Université Lyon 1), et M. Jean-Christophe POPIEUL, Professeur à l'Université Polytechnique Hauts de France. Lire et relire un manuscrit prend du temps, vous m'avez donné de nombreux retours et dans des délais très confortables pour préparer à bien la soutenance. Je vous remercie donc pour tout cela ainsi que pour la bienveillance dont vous avez fait preuve à mon égard. Mes remerciements vont également à M. Féthi BEN OUEZDOU, Professeur à l'Université de Versailles, dernier membre extérieur de mon jury de thèse, et qui a eu la lourde tâche de présider la soutenance et de rédaction du procès-verbal. Merci également pour votre bienveillance.

Mon jury de soutenance était également composé de trois personnes que je connaissais davantage puisqu'ils ont dû me supporter (dans tous les sens du terme) pendant trois ans ! Frédéric, merci d'avoir accepté de diriger ce projet pendant trois ans, pour ta disponibilité malgré ton implication dans énormément d'autres projets, rôles, pour m'avoir fait confiance également et pour ta gentillesse. Baptiste, merci aussi pour ta disponibilité, tu étais mon unique encadrant à l'IBHGC et tu t'es montré toujours très disponible et à l'écoute. Merci également pour m'avoir poussé à candidater au programme PHASIC et pour avoir mis en place le partenariat avec le CASR, c'était une très chouette expérience ! Enfin Jean-Rémy, je te connais depuis un peu plus longtemps puisque tu as aussi encadré mon stage de fin d'étude. Merci pour ton accompagnement dans ces deux projets. Également tu t'es toujours montré disponible, à l'écoute et bienveillant. Tu as toujours répondu très rapidement à mes mails, même tard le dimanche soir ! Globalement, je vous remercie tous les trois pour la qualité de l'encadrement que vous m'avez fourni pendant ces trois années. Je pense que vous formez une belle équipe et que vous pourrez continuer à travailler ensemble dans d'autres projets et pourquoi pas d'autres thèses !

Ma thèse s'est déroulée entre les deux laboratoires, l'IBHRC et l'Institut Image. Je tiens à remercier tous les personnes que j'ai pu y croiser et qui font que l'ambiance au sein de ces deux entités est très bonne. Des remerciements plus particuliers à ceux que j'ai dû embêter pour des problèmes techniques liés à nos expérimentations (Julien, Sylvain, Laura, Thomas, Rémy ...). Merci également aux différents

Remerciements

stagiaires qui ont pris part à ce projet : Vincent, Jad, Pauline et Anaëlle. Merci à tous les sujets ayant acceptés de prendre part à nos différentes expérimentations.

Comme dit plus haut, nous avons eu la chance de mener à bien un partenariat avec le CASR de l'Université d'Adélaïde, en Australie et nous nous y sommes rendus pendant un mois. Merci à tous le personnel du CASR qui nous accueilli royalement : Matthew, Andrew, Marleen, Leonie ... Des remerciements très particuliers à Jamie et Jeff qui ont tout fait pour faciliter notre séjour et les expérimentations que nous avons menées. Merci également de vous être occupé de moi les week-ends et de m'avoir fait voir koalas et kangourous !

Merci à mes amis qui me suivent pour la plupart depuis longtemps ! Merci donc à tous les MC du Valois : Sébastien, Vincent, Sylvain, Pierre-Yves ! Merci à l'équipe Clermont de l'Oise-Esport ! Merci aux anciens de Cassini : Joris, Kévin, Vivien, Célia, Nicolo !

Merci à ma famille qui m'a toujours apporté du soutien. Merci donc à Alexis et Mylène pour leur bonne humeur toujours au rendez-vous. Merci à mes parents, Sandrine et Pascal, pour leur soutien indéfectible. Merci également à mes quatre grands parents, à mes nombreux oncles, tantes et cousin(e)s (#grandefamille).

Enfin, désolé Nolwenn de t'avoir oublié le jour de ma soutenance. Je te remercie donc ici :D Comme tu l'as dit on forme une belle équipe. Merci pour tout le soutien quotidien que tu as pu me donner depuis maintenant presque sept ans. Dans l'éventualité où ces remerciements seraient un jour lus, je vais pas faire un truc trop gnan-gnan. Bisous :D

À tous ceux que j'ai pu oublier et que j'espère ne pas vexer.

PS : Rengo tu comptes pas.

TABLES DES MATIERES

Résumé.....	3
Remerciements	5
Tables des matières.....	9
Liste des figures.....	15
Liste des tableaux.....	19
Introduction générale.....	21
Chapitre 1 : Revue de littérature.....	27
1. Biomécanique du whiplash	27
1.1. Anatomie de la mobilité tête/tronc	27
1.2. Whiplash : définition et épidémiologie.....	32
1.2.1. Vocabulaire.....	32
1.2.2. Définition.....	32
1.2.3. Épidémiologie.....	33
1.3. Mécanisme du whiplash.....	34
1.4. Risque et critère lésionnels	36
2. Étude dynamique de la liaison tête/tronc.....	38
2.1. Matériels et méthodes.....	39
2.1.1. Capteurs utilisés	39
2.1.2. Grandeurs dynamiques d'intérêt	39
2.1.3. Systèmes dynamiques.....	40
2.1.4. Paramètres expérimentaux.....	41
2.2. Principaux résultats.....	43
2.2.1. Variabilité des résultats.....	43
2.2.2. Différences morpho-anatomiques	44
2.2.3. Impact du recrutement musculaire.....	45

2.3.	Implications pour le whiplash	46
3.	Cognition et comportement lors d'une situation inattendue ou menaçante.....	48
3.1.	Système neuro-musculaire, cognition et physiologie	48
3.2.	Physiologie et paramètres d'étude	48
3.3.	Réaction du corps face au danger ou l'inattendu	50
4.	Les technologies immersives.....	53
4.1.	Réalité virtuelle : définition et concepts	53
4.1.1.	Définition.....	53
4.1.2.	Les concepts d'immersion et de présence	53
4.1.3.	Mal du simulateur	54
4.1.4.	Utilisation de la réalité virtuelle	55
4.2.	Dispositifs de réalité virtuelle.....	56
4.2.1.	Systèmes couramment utilisés.....	56
4.2.2.	Dynamique des systèmes utilisés.....	58
5.	Conclusion de la revue de littérature.....	60
Chapitre 2 : Problématiques scientifiques		61
1.	Orientation de la recherche	61
2.	Axes de recherche	62
2.1.	Comportement dynamique des passagers d'un véhicule	62
2.2.	Apport de la réalité virtuelle	62
2.3.	Influence de l'état émotionnel.....	63
3.	Approche proposée	63
Chapitre 3 : Physiologie et dynamique tête/cou.....		65
1.	Introduction.....	65
2.	Matériels et méthodes	66
2.1.	Sujets.....	66
2.2.	Matériel	67
2.2.1.	Système SLED	67

2.2.2.	Caméra rapide	67
2.2.3.	Centrales inertielles Xsens	68
2.2.4.	Questionnaires STAI	69
2.2.5.	Capteurs physiologiques	69
2.2.6.	Stimulus émotionnel	70
2.3.	Protocole expérimental.....	71
2.3.1.	Tir SLED.....	71
2.3.2.	Déroulement de l'expérience.....	71
2.3.3.	Conditions expérimentales.....	72
2.4.	Traitement des données	73
2.4.1.	Données cinématiques.....	73
2.4.2.	Données physiologiques.....	74
3.	Résultats.....	76
3.1.	Données physiologiques.....	76
3.1.1.	Fréquence cardiaque et respiratoire.....	76
3.1.2.	Activité électrodermale.....	78
3.1.3.	Questionnaire STAI.....	80
3.2.	Accélération de la tête	82
3.2.1.	Stimulus émotionnel	82
3.2.2.	Condition de surprise	82
3.3.	Angle tête/tronc.....	83
3.3.1.	Stimulus émotionnel	83
3.3.2.	Condition de surprise	86
4.	Discussion.....	87
Chapitre 4 : Stabilisation de la tête des occupants d'un véhicule.....		91
1.	Contexte d'étude.....	91
1.1.	Partenariat avec le CASR	91
1.2.	Contexte scientifique	91

2.	Matériels et méthodes	93
2.1.	Sujets	93
2.2.	Matériel	94
2.2.1.	Centrales inertielles Xsens	94
2.2.2.	Caméra embarquée.....	94
2.2.3.	Véhicule utilisé et AEB.....	95
2.2.4.	Robot pédale et « Replicated Human Braking »	96
2.2.5.	Rôle des opérateurs	96
2.2.6.	Piste d'essai	97
2.3.	Protocole expérimental.....	98
2.3.1.	Conditions expérimentales.....	98
2.3.2.	Déroulé d'un essai	99
2.3.3.	Données d'intérêt.....	100
2.3.4.	Traitement des données	101
3.	Résultats	103
3.1.	Freinage véhicule	103
3.1.1.	Synchronisation et répétabilité	103
3.1.2.	Durée et intensité du freinage	104
3.2.	Amplitude de mouvement volontaire active	105
3.2.1.	Définition.....	105
3.3.	Mouvement du sujet	106
3.4.	Accélération de la tête	107
3.4.1.	Pics d'accélération.....	107
3.4.2.	Ratio pic d'accélération tête/pic décélération véhicule	107
3.5.	Angle tête/tronc	108
4.	Discussion	110
Chapitre 5 : Apports de la réalité virtuelle		113
1.	Introduction.....	113

1.1.	Contexte scientifique	113
1.2.	Approche proposée.....	113
2.	Première partie : Essais sur simulateur SAAM	114
2.1.	Matériels et méthodes.....	114
2.1.1.	Sujets.....	114
2.1.2.	Matériel.....	115
2.1.3.	Méthodes	118
2.2.	Résultats.....	126
2.2.1.	Accélération de la tête	126
2.2.2.	Angle tête/tronc.....	127
2.2.3.	Mal du simulateur et présence	127
2.3.	Discussion.....	128
3.	Deuxième partie : Essais SLED avec visiocasque	131
3.1.	Matériels et méthodes.....	131
3.1.1.	Sujets.....	131
3.1.2.	Matériels	131
3.1.3.	Méthodes	132
3.2.	Résultats.....	133
3.2.1.	Accélération de la tête	133
3.2.2.	Angle tête/tronc.....	133
3.2.3.	EMG.....	133
3.3.	Discussion.....	135
	Conclusion et perspectives.....	137
	Références.....	141
	Annexe 1 : Utilisation des centrales inertielles	151
1.	Fonctionnement des centrales inertielles.....	151
2.	Placement des centrales inertielles.....	152
3.	Procédures d'alignement	153

4. Calcul des angles d'Euler	155
------------------------------------	-----

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Évolution comparée de la mortalité sur les routes de métropole, construite à partir des données de l'ONISR	21
Figure 2 : Organisation du manuscrit	25
Figure 3 : Le rachis cervical, adapté de Tortora et Derrickson 2017	27
Figure 4 : Vue de haut d'une vertèbre cervicale, adapté de Tortora et Derrickson 2017	28
Figure 5 : Empilement de deux vertèbres, adapté de Tortora et Derrickson 2017	28
Figure 6 : Vue de haut de l'atlas, adapté de Tortora et Derrickson 2017	29
Figure 7 : Vue de haut de l'axis, adapté de Tortora et Derrickson 2017.....	29
Figure 8 : Dissection transverse de la moelle épinière dans une vertèbre cervicale, adapté de Tortora et Derrickson 2017.....	30
Figure 9 : Définition des mouvements de la tête	31
Figure 10 : Muscles du cou, d'après Gray's Anatomy public.....	32
Figure 11 : Le whiplash, Blausen Medical Communications	33
Figure 12 : les différentes phases du whiplash, adapté de Garcia et al. 2014 et Rastović et al. 2018 .	35
Figure 13 : Débattement angulaire d'un sujet	39
Figure 14 : Système dit "Sled", adapté depuis Siegmund et al. 2003 (à gauche) et depuis Kumar et al. 2005 (à droite)	40
Figure 15 : Distribution des Head Pitch Amplitude (HPA) et Head Roll amplitude (HRA) chez 16 sujets. Le HPA représente le débattement angulaire pour un mouvement de flexion/extension de la tête. Le HRA représente le débattement angulaire pour un mouvement d'inclinaison latérale. (Vibert et al. 2001)	43
Figure 16 : Représentation schématique des comportements de défense, adapté de Hagenars et al. 2014	50
Figure 17 : Exemple de casque de réalité : HTC Vive	56
Figure 18 : Principe de tilt coordination.....	58

Liste des figures

Figure 19 : Système SLED	67
Figure 20 : Placement des IMU, adapté de Patrick J. Lynch & C. Carl Jaffe	68
Figure 21 : Sujet équipé des capteurs physiologiques	69
Figure 22 : Placement des EMG. (1) et (2) correspondent aux électrodes placées sur le SCM droit et gauche respectivement. (3) et (4) correspondent aux électrodes placées sur les splenius capitis gauche et droit respectivement (adapté de Tortora et Derrickson 2017)	70
Figure 23 : Repères des centrales inertielles, adapté de Patrick J. Lynch & C. Carl Jaffe.....	73
Figure 24 : Électrocardiogramme du sujet 8, condition "Neutre" vs "Peur 2", six secondes d'enregistrement (mV)	76
Figure 25 : Fréquence cardiaque moyenne de l'ensemble des sujets (\pm écart-type) selon la condition émotionnel (min^{-1}).....	76
Figure 26 : Signal de la ceinture de respiration du sujet 5, condition "Nature", 30 premières secondes d'enregistrement (mV)	77
Figure 27 : Fréquence respiratoire moyenne de l'ensemble des sujets (\pm écart-type) selon la condition émotionnel (min^{-1}).....	77
Figure 28 : Signal des électrodes EDA, sujet n°9, conditions "Calme 2" vs "Peur 2", 80 premières secondes d'enregistrement (mV)	78
Figure 29 : Activité électrodermale (EDA) et décomposition en ses composantes tonique et phasique (mV) pour le sujet 6 condition « Peur 2 ».....	78
Figure 30 : Réponse électrodermale par sujet et par condition (NS.SCR/min).....	79
Figure 31 : Score aux questionnaires STAI Y-1 par sujet et par condition	81
Figure 32 : Angle tête/T1 du sujet 7 lors des essais selon la condition expérimentale (°).....	83
Figure 33 : Angle tête/T1 du sujet 2 lors des essais selon la condition expérimentale (°).....	83
Figure 34 : Angle tête/T1 du sujet 9 lors des essais selon la condition expérimentale (°).....	84
Figure 35 : Diagrammes en boîte des amplitudes de mouvements par sujet et par condition (°)	85
Figure 36 : Placement des IMU, adapté de Patrick J. Lynch & C. Carl Jaffe	94
Figure 37 : Placement de la caméra embarquée (gauche) et point de vue (droite)	95

Liste des figures

Figure 38 : Système de stéréovision détectant les potentiels obstacles (en rouge).....	95
Figure 39 : Mannequin vu depuis l'intérieur du véhicule, après freinage AEB	96
Figure 40 : Robot pédale	96
Figure 41 : Représentation schématique de la piste.....	97
Figure 42 : Les différents modalités de position – Forward (gauche), Discussion (milieu) et Phone (droite).....	98
Figure 43 : Définition de l'amplitude de mouvement	100
Figure 44 : Repères des centrales inertielles, adapté de Patrick J. Lynch & C. Carl Jaffe.....	101
Figure 45 : Répétabilité des freinages	103
Figure 46 : Accélération des différents segments du sujet et accélération véhicule selon l'axe frontal (m/s^2)	106
Figure 47 : Angle tête/T1 du sujet 6 au cours du temps ($^{\circ}$), pic de freinage à l'instant $T = 1s$	108
Figure 48 : Placement des IMU, adapté de Patrick J. Lynch & C. Carl Jaffe	115
Figure 49 : Point de vue depuis la caméra embarquée.....	115
Figure 50 : Environnement urbain.....	116
Figure 51 : Parking des essais et mannequin déclenchant le freinage AEB	116
Figure 52 : Simulateur SAAM.....	117
Figure 53 : Degrés de liberté de la plateforme MOOG	117
Figure 54 : Accélération cible du profil de commande SAAM (m/s^2).....	119
Figure 55 : Modélisation du sujet installé dans le SAAM	120
Figure 56 : Commande de position linéaire (y) (m)	122
Figure 57 : Commande de position angulaire (θ_x) ($^{\circ}$).....	122
Figure 58 : Profil théorique reproduit versus profil cible (m/s^2)	122
Figure 59 : Modalités de position - Forward (gauche) et Phone (droite).....	123
Figure 60 : Repères des centrales inertielles, adapté de Patrick J. Lynch & C. Carl Jaffe.....	125

Liste des figures

Figure 61 : Visiocasque HTC Vive.....	131
Figure 62 : Modélisation 3D de l'environnement SLED.....	131
Figure 63 : Signal EMG brut, filtré et RMS (mV) du sujet 3 pour le tir n°4 avec visiocasque, muscle sternocléidomastoïdien gauche	132
Figure 64 : Activité musculaires moyennes par muscle et selon le port du visiocasque. Les muscles splenius capitis gauche et droit sont représentés par les mentions SP G et SP D respectivement. Les muscles SCM gauche et droit sont représentés par les mentions SCM G et SCM D.....	134
Figure 65 : Repère capteur (C).....	151
Figure 66 : Placement des IMU, adapté de Patrick J. Lynch & C. Carl Jaffe	152
Figure 67 : Alignement des repères IMU, adapté de Patrick J. Lynch & C. Carl Jaffe.....	154

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Participation des différentes entités du rachis cervical à la mobilité tête/tronc, Dufour et Pillu 2007	31
Tableau 2 : Liste des structures et types de système utilisés, variables du profil du stimulus mécanique et nombres de sujets impliqués dans la littérature scientifique	42
Tableau 3 : Tableau comparatif de différents simulateurs de conduite dynamiques utilisés pour la recherche.....	57
Tableau 4 : Données anthropologiques des sujets	66
Tableau 5 : Ordre de visionnage des vidéos.....	71
Tableau 6 : Déroulé d'un essai. Ici l'ordre de visionnage 1 est représenté, dans l'ordre 2 les conditions de calme et peur sont inversées.....	72
Tableau 7 : Scores obtenus par les sujets au questionnaire STAI Y-2	80
Tableau 8 : Pics d'accélération de la tête selon le stimulus émotionnel (\pm écart-type) (m/s^2).....	82
Tableau 9 : Pics d'accélération de la tête pour la condition surprise (\pm écart-type) (m/s^2).....	82
Tableau 10 : Amplitude du mouvement tête/tronc selon le stimuli émotionnel (\pm écart-type) ($^{\circ}$)	84
Tableau 11 : Amplitude du mouvement tête/tronc pour la condition surprise (\pm écart-type) ($^{\circ}$).....	86
Tableau 12 : Données anthropologiques des sujets	93
Tableau 13 : Liste des conditions expérimentales	99
Tableau 14 : Durée moyenne du freinage (\pm écart-type) (s) et pic d'intensité du freinage moyen (\pm écart-type) (m/s^2).....	104
Tableau 15 : Valeurs des ROM actifs des sujets pour le mouvement de flexion/extension de la tête ($^{\circ}$)	105
Tableau 16 : Pics d'accélération de la tête (\pm écart-type) (m/s^2)	107
Tableau 17 : Ratio pic d'accélération de la tête/pic décélération véhicule moyen (\pm écart-type)	108

Liste des tableaux

Tableau 18 : Amplitude du mouvement tête/tronc (\pm écart-type) ($^{\circ}$)	109
Tableau 19 : Données anthropologiques des sujets	114
Tableau 20 : Performances de la plateforme MOOG.....	118
Tableau 21 : Conditions expérimentales des essais sur SAAM	124
Tableau 22 : Pics d'accélération de la tête moyen (\pm écart-type) par condition (m/s^2)	126
Tableau 23 : Amplitude de mouvement tête/tronc moyenne (\pm écart-type) par condition ($^{\circ}$).....	127
Tableau 24 : Accélération maximale de la tête avec et sans port de visiocasque (m/s^2)	133
Tableau 25 : Extension maximale, flexion maximale et amplitude du mouvement de la tête moyennes de la tête des sujets vis à vis de T1 ($^{\circ}$)	133

INTRODUCTION GENERALE

L'intérêt de la communauté scientifique pour le comportement du système de liaison tête/thorax a commencé au sortir de la seconde guerre mondiale. Le nombre important de lésions du cou présentées par les pilotes d'avions américains embarqués lors de décollages assistés par catapultage depuis les porte-avions avait alors alerté (Martin 2015). La thématique a d'autant plus gagné en intérêt au fil des évolutions de la sécurité routière et notamment lorsque le nombre de morts sur les routes explosa avec la démocratisation de la voiture individuelle (Figure 1). En effet, de nombreux systèmes de rétention ont pu être introduits, puis rendus obligatoire afin de limiter les déplacements des occupants du véhicule induits par leur inertie lors d'un choc. Par exemple, la ceinture de sécurité a été ainsi introduite en France vers la fin des années 1960 puis rendue obligatoire par étapes : hors agglomération en 1973, en agglomération en 1979 puis obligatoire à l'arrière du véhicule en 1990. Également, de nombreuses mesures législatives ont été prises notamment en ce qui concerne l'alcoolémie du conducteur ou la réduction de vitesse sur certains tronçons routiers. Dans le même temps, les infrastructures routières et les véhicules ont bénéficié de progrès technologiques améliorant leur sécurité. Grâce au cumul de toutes ces innovations techniques et législatives, la mortalité routière, dont une définition intuitive pourrait être le ratio du nombre de morts par kilomètre parcouru sur les routes françaises (en vert sur la Figure 1), a ainsi pu être drastiquement diminuée. Comme le montre la Figure 1, elle a pu être divisée par un facteur d'approximativement 40 entre 1952 et aujourd'hui.

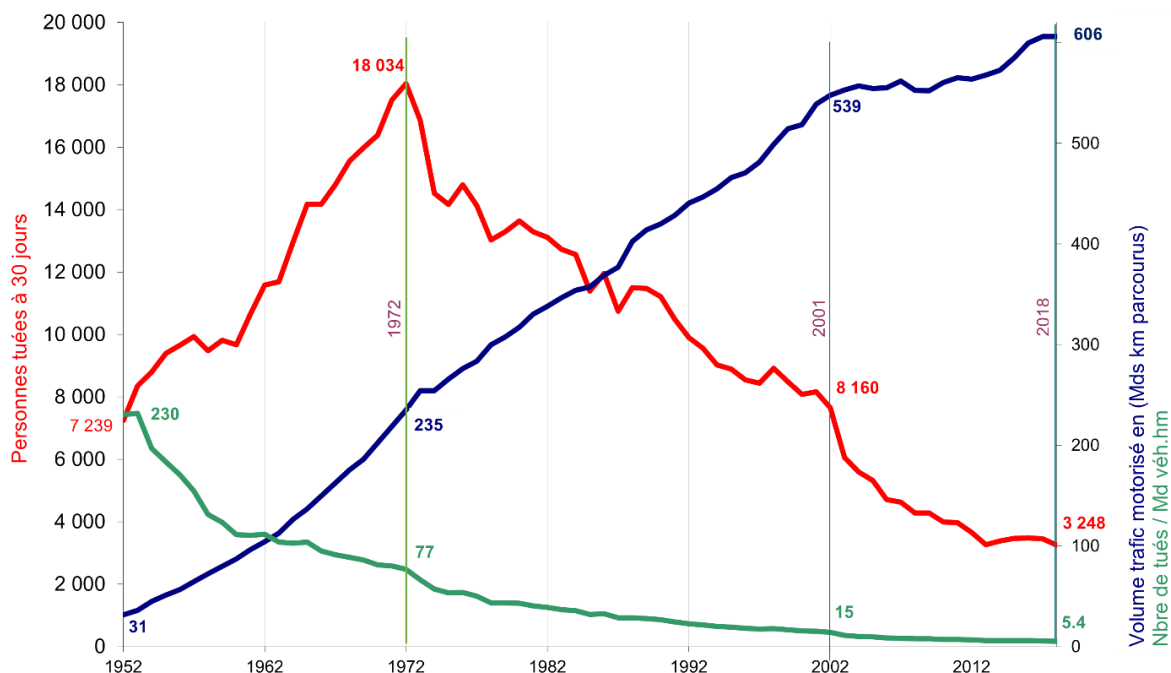


Figure 1 : Évolution comparée de la mortalité sur les routes de métropole, construite à partir des données de l'ONISR

Cependant, l'apparition des systèmes de rétention, et notamment de la ceinture de sécurité, alertait déjà quant aux potentiels risques d'augmentation du nombre de lésions du cou observées. En effet, le corps des passagers devient alors solidaire du véhicule mais pas leur tête/cou, ce qui entraîne des contraintes mécaniques importantes au niveau du cou ainsi que des mouvements d'hyperflexion-hyperextension de la tête lors d'un choc, du fait de son inertie (Bandet 1971).

Les mouvements rapides d'hyperflexion/hyperextension du cou prennent le nom de coup du lapin ou « whiplash ». Le coup du lapin et les lésions qu'il peut entraîner restent des enjeux très actuels puisqu'ils représentent encore un coût socio-économique élevé. En effet, selon le « European Transport Safety Council », le coût économique en Europe des blessures induites par ce mécanisme lésionnel a été évalué à 10 milliard d'euros par an en 2017 (Janitzek 2017). Les blessures liées au coup du lapin ont une étendue de symptômes et des degrés de gravité très vastes. Ainsi, les personnes souffrantes de blessures induites par le coup du lapin peuvent manifester différents symptômes parmi lesquels : douleurs cervicales, maux de tête chroniques, ruptures des ligaments, ruptures musculaires, problèmes neurologiques, paralysies partielles (Barnsley, Lord et Bogduk 1994). Qui plus est, une des difficultés dans la compréhension du mécanisme d'apparition des lésions réside dans le fait que les dommages sur les tissus ne sont pas systématiquement observables en image IRM ou par scanner (Barnsley et al. 1994), (Hillier 2008). Le manque d'imageries médicales valides rend difficile l'établissement du diagnostic mais également l'établissement du préjudice subi par les personnes accidentées et pose ainsi un problème au secteur assurantiel.

La compréhension du mécanisme lésionnel du coup du lapin a de fait suscité davantage l'intérêt de la communauté scientifique. De nombreuses études ont été menées afin de mieux comprendre le mécanisme complexe du coup du lapin. D'un côté, les essais in-vitro utilisant des mannequins de chocs ou des cadavres ne peuvent expliquer les différences inter-individuelles observées en situation réelle. De l'autre les essais volontaires in-vivo sont encore assez rares, doivent être réalisés à des énergies plus basses et les équipes de recherche sont rapidement confrontées à la très grande multiplicité des paramètres pouvant influencer la réponse dynamique du sujet. De fait, le mécanisme lésionnel du coup du lapin n'est pas encore entièrement compris (Chen, Yang et Wang 2009). Celui-ci a notamment pu être appréhendé au travers de l'étude de la stabilisation dynamique de la tête chez le sujet, utilisant des systèmes dynamiques notamment dits « SLED » consistant en un système de chariot uni-axial. Il a pu être ainsi montré que la cinématique de la tête possédait une grande variabilité inter-individuelle (Vibert et al. 2001). De nombreux facteurs physiques, géométriques, dimensionnels peuvent expliquer en partie ces variations (Vasavada, Danaraj et Siegmund 2008). La participation du système neuro-musculaire modifie également la réponse cinématique de sujets soumis à une accélération soudaine. En effet, la connaissance et l'anticipation de l'événement jouent un rôle sur la dynamique de la tête

Introduction générale

en réduisant l'amplitude de cette dernière et potentiellement le risque lésionnel (Kumar, Narayan et Amell 2000). Il a aussi été montré que la pré-contraction des muscles du cou réduisait l'amplitude du mouvement de la tête (Sandoz et al. 2016). De même, la revue d'études cliniques a pu mettre en évidence que la pré-connaissance de l'imminence du choc par les occupants d'un véhicule était associée à un risque lésionnel, des sévérités de blessures et des temps de convalescence moindres (Stemper et Corner 2016), (Sturzenegger et al. 1994). En outre, le facteur psychologique apparaît fondamental dans la prédiction du devenir des troubles liés au coup du lapin chez le patient (Laporte et al. 2016). La cognition des sujets, par ses répercussions sur le comportement neuro-musculaire, a un impact sur la cinématique de leur tête. L'intérêt de la communauté scientifique envers le rôle joué par l'activation musculaire dans la stabilisation de la tête du sujet est grandissant. Ainsi, la compréhension de la cognition et des schémas de recrutement musculaire nécessite des investigations plus profondes (Olszko et al. 2018), (O'Driscoll et al. 2019), (Krašna et Đorđević 2020).

D'après les chiffres de l'ONISR (ONISR 2020), au moins 75 % des accidents sont imputables en premier lieu à une cause humaine. Ce chiffre monte à 94% dans une publication de la NHTSA (Singh 2015). Or, depuis plusieurs années et en raison de développements technologiques rapides, les véhicules routiers deviennent de plus en plus avancés technologiquement, en suivant une tendance vers l'automatisation complète du véhicule, notamment par l'intégration de systèmes avancés d'assistance au conducteur (ADAS, pour « Advanced Driver Assistance System ») (Fagnant et Kockelman 2015). Dans ce contexte, les ADAS apparaissent comme une rupture technologique ayant le potentiel nécessaire de faire franchir un nouveau seuil en termes de sécurité routière, notamment car ils élimineront progressivement le facteur humain de la tâche de conduite du véhicule. Ainsi, de nombreux experts prévoient que l'automatisation du véhicule réduira graduellement la mortalité routière (Anderson et al. 2016), (Milakis, Van Arem et Van Wee 2017), (Trommer et al. 2016).

L'automatisation progressive des véhicules présente également d'autres avantages. La tâche de conduite étant de plus en plus attribuée à un système robotique, les passagers de tels véhicules auront à terme la possibilité de vaquer à d'autres occupations. Différentes équipes de recherche ont pu travailler sur les activités permises par ces technologies et l'usage qu'en ferait les futurs passagers. Ainsi, il est par exemple envisagé pour les passagers de dormir, d'interagir avec les autres passagers, de regarder des films, de manger ou de regarder le paysage (Kyriakidis, Happee et De Winter 2015), (Schoettle et Sivak 2014), (Wadud et Huda 2019). Dans ce contexte, la réalisation d'autres activités que la conduite induira par définition une cognition différente des usagers de ces véhicules. Le schéma-type accidentel risque d'en être changé (Subit et al. 2017) et il paraît donc encore plus important de mieux comprendre les effets de paramètres cognitifs sur la réponse dynamique de l'ensemble tête/cou.

Introduction générale

Dans le cadre d'une meilleure compréhension des paramètres cognitifs du comportement dynamique du sujet, la réalité virtuelle apparaît comme un outil de choix. En effet, la réalité virtuelle est une technologie permettant de simuler un monde virtuel et d'en contrôler intégralement l'environnement sensoriel : visuel, sonore ou encore haptique. La réalité virtuelle ayant ses propres thématiques de recherche, son utilisation dans le cadre de l'étude de la réponse dynamique du sujet pose de nouvelles questions de recherche. Qui plus est, la dynamique des systèmes utilisés en réalité virtuelle est bien différente de celles des systèmes utilisés dans le cadre de l'étude de la stabilisation de la tête chez les sujets et plus particulièrement des systèmes de type SLED.

C'est dans ce contexte qu'est né le projet de thèse rapporté par ce manuscrit. Le Réseau National de la Connaissance " Dynamic Robotics & Smart Structures" est à l'origine de la construction de ce projet. Ce réseau propre aux Arts et Métiers fédère les différentes activités d'Arts et Métiers autour de la dynamique des systèmes. Ce projet s'est ensuite concrétisé grâce au Réseau Santé, par un financement de la Fondation Arts et Métiers. Depuis 2017 ce mécanisme de financement permet de réunir sur un sujet de thèse deux laboratoires différents des Arts et Métiers dont les compétences et expertises se complètent sur une thématique liée à la santé. Les deux laboratoires impliqués dans ce projet de thèse sont l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak (IBHGC) ainsi que le LISPEN – Institut Image.

Le LISPEN-Institut Image est une des trois entités composant le Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes Physiques et Numériques (LISPEN). Celui-ci se trouve à Chalon-sur-Saône et est rattaché au campus des Arts et Métiers de Cluny. L'objectif de l'Institut Image est le développement de techniques et d'usages de l'immersion virtuelle au service de l'ingénieur. Depuis maintenant plusieurs années, l'un des axes de recherche du LISPEN-Institut Image est la simulation de conduite. Plusieurs simulateurs de conduite sont en effet disponibles sur le site et l'institut a également constitué un laboratoire commun avec Renault : le Laboratoire d'Immersion Virtuelle (LiV).

L'IBHGC est situé sur le campus de Paris des Arts et Métiers et est co-habité avec l'Université Sorbonne Paris Nord. L'IBHGC est un laboratoire dédié à la biomécanique humaine. De nombreuses activités sont représentées : analyse de performance sportive, modélisation géométrique, analyse mécanique quasi-statique ou dynamique, analyse de mouvement ou encore handicap. Depuis plusieurs années, un des axes de recherche du laboratoire s'articule autour de la biomécanique traumatologique et lésionnelle, et notamment sur l'étude des stratégies de stabilisation de la tête en environnement dynamique. Cette thématique a historiquement été introduite à l'IBHGC par un projet de recherche plus global visant à mieux comprendre les mécanismes lésionnels du coup du lapin et a débouché en la conception d'un système de type SLED (B. Sandoz et al. 2014) pour l'étude de la dynamique de sujets.

Introduction générale

Le sujet de ce projet de thèse mêle ainsi à la fois des thématiques de recherche biomécanique connue et appréhendée par l'IBHGC, portant notamment sur la thématique du coup du lapin et plus largement sur l'étude de la cinématique de la tête du sujet en environnement dynamique, et des problématiques de recherche propres au LISPEN-Institut Image et liées à l'utilisation des technologies immersives. Vis-à-vis du contexte scientifique précédemment énoncé, ce projet de thèse vise à explorer l'influence de paramètres cognitifs et à intégrer la réalité virtuelle dans l'étude du comportement dynamique du sujet soumis à accélérations.

Afin de répondre à ces objectifs, le présent manuscrit s'organisera de la manière décrite par la Figure 2.

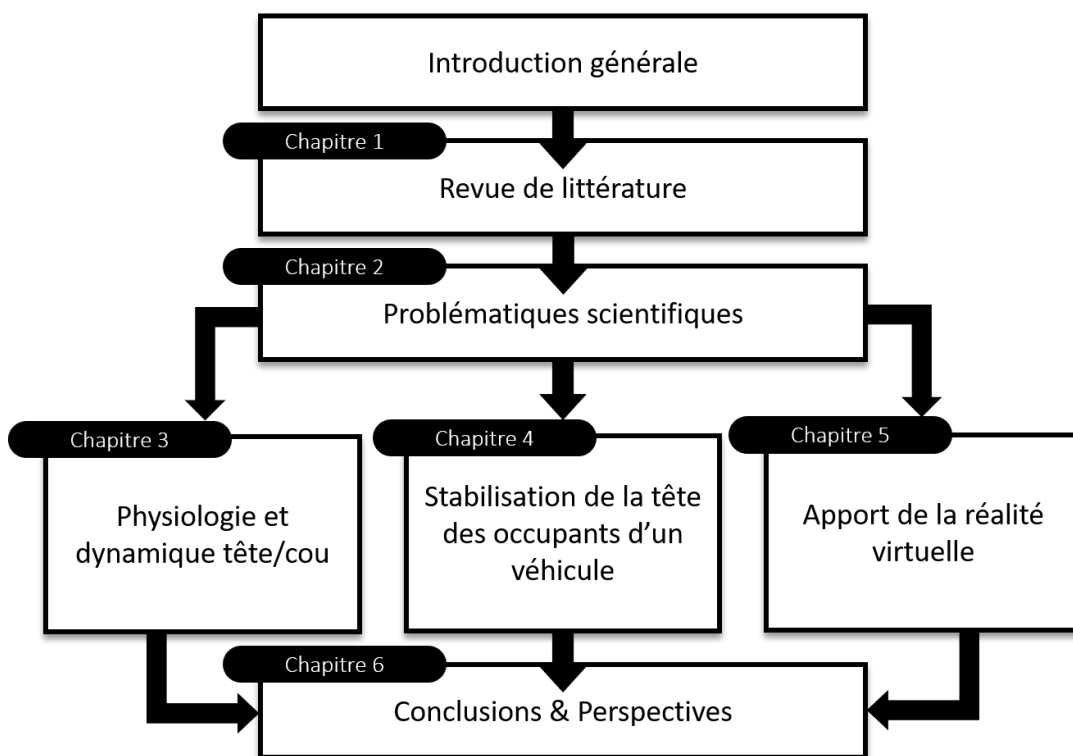


Figure 2 : Organisation du manuscrit

Le Chapitre 1 de ce manuscrit consiste en une revue de littérature faisant l'état de l'art des connaissances autour de la biomécanique du coup du lapin et des études expérimentales qui lui sont associées, des paramètres cognitifs pertinents dans le cadre de ces études, ainsi que des questions de recherche associées à l'utilisation des technologies de simulation immersive et des différents systèmes utilisés.

Le Chapitre 2 s'articule autour du résumé des connaissances exposées par la revue de littérature et des différents verrous scientifiques. Ce chapitre définit ainsi les objectifs et les questions de recherche associés à ce projet.

Introduction générale

Le Chapitre 3 traite d'une expérimentation menée dans le cadre de ce projet et de l'intégration de données physiologiques pour la compréhension des stratégies de stabilisation de la tête chez le sujet dont l'état émotionnel a été modifié en utilisant des vidéos 360°.

Le Chapitre 4 expose une expérimentation menée en collaboration avec le « Centre for Automotive Safety Research » (CASR) de l'Université d'Adélaïde en Australie. Cette expérimentation a pour but de quantifier les différences de cinématique observées chez le sujet dans le cas d'un freinage automatique d'urgence et d'un freinage utilisateur répliqué pour plusieurs positions initiales.

Le Chapitre 5 étudie l'apport de la réalité virtuelle pour l'étude de la dynamique de la tête en véhicule automobile. Il est constitué de deux sous parties. La première partie rapporte une expérimentation réalisée sur un simulateur hexapode visant à comparer la stabilisation de la tête du sujet sur simulateur dans le cadre d'une réplique de l'expérimentation menée sur piste et présentée dans le chapitre précédent. La deuxième partie vise à quantifier les différences de cinématique de la tête du sujet équipé d'un visiocasque sur un système SLED.

Enfin, ce manuscrit se termine par une discussion autour des résultats généraux de ce projet de thèse vis-à-vis des questions de recherche, des limites de ce travail ainsi que des perspectives de développement qu'il permet d'entrevoir.

CHAPITRE 1 : REVUE DE LITTÉRATURE

1. BIOMECANIQUE DU WHIPLASH

1.1. Anatomie de la mobilité tête/tronc

i) *Le rachis cervical*

La description des éléments du cou sera limitée ici à ses notions essentielles afin d'éclairer le comportement du système de liaison tête/tronc. Le rachis, ou colonne vertébrale, est un empilement de sept vertèbres cervicales, douze vertèbres thoraciques, cinq vertèbres lombaires, du sacrum et du coccyx. La mobilité de la tête par rapport au tronc est assurée par un complexe appelé rachis cervical. L'expression « rachis cervical » désigne ainsi au sens strict les sept vertèbres cervicales composant la partie haute du rachis. Par extension, elle peut désigner le complexe neuro-musculo-squelettique adjacent mais nous lui retiendrons son sens strict. Le rachis cervical assure à la fois la stabilité et la mobilité du crâne. Par sa fonction de jonction entre la tête, où la quasi-totalité des sens et fonctions cognitives sont regroupés, et le reste du corps, il est un site particulièrement sensible du corps humain. Les sept vertèbres cervicales sont numérotées C1 à C7 (de haut en bas) (Figure 3). Les vertèbres C1 (atlas) à C2 (axis) et C3 à C7 désignent respectivement les rachis cervicaux supérieur et inférieur. L'atlas supporte le poids de la tête et est relié à la base du crâne : l'occiput. Le rachis cervical possède une certaine courbure (Figure 3) qui du fait de son orientation est appelée lordose.

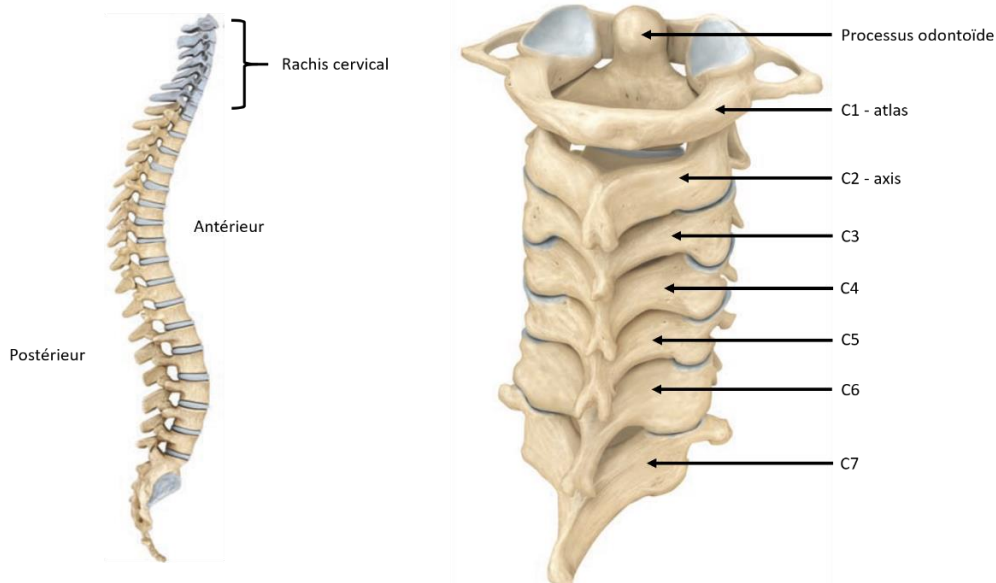


Figure 3 : Le rachis cervical, adapté de Tortora et Derrickson 2017

ii) *Les vertèbres cervicales*

Les vertèbres cervicales C3 à C7 (Figure 4) possèdent la structure générale des vertèbres du corps humain : le corps vertébral constituant la partie antérieure de la vertèbre, deux processus transverses et un processus épineux (partie postérieure), des facettes articulaires ainsi qu'un foramen vertébral situé au centre de la vertèbre. Le corps vertébral reçoit des disques fibro-élastiques appelés disques intervertébraux faisant jonction entre les différentes vertèbres (Figure 5). Les facettes articulaires supérieures et inférieures s'articulent avec les facettes articulaires sus et sous-jacentes. Le foramen vertébral, réunion des pédicules et des lames vertébrales permet le passage de structures nerveuses. Dans le cas des vertèbres cervicales, les processus transverses sont percés du foramen transverse qui laisse passer des éléments vasculaires. Seule C7 se différencie significativement des autres vertèbres cervicales C3 à C6 par un plus long processus épineux palpable sous la peau.

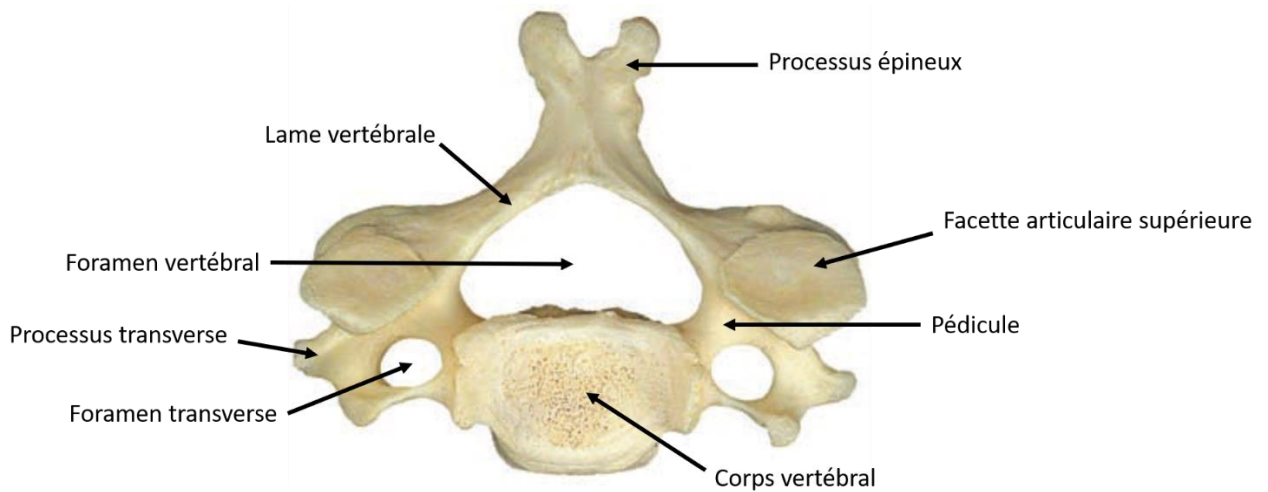


Figure 4 : Vue de haut d'une vertèbre cervicale, adapté de Tortora et Derrickson 2017

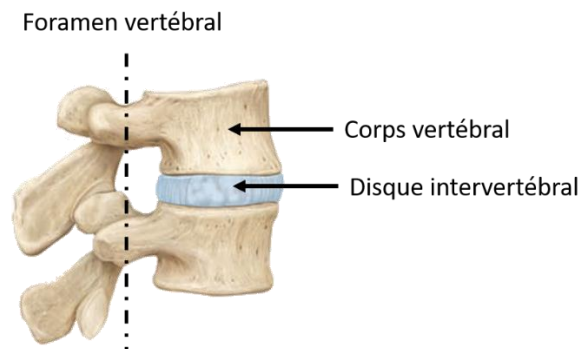


Figure 5 : Empilement de deux vertèbres, adapté de Tortora et Derrickson 2017

Chapitre 1 : Revue de littérature

Les deux premières vertèbres cervicales, l'atlas et l'axis, présentent une différence anatomique forte par rapport au reste des vertèbres cervicales. L'atlas (Figure 6) ne possède pas de corps vertébral mais seulement deux masses latérales unies par les arcs antérieur et postérieur et dont les facettes articulaires reçoivent les condyles de l'os occipital, liant ainsi la tête au rachis cervical.

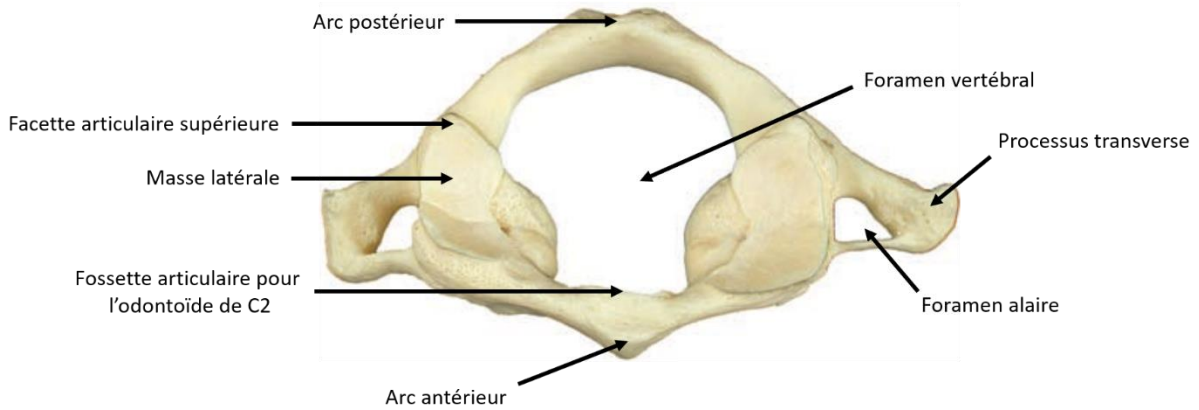


Figure 6 : Vue de haut de l'atlas, adapté de Tortora et Derrickson 2017

L'axis (Figure 7) est identique sur sa face inférieure aux autres cervicales du rachis, cependant la présence de son processus odontoïde le rend particulier. La face antérieure de ce processus est une facette articulaire pour l'arc antérieur de l'atlas, sa face postérieure reçoit le ligament transverse de l'atlas qui assure ainsi son maintien en position.

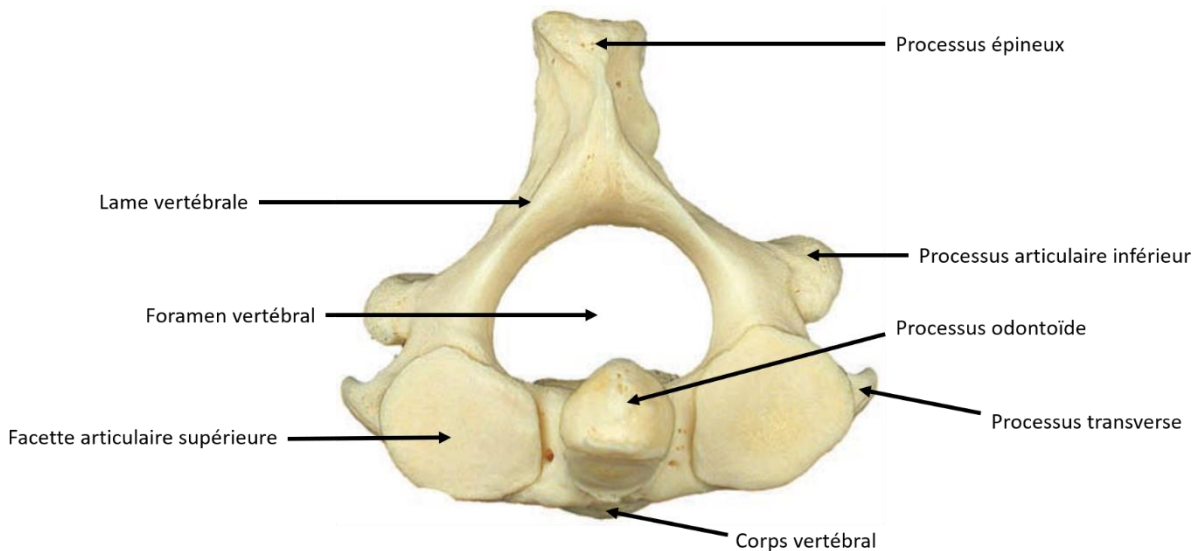


Figure 7 : Vue de haut de l'axis, adapté de Tortora et Derrickson 2017

De nombreuses structures nerveuses et vasculaires enveloppent les vertèbres cervicales et font du rachis cervical un lieu très sensible du corps humain. La Figure 8 présente certaines de ces structures. En particulier, la moelle épinière, prolongement de la masse cérébrale, passe par le foramen vertébral. Elle est protégée par une gaine fibreuse contenant le liquide céphalo-rachidien. Entre chaque vertèbre se dégage un prolongement de la moelle appelé nerf rachidien. Également, les artères vertébrales passent par les processus transverses des vertèbres cervicales.

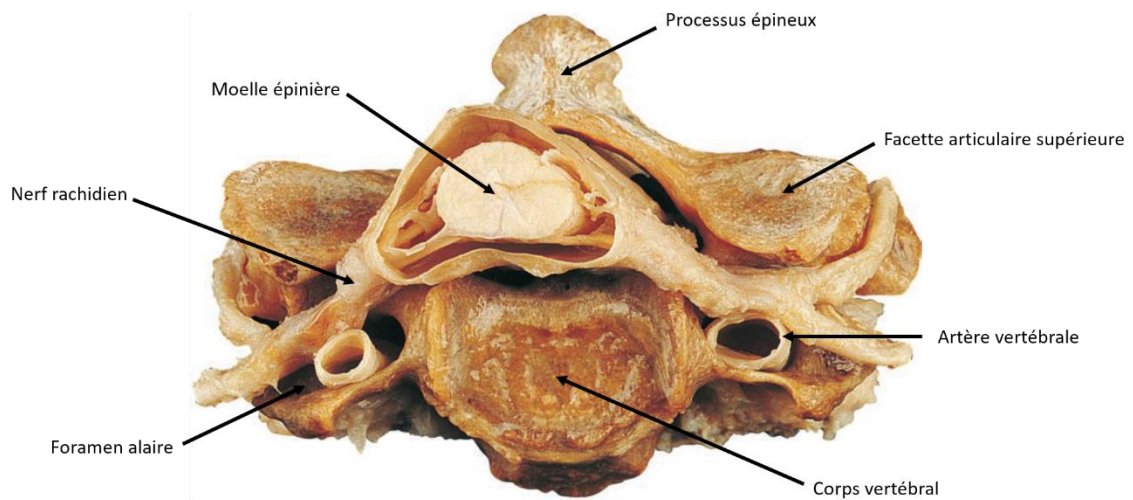


Figure 8 : Dissection transverse de la moelle épinière dans une vertèbre cervicale, adapté de Tortora et Derrickson 2017

iii) Mobilité du rachis cervical

Le rachis cervical permet trois mouvements distincts qui seront définis de la manière suivante :

- Flexion/extension : mouvement de la tête dans le plan sagittal. Il sera dit du mouvement qu'il est une flexion lorsque le menton se rapproche du torse, il sera une extension dans le cas opposé.
- Inclinaison latérale : mouvement de la tête dans le plan frontal visant à rapprocher l'oreille de l'épaule.
- Rotation axiale : rotation de la tête réalisée dans le plan horizontal et autour de l'axe vertical du corps.

Ces mouvements sont relatifs à une position d'origine définie de manière posturale comme la position « debout immobile non perturbée » (Péninou et Colné 2018) ou anatomiquement selon les lignes de contact des différentes cervicales (Dufour et Pillu 2007). La Figure 9 résume la définition de ces trois mouvements de la tête. Les différentes vertèbres cervicales participent à des degrés différents aux mobilités de la tête. Le Tableau 1 synthétise l'implication des cervicales dans la mobilité tête/tronc et donne également l'amplitude de mouvement réalisable par le sujet pour chacun des différents mouvements de la tête (Dufour et Pillu 2007). De par leurs géométries particulières, l'atlas et l'axis

participent différemment à la mobilité de la tête par rapport au tronc. Il est ainsi souvent dit que l'atlas permet de dire « oui » et l'axis permet de dire « non » (Tortora et Derrickson 2017).

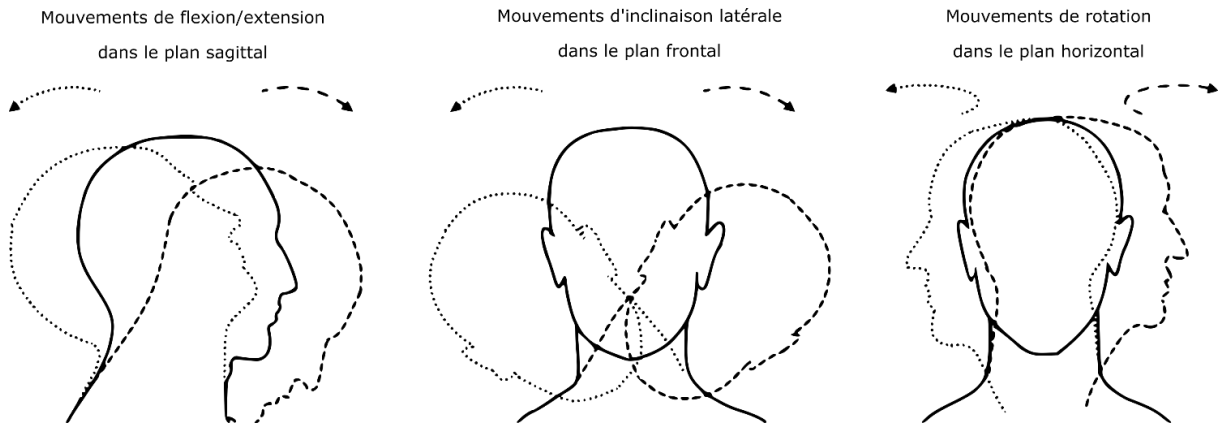


Figure 9 : Définition des mouvements de la tête

Niveau	Flexion/extension	Inclinaison	Rotation
Occiput-C1	25°	8°	8°
C1-C2	15°	Négligeable	24°
Rachis cervical inférieur	80°	21°	20°
Total	120°	29°	52°

Tableau 1 : Participation des différentes entités du rachis cervical à la mobilité tête/tronc, Dufour et Pillu 2007

iv) Les muscles du rachis cervical

De nombreux muscles assurent la mobilité du rachis cervical. La Figure 10 présente les muscles présents dans le rachis cervical. Seuls les muscles participant au mouvement de flexion/extension de la tête seront succinctement présentés ici. Les muscles du cou peuvent être grossièrement scindés en deux groupes : les muscles fléchisseurs et les muscles extenseurs. Les muscles fléchisseurs de la tête et du cou se trouvent dans le plan antérieur. Ils permettent, en se contractant, la flexion de la tête par rapport au cou, c'est-à-dire le rapprochement du menton vers la poitrine. Le principal muscle fléchisseur est le muscle sterno-cléido-mastoïdien (SCM). Il est un muscle large et puissant qui comprend deux chefs : un sternal et un claviculaire se rejoignant au mastoïde. Il n'est cependant pas purement fléchisseur puisqu'il nécessite pour cela que le rachis cervical soit délordosé par l'activation de muscles vertébraux profonds, notamment les scalènes. Dans le cas contraire, il accentuera la lordose cervicale.

Les muscles extenseurs permettent quant à eux l'extension de la tête par rapport au cou, c'est-à-dire l'éloignement du menton par rapport à la poitrine. Ceux-ci se trouvent dans le plan postérieur. Les principaux muscles extenseurs du cou sont le trapèze ainsi que le muscle splénius et le SCM.

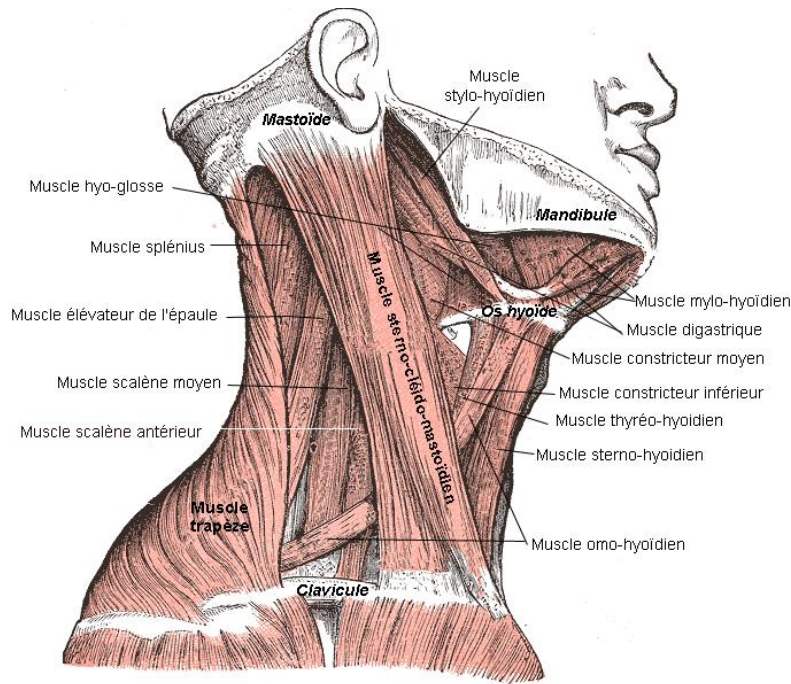


Figure 10 : Muscles du cou, d'après Gray's Anatomy public

1.2. Whiplash : définition et épidémiologie

1.2.1. Vocabulaire

Le coup du lapin est une locution populaire courante faisant référence à un traumatisme cervical. Elle désigne à la fois le traumatisme et son mécanisme lésionnel. Il est nécessaire de distinguer deux différents types de traumatismes :

- Un traumatisme lié à un coup direct (« rabbit punch », en anglais) : qui correspond à un coup porté à l'arrière de la nuque, il s'agit de la méthode de mise à mort traditionnelle des lapins.
- Un traumatisme indirect (« whiplash », en anglais) : qui correspond à un mouvement du rachis cervical induit par une accélération/décélération forte.

Pour la suite, la revue de littérature se limitera au coup indirect, communément appelé « whiplash » dans la littérature. Dans un souci de clarté, le terme anglais « whiplash » sera utilisé dans le reste de ce manuscrit.

1.2.2. Définition

Le whiplash correspond à un mouvement du rachis cervical induit par une sollicitation dynamique rapide et forte. Le terme est utilisé pour n'importe quelle direction de sollicitation, mais le plan sagittal a été le plus étudié. Les revues cliniques ont en effet pu montrer très tôt qu'il s'agissait du plan dans lequel le plus grand nombre de cas de whiplash étaient recensés (Sturzenegger et al. 1994). Le présent

manuscrit se limitera à l'étude du whiplash dans le plan sagittal, autour du mouvement de flexion et d'extension de la tête (Figure 11).

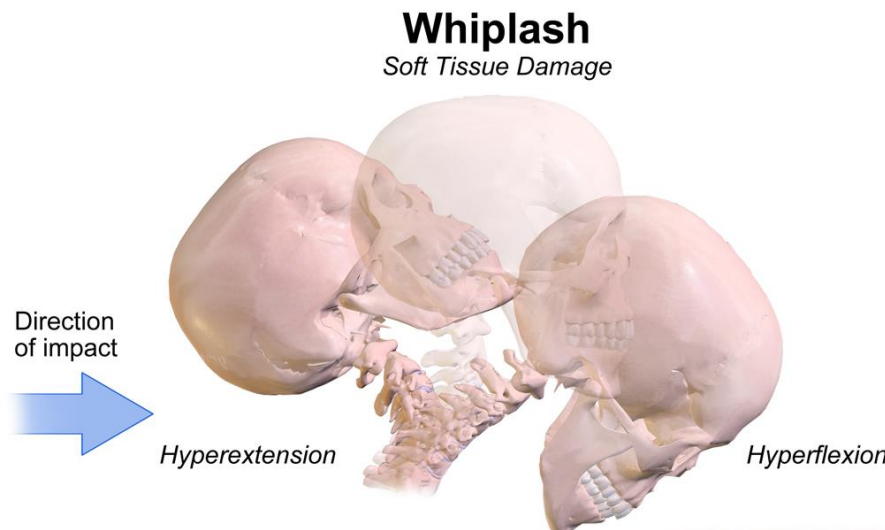


Figure 11 : Le whiplash, Blausen Medical Communications

1.2.3. Épidémiologie

i) Prévalence

Le whiplash a une prévalence assez grande dans notre société et représente une charge économique lourde pour le secteur assurantiel, hospitalier et les patients touchés (Janitzek 2017). De manière générale, les blessures associées au whiplash sont observées dans des accidents de véhicules à faible vitesse. Environ 90% des accidents routiers observés au Royaume-Uni ont eu lieu à une vitesse inférieure à 22,5 km/h et c'est dans ces ordres de vitesse que le whiplash est observé (Bannister et al. 2009). Les blessures associées au whiplash sont de ce fait courantes dans les accidents routiers. En effet, des cervicalgies associées au whiplash étaient le principal dommage corporel pour 40% des américains effectuant une réclamation (Hillier 2008).

ii) Facteurs démographiques

Certains facteurs démographiques ont pu être mis en évidence. Il est accepté dans la littérature que les femmes sont deux fois plus sujettes aux lésions relatives à un whiplash (Ono et al. 2006), (Minton et al. 2000), (Farmer, Wells et Werner 1999), (Vasavada, Danaraj et Siegmund 2008). Ainsi, elles auraient 40% de risques supplémentaires (Viano et Gargan 1996). L'âge de la victime influe également sur les risques lésionnels. En effet, avec l'âge la masse musculaire s'amenuise, les os se fragilisent et les dommages corporels observés chez les personnes plus âgées sont ainsi généralement plus sévères, dure plus longtemps et se manifestent par plus de symptômes (Barnsley, Lord et Bogduk 1994), (Minton et al. 2000).

iii) Sites lésionnels et symptômes

Les types de blessures engendrées par le whiplash sont nombreux et se traduisent par une multitude de sites lésionnels assez grande. Les principaux sites lésionnels sont les muscles du rachis cervical ainsi que les vertèbres cervicales et leurs structures voisines. Les dommages musculaires, en particulier les déchirures, sont les blessures les plus reportées (Barnsley et al. 1994). Les dommages musculaires sont ceux qui se résorbent le mieux et n'engendrent généralement pas de douleur chronique (Barnsley et al. 1994). Des lésions vertébrales (facettes/processus articulaires, processus épineux) ou des disques intervertébraux sont également observables. Ce type de lésion est plus susceptible d'engendrer des douleurs chroniques. Selon la gravité de l'impact, les nerfs rachidiens, les structures vasculaires voire même la moelle épinière peuvent être touchées, résultant en des symptômes beaucoup plus graves.

Les atteintes aux différentes structures du rachis cervical consécutives à un whiplash peuvent se manifester par une large palette de symptômes. Les plus couramment reportés dans la littérature sont des cervicalgies (Bono et al. 2000), des vertiges, des céphalées (Drottning et al., 2003), la vision brouillée, une grande raideur du cou (Dall'Alba et al., 2001), (Armstrong et al., 2005), des problèmes oculomoteurs (Heikkila et al., 1998), des problèmes mémoriels et de concentration, de la paresthésie (Barnsley et al. 1994), (McClune, Burton et Waddell 2002), (Sarrami et al. 2017). La durée de ces symptômes est très variable. Ainsi les maux de tête reportés peuvent disparaître au bout de quelques jours comme devenir chroniques (McClune et al. 2002). Le facteur psychologique apparaît fondamental dans la prédiction du devenir des séquelles liées au coup du lapin chez le patient (Laporte et al. 2016).

1.3. Mécanisme du whiplash

i) Les phases du mouvement

Le mouvement du whiplash se décompose en plusieurs phases. La Figure 12 explicite ces différentes phases dans le cas d'un choc véhicule arrière (Garcia et al. 2014), (Rastović et al. 2018). Le rachis cervical du sujet se trouve initialement dans une position physiologique (1). Le tronc du sujet est poussé par le siège en avant et vers le haut, la tête reste stationnaire du fait de son inertie : on parle d'un mouvement de rétraction cervicale (2). Ici, le mouvement vertical du tronc comprime le rachis cervical qui adopte une forme de « S » (« S-shape »). La tête atteint ensuite son pic d'extension sur l'appui-tête (le cas échéant par les efforts mécaniques de rappel élastique générés par les structures du rachis cervical) (3). Lors de la phase finale, la tête du sujet avance vers l'avant pour atteindre son maximum de flexion (4). Dans le cas d'un choc véhicule frontal, l'ordre extension/flexion inverse est observé : le tronc est fermement maintenu au siège, alors que la tête continue son mouvement et est d'abord projetée vers l'avant.

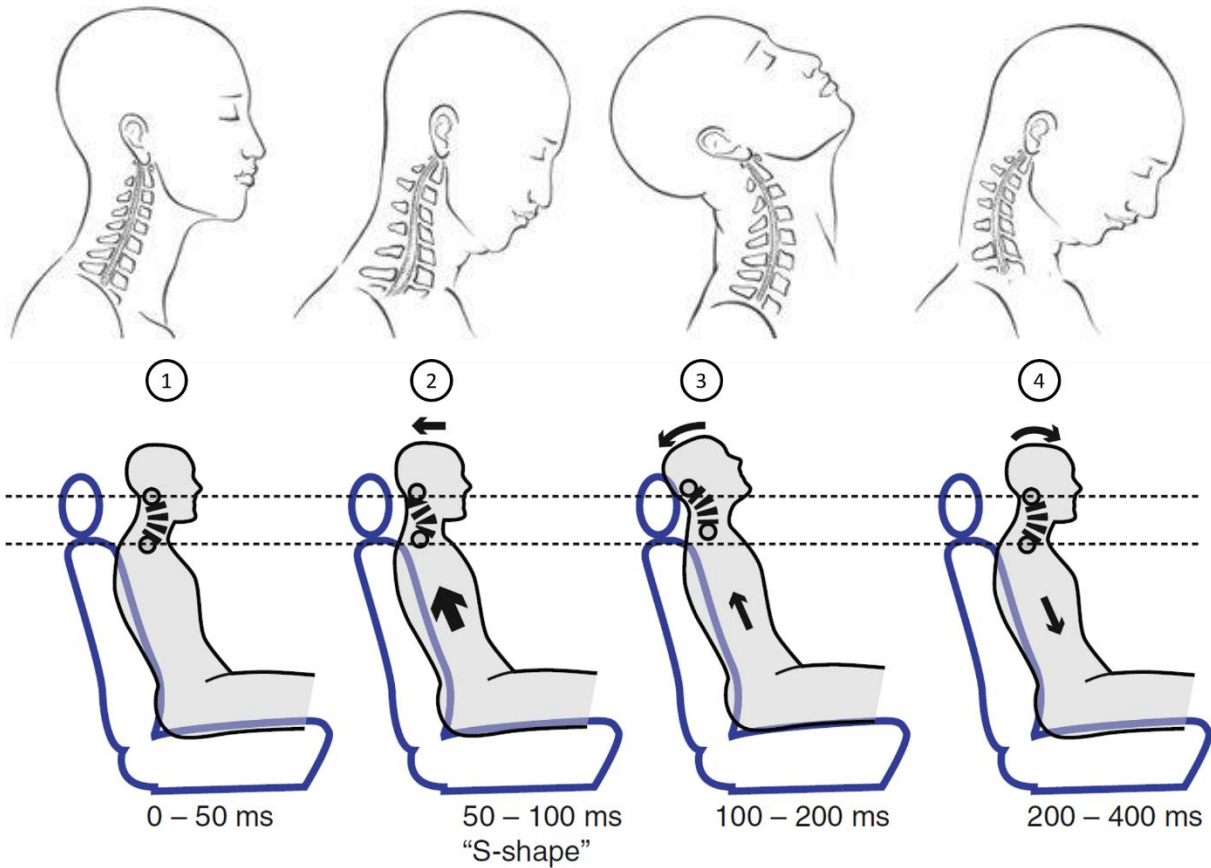


Figure 12 : les différentes phases du whiplash, adapté de Garcia et al. 2014 et Rastović et al. 2018

ii) Les sollicitations mécaniques

Différentes sollicitations mécaniques peuvent être à l'origine de lésions lors de ce type de mouvement. Lors de la phase de rétraction cervicale, le rachis cervical inférieur est en extension alors que le rachis cervical supérieur est en flexion, ce qui confère au rachis une forme non physiologique en « S ». Pendant la phase d'extension, des contraintes en compression sont appliquées aux structures postérieures du rachis cervical (facettes articulaires et processus épineux des vertèbres, voir figure 3) (Hillier et al., 2008), (Barnsley et al., 1994) alors que des contraintes d'étirement sont appliquées aux structures antérieures (muscles, disques intervertébraux, ligaments) (Hillier et al., 2008), (Barnsley et al. 1994). Lors de la phase de flexion, les rôles sont inversés. Des efforts de dislocations importants sont remarqués lors de cette phase (Bandet 1971).

1.4. Risque et critère lésionnels

i) Rôle de protection des muscles

Le rôle protecteur des muscles lors du whiplash est reconnu dans la littérature (Hillier 2008), (Chen, Yang et Wang 2009). Les muscles du rachis agissent ainsi en élément de protection du rachis cervical et c'est seulement lorsque ceux-ci ne peuvent contenir les accélérations et forces résultantes que les autres structures sont susceptibles d'être endommagées (Howard et al. 1998). Durant les différentes phases du mouvement, le risque est alors que les limites élastiques physiologiques des muscles soient dépassées et que les contraintes et forces résultantes ne s'appliquent aux autres structures du rachis qui, comme vu précédemment, engendrent des blessures d'une gravité sans commune mesure en cas de lésion grave, du fait de leur sensibilité.

ii) Risque lésionnel

Les premières phases du mouvement (rétraction et extension ou flexion, selon la direction de l'impact) sont toujours les plus dangereuses car elles sont le siège d'accélération de la tête plus fortes, celles-ci n'ayant pas été encore partiellement absorbées. Comme évoqué dans la sous-partie précédente, ces différentes phases du mouvement induisent des stress mécaniques différents. Il fait consensus dans la littérature que la phase de rétraction suivi d'extension est la plus à même de générer des dommages sévères aux structures du rachis cervical, ce qui se traduit par un nombre un peu plus élevé de blessures dans le cas de chocs arrière que de chocs frontaux (Sturzenegger et al. 1994), (Himmetoglu et al. 2011).

En effet, la forme prise en « S » par le rachis cervical est non physiologique et est très propice à l'endommagement des structures du rachis, les cervicales supérieures et inférieures pouvant alors dépasser leurs limites physiologiques de mouvement (Kaneoka et al. 1999), (Bogduk et Yoganandan 2001). Lors de la phase d'extension de la tête, le risque est alors un dépassement des limites élastiques des tissus mous ou une fracture des éléments osseux du fait des jeux de compressions/extensions de ces différents sites (Hillier et al., 2008), (Barnsley et al. 1994). Enfin, lors de la phase de flexion, les lésions les plus courantes sont les ruptures des disques intervertébraux, les fractures des cervicales ainsi que les déchirures des muscles et des ligaments postérieurs, du fait de la distribution flexion/extension inversée sur les sites du rachis cervical (Hillier et al., 2008), (Barnsley et al. 1994).

iii) Critères lésionnels

Un des premiers critères lésionnels est l'atteinte ou non des limites physiologiques permises par la mobilité tête/tronc. Nous avons pu discuter du rôle protecteur des muscles du cou, de ce fait une opposition accrue des muscles au mouvement sera associée à un risque lésionnel moindre (Kumar, Ferrari et Narayan 2005), (Siegmund, Heinrichs et Wheeler 1999), (Mang et al. 2012). Ainsi, de nombreuses études considèrent qu'une amplitude de mouvement limitée réduit le risque lésionnel.

D'autres critères lésionnels ont pu être développés et utilisés dans la littérature. Ainsi, le « Normalized Neck Injury Criterion (Nij) » (Kleinberger et al. 1998) et le « Neck Protection Criterion (Nkm) » (Schmitt et al. 2002) ont pu être proposés. Ceux-ci s'intéressent aux charges dynamiques sur les facettes articulaires et peuvent être calculés en utilisant des capteurs invasifs. C'est également le cas du « Intervertebral Neck Injury Criterion (IV-NIC) » (Panjabi et al. 2005) qui prend en compte les rotations normalisées relatives de chaque vertèbre cervicale. Deux autres critères sont également utilisés dans la littérature : le « Neck Injury Criterion (NIC) » (Boström et al. 1997) et le « Neck Displacement Criterion » (Viano et Davidsson 2002). Ceux-ci considèrent les mouvements de la tête par rapport à T1 (première vertèbre thoracique se trouvant juste en dessous de C7 et représentant communément le tronc). Là encore, une amplitude de mouvement moindre est assimilée à un risque lésionnel réduit.

Nous l'avons vu, les muscles du rachis agissent comme élément de protection de ce dernier. Également, la réduction du mouvement d'un sujet lors d'un mouvement de type whiplash est associée à un risque lésionnel moindre. Compte tenu des éléments avancés dans cette sous-partie, de nombreuses équipes se sont intéressées aux facteurs influençant la cinématique de la liaison tête/tronc et qui pouvaient limiter cette dernière lorsqu'un sujet est soumis à un stimulus mécanique. La partie suivante présente les différents moyens d'étudier la cinématique de la liaison tête/tronc ainsi que les principaux résultats qui ont pu être ainsi dégagés.

2. ÉTUDE DYNAMIQUE DE LA LIAISON TÊTE/TRONC

Différentes approches ont pu être proposées pour étudier la dynamique de la liaison tête/cou. Les deux principales sont l'approche numérique et l'approche expérimentale. Dans le cadre de ce sujet de thèse, les moyens d'étude présentés ici seront limités aux moyens expérimentaux.

Plusieurs supports sont proposés pour l'étude expérimentale de la dynamique de la liaison tête/tronc dans la littérature. Ainsi, les études expérimentales ont lieu soit sur des mannequins de chocs, ou modèles expérimentaux (Viano et Parenteau 2011), sur des cadavres, ou pièces cadavériques (Cholewicki et al. 1998) ou encore sur des sujets volontaires (Beeman, Kemper et Duma 2016).

Le type de support d'étude a des répercussions sur les portées de l'étude envisagée. D'un point de vue des sollicitations dynamiques envisageables, les mannequins de chocs ou les pièces cadavériques peuvent être utilisés à des niveaux d'énergies élevés, alors que l'implication de sujets humains réduit considérablement le niveau d'énergie envisageable pour l'expérimentation car les sujets doivent être protégés de tout risque lésionnel.

Les objectifs de l'étude envisagée varient selon le niveau d'énergie utilisé. À haute énergie, les investigations portent généralement sur la cause exacte entraînant la mort, dans le cadre d'un mouvement de type whiplash, là où d'autres questions de recherche se posent à basse énergie, notamment sur le rôle de l'activation musculaire et de la réduction du risque lésionnel (Brault et al. 1998), (Siegmund et al. 1997).

Les mannequins de choc ou pièces cadavériques ne permettent par définition pas d'explorer les questions qui se posent autour du rôle du recrutement musculaire. La participation de sujets volontaires offre cette possibilité. Ainsi les investigations portant sur l'impact du système neuro-musculaire lors d'un mouvement de type whiplash s'effectuent toujours à basse énergie.

Dans le cadre de ce sujet de thèse, dont un des objectifs est l'intégration des technologies immersives pour l'étude de paramètres cognitifs sur la dynamique tête/tronc, la suite de cette revue de littérature se limitera aux études volontaires à basse énergie. Celles-ci s'inscrivent dans un cadre de recherche plus large mais étroitement lié au whiplash par la meilleure compréhension du rôle du système neuro-musculaire qu'il permet : celui de l'étude de la stabilisation de la tête chez le sujet.

2.1. Matériels et méthodes

2.1.1. Capteurs utilisés

Différents capteurs sont utilisés dans la littérature quant à l'acquisition des données dynamiques de la liaison tête/tronc. Ainsi, les sujets sont presque toujours équipés d'accéléromètres triaxiaux mesurant les accélérations des différents segments d'intérêt (Kumar, Narayan et Amell 2000), mais également de gyromètres afin de mesurer les vitesses angulaires (Beeman et al. 2016). Certaines équipes appareillent leurs sujets de centrales inertielles, qui permettent de mesurer les six accélérations dans un même référentiel (Sandoz et al. 2016). Enfin, la dynamique de la tête est parfois acquise par l'utilisation d'une solution optique : on distinguera les systèmes opto-électroniques (Arbogast et al. 2009) et les caméra hautes fréquence dont les images sont ensuite analysées par traitement d'image (Siegmund et al. 1999). Également, certaines équipes intègrent des capteurs EMG qui permettent d'acquérir l'activité musculaire des sujets soumis à une accélération donnée.

2.1.2. Grandeurs dynamiques d'intérêt

Dans le cadre d'essais volontaires, les sujets sont soumis à une accélération donnée. Ceux-ci cherchent alors à stabiliser leur tête. Plusieurs grandeurs permettent de quantifier la réponse dynamique des sujets. Ainsi, les niveaux d'accélération maximaux des différents segments de la liaison tête/tronc sont souvent donnés, généralement dans l'axe frontal. Ces segments sont généralement la tête ainsi que le tronc (ou la vertèbre T1, sous-jacente à C7).

Les angles de débattement sont aussi une grandeur d'intérêt des études expérimentales. Bien souvent, l'amplitude du mouvement est exprimée entre la flexion et l'extension de la tête du sujet par rapport à sa position initiale. Ainsi, il est d'usage d'utiliser le débattement angulaire (Figure 13, A+B) de la tête par rapport à la vertèbre T1 (Cholewicki et al. 1998), (Siegmund et Blouin 2009). Comme évoqué dans la première partie de cette revue de littérature, cette quantité est souvent assimilée au risque lésionnel : une amplitude de mouvement moindre est associée à une réduction du risque lésionnel (Cholewicki et al. 1998).

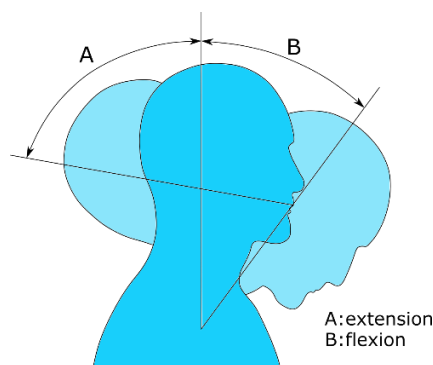


Figure 13 : Débattement angulaire d'un sujet

2.1.3. Systèmes dynamiques

L'utilisation d'un système dynamique est nécessaire à l'étude de la dynamique tête/tronc chez le sujet. Ainsi, les recherches liées à cette thématique utilisent principalement une voiture (Siegmund et al. 1999) ou un système de chariot dit « Sled » (voir Figure 14) (Carlsson et al. 2011) afin de soumettre le sujet au stimulus mécanique voulu. Ce système est généralement uni-axial, composé d'une partie mobile sur lequel siège le sujet et d'une partie fixe se résumant très souvent aux rails, au moteur et au bâti. Il permet d'accélérer le sujet sur une faible distance selon le profil d'accélération envisagé. Ce système est de loin celui le plus représenté dans la littérature.

Les différences observées sur les systèmes SLED portent notamment sur le type d'actionneur utilisé. Ainsi certaines équipes utilisent un système délivrant un impact par un vérin pneumatique (Figure 14) réglé afin de délivrer le bon profil d'accélération. Dans d'autres cas, il n'y a pas d'actionneur sur la chaîne cinématique du SLED et le mouvement de la plateforme est induit par l'impact sur cette dernière d'un système bélier (Dehner et al. 2008), (Carlsson et al. 2011). Enfin, certains SLED sont motorisés et le mouvement est transmis à la plateforme par l'intermédiaire d'un système de guidage (courroie + rails notamment) (B. Sandoz et al. 2014). Ce système présente l'avantage d'être contrôlé en boucle fermée, ce qui permet de contrôler le profil d'accélération intégralement et d'assurer une plus grande répétabilité entre les essais. Le Tableau 2 dresse une liste non exhaustive des systèmes utilisés dans la littérature scientifique ainsi que les types d'accélération associées. Également, le nombre de sujets par étude et le nombre d'essais par sujet sont reportés par le Tableau 2.

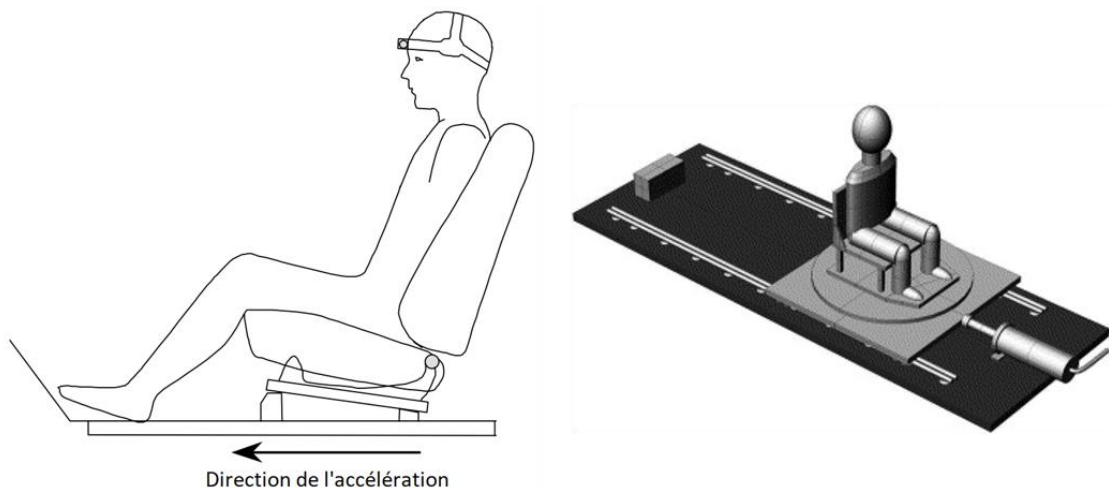


Figure 14 : Système dit "Sled", adapté depuis Siegmund et al. 2003 (à gauche) et depuis Kumar et al. 2005 (à droite)

2.1.4. Paramètres expérimentaux

i) Profil d'accélération

Certains paramètres expérimentaux influencent la réponse dynamique du sujet soumis à un stimulus d'accélération. De manière assez évidente, le profil d'accélération utilisé influe sur la dynamique du sujet. Ainsi, le pic d'accélération, la durée du stimulus et la forme du profil augmente la dynamique du sujet de manière générale : amplitudes de mouvement, vitesses, pics d'accélération (Kumar, Narayan et Amell 2000), (Kumar, Narayan et Amell 2003), (Hernández et al. 2005).

De la même manière, le sens de l'accélération (vers l'arrière ou l'avant du sujet) influe sur la dynamique du sujet. Beaucoup d'études s'inscrivent dans le cadre de l'étude des stratégies de stabilisation de la tête chez le sujet. Ainsi, si certaines études essaient de se rapprocher très précisément du profil d'accélération que subirait le passager d'un véhicule heurté à l'arrière (Blouin, Inglis et Siegmund 2006), de nombreuses équipes utilisent un profil d'accélération pour la direction frontale (Mang, Siegmund et Blouin 2014). Il a été également montré que le jerk (dérivée temporelle de l'accélération) du système dynamique n'influençait pas la réponse cinématique du sujet. Ainsi la forme du profil d'accélération utilisé influe d'une façon bien moindre sur cette réponse que la valeur de son pic d'accélération et une plus grande importance doit être accordée à ce dernier.

ii) Installation du sujet

L'assise du sujet a également de l'importance. Par exemple, l'angle de l'assise modifie la distribution de la gravité au cours du mouvement et induit des charges musculaires différentes le long de ce dernier (Hillier 2008). Également, la présence d'un système de rétention, notamment la ceinture de sécurité ou l'appui-tête, modifie le stimulus mécanique : la sollicitation de la liaison tête/cou peut s'en retrouver augmentée, par exemple lors de la rétention du tronc par la ceinture de sécurité. Cependant, les systèmes de rétention ne sont généralement pas utilisés lors d'essais volontaires : les niveaux d'énergies sont trop faibles pour les déclencher de manière systématique, ce qui a pour effet de biaiser de manière inappropriée les résultats obtenus (Siegmund et al. 1999), (Hillier 2008).

Ainsi les systèmes dynamiques utilisés dans la littérature sont principalement des systèmes SLED et différents profils et valeurs d'accélération sont utilisés dans la littérature. Le Tableau 2 dresse une liste non exhaustive des principaux systèmes et paramètres expérimentaux utilisés (profil d'accélération, valeur du pic et durée) ainsi que le nombre d'essais réalisés par sujet et le nombre de sujets impliqués par étude. Ce tableau permet ainsi d'apprécier les conditions expérimentales recensées dans la littérature.

Référence	Structure	Actionneur	Niveau d'accélération	Forme du profil	Durée du profil	Nombre de sujets	Nombre d'essais par sujet
Howard et al. 1998	Voiture	Voiture bélier	Impact entre 3.9 et 10.9 km/h	Impact	-	7	2
Kumar, Narayan et Amell 2000	SLED	Vérin pneumatique	0.53-1.43 g (4 niveaux)	Impact	100 ms	14	2
Brault, Siegmund et Wheeler 2000	Voiture	Voiture bélier	Impact à 4 et 8 km/h	Impact	-	42	21
Vibert et al. 2001	SLED	Servomoteur	0.65 g	Impact	-	24	20
Siegmund et al. 2003	SLED	Servomoteur	1.5 g	-	60 ms	44	11
Hernández et al. 2005	SLED	Vérin pneumatique	0.45-1 g (2 niveaux)	Impact	-	30	3
Dehner et al. 2008	SLED	SLED bélier	2.09 g	Trapézoïde	85 ms	8	1
Siegmund et Blouin 2009	SLED	Servomoteur	0.65-2.6 g (3 niveaux)	Trapézoïde	60 ms	14	22
Carlsson et al. 2011	SLED	SLED bélier	≤ 3 g	Impact	-	8	2
Mang et al. 2012	SLED	-	19.5 m/s ²	-	53 ms	14	5
Nakayama et al. 2015	SLED	Servomoteur	8.0 m/s ²	Sinusoïde	500 ms	3	10
Sandoz et al. 2016	SLED	Servomoteur	0.25-0.45 g (2 niveaux)	Sinusoïde	500 ms	20	30

Tableau 2 : Liste des structures et types de système utilisés, variables du profil du stimulus mécanique et nombres de sujets impliqués dans la littérature scientifique. Essais sur sujets volontaires uniquement.

2.2. Principaux résultats

Différents paramètres influençant la dynamique tête/tronc ont pu être mis en évidence par la littérature et permettent d'expliquer en partie les différences inter-individuelles, ayant de potentielles conséquences sur le risque lésionnel associé au whiplash. Ils seront ici abordés selon leur nature : paramètres morpho-anatomiques ou liés au recrutement musculaire.

2.2.1. Variabilité des résultats

Les réponses des sujets dans ce type d'étude présentent une certaine variabilité inter-individuelle. Les pics d'accélération mesurés sont légèrement variables, a contrario l'amplitude de mouvement des sujets l'est beaucoup plus. Vibert et al. introduisent la notion de « floppy » et « stiff » pour décrire la distribution des comportements dynamiques obtenus dans leur étude (voir Figure 15) (Vibert et al. 2001). Est dit « floppy » un sujet présentant une grande amplitude de mouvement. Est dit « stiff » un sujet présentant une faible amplitude de mouvement, pour la même accélération. Dans leur étude, Vibert et al. observent une forte dispersion des réponses chez leurs sujets à accélération du SLED donnée (allant de 5 à 35° dans le plan sagittal). Cette observation est également faite dans de nombreuses autres études (Vibert et al. 2006), (Siegmund et Blouin 2009), (Kumar, Ferrari et Narayan 2004) et peut s'expliquer par un certain nombre de paramètres.

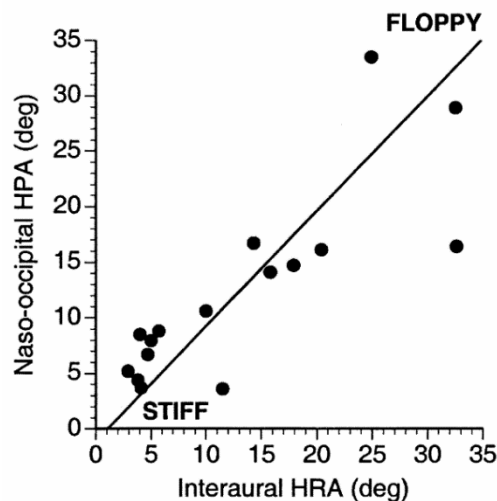


Figure 15 : Distribution des Head Pitch Amplitude (HPA) et Head Roll amplitude (HRA) chez 16 sujets. Le HPA représente le débattement angulaire pour un mouvement de flexion/extension de la tête. Le HRA représente le débattement angulaire pour un mouvement d'inclinaison latérale. (Vibert et al. 2001)

2.2.2. *Différences morpho-anatomiques*

De grandes différences morphologiques et anatomiques existent entre les individus et peuvent en partie expliquer les différences retrouvées en termes de dynamique tête/tronc.

i) Différences hommes-femmes

Comme évoqué dans la première partie de cette revue de littérature, les femmes sont plus sujettes au whiplash. Les sujets féminins ont généralement une musculature moins importante que leurs homologues masculins dans la région du cou (Brault, Siegmund et Wheeler 2000), ce qui, cumulé à leur masse de la tête plus élevée relativement au poids de corps (Vasavada et al. 2008), augmente également le risque lésionnel (Hillier et al., 2008). Il est également rapporté que les sujets féminins ont un alignement des cervicales différent de celui des sujets masculins et sont plus sujets à la cyphose ou la courbure de la partie haute de la colonne vertébrale (Ono et al. 2006). Cette différence d'alignement induirait une précharge continue des muscles du cou qui pourraient être davantage fatigués avant l'impact (Hillier et al., 2008).

ii) Différences inter-individuelles

Des variables géométriques permettent d'expliquer une partie des différences inter-individuelles observées sur la dynamique tête/tronc des sujets. Une portion significative de ces variations s'explique par les différentes hauteurs des disques intervertébraux et par les disparités d'orientation statique de chaque segment du rachis cervical (Anderst et al. 2013). Également, la variabilité de la posture statique du rachis cervical a pu être mise en évidence (Matsumoto et Griffin 1998), (Klinich et al. 2004). Concernant la géométrie osseuse elle-même, une grande fluctuation des géométries osseuses, et en particulier des cervicales, est rapportée dans la littérature (Panjabi 1998), (Laville, Laporte et Skalli 2009). Enfin, une certaine diversité est observée en ce qui concerne la géométrie musculaire et ligamentaire, notamment au niveau des dimensions ou encore des insertions (Van Ee et Nightingale 2000), (Kuo et al. 2019). De plus, les paramètres dynamiques sont variables d'un individu à l'autre. Plusieurs études ont permis de mettre en lumière la variabilité des moments d'inertie de la tête et du cou autour de leurs axes principaux, de la position de leurs centres de masse et de leurs dimensions (poids, volume, circonférence, taille) (McConville et al., 1981).

La liste des différences morpho-anatomiques entre individus dressée ici n'a pas vocation à être exhaustive mais rend compte de la grande étendue des facteurs de ce type influençant la réponse dynamique du sujet. Les mannequins de choc utilisés aujourd'hui ne peuvent rendre compte de ces différences inter-individuelles, car ils sont dimensionnés pour un certain percentile de la population. Les études volontaires permettent de prendre en compte certaines de ces variations. Dans le cadre des objectifs affichés pour ce projet, il apparaît donc important de proposer des plans d'expérience à

mesures répétées, où chaque sujet est exposé à l'ensemble des conditions expérimentales, afin que la variabilité dues aux différences individuelles soit éliminée de l'erreur expérimentale.

2.2.3. *Impact du recrutement musculaire*

De nombreuses études ont pu mettre en avant l'impact du recrutement musculaire dans la réponse dynamique du sujet. Celui-ci modifie la dynamique du sujet par ses répercussions sur la stabilité des différentes structures du sujet.

i) Différences hommes-femmes

Pour reprendre l'exemple des différences hommes/femmes évoquées dans les parties précédentes, une partie de celles-ci peut également s'expliquer par des différences liées au niveau du recrutement musculaire. Une étude évoque par exemple que hommes et femmes auraient une temporalité d'activation musculaire et de cinématique du rachis, lors d'un évènement dynamique, bien différente (Blouin, 2006). La musculature relative (par rapport au poids de la tête) généralement moindre chez les sujets féminins (Vasavada et al. 2008) interagit avec une temporalité d'activation musculaire différente. Les effets des différences morpho-anatomiques précédemment discutées se conjuguent avec celles liées au recrutement musculaire : les effets d'interactions rendent alors la modélisation de ces problèmes très complexe (Cronin et al. 2018).

ii) Impact du comportement des sujets

Il a également été montré que l'émission d'un son fort et inattendu change la temporalité de la cinématique du cou et de l'activation des muscles en environnement dynamique, notamment en induisant une réaction cognitive chez le sujet (Blouin, 2006). En outre, la connaissance de l'évènement dynamique influe aussi sur la réponse dynamique du sujet. Kumar et al. ont pu montrer que la cinématique sujet était réduite d'environ 30% lorsque leurs sujets étaient au courant de la sollicitation dynamique (Kumar et al. 2000). Demander aux sujets de se gainer réduit également les amplitudes de mouvement chez les sujets (Nakayama et al. 2015). La même conclusion peut être faite pour la pré-contraction des muscles du cou avant l'impact lors d'une accélération frontale (Sandoz et al. 2016). Cela rejoint l'épidémiologie du whiplash car il a été montré très tôt que des individus victimes d'accident de voitures et ayant pu se préparer à l'impact sont généralement atteints moins grièvement en ce qui concerne leur cou (Barnsley et al. 1994). La contraction des muscles avant l'impact donne aux sujets une capacité à résister au mouvement supérieure aux limites physiologiques et anatomiques normales et réduit ainsi l'incidence des risques et symptômes liés à l'hyperextension/hyperflexion de la tête (Ryan et al. 1993), (Sturzenegger et al. 1994), (Ono et al. 1997). Dans le cas des chocs véhicules arrières, la préparation des sujets à l'impact éliminerait même la phase de rétraction cervicale (forme en « S »), qui dans sa transition vers la phase d'extension est reconnue dans la littérature comme étant

critique quant aux dommages potentiels sur les structures du rachis cervical (Kumar et al. 2005), (Stemper et al. 2005), (Stemper et al. 2006). A contrario, les réflexes musculaires chez les sujets non préparés n'ont que peu d'effets sur leur dynamique de la tête (Kumar et al. 2005).

2.3. Implications pour le whiplash

i) Explications apportées

Nous l'avons vu, l'étude de la stabilisation de la tête chez le sujet est largement motivée par une meilleure compréhension du mécanisme lésionnel du whiplash ainsi que des risques qui lui sont associés. Les recherches menées dans ce domaine ont pu aboutir à une série de résultats apportant des réponses quant à ces enjeux. Ainsi, l'observation des différences morpho-anatomiques chez le sujet a permis de trouver des facteurs expliquant pourquoi les sujets féminins avaient un risque lésionnel double par rapport aux sujets masculins (Minton et al. 2000), (Farmer, Wells et Werner 1999). Également, il est reporté dans la littérature que les personnes accidentées ayant eu connaissance de l'imminence de l'accident et ayant ainsi pu s'y préparer exposent des symptômes moindres (Barnsley et al. 1994). Les explications proposées par l'étude de la dynamique chez le sujet sont que la connaissance de l'évènement se traduit par un raidissement du sujet, une activité musculaire plus élevée et une dynamique globale moindre (Kumar et al. 2000). Ce raidissement est ainsi associé à un risque lésionnel moindre (Nakayama et al. 2015) et permettrait d'expliquer que les sujets ayant pu se préparer à l'impact lors d'un accident ont des séquelles moindres.

ii) Perspectives d'étude

Plusieurs auteurs proposent d'aller plus loin dans la compréhension de ce mécanisme, notamment en intégrant des questionnaires psycho-physiologiques à leur étude (Vibert et al. 2006). Les auteurs suggèrent que des traits de personnalité, notamment le caractère anxieux des sujets devrait être pris en compte dans le cadre d'étude de la stabilité dynamique de la tête. Cela rejoint Laporte et al. qui ont montré que le facteur psychologique était primordial par rapport aux séquelles associées au whiplash (Laporte et al. 2016). Également, Blouin et al. ont quant à eux mis en évidence une réaction qualifiée de « startle » (que l'on pourrait traduire par « sursaut ») chez des sujets accélérés sur un SLED et exposés à un bruit fort et inattendu (Blouin et al. 2006). Ce schéma cognitif serait a priori celui de personnes subissant un accident et n'ayant pas eu conscience de l'imminence de celui-ci : émission d'un bruit très fort 40ms avant la mise en mouvement du SLED dans un but de reproduction du schéma accidentel. Cette réaction entraîne des différences sur la plupart des variables dynamiques mais également sur l'activation musculaire. Mang et al. ont alors cherché à savoir si cette réaction avait un rôle potentiellement protecteur dans le cas du whiplash (Mang et al. 2012). L'activation exagérée de

certaines muscles du cou lors de celle-ci augmenterait la rétraction cervicale observée dans le cas des chocs arrière, ce qui augmenterait le risque lésionnel.

Mang et al. établirent également un lien entre la réponse de sursaut obtenu avec l'émission d'un fort bruit avant l'impact et l'activation du système nerveux des sujets du fait d'une augmentation de la fréquence cardiaque et de la conductance cutanée suivant la collision : la réaction de sursaut est une composante de la réponse aux collisions de type whiplash et témoigne d'une réponse de type combat/fuite. Leur étude montre ainsi l'intérêt de l'intégration de données physiologiques dans le cadre de l'étude des stratégies de stabilisation de la tête chez le sujet.

Le système musculaire joue ainsi un rôle déterminant dans la réponse dynamique du sujet soumis à une accélération. Lors d'essais de stabilisation dynamique de la tête de type SLED, nous avons pu voir que la dynamique du sujet était réduite lorsque celui-ci était au courant du stimulus à venir. La stratégie de stabilisation prise alors par le sujet, traduite par un recrutement musculaire avant impact, et qui lui permet de se protéger, est par définition le fruit d'un processus cognitif alliant la prise de conscience de l'évènement à un processus décisionnel. Les éléments avancés dans cette dernière sous-partie exposent aussi des perspectives d'études dans le cadre de l'étude de la stabilisation de la tête chez le sujet : l'intégration de données physiologiques pour l'étude du comportement du sujet pourrait notamment permettre une meilleure compréhension du mécanisme du whiplash. Dans la prochaine partie, nous introduirons donc des concepts relatifs à la cognition et au comportement du sujet qui permettent d'éclairer les mécanismes cognitifs mis en jeu dans le cadre du whiplash : les mécanismes de défense associés à une situation inattendue ou perçue comme dangereuse.

3. COGNITION ET COMPORTEMENT LORS D'UNE SITUATION INATTENDUE OU MENAÇANTE

3.1. Système neuro-musculaire, cognition et physiologie

i) La cognition

Dans ce qui a été décrit comme la « révolution cognitive », Miller et al. définissent la cognition de la manière suivante : il s'agit de l'ensemble des processus mentaux par lequel un sujet acquiert une connaissance des événements et objets de son environnement, mettant par exemple en jeu la prise de décision, la perception ou encore l'attention (Miller, Galanter et Pribram 1960). Ces derniers exemples de processus seront particulièrement importants dans le cadre de ce projet. Dans son acception générale, le terme de cognition renvoie également à la notion de traitement de l'information (Lindsay et Norman 1972). Dans la suite de ce manuscrit, nous attacherons ce dernier sens aux termes de « cognition » et de « cognitif ».

ii) Système nerveux et neuro-musculaire

Le système nerveux est un système biologique composé du cerveau, de la moelle épinière et du réseau de nerfs parcourant l'organisme humain (Tortora et Derrickson 2017). Il coordonne les mouvements musculaires, gère les informations sensorielles et régule le fonctionnement des organes. On peut physiquement diviser le système nerveux en deux parties : le système nerveux central (SNC), composé du cerveau et de la moelle épinière, et le système nerveux périphérique (SNP), composé des nerfs du corps. Le système neuro-musculaire désigne au sens strict l'ensemble des structures nerveuses liant le muscle au SNP. Il est donc l'élément régissant les mouvements du corps et le maintien de la posture (Ko 2001).

On peut séparer le système nerveux en sous-entités fonctionnelles : le système nerveux somatique (SNS), responsable des mouvements volontaires, et le système nerveux autonome (SNA), responsable des fonctions automatiques de régulation. Deux sous-entités du SNA se distinguent alors : le système nerveux sympathique (SNAS) et le système nerveux parasympathique (SNAP). Ces deux sous-entités du SNA ont des rôles antagonistes : le SNAS accélère le métabolisme et prépare le corps à l'action, là où le SNAP ralentit les fonctions de l'organisme dans un objectif de conservation de l'énergie.

3.2. Physiologie et paramètres d'étude

i) Physiologie

La physiologie est définie comme la science qui étudie les fonctions et les propriétés des organes et des tissus des êtres vivants. Elle recoupe ainsi plusieurs domaines d'étude allant de l'étude du système nerveux, respiratoire, reproducteur, moteur ou encore digestif. Nous introduirons ici les paramètres

relatifs au recrutement musculaire et à l'activation des différents systèmes nerveux du sujet, utilisés dans le cadre de ce projet de thèse.

ii) Conductance cutanée

L'activité électrodermale ou conductance cutanée est une activité électrique biologique enregistrée à la surface de la peau. Elle s'exprime généralement en micro-siemens (μS) et est l'image de l'activité des glandes sudorales (responsables de la sudation) et par conséquent de l'activité du SNA. Celle-ci se mesure à l'aide d'un système électronique simple comprenant électrodes et amplificateurs. Elle est largement utilisée pour quantifier l'activité des SNAS et SNAP lors d'un processus cognitif : une élévation de la conductance traduisant une prédominance du SNAS sur le SNAP (Grapperon, Pignol et Vion-Dury 2012), (Mang, Siegmund et Blouin 2014).

iii) Fréquence cardiaque et pulmonaire

La fréquence cardiaque correspond au nombre de battements cardiaques recensés par unité de temps (généralement la minute). Elle est souvent utilisée pour quantifier une réaction émotionnelle à un stimulus. Le SNAS a pour effet d'augmenter la fréquence cardiaque, là où le SNAP la réduit (Adolphs 2013), (Mang et al. 2014). L'analyse de la variabilité du rythme cardiaque apporte également des outils pour analyser plus finement le processus cognitif et nerveux d'un sujet.

La fréquence pulmonaire correspond au nombre de cycles de respiration réalisés par unité de temps. Elle est également utilisée pour caractériser l'activité des différents systèmes nerveux lors d'une réaction à un stimulus (Adolphs 2013). Comme pour la fréquence cardiaque, elle est augmentée par le SNAS et diminuée par le SNAP.

iv) Électromyographie

L'électromyographie (EMG) est une technique expérimentale permettant d'étudier l'implication du SNP (muscles et nerfs) au cours du temps. L'électromyographie peut être invasive ou non-invasive. Cette dernière est la plus utilisée avec des sujets. On dispose alors un dispositif d'électrodes à la surface du muscle d'intérêt, ce qui permet de relever son activité électrique, image du recrutement des nerfs régissant le mouvement du muscle donné. Une mesure de contraction maximale est traditionnellement effectuée et permet ainsi de normaliser les tensions recueillies pour pouvoir exprimer les différents recrutements en pourcentage du recrutement maximal volontaire (Ekstrom, Donatelli et Soderberg 2004). L'EMG permet donc de quantifier de manière objective l'implication plus ou moins grande d'un muscle lors d'une expérimentation (Kumar et al. 2005), (O'Driscoll et al. 2019).

3.3. Réaction du corps face au danger ou l'inattendu

i) Mécanismes de défense

Lors de la perception d'un stimulus ou d'une situation menaçante ou inattendue, le corps adopte certaines stratégies défensives que l'on pourra qualifier d'actives ou passives. Le concept de réponse « combat-fuite » a été introduit par le physiologiste Walter Cannon, il s'agit de la réponse active possible présente chez tous les mammifères (Cannon 1915). Le SNAS régit cette réaction, il met le corps en situation d'alerte en optimisant le réglage de certaines caractéristiques physiologiques (pression artérielle, température ...) afin d'augmenter le potentiel de réponse du sujet pour une action imminente (meilleure oxygénation des muscles par exemple) ; cela se traduisant par deux issues observées chez l'Homme et dans le règne animal : le combat ou la fuite (Tortora et Derrickson 2017). La réponse passive possible est celle de « freezing response » que l'on traduira par le terme « immobilisation ». Lors de celle-ci, le SNAS et le SNAP sont actifs, même si on observe une prédominance du SNAP. Cette réaction n'est pas un état passif mais plutôt la traduction d'un freinage par le SNAP du système moteur qui est particulièrement pertinent dans un état de perception ou de préparation à l'action (Roelofs 2017). Enfin, la réaction « immobilité tonique » est celle adoptée par le sujet en cas d'échec des deux stratégies précédentes (si la menace ne peut être évitée) (Kozłowska et al. 2015). Elle est difficilement différenciable de la phase « immobilisation » (Marx et al. 2008). La Figure 12 résume les différents cheminements comportementaux possibles face à une situation perçue comme surprenante ou menaçante (Hagenaars, Oitzl et Roelofs 2014).

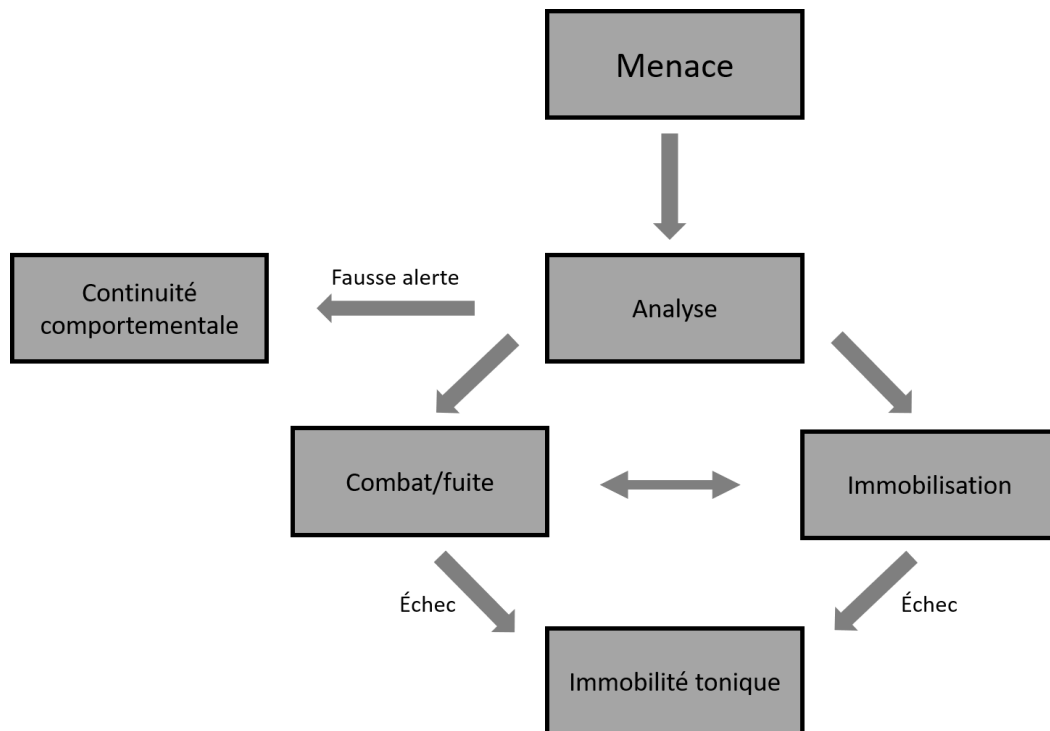


Figure 16 : Représentation schématique des comportements de défense, adapté de Hagenaars et al. 2014

Nous avons pu voir que des mécanismes de défense liés au SNA pouvaient s'activer dans le cas où un stimulus inattendu ou menaçant était perçu comme tel par le sujet. La perception d'un tel stimulus est alors associée au sentiment de peur (Hagenaars et al. 2014). Ce sentiment est à dissocier d'un sentiment également en relation avec la présence d'une menace : l'anxiété. En effet, le sentiment de peur correspondrait à une réaction à la présence d'un danger actuel ou perçu comme tel, alors que l'anxiété correspondrait au sentiment lié à la possible et non confirmée présence d'un danger (Blanchard et Blanchard 1988). Cependant, nous n'opérerons pas cette distinction et désignerons par ces termes l'implication du SNA associée, en cela où les circuits nerveux impliqués restent les mêmes et seule l'activation de ces derniers varierait (Hagenaars et al. 2014).

ii) Impacts physiologiques

Les différents mécanismes de défense adoptés lors de la confrontation chez l'individu à une situation inattendue ou menaçante ont des répercussions sur la physiologie de ce dernier. Lors d'une réaction de combat/fuite, le cerveau active différents circuits neuronaux résultant en l'implication du SNAS. Cela se traduit par les évolutions physiologiques suivantes : une tachycardie (augmentation de la fréquence cardiaque) associée à une augmentation de la fréquence respiratoire, une légère élévation de la température, une augmentation de la pression artérielle ou encore un tonus musculaire plus élevé des muscles squelettiques, fabrication d'ATP musculaire, apport de glucose plus important ... (Tortora et Derrickson 2017).

Lors des réactions d'immobilisation, les activités du SNAS et du SNAP sont variables selon quel système est dominant à l'instant donné, mais on observe globalement une plus large prédominance du SNAP. Ces réactions sont généralement associées aux diverses évolutions physiologiques suivantes : augmentation de la pression artérielle (Roelofs 2017), une légère diminution de la température corporelle (Hagenaars et al. 2014), un tonus musculaire plus élevé (Azevedo et al. 2005), un gainage postural (Fanselow 1994), une plus grande stabilité posturale (Azevedo et al. 2005) ou encore de la bradycardie (diminution de la fréquence cardiaque associée à une fréquence respiratoire diminuée, même si certaines contradictions peuvent être observées dans ce mode défensif) (Marx et al. 2008), (Roelofs 2017).

iii) Perspectives dans le cadre du whiplash

Nous avons pu voir dans la partie concernant l'étude de la stabilisation de la tête chez le sujet que la préparation des sujets à l'impact était associée à une moindre dynamique des sujets exposés à un stimulus d'accélération et à un risque lésionnel au whiplash moindre. De ce fait, certaines équipes avaient commencé à s'intéresser à des facteurs que l'on pourrait qualifier de psychologiques ou cognitifs. Ainsi, certains auteurs proposaient de s'intéresser au caractère anxieux des sujets (Vibert et

al. 2006), quand d'autres s'intéressaient à la composante de surprise présente dans certains schéma-type accidentel (Blouin et al. 2006).

Les mécanismes de défense évoqués dans cette partie sont associés à une préparation du corps à un stimulus perçu comme dangereux ou inattendu. Parmi les changements physiologiques s'opérant alors et que nous avons cités, certains s'inscrivent pleinement en relation avec une meilleure stabilisation de la tête chez le sujet : tonus musculaire plus élevé, gainage postural ou encore une plus grande stabilité posturale. Le lien entre ces différents mécanismes n'a cependant pas été fait dans le cadre du whiplash, même si Blouin et al. ont pu montrer une réaction caractéristique de l'activation du SNA et d'une réaction de surprise dans leur expérimentation (Blouin et al. 2006).

Ainsi, l'étude de ce que l'on pourra qualifier « d'état émotionnel » ou d'implication des différents SNA prend tout son sens dans le cadre d'une meilleure compréhension des stratégies de stabilisation de la tête. Les technologies immersives, dont l'objectif d'intégration des technologies immersives dans l'étude de la stabilisation de la tête chez le sujet a fait naître ce projet de thèse, offre la possibilité de contrôler l'environnement cognitif du sujet et de jouer sur des conditions pouvant modifier l'état émotionnel du sujet. La dernière partie de cette revue de littérature portera ainsi sur l'état de l'art des connaissances et usages des technologies immersives.

4. LES TECHNOLOGIES IMMERSIVES

L'expression de « technologie immersive » désigne la volonté de créer un monde virtuel grâce à l'usage de technologies numériques afin de créer un sentiment d'immersion et couvre ainsi les concepts de réalité virtuelle, réalité augmentée et réalité mixte. Cependant dans le cadre de ce projet nous nous restreindrons aux technologies immersives relatives à la réalité virtuelle.

4.1. Réalité virtuelle : définition et concepts

4.1.1. *Définition*

Jaron Lanier est la première personne à avoir utilisé le terme de « Virtual Reality » (1985). L'expression avait été alors employée comme une terminologie marketing appuyant les nouveaux produits développés par sa société VPL Research (Kelly, Heilbrun et Stacks 1989). Cette expression a depuis été largement utilisée et est généralement connue du grand public.

Plusieurs définitions de la réalité virtuelle (RV) peuvent être données. Nous retiendrons la définition technique donnée par Fuchs et Moreau (Fuchs et Moreau 2003) qui décrit efficacement les fonctionnalités des systèmes de réalité virtuelle :

« La réalité virtuelle est un domaine scientifique et technique exploitant l'informatique et des interfaces comportementales en vue de simuler dans un monde virtuel le comportement d'entités 3D, qui sont en interaction en temps réel entre elles et avec un ou des utilisateurs en immersion pseudo-naturelle par l'intermédiaire de canaux sensori-moteurs. »

4.1.2. *Les concepts d'immersion et de présence*

L'article de Slater et Wilbur (Slater et Usoh 1993) définit les deux concepts que sont immersion et présence en environnement virtuel. Un système est dit immersif lorsqu'il est capable d'imiter une situation réelle à travers les sens de l'utilisateur. Rajouter du son spatialisé à une scène virtuelle la rend plus immersive, cela augmente sa capacité à imiter le réel. L'immersion est donc quelque chose de quantifiable et objectif. Le sentiment de présence est un concept important en réalité virtuelle. Cette notion peut être délicate à définir, aussi nous retiendrons la définition proposée par Slater et Usoh (Slater et Usoh 1993). Le sentiment de présence est alors défini comme le sentiment d'être là, d'être présent dans l'environnement virtuel. Le concept est dès lors associé à la perception sensorielle de l'utilisateur. Celui-ci se représente mentalement l'environnement par l'intermédiaire des différents stimuli qu'il reçoit. L'idée est que si des sujets ressentent un sentiment de présence extrêmement fort, ils devraient agir dans l'environnement virtuel de la même manière qu'ils le feraient dans l'environnement réel et ainsi le souvenir que laisserait l'expérience virtuelle en eux devraient être des

souvenirs de lieux visités et non de photographies. La présence est de fait un sentiment purement subjectif.

Divers paramètres influencent donc la présence, en cela où ils rendent plus immersive la simulation. Ainsi un plus grand champ de vision (Lin et al. 2002), une plus grande fréquence de rafraîchissement, une plus grande résolution (Schuemie et al. 2001) ou encore la multi-sensorialité des interfaces (Dinh et al. 1999) augmente le sentiment de présence.

Pour mesurer la présence, Witmer et al. proposent un questionnaire permettant de quantifier le sentiment de présence ressenti par un sujet lors d'une simulation virtuelle (Witmer et Singer 1998). Une version en langue française a pu être proposée et validée par une équipe québécoise du laboratoire de cyberpsychologie de l'UQO (Robillard et al. 2002).

4.1.3. *Mal du simulateur*

Un des enjeux majeurs de la réalité virtuelle reste le mal du simulateur. Le mal du simulateur correspond à une multitude de symptômes pouvant apparaître chez le sujet après une exposition prolongée à un système de réalité virtuelle. Ces symptômes sont très variables et peuvent par exemple être : une sensation d'inconfort, des nausées, des sueurs froides, des vertiges ou encore des maux de tête.

Plusieurs théories permettent d'expliquer le mal du simulateur. Nous retiendrons les plus utilisées dans la littérature : la théorie du conflit sensoriel et la théorie de la stabilité posturale. La théorie du conflit sensoriel est relativement similaire à l'explication du mal des transports : elle explique l'apparition du mal du simulateur par un conflit sensoriel entre les informations issues de sens différents, ce qui rendrait le sujet malade. Dans l'exemple d'un sujet utilisant un casque de réalité virtuelle assis et placé dans un environnement virtuel en déplacement, la sensation de mouvement induite par le flux visuel ira en contradiction avec les informations du système vestibulaire du sujet qui ne lui rend aucune sensation d'accélération. Ce conflit sensoriel rendrait le sujet alors malade (Reason et Brand 1975). La théorie de la stabilité posturale explique le mal du simulateur d'une manière différente : l'augmentation des micromouvements du sujet dans un environnement virtuel serait responsable de l'origine des symptômes du mal du simulateur (Stoffregen et Riccio 1991). Cette théorie permet de prédire le mal du simulateur avant l'apparition des symptômes (Stoffregen et al. 2000).

Plusieurs outils permettent de mesurer le mal du simulateur chez le sujet. Le questionnaire « Simulator Sickness Questionnaire » (SSQ) est largement utilisé et permet aux sujets d'autoévaluer la gravité de chacun des symptômes couramment observés (Kennedy et al. 1993). Également, certaines équipes

intègrent une mesure de la stabilité posturale (Stoffregen et al. 2000) ou des mesures physiologiques pour quantifier le mal du simulateur (notamment électrodermale) (Meusel 2014).

4.1.4. Utilisation de la réalité virtuelle

La réalité virtuelle est par définition une technologie ayant de très grands champs d'application différents. La technologie permet de simuler des environnements complexes et de les restituer aux utilisateurs. De très nombreux domaines d'usage sont ainsi offerts par la réalité virtuelle sous la base d'un même raisonnement : la technologie permet de simuler un environnement au seul coût du développement et permet l'immersion d'utilisateurs dans un environnement dans lequel leurs actions n'auront aucune conséquence dans le monde réel. Nous en présentons ici quelques exemples.

i) La simulation de conduite

La simulation de conduite automobile est l'un des domaines d'application les plus présents dans le milieu industriel et la recherche scientifique. Ainsi de très nombreux constructeurs automobiles possèdent également des simulateurs de conduite. L'objectif de cette utilisation est de pouvoir mettre l'humain dans la boucle d'analyse, notamment afin d'étudier les facteurs humains lors des processus de développement et conception automobiles.

ii) L'étude de la peur chez le sujet

Certaines équipes ont également utilisé la réalité virtuelle afin d'étudier les phénomènes de phobies chez des sujets sains ou symptomatiques. Ainsi la réalité virtuelle a permis d'exposer efficacement des sujets à leurs phobies et des méthodes thérapeutiques ont pu être proposées (Botella et al. 1998).

iii) La formation

Comme la réalité virtuelle permet la reproduction de situation et d'environnement cognitif, elle a très vite été utilisée à des fins de formation : on peut en effet réessayer à l'infini sans conséquences dans le monde réel. Ainsi, la réalité virtuelle a notamment été utilisée pour former des médecins à la pratique chirurgicale (Kühnapfel, Çakmak et Maaß 2000).

iv) La question de la validité : exemple de la simulation de conduite

La simulation de conduite offre une alternative sûre et pratique aux essais réalisés sur piste ou sur route. Cependant les résultats des études sur simulateur ne peuvent se généraliser à des conditions réelles si ceux-ci manquent de validité comportementale, c'est-à-dire qu'ils suscitent chez l'utilisateur les mêmes comportements qu'en situation réelle. La validation de ce caractère est donc important afin d'assurer la validité des résultats de telles études. En particulier, les simulateurs de conduite permettent une bonne estimation du comportement d'utilisateurs de véhicule (validité relative) mais n'en permettent pas la réplique exacte (validité absolue) (Mullen et al. 2011).

4.2. Dispositifs de réalité virtuelle

4.2.1. *Systèmes couramment utilisés*

Aujourd'hui, il existe de nombreux systèmes de réalité virtuelle. Comme nous l'avons vu précédemment, ceux-ci permettent de placer un sujet dans un monde virtuel avec lequel il peut interagir en temps réel et par l'intermédiaire de canaux sensori-moteurs. Nous ne présenterons ici que les systèmes envisagés dans le cadre de ce projet de thèse.

i) Les visiocasques

Le visiocasque ou casque de RV est l'un des systèmes les plus connus du grand public (voir Figure 17). Ce dispositif se place sur la tête du sujet et est généralement maintenu sur cette dernière à l'aide de lanières. Un système de suivi permet de connaître la position du casque en temps réel. Cette information permet l'affichage d'une image en cohérence sur les écrans situés à l'intérieur du dispositif. Ce type de dispositif offre généralement un champ de vision un peu limité (110 degrés pour le HTC Vive), une fréquence de rafraîchissement d'au moins 90 Hz et une résolution relativement faible (1080x1200 pixels par œil pour le HTC Vive).



Figure 17 : Exemple de casque de réalité : HTC Vive

ii) Les simulateurs de conduite

Les simulateurs de conduite peuvent être scindés en deux grandes catégories : statiques et dynamiques. Par rapport au contexte de ce projet de thèse, nous nous limiterons aux simulateurs dynamiques. Plusieurs degrés de complexité peuvent être observés dans les simulateurs dynamiques se traduisant par la variation de certaines caractéristiques : structures (hexapode, plateforme X ou XY...), performances dynamiques (déplacements, vitesses et accélérations autorisées par les différents degrés de liberté), type et largeur d'écran. Le Tableau 3 dresse une liste non exhaustive des simulateurs de conduite dynamiques représentés dans la littérature scientifique. Les limites dynamiques des simulateurs sont ainsi très variables et dépendent de la structure de ces derniers. Le coût des simulateurs augmente avec leur complexité. Cependant, les simulateurs complexes exhibent de plus hauts degrés de présence.








Système	Illustration	Structure	Écran	Déplacement			Accélération			Référence
				Longitudinal	Latéral	Vertical	Longitudinal	Latéral	Vertical	
SAAM		Hexapode	Écran 180°	± 0.25 m	± 0.25 m	± 0.18 m	± 0.6 g	± 0.6 g	± 0.5 g	Aykent et al. 2014
DLR		Hexapode inversé	Écran 270°	± 1.5 m	± 1.4 m	± 1.4 m	± 10 m/s ²	± 10 m/s ²	± 10 m/s ²	Suikat 2005
NADS		Hexapode + Plateforme XY	Écran 360°	± 9.75 m	± 9.75 m	± 0.61 m	± 0.6 g	± 0.6 g	± 1.0 g	Chen et Papelis 2001
Daimler-Benz		Rail X + Hexapode	Écran 360°	± 16.8 m	± 1.3 m	± 1.0 m	± 2.0 g	± 1.0 g	± 1.0 g	Zeeb 2012
VIRTEX		Hexapode	Écran 360°	± 1.6 m	± 1.6 m	± 1.0 m	± 0.6 g	± 0.6 g	± 1.0 g	Blommer 2018
PSA		Hexapode + Plateforme XY	Écran 160°	± 5.0 m	± 2.8 m	± 0.2 m	± 5.0 m/s ²	± 5.0 /s ²	± 5.0 m/s ²	Chapron et Colinot 2007
ETH Zürich		Hexapode	3 écrans PC ou HMD	± 5.0 cm	± 5.0 cm	± 5.0 cm	± 0.3 g	± 0.3 g	± 0.3 g	Ropelato et al. 2018

Tableau 3 : Tableau comparatif de différents simulateurs de conduite dynamiques utilisés pour la recherche

4.2.2. Dynamique des systèmes utilisés

i) Visiocasque

Les systèmes de visiocasque ne sont pas des systèmes dynamiques par nature mais peuvent être, du fait de leur légèreté, ajoutés à un système dynamique déjà existant. C'est notamment le cas pour le système de l'ETH Zürich présenté dans le Tableau 3 (Ropelato et al. 2018). Il est de ce fait tout à fait envisageable d'utiliser de tels dispositifs avec les systèmes de type SLED que nous avons pu voir dans la deuxième partie de ce chapitre.

ii) Simulateurs de conduite dynamiques

De grandes différences de performance existent entre les simulateurs dynamiques de conduite. Ainsi, si la structure du système NADS combinant plateforme hexapode et plateforme XY lui permet de se déplacer sur un carré de presque 20 mètres de côté, les systèmes composés que d'une plateforme hexapode comme le SAAM présentent des limites bien plus strictes sur les courses envisagées selon les différents degrés de liberté (Tableau 3).

Le but de la simulation de conduite est de proposer une expérience de conduite la plus immersive possible. En situation de conduite, les véhicules peuvent atteindre des vitesses dépassant les 100 km/h et des accélérations conséquentes, ce qui n'est évidemment pas reproductible sur simulateur, dans un environnement spatialement restreint. Afin de réduire les incohérences entre les informations visuelles et vestibulaires (accélérations perçues par l'oreille interne) reçues par les utilisateurs pouvant engendrer le mal du simulateur, plusieurs stratégies ont pu être proposées. Une des plus connues est la stratégie dite de « tilt coordination » (Nahon et Reidj 1988). Celle-ci consiste en l'inclinaison de la plateforme de sorte que la projection de la gravité sur l'appareil vestibulaire utilisateur lui apparaisse la force résultante d'une accélération du véhicule (projection sur la Figure 18).

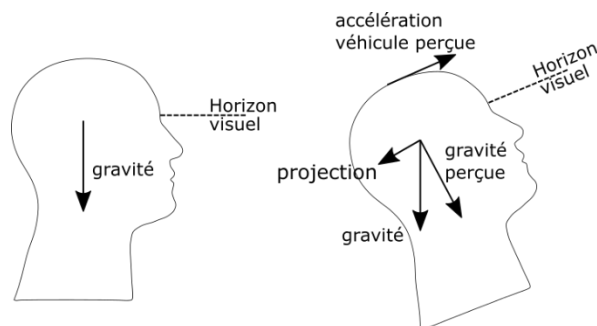


Figure 18 : Principe de tilt coordination

Le principe consiste à exploiter les limites de seuil de perception de l'appareil vestibulaire (oreille interne) en termes d'accélération angulaire ($0.3^\circ/s^2$) (Reymond and Kemeny 2000). Les accélérations basses fréquences (ne dépassant pas ce seuil d'accélération angulaire) peuvent ainsi être rendues à l'utilisateur sans que ce dernier ne s'aperçoive de l'inclinaison de la plateforme. L'inclinaison de la

plateforme est synchronisée avec l'accélération visuelle rendue à l'écran. Les composantes haute fréquence de l'accélération du véhicule sont ainsi préférablement rendues via le déplacement linéaire de la plateforme du simulateur. Ce processus permet de limiter les incohérences entre les informations sensorielles reçues par l'utilisateur, ce qui permet comme nous l'avons vu de limiter l'apparition du mal du simulateur.

5. CONCLUSION DE LA REVUE DE LITTÉRATURE

Comme évoqué lors de l'introduction générale, le whiplash reste un problème socio-économique fort, notamment dans le contexte de la sécurité routière. La présente revue de littérature a permis d'exposer la biomécanique du whiplash, en éclairant le fonctionnement anatomique de la liaison tête/tronc et en exposant les connaissances autour du mécanisme lésionnel du whiplash. Comme nous avons pu le voir, le comportement des passagers lors d'un accident joue un rôle déterminant dans le risque lésionnel associé à ce dernier. En effet, la revue clinique du whiplash a permis de mettre en évidence que les individus accidentés ayant eu connaissance de l'impact et ayant donc pu s'y préparer ont des séquelles et symptômes d'une gravité moindre. Afin de mieux comprendre ce mécanisme et les zones d'ombre qui subsistent encore, de nombreuses équipes de recherche se sont intéressées à l'étude dynamique de la liaison tête/tronc. Différentes approches ont pu être proposées (numériques, expérimentales), utilisant des supports différents (mannequins de choc, pièces cadavériques, sujets). Dans le cadre de ce sujet de thèse, nous nous sommes tout particulièrement intéressés aux essais volontaires. Ceux-ci permettent en effet l'étude de facteurs liés au recrutement du système musculaire. La littérature autour des essais volontaires sur la stabilisation de la tête a permis de mettre en évidence le rôle de stabilisation de la tête des muscles du cou. Leur recrutement, parce qu'il permet aux sujets de mieux stabiliser leur tête et d'ainsi réduire la dynamique de cette dernière lors d'une sollicitation dynamique est ainsi associé à un risque lésionnel moindre dans le cas du whiplash. Les processus cognitifs et décisionnels liés à la réponse de l'individu, notamment musculaire, lors d'un accident, sont donc très importants d'un point de vue du mécanisme global du whiplash. Ainsi si certaines équipes ont pu commencer à intégrer des données physiologiques afin de mieux comprendre les stratégies de stabilisation de la tête du sujet, un certain manque de connaissance est présent dans cet axe de recherche. Nous avons ainsi introduit des notions de physiologie permettant d'appréhender le fonctionnement des mécanismes de défense de l'individu mis en situation de danger ou d'inattendu, qui correspond a priori au schéma-type rencontré dans le cadre du whiplash. Les technologies immersives, en cela où elles permettent l'immersion du sujet dans un monde virtuel dont l'intégralité des composantes peut être contrôlée, portent en elle la possibilité d'étude des facteurs cognitifs du sujet, dans le cadre d'une meilleure compréhension des stratégies de stabilisation de la tête. Cependant ces technologies sont à la fois limitées par les concepts de présence et de mal du simulateur et utilisent également des systèmes spécifiques induisant ou possédant une dynamique différente de celle utilisée expérimentalement pour l'étude du whiplash. Le prochain chapitre détaillera les axes de recherche pris dans ce cadre ainsi que les questions de recherche qui leur sont associées.

CHAPITRE 2 : PROBLEMATIQUES SCIENTIFIQUES

1. ORIENTATION DE LA RECHERCHE

L'état de l'art a permis de poser le contexte dans lequel s'inscrit ce projet de recherche. Nous avons ainsi pu introduire l'anatomie de la liaison tête/tronc, le mécanisme du whiplash ainsi que les moyens permettant son étude et plus particulièrement les études volontaires traitant de la stabilisation de la tête chez le sujet. À travers les résultats de ces études, nous avons pu souligner le rôle du système neuro-musculaire dans la réponse dynamique du sujet. Également, l'état de l'art a permis d'introduire des notions relatives à ce système et de ses répercussions sur la physiologie du sujet. Enfin, nous avons aussi pu introduire la réalité virtuelle ainsi que ces problématiques de recherche intrinsèques.

Ce travail de recherche s'inscrit au croisement de plusieurs domaines forts de recherche qui viennent avec leurs problématiques respectives. Ce projet de thèse a initialement été motivé par la volonté de pouvoir contrôler l'environnement cognitif du sujet dans le cadre de l'étude de la stabilisation de sa tête. En effet et nous avons pu le voir dans la revue de littérature, la stabilisation de la tête chez le sujet est dépendante de sa cognition et de l'implication de son système neuro-musculaire résultante. En cela, la réalité virtuelle semble être une technologie ayant le potentiel d'offrir une très vaste étendue de possibilités expérimentales puisqu'elle permet de contrôler partiellement ou intégralement les informations passant par les canaux sensoriels du sujet. Cependant, nous avons pu également voir que l'utilisation de la réalité virtuelle impliquait l'utilisation de systèmes dynamiques différents de ceux traditionnellement utilisés dans le cadre des essais de stabilisation mais également deux concepts propres à cette technologie que sont présence et mal du simulateur. Ces différences de systèmes et les effets de la présence et du mal du simulateur doivent être discutés. Nous avons également introduit lors de l'introduction générale de ce manuscrit le contexte particulier dans lequel s'inscrit ce projet. En effet, les véhicules sont de plus en plus avancés technologiquement et suivent une tendance vers leur automatisation complète. Ainsi, les enjeux autour de l'automatisation des véhicules occupent une grande part de l'attention de la communauté scientifique. Nous tâcherons de prendre ce point en considération dans le cadre des expérimentations de ce projet de thèse.

2. AXES DE RECHERCHE

2.1. Comportement dynamique des passagers d'un véhicule

Comme évoqué précédemment, l'évolution rapide des technologies embarquées permet une automatisation croissante des véhicules routiers, se traduisant aujourd'hui notamment par la multiplication des ADAS. La tâche de conduite s'en trouve alors de plus en plus dédouanée à des systèmes robotiques. Les occupants du véhicule se voient octroyer une plus grande liberté quant à l'utilisation de leur temps passé dans le véhicule et de nouvelles activités sont dès lors envisageables. Il est ainsi imaginé que les passagers des véhicules du futur puissent dormir, lire ou encore regarder un film lors de leurs trajets en véhicule. Ces nouvelles possibilités vont par définition se traduire en une modification de la cognition des passagers ainsi que de nouvelles positions des occupants au sein de l'habitacle. Or nous l'avons vu, dans le cadre de la stabilisation de la tête chez le sujet, cognition et positionnement sont des facteurs clés de la réponse dynamique. Ces modifications du schéma-type accidentel peuvent alors potentiellement amener à des changements de la réponse des occupants du véhicule qui doivent être appréhendés. L'orientation des travaux présentés dans ce manuscrit autour de cette problématique peut être alors résumée par la question suivante : à quels changements de comportement dynamique des passagers d'un véhicule peut-on s'attendre lorsque celui-ci effectue des actions autonomes ?

2.2. Apport de la réalité virtuelle

L'état de l'art a permis d'introduire les problématiques de recherche relatives à la réalité virtuelle et en particulier les concepts de présence et de mal du simulateur. Également, il a permis de mettre en lumière les différences entre les systèmes dynamiques utilisés dans le cadre de l'étude de la stabilisation de la tête et des systèmes dynamiques utilisés en réalité virtuelle. L'usage de la réalité virtuelle pour l'étude de la stabilisation de la tête comprend encore de nombreuses problématiques scientifiques. Parmi celles qui nous semblent les plus pertinentes, on note l'influence de la dynamique des systèmes de réalité virtuelle sur la réponse du sujet ainsi que l'influence de la présence et du mal du simulateur sur la réponse du sujet.

Ces études d'état de l'art et l'axe de recherche pris dans le cadre de ces travaux peuvent être résumés par la question suivante : quel est le domaine de validité de la réalité virtuelle pour l'étude de la dynamique de tête ?

2.3. Influence de l'état émotionnel

Comme nous avons pu le voir lors de la revue de littérature, la cognition des sujets a un impact important sur leur stabilisation de la tête lors d'un stimulus dynamique. Ainsi, certains auteurs proposent de s'intéresser aux traits de personnalités des sujets (Vibert et al. 2006). Également, certains évoquent l'importance du facteur psychologique dans le cas du whiplash (Laporte et al. 2016). La revue de littérature a ainsi permis de mettre en avant des éléments suggérant le rôle de paramètres physiologiques sur le comportement dynamique du sujet. Mang et al. sont les seuls à avoir intégré une mesure électrodermale et du rythme cardiaque dans leur étude (Mang, Siegmund et Blouin 2014), il y a ainsi un certain manque de connaissance disponible dans la littérature des liens potentiels entre l'état émotionnel du sujet et sa réponse dynamique. Ainsi l'axe de recherche proposé ici peut se résumer par la question de recherche suivante : quels sont les impacts de l'état émotionnel et physiologique du sujet sur sa réponse dynamique ?

3. APPROCHE PROPOSEE

Le travail de recherche présenté par ce manuscrit s'est articulé autour des trois axes de recherche présentés ci-dessus. Ainsi, nous proposerons dans une première expérimentation, d'explorer l'impact de l'état émotionnel et physiologique du sujet sur sa dynamique tête/cou par l'intermédiaire de visionnages de vidéos 360°. Dans un second temps, nous nous intéresserons au comportement dynamique de l'occupant d'un véhicule faisant des actions autonomes. Une expérimentation réalisée en partenariat avec l'Université d'Adélaïde sera ainsi présentée afin de traiter la question. Enfin, une première étude ayant pour but de répliquer les essais réalisés sur piste, ainsi qu'une deuxième étude visant à quantifier l'impact du port d'un visiocasque sur la stabilisation de la tête du sujet ont permis d'appréhender le domaine de validité de la réalité virtuelle dans le cadre de l'étude de la stabilisation de la tête chez le sujet. Finalement, ce manuscrit se terminera par une discussion générale visant à résumer les réponses apportées par ce travail de recherche aux questions de recherche présentées dans le présent chapitre ainsi que les perspectives de travaux que permettent d'entrevoir nos réponses.

CHAPITRE 3 : PHYSIOLOGIE ET DYNAMIQUE TÊTE/COU

1. INTRODUCTION

Comme souligné lors de la revue de littérature, le whiplash représente encore un coût socio-économique fort. Des études volontaires ont pu être menées avec pour but de mieux comprendre les stratégies de stabilisation de la tête chez le sujet. Pour ce faire, les équipes de recherche utilisent un système dynamique permettant de soumettre le sujet à une accélération donnée. Ces systèmes sont très souvent des systèmes de chariot dénommé « SLED ». Les études volontaires ont pu montrer le rôle important de l'engagement des muscles du cou dans la stabilisation de la tête chez le sujet. Ainsi, une plus grande raideur issue de la contraction des muscles du cou est associée à de moindres mouvements et un risque lésionnel supposé moindre dans le cas du whiplash. Comme nous avons pu le voir, l'étude de paramètres cognitifs et physiologiques paraît importante pour mieux comprendre les stratégies de stabilisation de la tête, qui pourraient permettre une meilleure appréhension du mécanisme du whiplash.

Il a ainsi pu être proposé de s'intéresser à la personnalité des sujets (Vibert et al. 2006), ou plus globalement au facteur psychologique (Laporte et al. 2016). L'état de l'art a montré des éléments suggérant le rôle de paramètres physiologiques sur le comportement dynamique du sujet. Mang et al. ont intégré une mesure électrodermale et du rythme cardiaque dans leur étude pour quantifier l'implication du SNA dans le mécanisme de réponse des sujets (Mang, Siegmund et Blouin 2014), mais il apparaît un manque de connaissance vis-à-vis de ce dernier dans le cadre de la stabilisation de la tête chez le sujet. L'axe de recherche suivi essaie de répondre à ce manque en s'intéressant à l'impact de l'état émotionnel et physiologique du sujet sur sa réponse dynamique.

Pour ce faire, une étude sur 17 sujets a été menée et est présentée dans ce chapitre. Celle-ci a permis de comparer les cinématiques de la tête de sujet à l'aide d'un système SLED dans plusieurs conditions. Ces conditions ont visé à représenter différents états émotionnels et physiologiques des sujets. À cette fin, les sujets ont visionné plusieurs vidéos 360° destinées à induire chez eux différentes réactions physiologiques. Ces vidéos ont été choisies pour induire de la peur/de l'anxiété ou du calme.

2. MATERIELS ET METHODES

2.1. Sujets

Les expérimentations ont été réalisées sous couvert d'un Comité de Protection des Personnes (N° d'enregistrement ANSM : 2015-A00415-44). Au total, 17 sujets ont pris part aux tests : 8 femmes et 9 hommes. Leur taille, poids et âge sont donnés par le Tableau 12.

N° Sujet	Age	Taille (cm)	Poids	Sexe
1	23	164	58	F
2	22	182	63	H
3	25	164	63	F
4	26	170	63	H
5	25	178	80	H
6	20	180	67	H
7	28	180	72	H
8	26	185	72	H
9	24	186	69	H
10	36	160	58	F
11	23	177	68	H
12	41	155	45	F
13	29	164	80	F
14	29	183	70	H
15	51	162	59	F
16	36	165	49	F
17	53	151	64	F
Moyenne (+ écart-type)	30 ± 10	171 ± 11	65 ± 9	

Tableau 4 : Données anthropologiques des sujets

En participant à l'expérience, les sujets ont dû remplir les documents suivants :

- La fiche clinique : informations sur le poids, la taille, l'âge du sujet, son activité professionnelle et sportive. Il est également demandé au sujet s'il a déjà eu un coup du lapin, si ses mouvements du cou sont actuellement restreints, s'il a eu un accident de voiture l'année courante (critères excluant) et enfin s'il a compris l'expérimentation et accepte d'y participer.

- Le formulaire de consentement, recueillant le consentement du sujet à sa participation à l'expérience et faisant suite à la lettre d'information envoyée au préalable.
- Un formulaire statuant si le droit à l'image est donné ou non.

2.2. Matériel

2.2.1. Système SLED

Le système dynamique utilisé afin de soumettre les sujets à l'accélération voulue est un système dit « SLED » (Figure 19). Celui-ci est un système de chariot se constituant d'une assise montée sur des rails d'une longueur d'environ cinq mètres et dont la translation est permise uni-axialement par rapport à ceux-ci par l'intermédiaire de palier à billes. La mise en translation de l'assise est assurée par un système de courroie mis en mouvement par un servo-moteur trois phases (Compumotor APEX640). La commande du moteur est assurée par le logiciel Labview et les performances du SLED ainsi que sa précision ont été validées dans une précédente étude (Baptiste Sandoz et al. 2014). Des éléments de sécurité (systèmes de retenue par élastiques, bouton d'arrêt d'urgence) assurent le bon déroulement de la mise en mouvement du SLED. Le profil d'accélération utilisé est le motif complet d'une sinusoïde dont le pic d'accélération atteint 0,3 g et utilisant 3 mètres de course.

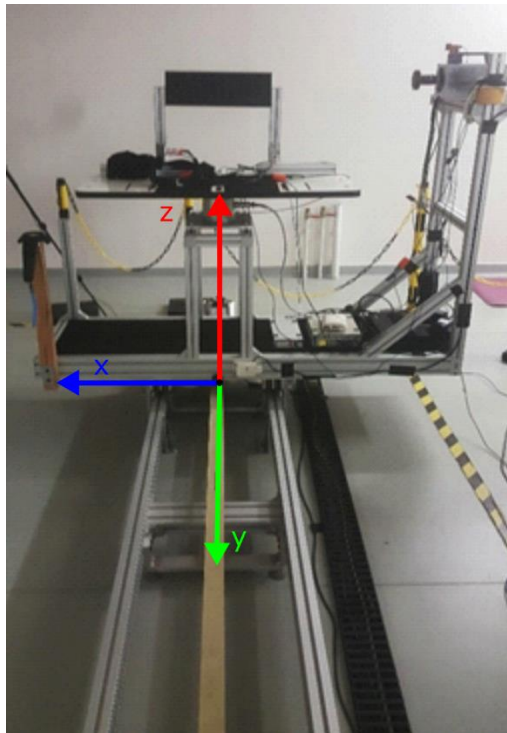


Figure 19 : Système SLED

2.2.2. Caméra rapide

Une caméra rapide (Photron ultrahigh-speed FASTCAM) est installée sur la partie mobile du SLED (Figure 19). Elle permet de filmer le mouvement de la tête du sujet depuis son côté gauche. Un objectif grand angle possédant des propriétés de distorsion d'image minimales permet de filmer le sujet depuis

une distance de 30 cm. La fréquence d'acquisition est de 50 images par seconde. Un signal de synchronisation est également émis par la caméra rapide et permet de synchroniser l'ensemble des capteurs de cette expérience.

2.2.3. Centrales inertielles Xsens

Quatre IMU (Inertial Measurement Unit, 100 Hz) ou centrales inertielles Xsens ont été utilisées lors de ces expérimentations. Leur placement a été le suivant (voir Figure 36) :

- Trois centrales ont été placées au niveau de la tête, de la vertèbre T1 et de la vertèbre sacrée S1. Ce positionnement est donné en Annexe 1.
- Une centrale a également été placée en dessous de l'assise du sujet afin de mesurer l'accélération du SLED.
- Une dernière centrale est fixée sur le SLED et sert uniquement à recevoir le signal de synchronisation émis par la caméra rapide.

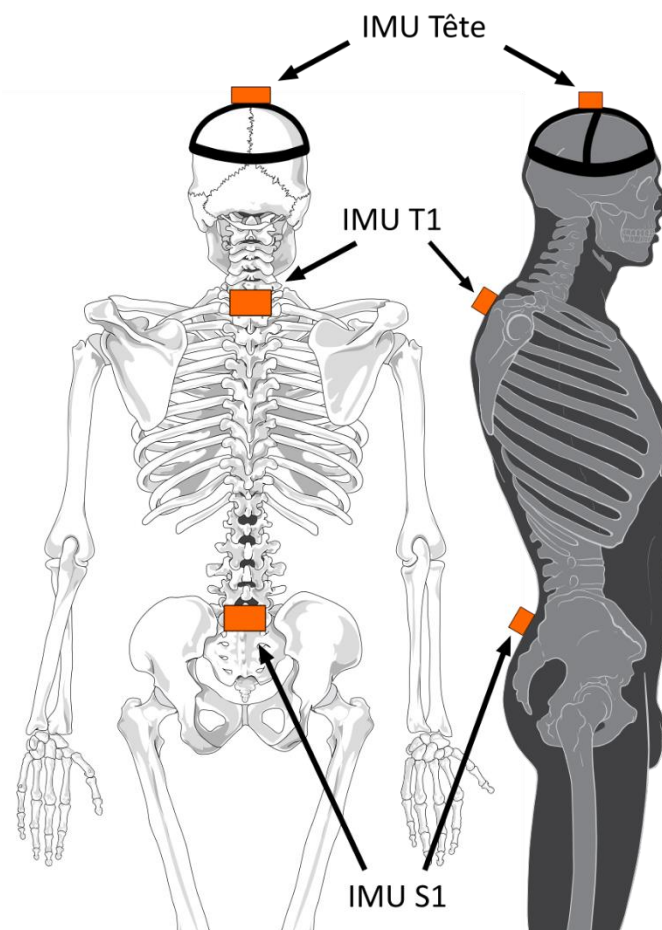


Figure 20 : Placement des IMU, adapté de Patrick J. Lynch & C. Carl Jaffe

Une procédure d'alignement et une remise à zéro des angles ont été effectuées à chaque début de mesure (voir Annexe 1). Les grandeurs d'intérêt mesurées par les centrales sont alors : leurs accélérations et leurs orientations relatives (voir Annexe 1).

2.2.4. Questionnaires STAI

Les questionnaires STAI Y-1 et Y-2 (Spielberger et al. 1983) ont été utilisés dans le cadre de cette expérimentation. Le questionnaire Y-2 permet d'évaluer le caractère anxieux d'une personne de façon générale et sans rapport à une situation spécifique ou au moment présent. Le questionnaire Y-1 permet quant à lui d'évaluer l'état émotionnel d'une personne à un moment précis. Ces questionnaires ont donc été utilisés afin d'apprécier le caractère anxieux des sujets et également le changement émotionnel s'opérant chez les sujets au cours de l'expérience. Chacun des questionnaires renvoie un score dont l'interprétation est donnée par l'article de Spielberger et al. (Spielberger et al. 1983).

2.2.5. Capteurs physiologiques

Plusieurs capteurs physiologiques ont été utilisés (Figure 21). Un électrocardiographe (ECG) (Delsys Trigno EKG Biofeedback) d'une fréquence d'acquisition de 2000 Hz a ainsi permis de mesurer l'activité cardiaque des sujets. Également, un tensiomètre (OMRON Evolv) a permis de mesurer le rythme cardiaque ainsi que les pressions artérielles diastolique et systolique des sujets. L'activité électrodermale (GSR) des sujets a été acquise grâce à des électrodes placées sur l'index et l'annulaire des sujets dont le signal a été amplifié par un amplificateur (AdInstruments FE116 GSR Amp). Enfin, une ceinture de respiration (AdInstruments Respiratory Belt Transducer, 100Hz) placée sur l'abdomen du sujet a permis le calcul du rythme respiratoire des sujets. Enfin, l'activité électromyographique (EMG) des muscles du cou du sujet a été enregistrée à l'aide de 4 capteurs EMG : 2 capteurs placés de chaque côté sur les muscles SCM, du côté antérieur, et 2 capteurs placés de chaque côté du rachis cervical sur les splenius capitis, du côté postérieur (Figure 22).

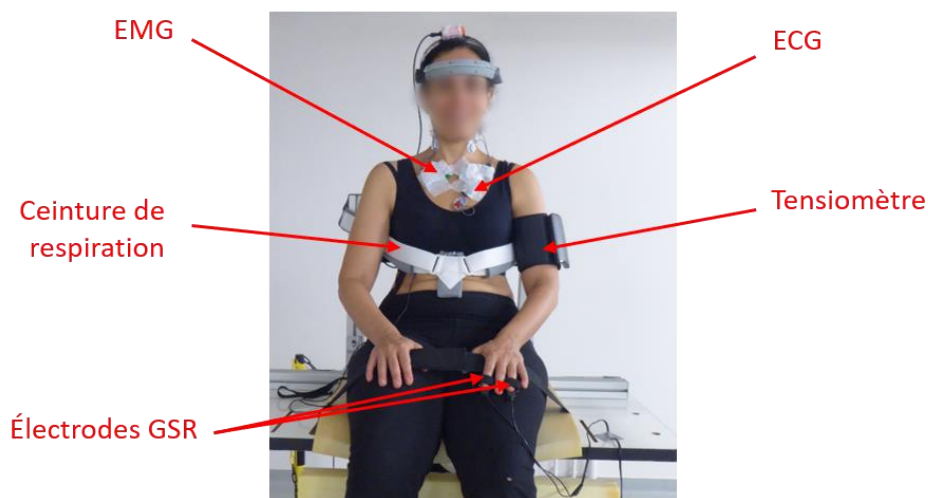


Figure 21 : Sujet équipé des capteurs physiologiques

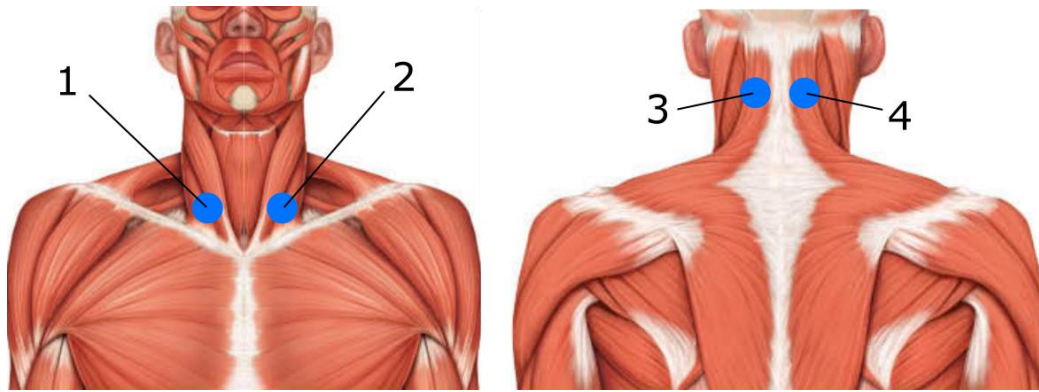


Figure 22 : Placement des EMG. (1) et (2) correspondent aux électrodes placées sur le SCM droit et gauche respectivement. (3) et (4) correspondent aux électrodes placées sur les splenius capitis gauche et droit respectivement (adapté de Tortora et Derrickson 2017)

2.2.6. Stimulus émotionnel

Quatre stimuli émotionnels ont été utilisés dans le cadre de cette expérimentation. Il s'agit de vidéos 360° ayant pour rôle de placer les sujets dans un environnement anxieux ou calme grâce à leur visionnage au travers du casque HTC Vive. La première vidéo anxieuse est « ABE VR » (Rob McLellan, 2016). Le film dure 6 minutes et plonge l'utilisateur dans le corps d'une femme immobilisée et qui s'apprête à subir les expériences d'un robot malavisé. Pendant la vidéo, le robot explique ce qu'il sur le point de faire au protagoniste pour ne passer à l'action qu'à la fin de la vidéo. La deuxième vidéo anxieuse utilisée est la vidéo de démonstration du jeu « Dread Eye VR », développé par Digital Happiness. Le film a également une durée de 6 minutes pendant lesquelles le sujet est transporté à travers plusieurs pièces lui proposant des situations qu'il pourra trouver plus ou moins effrayantes : salle de torture, toiles d'araignées, bord d'un précipice... Deux environnements calmes ont également été utilisés au cours de l'expérience. La première vidéo calme est « Cute Cats 360 VR 4K », produite par 360VR Experiences, et plonge le sujet dans le centre d'une cage à chatons. Le sujet peut alors les observer jouer. La deuxième vidéo calme est « Virtual Nature 360° - 5K Nature Meditation », produite par ECOVIR. La vidéo propose au sujet une immersion dans plusieurs paysages naturels filmés en Australie et Tasmanie. La vidéo a été éditée afin de retirer les passages en bordure de falaise ou sous la mer qui pourraient provoquer du stress chez des personnes phobiques.

Lors des essais, une vidéo calme a toujours succédé à une vidéo de peur et vice versa. Afin de ne pas biaiser les résultats obtenus, deux ordres de visionnage ont été représentés et sont donnés par le Tableau 5.

	Ordre 1	Ordre 2
1 ^{ère} vidéo	« Calme 1 » (Cats)	« Peur 1 »
2 ^{ème} vidéo	« Peur 1 » (Robot)	« Calme 1 »
3 ^{ème} vidéo	« Calme 2 » (Nature)	« Peur 2 »
4 ^{ème} vidéo	« Peur 2 » (Dread Eye VR)	« Calme 2 »

Tableau 5 : Ordre de visionnage des vidéos

2.3. Protocole expérimental

2.3.1. Tir SLED

Lors d'un tir SLED, le sujet, préalablement équipé de l'ensemble des capteurs décrits dans la section précédente, est installé sur l'assise du SLED. Ce dernier se met en mouvement selon le profil d'accélération voulu. Les variables cinématiques sont ensuite enregistrées afin de quantifier la réponse du sujet au stimulus dynamique.

2.3.2. Déroulement de l'expérience

L'expérience est expliquée aux volontaires avant leur passage. Le jour de l'expérience, le déroulé précis leur est expliqué en tout début de rendez-vous. Les volontaires sont alors invités à remplir les différents documents décrits précédemment. Deux tirs de SLED (profil d'accélération décrit plus haut) sont effectués pour s'assurer que tout se passe bien et pour que le sujet puisse se rendre compte de ce qu'il s'agit afin de limiter les effets de surprise lors des premiers essais. Le volontaire est ensuite équipé des différents capteurs, est rappelé qu'il peut donner fin à l'expérience à n'importe quel moment et il lui est expliqué qu'il sera informé du déclenchement du tir par la phrase suivante : « 3, 2, 1, c'est parti ! ».

Chaque bloc de tirs est constitué d'un total de 4 tirs. Le mouvement en lui-même dure 3 secondes, le retour en position initiale 10 secondes ; ainsi chaque bloc de tirs est effectué en moins de 2 minutes.

L'expérience commence par la prise d'une « baseline » consistant en l'enregistrement des variables physiologiques décrites précédemment. Cet enregistrement permettra d'avoir un niveau de référence pour chacune des variables et sera désigné comme la condition « Neutre ». Consécutivement à cet enregistrement, un bloc de 4 essais SLED sont effectués.

La suite de l'expérience se déroule de la manière suivante : selon l'ordre de visionnage des vidéos choisi pour le sujet (ordre 1 ou 2, Tableau 5), le volontaire commence par le visionnage du stimulus « Calme 1 » ou « Peur 1 » à l'aide du HTC Vive pendant que ses variables physiologiques sont enregistrées. Le sujet, toujours installé sur l'assise du SLED est ensuite rééquipé du casque sur lequel est fixée la centrale inertielle enregistrant la cinématique de sa tête et 4 tirs sont effectués. À la fin des

tirs SLED, le volontaire est invité à remplir un exemplaire du questionnaire STAI Y-1 permettant une auto-évaluation de son niveau de stress (Spielberger et al. 1971). Le processus est répété pour chacun des films et dans le sens de l'ordre de visionnage donné au sujet (1 ou 2).

Les quatre tirs suivants ont pour but d'explorer l'effet de la surprise sur la stabilisation de la tête des volontaires. Afin de provoquer cet effet, le SLED est lancé avant la fin de la phrase répétée afin chaque tir et à laquelle le sujet est habitué : « 3, 2, 1 c'est parti ! ». Le premier tir est ainsi lancé à « 2 ». Le deuxième est lancé normalement, au moment du « c'est parti ! ». Les deux derniers tirs sont relancés au moment du « 2 ».

Le sujet est ensuite déséquipé des capteurs physiologiques et inertiels afin de procéder aux mesures de contraction maximale volontaire des SCM et splenius qui permettront de normaliser leur activation. Les capteurs EMG sont retirés et le volontaire est remercié pour sa participation.

Le Tableau 6 récapitule le déroulement de l'expérience pour un ordre de visionnage « Ordre 1 ».






Étape	Condition	Essais SLED	Questionnaire
1	Neutre (Baseline)	→ 4 tirs	→  STAI Y-1
2	Stimulus Calme 1	→ 4 tirs	→  STAI Y-1
3	Stimulus Peur 1	→ 4 tirs	→  STAI Y-1
4	Stimulus Calme 2	→ 4 tirs	→  STAI Y-1
5	Stimulus Peur 2	→ 4 tirs	→  STAI Y-1
6	Surprise	→ 4 tirs	-

Tableau 6 : Déroulé d'un essai. Ici l'ordre de visionnage 1 est représenté, dans l'ordre 2 les conditions de calme et peur sont inversées

2.3.3. Conditions expérimentales

Les conditions expérimentales désigneront les stimuli émotionnels utilisés préalablement aux tirs en considération. Nous aurons ainsi 6 conditions expérimentales : « Neutre », « Calme 1 », « Peur 1 », « Calme 2 », « Peur 2 » et « Surprise » (Tableau 6).

2.4. Traitement des données

2.4.1. Données cinématiques

i) Données d'accélération

Concernant les données d'accélération, celles-ci sont données par les centrales dans leur propre repère. Nous exprimons chaque accélération dans le repère global de l'expérience défini en Annexe 1 et correspondant au repère donné par la Figure 19 en utilisant les données d'orientation fournies par chaque centrale. Ces données expriment la rotation permettant de passer du repère local de la centrale au repère global de l'expérience. Les accélérations des différents segments du sujet seront alors celles de l'axe frontal (axe y sur du repère global, Figure 19).

ii) Données d'orientation

Les données d'orientation renvoyées par la centrale sont des quaternions. Ceux-ci seront traduits en angles d'Euler avec la méthodologie décrite en Annexe 1 afin d'obtenir les angles de rotation relatives entre les différents segments du sujet. L'emploi de cette méthodologie résulte en la définition des repères des centrales inertielles décrits par la Figure 23 et un repère global correspondant au repère piste donné par la Figure 19. L'orientation renvoyée par les centrales sera alors celle de leur propre repère vis-à-vis du repère global. En considérant que le mouvement se limite à un mouvement dans le plan frontal, les angles de rotation d'intérêt correspondront aux rotations des centrales inertielles autour de leurs axes x.

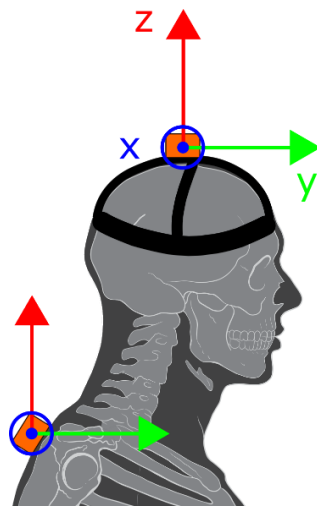


Figure 23 : Repères des centrales inertielles, adapté de Patrick J. Lynch & C. Carl Jaffe

iii) Filtrage

Toutes les données acquises et traitées sont initialement filtrées par un filtre dit de Savitzky-Golay (ordre du polynôme égal à 3 et largeur de fenêtre de 21 échantillons de mesure) (Savitzky et J. E. Golay 1964). Ce filtre présente l'avantage de conserver la tendance des données, notamment des pics qui

sont importants pour cette étude, tout en proposant un lissage permettant de supprimer les oscillations de faibles amplitudes présentes dans le signal brut (Schafer 2011).

2.4.2. *Données physiologiques*

i) Fréquences cardiaque et respiratoire

Comme nous avons pu le voir lors de la revue de littérature, les fréquences cardiaque et pulmonaire, correspondant respectivement au nombre de battements cardiaques et au nombre de cycles respiratoires par unité de temps, sont largement utilisés pour quantifier la réponse émotionnelle du sujet. Celles-ci ont été intégrées dans cette étude et calculées à partir des données issues des capteurs et de la librairie open-source Python BioSPPy (Carreiras et al. 2015).

ii) Activité électrodermale

L'activité électrodermale (« Electrodermal Activity », EDA) ou conductance cutanée est l'un des principaux paramètres utilisés pour quantifier l'activité du SNA. Le signal peut se décomposer en deux principales composantes : une composante tonique et une composante phasique. La première traduit l'évolution long terme de l'activité électrique de la surface de la peau liée aux systèmes de thermorégulation notamment. La seconde traduit l'évolution rapide de la conductance de la peau et est liée à l'activité du système nerveux autonome. L'analyse de la composante phasique de l'activité électrodermale permet ainsi de quantifier la réponse émotionnelle du sujet. En particulier, la quantification du nombre de pics (seuil à $0.05 \mu\text{S}$) dans la composante phasique du signal est largement utilisée. Cette quantité porte le nom de « Non-Specific Skin Conductance Response » (NS.SCR) et est l'image directe de l'excitation émotionnelle du sujet. Le traitement des données EDA a été réalisé grâce à la librairie open-source Python BioSPPy (Carreiras et al. 2015). Les méthodes utilisées pour l'analyse du signal EDA correspondent aux recommandations de la littérature (Boucsein et al. 2012).

iii) EMG

Les données EMG ont également été intégrées à cette étude. Elles consistent en la quantification de l'activité musculaire d'un muscle précis. Dans le cadre de cette expérience, l'activité des SCM et des fibres des splenius capitis ont été enregistrées. Les activités mesurées lors des essais ont été normalisées par l'activité maximale mesurée lors d'un essai de contraction musculaire maximale volontaire (Konrad 2006). Le traitement des données EMG a été réalisé grâce à la librairie open-source Python BioSPPy (Carreiras et al. 2015). Les méthodes utilisées pour l'analyse du signal EMG correspondent aux recommandations de la littérature (Konrad 2006).

iv) Questionnaires STAI-Y1 et Y-2

Les scores des sujets obtenus aux questionnaires STAI Y-1 et Y-2 (Spielberger et al. 1983) ont été calculés. Le calcul du score total s'effectue en sommant le score attribué à chaque question. Plus le

score est élevé, plus grand est le caractère anxieux pour le questionnaire Y-2 ou plus grand est l'état de stress instantané du sujet pour le questionnaire Y-1.

3. RESULTATS

3.1. Données physiologiques

3.1.1. Fréquence cardiaque et respiratoire

La Figure 24 montre le signal obtenu par le capteur ECG correspondant aux conditions « Neutre » et « Peur 2 » pour le sujet n°8. Une augmentation du rythme cardiaque est visuellement observable (6 motifs de contraction cardiaque pour la condition « Neutre » contre 7 pour la condition « Peur »).

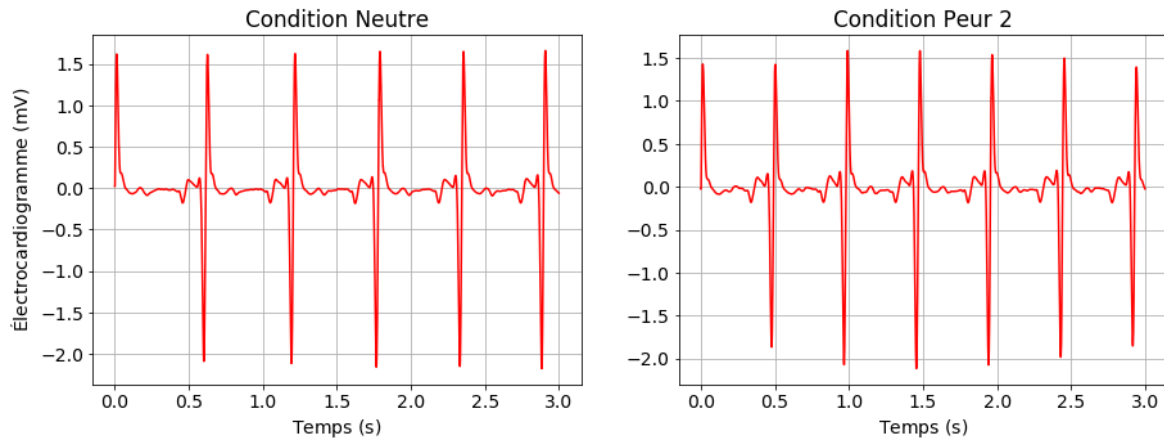


Figure 24 : Électrocardiogramme du sujet 8, condition "Neutre" vs "Peur 2", six secondes d'enregistrement (mV)

À partir de ces données et grâce à la librairie BioSPPy permettant la détection des pics de contraction, la fréquence cardiaque moyenne pour chaque condition de l'ensemble des sujets a pu être calculée et est donnée par la Figure 25. On observe une augmentation de la valeur moyenne de cette dernière dans les stimuli de peur et une diminution pour les conditions de calme.

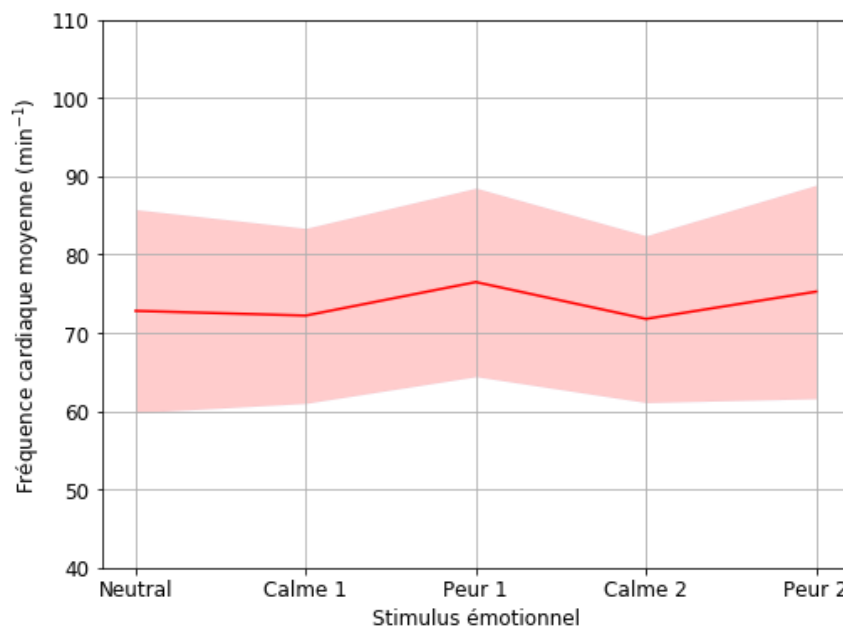


Figure 25 : Fréquence cardiaque moyenne de l'ensemble des sujets (\pm écart-type) selon la condition émotionnel (min^{-1})

De la même manière, la Figure 26 montre le signal obtenu par la ceinture de respiration lors de l'enregistrement de la baseline, correspondant à la condition « Nature » pour le sujet n°5.

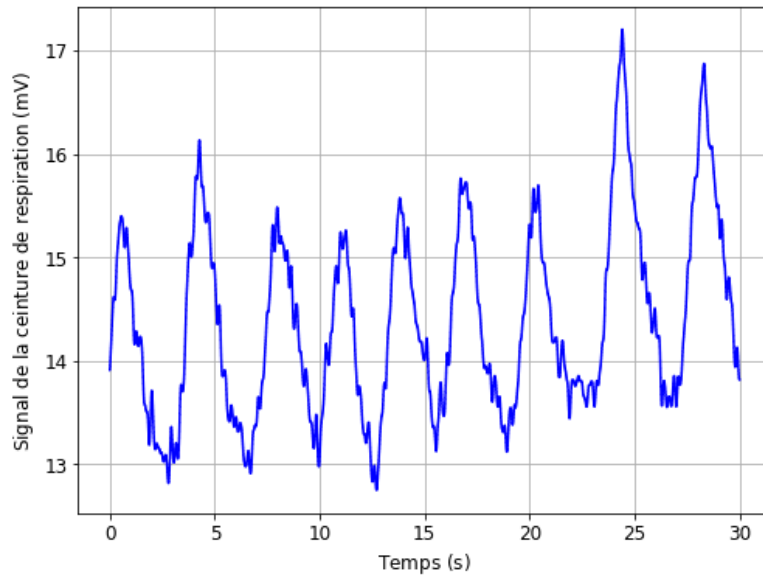


Figure 26 : Signal de la ceinture de respiration du sujet 5, condition "Nature", 30 premières secondes d'enregistrement (mV)

À partir de ces données et de la librairie BioSPPy, la fréquence respiratoire moyenne pour chaque condition de l'ensemble des sujets a été calculée et est donnée par la Figure 27. Là aussi, on note une augmentation de la valeur moyenne de cette dernière dans les stimuli de peur et une diminution pour les conditions de calme.

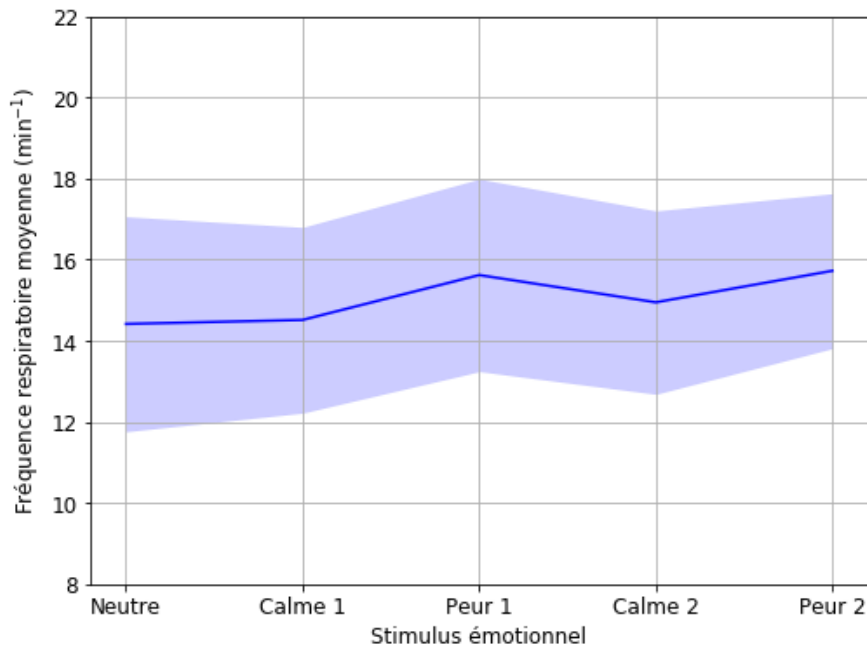


Figure 27 : Fréquence respiratoire moyenne de l'ensemble des sujets (\pm écart-type) selon la condition émotionnel (min⁻¹)

3.1.2. *Activité électrodermale*

La Figure 28 montre le signal brut des électrodes EDA, correspondant aux conditions « Calme 2 » et « Peur 2 » pour le sujet n°6. Une augmentation de la valeur du signal et de la présence de pics en ainsi observée dans la condition de peur.

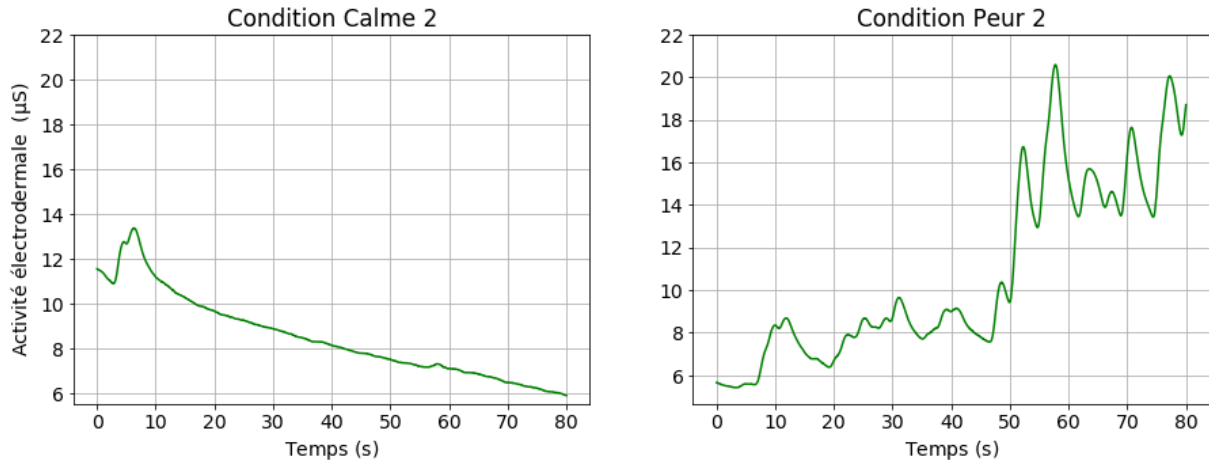


Figure 28 : Signal des électrodes EDA, sujet n°9, conditions "Calme 2" vs "Peur 2", 80 premières secondes d'enregistrement (mV)

Le signal est séparé en ses composantes phasique et tonique grâce à l'utilisation de la librairie BioSPPy et des valeurs de paramètres utilisées dans la littérature (Boucein et al. 2012). La Figure 29 : Activité électrodermale (EDA) et décomposition en ses composantes tonique et phasique (mV) pour le sujet 6 condition « Peur 2 » Figure 29 donne un exemple de décomposition du signal EDA en ses composantes tonique (reflétant une évolution long terme de l'EDA, basses fréquences) et phasique (traduisant une évolution plus instantanée de l'EDA, hautes fréquences, et l'implication du SNA).

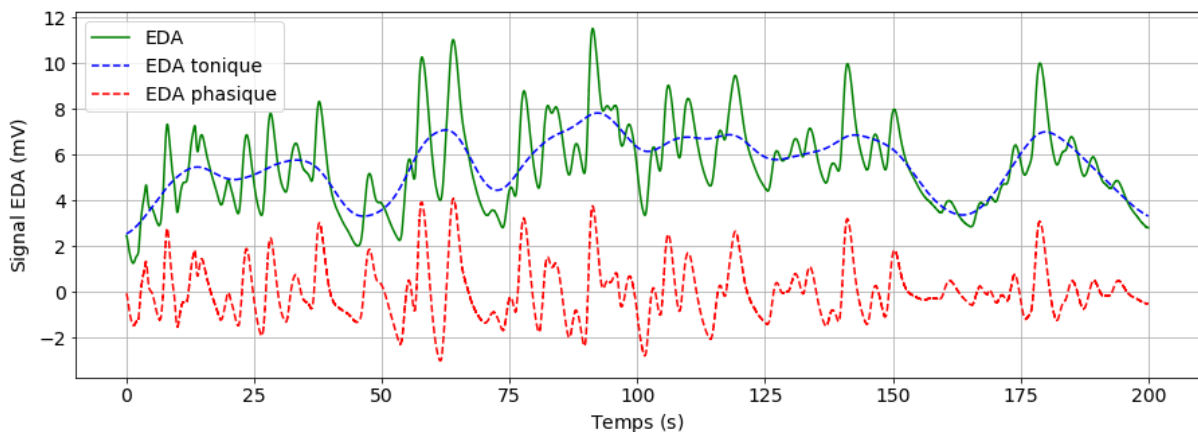


Figure 29 : Activité électrodermale (EDA) et décomposition en ses composantes tonique et phasique (mV) pour le sujet 6 condition « Peur 2 »

L'analyse de la composante phasique ainsi obtenue, consistant en la quantification du nombre de NS.SCR par minute, permettant d'obtenir une quantification de l'excitation émotionnelle du sujet. La Figure 30 récapitule l'ensemble des valeurs obtenues par sujet et par condition émotionnel.

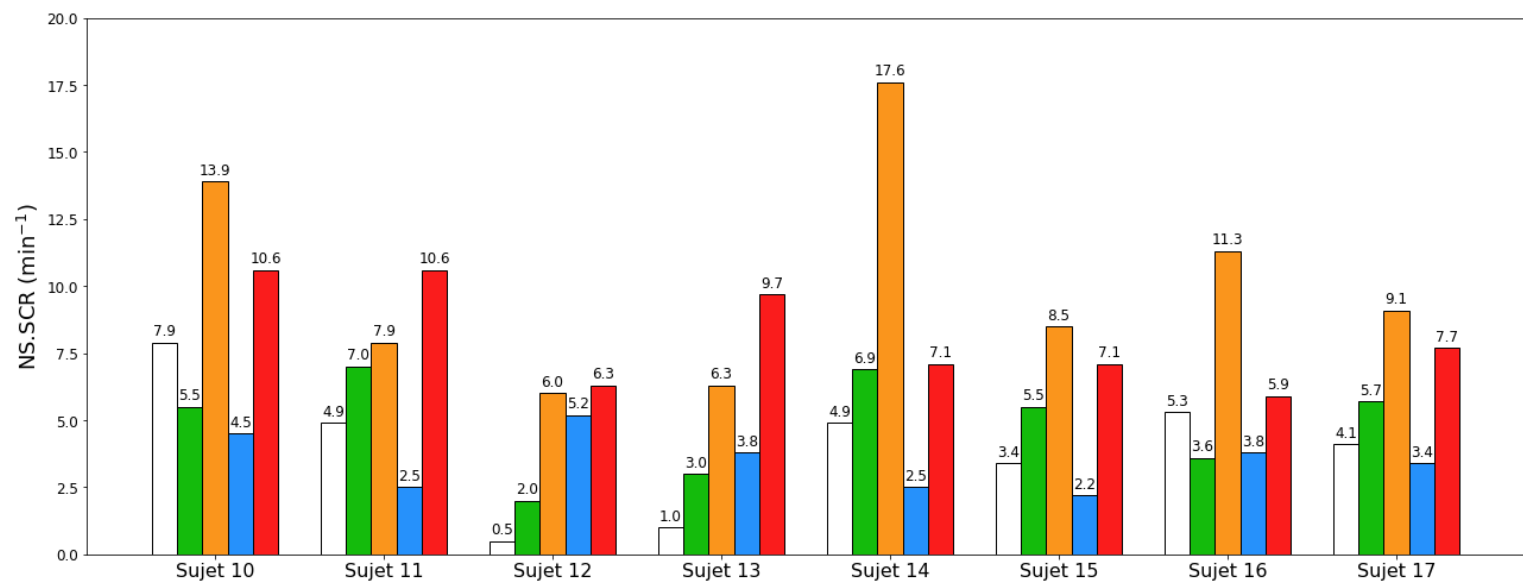
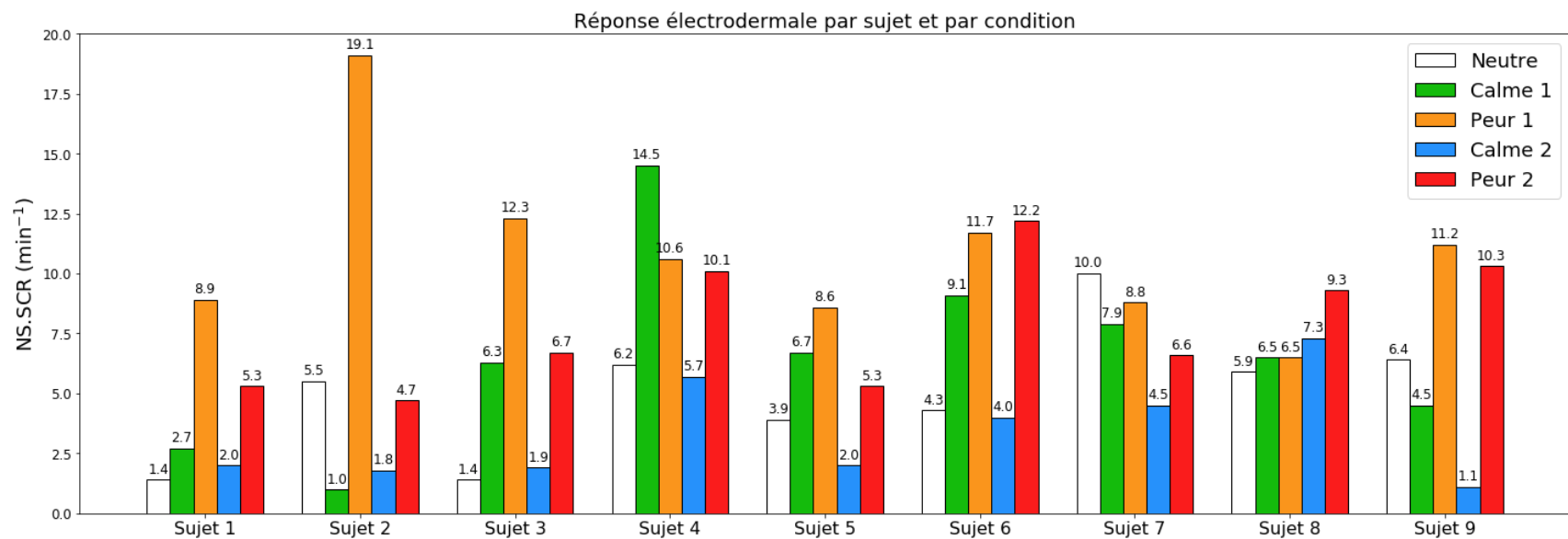


Figure 30 : Réponse électrodermale par sujet et par condition (NS.SCR/min)

3.1.3. Questionnaire STAI

i) STAI Y-2

Les scores obtenus par les sujets au questionnaire STAI Y-2 sont donnés par le Tableau 7. Celui-ci permet d'apprécier le caractère anxieux d'un sujet, à savoir s'il est facilement sujet au stress. Plus il est élevé et plus grand est le caractères anxieux du sujet. Le niveau d'anxiété peut ainsi être apprécié selon le score obtenu : inférieur à 35 (« Très faible »), 36 à 45 (« Faible »), 46 à 55 (« Moyen »), 56 à 65 (« Élevé ») et supérieur à 65 (« Très élevé »). Ces mentions permettent d'apprécier l'anxiété d'un sujet vis-à-vis du reste de la population. Ici, nous pouvons observer que les sujets ayant pris part à cette expérience sont moins anxieux que la population moyenne.

Sujet	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Score	41	48	39	39	27	36	30	31	32
Anxiété	Faible	Moyen	Faible	Faible	Très faible	Faible	Très faible	Très faible	Très faible
Sujet	10	11	12	13	14	15	16	17	
Score	30	47	29	32	43	42	37	34	
Anxiété	Très faible	Moyen	Très faible	Très faible	Faible	Faible	Faible	Très faible	

Tableau 7 : Scores obtenus par les sujets au questionnaire STAI Y-2

ii) STAI Y-1

La grandeur STAI Y-1 correspond au score obtenu par le sujet au questionnaire du même nom et administré juste après les tirs de la condition donnée. La Figure 31 donne les scores obtenus par les sujets au travers des questionnaires STAI Y-2 administrés après les tirs correspond à la condition émotionnelle donnée. Plus le score est élevé et plus le sujet se sentait stressé au moment où il a rempli le questionnaire. Les réactions des sujets semblent ainsi mitigées : certains sujet ne reportent pas d'évolution de leur état de stress au travers de leurs scores (sujets 4, 7 ou 12 notamment), d'autres de relativement importantes variations de scores au travers des stimuli (sujets 2, 9 ou 11). Il est intéressant que les sujets défini comme « moyennement anxieux » par le questionnaire STAI Y-2 présentent des états de stress auto-évalués relativement élevés pour les stimuli de peur.

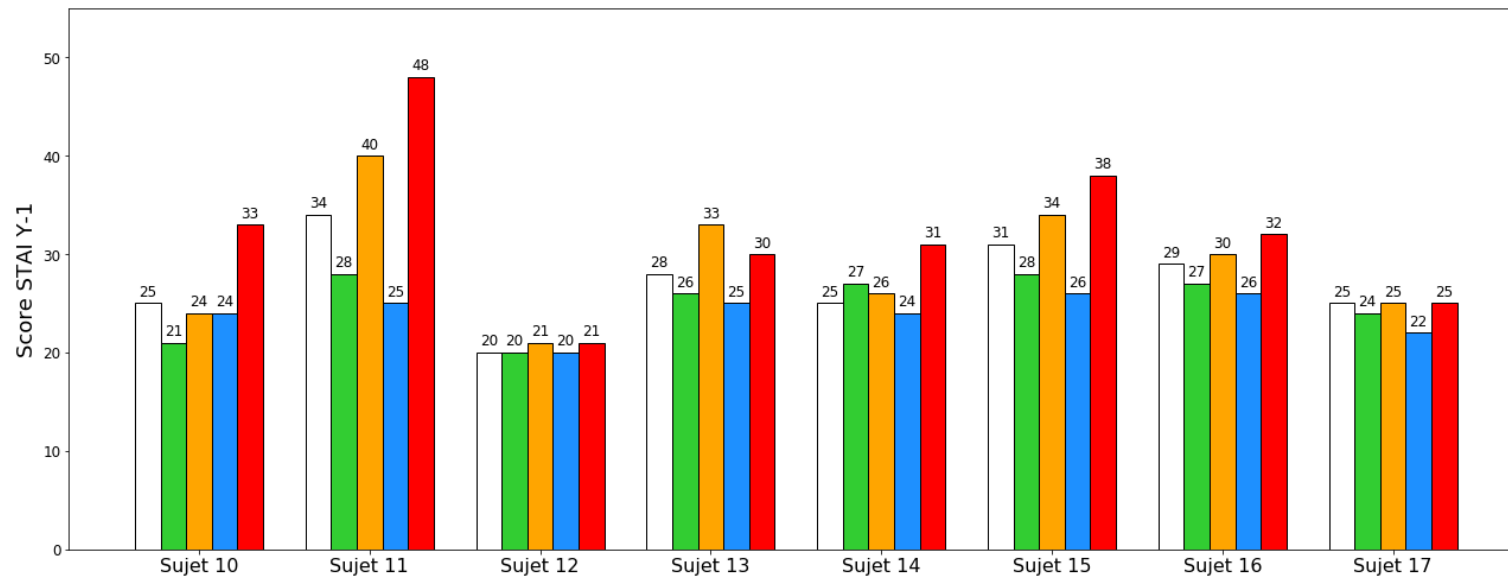
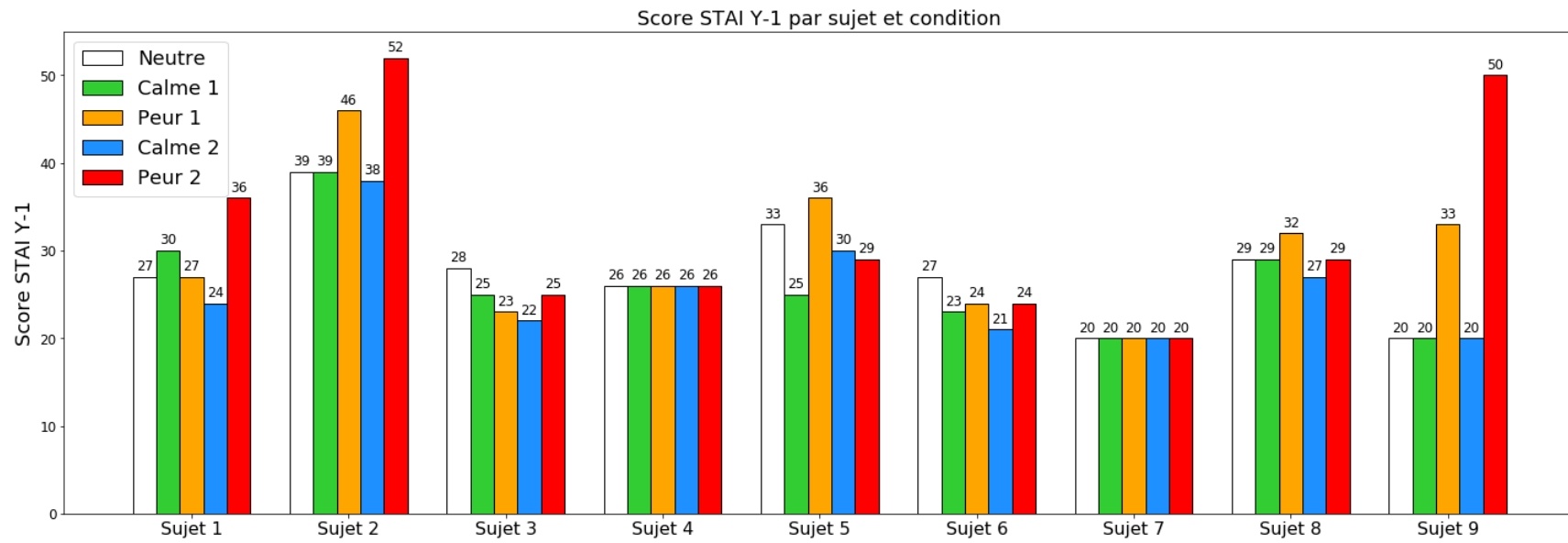


Figure 31 : Score aux questionnaires STAI Y-1 par sujet et par condition

3.2. Accélération de la tête

Les maximaux d'accélération de la tête des sujets ont été calculés. Comme évoqué lors du point méthodologique, ceux-ci correspondent aux pics d'accélération de la tête suivant le mouvement principal. Les accélérations sont données selon le stimuli émotionnel et la condition de surprise.

3.2.1. Stimulus émotionnel

Le Tableau 16 récapitule la valeur moyenne des pics d'accélération de la tête des sujets ainsi que l'écart-type selon le stimulus émotionnel auquel le sujet a été préalablement exposé.

Stimulus émotionnel	Neutre	Calme 1	Peur 1	Calme 2	Peur 2
Pic d'accélération moyen ± écart-type	4.35 ± 0.37	4.26 ± 0.50	4.43 ± 0.43	4.27 ± 0.36	4.19 ± 0.36

Tableau 8 : Pics d'accélération de la tête selon le stimulus émotionnel (\pm écart-type) (m/s^2)

Les résultats d'une ANOVA répétée à un facteur montrent que le stimulus émotionnel n'explique pas les variations observées sur le pic d'accélération moyen de la tête des sujets ($p = 0.09$).

3.2.2. Condition de surprise

Le Tableau 9 récapitule la valeur moyenne des pics d'accélération de la tête des sujets ainsi que l'écart-type pour la condition de surprise en comparaison de la condition d'état « Neutre ».

Stimulus émotionnel	Neutre	Surprise
Pic d'accélération moyen ± écart-type	4.38 ± 0.55	4.46 ± 0.39

Tableau 9 : Pics d'accélération de la tête pour la condition surprise (\pm écart-type) (m/s^2)

Les résultats d'une ANOVA répétée montrent que la surprise n'agit pas sur le pic d'accélération de la tête du sujet ($p = 0.50$).

3.3. Angle tête/tronc

3.3.1. Stimulus émotionnel

L'amplitude de mouvement introduite précédemment a également été calculé. La Figure 32 montre l'évolution de l'angle tête/T1 pour le sujet n°7 en fonction du stimulus émotionnel utilisé. Le pattern de réponse du sujet semble constant et ne semble pas varier selon la condition expérimentale. L'amplitude de mouvement globale semble même légèrement plus élevée pour les conditions de peur et moindre pour la condition neutre.

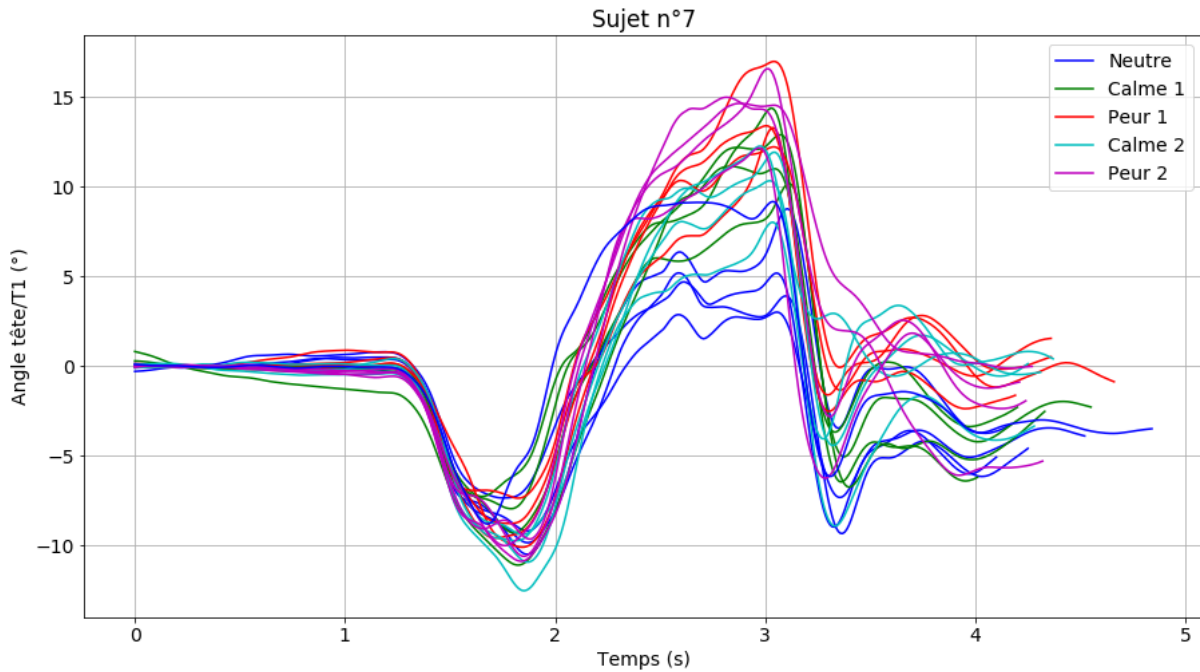


Figure 32 : Angle tête/T1 du sujet 7 lors des essais selon la condition expérimentale (°)

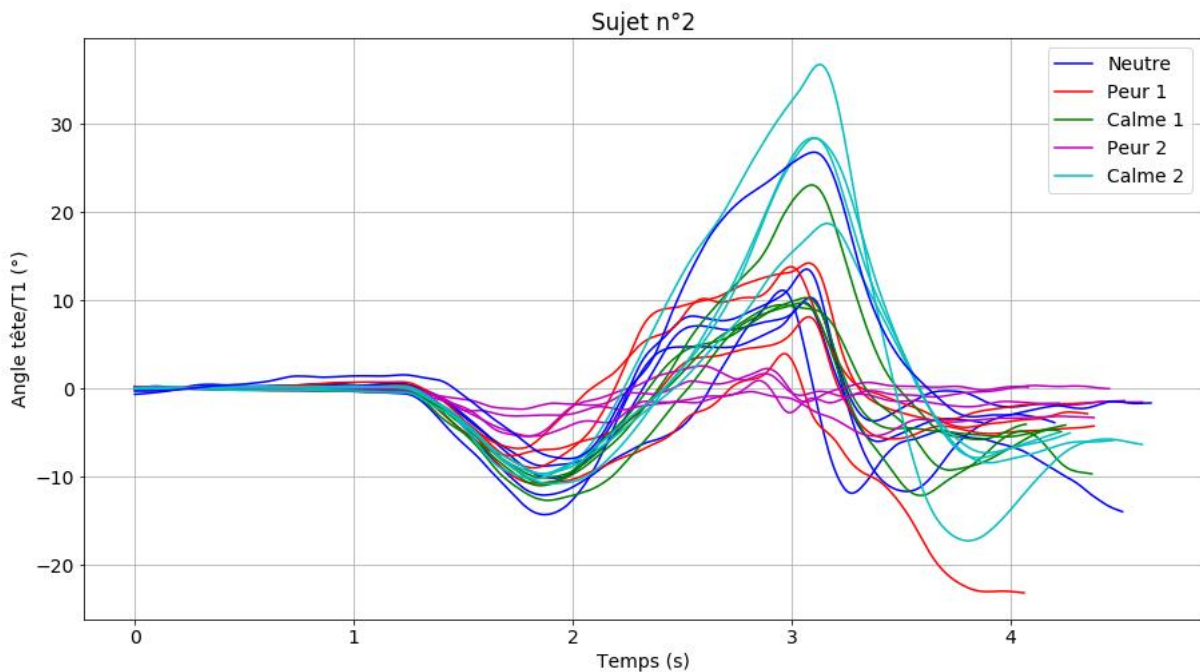


Figure 33 : Angle tête/T1 du sujet 2 lors des essais selon la condition expérimentale (°)

La Figure 33 et la Figure 34, montrant l'évolution de l'angle tête/T1 pour le sujet n°2 et n°9 respectivement, montrent deux autres réactions. Le sujet n°2 expose une amplitude de mouvement extrêmement réduite pour la condition « Peur 2 » et un peu moins pour les conditions « Peur 1 » et « Calme 1 ». En revanche, ce sujet montre une très grande amplitude de mouvement pour la condition « Calme 2 ». Les angles exposés par le sujet n°9 semblent ne pas varier énormément selon la condition utilisée, si ce n'est pour la condition « Calme 1 » où ce sujet montre un angle tête/tronc quasi nul au début du mouvement.

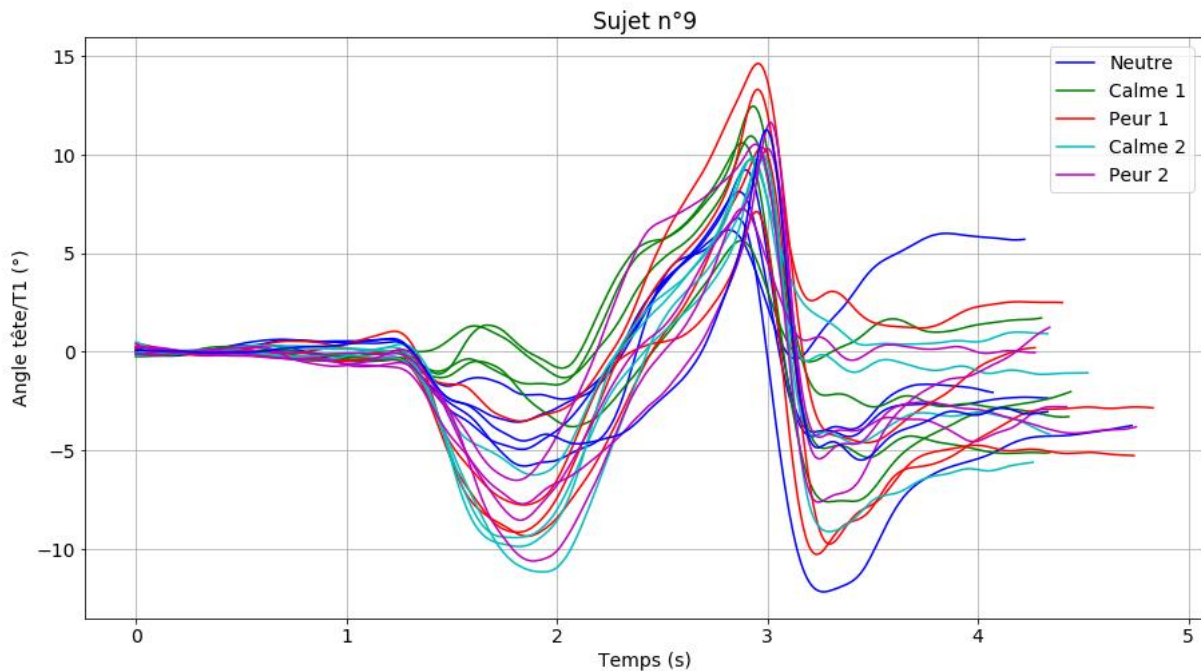


Figure 34 : Angle tête/T1 du sujet 9 lors des essais selon la condition expérimentale (°)

Le Tableau 10 donne les valeurs moyennes de l'amplitude de mouvement des sujets ainsi que l'écart-type selon le stimulus émotionnel auquel le sujet a été préalablement exposé.

Stimulus émotionnel	Neutre	Calme 1	Peur 1	Calme 2	Peur 2
Angle tête/T1 moyen ± écart-type	14.4 ± 7.6	15.0 ± 7.0	17.0 ± 9.0	16.8 ± 9.0	13.2 ± 7.6

Tableau 10 : Amplitude du mouvement tête/tronc selon le stimuli émotionnel (± écart-type) (°)

Les résultats d'une ANOVA répétée à un facteur montrent que le stimulus émotionnel utilisé n'explique pas les variations observées sur l'amplitude de mouvement des sujets ($p = 0.17$).

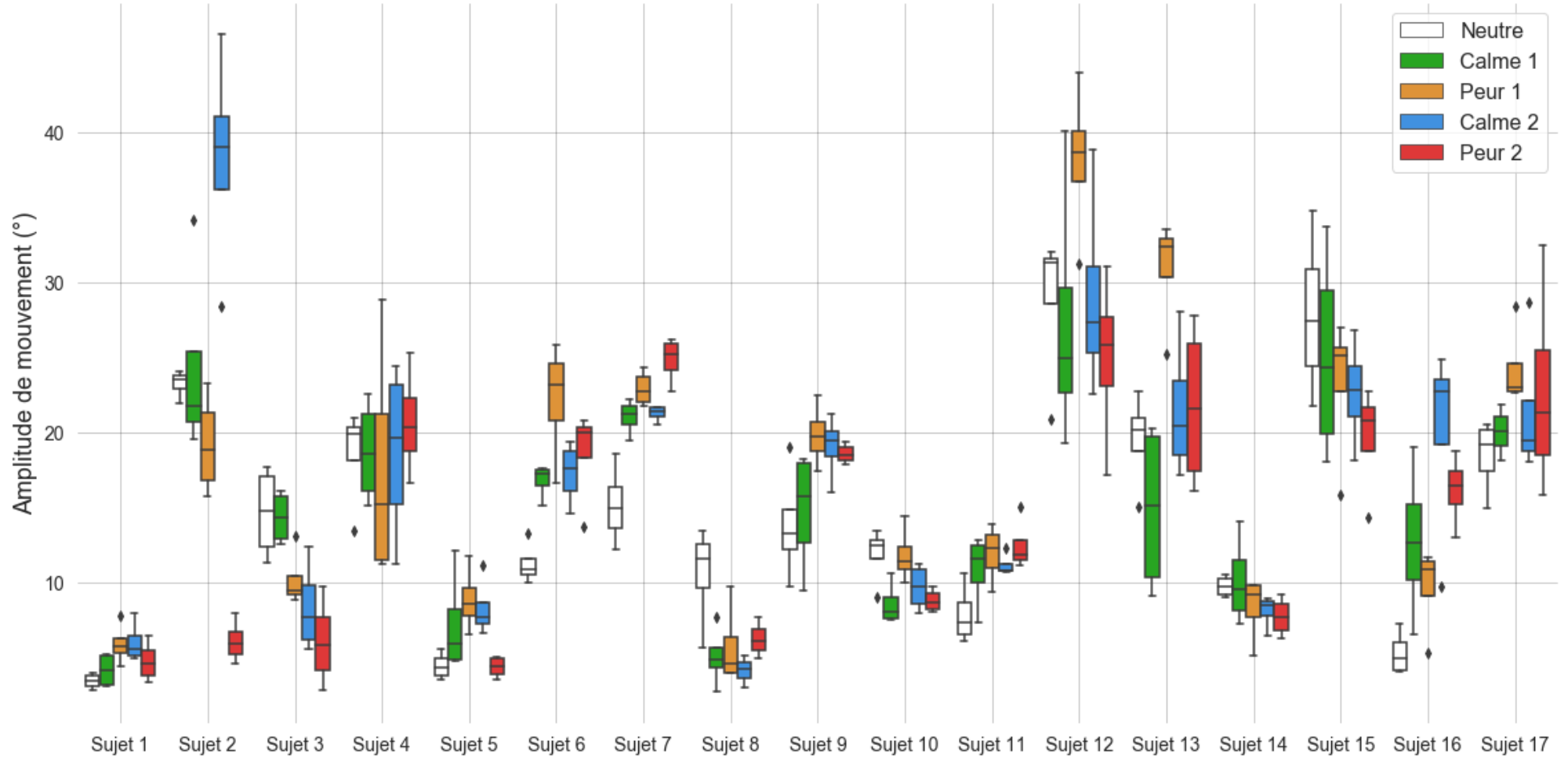


Figure 35 : Diagrammes en boîte des amplitudes de mouvements par sujet et par condition (°)

La

Figure 35 montre les diagrammes en boîte des 4 valeurs de l'amplitude de mouvement par sujet et pour chaque sujet. Une certaine variabilité est observée dans ces résultats chez les sujets. Certains sujets exposent une faible variabilité de leur amplitude de mouvement dans les différentes conditions, notamment les sujets 1, 4, 5, 10 ou 11. D'autres montrent à l'inverse une forte disparité dans ces mesures, le cas extrême étant le sujet 2 (voir Figure 33).

3.3.2. Condition de surprise

Le Tableau 11 récapitule les valeurs de l'amplitude de mouvement des sujets ainsi que l'écart-type pour la condition de surprise en comparaison de la condition d'état « Neutre ».

Stimulus émotionnel	Neutre	Surprise
-Angle tête/T1 moyen ± écart-type	14.0 ± 8.6	17.2 ± 10.5

Tableau 11 : Amplitude du mouvement tête/tronc pour la condition surprise (\pm écart-type) (°)

Les résultats d'une ANOVA répétée montrent que la surprise agit sur les valeurs moyennes d'amplitude de mouvement chez les sujets ($p = 0.02$).

4. DISCUSSION

Au cours de cette expérience, nous nous sommes intéressés à l'influence de la physiologie et de l'état émotionnel du sujet sur la stabilisation de sa tête. Pour ce faire, les sujets ont visionné des vidéos 360° préalablement aux tirs SLED dans le but de changer leur état émotionnel selon les conditions que nous avons pu définir précédemment. Également, nous nous sommes intéressés à l'effet que pouvait avoir un évènement de surprise, à savoir lancer le tir 2 secondes avant la fin du décompte, sur la dynamique de la tête des sujets.

Concernant l'influence de l'état émotionnel, les résultats des données physiologiques montrent que chez la plupart des sujets des changements physiologiques notables ont été observés : que ce soit au niveau de la fréquence cardiaque, respiratoire, de l'activité électrodermale ou encore de leur état de stress auto-évalué au travers du questionnaire STAI Y-1. L'état physiologique des sujets a ainsi été modifié au travers des différentes conditions.

Les résultats de l'analyse statistique montrent que les différences observées dans la cinématique de la tête des sujets ne peuvent être expliquées par les émotions induites lors de cette expérience. Cependant si l'on analyse chaque sujet indépendamment, des changements significatifs peuvent être observés chez la plupart des sujets entre les conditions. Le fait que les différents stimuli n'expliquent pas les différences observées sur l'ensemble des sujets serait alors dû au fait que les variations de cinématique des sujets selon les conditions ne s'effectuent pas dans le même sens. Ainsi, si le sujet 2 a eu une cinématique très réduite pour les stimuli de peur (Figure 33), d'autres sujets comme le sujet 7 présentent une cinématique légèrement plus forte pour ces mêmes stimuli (Figure 32). D'autres sujets ne présentent pas de différences significatives au niveau de leur cinématique entre les différentes conditions (Figure 35).

Nous proposons plusieurs développements permettant d'éclaircir ces résultats. Premièrement, nous avons fait le choix d'utiliser des vidéos 360° car elles proposent une expérience plus immersive aux sujets que la visualisation sur un simple écran. Cependant le choix a ici été fait de retirer le casque de réalité virtuelle pendant les tirs du sled afin de pas biaiser les résultats par l'ajout d'un poids supplémentaire sur la tête des sujets, qui plus est excentré par rapport au centre de gravité de cette dernière. Un laps de temps est ainsi observé entre le retrait du visiocasque et les tirs SLED, ce qui se traduit par un état émotionnel qui revient à la normale et une plus grande facilité pour les sujets à se distancier physiquement et temporellement aux stimuli auxquels ils viennent d'être exposés. De plus, les vidéos choisies ne sont pas interactives, ce qui réduit la propension au sentiment de présence de ce dernier et ainsi probablement les changements physiologiques qui en découlent.

Deuxièmement, le choix des vidéos 360° est critiquable sur plusieurs aspects. Tout d'abord, par ce que chaque individu réagira d'une manière qui lui est propre au stimulus émotionnel, dépendant de l'interprétation qu'il aura de ce dernier. En ce qui concerne les vidéos en elle-même, l'impact de ces dernières est à tempérer. La vidéo « Calme 1 », proposant au sujet une immersion dans une animalerie où il sera entouré de chatons, peut être assimilée à un stimulus de calme ou bien de joie. Physiologiquement, la valence de ces émotions est la même (il s'agit d'émotions positives) mais l'excitation émotionnelle associée diffère (faible contre modérée). De même, la vidéo « Peur 1 » n'a pas été traduite en français, le discours du robot est en anglais. Ainsi, même si tous les sujets comprenaient l'anglais, ce n'était pas leur langue maternelle et le discours du robot dans cette vidéo n'a vraisemblablement pas eu l'impact qu'il aurait eu s'il avait été en français. A contrario, les vidéos « Calme 2 » et « Peur 2 » semblent avoir mieux correspondu à l'impact escompté.

Troisièmement, les résultats des données utilisées pour quantifier la réaction physiologique, sont également à tempérer. Concernant les résultats des questionnaire STAI, certains sujets ont rapporté avoir eu des changements émotionnels après les stimuli, visibles sur les capteurs physiologiques, mais non transcrits par le questionnaire de forme Y-1 et vice-versa. Également, les différents capteurs physiologiques (ceinture de respiration, électrocardiogramme, électrodes GSR, EMG) sont sensibles aux mouvements et à leur placement initial. Ainsi, même s'il a été demandé au sujet d'éviter de trop bouger lors des stimuli, il est possible que les données aient été biaisées de cette manière.

Enfin, les sujets ayant pris part à cette expérimentation sont d'après les résultats du questionnaire STAI Y-2 (Tableau 7) plutôt dans la moyenne basse en ce qu'il s'agit de leur caractère anxieux. Cette notion est importante car elle quantifie la propension d'un sujet à réagir à un stimulus anxiogène, ce qui peut également avoir ici limiter nos résultats. Il est intéressant de noter que le sujet 2, présentant de fortes variations d'amplitude de mouvement allant dans le sens de l'hypothèse que nous nous faisons au départ (à savoir qu'un état de stress physiologique induirait une restriction des mouvement), est un de nos rares sujets se trouvant dans la moyenne de la population pour le score STAI Y-2. Dès lors, il serait intéressant de se focaliser sur des sujets ayant un caractère plus anxieux.

En ce qui concerne les essais sur l'effet de surprise, l'analyse des résultats a permis de mettre en évidence des différences significatives sur les amplitudes de mouvement des sujets. L'effet de surprise a ici simplement consisté à démarrer les tirs du SLED 2 secondes avant la fin du décompte. Une amplitude de mouvement moindre est observée dans les cas où les sujets ne sont pas surpris et sont donc parfaitement au courant de la temporalité du tir : ce résultat rejoint les résultats de Kumar et al. (Kumar, Narayan et Amell 2000). Cependant ici, ces résultats soulignent le caractère instantané des mécanismes qui régissent la stabilisation de la tête chez le sujet : il a ici suffi d'un départ 2 secondes

en avance pour induire des différences de réponse cinématique chez les sujets. Ces résultats appuient aussi le fait que nous devrions à l'avenir limiter l'intervalle de temps entre les stimuli émotionnels et dynamiques.

L'expérimentation présentée ici avait été menée dans le but d'observer si la cinématique de la tête du sujet lors d'accélération linéaires pouvait être influencée par son état émotionnel. Dans ce cadre, il nous a été possible d'induire des émotions et des changements physiologiques aux sujets, observés au travers des différentes données utilisées. Cependant, l'analyse statistique a montré que l'état émotionnel n'explique pas les différences de cinématique des sujets accélérés de manière linéaire sur un SLED. Cependant des différences significatives sont observées chez certains sujets entre les cinématiques issues des différentes conditions expérimentales. Nous pensons ainsi qu'il faudrait lors de futurs travaux que les sujets puissent garder le visiocasque pendant les tirs SLED afin de ne pas casser l'immersion par un retour à la réalité physique trop brusque. Une scène virtuelle du SLED pourrait être pour cela utilisée. Également, des conditions où de plus grandes interactions avec l'environnement virtuel sont proposées aux sujets pourraient être intéressantes. Des scénarios virtuels dynamiques étudiant pendant lesquels le sujet doit effectuer certaines actions associées à un stimulus émotionnel pourrait ainsi offrir des perspectives pour la continuité de ce projet (type crash de voiture par exemple).

CHAPITRE 4 : STABILISATION DE LA TÊTE DES OCCUPANTS D'UN VÉHICULE

1. CONTEXTE D'ÉTUDE

1.1. Partenariat avec le CASR

Les travaux présentés dans ce chapitre ont été réalisés en partenariat avec le « Centre for Automotive Safety Research » (CASR) de l'Université d'Adélaïde, en Australie. Un séjour d'une durée d'un mois à Adélaïde a pour cela été nécessaire. Ce séjour a été rendu possible par un financement par l'ambassade de France en Australie dans le cadre du programme PHC-FASIC-PhD et par un financement complémentaire du département sud-australien des transports et infrastructures pour l'accompagnement de Baptiste Sandoz pendant deux semaines. Ce partenariat fait suite à un projet initialement lancé l'année précédente dont le sujet portait sur les différences d'accélération de la tête des passagers d'un véhicule lors de freinage automatique et par un conducteur (Sandoz et al. 2018).

1.2. Contexte scientifique

Comme nous avons pu le voir lors de la revue de littérature, l'étude de la stabilisation de la tête est un enjeu important, notamment dans le cadre du whiplash qui reste aujourd'hui un enjeu important de la sécurité routière.

Afin d'étudier la stabilisation de la tête, les équipes de recherche utilisent un système dynamique permettant de soumettre le sujet à une accélération donnée. Cette approche expérimentale présente le grand intérêt de permettre l'étude de paramètres impliquant le comportement du sujet. Nous l'avons vu, de nombreux paramètres relatifs au rôle du système neuro-musculaire influencent la réponse dynamique du sujet. Comme évoqué précédemment, le contexte de l'automatisation du véhicule amène des questions quant à ses répercussions sur la dynamique des occupants du véhicule. En particulier, l'automatisation du véhicule va de plus en plus permettre à ses occupants d'effectuer d'autres activités durant le trajet (Kyriakidis, Happee et De Winter 2015), (Schoettle et Sivak 2014), (Wadud et Huda 2019). La cognition des occupants se trouvera alors par définition modifiée et ceux-ci seront peut-être moins à même de détecter l'imminence d'une collision ou d'une manœuvre d'urgence. En particulier pour le whiplash, la communauté scientifique est unanime sur le fait que la préparation des occupants d'un véhicule à un impact imminent est associé à un risque lésionnel moindre (Barnsley, Lord et Bogduk 1994), (Kumar, Narayan et Amell 2000). L'automatisation des

véhicules, en cela où elle va autoriser les occupants à vaquer à d'autres occupations que la conduite, va peut-être ainsi diminuer la préparation des occupants à un choc imminent. Des problématiques se posent alors quant aux potentielles conséquences et aux moyens permettant d'alerter les sujets de l'imminence d'un choc.

Également, un niveau plus élevé d'automatisation du véhicule va très certainement déboucher en une plus grande étendue de positionnement des occupants au sein du véhicule (Subit et al. 2017). Ainsi, même si l'automatisation des véhicules devrait les rendre plus sûrs, des manœuvres d'urgence (freinage d'urgence ou évitement d'obstacle) ou des collisions seront toujours possibles et l'efficacité des systèmes de sécurité actuels peut être mise à l'épreuve (Subit et al. 2017). Ces systèmes sont effectivement encore aujourd'hui conçus et validés à l'aide de mannequins de choc pour une position standard : le regard vers l'avant et les deux mains sur le volant. Les autres positions, que l'on qualifiera de OOP (« Out Of Position ») ne sont généralement pas prises en compte et il existe un réel besoin d'intégrer des positions non standard dans l'étude de la stabilisation de la tête chez le sujet (Alpini 2014), (Omerović et al. 2016), en particulier dans le contexte de l'automatisation du véhicule (Subit et al. 2017).

L'étude présentée dans ce chapitre intègre le besoin d'analyse de la cinématique d'occupants en position d'OOP dans le cadre de l'automatisation du véhicule. Les objectifs de cette étude ont été de quantifier la cinématique de sujets dans plusieurs positions incluant des OOP soumis à une modalité de freinage « humain » ou à un freinage d'urgence automatique constructeur, tous deux robustes et répétables. Une position dite standard et deux OOP ont ainsi été prises en compte : ces deux positions (discussion avec le conducteur et utilisation d'un téléphone) ont été choisies parmi les positions les plus couramment citées dans les intentions des occupants des futurs véhicules et déjà observables de nos jours (Kyriakidis et al. 2015), (Wadud et Huda 2019).

2. MATERIELS ET METHODES

2.1. Sujets

Les expérimentations ont été réalisées avec l'approbation du comité d'éthique de l'Université d'Adélaïde (Ethics approval n° - H-2018-241). Un total de 10 sujets ont pris part aux tests. Ceux-ci ont été des membres actuels ou passés du CASR ou des étudiants de l'Université d'Adélaïde recrutés par une campagne de courriels et d'affiches dans les lieux d'affichage de l'Université. Tous étaient de sexe masculin (les sujets féminins n'ayant pas été exclus de l'expérimentation). Leur taille, poids et âge sont donnés par le Tableau 12.

N° Sujet	Taille (cm)	Poids	Age
1	179	84	23
2	178	75	20
3	178	78	48
4	178	75	36
5	165	69	69
6	180	82	54
7	181	74	23
8	191	78	22
9	178	80	40
10	186	78	38
Moyenne (+ écart-type)	179 ± 4	77 ± 3	35 ± 13

Tableau 12 : Données anthropologiques des sujets

En participant à l'expérience, les sujets ont dû remplir les documents suivants :

- Le formulaire expérimental : informations sur le poids, la taille, l'âge du sujet, son activité professionnelle et sportive. Il est également demandé au sujet s'il a déjà eu un coup du lapin, si ses mouvements du cou sont actuellement restreints, s'il a eu un accident de voiture l'année courante (critères excluant) et enfin s'il a compris l'expérimentation et accepte d'y participer.
- Le formulaire de consentement : document officiel de l'Université d'Adélaïde recueillant le consentement des sujets à la participation aux expérimentations (participation, recueil des données et droit à l'image).

2.2. Matériel

2.2.1. Centrales inertielles Xsens

Quatre IMU (Inertial Measurement Unit, 100 Hz) ou centrales inertielles Xsens ont été utilisées lors de ces expérimentations. Leur placement a été le suivant (voir Figure 36) :

- Trois centrales ont été placées au niveau de la tête, de la vertèbre T1 et de la vertèbre sacrée S1. Ce positionnement est donné en Annexe 1.
- Une centrale a également été placée au niveau de l'appui coude entre les deux sièges avant du véhicule afin de mesurer son accélération.

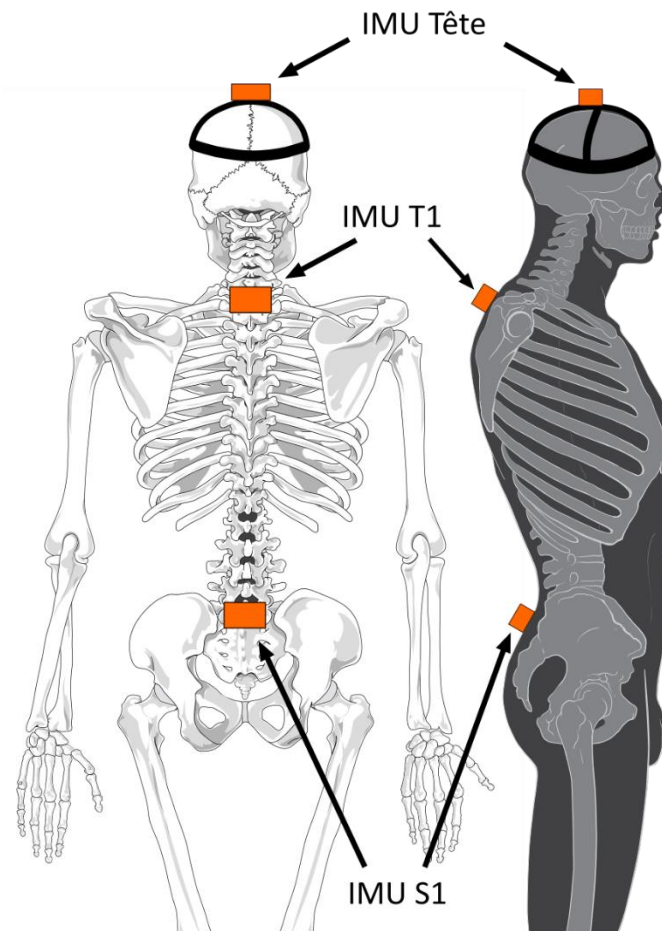


Figure 36 : Placement des IMU, adapté de Patrick J. Lynch & C. Carl Jaffe

Une procédure d'alignement et une remise à zéro des angles ont été effectuées à chaque début de mesure (voir Annexe 1). Les grandeurs d'intérêt mesurées par les centrales sont alors : leurs accélérations et leurs orientations relatives (voir Annexe 1).

2.2.2. Caméra embarquée

Une caméra embarquée a été installée et fixée sur la vitre passager avant du véhicule afin de filmer le sujet lors de l'essai (Figure 37). L'enregistrement vidéo de l'essai a permis par la suite de vérifier la

cohérence des résultats trouvés, du bon respect des consignes de position données au sujet, d'entendre les commentaires ayant été faits en direct et de discerner les essais annulés.

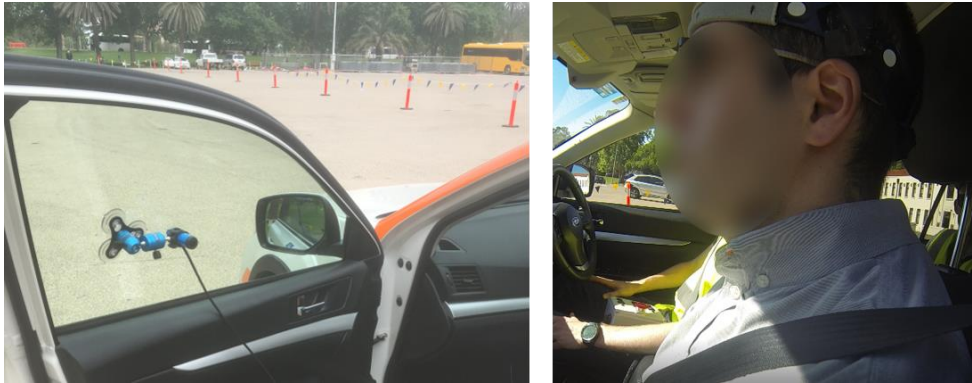


Figure 37 : Placement de la caméra embarquée (gauche) et point de vue (droite)

2.2.3. Véhicule utilisé et AEB

Le véhicule utilisé appartenait au CASR. Celui-ci était nativement équipé d'un système de freinage automatique d'urgence AEB (Automated Emergency Braking) qui se déclenche de manière automatique lorsqu'un système de stéréovision situé au niveau du rétroviseur conducteur (Figure 38) détecte un obstacle qui va rentrer en collision avec le véhicule. Le freinage est plus puissant (Sandoz et al. 2018) (également quantifié dans les résultats) et est précédé d'un signal d'alarme auditif (environ une seconde avant le freinage). Un mannequin de choc a été utilisé afin d'activer le freinage AEB en bout de piste (Figure 39).



Figure 38 : Système de stéréovision détectant les potentiels obstacles (en rouge)



Figure 39 : Mannequin vu depuis l'intérieur du véhicule, après freinage AEB

2.2.4. Robot pédale et « Replicated Human Braking »

Le véhicule était également équipé d'un robot pédale (Figure 40) : il s'agit là d'un robot contrôlant les pédales du véhicule par l'intermédiaire de vérins. L'utilisation d'un tel dispositif nous permet de nous assurer de la répétabilité du freinage dit « Replicated Human Braking » (RHB), désigné lors d'une précédente étude (Sandoz et al. 2018), mais aussi de la répétabilité de la mise en vitesse constante. Ce freinage correspond au freinage d'urgence moyen réalisé par un opérateur humain. Afin d'assurer la stabilisation du véhicule à la vitesse désirée, le robot pédale est équipé de deux capteurs GPS qui permettent de connaître les données cinématiques du véhicule.



Figure 40 : Robot pédale

2.2.5. Rôle des opérateurs

Plusieurs opérateurs ont été nécessaires à la réalisation de l'expérimentation. Un premier opérateur est placé à la place du conducteur. Celui-ci est présent afin de tenir le volant et pour des questions de

sécurité. Il est également chargé de ramener le véhicule à sa position initiale lorsqu'un essai a été effectué. Deux opérateurs se trouvent à l'arrière du véhicule : un premier gère l'exploitation des centrales inertielles par l'intermédiaire de l'utilitaire Xsens et donne les consignes de positionnement au sujet, un second gère l'électronique du robot pédale et sa mise sous tension ainsi que l'acquisition des données des capteurs du robot et notamment GPS.

2.2.6. Piste d'essai

Les essais ont été réalisés sur piste. Pour cela, la ville d'Adélaïde a mis à disposition une portion d'un parking de la ville (Torrens Parade Ground) destinée à la réalisation des essais. La piste a une longueur utile d'environ soixante mètres. Celle-ci se divise en plusieurs zones (Figure 41). Les quinze premiers mètres de la course servent à l'accélération du véhicule qui atteint alors la vitesse sélectionnée pour l'essai. Les quarante mètres suivants sont une zone dans laquelle l'opérateur situé au poste de conducteur peut activer le RHB, de manière aléatoire le long de cette zone. Lors du parcours de cette zone, la vitesse de l'essai est maintenue. Les cinq derniers mètres correspondent à la zone où le mannequin de choc est systématiquement détecté par le véhicule, l'alarme sonore se met alors en route et l'AEB s'active peu après. Le repère défini par la Figure 40Figure 41 sera défini comme le repère global.

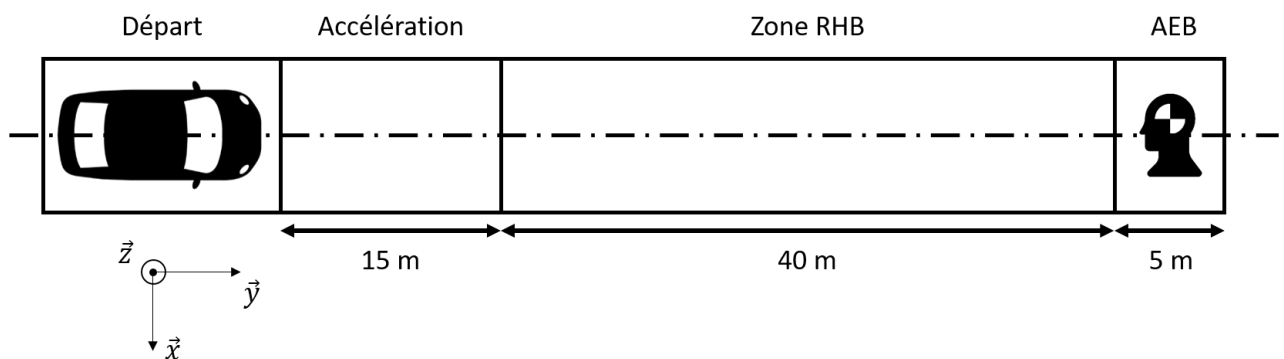


Figure 41 : Représentation schématique de la piste

2.3. Protocole expérimental

2.3.1. Conditions expérimentales

Plusieurs conditions expérimentales ont été sélectionnées pour l'expérience. Tout d'abord, deux vitesses ont été utilisées : 8 km/h ou 15 km/h. Cette vitesse correspond à la vitesse du véhicule atteinte en fin de phase d'accélération et maintenue par le robot pédale jusqu'à l'évènement de freinage. Le choix des vitesses est justifié par la volonté de tester les modalités de freinage à différents niveaux de vitesse mais également car la vitesse de 8 km/h correspond au minimum de vitesse atteignable par le robot pédale, le système ayant quelques difficultés à stabiliser une vitesse plus faible. Également, les vitesses ont été choisies suffisamment basses pour ne pas faire courir de risque lésionnel aux sujets.

Trois modalités de positionnement du sujet ont été choisies. Il a ainsi été demandé aux sujets de respecter les conditions :

- « Frontal » : il est demandé au sujet de se tenir droit et de regarder la route devant lui.
- « Discussion » : il est demandé au sujet de tourner la tête vers la droite comme s'il discutait avec le conducteur.
- « Phone » : il est demandé au sujet de pencher sa tête en avant comme s'il envoyait un SMS ou lisait un livre.

Les modalités de position sont illustrées par la Figure 42. Elles correspondent à deux positions évoquées dans la partie introductive de ce chapitre.



Figure 42 : Les différents modalités de position – Forward (gauche), Discussion (milieu) et Phone (droite)

Deux modalités de freinage ont été prises en compte. La première modalité était le freinage RHB réalisé par le robot pédale. Celui-ci a alors lieu dans la zone de quarante mètres correspondante (Figure 41). Le timing exact du freinage n'est pas connu du sujet et est différent d'un essai à l'autre, même s'il reste effectué dans cette zone. La deuxième modalité de freinage fut le freinage AEB réalisé par le système nativement équipé du véhicule. À la détection du mannequin en bout de piste, le système s'active et une alerte sonore est émise environ une seconde avant le freinage.

Chapitre 4 : Stabilisation de la tête des occupants d'un véhicule

Seule était connue la modalité de position par le volontaire. Les modalités de freinage et de vitesse ne lui étaient pas communiquées. Au total, douze conditions ont été testées (deux freinages, deux vitesses, trois positions). Le Tableau 13 récapitule l'ensemble de ces conditions. Chaque condition a fait l'objet de trois tirs, menant le total du nombre de tirs par sujet à 36. L'ordre des conditions a été aléatoire.

Numéro	Vitesse	Position	Freinage
1	8 km/h	Forward	RHB
2	8 km/h	Forward	AEB
3	8 km/h	Discussion	RHB
4	8 km/h	Discussion	AEB
5	8 km/h	Phone	RHB
6	8 km/h	Phone	AEB
7	15 km/h	Forward	RHB
8	15 km/h	Forward	AEB
9	15 km/h	Discussion	RHB
10	15 km/h	Discussion	AEB
11	15 km/h	Phone	RHB
12	15 km/h	Phone	AEB

Tableau 13 : Liste des conditions expérimentales

2.3.2. Déroulé d'un essai

L'expérience est expliquée aux volontaires quelques jours avant leur passage respectif. Le jour de l'expérience, le déroulé précis leur est expliqué en tout début de rendez-vous. Les volontaires sont alors invités à remplir les différents documents présentés plus haut. Le matériel de mesure est ensuite installé sur le sujet, l'enregistrement vidéo est également lancé.

L'expérience consiste alors en une série de tirs qui diffèrent de par leurs conditions expérimentales. L'ordre des conditions expérimentales est aléatoire. Comme évoqué précédemment, chaque tir comporte 3 phases distinctes :

- Une phase d'accélération durant laquelle le robot pédale monte le véhicule à la vitesse de l'essai.
- Une phase de maintien durant laquelle le véhicule maintient sa vitesse sur une distance qui varie selon la modalité de freinage : soit le freinage est effectué par le robot pédale pour la modalité RHB, et dans ce cas le freinage a lieu avant la rencontre entre le véhicule et le mannequin, soit le freinage est effectué par le système AEB nativement équipé dans le véhicule, et dans ce cas le freinage s'effectue en bout de piste, au niveau du mannequin.

Une fois le nombre total de tirs effectués, le volontaire doit compléter les documents dans les différentes rubriques post-essai. L'équipe s'assure que tout s'est passé pour le mieux pour le volontaire. Il est ensuite remercié par l'équipe pour sa participation. L'équipe le recontacte alors deux semaines plus tard pour s'assurer que tout s'est bien passé par la suite.

2.3.3. Données d'intérêt

Dans le cadre de ces essais, les données d'intérêt sont les accélérations (IMU tête et T1 principalement) ainsi que les orientations relatives des centrales inertielles les unes par rapport aux autres (évolutions relatives des angles tête/T1). Pour ce faire, le placement des IMU a été effectué comme décrit dans la partie relatant de leur fonctionnement (voir Annexe 1).

Afin de quantifier le débattement total des sujets lors du mouvement, nous introduisons la quantité d'amplitude de mouvement, somme de l'extension maximale et de la flexion maximale mesurée autour du point de freinage maximal. La Figure 43 définit l'amplitude du mouvement : celle-ci correspond à la somme des quantités A et B.

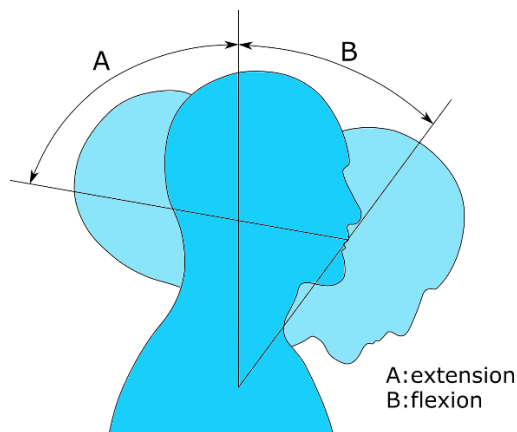


Figure 43 : Définition de l'amplitude de mouvement

L'accélération mesurée dans le véhicule par la centrale inertielle placée sur l'appui-coude avant sera également intégrée. La position du véhicule mesurée par le système de double GPS permettra de calculer la vitesse et l'accélération du véhicule et de comparer les performances des freinages AEB et RHB.

2.3.4. Traitement des données

i) Données d'accélération

Concernant les données d'accélération, celles-ci sont données par les centrales dans leur propre repère. Nous exprimons chaque accélération dans le repère global de l'expérience défini en Annexe 1 et correspondant au repère donné par la Figure 41 en utilisant les données d'orientation fournies par chaque centrale. Ces données expriment la rotation permettant de passer du repère local de la centrale au repère global de l'expérience. Les accélérations des différents segments du sujet seront alors celles de l'axe frontal (axe y sur du repère global, Figure 41).

ii) Données d'orientation

Les données d'orientation renvoyées par la centrale sont des quaternions. Ceux-ci seront traduits en angles d'Euler avec la méthodologie décrite en Annexe 1 afin d'obtenir les angles de rotations relatives entre les différents segments du sujet. L'emploi de cette méthodologie résulte en la définition des repères des centrales inertielles décrits par la Figure 23 et un repère global correspondant au repère piste donné par la Figure 41. En considérant que le mouvement se limite à un mouvement dans le plan frontal, les angles de rotation d'intérêt correspondront aux rotations des centrales inertielles autour de leurs axes x.

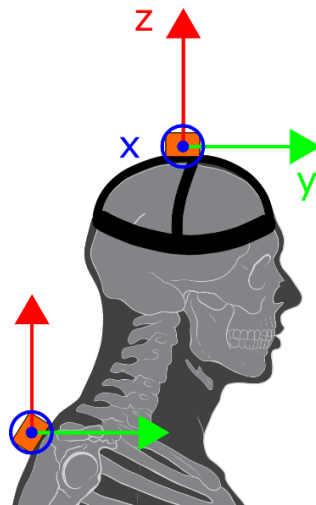


Figure 44 : Repères des centrales inertielles, adapté de Patrick J. Lynch & C. Carl Jaffe

iii) Filtrage

Toutes les données acquises et traitées sont initialement filtrées par un filtre dit de Savitzky-Golay (ordre du polynôme égal à 3 et largeur de fenêtre de 21 échantillons de mesure) (Savitzky et J. E. Golay 1964). Ce filtre présente l'avantage de conserver la tendance des données, notamment des pics qui sont importants pour cette étude, tout en proposant un lissage permettant de supprimer les oscillations de faibles amplitudes présentes dans le signal brut (Schafer 2011).

iv) Tests statistiques

Pour chaque donnée d'intérêt, une analyse statistique a été effectuée afin de déterminer les variations significatives entre conditions. L'objet est ici de comparer les valeurs moyennes, plus sensibles aux valeurs extrêmes que les médianes, entre les conditions définies par les différentes modalités. Les mesures étant répétées par sujet, le test statistique correspondant est l'ANOVA à mesures répétées à trois facteurs : vitesse, position et freinage (Tableau 13).

3. RESULTATS

3.1. Freinage véhicule

3.1.1. Synchronisation et répétabilité

La zone d'intérêt de l'étude se situe autour du point de freinage. Le système AEB n'a pas pu être directement synchronisé avec les capteurs de l'étude. Afin de synchroniser l'ensemble des données, l'approche proposée a été de détecter le point de freinage maximum et de définir l'instant le précédant de deux secondes comme l'origine temporel des essais.

Afin de s'assurer de la répétabilité des freinages RHB et AEB, les profils moyens par modalité de vitesse et de freinage ont été tracés, accompagnés d'un corridor à plus ou moins l'écart-type (voir Figure 45).

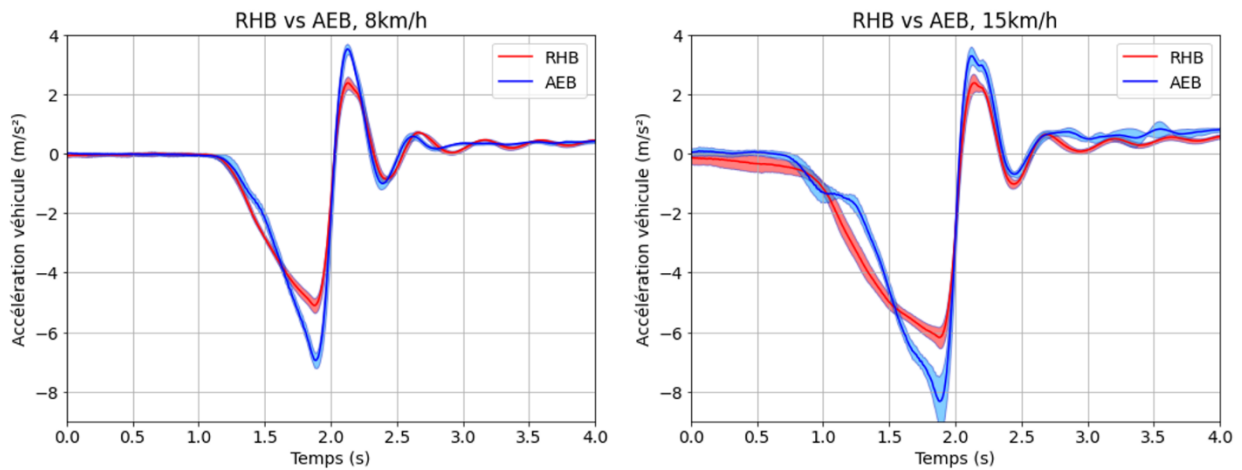


Figure 45 : Répétabilité des freinages

La répétabilité des freinages nous semble satisfaisante pour la suite de l'analyse des résultats, car d'après la visualisation ci-dessus la dispersion du freinage est relativement faible par rapport au niveau de décélération. On observe cependant que la répétabilité se dégrade légèrement avec la vitesse.

3.1.2. *Durée et intensité du freinage*

La durée moyenne de freinage a été calculée. Les données permettant son calcul sont issues du système de double GPS équipé sur le toit du véhicule.

La vitesse véhicule est dérivée afin d'en obtenir l'accélération. La période de freinage est définie comme l'intervalle de temps durant lequel la décélération dépasse un certain seuil (ici : 10km/h/s, soit environ 2,8m/s²). La durée du freinage correspond ainsi à la longueur de cet intervalle.

Les durées de freinage ainsi que le pic d'accélération moyen mesuré par la centrale inertielle placée à l'intérieur du véhicule sont décrits par le Tableau 14. Ces pics d'accélération correspondent ainsi aux pics des courbes de la figure 8.

Modalité de freinage	Vitesse de l'essai			
	8 km/h		15 km/h	
	Durée du freinage (s)	Pic de Freinage (m/s ²)	Durée du freinage (s)	Pic de Freinage (m/s ²)
RHB	0.48 ± 0.04 s	4.8 ± 0.4 m/s ²	0.80 ± 0.09 s	6.0 ± 0.6 m/s ²
AEB	0.41 ± 0.06 s	7.1 ± 0.3 m/s ²	0.61 ± 0.07 s	8.2 ± 0.4 m/s ²

Tableau 14 : Durée moyenne du freinage (± écart-type) (s) et pic d'intensité du freinage moyen (± écart-type) (m/s²)

Ces résultats nous informent sur les différences dynamiques entre les freinages RHB et AEB. Ainsi, le freinage RHB, qui correspond à un freinage réalisé par un sujet et répliqué par le robot pédale, s'avère être d'une intensité moindre et d'une durée plus longue que l'AEB. À l'inverse, l'AEB est un freinage plus court et intense.

3.2. Amplitude de mouvement volontaire active

3.2.1. Définition

Afin de normaliser les angles des sujets et dans un but de se rapprocher du critère lésionnel personnalisé (au sens de la non-atteinte des limites physiologiques de l'individu), nous avons mesuré l'amplitude de mouvement volontaire des sujets. Il est demandé au sujet de procéder à des rotations maximales volontaires actives de la tête équipée d'une centrale inertielle afin de mesurer son étendue de mouvement pour chacune des trois rotations principales (Figure 43). L'idée était alors d'exprimer l'amplitude de mouvement mesurée lors d'un tir en pourcentage de l'amplitude de mouvement volontaire active. Le Tableau 15 récapitule les valeurs d'amplitude active obtenues.

N° Sujet	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Amplitude de mouvement active (°)	92.7	148.7	116.8	158.5	72.9	90.5	171.4	90.3	94.2	96.1

Tableau 15 : Valeurs des ROM actifs des sujets pour le mouvement de flexion/extension de la tête (°)

Ces valeurs n'ont finalement pas été utilisées car elles se sont révélées non optimales : impossible de savoir si les sujets étaient au maximum (sujet 5 qui présente une faible amplitude de mouvement par exemple), placement de la centrale en T1 pouvant apporter un fort biais, plis de la peau sous la centrale en T1 pouvant exagérer les mesures (notamment pour les sujets 2, 4 et 7 qui présentent des amplitudes non physiologiques) ... Nous fournissons malgré tout les amplitudes de mesure relevées afin de montrer la forte variabilité individuelle observable. Ces valeurs soulignent les grandes variabilités inter-individuelles évoquées lors de la revue de littérature puisque l'on peut trouver des valeurs entre individus allant du simple au double (sujet 5 vs sujet 7).

3.3. Mouvement du sujet

Lors du freinage du véhicule, le corps des sujets subit une décélération transmise par l'assise du siège. La partie inférieure du corps des sujets est maintenue par la partie basse de la ceinture de sécurité pendant que le haut du corps des sujets poursuit son mouvement du fait de son inertie et commence une phase de flexion vers l'avant. La partie supérieure de la ceinture de sécurité freine alors le haut du corps du sujet jusqu'à lui donner le mouvement inverse. La tête des sujets est encore plus déphasée dans ce mouvement et se retrouve en flexion par rapport au tronc des sujets. Les forces de rappel s'exerçant alors dans la liaison tête/thorax lance alors la tête des sujets dans un mouvement d'extension par rapport au tronc.

Si l'on se focalise sur le mouvement qui anime la tête des sujets, celui-ci commence alors par une flexion de la tête vers le tronc et est suivi d'un mouvement d'extension. Les inerties de mise en mouvement des différents segments peuvent être illustrées par la Figure 46. Sur cette figure, les accélérations des différents segments du sujet n°1 en position « Phone » à 8 km/h et pour un freinage RHB sont tracées et nous pouvons voir la propagation des pics d'accélération de manière ascendante sur le corps des sujets en observant le déphasage des pics entre les courbes.

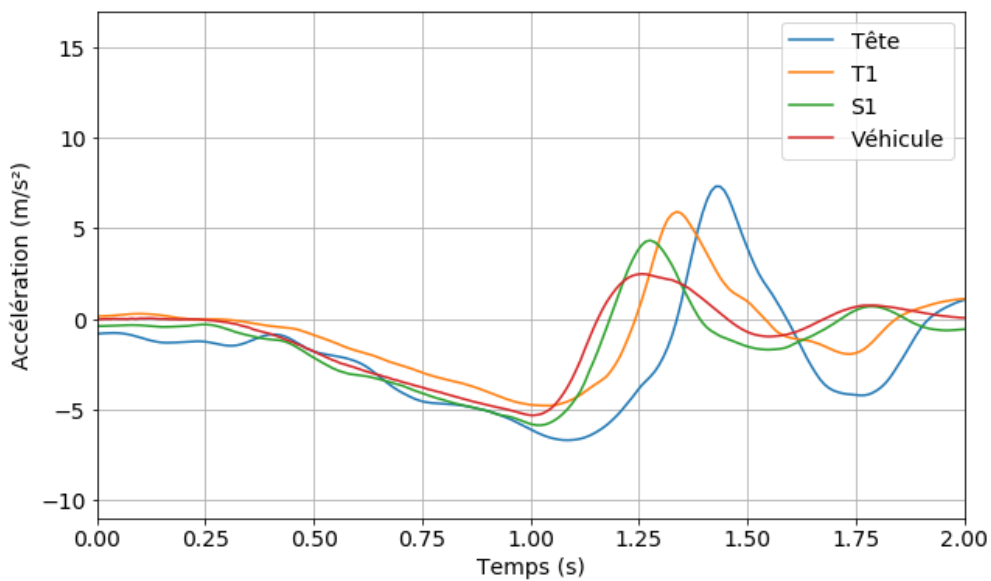


Figure 46 : Accélération des différents segments du sujet et accélération véhicule selon l'axe frontal (m/s²)

3.4. Accélération de la tête

3.4.1. Pics d'accélération

Les maximaux d'accélération de la tête des sujets ont été calculés. Le Tableau 16 récapitule la valeur moyennes des pics d'accélération de la tête des sujets ainsi que l'écart-type pour chaque condition.

Modalité de freinage	Vitesse de l'essai					
	8 km/h			15 km/h		
	Positionnement sujet			Positionnement sujet		
	Forward	Discussion	Phone	Forward	Discussion	Phone
RHB	9.6 ± 2.0	8.2 ± 1.9	9.2 ± 1.9	9.9 ± 1.8	9.3 ± 0.8	10.2 ± 2.5
AEB	10.7 ± 1.1	11.4 ± 0.8	12.0 ± 0.8	13.1 ± 1.6	12.6 ± 2.4	12.7 ± 1.8

Tableau 16 : Pics d'accélération de la tête (\pm écart-type) (m/s^2)

Les résultats d'une ANOVA répétée à trois facteurs montrent que le mode de freinage agit significativement sur le pic d'accélération de la tête du sujet ($p < 0.0001$). Le pic d'accélération de la tête est en effet plus élevé dans le cas d'un freinage AEB que dans le cas d'un freinage RHB.

3.4.2. Ratio pic d'accélération tête/pic décélération véhicule

Les pics d'accélération de la tête ont été trouvés supérieurs dans le cas de l'usage de l'AEB par rapport au RHB. Pour aller plus loin, nous proposons d'étudier le ratio entre le pic d'accélération de la tête et le pic de décélération du véhicule. D'après la revue de littérature et étant donné que l'on reste à basse énergie, on devrait s'attendre à une relation quasi-linéaire entre ces deux quantités (Siegmond et Blouin 2009). Le Tableau 17 donne le ratio moyen observé pour chaque condition.

Modalité de freinage	Vitesse de l'essai					
	8 km/h			15 km/h		
	Positionnement sujet			Positionnement sujet		
	Forward	Discussion	Phone	Forward	Discussion	Phone
RHB	1.94 ± 0.32	1.68 ± 0.34	1.85 ± 0.33	1.62 ± 0.25	1.63 ± 0.35	1.80 ± 0.47
AEB	1.51 ± 0.15	1.61 ± 0.23	1.66 ± 0.22	1.61 ± 0.21	1.50 ± 0.22	1.51 ± 0.28

Tableau 17 : Ratio pic d'accélération de la tête/pic décélération véhicule moyen (\pm écart-type)

Les résultats d'une ANOVA répétée à trois facteurs montrent que la modalité de freinage change significativement le ratio pic d'accélération de la tête/pic décélération véhicule ($p=0.01$). Le positionnement du sujet ($p=0.33$) et la vitesse utilisée ($p=0.1$) n'influencent pas ce ratio.

3.5. Angle tête/tronc

L'angle tête/tronc est une donnée importante dans notre étude puisqu'il est l'image directe de la stabilisation de la tête du sujet dans le plan frontal. La Figure 47 montre pour le sujet 6 l'évolution au cours du temps de cet angle autour du point de freinage maximal pour chacun des trois essais, à 8 km/h. Une différence de balance flexion/extension peut être observée visuellement. Le pattern de réponse pour une position donnée semble ainsi ne pas changer selon le mode de freinage utilisé.

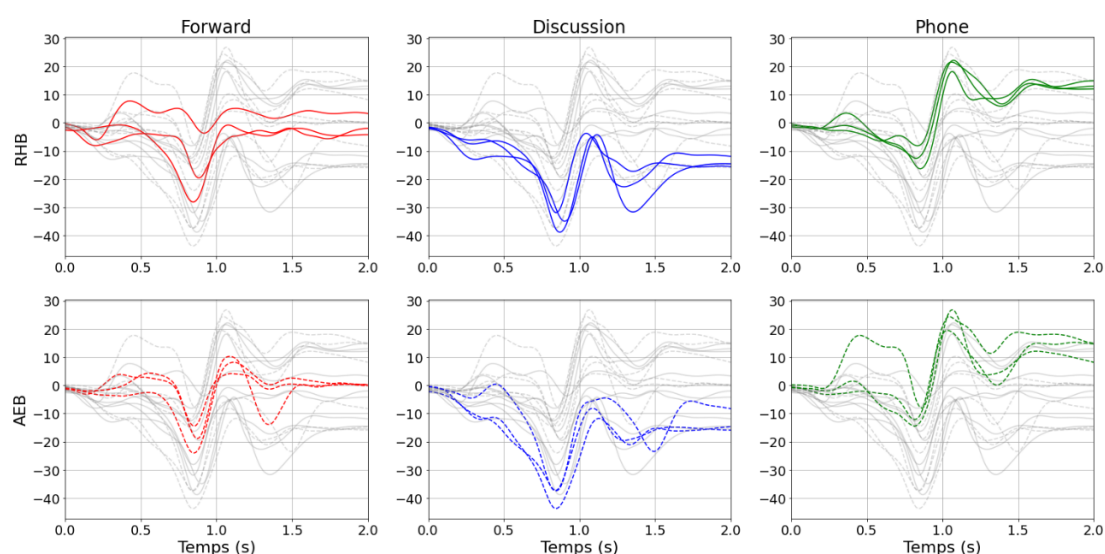


Figure 47 : Angle tête/T1 du sujet 6 au cours du temps ($^{\circ}$), pic de freinage à l'instant $T = 1s$

Chapitre 4 : Stabilisation de la tête des occupants d'un véhicule

L'amplitude de mouvement introduite précédemment a également été calculée. Le Tableau 18 donne les valeurs moyennes et l'écart-type correspondant à chaque condition.

Modalité de freinage	Vitesse de l'essai					
	8 km/h			15 km/h		
	Positionnement sujet			Positionnement sujet		
	Forward	Discussion	Phone	Forward	Discussion	Phone
RHB	21.1 ± 10.4	22.3 ± 10.1	26.1 ± 11.4	21.3 ± 11.3	22.3 ± 8.0	26.1 ± 10.0
AEB	20.8 ± 6.8	22.2 ± 7.4	25.5 ± 6.5	22.8 ± 8.2	20.8 ± 6.0	27.2 ± 7.8

Tableau 18 : Amplitude du mouvement tête/tronc (\pm écart-type) (°)

Les résultats d'une ANOVA répétée à trois facteurs montrent que le positionnement du sujet influe sur son amplitude de mouvement ($p = 0.014$). Aucune différence significative n'a été observée pour la modalité de freinage ($p = 0.96$) ou la vitesse utilisée ($p = 0.97$).

4. DISCUSSION

Les expérimentations présentées dans ce chapitre ont consisté en un total de 360 freinages réalisés sur dix volontaires. L'objectif de cette expérimentation a été d'explorer la dynamique de la tête/tronc chez des occupants d'un véhicule en utilisant deux modalités de freinage, trois positionnements initiaux des sujets et deux vitesses de véhicule. Les positions des sujets ont été choisies pour refléter des positions couramment présentes chez les occupants de véhicule : une position standard où il est demandé au sujet de regarder devant lui, une position où il est demandé au sujet de regarder sur sa droite comme s'il entretenait une conversation avec le conducteur et une position où il est demandé au sujet de pencher sa tête vers le bas comme s'il lisait un livre. Deux modalités de freinage ont été utilisées : un système de freinage automatique d'urgence nativement équipé du véhicule, déclenché à la détection d'un mannequin, et un freinage répliqué par un robot pédale correspondant à un freinage moyen réalisé par un opérateur, utilisé pour répliquer le comportement d'un conducteur dans une situation de freinage. Une alarme sonore était émise environ une seconde avant le déclenchement du freinage automatique d'urgence alors qu'aucune ne l'était lors du freinage RHB. Finalement, deux vitesses ont été utilisées afin d'explorer de potentiels effets sur les résultats.

L'expérience a utilisé un système AEB constructeur et un robot pédale afin de reproduire un freinage précédemment mesuré. Le système AEB s'est relevé être un freinage plus puissant que le freinage RHB avec un pic de freinage plus élevé et une durée plus courte. Ceci peut être observé dans la figure 8 où le stimulus mécanique enregistré par la centrale inertielle placée à l'intérieur du véhicule s'est révélé être plus fort dans le cas d'un AEB et que d'un RHB.

Concernant l'angle tête/T1, les tracés de l'angle lors du freinage montrent une répartition flexion/extension différente durant le mouvement selon la position initiale du sujet. Cette différence de balance laisse suggérer des possibles différences de risques lésionnels entre les différentes positions, qui font l'objet d'études actuelles utilisant des modèles numériques (Omerović et al. 2016). Également, l'analyse statistique des données montre que le positionnement des sujets a eu un effet significatif sur leur amplitude de mouvement globale. Celle-ci étant en moyenne la plus faible dans la position « Forward » et la plus élevée dans la position « Phone », la position « Discussion » se situant entre les deux. Nous proposons deux principales explications. Dans les conditions dites d'OOP, les muscles du cou des sujets sont dans une position de faiblesse car ils se trouvent plus proches de leurs limites physiologiques et non dans leur position nominale. Ce couple longueur-force musculaire devenant initialement défavorable, leur capacité à stabiliser la tête des sujets peut alors s'en trouver réduite (Kaufman, An et Chao 1989). Une autre explication peut se trouver dans le champ de vision des sujets. Dans la position « Discussion » et d'autant plus dans la position « Phone », les sujets ont

une vue restreinte ou quasi-nulle sur la route ce qui peut altérer leur processus cognitif de détection de l'évènement de freinage, leurs sources d'information sur ce dernier se limitant alors aux informations somatosensorielles et vestibulaires, là où la vision de la route dans la position « Forward » pouvait les aider à prendre connaissance du freinage en cours. La cognition des sujets se trouvant altérée, il se pourrait alors que l'activité musculaire diffère durant le mouvement et se traduirait par une amplitude de mouvement plus grande. Cependant cela n'a pu être corroboré par des données EMG dans le cadre de cette étude.

Pour ce qui est de l'accélération de la tête des sujets, l'analyse statistique a montré que seulement la modalité de freinage avait un impact significatif sur les résultats. Les pics d'accélération de la tête ont été en effet significativement plus élevés dans le cas du freinage AEB comparé au RHB. Ceci peut être expliqué par le fait que le freinage AEB est plus fort et possède un pic de décélération plus élevé que le freinage RHB. Les pics d'accélération de la tête sont dans la littérature corrélés aux pics d'accélération du véhicule ou du système dynamique utilisé (Siegmund et Blouin 2009). Aussi, le ratio pic d'accélération de la tête sur pic décélération véhicule est significativement plus faible dans le cas du AEB, ce qui suggère une meilleure mitigation du stimulus mécanique de la part des sujets. Également, l'amplitude de mouvement est corrélée au pic de freinage (Siegmund et Blouin 2009), or aucune différence statistique n'a été observée en termes d'amplitude de mouvement entre les deux modalités de freinage. Sachant que le niveau de freinage atteint par l'AEB est plus élevé que dans le cas du RHB, une augmentation du pic d'accélération de la tête et de l'amplitude de mouvement était attendue entre AEB et RHB à position et vitesse données. Cela laisse également suggérer une meilleure appréhension du freinage de la part des sujets. Il se pourrait que l'alarme sonore émise avant le freinage AEB ait joué un rôle dans ces résultats. En effet, il est rapporté dans la littérature que la connaissance de l'évènement de freinage induit une réduction de la dynamique de la tête chez le sujet (Kumar, Narayan et Amell 2000). Cet effet a pu se produire ici car l'alarme sonore donne au sujet l'information de l'imminence exacte du freinage dans toutes les positions, à la fois lorsqu'il peut deviner par la proximité avec le mannequin que le freinage est imminent en ayant la vue sur celui-ci mais également dans les positions où il ne le voit pas, notamment la position « Phone ». Cependant, dans les deux types de freinage utilisés, le freinage est attendu de la part du sujet, ce qui constitue une limite de l'étude car seul le minutage exact du freinage n'est pas connu dans le cas du freinage RHB. Dès lors, il se pourrait aussi que l'alarme sonore ait donné au sujet un « sens de l'urgence », augmentant ainsi sa considération pour l'évènement de freinage (Singer et al. 2015). Ceci pourrait suggérer un double rôle d'un système d'alarme dans le véhicule automatisé : prévenir le sujet de l'imminence du crash et le placer dans un cadre cognitif lui suggérant le sérieux de l'évènement à venir afin qu'il s'y prépare convenablement. Des perspectives de design d'alarme sonore sont alors envisageables : il est en effet important que le système d'alarme informe de manière efficace le sujet

sur ce qui est en train de se passer de sorte à ce que celui-ci s'y prépare au mieux. En particulier, des études ont montré des corrélations entre des paramètres du système d'alarme (fréquence du fondamental, amplitude du signal, niveaux des harmoniques...) et des paramètres objectifs (performance, stimulation physiologique...) (Edworthy 1994), (Burt et al. 1995).

Les principales limites de cette étude résident dans le manque de données physiologiques. Celles-ci n'ont pu être prises en compte et auraient pu permettre de montrer des différences significatives de recrutement musculaire, notamment avec des EMG. Ainsi les hypothèses permettant d'expliquer les résultats de la présente étude ne peuvent que se réduire à des extrapolations basées sur les résultats donnés par la littérature scientifique.

Enfin, aucune des conditions n'a vraiment permis de prendre en compte une situation où le sujet était réellement surpris par l'évènement de freinage. Il aurait été intéressant de prendre en compte une situation dans lequel le sujet doit effectuer une activité demandant une certaine charge mentale pendant que le freinage a lieu de manière inopinée, notamment dans une situation de trafic (Andersson et al. 2002). Cependant ce protocole semble difficile à mettre en place et démontre tout l'intérêt de l'intégration de la réalité virtuelle dans ce type d'expérimentation car ce genre de scénario devient alors tout à fait envisageable dans un simulateur. Cependant la comparabilité des résultats pose question comme nous avons pu le voir lors de la revue de littérature. Le prochain chapitre portera sur ces problématiques.

CHAPITRE 5 : APPORTS DE LA REALITE VIRTUELLE

1. INTRODUCTION

1.1. Contexte scientifique

Les objectifs de ce projet de thèse portent sur l'intégration des technologies immersives dans le cadre de l'étude de la stabilisation de la tête chez le sujet. En particulier certaines de ces technologies présentent l'intérêt d'intégrer directement un système dynamique. C'est notamment le cas des simulateurs de conduite.

Cependant comme nous avons pu le voir lors de la revue de littérature, l'usage des technologies de simulation virtuelle vient avec certaines problématiques : notamment la présence ainsi que le mal du simulateur.

1.2. Approche proposée

L'approche proposée et exposée dans ce chapitre consiste en deux expérimentations distinctes. Une première visera à répliquer les essais sur piste menés en Australie, présentés dans le chapitre précédent, sur un simulateur de conduite hexapode disponible au LISPEN-Institut Image. Cette première expérimentation a pour objectif d'évaluer la pertinence de cet outil dans le cadre de l'étude de la stabilisation de la tête chez le sujet. Un intérêt a été porté au mal du simulateur : les sujets ont eu à remplir le questionnaire du mal du simulateur afin de mesurer son implication. Le design de l'expérimentation et de l'environnement virtuel tachera de minimiser le risque d'apparition de ses symptômes.

Une deuxième expérimentation vise à comprendre les modifications des stratégies de stabilisation de la tête induite par le port d'un casque de réalité virtuelle. Il s'agira alors de quantifier les différences observées lorsqu'un casque de réalité virtuelle est porté par le sujet. Pour ce faire, une réplique virtuelle de la pièce expérimentale dans lequel se situe le système SLED a été utilisée. Celle-ci a été réalisée de manière à respecter le plus possible les dimensions géométriques de la pièce ainsi que la disposition des éléments en son intérieur.

2. PREMIERE PARTIE : ESSAIS SUR SIMULATEUR SAAM

2.1. Matériels et méthodes

2.1.1. Sujets

Un total de dix sujets ont pris part aux tests. Ceux-ci ont été des membres ou étudiants du LISPEN Institut Image. Leur taille, poids, âge et sexe sont donnés par le Tableau 19.

N° Sujet	Sexe	Taille (cm)	Poids	Age
1	Homme	170	83	27
2	Homme	163	62	28
3	Femme	163	56	21
4	Femme	159	56	21
5	Femme	161	54	21
6	Homme	182	79	24
7	Homme	176	100	35
8	Homme	176	68	23
9	Homme	173	61	22
10	Homme	178	70	24
Moyenne (+ écart-type)	-	170 ± 8.1	68.9 ± 14.7	24.6 ± 4.4

Tableau 19 : Données anthropologiques des sujets

En participant à l'expérience, les sujets ont dû remplir les documents suivants :

- Le formulaire expérimental : informations sur le poids, la taille, l'âge du sujet, son activité professionnelle et sportive. On demande également au sujet s'il a déjà eu un coup du lapin, si ses mouvements du cou sont actuellement restreints, s'il a eu un accident de voiture l'année courante (critères excluant) et enfin s'il a compris l'expérimentation et accepte d'y participer.
- Le formulaire de consentement : consentement du sujet à sa participation à l'expérience, droit à l'image et recueil des données
- Questionnaire de mal du simulateur (Kennedy et al. 1993)
- Questionnaire sur l'état de présence (Robillard et al. 2002)

2.1.2. *Matériel*

i) *Centrales inertielles Xsens*

Deux centrales inertielles Xsens ont été utilisées lors de ces expérimentations. Leur placement a été le suivant (Figure 48) : une première centrale a été placée sur la tête du sujet à l'aide d'un casque en plastique rigide, l'autre centrale a été placée au niveau de la vertèbre T1.

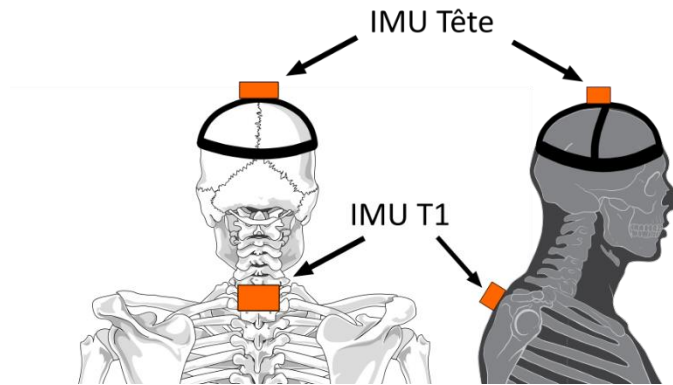


Figure 48 : Placement des IMU, adapté de Patrick J. Lynch & C. Carl Jaffe

Une procédure d'alignement et une remise à zéro des angles ont été effectuées à chaque début de mesure (voir Annexe 1). Les grandeurs d'intérêt mesurées par les centrales sont alors : leurs accélérations et leurs orientations relatives (voir Annexe 1).

ii) *Caméra embarquée*

Une caméra embarquée a été installée et fixée sur la vitre conducteur avant du simulateur afin de filmer le sujet lors de l'essai (Figure 49). L'enregistrement vidéo de l'essai a permis par la suite de vérifier la cohérence des résultats trouvés, du bon respect des consignes de position données au sujet, d'entendre les commentaires ayant été faits en direct et de discerner les essais annulés.

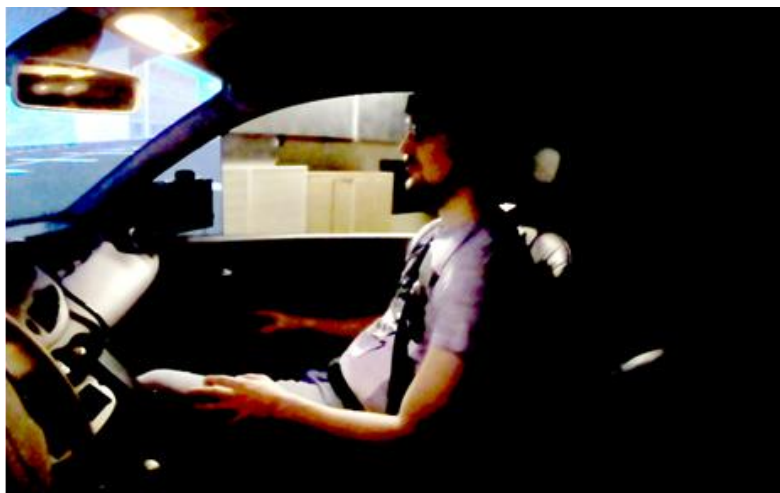


Figure 49 : Point de vue depuis la caméra embarquée

iii) Scène virtuelle

Une scène virtuelle a spécialement été conçue pour l'expérimentation. L'objectif de celle-ci a été d'être cohérente avec l'expérience menée sur piste et présentée dans le chapitre précédente. En ce sens, les dimensions de la piste ont été respectées et un environnement urbain a été recréé. La scène virtuelle se décompose en deux parties : un parcours en milieu urbain qui a servi de scène de familiarisation (Figure 50) et un parking sur lequel ont eu lieu la réplique des essais (Figure 51). Un modèle reproduisant le mannequin utilisé lors des essais australiens pour déclencher le freinage AEB a été placé en bout de piste afin de reproduire la condition de freinage.



Figure 50 : Environnement urbain



Figure 51 : Parking des essais et mannequin déclenchant le freinage AEB

iv) Simulateur de conduite

Le simulateur de conduite automobile des Arts et Métiers (SAAM) (Figure 52) a été utilisé dans cette expérimentation. Celui-ci est composé d'un cockpit de Twingo monté sur une plateforme hexapode MOOG. Trois vidéoprojecteurs permettent la projection de l'image sur un écran cylindrique couvrant 150° du champ de vision de l'utilisateur. Une surcouche logicielle permet la synchronisation des vidéoprojecteurs de sorte à avoir une seule image, déformée par rapport à la courbure de l'écran cylindrique.



Figure 52 : Simulateur SAAM

La plateforme MOOG sur lequel repose le cockpit du simulateur possède six degrés de liberté (DDL). La définition des DDL est donnée par la Figure 53.

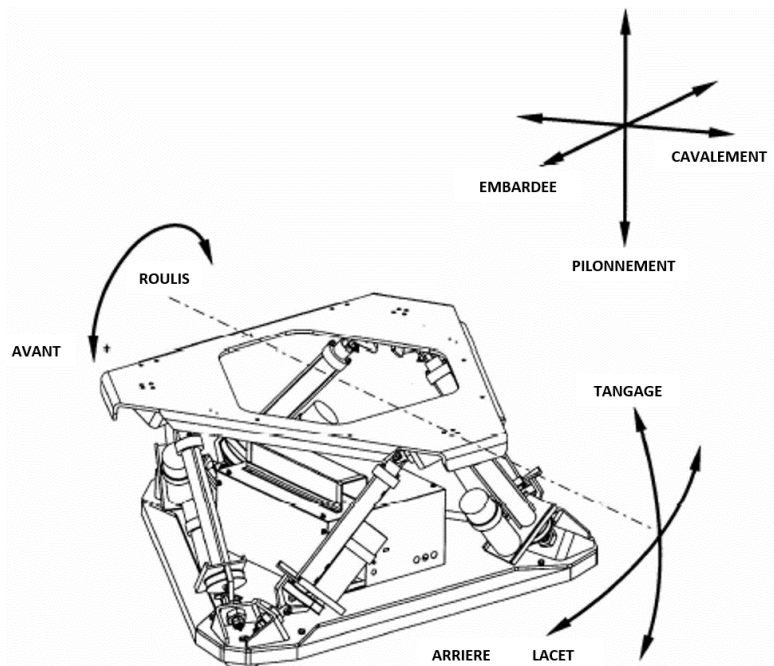


Figure 53 : Degrés de liberté de la plateforme MOOG

Les performances de la plateforme sont résumées par le Tableau 20 selon les différents degrés de liberté (DDL). L'avant de la plateforme MOOG correspond au côté de l'écran cylindrique, l'arrière correspond à l'arrière du cockpit du simulateur.

DDL	Déplacement	Vitesse	Accélération
Tangage	±22 deg	±30 deg/s	±500 deg/s ²
Roulis	±22 deg	±30 deg/s	±500 deg/s ²
Lacet	±22 deg	±40 deg/s	±400 deg/s ²
Pilonnement	±0.18 m	±0.3 m/s	±0.5 g
Cavalement	±0.25 m	±0.5 m/s	±0.6 g
Embardée	±0.25 m	±0.5 m/s	±0.6 g

Tableau 20 : Performances de la plateforme MOOG

Comme évoqué précédemment, l'amplitude de mouvement disponible dans la direction axiale du véhicule ne permet pas de reproduire avec exactitude le mouvement du véhicule lors des essais australiens. Pour ce faire, un modèle a été proposé afin de déterminer la commande du SAAM respectant au mieux les conditions des essais sur piste et est explicité dans la prochaine section.

2.1.3. Méthodes

i) Profil de commande SAAM

a) Transposition du profil d'accélération sur le simulateur SAAM

L'objectif est ici d'être le plus fidèle aux expérimentations menées en Australie. Une centrale inertielle avait été alors placée à l'intérieur du véhicule au niveau de l'appui-coude afin de servir de pont entre ces essais et ceux présentés ici. L'idée était d'utiliser l'accélération mesurée par la centrale afin de piloter le SAAM de sorte à avoir les mêmes sollicitations dynamiques. Comme les performances dynamiques du SAAM sont relativement restreintes pour ce genre d'application, nous avons essayé de nous rapprocher le plus possible du profil de freinage le plus faible dynamiquement : celui d'un freinage RHB à 8 km/h (voir Chapitre 4). Le profil moyen d'accélération mesurée pour cette condition sera l'objectif à atteindre pour la commande du SAAM.

Cependant même ce niveau de freinage reste élevé par rapport aux capacités dynamiques du SAAM puisqu'il s'effectue sur plusieurs mètres alors que le SAAM possède une course totale d'un demi-mètre dans l'axe du véhicule (Tableau 20). L'approche proposée ici est d'utiliser l'ensemble des DDL du SAAM afin de conjuguer les différentes accélérations. Également, il faut prendre en compte que sur piste, la vitesse initiale du véhicule au moment du freinage n'est pas nulle et est exactement de 8 km/h, compte tenu du profil sélectionné, pour atteindre une vitesse nulle en fin de course. Sur le simulateur, la vitesse est initialement nulle et doit l'être en bout de course. En outre, l'accélération mesurée par la centrale

inertielle fixée dans le véhicule ne correspond pas exactement à la réalité physique de l'accélération du véhicule. En effet, la centrale inertielle a été attachée au niveau de l'appui-coude et l'accélération qu'elle mesure lui est transmise par l'intermédiaire de différents éléments et notamment le système de suspension du véhicule qui peut sans doute expliquer les effets de rebond observés sur l'accélération mesurée par la centrale inertielle (voir Chapitre 3). Le simulateur ne possède pas de système de suspension et afin de retranscrire au maximum le stimulus mécanique subi par les sujets lors des essais sur piste, il a été choisi de reproduire cet effet en ne prenant en compte que le premier rebond qui est le plus fort. La prise en compte des différents éléments énoncés dans ce paragraphe a pu mener à l'établissement d'hypothèses de travail présentées dans la sous-partie suivante et du profil d'accélération cible présenté par la Figure 54 correspondant à l'accélération moyenne mesurée dans l'axe frontal et du premier rebond.

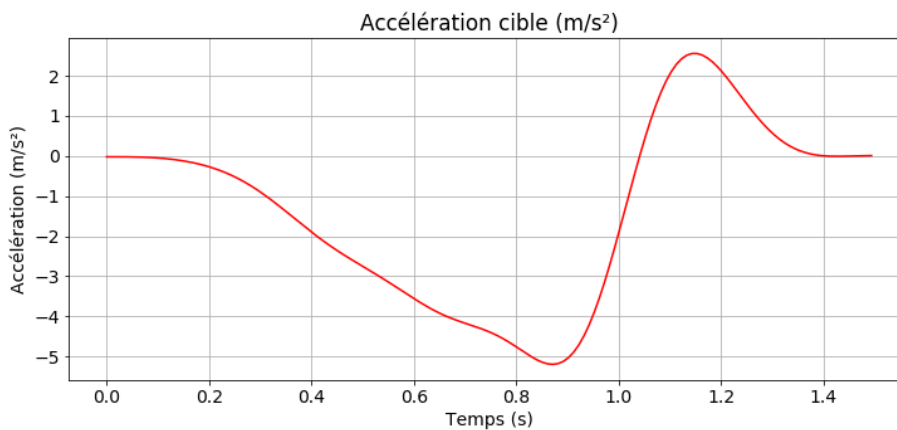


Figure 54 : Accélération cible du profil de commande SAAM (m/s²)

b) Hypothèses de travail

Afin de nous rapprocher le plus possible du profil cible, la commande du SAAM ne doit pas se contenter de le piloter dans sa direction axiale mais également sur les autres DDL qui permettent d'augmenter l'accélération mesurée sur l'axe souhaité, notamment en s'inspirant de la technique de « tilt coordination » évoquée dans le Chapitre 1. Pour ce faire, deux hypothèses de travail doivent être formulées :

- 1) Le champ d'accélération au sein du véhicule lors des essais menés en Australie est spatialement uniforme et il est ainsi constant dans tout le véhicule à un instant donné. Ainsi la mesure d'accélération effectuée au niveau de l'appui-coude correspond à celle qui aurait été mesurée si la centrale avait été placée au niveau de l'appui-tête.
- 2) L'axe d'intérêt pour cette expérience est l'axe frontal du véhicule, aussi nous comparons les sollicitations uniquement sur cet axe. En outre et d'après les éléments avancés dans le

Chapitre 1, nous attacherons une forte importance à ce que le stimulus mécanique résultant de la commande du SAAM soit proportionnel à celui mesuré dans le cadre des essais sur piste.

c) *Modélisation du problème*

La première hypothèse de travail permet de considérer que le stimulus mécanique auquel a été soumis le sujet, et en particulier au niveau de sa tête/son cou, est égal à celui mesuré par la centrale inertielle placée sur l'appui-coude lors des essais en Australie. La seconde hypothèse nous permet de nous intéresser qu'à la composante frontale de l'accélération dans le simulateur et de pouvoir ainsi agir sur d'autres DDL de la plateforme afin d'augmenter la valeur du stimulus mécanique.

Afin de déterminer la valeur de l'accélération dans le SAAM en fonction des paramètres de commande, une modélisation du problème a été proposée. La Figure 55 définit les différents repères et grandeurs de cette modélisation.

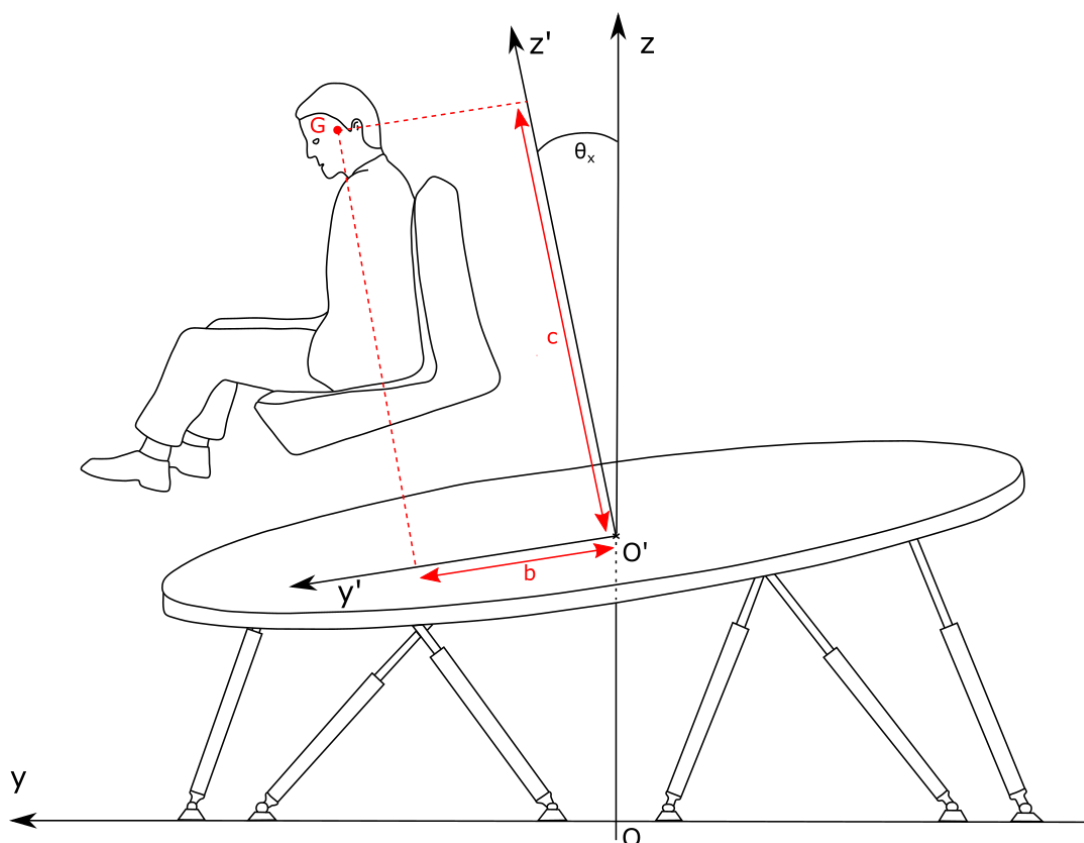


Figure 55 : Modélisation du sujet installé dans le SAAM

d) *Équation de la commande*

Comme le mouvement est supposé plan par la seconde hypothèse de travail, les valeurs des variables θ_y et θ_z sont nulles (rotation autour de leur axes respectifs, Figure 55). Également, le déplacement selon l'axe x est nul. Les variables étant couplées entre elles, nous fixerons le déplacement selon l'axe z nul de telle sorte que nous puissions profiter de l'intégralité de la course selon l'axe y qui constitue

l'axe d'intérêt de l'étude. Ainsi les deux variables sur lesquelles il sera possible de jouer seront la variable de déplacement y sur l'axe éponyme ainsi que l'angle θ_x correspond à une rotation autour de l'axe x .

Les valeurs des données géométriques (Figure 55) ont été obtenues dans les fichiers de paramétrage de la surcouche logicielle permettant l'affichage correcte de l'image sur l'écran cylindrique. Ceux-ci correspondent à la position approximative et moyenne des yeux d'un utilisateur assis dans le simulateur. On a donc comme valeurs : $b = 0 \text{ m}$ et $c = 1,35 \text{ m}$.

En considérant le point G de la tête du sujet fixe par rapport à la structure du simulateur (Figure 55) et en notant \vec{a}_{abs} son accélération absolue dans le repère $R(x, y, z)$ de la plateforme donnée par la Figure 55, on a d'après les lois de composition des accélérations :

$$\vec{a}_{abs} = \vec{a}_{relative} + \vec{a}_{entraînement} + \vec{a}_{Coriolis}$$

Avec :

- $\vec{a}_{rel} = \vec{a}_{G/R'} = \vec{0}$: pas de mouvement relatif de ce point par rapport à R' (Figure 55)
- $\vec{a}_{ent} = \vec{a}_{O'/R} + \frac{d\vec{\Omega}_{R'/R}}{dt} \times \vec{O'G} + \vec{\Omega}_{R'/R} \times (\vec{\Omega}_{R'/R} \times \vec{O'G}) = \dot{y}\vec{y}' - c\ddot{\theta}_x\vec{y}' - c\dot{\theta}_x^2\vec{z}'$
- $\vec{a}_{Coriolis} = 2\vec{\Omega}_{R'/R} \times \vec{v}_r = 2\dot{\theta}_x\vec{x}' \times \dot{y}\vec{y}' = 2\dot{\theta}_x\dot{y}\vec{z}'$

La deuxième hypothèse nous permet de poser comme critère de comparabilité que les sollicitations dynamiques d'intérêt sont celles s'exerçant frontalement par rapport au sujet, c'est-à-dire sur l'axe \vec{y}' . En particulier, un bilan des forces projetées sur cet axe donne en notant a_{exp} le profil cible issu de l'accélération mesurée par les centrales inertielles lors des essais avec le CASR :

$$a_{exp} = \vec{a}_{ent} \cdot \vec{y}' - g \cdot \sin \theta_x = \dot{y} - c\ddot{\theta}_x - g \cdot \sin \theta_x$$

e) *Résolution et restriction vis-à-vis des performances du simulateur*

Cette équation différentielle à deux inconnues (y, θ_x) possède une infinité de solutions. Nous imposerons que la quantité \dot{y} doit être proportionnelle à la quantité a_{exp} . Les conditions de nullité initiale des positions (y, θ_x) et des vitesses $(\dot{y}, \dot{\theta}_x)$ permettent de déterminer la solution qui correspond à la commande utilisée pour cette expérimentation. Cependant, le simulateur est restreint en termes de performances dynamiques. Aussi le profil de commande déterminé dépasse en certains points les performances admises par le simulateur (course, vitesse ou accélération linéaires et angulaires). Les profils de commande déterminés pour chacune des variables y et θ_x sont ainsi réduits de manière proportionnelle (ce qui permet de garder la forme du profil) de sorte à respecter les possibilités du simulateur. Également, les vitesses linéaires et angulaires finales doivent être nulles. Le

profil généré est ainsi rendu symétrique afin de satisfaire cette dernière condition. La Figure 56 et la Figure 57 montrent respectivement le profil de commande linéaire y et angulaire (θ_x) du simulateur. La Figure 58 montre l'accélération théorique mesurée dans le véhicule en intégrant les deux profils de commande dans l'équation différentielle du mouvement en comparaison avec le profil cible déterminé précédemment.

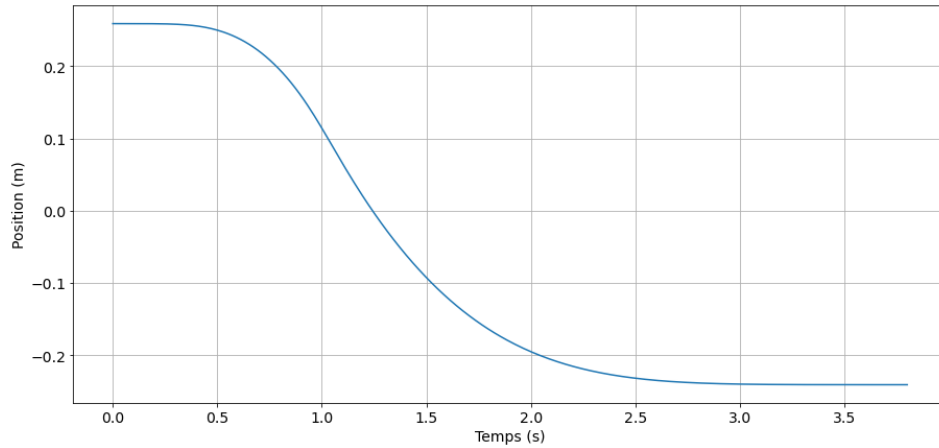


Figure 56 : Commande de position linéaire (y) (m)

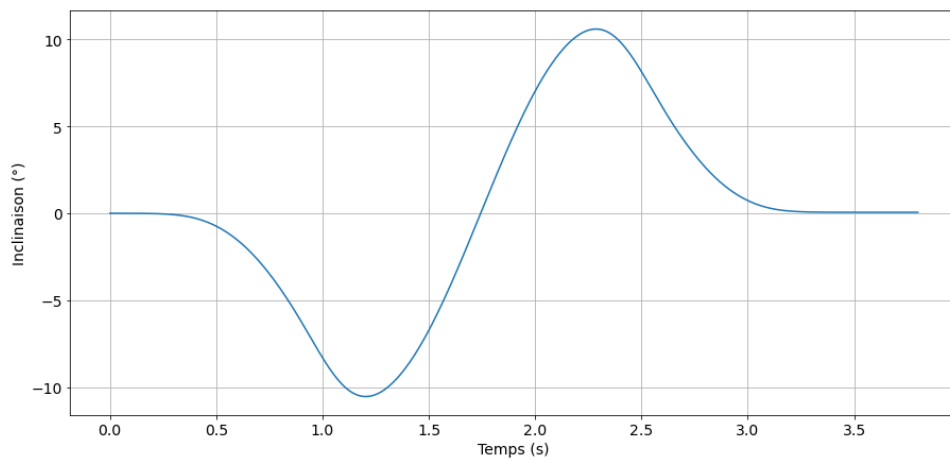


Figure 57 : Commande de position angulaire (θ_x) ($^{\circ}$)

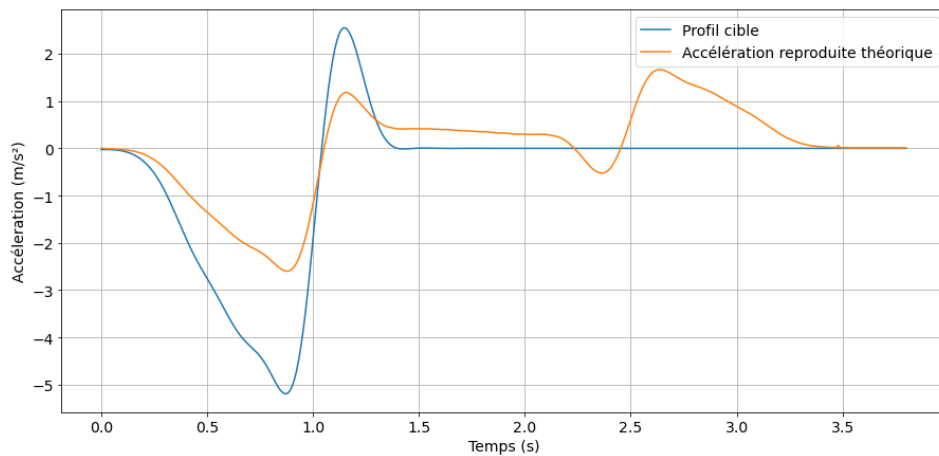


Figure 58 : Profil théorique reproduit versus profil cible (m/s^2)

Une phase de rebond est ainsi observé dans le profil reproduit après 2.5s (Figure 58). Celle-ci est due à l'arrêt de la plateforme en fin de mouvement qui n'a pas une vitesse nulle au démarrage de cette phase. La zone d'intérêt pour notre étude se situera ainsi à l'amont de cette phase de rebond et les réponses cinématiques du sujet données dans la suite s'inscriront dans cette plage temporelle.

ii) Conditions expérimentales

L'objectif étant de répliquer l'expérience menée à Adélaïde et présentée dans le précédent chapitre, les conditions expérimentales ont été grandement inspirées de cette dernière. Cependant, les niveaux de freinage atteints à Adélaïde n'étant pas reproductible sur simulateur, un paramètre μ a été introduit. Celui-ci correspond au pourcentage du profil théorique reproduit. Ainsi avec le profil maximal déterminé lors du point précédent le paramètre μ vaudra 0,5. Les valeurs de 0,2 et 0,35 ont été également prises en compte. Deux positionnements du sujet ont été testés : les positions « Forward » et « Phone » de l'expérience précédente (Figure 59).



Figure 59 : Modalités de position - Forward (gauche) et Phone (droite)

La position « Discussion » n'a en effet pas été reproduite car les plus grandes différences ont été observées lors de l'étude précédente entre les deux autres positions et l'objectif était ici de limiter le nombre de tirs afin de limiter la durée de l'expérimentation et ainsi le mal du simulateur. Également, l'écran cylindrique du SAAM recouvre 180° de l'espace de vision et si le sujet se place dans cette position, un problème d'immersion se pose puisque l'écran ne recouvre plus entièrement le champ visuel du sujet. Enfin, le freinage AEB et RHB ont été reproduits. Cependant ici, la différence entre les deux modalités de freinage ne résidait que dans la présence ou non d'un signal d'alarme et dans la zone de déclenchement.

Toujours dans un souci de limiter le nombre de répétitions par sujet, le coefficient μ n'a été modifié que pour la position « Forward » et le freinage RHB, c'est-à-dire sans alarme sonore. L'alarme sonore issue des vidéos des essais sur piste a été extraite et réutilisée dans l'environnement virtuel ce qui en fait ici l'unique différence entre les conditions AEB et RHB pour cette expérience. Le Tableau 21 :

Conditions expérimentales des essais sur SAAM récapitule les conditions expérimentales choisies pour cette expérimentation. Deux tirs ont été réalisés par condition expérimentale.

Condition	1	2	3	4	5	6
μ	0,2	0,35	0,5	0,5	0,5	0,5
Position	Forward	Forward	Forward	Forward	Phone	Phone
Freinage	RHB	RHB	RHB	AEB	RHB	AEB

Tableau 21 : Conditions expérimentales des essais sur SAAM

iii) Déroulé d'un essai

Le déroulé de l'essai ainsi que le fonctionnement du simulateur est d'abord expliqué au sujet et il est invité à remplir le formulaire de consentement ainsi que le premier questionnaire SSQ. Il est ensuite équipé des centrales inertielle et est invité à se placer à la place du passager dans le simulateur. L'expérience se décompose en deux phases :

- Les trois premières minutes sont dédiées à un trajet en milieu urbain permettant de familiariser le sujet à l'environnement virtuel et aux mouvements du simulateur. Deux virages et un feu stop sont ainsi parcourus. Une attention particulière a été portée aux mouvements de la plateforme qui s'incline de sorte à fournir une sensation de mouvement cohérente au sujet afin de limiter les risques d'apparition des symptômes du mal du simulateur.
- Une fois arrivé sur le parking, les douze tirs composant l'expérimentation ont lieu. Le véhicule virtuel suit alors le même protocole que celui de l'expérimentation au CASR : il accélère dans un premier temps, se stabilise à sa vitesse de croisière et l'évènement de freinage a lieu. Celui-ci a soit lieu au milieu de la course dans le cas d'un freinage RHB, soit en fin de course à la détection d'un mannequin de choc dans le cas d'un freinage AEB. Une alarme sonore est émise dans le cas du freinage AEB, une seconde avant le freinage.

À la fin des essais, le volontaire est aidé à descendre du simulateur et est invité à compléter les documents précédemment évoqués : formulaire expérimental, deuxième questionnaire SSQ et questionnaire QEP.

iv) Données d'intérêt

Dans le cadre de ces essais, les données d'intérêt sont les accélérations (IMU tête et T1) ainsi que l'orientation relative de ces deux centrales (évolution relative de l'angle tête/T1). Le placement des IMU a été effectué comme décrit dans la partie relatant de leur fonctionnement (voir Annexe 1).

v) *Traitement des données*

a) *Données d'accélération*

Comme pour l'étude précédente, les accélérations sont exprimées dans le repère global de l'expérience. La valeur de l'attraction gravitationnelle terrestre mesurée par les centrales inertielles sera retirée en retranchant sa valeur sur l'axe vertical afin que les accélérations mesurées correspondent intégralement aux accélérations linéaires des segments du sujet. Les accélérations des différents segments du sujet seront alors la norme du vecteur accélération correspondant.

b) *Données d'orientation*

Les données d'orientation renvoyées par les centrales inertielles sont des quaternions. Ceux-ci seront traduits en angles d'Euler avec la méthodologie décrite en Annexe 1 afin d'obtenir l'orientation relative des centrales tête et T1. En utilisant les mêmes systèmes et en considérant que le mouvement se limite à un mouvement dans le plan frontal, les angles d'intérêt correspondront aux rotations autour des axes x (Figure 60).

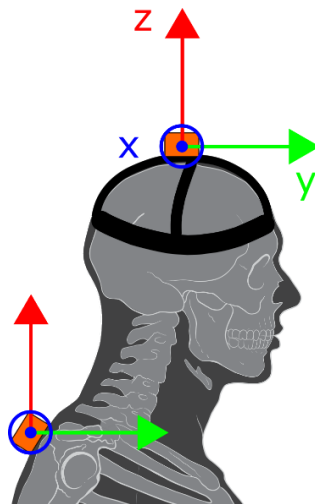


Figure 60 : Repères des centrales inertielles, adapté de Patrick J. Lynch & C. Carl Jaffe

c) *Filtrage*

Pour les mêmes raisons que pour l'étude menée sur piste, les données acquises sont initialement filtrées par un filtre de Savitzky-Golay (ordre du polynôme égal à 3 et largeur de fenêtre de 21 échantillons de mesure) (Savitzky and J. E. Golay 1964).

d) *Tests statistiques*

Pour chaque donnée d'intérêt, une analyse statistique a été effectuée afin de déterminer les variations significatives entre conditions. Comme pour l'étude précédente, le but est ici de comparer les valeurs moyennes entre les conditions définies par les différentes modalités. Les mesures étant répétées par sujet, le test statistique correspondant est l'ANOVA à mesures répétées à deux facteurs : position et freinage.

2.2. Résultats

2.2.1. Accélération de la tête

Les niveaux d'accélération de la tête des sujets ont été calculés. Le Tableau 22 récapitule les valeurs moyennes et l'écart-type des pics d'accélération pour chaque condition.

Modalité de freinage	Positionnement sujet		Coefficient de restitution		
	Forward	Phone	20%	35%	50%
RHB	6.0 ± 1.4	6.3 ± 1.5	2.6 ± 0.7	4.2 ± 1.3	6.0 ± 1.5
AEB	5.2 ± 0.6	5.5 ± 0.8			

Tableau 22 : Pics d'accélération de la tête moyen (\pm écart-type) par condition (m/s^2)

Les résultats d'une ANOVA répétée à deux facteurs montrent que le mode de freinage agit significativement sur le pic d'accélération de la tête du sujet ($p = 0.023$). Le pic d'accélération de la tête est en effet plus élevé dans le cas d'un freinage RHB que dans le cas d'un freinage AEB.

2.2.2. Angle tête/tronc

Le Tableau 23 montre les valeurs moyennes et les écart-types du débattement total de la tête des sujets par rapport à leur tronc pour les différentes conditions.

Modalité de freinage	Positionnement sujet		Coefficient de restitution		
	Forward	Phone	20%	35%	50%
RHB	20.9 ± 8.7	22.9 ± 9.7	11.0 ± 3.7	17.9 ± 6.8	20.9 ± 8.7
AEB	17.6 ± 6.1	19.3 ± 6.0			

Tableau 23 : Amplitude de mouvement tête/tronc moyenne (\pm écart-type) par condition (°)

Les résultats d'une ANOVA répétée à deux facteurs montrent que le positionnement du sujet influe sur son amplitude de mouvement ($p = 0.037$). Également, des différences significatives sont observées pour la modalité de freinage ($p = 0.01$).

2.2.3. Mal du simulateur et présence

Les scores du mal de simulateur et de présence des sujets ont été calculés. Le score de mal du simulateur moyen (\pm écart-type) est de 1.2 ± 1.6 , ce qui traduit que le mal du simulateur ne s'est pas fait ressentir chez les sujets lors de l'expérience. Le score de présence pour la sous-échelle de « Réalisme » est de 32.3 ± 2.1 , ce qui traduit un sentiment de présence dans la moyenne légèrement haute (Witmer and Singer 1998), (Robillard et al. 2002).

2.3. Discussion

L'expérience présentée dans ce premier chapitre a consisté en un total de 12 freinages effectués sur simulateur hexapode. L'objet était ici de reproduire les expérimentations présentées dans le Chapitre 4 où un total de 10 sujets avait pris part à des essais sur piste. Plusieurs conditions avaient alors été testées, notamment trois positions des sujets (« Forward », « Discussion » ou « Phone »). Également, deux modalités de freinage avaient été intégrées : soit le freinage était effectué par un système constructeur de freinage automatique d'urgence (freinage AEB), déclenché au moyen d'un mannequin présent en bout de piste, soit le freinage avait été réalisé par un robot pédale et correspondait au freinage moyen réalisé par un utilisateur (freinage RHB). Une alarme sonore était émise environ une seconde avant le freinage AEB, alors qu'aucun son particulier n'était émis lors du freinage RHB. Nous avons alors pu montrer que les pics d'accélération de la tête des sujets dans le cas d'un freinage AEB étaient supérieurs à ceux observés dans le cas d'un freinage RHB. Cependant, nous n'avons remarqué aucune différence significative en termes de débattement angulaire moyen de la tête des sujets au cours de ces expérimentations et nous avons ainsi supposé que l'alarme sonore avait certainement permis aux sujets de mieux appréhender le freinage : en connaissant sa temporalité et en leur donnant un certain « sens de l'urgence » (Singer et al. 2015).

Pour les expérimentations présentées dans ce chapitre, l'objectif a été de répliquer l'expérimentation réalisée en partenariat avec le CASR. Une centrale inertielle avait alors été placée sur l'appui-coude avant du véhicule afin de mesurer les sollicitations dynamiques au cours des essais et de servir de pont entre les deux expériences. Nous l'avons vu, les performances dynamiques du SAAM sont limitées par ses différentes courses, vitesses et accélérations maximales autorisées pour chaque DDL. Nous avons donc fait le choix de reproduire le freinage le moins fort dynamiquement, à savoir le freinage effectué à 8 km/h pour le freinage RHB. Un modèle a ainsi été introduit afin de déterminer la commande linéaire et angulaire permettant de se rapprocher au mieux des sollicitations dynamiques observées sur piste. Cependant un coefficient de 0,5 existe entre les sollicitations réalisables par le SAAM et celles enregistrées sur piste. Plusieurs valeurs de ce coefficient ont été introduites afin de connaître l'effet de ce dernier. Le profil d'accélération utilisé a, contrairement aux essais sur piste, été le même entre les conditions AEB et RHB. Seule la présence de l'alarme sonore et la façon dont le freinage se déclenche différenciait ces deux modalités. Enfin, une attention particulière a été portée à ce que les symptômes du mal du simulateur n'apparaissent pas lors des expériences. La durée totale de l'expérience a été réduite. Ainsi, le nombre d'essai par condition a été réduit à deux et la position « Discussion » n'a pas été répliquée car lors des essais sur piste, les différences les plus significatives ont été mesurées entre les deux autres positions. Également, une attention a été portée

à ce que la plateforme reproduise des mouvements cohérents avec le flux visuel pendant la phase de familiarisation.

Le mal du simulateur et le sentiment de présence des sujets ont été estimés au moyen de questionnaires. Ceux-ci ont révélés que le mal du simulateur ne s'est pas fait ressentir chez nos sujets. Également, les sujets ont ressenti un niveau de présence relativement élevé et homogène.

Concernant le coefficient de restitution, celui-ci semble jouer un rôle quasi-linéaire sur les pics d'accélération de la tête. Étant donné qu'il impacte directement et linéairement les sollicitations au sein du véhicule, cet effet était attendu. Ce coefficient n'a cependant pas un effet linéaire sur l'amplitude de mouvement total de la tête des sujets. Il est donc difficile d'extrapoler les valeurs obtenues ici par rapport aux valeurs d'angles mesurées sur piste.

Pour ce qui est de la modalité de position, les mêmes effets sont observés que pour les essais sur piste : la position phone est celle pour laquelle les plus grands mouvements de flexion/extension de la tête sont observés. Également, nous supposons que le fait que les muscles ne se trouvent alors pas dans leur position d'équilibre physiologique et soient en positionnement d'étirement/contraction (selon leur rôle) implique qu'ils soient moins à même de résister à un stimulus donné (Kaufman, An et Chao 1989).

Enfin, les résultats observés sur la modalité de freinage corroborent ceux trouvés lors des essais sur piste. En effet, nous avons alors émis l'hypothèse que la présence de l'alarme sonore aidait les sujets à mitiger un stimulus dynamique plus fort car le débattement angulaire restait le même malgré un freinage plus puissant dans le cas AEB. Ici aucune différence d'intensité n'existe entre les modalités RHB et AEB. Cependant, nous observons des différences significatives entre les amplitudes de mouvement, moindres dans le cas du freinage RHB, ce qui semble aller dans les mêmes sens que les conclusions faites dans le Chapitre 4. Comme nous l'avons vu, la connaissance de l'évènement dynamique réduit les amplitudes de mouvement chez le sujet (Kumar, Narayan et Amell 2000). Ainsi le double rôle de l'alarme (prévenir le sujet du freinage et lui donner un sens de l'urgence) est une hypothèse qu'il semble légitime de retenir. Également, l'alarme sonore semble homogénéiser les amplitudes des mouvements du sujet : l'écart-type est moindre dans les cas où elle est présente. Cela suggère notamment que la réduction d'amplitude est d'autant plus présente chez les sujets présentant déjà de larges mouvements, qui sont potentiellement plus à risques. Cet effet pourrait être d'autant plus important qu'ici les sujets s'attendent à un freinage de la part du système et que seule la temporalité de ce dernier leur est inconnue. Aucune condition n'a permis de prendre en compte un freinage totalement imprévu par les sujets, ce qui constitue une limite pour cette étude.

Comme pour l'étude menée sur piste, les résultats laissent entrevoir des perspectives de design d'alarme sonore : des corrélations entre des paramètres du système d'alarme (fréquence du fondamental, amplitude du signal, niveaux des harmoniques...) et des paramètres objectifs (performance, stimulation physiologique...) ont en effet pu être montrées. (Edworthy 1994), (Burt et al. 1995).

Enfin, cette étude a permis une première utilisation d'un simulateur de conduite dans le cadre de l'étude de la stabilisation de la tête du sujet. Nous avons pu ici trouver des résultats cohérents avec des essais menés sur piste, au sens où ils nous ont permis de dégager les mêmes tendances dans la cinématique des sujets. Cette étude montre donc le potentiel d'utilisation de la simulation de conduite pour l'étude de la réponse dynamique du sujet. Des perspectives d'étude dans ce sens sont ainsi envisageables. Si nous avons pu ici montrer que l'étude sur simulateur fournissait une première approximation des tendances, avec des grandeurs cohérentes de réponse dynamique, il serait intéressant d'aller plus loin en analysant finement la comparabilité des deux méthodes, notamment en impliquant les mêmes sujets sur piste et simulateur afin d'en comparer les profils de réponse, car nous l'avons vu, l'individualité de la réponse est grande dans ce contexte d'étude. Également l'impact du mal du simulateur et le rôle de la présence n'ont pu être discutés ici, notamment car le premier n'a pu être observé et parce que le sentiment de présence s'est révélé très homogène chez les sujets. Là aussi, une étude proposant différentes qualités d'environnement virtuel auxquels seraient soumis les mêmes sujets offrirait une perspective intéressante afin de quantifier l'effet de la présence sur la réponse du sujet et d'ainsi vérifier l'authenticité du comportement du sujet en environnement virtuel. À plus long terme, des études sur simulateur utilisant un scénario de conduite autonome ou un scénario accidentel pourraient permettre de mieux comprendre les mécanismes de réaction du sujet dans de telles situations.

Comme évoqué dans la partie introductive de ce chapitre, nous avons tâché de comprendre les modifications induites par le port d'un casque de réalité virtuelle sur la dynamique tête/cou du sujet. Pour ce faire, nous avons observés la cinématique de sujets portant un visiocasque HTC Vive et accélérés par un système SLED. La prochaine partie exposera nos résultats quant à l'utilisation de ce système.

3. DEUXIEME PARTIE : ESSAIS SLED AVEC VISIOCASQUE

3.1. Matériels et méthodes

3.1.1. Sujets

Les sujets ayant participé à cette expérience ont été les mêmes que ceux de l'expérience présentée dans le Chapitre 3. Un total de 17 sujets a donc pris part à cette expérience.

3.1.2. Matériels

Le matériel d'acquisition des données utilisées reprend exactement celui de l'expérimentation présentée dans le Chapitre 3. Aussi, ces essais ont eu lieu lors de la même session pour chaque sujet et l'appareillage et le positionnement des centrales inertielles ont été les mêmes. À ces capteurs s'ajoute l'utilisation du visiocasque HTC Vive (Figure 61).



Figure 61 : Visiocasque HTC Vive

Une scène virtuelle visant à reproduire la pièce dans laquelle se situe le système SLED a été conçue dans le cadre d'un stage de master 1 (Figure 62). Cette scène a été modélisée à partir de mesures réelles prises dans la pièce et se veut cohérente vis-à-vis de cet environnement et le sujet est placé au même endroit dans la scène virtuelle qu'en réalité. Le système SLED a également été utilisé avec le même profil d'accélération que dans le Chapitre 3.



Figure 62 : Modélisation 3D de l'environnement SLED

3.1.3. Méthodes

i) Protocole

Compte tenu du protocole des expérimentations du Chapitre 3, les tirs réalisés avec le casque de réalité virtuelle équipé sur la tête du sujet ont été effectués en toute fin d'expérimentation, c'est-à-dire après les tirs incluant le visionnage de vidéos 360°. Un temps de repos a été observé par les sujets consécutivement à ces essais, permettant notamment l'équipement du casque de réalité virtuelle, ainsi nous supposons que les sujets ont pu revenir à un état émotionnel « neutre ». Les tirs avec casque de réalité virtuelle sont comparés alors aux tirs réalisés en tout début d'expérience, décrit sous l'appellation « Neutre », sans visiocasque (voir Chapitre 3). Un total de quatre tirs a ainsi été effectué avec le casque de réalité virtuelle.

ii) EMG

Le placement des électrodes EMG sur le sujet est donné dans le Chapitre 4 par la Figure 22. Les signaux bruts des capteurs EMG ont été filtrés en utilisant un filtre passe bande de Butterworth d'ordre 4 de fréquences 20 et 400 Hz (Kim 2015). La moyenne quadratique, ou « Root Mean Square » (RMS), des signaux a ensuite été calculée sur une fenêtre glissante de 50 ms (Kim 2015). La Figure 63 montre le signal EMG brut, filtré ainsi que le RMS correspondant. Pour chaque essai et chaque muscle, l'activité musculaire moyenne a été calculée en moyennant le RMS normalisé par sa valeur moyenne sur les 8 essais du sujet donné (4 essais sans casque, 4 essais avec casque).

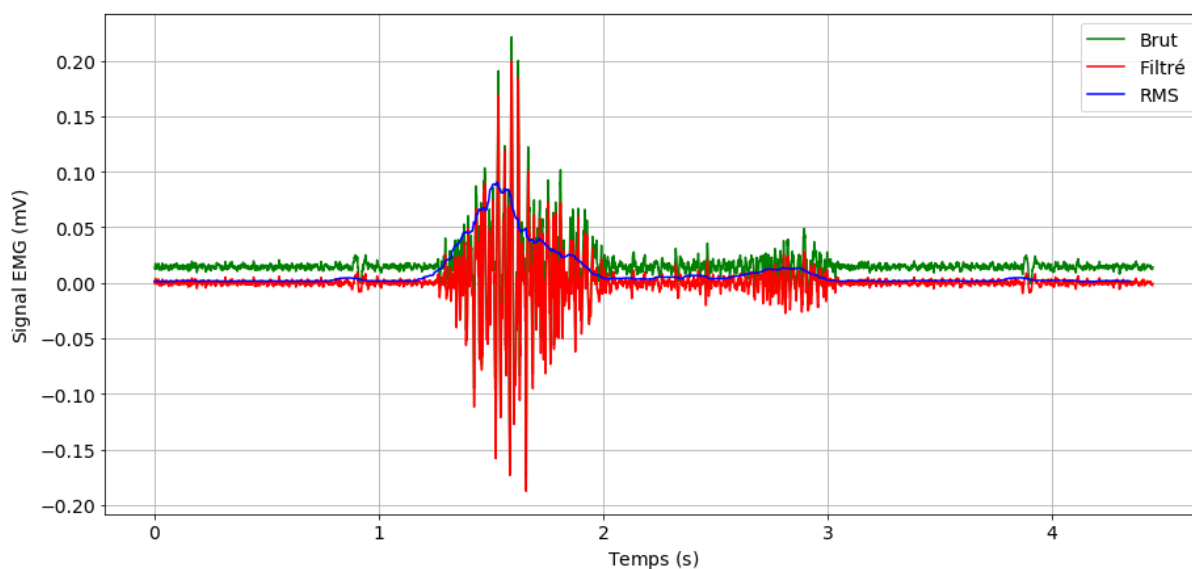


Figure 63 : Signal EMG brut, filtré et RMS (mV) du sujet 3 pour le tir n°4 avec visiocasque, muscle sternocléidomastoidien gauche

3.2. Résultats

3.2.1. Accélération de la tête

Les niveaux d'accélération de la tête des sujets ont été calculés. Le Tableau 24 récapitule la valeur moyennes et l'écart-type des pics d'accélération pour chaque condition.

	Sans visiocasque	Avec visiocasque
Accélération de la tête moyenne (\pm écart-type)	$4.3 \pm 0.3 \text{ m/s}^2$	$4.2 \pm 0.5 \text{ m/s}^2$

Tableau 24 : Accélération maximale de la tête avec et sans port de visiocasque (m/s^2)

Les résultats d'un t-test de Student comparant les accélérations moyennes de la tête des sujets avec et sans visiocasque montrent qu'il n'y a pas de différences significatives entre ces deux modalités ($p = 0.94$).

3.2.2. Angle tête/tronc

Des t-test pour échantillons appariés sur l'extension maximale, la flexion maximale et l'amplitude globale de mouvement entre leurs moyennes respectives avec et sans visiocasque montrent qu'il n'y a pas de différences significatives concernant l'amplitude globale du mouvement ($p = 0.25$) mais que l'extension et la flexion maximales observées diffèrent significativement ($p = 0.03$ et $p = 0.01$, respectivement).

	Sans visiocasque	Avec visiocasque
Extension maximale (\pm écart-type)	$4.8 \pm 4.4^\circ$	$6.3 \pm 4.4^\circ$
Flexion maximale (\pm écart-type)	$9.0 \pm 4.0^\circ$	$6.4 \pm 2.8^\circ$
Amplitude globale (\pm écart-type)	$13.8 \pm 7.0^\circ$	$12.8 \pm 6.1^\circ$

Tableau 25 : Extension maximale, flexion maximale et amplitude du mouvement de la tête moyennes de la tête des sujets vis à vis de T1 ($^\circ$)

3.2.3. EMG

Les activités musculaires moyennes des différents muscles des sujets en fonction du port du visiocasque sont données par la Figure 64. Ces quantités permettent de quantifier l'activité musculaire sur l'ensemble du tir. En moyenne, une plus grande activité des muscles splenius capitis (SP) (extenseur

de la tête) est observée lorsqu'un sujet est équipé du visiocasque. À l'inverse, l'activité musculaire des muscles sternocléidomastoïdien (SCM) (flexeur de la tête) reste la même lors du port du visiocasque.

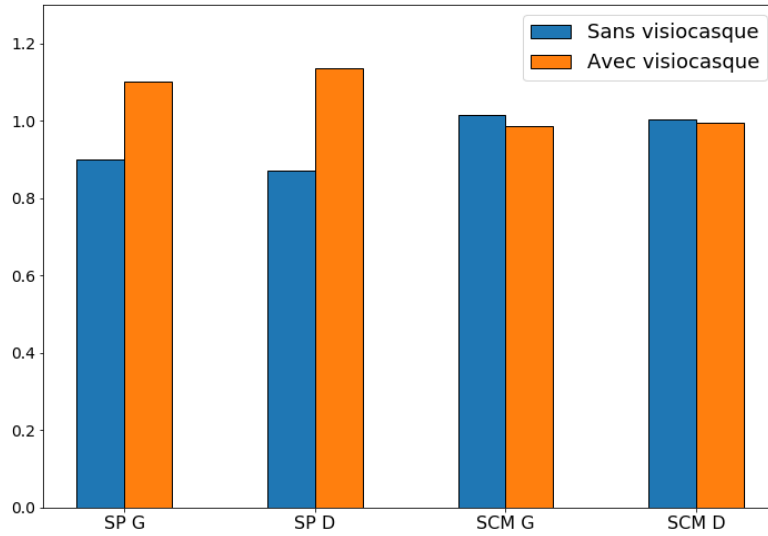


Figure 64 : Activité musculaires moyennes par muscle et selon le port du visiocasque. Les muscles splenius capitis gauche et droit sont représentés par les mentions SP G et SP D respectivement. Les muscles SCM gauche et droit sont représentés par les mentions SCM G et SCM D.

3.3. Discussion

Les résultats montrent ici que le pic d'accélération de la tête n'a pas varié significativement avec le port du visiocasque HTC Vive par les sujets. Aucune différence significative sur l'amplitude du mouvement globale du mouvement tête/tronc n'est observée entre les deux conditions. Cependant, une distribution flexion/extension différente est observée. En particulier, le port du visiocasque semble atténuer la flexion du sujet au profit de son extension. Le poids du casque est d'environ 600 g, soit entre 10 et 15 % de la masse du crâne (Clauser, McConville et Young 1969). Cependant la majeure partie de cette masse se retrouve excentrée en avant par rapport au centre de gravité de la tête des sujets. Les sujets doivent alors utiliser leurs muscles extenseurs de la tête pour contrebalancer le poids du casque et assurer leur stabilité. Ceci peut être illustré par la Figure 64 où une plus grande activité des muscles SP est en effet observée avec le port du visiocasque. Le plus grand recrutement des muscles extenseurs du cou semble s'opposer ainsi au mouvement de flexion de la tête, là où il facilite le mouvement d'extension. Le port du visiocasque a donc un effet significatif sur la réponse cinématique du sujet.

Nous pourrions suggérer alors que des masses additionnelles soient rajoutées à l'arrière du casque afin de compenser la masse de ce dernier. Cependant, cette solution pourrait augmenter davantage l'inertie globale de la tête des sujets et ainsi se traduire dans la cinématique des sujets, ce qui mériterait certainement d'être étudié.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Les travaux de recherche présentés dans ce manuscrit ont eu pour but d'apporter des réponses aux questions de recherche suivantes :

- Quel est l'impact de l'état émotionnel et physiologique du sujet sur sa réponse dynamique ?
- À quels changements de comportement dynamique des passagers d'un véhicule peut-on s'attendre lorsque celui-ci effectue des actions autonomes ?
- Quel est le domaine de validité de la réalité virtuelle pour l'étude de la dynamique de la tête ?

Pour ce faire, les travaux menés dans le cadre de ce projet se sont articulés autour de trois expérimentations traitant chacune d'une question de recherche, correspondant aux trois précédents chapitres de ce manuscrit.

Impact de l'état émotionnel et physiologique

Si l'hypothèse que nous faisons au départ, à savoir que l'induction d'une émotion de stress chez les sujets réduirait leur cinématique, n'a pu être validée dans le cadre de ces travaux sur l'ensemble des sujets, nous avons tout de même observé des différences de cinématiques chez la plupart des sujets au travers des différentes conditions expérimentales. Cependant, l'individualité de la réponse aux stimuli émotionnels ne permet pas de généraliser les résultats à l'ensemble des sujets de cette étude et limite ainsi la réponse que nous pouvons apporter à notre question de recherche : l'état émotionnel et physiologique impacte la réponse dynamique du sujet. Les résultats de nos travaux montrent l'intérêt de la prise en compte de l'état physiologique du sujet pour la compréhension de sa réponse dynamique. Les limites de cette étude nous permettent d'entrevoir des perspectives pour ces travaux portant notamment sur le choix des stimuli ou encore la superposition de l'accélération du SLED au stimulus émotionnel.

Comportement dynamique des passagers d'un véhicule effectuant des actions autonomes

Nous avons mis en évidence des variations de pattern de cinématique observées chez différents sujets selon leur positionnement initial, peu décrites dans la littérature. Également, nous avons mis en avant le rôle d'une alarme sonore dans la mitigation du stimulus mécanique de freinage chez les sujets. Pour répondre à la question de recherche que nous nous sommes posée, nous concluons que des changements de cinématique de la tête des occupants sont à attendre dans le cadre d'un véhicule qui effectue des actions autonomes, en particulier du fait des différentes positions que pourront adopter les occupants du véhicule induiront mais également par les différences de dynamique des systèmes utilisés. En particulier, nos travaux démontrent qu'une grande importance doit être donnée à ce que

des systèmes d'alarme, notamment sonore, soient utilisés afin de prévenir les occupants de l'imminence d'un freinage brusque ou d'un choc afin de leur permettre de s'y préparer et d'ainsi réduire leur cinématique de tête et probablement le risque lésionnel associé au whiplash. Une des perspectives d'étude envisagée est de proposer un protocole expérimental visant à pouvoir comparer une situation où le freinage est totalement inattendu à une situation où l'utilisateur est prévenu par l'alarme sonore, ce qui n'a pas pu être réalisé dans le cadre de ces travaux afin d'appuyer d'autant plus cette conclusion. L'étude de paramètres liés à la modalité ou à la conception du système d'alarme est également une perspective intéressante dans ce contexte.

Validité de la réalité virtuelle

Nos travaux ont également permis d'étudier la validité de la réalité virtuelle comme outil d'étude de la stabilisation de la tête chez le sujet au travers de deux systèmes : le SAAM et le visiocasque HTC Vive. Une première expérimentation répliquant les essais menés avec le CASR a permis de montrer les mêmes effets sur la cinématique des sujets que sur piste : modification du pattern selon la position et mitigation du stimulus quand l'alarme sonore est présente. Nous avons ainsi proposé un modèle et une commande dynamique permettant de trouver des résultats cohérents avec une situation réelle. En cela, nos résultats suggèrent que l'usage du simulateur SAAM s'avère efficace pour l'étude de la stabilisation de la tête et les travaux que nous avons pu mener à cette égard montre une validité à minima relative des technologies de réalité virtuelle, en ce sens où elles permettent une bonne estimation du comportement dynamique du sujet. Une deuxième expérimentation réalisée dans le cadre de ces travaux de thèse nous a permis de quantifier les différentes cinématiques observées chez un sujet portant un visiocasque. Nos résultats montrent que ce dernier modifie significativement la dynamique de la tête des sujets. Il conviendrait alors d'en tenir compte ou d'essayer d'équilibrer la répartition des masses d'une quelconque manière, cependant les sollicitations dynamiques qui en découleraient seraient alors amplifiées du fait de l'augmentation de l'inertie de la tête des sujets.

Synthèse des travaux

Le projet de thèse rapporté par le présent manuscrit a été motivé par l'intégration des technologies immersives pour l'étude de la stabilisation de la tête chez le sujet et s'est décliné autour des trois axes de recherche précédemment discutés. Ce projet est original car les technologies immersives n'avaient jusque lors pas été utilisées dans le cadre de l'étude de la stabilisation de la tête chez le sujet. La validation de ces outils dans ce cadre a figuré comme une des principales motivations de nos travaux : tant du point de vue de leur capacité à induire des états de stress chez le sujet afin de quantifier son impact sur la réponse dynamique, que du point de vue de la validité des résultats obtenus lorsque le sujet est en immersion dans un environnement virtuel dynamique vis-à-vis d'une situation réelle. En cela, nos travaux montrent l'intérêt des technologies immersives pour l'étude de la stabilisation de la

tête du sujet : elles permettent d'induire des changements physiologiques chez le sujet, pouvant se traduire par des modifications de sa réponse dynamique et les résultats que nous pouvons déduire de telles études s'avère valide à minima relativement en regard de situations réelles.

Perspectives

Les conclusions de nos travaux nous permettent d'entrevoir de nombreuses perspectives pour les suites de ce projet. À court terme, la poursuite des essais sur SLED ainsi que des améliorations protocolaires, basées sur les résultats de nos études et de l'appréhension que nous avons pu obtenir des technologies immersives permettront d'aller plus loin dans la compréhension de l'impact de facteurs cognitifs et physiologiques chez le sujet.

À moyen terme, l'ensemble des données acquises lors des expérimentations menées dans le cadre des travaux présentés ici sont autant de ressources pouvant être exploitées pour alimenter des modèles numériques dynamiques du rachis cervical en développement à l'IBHGC. Également, la poursuite des travaux menés sur simulateur autour du signal d'alarme, notamment dans des situations inattendues et de trafic, et intégrant des variables physiologiques, pourra permettre de mieux comprendre les différents schéma-types accidentels.

Si l'origine de ce projet et le fil conducteur de ce manuscrit s'est trouvé dans l'étude du whiplash, d'autres domaines d'études pourraient trouver un intérêt à intégrer les technologies immersives pour l'étude du comportement dynamique du sujet. En particulier, les équipes travaillent sur les conditions pré-crash automobile et de leurs répercussions sur les risques associés pourraient trouver un grand intérêt à l'intégration de telles technologies afin de mieux comprendre la réaction des occupants du véhicule selon diverses conditions expérimentales. Le scénario d'un crash véhicule offre par exemple des perspectives intéressantes. L'étude de la physiologie du sujet, en immersion dans un environnement virtuel dédié, selon différentes modalités cognitives (anticipation ou non de la part du sujet, présence ou non d'un système d'alerte, charge mentale du sujet) offrirait ainsi la possibilité de mieux comprendre le scénario accidentel type du whiplash. Également, les résultats de tels travaux pourraient à long terme permettre le développement de nouveaux moyens de sécurité, rendus possible par la miniaturisation des moyens de calculs embarqués, des capteurs et de l'avènement des technologies d'intelligence artificielle, et pouvant prendre en compte des facteurs extérieurs au véhicule mais également liés au sujet, son positionnement, sa cognition afin d'optimiser leur réponse.

De nombreuses perspectives d'étude sont ainsi envisageables pour la suite de ce projet, qui, nous l'espérons, devrait permettre de mieux comprendre les mécanismes de stabilisation de la tête du sujet afin de mieux le protéger, notamment dans le cas du whiplash.

REFERENCES

- Adolphs, Ralph. 2013. "The Biology of Fear." *Current Biology* 23(2):R79–93.
- Alpini, Dario C. 2014. *Whiplash Injuries Diagnosis and Treatment*. edited by Springer.
- Anderson, James, Nidhi Kalra, Karlyn Stanley, Paul Sorensen, Constantine Samaras, and Oluwatobi Oluwatola. 2016. *Autonomous Vehicle Technology: A Guide for Policymakers*.
- Andersson, Gerhard, Jenni Hagman, Roya Talianzadeh, Alf Svedberg, and Hans Christian Larsen. 2002. "Effect of Cognitive Load on Postural Control." *Brain Research Bulletin* 58(1):135–39.
- Anderst, William J., William F. Donaldson, Joon Y. Lee, and James D. Kang. 2013. "Cervical Spine Intervertebral Kinematics with Respect to the Head Are Different during Flexion and Extension Motions." *Journal of Biomechanics* 46(8):1471–75.
- Arbogast, Kristy B., Sriram Balasubramanian, Thomas Seacrist, Matthew R. Maltese, J. Felipe Garcia-Espana, Terrence Hopely, Eric Constans, Francisco J. Lopez-Valdes, Richard W. Kent, Hiromasa Tanji, and Kazuo Higuchi. 2009. "Comparison of Kinematic Responses of the Head and Spine for Children and Adults in Low-Speed Frontal Sled Tests." *SAE Technical Papers* 2009-Novem(November):329–72.
- Armstrong, Bridget S., Peter J. McNair, and Maynard Williams. 2005. "Head and Neck Position Sense in Whiplash Patients and Healthy Individuals and the Effect of the Cranio-Cervical Flexion Action." *Clinical Biomechanics* 20(7):675–84.
- Aykent, B., F. Merienne, D. Paillot, and A. Kemeny. 2014. "The Role of Motion Platform on Postural Instability and Head Vibration Exposure at Driving Simulators." *Human Movement Science* 33(1):354–68.
- Azevedo, Tatiana M., Eliane Volchan, Luiz A. Imbiriba, Erika C. Rodrigues, José M. Oliveira, Liliam F. Oliveira, Luiz G. Lutterbach, and Claudia D. Vargas. 2005. "A Freezing-like Posture to Pictures of Mutilation." *Psychophysiology* 42(3):255–60.
- Bandet, J. 1971. "Étude Biomécanique De La Liaison Tête Thorax." (11).
- Bannister, G., R. Amirfeyz, S. Kelley, and M. Gargan. 2009. "Whiplash Injury." *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B* 91(7):845–50.
- Barnsley, Les, Susan Lord, and Nikolai Bogduk. 1994. "Clinical Review Whiplash Injury." *Pain* 58(3):283–307.
- Beeman, Stephanie M., Andrew R. Kemper, and Stefan M. Duma. 2016. "Neck Forces and Moments of Human Volunteers and Post Mortem Human Surrogates in Low-Speed Frontal Sled Tests." *Traffic Injury Prevention* 17(S1):141–49.
- Blanchard, D. C. and R. J. Blanchard. 1988. "Ethoexperimental Approaches to the Biology of Emotion." *Annual Review of Psychology* 39:43–68.
- Blommer, Mike. 2018. "Ford's Use of Driving Simulator Technology for Automated Driving Feature Development." in *DSC 2018 Europe VR*.
- Blouin, Jean Sébastien, J. Timothy Inglis, and Gunter P. Siegmund. 2006. "Auditory Startle Alters the Response of Human Subjects Exposed to a Single Whiplash-like Perturbation." *Spine* 31(2):146–54.

Références

- Bogduk, Nikolai and Narayan Yoganandan. 2001. "Biomechanics of the Cervical Spine Part 3: Minor Injuries." *Clinical Biomechanics* 16(4):267–75.
- Bono, G., F. Antonaci, S. Ghirmai, F. D'Angelo, M. Berger, and G. Nappi. 2000. "Whiplash Injuries: Clinical Picture and Diagnostic Work-Up." *Clin Exp Rheumatol* 18(2 Suppl 19):S23-8.
- Boström, Ola, Maria Krafft, Bertil Aldman, Arno Eichberger, Rikard Fredriksson, Yngve Haland, Per Lövsund, Hermann Steffan, Mats Svensson, and Claes Tingvall. 1997. "Prediction of Neck Injuries in Rear Impacts Based on Accident Data and Simulations." *Proceedings of the 1997 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact* 251–64.
- Botella, C., R. M. Bafios, C. Perpina, H. Villa, M. Alcafiiz, and A. Rey. 1998. "Virtual Reality Treatment of Claustrophobia: A Case Report." *Behaviour Research and Therapy* 36:239–46.
- Boucsein, Wolfram, Don C. Fowles, Sverre Grimnes, Gershon Ben-Shakhar, Walton T. Roth, Michael E. Dawson, and Diane L. Fillion. 2012. "Publication Recommendations for Electrodermal Measurements." *Psychophysiology* 49(8):1017–34.
- Brault, John R., Gunter P. Siegmund, and Jeffrey B. Wheeler. 2000. "Cervical Muscle Response during Whiplash: Evidence of a Lengthening Muscle Contraction." *Clinical Biomechanics* 15(6):426–35.
- Brault, John R., Jeffrey B. Wheeler, Gunter P. Siegmund, and Elaine J. Brault. 1998. "Clinical Response of Human Subjects to Rear-End Automobile Collisions." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 79(1):72–80.
- Burt, Jennifer L., Debbie S. Bartolome, Daniel W. Burdette, and J. Raymond Comstock. 1995. "A Psychophysiological Evaluation of the Perceived Urgency of Auditory Warning Signals." *Ergonomics* 38(11):2327–40.
- Cannon, Walter B. 1915. *Bodily Changes in Pain, Hunger, Fear and Rage*.
- Carlsson, Anna, Astrid Linder, Johan Davidsson, Wolfram Hell, Sylvia Schick, and Mats Svensson. 2011. "Dynamic Kinematic Responses of Female Volunteers in Rear Impacts and Comparison to Previous Male Volunteer Tests." *Traffic Injury Prevention* 12(4):347–57.
- Carreiras, C., AP Alves, A. Lourenço, F. Canento, H. Silva, and A. Fred. 2015. "BioSPPy - Biosignal Processing in Python."
- Chapron, Thomas and Jean-pierre Colinot. 2007. "The New PSA Peugeot-Citroën Advanced Driving Simulator Overall Design and Motion Cue Algorithm." *Driving Simulation Conference* 42:173.
- Chen, Hai-bin, King H. YANG, and Zheng-guo Wang. 2009. "Biomechanics of Whiplash Injury." *Chinese Journal of Traumatology* 12(5):305–14.
- Chen, LD and Y. Papelis. 2001. "NADS at the University of IOWA: A Tool for Driving Safety Research." *Proceedings of the 1st ...* 2001:1–14.
- Cholewicki, Jacek, Manohar M. Panjabi, Kimio Nibu, Lawrence B. Babat, Jonathan N. Grauer, and Jiri Dvorak. 1998. "Head Kinematics during in Vitro Whiplash Simulation." *Accident Analysis and Prevention* 30(4):469–79.
- Clauser, Charles E., John T. McConville, and J. W. Young. 1969. "Weight, Volume, and Center of Mass of Segments of the Human Body." *National Technical Information Service* 1–112.
- Cronin, Duane S., Dilaver Singh, Donata Gierczycka, Jeffery Barker, and David Shen. 2018. *Modeling the Neck for Impact Scenarios*. Elsevier Inc.
- Dall'Alba, P. Sterling, M. Trealeven, J. Edwards, S. Jull, G. 2001. "Cervical Range of Motion Discriminates between Asymptomatic and Whiplash Subjects." *Spine* 26(4):1043.

Références

- Dehner, Christoph, Sylvia Schick, Markus Arand, Martin Elbel, Wolfram Hell, and Michael Kramer. 2008. "Influence of Anthropometry on the Kinematics of the Cervical Spine and the Risk of Injury in Sled Tests in Female Volunteers." *Accident Analysis and Prevention* 40(4):1305–12.
- Dinh, Huong Q., Neff Walker, Chang Song, Akira Kobayashi, and Larry F. Hodges. 1999. "Evaluating the Importance of Multi-Sensory Input on Memory and the Sense of Presence in Virtual Environments." *Proceedings IEEE Virtual Reality*.
- Drottning, M. 2003. "Cervicogenic Headache after Whiplash Injury." *Curr Pain Headache Rep* 7(5):384–86.
- Dufour, M. and M. Pillu. 2007. "Biomécanique Fonctionnelle." 592.
- Edworthy, Judy. 1994. "The Design and Implementation of Non-Verbal Auditory Warnings." *Applied Ergonomics* 25(4):202–10.
- Van Ee, Chris A. and Roger W. Nightingale. 2000. "Tensile Properties of the Human Muscular and Ligamentous Cervical Spine." *SAE Technical Papers* 2000(November).
- Ekstrom, Richard A., Robert A. Donatelli, and Gary L. Soderberg. 2004. "Normalization Procedures Using Maximum Voluntary Isometric Contractions for the Serratus Anterior and Trapezius Muscles during Surface EMG Analysis." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15:418–28.
- Fagnant, Daniel J. and Kara Kockelman. 2015. "Preparing a Nation for Autonomous Vehicles: Opportunities, Barriers and Policy Recommendations." *Transportation Research Part A: Policy and Practice* 77:167–81.
- Fanselow, Michael S. 1994. "Neural Organization of the Defensive Behavior System Responsible for Fear." *Psychonomic Bulletin & Review* 1(4):429–38.
- Farmer, Charles M., Joann K. Wells, and John V. Werner. 1999. "Relationship of Head Restraint Positioning to Driver Neck Injury in Rear-End Crashes." *Accident Analysis and Prevention* 31(6):719–28.
- Fuchs, Philippe. and Guillaume Moreau. 2003. "Le Traité de La Réalité Virtuelle. Volume 1, Fondements et Interfaces Comportementales." *Sciences Mathématiques et Informatique*.
- Garcia, David Váñez, Rudi A. J. O. Dierckx, Andreas Otte, and Gert Holstege. 2014. "Whiplash, Real or Not Real? A Review and New Concept." Pp. 948–52 in *Pet and Spect in Neurology*. Vol. 46.
- Grapperon, J., A. C. Pignol, and J. Vion-Dury. 2012. "La Mesure de La Réaction Électrodermale." *Encephale* 38(2):149–55.
- Hagenaars, Muriel A., Melly Oitzl, and Karin Roelofs. 2014. "Updating Freeze: Aligning Animal and Human Research." *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 47:165–76.
- Heikkila, Hannu. 1998. "Cervicocephalic Kinesthetic Sensibility, Active Range of Cervical Motion, and Oculomotor Function in Patients with Whiplash Injury." *Physical Medicine and Rehabilitation* 79(9):1–4.
- Hernández, Ivonne A., Ken R. Fyfe, Giseon Heo, and Paul W. Major. 2005. "Kinematics of Head Movement in Simulated Low Velocity Rear-End Impacts." *Clinical Biomechanics* 20(10):1011–18.
- Hillier, Martin Charles. 2008. "Head Acceleration And Associated Pain Felt In The Neck Region During a Simulated Automobile Low Velocity Rear-End Collision As a Function Of Seat Back Angle." University of Florida.
- Himmetoglu, S., M. Acar, K. Bouazza-Marouf, and A. J. Taylor. 2011. "Car Seat Design to Improve Rear-Impact Protection." *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of*

Références

- Automobile Engineering* 225(4):441–59.
- Howard, Richard P., Alfred P. Bowles, Herbert M. Guzman, and Scott W. Krenrich. 1998. "Head, Neck, and Mandible Dynamics Generated by 'Whiplash.'" *Accident Analysis and Prevention* 30(4):525–34.
- Janitzek, Timmo. 2017. "Reining in Whiplash – Better Protection for Europe's Car Occupants." *ETSC - European Transport Safety Council*.
- Kaneoka, Koji, Koshiro Ono, Satoshi Inami, and Koichiro Hayashi. 1999. "Motion Analysis of Cervical Vertebrae during Whiplash Loading." *Spine* 24(8):763–70.
- Kaufman, Kenton R., Kai Nan An, and Edmund Y. S. Chao. 1989. "Incorporation of Muscle Architecture into the Muscle Length-Tension Relationship." *Journal of Biomechanics* 22(8–9):943–48.
- Kelly, Kevin, Adam Heilbrun, and Barbara Stacks. 1989. "An Interview with Jaron Lanier." *Whole Earth Review*, 108–19.
- Kennedy, Robert S., Norman E. Lane, S. Kevin, and Michael G. Lilienthal. 1993. "Simulator Sickness Questionnaire: An Enhanced Method for Quantifying Simulator Sickness." *The International Journal of Aviation Psychology* 3(3):203–20.
- Kim, Man Sig. 2015. "Neck Kinematics and Sternocleidomastoid Muscle Activation during Neck Rotation in Subjects with Forward Head Posture." *Journal of Physical Therapy Science* 27(11):3425–28.
- Kleinberger, Michael, Emily Sun, Rolf Eppinger, Saul Roger, and Shashi Kuppa. 1998. *Development of Improved Injury Criteria for the Assessment*.
- Klinich, Kathleen Desantis, Sheila M. Ebert, Chris A. Van Ee, Carol A. C. Flannagan, Monica Prasad, Matthew P. Reed, and Lawrence W. Schneider. 2004. "Cervical Spine Geometry in the Automotive Seated Posture: Variations with Age, Stature, and Gender." *SAE Technical Papers* 2004-Novem(November):301–30.
- Ko, C. P. 2001. "Neuromuscular System." *International Encyclopedia of the Social & Behavioral Sciences*.
- Konrad, Peter. 2006. *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Vol. 100.
- Kozłowska, Kasia, Peter Walker, Loyola McLean, and Pascal Carrive. 2015. "Fear and the Defense Cascade: Clinical Implications and Management." *Harvard Review of Psychiatry* 23(4):263–87.
- Krašna, Simon and Srđan Đorđević. 2020. "Estimating the Effects of Awareness on Neck-Muscle Loading in Frontal Impacts with Emg and Mc Sensors." *Sensors (Switzerland)* 20(14):1–15.
- Kühnapfel, U., H. K. Çakmak, and H. Maaß. 2000. "Endoscopic Surgery Training Using Virtual Reality and Deformable Tissue Simulation." *Computers and Graphics* 24(5):671–82.
- Kumar, Shrawan, Robert Ferrari, and Yogesh Narayan. 2004. "Cervical Muscle Response to Posterolateral Impacts - Effect of Head Rotation." *Clinical Biomechanics* 19(9):899–905.
- Kumar, Shrawan, Robert Ferrari, and Yogesh Narayan. 2005. "Kinematic and Electromyographic Response to Whiplash-Type Impacts. Effects of Head Rotation and Trunk Flexion: Summary of Research." *Clinical Biomechanics* 20(6):553–68.
- Kumar, Shrawan, Yogesh Narayan, and Tyler Amell. 2000. "Role of Awareness in Head-Neck Acceleration in Low Velocity Rear-End Impacts." *Accident Analysis and Prevention* 32(2):233–41.

Références

- Kumar, Shrawan, Yogesh Narayan, and Tyler Amell. 2003. "Analysis of Low Velocity Frontal Impacts." *Clinical Biomechanics* 18(8):694–703.
- Kuo, Calvin, Jodie Sheffels, Michael Fanton, Ina Bianca Yu, Rosa Hamalainen, and David Camarillo. 2019. "Passive Cervical Spine Ligaments Provide Stability during Head Impacts." *Journal of the Royal Society Interface* 16(154).
- Kyriakidis, M., R. Happee, and J. De Winter. 2015. "Public Opinion on Automated Driving: Results of an International Questionnaire among 5000 Respondents." *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour* 32:127–40.
- Laporte, Sebastien, Danping Wang, Jennyfer Lecompte, Sophie Blancho, Baptiste Sandoz, Antoine Feydy, Pavel Lindberg, Julien Adrian, Elodie Chiarovano, Catherine de Waele, and Pierre Paul Vidal. 2016. "An Attempt of Early Detection of Poor Outcome after Whiplash." *Frontiers in Neurology* 7(OCT).
- Laville, A., S. Laporte, and W. Skalli. 2009. "Parametric and Subject-Specific Finite Element Modelling of the Lower Cervical Spine. Influence of Geometrical Parameters on the Motion Patterns." *Journal of Biomechanics* 42(10):1409–15.
- Lin, James Jeng Weei, Henry B. L. Duh, Donald E. Parker, Habib Abi-Rached, and Thomas A. Furness. 2002. "Effects of Field of View on Presence, Enjoyment, Memory, and Simulator Sickness in a Virtual Environment." *Proceedings - Virtual Reality Annual International Symposium* (February 2014):164–71.
- Lindsay, Peter H. and Donald A. Norman. 1972. *Human Information Processing: An Introduction to Psychology*.
- Mang, Daniel W. H., Gunter P. Siegmund, J. Timothy Inglis, and Jean Sébastien Blouin. 2012. "The Startle Response during Whiplash: A Protective or Harmful Response?" *Journal of Applied Physiology* 113(4):532–40.
- Mang, Daniel Wh, Gunter P. Siegmund, and Jean-Sébastien Blouin. 2014. "Whiplash Evokes Descending Muscle Recruitment and Sympathetic Responses Characteristic of Startle." *The Journal of the Canadian Chiropractic Association* 58(2):109–18.
- Martin, Julien. 2015. "Le Whiplash : Évolution Des Moyens de Traitement Masso-Kinésithérapiques Depuis Les Recommandations HAS 2003."
- Marx, Brian P., John P. Forsyth, Gordon G. Gallup, and Jennifer M. Lexington. 2008. "Tonic Immobility as an Evolved Predator Defense :." *Clinical Psychology: Science and Practice* 15:74–90.
- Matsumoto, Y. and M. J. Griffin. 1998. "Dynamic Response of the Standing Human Body Exposed to Vertical Vibration: Influence of Posture and Vibration Magnitude." *Journal of Sound and Vibration* 212(1):85–107.
- McClune, Tim, A. K. Burton, and G. Waddell. 2002. "Whiplash Associated Disorders: A Review of the Literature to Guide Patient Information and Advice." *Emergency Medicine Journal* 19(6):499–506.
- McConville, John T. and Thomas D. Churchill. 1981. *Anthropometric Relationships of Body and Body Segment Moments of Inertia*.
- Meusel, Chase. 2014. "Exploring Mental Effort and Nausea via Electrodermal Activity within Scenario-Based Tasks." 85.
- Milakis, Dimitris, Bart Van Arem, and Bert Van Wee. 2017. "Policy and Society Related Implications of Automated Driving: A Review of Literature and Directions for Future Research." *Journal of Intelligent Transportation Systems: Technology, Planning, and Operations* 21(4):324–48.

Références

- Miller, George A., Eugene Galanter, and Karl H. Pribram. 1960. *Plans and the Structure of Behavior*.
- Minton, R., P. Murray, W. Stephenson, and C. S. B. Galasko. 2000. "Whiplash Injury - Are Current Head Restraints Doing Their Job?" *Accident Analysis and Prevention* 32(2):177–85.
- Mullen, N., J. Charlton, A. Devlin, and M. Bédard. 2011. *Simulator Validity: Behaviors Observed on the Simulator and on the Road*.
- Nahon, Meyer A. and Lloyd D. Reidj. 1988. "Simulator Motion-Drive Algorithms : A Designer's Perspective." *J. Guidance* 13(2):356–62.
- Nakayama, Keita, Masataka Sakane, Susumu Ejima, Daisuke Ito, Tomofumi Nishino, Sou Kitajima, and Masashi Yamazaki. 2015. "Simultaneous Three-Dimensional Analysis of Cervical Spine Kinematics in the Axial and Sagittal Views during a Simulated Frontal Impact: Differences between Tensed and Relaxed States." *Asian Spine Journal* 9(6):876–83.
- O'Driscoll, Olive, Marianne Magnusson, Pope Malcolm Henry, and Chow Daniel Hung-Kay. 2019. "Muscle Activity during Low-Speed Rear Impact." *Chinese Journal of Traumatology - English Edition* 22(2):80–84.
- Olszko, Ardyn V., Christine M. Beltran, Kimberly B. Vasquez, James S. McGhee, Valeta C. Chancey, Narayan Yoganandan, Frank A. Pintar, and Jamie L. Baisden. 2018. "Initial Analysis of Archived Non-Human Primate Frontal and Rear Impact Data from the Biodynamics Data Resource." *Traffic Injury Prevention* 19:S44–49.
- Omerović, Senad, Ernst Tomasch, Andreas J. Gutsche, and Ivan Prebil. 2016. "Comparative Study of Potential Whiplash Injuries for Different Occupant Seated Positions during Rear End Accidents." *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 18(4):145–58.
- ONISR. 2020. *L'accidentalité Routière En 2019 - Bilan Définitif*.
- Ono, Koshiro, Susumu Ejima, Youhei Suzuki, Koji Kaneoka, Makoto Fukushima, and Sadayuki Ujihashi. 2006. "Prediction of Neck Injury Risk Based on the Analysis of Localized Cervical Vertebral Motion of Human Volunteers During Low-Speed Rear Impacts." *IRCOBI Conference Proceedings* (September):103–13.
- Ono, Koshiro, Koji Kaneoka, Adam Wittek, and Janusz Kajzer. 1997. "Cervical Injury Mechanism Based on the Analysis of Human Cervical Vertebral Motion and Head-Neck-Torso Kinematics during Low Speed Rear Impacts." *SAE Technical Papers*.
- Panjabi, Manohar M. 1998. "Cervical Spine Models for Biomechanical Research." *Spine* 23(24):2684–2700.
- Panjabi, Manohar M., Shigeki Ito, Paul C. Ivancic, and Wolfgang Rubin. 2005. "Evaluation of the Intervertebral Neck Injury Criterion Using Simulated Rear Impacts." *Journal of Biomechanics* 38(8):1694–1701.
- Péninou, Gilles and Patrick Colné. 2018. *La Posture Debout*. Elsevier.
- Rastović, Pejana, Marija Definis Gojanović, Ines Perić, Marko Pavlović, Josip Lesko, Gordan Galić, and Marko Ostojić. 2018. "Anthropometric Characteristics and Traffic Accident Circumstances of Patients with Isolated Whiplash Injury in University Clinical Hospital Mostar." *Medicinski Glasnik* 15(1):59–65.
- Reason, J. T. and J. J. Brand. 1975. *Motion Sickness*. Academic Press.
- Reymond, G. and A. Kemeny. 2000. "Motion Cueing in the Renault Driving Simulator." *Vehicle System Dynamics* 34(4):249–59.

Références

- Robillard, G., S. Bouchard, P. Renaud, and L. G. Cournoyer. 2002. "Validation Canadienne-Française de Deux Mesures Importantes En Réalité Virtuelle : L'Immersive Tendances Questionnaire et Le Presence Questionnaire." 25. *Congrès de La Société Québécoise Pour La Recherche En Psychologie* 1–2.
- Roelofs, Karin. 2017. "Freeze for Action : Neurobiological Mechanisms in Animal and Human Freezing." (July).
- Ropelato, Sandro, Fabio Zünd, Stéphane Magnemat, Marino Menozzi, and Robert W. Sumner. 2018. "Adaptive Tutoring on a Virtual Reality Driving Simulator."
- Ryan, G. A., G. W. Taylor, V. M. Moore, and J. Dolinis. 1993. "Neck Strain in Car Occupants. The Influence of Crash-Related Factors on Initial Severity." *Medical Journal of Australia* 159(10):651–56.
- Sandoz, B., A. Simonin, D. Saletti, and S. Laporte. 2014. "Sled Acceleration Control for Low-Speed Impact Testing and Transient Response Studies." *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 17(SUPP1):48–49.
- Sandoz, Baptiste, Kateřina Bucsuházy, Andrew van den Berg, Jeffrey Dutsche, and Jamie Mackenzie. 2018. "Acceleration of a Car Passenger during Automatic Emergency Braking." Dublin: 8th World Congress of Biomechanics.
- Sandoz, Baptiste, Laetitia Rodrigues, Jeremy Pitman, Nicolas Jem, Damien Subit, Pierre-Paul Vidal, and Sébastien Laporte. 2016. "Vision Effect on the Head Stabilization During Controlled Linear Acceleration of Seated Volunteers." 4(1):2016.
- Sandoz, Baptiste, Antoine Simonin, Dominique Saletti, Sébastien Laporte, Baptiste Sandoz, Antoine Simonin, Dominique Saletti, and Sébastien Laporte. 2014. "Sled Acceleration Control for Low Speed Impact Testing and Transient Response Studies To Cite This Version : HAL Id : Hal-01065602 Science Arts & Métiers (SAM)."
- Sarrami, Pooria, Elizabeth Armstrong, Justine M. Naylor, and Ian A. Harris. 2017. "Factors Predicting Outcome in Whiplash Injury: A Systematic Meta-Review of Prognostic Factors." *Journal of Orthopaedics and Traumatology* 18(1):9–16.
- Savitzky, Abraham. and M. J. E. Golay. 1964. "Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures." *Analytical Chemistry* 36(8):1627–39.
- Schafer, Ronald W. 2011. "A Savitzky-Golay Filter?" (July):111–17.
- Schmitt, Kai Uwe, Markus H. Muser, Felix H. Walz, and Peter F. Niederer. 2002. "Nkm - A Proposal for a Neck Protection Criterion for Low-Speed Rear-End Impacts." *Traffic Injury Prevention* 3(2):117–26.
- Schoettle, Brandon and Michael Sivak. 2014. "A Survey of Public Opinion about Connected Vehicles in the U.S., the U.K., and Australia." 2014 *International Conference on Connected Vehicles and Expo, ICCVE 2014 - Proceedings* (July):687–92.
- Schuemie, Martijn J., Peter van der Straaten, Merel Krijn, and Charles A. P. G. van der Mast. 2001. "Research on Presence in Virtual Reality: A Survey." *CyberPsychology & Behavior* 4(2):183–201.
- Siegmund, Gunter P. and Jean Sébastien Blouin. 2009. "Head and Neck Control Varies with Perturbation Acceleration but Not Jerk: Implications for Whiplash Injuries." *Journal of Physiology* 587(8):1829–42.
- Siegmund, Gunter P., Bradley E. Heinrichs, and Jeffrey B. Wheeler. 1999. "The Influence of Head Restraint and Occupant Factors on Peak Head/Neck Kinematics in Low-Speed Rear-End

Références

- Collisions." *Accident Analysis and Prevention* 31(4):393–407.
- Siegmund, Gunter P., David J. King, Jonathan M. Lawrence, Jeffrey B. Wheeler, John R. Brault, and Terry A. Smith. 1997. "Head/Neck Kinematic Response of Human Subjects in Low-Speed Rear-End Collisions." *Stapp Car Crash Conference Proceedings (P-315)*:357–85.
- Siegmund, Gunter P., David J. Sanderson, Barry S. Myers, and J. Timothy Inglis. 2003. "Rapid Neck Muscle Adaptation Alters the Head Kinematics of Aware and Unaware Subjects Undergoing Multiple Whiplash-like Perturbations." *Journal of Biomechanics* 36(4):473–82.
- Singer, J., N. Lerner, D. Kellman, and E. Robinson. 2015. "Crash Warning Interface Metrics : Warning and Message Perception Under Ambient Noise Conditions Laboratory Experiments." (November).
- Singh, Santokh. 2015. "Critical Reasons for Crashes Investigated in the National Motor Vehicle Crash Causation Survey." *National Highway Traffic Safety Administration* (February):1–2.
- Slater, Mel and Martin Usoh. 1993. "Presence in Immersive Virtual Environments." *1993 IEEE Annual Virtual Reality International Symposium (c)*:90–96.
- Spielberger, C. D., F. Gonzalez-Reigosa, A. Martinez-Urrutia, L. F. S. Natalicio, and D. S. Natalicio. 1971. "Development of the Spanish Edition of the State–Trait Anxiety Inventory." *Interamerican Journal of Psychology* 5:145–158.
- Spielberger, D., R. L. Gorsuch, P. R. Lushene, P. R. Vagg, and G. A. Jacobs. 1983. "State-Trait Anxiety Inventory for Adults." 76.
- Stemper, Brian D. and Brian D. Corner. 2016. "Whiplash-Associated Disorders: Occupant Kinematics and Neck Morphology." *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 46(10):834–44.
- Stemper, Brian D., Narayan Yoganandan, Joseph F. Cusick, and Frank A. Pintar. 2006. "Stabilizing Effect of Precontracted Neck Musculature in Whiplash." *Spine* 31(20):733–38.
- Stemper, Brian D., Narayan Yoganandan, Raj D. Rao, and Frank A. Pintar. 2005. "Reflex Muscle Contraction in the Unaware Occupant in Whiplash Injury." *Spine* 30(24):2794–98.
- Stoffregen, T. A., L. J. Hettinger, M. W. Haas, M. M. Roe, and L. J. Smart. 2000. "Postural Instability and Motion Sickness in a Fixed-Base Flight Simulator." *Human Factors* 42(3):458–69.
- Stoffregen, Thomas A. and Gary E. Riccio. 1991. "An Ecological Theory of Motion Sickness and Postural Instability." *Ecological Psychology* 3(3):195–240.
- Sturzenegger, Matthias, Giuseppe DiStefano, Bogdan P. Radanov, and Ayesha Schnidrig. 1994. "Presenting Symptoms and Signs after Whiplash Injury: The Influence of Accident Mechanisms." *Neurology* 44(4):688–93.
- Subit, Damien, Philippe Vezin, Sebastien Laporte, and Baptiste Sandoz. 2017. "Will Automated Driving Technologies Make Today's Effective Restraint Systems Obsolete?" *American Journal of Public Health* 107(10):1590–92.
- Suikat, Reiner. 2005. "The New Dynamic Driving Simulator at DLR." *Driving Simulator Conference* 374–81.
- Tortora, Gerard J. and Bryan Derrickson. 2017. *Principles of Anatomy & Physiology*.
- Trommer, Stefan, Viktoriya Kolarova, Eva Fraedrich, Lars Kröger, Benjamin Kickhöfer, Tobias Kuhnimhof, Barbara Lenz, and Peter Phleps. 2016. "Autonomous Driving - The Impact of Vehicle Automation on Mobility Behaviour." *Ifmo- Institute for Mobility Research* (December):2–71.

Références

- Vasavada, Anita N., Jonathan Danaraj, and Gunter P. Siegmund. 2008. "Head and Neck Anthropometry, Vertebral Geometry and Neck Strength in Height-Matched Men and Women." *Journal of Biomechanics* 41(1):114–21.
- Viano, David C. and Johan Davidsson. 2002. "Neck Displacements of Volunteers, BioRID P3 and Hybrid III in Rear Impacts: Implications to Whiplash Assessment by a Neck Displacement Criterion (NDC)." *Traffic Injury Prevention* 3(2):105–16.
- Viano, David C. and Martin F. Gargan. 1996. "Headrest Position during Normal Driving: Implication to Neck Injury Risk in Rear Crashes." *Accident Analysis and Prevention* 28(6):665–74.
- Viano, David C. and Chantal S. Parenteau. 2011. "BioRID Dummy Responses in Matched ABTS and Conventional Seat Tests on the IIHS Rear Sled." *Traffic Injury Prevention* 12(4):339–46.
- Vibert, N., T. Hoang, D. P. D. Gilchrist, H. G. MacDougall, A. M. Burgess, R. D. Roberts, P. P. Vidal, and I. S. Curthoys. 2006. "Psychophysiological Correlates of the Inter-Individual Variability of Head Movement Control in Seated Humans." *Gait and Posture* 23(3):355–63.
- Vibert, N., H. G. MacDougall, C. de Waele, D. P. D. Gilchrist, A. M. Burgess, A. Sidis, A. Migliaccio, I. S. Curthoys, and P. P. Vidal. 2001. "Variability in the Control of Head Movements in Seated Humans: A Link with Whiplash Injuries?" *Journal of Physiology* 532(3):851–68.
- Wadud, Zia and Fuad Yasin Huda. 2019. "Fully Automated Vehicles: The Use of Travel Time and Its Association with Intention to Use ." *Proceedings of the Institution of Civil Engineers - Transport* 1–15.
- Witmer, Bob G. and Michael J. Singer. 1998. "Measuring Presence in Virtual Environments: A Presence Questionnaire." *Presence: Teleoper. Virtual Environ.* 7(3):225–40.
- Zeeb, Eberhard. 2012. "Daimlers New Full-Scale, High-Dynamic Driving Simulator - a Technical Overview." *Driving Simulation Conference 2010 Europe* 157–65.

ANNEXE 1 : UTILISATION DES CENTRALES INERTIELLES

1. FONCTIONNEMENT DES CENTRALES INERTIELLES

La référence des centrales inertielles utilisées est Xsens MTx Inertial Measurement Unit. Celles-ci sont cadencées à une fréquence de 100 Hz et sont composées de différents capteurs qui permettent de mesurer plusieurs valeurs d'intérêt : accéléromètres, gyroscopes et magnétomètres. Plusieurs grandeurs de sortie sont ainsi proposées : les trois composantes de l'accélération de la centrale, les trois vitesses de rotation ou encore l'orientation de la centrale donnée par des quaternions. L'utilitaire fourni par Xsens permet l'exploitation des centrales, synchronisées entre elles, et l'exportation des données d'intérêt. Chaque centrale possède un repère qui lui est propre et est défini comme le repère capteur (C) (Figure 65).

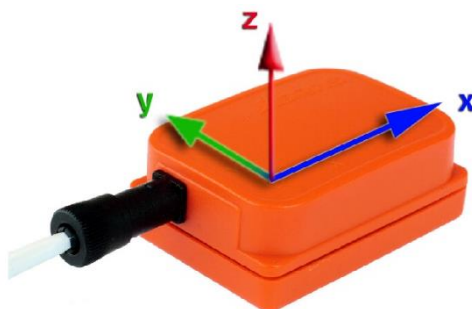


Figure 65 : Repère capteur (C)

Les centrales travaillent chacune par rapport à un repère global (G) qui est par défaut défini de la manière suivante :

- Axe x positif en pointant vers le nord magnétique
- Axe y de telle sorte que le repère soit direct
- Axe z positif dans le sens contraire à la gravité

Ainsi, l'orientation de la centrale est alors donnée par l'orientation de son repère propre (C) par rapport au repère global (G). De la même manière, les données d'accélération et magnétiques sont exprimées dans le repère capteur (C). Plusieurs méthodes existent pour modifier les repères (C) et (G) : il s'agit des procédures d'alignement fournies par l'utilitaire Xsens.

2. PLACEMENT DES CENTRALES INERTIELLES

Dans le cadre des travaux présentés dans ce manuscrit, plusieurs positionnements ont pu être proposés pour les centrales inertielles. Au maximum, trois centrales inertielles ont été placées sur les sujets : l'une sur la tête grâce à un casque en plastique rigide, l'une au niveau de la vertèbre T1 et une dernière au niveau de la première vertèbre sacrée S1 (Figure 66). Un minimum de deux centrales inertielles a toujours été observé (tête et T1).

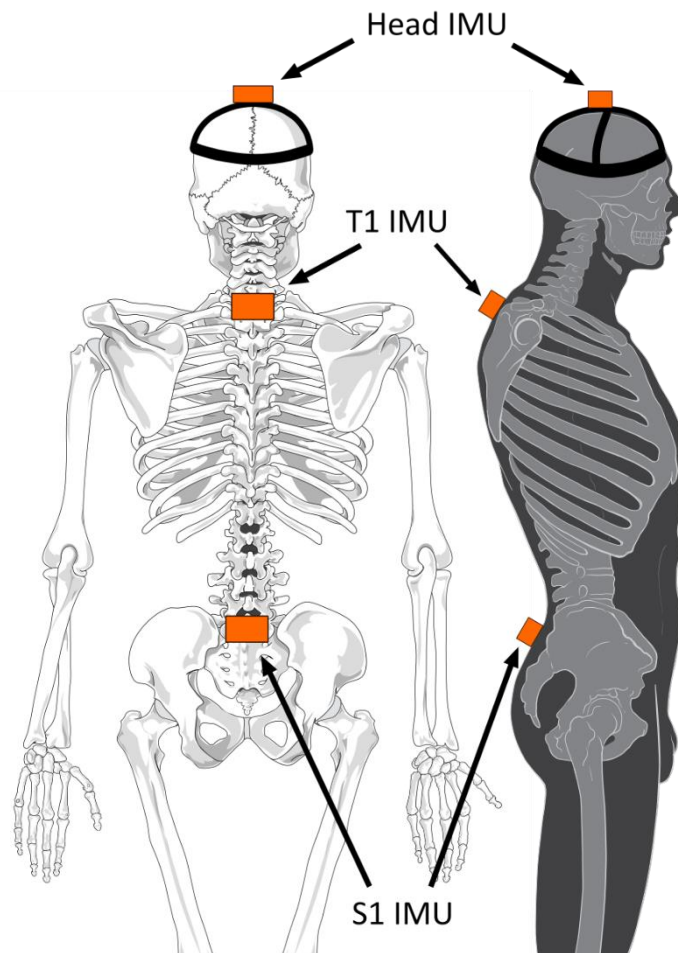


Figure 66 : Placement des IMU, adapté de Patrick J. Lynch & C. Carl Jaffe

3. PROCEDURES D'ALIGNEMENT

L'utilitaire fourni par Xsens permet de modifier les repères (C) et (G) afin que les données de sortie d'intérêt (accélération et orientation) soient exprimées comme voulues. Il existe ainsi plusieurs méthodes permettant de changer ces repères :

- « Heading reset » : procédure qui redéfinit l'axe x du repère (G) en maintenant l'axe z vertical. L'axe x du repère global est alors compris dans le plan généré par l'axe vertical et l'axe x du repère IMU.
- « Object reset » : procédure qui a pour but d'aligner les axes IMU (S) avec ceux du repère de l'objet (O) sur lequel l'IMU est attaché. Le repère de la centrale (C) change alors en un repère (C') défini de la sorte :
 - o L'axe z' du repère (C) devient vertical, positif dans le sens antigravité
 - o L'axe x' du repère (C') est l'axe x du repère (C) mais projeté dans le nouveau plan horizontal
 - o L'axe y' est choisi pour former un repère direct
- « Alignment reset » : procédure qui effectue le « heading reset » et le « object reset » en un même instant. Elle consiste de fait à aligner les repères IMU et global entre eux. Les instants suivants, ce repère est fixe par rapport à l'IMU et recommence à tourner.

Dans le cadre de ces essais, les données d'intérêt sont les accélérations (IMU tête et T1 principalement) ainsi que les orientations relatives des centrales inertielles les unes par rapport aux autres (évolution relative de l'angle tête/T1). Pour ce faire, le placement des IMU a été effectué comme décrit dans la partie précédente.

Il nous faut définir un repère arbitraire par rapport auquel seront définies les différentes orientations. Ce repère est défini de la manière suivante :

- Axe z vertical et dans le sens anti-gravité
- Axe y dans la direction de la marche du système dynamique et de sorte à avoir un repère direct
- Axe x latéral telle qu'une extension de la tête est comptée positivement

Nous supposerons par la suite que les corps de nos sujets sont symétriques selon leur plan sagittal. De la même manière, nous supposerons le placement des IMU fait de telle sorte que les plans médiaux IMU et sujet soient les mêmes. Aucun moyen de quantification des écarts au placement n'a été mis en place, aussi cette hypothèse est obligatoire.

Annexe 1 : Utilisation des centrales inertielles

Dans les expérimentations menées dans le cadre des travaux présentés ici, la méthode du « alignement reset » a été utilisée de manière systématique. Les centrales inertielles ont toujours été placées de telle sorte que l'axe x de leur repère natif (C) soit compris dans le plan frontal (séparant le corps en une partie antérieure et une partie postérieure). Ainsi par cette procédure nous nous assurons que les axes x des centrales soient dans le plan frontal du sujet et parallèle au plan horizontal, l'axe z ascendant et l'axe y de telle sorte que le nouveau repère soit orthogonal direct. La procédure d'alignement est effectuée avant chaque mesure et permet également de remettre les valeurs des différents angles à 0 (les capteurs des centrales inertielles ne mesurant factuellement qu'une variation d'angle). La Figure 67 résume les effets de la procédure d'alignement dans le cadre des essais qui ont été menés.

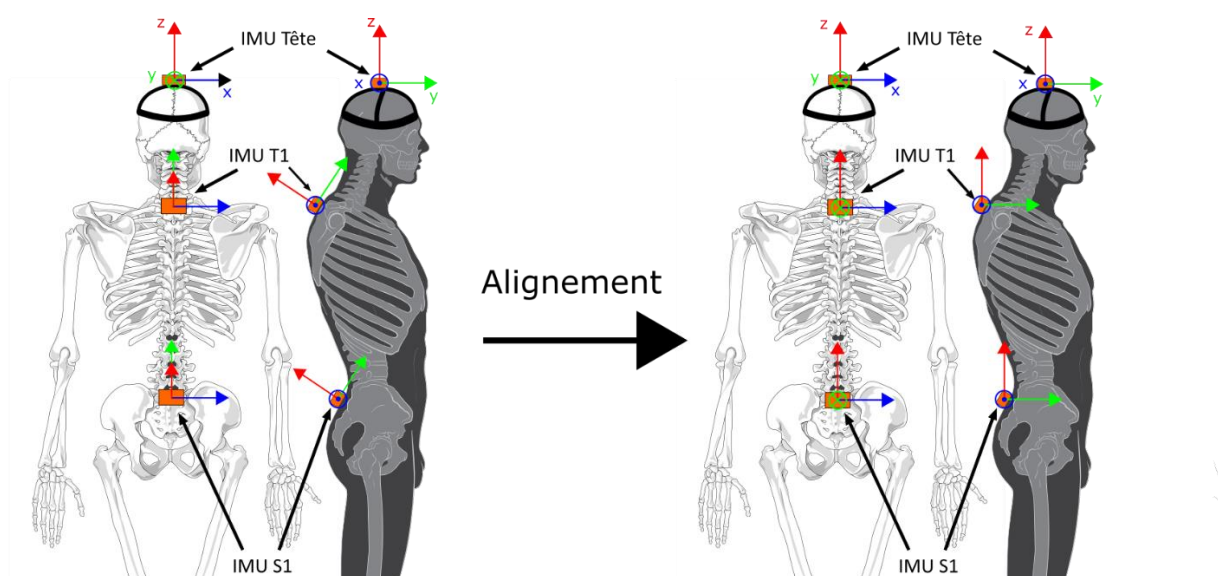


Figure 67 : Alignement des repères IMU, adapté de Patrick J. Lynch & C. Carl Jaffe

4. CALCUL DES ANGLES D'EULER

Les données d'orientation en sortie de capteur sont des quaternions. Les quaternions sont des nombres dits hypercomplexes, répondant à une arithmétique étendue des nombres complexes. Ils sont communément utilisés pour décrire une rotation car ils en assurent la singularité, au signe près. En pratique, il s'agit de la donnée d'un quadruplet de réels $q_{GC} = (q_0, q_1, q_2, q_3)$, où q_{GS} représente le quaternion décrivant la rotation d'un vecteur exprimé dans le repère de la centrale inertielle (C) vers le repère global (G). Des relations entre quaternions et matrice de rotation existent et en notant R_{GC} la matrice de rotation entre les repères G et C, on a :

$$R_{GC} = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_1q_2 - q_0q_3) & 2(q_0q_2 + q_1q_3) \\ 2(q_0q_3 + q_1q_2) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(q_2q_3 - q_0q_1) \\ 2(q_1q_3 - q_0q_2) & 2(q_0q_1 + q_2q_3) & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix}$$

Nous voulons connaître les angles relatifs entre les différentes centrales IMU. Pour cela nous introduisons l'outil des angles d'Euler qui permet de décrire une rotation en 3 sous rotations correspondant à des rotations d'angles donnés autour des axes du repère.

Le principe est le suivant : on part d'un repère $R_0(x_0, y_0, z_0)$, on effectue une première rotation d'un angle φ autour d'un des axes du repère. On obtient un repère $R_1(x_1, y_1, z_1)$. Puis on effectue une rotation d'angle θ autour d'un des axes du nouveau repère pour obtenir le nouveau repère $R_2(x_2, y_2, z_2)$. Enfin, on effectue une rotation d'angle ψ autour d'un des axes du dernier repère afin d'obtenir un repère final $R_3(x_3, y_3, z_3)$. L'ordre des axes de rotation est appelé séquence et change les valeurs obtenues pour les différents angles afin de décrire la rotation. Il est possible d'effectuer 12 séquences de rotation différentes (par exemple : (x, y, x), (x, y, z) ou encore (y, z, y) ...). Pour la suite, nous nous tiendrons à la définition connue comme celle de Cardan (x, y, z) et correspondant au système utilisé dans l'aéronautique (lacet, tangage, roulis). La rotation R_{GC} peut-être alors être décomposée en trois rotations de la manière suivante :

$$R_{GC} = R_\psi^Z R_\theta^Y R_\varphi^X$$

On obtient alors :

$$R_{GC} = \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi & -\sin \varphi \\ 0 & \sin \varphi & \cos \varphi \end{bmatrix}$$

$$R_{GC} = \begin{bmatrix} \cos \theta \cos \psi & \sin \varphi \sin \theta \cos \psi - \cos \varphi \sin \psi & \cos \varphi \sin \theta \cos \psi + \sin \varphi \sin \psi \\ \cos \theta \sin \psi & \sin \varphi \sin \theta \sin \psi + \cos \varphi \cos \psi & \cos \varphi \sin \theta \sin \psi - \sin \varphi \cos \psi \\ -\sin \theta & \sin \varphi \cos \theta & \cos \varphi \cos \theta \end{bmatrix}$$

Annexe 1 : Utilisation des centrales inertielles

Connaissant la matrice de rotation R_{GC} , on peut donc calculer les angles d'Euler de la manière suivante :

$$\begin{cases} \theta = -\arcsin(R_{GS}[3,1]) \\ \varphi = \arctan\left(\frac{R_{GS}[3,2]}{R_{GS}[3,3]}\right) \\ \psi = \arctan\left(\frac{R_{GS}[2,1]}{R_{GS}[2,0]}\right) \end{cases}$$

Ainsi, afin de déterminer les angles relatifs entre tête, T1 et S1, nous utiliserons les données de sorties de leur IMU respectives : q_{G-Head} , q_{G-T1} et q_{G-S1} . Nous pourrons dès lors calculer les matrices de rotation R_{G-Head} , R_{G-T1} et R_{G-S1} . Nous en déduirons alors par multiplication matricielle les matrices de rotation $R_{Head-T1} = R_{G-Head}^t R_{G-T1}$ et $R_{T1-S1} = R_{G-T1}^t R_{G-S1}$ (l'inverse d'une matrice orthogonale est sa transposée et les matrices de rotation sont orthogonales). Enfin, nous pourrons calculer les angles d'Euler correspondant à ces matrices de rotation relatives. L'angle d'intérêt dans le cadre des travaux présentés dans ce manuscrit sera alors celui correspondant au mouvement dans le plan de flexion/extension de la tête : la rotation autour de l'axe x (Figure 67).

Apport des simulations immersives pour l'étude du comportement dynamique des occupants d'un véhicule

Résumé

Le coup du lapin reste un enjeu socio-économique fort de l'accidentologie routière. La recherche dans ce domaine a amené au développement de critères lésionnels qu'il est encore difficile de valider pour toutes les situations. Les hypothèses de ce projet sont que les stratégies de stabilisation de la tête sont influencées par les activités préalables à un événement dynamique ainsi que par certaines disponibilités cognitives. Pour y répondre, cette thèse a expérimenté différents environnements dynamiques et exploré l'utilisation de la réalité virtuelle comme outil de simulation pour l'étude du comportement dynamique du sujet et évalué la pertinence de ces outils.

Une première expérimentation a permis de montrer l'importance de l'alerte chez le sujet en utilisant un système automatique de freinage d'urgence d'un véhicule équipé. Une seconde étude consistant en la réplique de cette expérience dans un simulateur de conduite hexapode a pu montrer que le comportement du sujet était comparable malgré des performances dynamiques moindres du système. Enfin, une dernière étude menée sur des sujets accélérés sur un chariot contrôlé en laboratoire et dont l'état émotionnel a été contrôlé a pu rendre compte de l'importance de l'intégration des paramètres physiologiques dans l'étude des stratégies de stabilisation de la tête chez le sujet.

Les simulations immersives se sont montrées pertinentes pour contrôler l'environnement cognitif du sujet et l'importance de ce dernier a pu être observée. L'utilisation de ces technologies permet d'entrevoir de nouvelles possibilités expérimentales pouvant amener à une meilleure compréhension des stratégies de stabilisation du sujet.

Mots clés : Réalité virtuelle – whiplash - biomécanique

Abstract

Whiplash remains a strong socio-economic issue in road accidents. Research in this field has led to the development of injury criteria that are still difficult to validate for all situations. The hypotheses of this project are that head stabilization strategies are influenced by activities prior to the dynamic event as well as by certain cognitive availabilities. To answer this, this thesis experimented different dynamic environments and explored the use of virtual reality as a simulation tool for the study of the subject's dynamic behavior and evaluated the relevance of these tools.

A first experimentation allowed to show the importance of the alert in the subject by using an automatic emergency braking system of an equipped vehicle. A second study consisting in the replication of this experiment in a hexapod driving simulator was able to show that the subject's behavior was comparable despite the lower dynamic performance of the system. Finally, a last study carried out on accelerated subjects on a laboratory-controlled cart, whose emotional state was controlled, was able to account for the importance of the integration of physiological parameters in the study of head stabilization strategies in the subject.

Immersive simulations proved to be relevant to control the subject's cognitive environment and the importance of the latter could be observed. The use of these technologies allows us to glimpse new experimental possibilities that can lead to a better understanding of the subject's stabilization strategies.

Keywords: Virtual reality – whiplash - biomechanics