



HAL
open science

Automatisation des véhicules et nouveaux habitacles : postures de confort et risques associés en cas de choc

Cyrille Grébonval

► **To cite this version:**

Cyrille Grébonval. Automatisation des véhicules et nouveaux habitacles : postures de confort et risques associés en cas de choc. Mécanique [physics.med-ph]. Université de Lyon, 2021. Français. NNT : 2021LYSE1328 . tel-03783565

HAL Id: tel-03783565

<https://theses.hal.science/tel-03783565v1>

Submitted on 22 Sep 2022

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.



N°d'ordre NNT : 2021LYSE1328

THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LYON

opérée au sein de
l'Université Claude Bernard Lyon 1

Ecole Doctorale 162
(Mécanique ; énergétique ; génie civil ; acoustique)

Spécialité de doctorat : Mécanique

Soutenue publiquement le 17/12/2021, par :
Grébonval Cyrille

Automatisation des véhicules et nouveaux habitacles : postures de confort et risques associés en cas de choc

Devant le jury composé de :

M. REZZOUG Nasser	Maître de Conférences, Université de Toulon, UFR STAPS, La Garde, France	Rapporteur
M. SANDOZ Baptiste	Maître de Conférences, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris, France	Rapporteur
Mme GUILLAUME Anne	Expert Leader in Road Safety & Health, Renault, Guyancourt, France	Examineur
Mme RONEL Sylvie	Professeure des Universités, Université Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne, France	Examineur
M. Philippe BEILLAS	Directeur de Recherche, Université Gustave Eiffel, Bron, France	Directeur de thèse
M. Xuguang WANG	Directeur de Recherche, Université Gustave Eiffel, Bron, France	Co-Directeur de thèse
M. Philippe PETIT	Responsable Activité Biomécanique, LAB Renault PSA, Nanterre, France	Invité

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD – LYON 1

Président de l'Université
Président du Conseil Académique
Vice-Président du Conseil d'Administration
Vice-Président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire
Vice-Président de la Commission de Recherche
Directeur Général des Services

M. Frédéric FLEURY
M. Hamda BEN HADID
M. Didier REVEL
M. Philippe CHEVALLIER
M. Petru MIRONESCU
M. Pierre ROLLAND

COMPOSANTES SANTE

Département de Formation et Centre de Recherche
en Biologie Humaine
Faculté d'Odontologie
Faculté de Médecine et Maïeutique Lyon Sud - Charles Mérieux
Faculté de Médecine Lyon-Est
Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation (ISTR)
Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques (ISBP)

Directrice : Mme Anne-Marie SCHOTT
Doyenne : Mme Dominique SEUX
Doyenne : Mme Carole BURILLON
Doyen : M. Gilles RODE
Directeur : M. Xavier PERROT
Directrice : Mme Christine
VINCIGUERRA

COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Département Génie Electrique et des Procédés (GEP)
Département Informatique
Département Mécanique
Ecole Supérieure de Chimie, Physique, Electronique (CPE Lyon)
Institut de Science Financière et d'Assurances (ISFA)
Institut National du Professorat et de l'Education
Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1
Observatoire de Lyon
Polytechnique Lyon
UFR Biosciences
UFR des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives
(STAPS)
UFR Faculté des Sciences

Directrice : Mme Rosaria FERRIGNO
Directeur : M. Behzad SHARIAT
Directeur M. Marc BUFFAT
Directeur : Gérard PIGNAULT
Directeur : M. Nicolas LEBOISNE
Administrateur Provisoire : M. Pierre
CHAREYRON
Directeur : M. Christophe VITON
Directrice : Mme Isabelle DANIEL
Directeur : Emmanuel PERRIN
Administratrice provisoire : Mme
Kathrin GIESELER
Directeur : M. Yannick VANPOULLE
Directeur : M. Bruno ANDRIOLETTI

Remerciements

Tout d'abord, j'aimerais remercier mon équipe d'encadrement. Premièrement, Philippe Beillas pour m'avoir accompagné et conseillé sur toute la partie simulation de mon projet de thèse. Son expérience et son expertise ont vraiment été des atouts pour mieux appréhender et diriger ce projet durant ces trois années. Deuxièmement, Xuguang Wang pour son aide précieuse lors de la partie expérimentale de cette thèse, en particulier pour la mise en place du protocole expérimental et les différentes étapes de post-traitement.

Ce projet est financé par le projet SURCA, regroupant des acteurs issus de domaines très différents, qui m'ont énormément aidé dans la réalisation de ce travail. Je remercie plus particulièrement mes interlocuteurs au CEESAR et au LAB : Philippe Petit, Xavier Trosseille, David Poulard et Pascal Baudrit. Les échanges réguliers ont permis de mieux structurer et contextualiser les recherches menées.

Je souhaite également remercier l'ensemble des membres du jury – Anne Guillaume, Sylvie Ronel, Nasser Rezzoug, et Baptiste Sandouz – d'avoir accepté d'évaluer mon travail et d'avoir assisté à ma soutenance malgré le contexte sanitaire, et d'y avoir apporté des commentaires constructifs.

Un grand merci à tous les membres du LBMC pour leur accueil, leurs conseils et leur bienveillance durant ces trois années. Je pense notamment à David Mitton pour son excellente gestion du laboratoire et sa gentillesse au quotidien. Je remercie également les chercheurs du laboratoire pour les échanges lors des cafés scientifiques sur les différentes thématiques qui ont su développer mes connaissances et répondre à ma curiosité en dehors de mon projet. Merci également à toute l'équipe support, en particulier Stéphane Ardizzone et Richard Roussillon pour la mise en place de mes expérimentations, et Leïla Ben Boubaker pour son aide lors de la réalisation de ces dernières. Enfin, je tenais à remercier mes collègues doctorants qui ont su rendre ces trois années plus qu'agréable.

Pour finir, je souhaitais remercier ma famille et mes amis pour m'avoir soutenu dans ce parcours et notamment pour leur soutien lors de l'étape de rédaction du manuscrit.

TITRE : Automatisation des véhicules et nouveaux habitacles: postures de confort et risques associés en cas de choc

RESUME

Des efforts de recherche et développement considérables portent actuellement sur des véhicules automatisés qui pourraient libérer les conducteurs des tâches de conduite. Le siège et l'intérieur de l'habitacle pourraient être modifiés pour mieux accommoder les activités autres que la conduite, telle que dormir, lire et travailler etc. Cependant, même si un grand niveau de sécurité est attendu pour ces futurs véhicules, des accidents continueront à survenir. Les dispositifs de protection actuels sont conçus pour une position de conduite. Ils pourraient nécessiter des modifications afin de conserver le niveau de protection actuel pour de nouvelles positions d'occupant. Cette thèse vise à identifier les risques et les opportunités en termes de protection de l'occupant associés à de nouvelles positions pouvant être introduites avec les véhicules automatisés. Sur le plan méthodologique, elle s'est largement appuyée sur les modèles humains numériques pour le choc qui se sont révélés comme un outil pertinent d'évaluation du risque. Une attention particulière a été portée à l'évaluation de la validité des modèles après repositionnement. Les travaux ont permis de mieux comprendre les mécanismes de retenue dans des positions semi-allongées en choc frontal. Ces positions apparaissent critiques avec une retenue délicate du bassin ou un chargement de la colonne lombaire selon l'angle d'assise. Une sensibilité importante à la position initiale du bassin a également été observée. Ces résultats pourront être utilisés afin d'aider à concevoir et à évaluer des nouveaux dispositifs de retenue. Afin de mieux connaître la posture de confort dans ces positions inclinées, une étude expérimentale a été réalisée à l'aide d'un siège multi-réglable. Ces expérimentations ont permis d'une part d'identifier des configurations de siège de confort, et d'autre part d'établir les relations entre ces configurations de siège et la position du squelette interne, et en particulier celle du bassin. Ces résultats pourront notamment aider au positionnement des occupants lors d'essais physiques ou numériques. Dans l'ensemble, ces travaux montrent l'interaction forte entre le confort et la sécurité pour la conception de nouveaux habitacles automobiles.

Mots clés : Véhicules automatisés, modèle humain numérique, choc automobile, sièges pivotés, sièges inclinés, posture d'occupant, confort, risque lésionnel

TITLE: Automated vehicles and new layouts: comfortable positions and associated risks during a car crash

ABSTRACT

Considerable research and development efforts are currently focused on automated vehicles that could free drivers from driving tasks and allow them to perform new activities (e.g. working, sleeping). Such activities would benefit from new seating configurations. However, even if a high level of safety is expected for these future vehicles, accidents will continue to occur. Current protective devices are designed for a driving position. They may require modifications to maintain the current level of protection for new occupant positions. This thesis aims to identify the risks and opportunities in terms of occupant protection associated with new positions that could appear with automated vehicles. The analyses used digital human models for applied traffic safety which have proven to be a relevant risk assessment tool. Particular attention was paid to assessing the validity of the models after repositioning. The work provided a better understanding of the restraint mechanisms in reclined configurations during a frontal impact. These positions appear to be critical with a difficult restraint of the pelvis or loading of the lumbar spine depending on the seat angle. The occupant response was also significantly affected by the initial position of the pelvis. These results can be used to help design and evaluate new restraint systems. In order to better understand the comfortable position in these reclined configurations, an experimental study was carried out using a multi-adjustable seat. These experiments enabled, on the one hand, to identify the comfort seat configurations, and on the other hand to establish the relationships between these seat configurations and the position of the internal skeleton and in particular for the pelvis. These results can in particular help the positioning of occupants during physical or digital tests. Overall, this work shows the strong interaction between comfort and safety for the design of new passenger cars.

Keywords: Automated vehicle, human body model, car crash, seat swiveling, reclining seat, occupant posture, comfort, injury risk

Sommaire

INTRODUCTION GÉNÉRALE	1
CHAPITRE 1 – ÉTAT DE L’ART	5
1. L’AUTOMATISATION DES VÉHICULES ET LES NOUVEAUX USAGES	6
2. VÉHICULES AUTOMATISÉS ET NOUVELLES DIRECTIONS D’IMPACT	7
3. ACTIVITÉS ET CONFIGURATIONS D’HABITACLE DANS LES VÉHICULES AUTOMATISÉS	10
3.1. <i>Activités réalisées par les occupants de véhicules autonomes</i>	<i>10</i>
3.1.1. Activités réalisées par les conducteurs de véhicules actuels	10
3.1.2. Activités réalisées dans les transports publics actuels	11
3.1.3. Étude prospective des activités dans des véhicules automatisés par questionnaire	13
3.1.4. Discussion et conclusions	14
3.2. <i>Véhicules automatisés et nouvelles configurations d’habitacle</i>	<i>15</i>
4. ANALYSE QUANTITATIVE DE LA POSITION DES OCCUPANTS DE VÉHICULES	19
4.1. <i>Introduction</i>	<i>19</i>
4.2. <i>Méthodes</i>	<i>19</i>
4.3. <i>Résultats</i>	<i>22</i>
5. MOYENS DE PROTECTION ET ÉVALUATION DES RISQUES	24
5.1. <i>Dispositifs de protection des occupants en cas d’accident</i>	<i>25</i>
5.2. <i>Réponse biomécanique et risque lésionnel des occupants</i>	<i>27</i>
5.3. <i>Réponse de l’occupant lors de chocs frontaux</i>	<i>28</i>
5.3.1. Principes des essais de type charriot	29
5.3.2. Positions étudiées lors d’essais charriot frontaux	30
5.4. <i>Mannequins de choc</i>	<i>31</i>
5.5. <i>Modèles numériques humains</i>	<i>33</i>
5.5.1. Modèles numériques humains en mécanique des chocs	33
5.5.2. Repositionnement et personnalisation des modèles numériques	34
5.5.3. Évaluation des modèles numériques pour de nouvelles positions d’occupant	37
5.5.4. Analyses des nouvelles positions d’occupant via simulations numériques	38
6. SYNTHÈSE ET OBJECTIFS SPÉCIFIQUES DE LA THÈSE	42
CHAPITRE 2 – SOUS MARINAGE ET VALIDATION DES MODÈLES NUMÉRIQUES	45
1. INTRODUCTION	46
2. ÉVALUATION DU MODÈLE EN CONDITION DE SOUS-MARINAGE	47
3. CONCEPTION ET VALIDATION D’UN MODÈLE DE SIÈGE ARTICULÉ	49
3.1. <i>Modèle de cockpit générique</i>	<i>49</i>
3.2. <i>Validation du modèle de cockpit</i>	<i>50</i>
4. ÉVALUATION DE LA SENSIBILITÉ DU MODÈLE AU SOUS-MARINAGE	52
4.1. <i>Essais en configuration de siège avant</i>	<i>53</i>
4.2. <i>Essais en configuration de siège arrière</i>	<i>55</i>
5. ÉVALUATION DU MODÈLE EN POSITION INCLINÉE	58
5.1. <i>Essais de Richardson et al. (2020c)</i>	<i>58</i>
5.2. <i>Essais de Zaseck et al. (2021)</i>	<i>60</i>
6. DISCUSSION ET CONCLUSIONS	64

CHAPITRE 3 – ÉTUDE EXPLORATOIRE PAR SIMULATION NUMÉRIQUE	67
1. EFFET DU PIVOTEMENT DU SIÈGE SUR LA RÉPONSE DE L'OCCUPANT LORS DE COLLISION FRONTALE.....	68
1.1. <i>Introduction</i>	68
1.2. <i>Méthodes</i>	68
1.3. <i>Résultats</i>	73
1.3.1. Évaluation du risque lésionnel pour des positions de travail	73
1.3.2. Évaluation du risque lésionnel pour des configurations de siège pivoté	74
1.3.3. Adaptation des systèmes de retenue pour des configurations de siège pivoté	76
1.4. <i>Discussion et conclusions</i>	78
2. EFFET DE L'INCLINAISON DU DOSSIER SUR LA RÉPONSE DE L'OCCUPANT LORS DE COLLISION FRONTALE.....	80
2.1. <i>Introduction</i>	80
2.2. <i>Réponse de l'occupant en position inclinée</i>	81
2.2.1. Méthodes	81
2.2.2. Résultats.....	83
2.3. <i>Réponse de l'occupant en position fortement inclinée</i>	90
2.3.1. Méthodes	90
2.3.2. Résultats.....	91
2.4. <i>Discussion et conclusion</i>	95
3. DISCUSSION ET CONCLUSIONS.....	97
CHAPITRE 4 – ÉTUDE EXPÉRIMENTALE DE LA POSITION DE CONFORT EN CONFIGURATION INCLINÉE.....	99
1. INTRODUCTION	100
2. CONFIGURATIONS DE CONFORT EN POSITION SEMI-ALLONGÉE	102
2.1. <i>Matériels et méthodes</i>	102
2.1.1. Participants.....	102
2.1.2. Siège expérimental.....	102
2.1.3. Conditions d'essais	103
2.1.4. Procédure expérimentale.....	104
2.1.5. Répétabilité des configurations de confort	104
2.1.6. Post-traitement des données et analyses statistiques	104
2.2. <i>Résultats</i>	105
2.3. <i>Discussion et conclusion</i>	107
3. ESTIMATION DE LA POSITION DU RACHIS ET DU BASSIN EN POSITION ASSISE	107
3.1. <i>Introduction</i>	107
3.2. <i>Méthodes</i>	109
3.2.1. Création de la chaîne cinématique personnalisée.....	109
3.2.2. Méthode de repositionnement par cinématique inverse	110
3.3. <i>Validation</i>	110
3.3.1. Description des données	110
3.3.2. Évaluation du modèle cinématique personnalisé en position debout	111
3.3.3. Évaluation de la méthode de repositionnement de la position debout à assise.....	112
3.4. <i>Discussion et conclusions</i>	113
4. QUANTIFICATION DE LA POSTURE DE CONFORT EN POSITION SEMI-ALLONGÉ	115
4.1. <i>Matériels et Méthodes</i>	115
4.1.1. Participants.....	115
4.1.2. Conditions d'essais	115
4.1.3. Procédure expérimentale.....	116
4.1.4. Post-traitement des données et analyses statistiques	117
4.2. <i>Résultats</i>	118
5. DISCUSSION ET CONCLUSIONS.....	120

CHAPITRE 5 – RISQUE LÉSIONNEL EN POSITION SEMI-ALLONGÉE	121
1. INTRODUCTION	122
2. MÉTHODES	123
2.1. <i>Anthropométrie d'occupant</i>	<i>123</i>
2.2. <i>Autres configurations : posture moyenne de confort et modification des moyens de retenue</i>	<i>125</i>
2.3. <i>Résumé de la matrice de simulations</i>	<i>128</i>
3. RÉSULTATS.....	130
3.1. <i>Évaluation de l'effet de l'anthropométrie de l'occupant</i>	<i>130</i>
3.2. <i>Effet de la version du modèle d'occupant</i>	<i>133</i>
3.3. <i>Effet des différents moyens de retenue</i>	<i>134</i>
4. DISCUSSION	136
 CHAPITRE 6 –DISCUSSION GÉNÉRALE ET CONCLUSION.....	 139
 RÉFÉRENCES	 142
 TABLE DES FIGURES.....	 154
TABLE DES TABLEAUX.....	158
COMMUNICATIONS ASSOCIÉES.....	159
PUBLICATIONS.....	159
COMMUNICATIONS ORALES	159
LIVRABLES SURCA	159
 ANNEXES.....	 160
ANNEXE 1 – CRITÈRES LÉSIONNELS POUR LES MODÈLES HUMAINS NUMÉRIQUES.....	160
ANNEXE 2 – ÉVALUATION DU MODÈLE EN CONDITION DE SOUS-MARINAGE	161
ANNEXE 3 – VALIDATION DU MODÈLE DU COCKPIT	162
ANNEXE 4 – ÉVALUATION DE LA SENSIBILITÉ DU MODÈLE AU SOUS-MARINAGE, CONFIGURATION DE SIÈGE AVANT	163
ANNEXE 5 – ÉVALUATION DE LA SENSIBILITÉ DU MODÈLE AU SOUS-MARINAGE, CONFIGURATION DE SIÈGE ARRIÈRE.....	164
ANNEXE 6 – ÉVALUATION DU MODÈLE EN POSITION INCLINÉE (RICHARDSON ET AL. 2020)	165
ANNEXE 7 – ÉVALUATION DU MODÈLE EN POSITION INCLINÉE (ZASECK ET AL. 2021, CONFIGURATION STANDARD).....	166
ANNEXE 8 – ÉVALUATION DU MODÈLE EN POSITION INCLINÉE (ZASECK ET AL. 2021, CONFIGURATION INCLINÉE)	167
ANNEXE 9 – EXCURSIONS OBSERVÉES POUR DES OCCUPANTS EN POSITION INCLINÉE	168
ANNEXE 10 – CRITÈRES LÉSIONNELS MESURÉS POUR DES OCCUPANTS EN POSITION INCLINÉE	169
ANNEXE 11 – EXCURSIONS OBSERVÉES POUR DES OCCUPANTS EN POSITION INCLINÉE, VARIATIONS DES SYSTÈMES DE RETENUE .	170
ANNEXE 12 – EXCURSIONS OBSERVÉES POUR DES OCCUPANTS EN POSITION FORTEMENT INCLINÉE	171
ANNEXE 13 – MESURES ANTHROPOMÉTRIQUES	172
ANNEXE 14 – RECONSTRUCTION DE MODÈLE SURFACIQUE PERSONNALISÉ DE BASSIN À L'AIDE DE DONNÉES ÉCHOGRAPHIQUES .	173
1. <i>Introduction</i>	<i>173</i>
2. <i>Méthodes.....</i>	<i>174</i>
3. <i>Résultats</i>	<i>179</i>
4. <i>Discussion et conclusion</i>	<i>180</i>

Introduction

L'automobile s'est imposée comme un des principaux moyens de déplacement dans les pays occidentaux, mais est aussi une source de dangers. En 2018, les accidents de la route ont entraîné, plus de 1.35 millions de décès ainsi que 20 à 50 millions de blessés dans le monde (World Health Organization, 2018). Pour les occupants, le développement et l'amélioration continue des systèmes de protections passifs (ex : ceinture de sécurité, airbag) a contribué à la diminution du nombre d'accidents mortels chaque année (Observatoire national interministériel de la sécurité routière, 2018). Toutefois, la protection des usagers et la prévention des risques sont toujours des enjeux majeurs pour la sécurité routière.

En parallèle, des efforts de recherche et développement sont en cours concernant l'automatisation des véhicules. Ces véhicules automatisés seraient capables d'analyser leur environnement afin de réagir pour assurer le transport en toute sécurité des occupants, et ce, avec peu ou aucune action humaine. Bien que le développement de véhicules automatisés soit en partie motivé par l'objectif ambitieux d'éliminer complètement tous les accidents de la route (Belin et al. 1997), il est fort probable que certains accidents subsistent malgré l'apparition de ces véhicules (Sivak et al. 2015). Une longue phase de coexistence entre véhicules automatisés et à conduite manuelle est aussi probable. Pour ces raisons, la sécurité des occupants des véhicules automatisés reste un aspect important pour la conception et l'acceptation de ces nouveaux véhicules.

Ces nouveaux véhicules ont aussi pour objectif de libérer les conducteurs d'une partie ou de l'ensemble des tâches de conduite et ainsi leur permettre de réaliser de nouvelles activités comme travailler ou dormir. L'introduction de ces nouvelles activités pourrait induire un changement de l'intérieur du véhicule. De nombreux concepts ont été publiés à destination du grand public, comme illustrés Figure 1. Cependant, afin d'être autorisées, ces nouvelles configurations de véhicules doivent permettre d'assurer la protection de l'occupant lors de chocs. Or, les dispositifs de protection actuels, tels que les ceintures de sécurité et les airbags, sont conçus pour une position de conduite. Ils pourraient nécessiter des modifications afin de conserver le niveau de protection actuel pour de nouvelles positions d'occupant (Dissanaike et al. 2008).

Qu'elles soient de type réglementaire (ex : NHTSA) ou consommateur (ex : EuroNCAP), les procédures actuelles d'évaluation du risque ne prennent pas encore en compte ces futurs usages. Ces méthodologies se basent principalement sur des mannequins de chocs, qui pourraient être peu adaptés à de nouvelles positions telles qu'illustrées en Figure 2. En effet, ces derniers sont typiquement conçus pour une direction de chargement unique (ex : choc frontal, choc latéral) et possèdent des limites importantes de positionnement liées à leur réalisation mécanique. Les modèles numériques humains apparaissent, quant à eux, comme une alternative crédible pour évaluer le risque lésionnel dans ces scénarios émergents. Comme ils essaient de décrire de manière fidèle les principales structures anatomiques, ils ont le potentiel d'être plus omnidirectionnels et plus flexibles quant à leur positionnement.

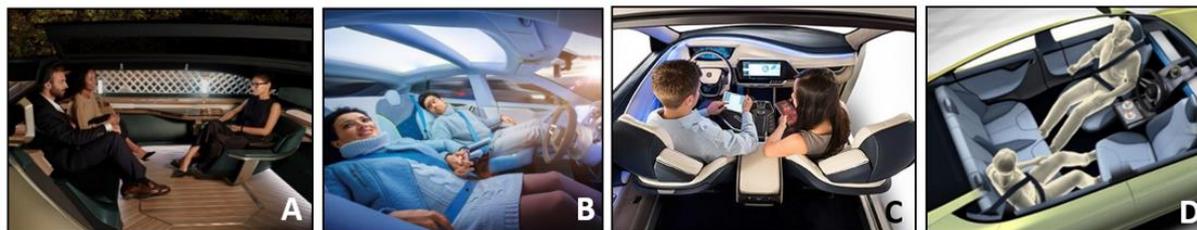


Figure 1: Concepts de véhicules automatisés (A : Renault, B : ZF Friedrichshafen, C : Yanfeng, D : Tesla)



Figure 2 : Mannequin Hybrid III en position semi-allongée (droite, Prasad et al. 2019) comparé à un sujet volontaire (gauche, Reed et al. 2018). La rigidité de la colonne du mannequin de choc ne permet pas de représenter les postures inclinées observées lors d'essais volontaires.

L'objectif global de cette thèse est d'identifier les risques et les opportunités associés aux nouvelles configurations d'habitacle dans les véhicules automatisés du point de vue de la protection de l'occupant. Ces travaux s'inscrivent dans le projet collaboratif Sécurité des Usagers de la Route et Conduite Automatisée (SURCA). Ce projet regroupe des laboratoires académiques et des constructeurs automobiles (Université Gustave Eiffel, DSR, CEESAR, CEREMA, VEDECOM, LAB Renault PSA) et a pour objectif global de contribuer à une meilleure intégration de la conduite automatisée dans la circulation actuelle. Pour ce faire, le projet est articulé autour de deux sous-thématiques : (1) identifier des scénarios d'interaction entre véhicules automatisés et d'autres usagers de la route, et (2) identifier l'impact de la posture des occupants d'un véhicule automatisé sur le risque lésionnel.

Des scénarios d'intérêt ont tout d'abord été définis en se basant sur les données de la littérature. Puis une méthodologie d'évaluation de la sécurité basée sur la simulation et les modèles humains a été mise en place pour ces nouveaux scénarios d'accident. Cette méthodologie est articulée autour de trois axes complémentaires. Le premier axe vise à vérifier la validité des interactions des modèles humains numériques y compris après repositionnement. Pour ce faire, le comportement des modèles a été évalué en comparant des résultats de simulation à ceux obtenus lors d'essais sur sujets d'anatomie pour des positions standard et semi-allongées. Le deuxième axe s'est concentré sur l'évaluation du risque lésionnel par simulation numériques dans diverses configurations issues des données de la littérature afin de mettre en évidence les scénarios les plus critiques. Ces travaux ont notamment permis d'identifier un risque accru pour les positions semi-allongées ainsi qu'une grande sensibilité de la réponse aux positions de l'occupant. Enfin, le troisième axe s'est attaché à caractériser en détail la position des occupants en configurations semi-allongées. Pour ce faire, une étude expérimentale sur volontaires a été réalisée pour quantifier la position de confort des occupants en configuration de siège incliné. Ces résultats ont permis d'établir une base de données qui pourra être utilisée pour le positionnement de modèles numériques ou de sujets d'anatomie.

Pour décrire ces différents travaux, ce mémoire a été divisé en cinq chapitres. Le premier chapitre recense les études qui tentent de prédire les activités et configurations d'intérêt pour de futurs véhicules automatisés. Il inclut également une description des méthodes actuellement utilisées pour évaluer le risque lésionnel des occupants lors d'accidents automobiles (ex : mannequin de chocs, modèles humains numériques).

Le deuxième chapitre est consacré à l'évaluation de la validité des modèles humains après repositionnement. Pour ce faire, divers essais sur sujets d'anatomie ont été simulés numériquement et les résultats des essais comparés à la réponse du modèle. Au sein de cette étape de validation, un modèle de cockpit générique a également été développé et validé.

Le troisième chapitre est consacré à une première étude numérique exploratoire visant à identifier les configurations critiques pour la sécurité des occupants, ainsi que les besoins méthodologiques. Le modèle de cockpit développé précédemment a été utilisé pour étudier deux scénarios : le pivotement des sièges autour d'un axe vertical et l'inclinaison du dossier.

Le quatrième chapitre détaille la campagne expérimentale réalisée, se focalisant sur la posture des occupants en position semi-allongée. Il inclut des éléments méthodologiques développés dans le cadre de ces travaux ainsi que le protocole et les résultats expérimentaux.

Le cinquième chapitre décrit enfin les simulations réalisées en position semi-allongée en se basant sur les résultats expérimentaux. Ces analyses ont pour but de d'explorer d'autres paramètres pouvant impacter la sécurité des occupants dans ces nouvelles positions, tels que l'anthropométrie de l'occupant ou encore l'utilisation de différents systèmes de retenue.

Ces différents travaux ont ainsi permis d'établir des procédures numériques afin d'évaluer les risques pouvant être associés à de nouvelles positions d'occupant. Basées sur ces méthodologies, les simulations réalisées ont permis d'identifier des scénarios critiques, notamment lors de position semi-allongée, et de mieux comprendre les mécanismes de retenue dans de telles configurations.

Chapitre 1

État de l'art

Ce chapitre est une synthèse des différentes méthodologies utilisées pour anticiper les activités et les configurations pouvant survenir dans les véhicules automatisés. Il inclut également une description des systèmes de protections automobiles actuels ainsi que des outils utilisés pour prédire le risque lésionnel lors de choc automobiles.

Sommaire

1.	L'AUTOMATISATION DES VEHICULES ET LES NOUVEAUX USAGES	6
2.	VEHICULES AUTOMATISES ET NOUVELLES DIRECTIONS D'IMPACT	7
3.	ACTIVITES ET CONFIGURATIONS D'HABITACLE DANS LES VEHICULES AUTOMATISES.....	10
3.1.	<i>Activités réalisées par les occupants de véhicules autonomes.....</i>	<i>10</i>
3.1.1.	<i>Activités réalisées par les conducteurs de véhicules actuels.....</i>	<i>10</i>
3.1.2.	<i>Activités réalisées dans les transports publics actuels</i>	<i>11</i>
3.1.3.	<i>Étude prospective des activités dans des véhicules automatisés par questionnaire</i>	<i>13</i>
3.1.4.	<i>Discussion et conclusions</i>	<i>14</i>
3.2.	<i>Véhicules automatisés et nouvelles configurations d'habitacle.....</i>	<i>15</i>
4.	ANALYSE QUANTITATIVE DE LA POSITION DES OCCUPANTS DE VEHICULES	19
4.1.	<i>Introduction.....</i>	<i>19</i>
4.2.	<i>Méthodes</i>	<i>19</i>
4.3.	<i>Résultats.....</i>	<i>22</i>
5.	MOYENS DE PROTECTION ET EVALUATION DES RISQUES	24
5.1.	<i>Dispositifs de protection des occupants en cas d'accident.....</i>	<i>25</i>
5.2.	<i>Réponse biomécanique et risque lésionnel des occupants.....</i>	<i>27</i>
5.3.	<i>Essais charriot</i>	<i>28</i>
5.3.1.	<i>Principes des essais de type charriot.....</i>	<i>29</i>
5.3.2.	<i>Positions étudiées lors d'essais charriot frontaux</i>	<i>30</i>
5.4.	<i>Mannequins de choc.....</i>	<i>31</i>
5.5.	<i>Modèles numériques humains</i>	<i>33</i>
5.5.1.	<i>Modèles numériques humains en mécanique des chocs</i>	<i>33</i>
5.5.1.	<i>Repositionnement et personnalisation des modèles numériques</i>	<i>34</i>
5.5.2.	<i>Évaluation des modèles numériques pour de nouvelles positions d'occupant.....</i>	<i>37</i>
5.5.3.	<i>Analyses des nouvelles positions d'occupant via simulations numériques.....</i>	<i>38</i>
6.	SYNTHESE ET OBJECTIFS SPECIFIQUES DE LA THESE.....	42

1. L'automatisation des véhicules et les nouveaux usages

Des efforts de recherche et développement sont en cours sur la thématique de l'automatisation des véhicules. En ce qui concerne la sécurité, Singh et al. (2015) suggèrent que plus de 90% des accidents automobiles actuels seraient attribués à une erreur humaine (ex : erreurs d'attention, erreur de décision). L'introduction à large échelle des systèmes d'automatisation pourrait ainsi permettre de prévenir une partie de ces accidents et de réduire le nombre total d'accidents graves ou mortels (Kusano et al. 2015, Scanlon et al. 2016, Holmes et al. 2018, Sander et al. 2018, Pilet et al. 2020). Outre l'amélioration de la sécurité routière, le développement des véhicules automatisés pourrait également permettre d'aborder d'autres enjeux sociétaux, pouvant notamment faciliter les déplacements pour tous (ex : personnes âgées, personnes en situation de handicap) (Lutin 2018), fluidifier le trafic (Friedrich 2016, Ye et al. 2018), ou encore limiter les impacts de la circulation sur l'environnement en réduisant la consommation de carburant (Montanaro et al. 2019, Liu et al. 2020).

Les bénéfices apportés par l'automatisation des véhicules pourraient être renforcés par l'amélioration des technologies de monitoring (c.à.d. d'analyse et de compréhension) de l'infrastructure routière (Sun et al. 2006), le développement de nouvelles stratégies de contrôle des véhicules (Molina et al. 2017), ou encore le développement de communication entre véhicules et les infrastructures (Matthews et al. 2017). Pour l'instant, seuls des systèmes d'aide à la conduite sont largement disponibles, où le conducteur est assisté dans la tâche de conduite mais reste maître du véhicule. Cependant, les travaux de recherche actuels sur l'automatisation des véhicules semblent s'orienter davantage vers des véhicules entièrement autonomes capables de naviguer en toute sécurité sans intervention de la part du conducteur humain (ex : Projet SURCA - Sécurité des Usagers de la Route et Conduite Automatisée, Projet SAM - Sécurité et Acceptabilité de la conduite et de la Mobilité autonome, Projet ENA - Expérimentations de Navettes Autonomes). A ce titre, la SAE (SAE J3016, 2021) propose six niveaux d'automatisation (Figure 3) allant de l'absence d'automatisation (niveau 0) à l'automatisation complète (niveau 5).

La majorité des véhicules actuels fonctionnent au niveau SAE 0 (pas d'automatisation) ou au niveau SAE 1 (ex : régulateur de vitesse, radar de franchissement de ligne). Certains systèmes, tels que le Pilot Assist développé par Volvo (Volvo Car Corporation, 2016) ou l'Autopilot de Tesla (Tesla, 2017), représentent une automatisation de niveau SAE 2 : sous certaines conditions, le conducteur peut déléguer la conduite au véhicule, mais il reste responsable de la supervision afin de pouvoir reprendre la main instantanément si besoin. De nouvelles technologies émergentes, telles que le Traffic Jam Pilot d'Audi permettant au système de conduire dans un embouteillage ou dans des conditions de circulation lente sur voie rapide (Audi, 2017), représentent les premiers véhicules disponibles équipés d'une automatisation conditionnelle (i.e. Niveau SAE 3).

Concernant le déploiement des véhicules de niveau SAE 4 et 5, les échéanciers proposés sont en constante évolution et varient fortement selon les acteurs de l'industrie automobile.



SAE J3016™ LEVELS OF DRIVING AUTOMATION™

Learn more here: sae.org/standards/content/j3016_202104

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

	SAE LEVEL 0™	SAE LEVEL 1™	SAE LEVEL 2™	SAE LEVEL 3™	SAE LEVEL 4™	SAE LEVEL 5™
What does the human in the driver's seat have to do?	You are driving whenever these driver support features are engaged – even if your feet are off the pedals and you are not steering			You are not driving when these automated driving features are engaged – even if you are seated in "the driver's seat"		
	You must constantly supervise these support features; you must steer, brake or accelerate as needed to maintain safety			When the feature requests, you must drive	These automated driving features will not require you to take over driving	

Copyright © 2021 SAE International.

	These are driver support features			These are automated driving features		
What do these features do?	These features are limited to providing warnings and momentary assistance	These features provide steering OR brake/acceleration support to the driver	These features provide steering AND brake/acceleration support to the driver	These features can drive the vehicle under limited conditions and will not operate unless all required conditions are met	This feature can drive the vehicle under all conditions	
Example Features	<ul style="list-style-type: none"> • automatic emergency braking • blind spot warning • lane departure warning 	<ul style="list-style-type: none"> • lane centering OR • adaptive cruise control 	<ul style="list-style-type: none"> • lane centering AND • adaptive cruise control at the same time 	<ul style="list-style-type: none"> • traffic jam chauffeur 	<ul style="list-style-type: none"> • local driverless taxi • pedals/steering wheel may or may not be installed 	<ul style="list-style-type: none"> • same as level 4, but feature can drive everywhere in all conditions

Figure 3: Niveau d'automatisation des véhicules (Source : www.sae.org)

Plusieurs études soulignent déjà l'intérêt des consommateurs concernant les véhicules automatisés de niveau SAE 4 et plus. Une étude menée par Schoettle et al. (2014), recueillant les attentes de plus de 3 000 personnes d'origines diverses, a notamment révélé que la 64% des participants avait un a priori positif et des attentes optimistes quant aux bénéfices pouvant être apportés par ces véhicules automatisés. De plus, divers nouveaux usages pour ces véhicules, tels que le pilotage automatique sur autoroute, l'apparition de robot taxi, ou encore le parking automatique, ont d'ores et déjà été identifiés comme désirés par les consommateurs (Fraedrich et al. 2016, Kaur et al. 2018)

2. Véhicules automatisés et nouvelles directions d'impact

Bien que le développement de véhicules automatisés soit en partie motivé par l'objectif ambitieux d'éliminer complètement tous les accidents de la route (Belin et al. 1997), il est fort probable que certains subsistent malgré l'apparition des véhicules de niveau SAE 4 et 5 (Sivak et al. 2015). En effet, plusieurs facteurs pourraient limiter le potentiel de ces futurs véhicules en termes de sécurité automobile. Lors du déploiement initial de ces véhicules, des véhicules contrôlés humainement seront toujours en circulation. Cette cohabitation entre les véhicules automatisés et conventionnels pourrait présenter des défis pour les véhicules automatisés, notamment dans des scénarios de collision dans lesquels les actions des conducteurs humains peuvent être difficilement prévisibles (Bellet et al. 2021). En plus de ces défis, des scénarios d'accidents peu fréquents pouvant être difficiles à anticiper et à prendre en compte dans la conception des véhicules automatisés pourraient également conduire à un risque non-négligeable d'accident (ex : scénarios impliquant des usagers vulnérables tels que des cyclistes ou des piétons) (Krishnakumar et al. 2020).

Ainsi, bien qu'une réduction du nombre d'accidents soit attendue via le déploiement des véhicules automatisés, ces derniers seront probablement impliqués dans de nouveaux accidents (Pilet et al. 2020). Ces nouveaux scénarios d'accident liés à l'automatisation doivent d'ores et déjà être identifiés afin de pouvoir les prévenir, et dans le cas contraire d'en minimiser l'impact sur la sécurité des occupants. Une revue des études s'intéressant aux accidents qui pourraient subsister semble donc utile afin de définir quels scénarios retenir pour la présente étude.

Actuellement, l'évaluation de la sécurité automobile se base sur des données provenant de plusieurs sources, telles que l'analyse rétrospective d'accidents (ex : base de données d'accidents) et l'analyse prospectives (ex : études de conduite naturalistes). Les données rétrospectives suggèrent notamment que les accidents actuels sont majoritairement des collisions frontales (Rudd et al. 2018). Cependant, les scénarios pertinents liés à l'automatisation des véhicules sont a priori inconnus et ne peuvent être identifiés que partiellement à l'aide des méthodes existantes à cause du manque de données concernant la performance des futurs véhicules. Ainsi, de nouvelles méthodologies prospectives ont été développées afin de mettre en évidence des scénarios d'intérêt.

A partir de données actuelles d'accidentologie (base GIDAS, *German In-Depth Accident Study Database*), Lubbe et al. (2018) ont étudié les bénéfices qui pourraient être apportés par l'automatisation des véhicules concernant l'occurrence des accidents. Cette étude a été réalisée en cinq étapes, en ajoutant des systèmes d'aide à la conduite à chaque étape afin d'évaluer l'impact de différents niveaux d'automatisation (aucune automatisation, systèmes d'aide à la conduite standard, systèmes d'aide à la conduite avancés, conduite autonome axée sur la sécurité, à la conduite autonome prudente). Les résultats indiquent que les systèmes de protection, actifs et passifs, permettraient une diminution jusqu'à 63% du nombre d'accidents mortels pour le plus haut niveau d'automatisation. Cette étude estime également que les accidents mortels restants pour les différents niveaux d'automatisation se produiront dans des directions d'impact similaires aux accidents actuels, à savoir majoritairement des collisions frontales (Figure 4), mais avec une sévérité d'impact légèrement inférieure. Une étude similaire a été réalisée par Östling et al. (2019). Cette étude visait à évaluer si l'introduction de différentes aides à la conduite (ex : assistance au maintien de voie, freinage d'urgence automatisé) pourrait prévenir les accidents répertoriés dans des bases de données d'accidents actuels (base de données NASS, *National Automotive Sampling System, Crashworthiness Data System*). Les auteurs estiment que de nombreux accidents pourraient être évités grâce à de tels systèmes, avec une efficacité combinée variant de 51 % à 97% selon les règles de modélisation. Les accidents restants semblent concentrés autour des collisions frontales face-à-face et des scénarios d'intersection. Pour les scénarios d'intersection, les auteurs estiment que 54% de ces accidents seront des chocs frontaux, 25% des chocs côté gauche et 19% des chocs côté droit.

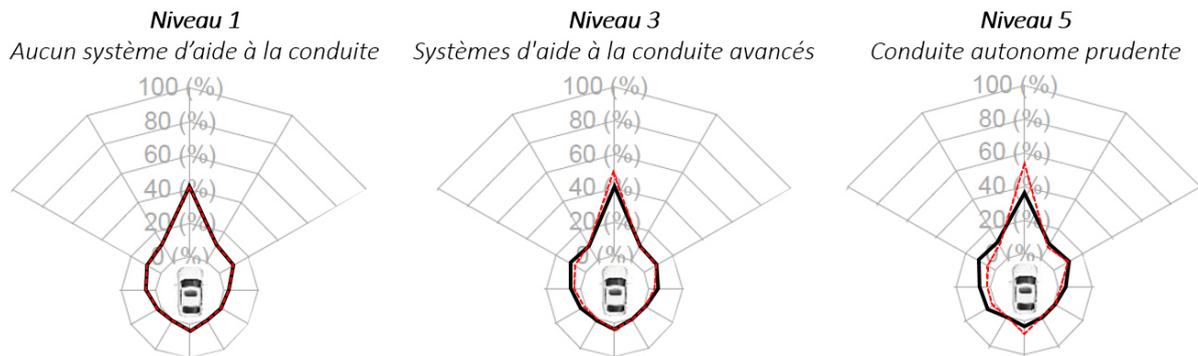


Figure 4 : Répartition des accidents selon la direction d'impact pour trois niveaux d'automatisation selon les prédictions de Lubbe et al. (2018). Les traits noir et rouge représentent deux règles de modélisation pour les systèmes d'aide à la conduite (respectivement prudente, et optimiste).

Kitajima et al. (2019) ont quant à eux développé une méthodologie de simulation de trafic multi-agent pour estimer les bénéfices associés à l'introduction de véhicules automatisés. Pour cela, un programme intégrant les données d'infrastructure routière a été développé, incluant notamment différents véhicules, conducteurs et piétons. Des erreurs humaines ont été induites par la modélisation de l'inattention, des erreurs de jugement et des réponses inadéquates. Dans un premier temps, le modèle a été validé via un scénario incluant uniquement des véhicules entièrement manuels et en comparant les résultats aux données d'accidentologie actuelles. Dans un second temps, quatre scénarios additionnels ont été simulés en incluant divers systèmes d'aide à la conduite (ex : systèmes de freinage d'urgence, alerte de franchissement involontaire de ligne). Les résultats suggèrent une réduction des accidents de 30% pour un scénario dans lequel la moitié des voitures serait équipée d'un système de freinage d'urgence tandis que l'autre moitié ne comporte aucune automatisation. Ces résultats concordent avec les études de terrain rapportant une diminution de 27 à 39% du nombre d'accident attribuable aux systèmes de freinage d'urgence (Fildes et al. 2015). Pour un scénario ne comprenant uniquement que des véhicules automatisés, la simulation estime une diminution de 84% du nombre d'accident, avec des accidents restant majoritairement frontaux.

Favarò et al. (2017) ont étudié les scénarios de collision des véhicules expérimentaux hautement automatisés (Niveau SAE 3 et plus) actuellement en circulation. L'analyse des 26 accidents survenus lors des essais réalisés en Californie (Septembre 2014 – Mars 2017) s'est conclue sur une majorité de collisions arrières/frontales avec le véhicule automatisé situé devant le véhicule conventionnel. Toutefois, les conditions actuelles de circulation de ces véhicules expérimentaux pourraient être moins représentatives que celles visées par des méthodologies basées sur des bases de données d'accident (ex : Lubbe et al. 2018, Ostling et al. 2019).

À la suite de l'analyse de ces différentes études, il apparaît que l'automatisation des véhicules a le potentiel de prévenir certains des accidents actuellement observés (ex : collisions par l'arrière). Parmi les accidents restants impliquant des véhicules automatisés, les scénarios d'accident concentrés sur les collisions frontales et les intersections ont été suggérés par plusieurs études. Il a donc été choisi de se focaliser sur l'étude des collisions frontales dans le cadre de ces travaux.

3. Activités et configurations d'habitacle dans les véhicules automatisés

3.1. Activités réalisées par les occupants de véhicules autonomes

Les occupants de véhicules hautement automatisés (i.e. Niveau SAE 3 et plus) étant libérés de la conduite, ils seraient en capacité de réaliser de nouvelles activités. Étant donné que ces véhicules ne sont actuellement pas disponibles et que ces véhicules risquent de ne pas être introduits si leur sécurité n'est pas d'abord assurée, la détermination de ces activités peut apparaître par essence spéculative. Diverses sources ont été explorées afin de d'anticiper les activités les plus probables (ex : observation dans les voitures actuelles, observation dans les transports en commun, questionnaires en ligne). Cette section présente ces différentes méthodologies et les résultats obtenus.

3.1.1. Activités réalisées par les conducteurs de véhicules actuels

Pour les véhicules disposant d'une autonomie conditionnelle (i.e. Niveau SAE 3), l'occupant peut temporairement déléguer la conduite au véhicule et baisser son niveau de vigilance en effectuant d'autres activités. Cependant, l'occupant doit s'assurer que les conditions nécessaires à la conduite autonome soient présentes, et, dans le cas contraire, une reprise en main peut être exigée par le véhicule. Ainsi, dans ce type de véhicule, les occupants seraient limités à des activités peu distrayantes ou contraignantes afin de permettre une reprise en main non planifiée du véhicule si nécessaire. Afin d'identifier ces activités, les données concernant les véhicules automobiles actuels peuvent s'avérer pertinentes. Certaines études, dites naturalistes, sont basées sur l'observation du comportement quotidien des conducteurs à l'aide d'un système embarqué discret. Ce système permet l'enregistrement des données du conducteur, du véhicule et de l'environnement, tout en limitant les biais expérimentaux sur la conduite. Ces données peuvent être collectées dans des situations normales, des situations de conflit et des accidents.

Une étude menée par la *National Highway Traffic Safety Administration* (NHTSA) (Dingus et al. 2006, Neale et al. 2005) a analysé 100 véhicules pendant treize mois afin d'étudier le comportement des conducteurs lors d'événements à risque. Les résultats indiquent que lors de ces événements, les activités non liées à la conduite réalisées par le conducteur sont majoritairement liées à des appareils sans fils (34% des activités, majoritairement les téléphones portables), et à des passagers (19% des activités, majoritairement des conversations).

Une étude similaire a été réalisée par le *Second Strategic Highway Research Program* (SHRP2) en 2012 afin d'évaluer le comportement et les performances des conducteurs (Campbell 2012, Kirsch 2018). Cette étude s'est focalisée sur les événements à risque sur autoroute aux États-Unis, via l'analyse de 1 891 véhicules. Divers types de distraction ont été identifiés, principalement liés aux passagers du véhicule (26% des distractions), au téléphone portable (19% des distractions), ainsi qu'à la radio/musique (17% des distractions).

Reed et al. (2020) ont, quant à eux, réalisé une étude naturaliste afin d'identifier la disposition des sièges et la posture des occupants dans les véhicules actuels. Cette étude a analysé 75 véhicules, dans des situations de conduite normales. Les résultats soulignent des écarts entre les positions observées et la position de conduite telle qu'utilisée dans la réglementation automobile (Louden, 2019), avec la

tête des occupants tournée vers la gauche ou la droite dans 33 % des enregistrements, et le torse tourné dans environ 10% des enregistrements. Des variations de l'angle dossier ont également été observées, avec un angle moyen de 25.4 ± 6.4 degrés, un angle supérieur à 30 degrés dans 15 % des enregistrements, et supérieur à 35 degrés dans moins de 1 % des enregistrements.

L'analyse de ces différentes études a permis de souligner que les conducteurs et passagers de véhicules actuels sont d'ores et déjà amenés à réaliser des activités autre que la conduite. Les principales activités identifiées sont liées à d'autres occupants (ex : converser) ou à des appareils électroniques (ex : utiliser son téléphone portable). Ces résultats confirment ainsi l'attrait des occupants de véhicules actuels de réaliser d'autres activités que la conduite pendant les temps de trajet. La réalisation de telles activités dans les véhicules conventionnels est d'ores et déjà associée à des postures d'occupant et des configurations de siège non-réglementaires (ex : occupant pivoté pour discuter, dossier de siège incliné à plus de 30 degrés) (Reed et al. 2020).

Cependant, les activités pouvant être identifiées via les études naturalistes sont, par essence, limitées à des environnements automobiles, conçus pour la conduite. Afin d'explorer un panel plus large d'activités probables dans les futurs véhicules automatisés, il peut ainsi être pertinent d'observer d'autres moyens de transports, moins spécifique à une activité particulière (ex : train, avion, bus).

3.1.2. Activités réalisées dans les transports publics actuels

Pour les véhicules disposant d'une autonomie élevée (i.e. Niveau SAE 4), le véhicule peut dans certaines conditions (ex : conduite sur autoroute) prendre l'ensemble des fonctionnalités de conduite sous sa charge et ne requiert pas d'intervention humaine non planifiée. Ainsi, le conducteur est libre de réaliser toute autre activité non liée à la conduite. Cependant, lorsque le véhicule quitte la zone de conduite automatisée, l'occupant a l'obligation de reprendre la conduite. Cette reprise peut normalement être planifiée. Ainsi, la conduite humaine reste toujours un aspect important pour ce type de véhicule, empêchant une re-conception complète de l'habitacle visant à supprimer toutes les commandes (i.e. systèmes liés à la conduite, tels que le volant et les pédales). Pour estimer les activités pouvant être associées à ce niveau d'automatisation, il peut être intéressant d'étudier les activités effectuées dans les transports publics actuels. Ces deux modes de transport sont, en effet, comparables notamment concernant l'environnement et la passivité des occupants sur la conduite.

Russel et al. (2011) ont réalisé une observation des activités réalisées par des passagers de bus et de trains. Au total, 812 observations ont été effectuées sur des trajets de différentes durées, et à différentes heures. Les résultats indiquent que les activités les plus fréquemment observées sont similaires pour les deux modes de transport, à savoir : regarder vers l'extérieur, lire, écouter de la musique, ou encore converser (Figure 5A). Kamp et al. (2011) ont également étudié les activités réalisées par les passagers de train, en analysant des enregistrements vidéo. Les activités les plus fréquemment observées ont été : converser (24% des observations), se relaxer (23% des observations), lire (20% des observations) et dormir (14% des observations) (Figure 5B). En complément, une analyse posturale qualitative a été réalisée, et souligne que les activités de repos sont associées à des postures avachies, tandis que pour des activités telles que converser ou travailler, les occupants sont davantage redressés et en contact avec le dossier (Figure 5B).

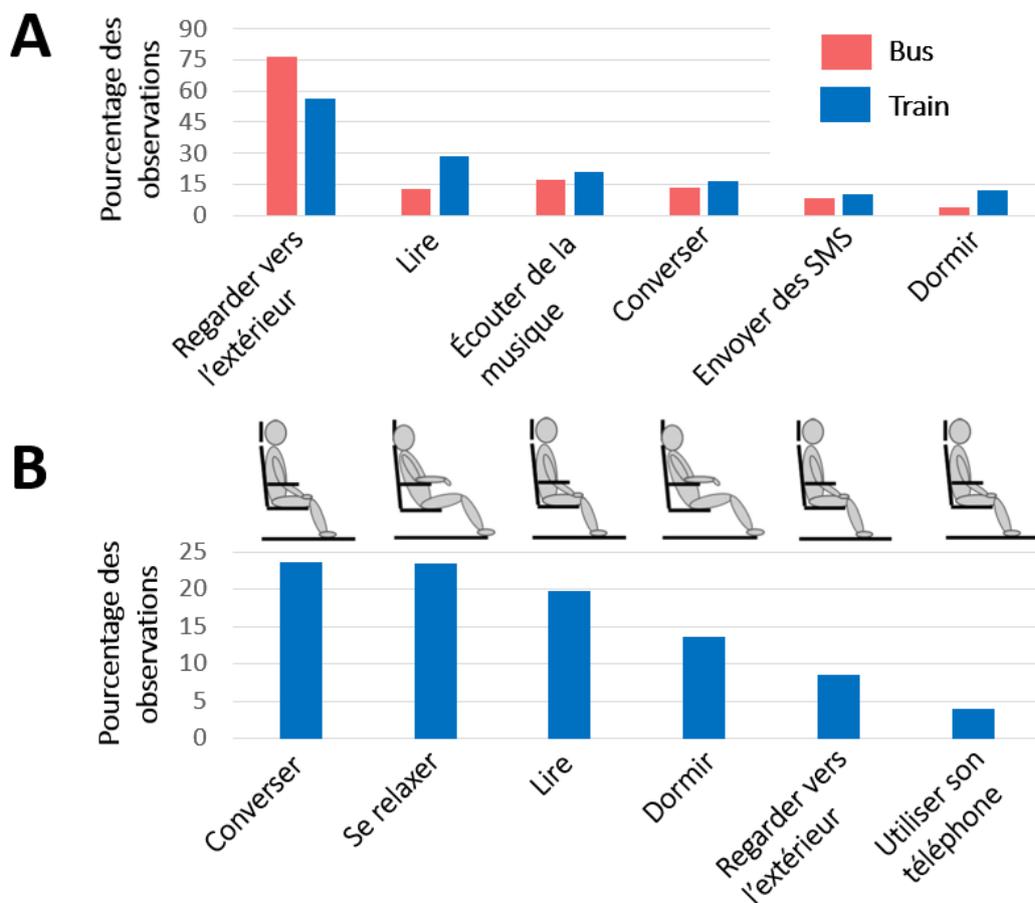


Figure 5 : Activités réalisées par les passagers lors de trajets en transport en commun

A : Observations réalisées par Russel et al. (2011) ; B : Observations réalisées par Kamp et al. (2011) lors de trajets en train. Pour chaque activité, la posture la plus observée correspondante est représentée.

Lyon et al. (2007) ont identifié les activités réalisées par des passagers des trains en utilisant des questionnaires distribués dans différentes gares. Une analyse sur 26 221 passagers a permis d'évaluer l'influence du temps de trajet sur les activités réalisées par les participants. Les activités les plus souvent citées par les participants étaient : lire, regarder vers l'extérieur, et travailler ; indépendamment du temps de trajet. Cependant, les activités telles que lire et travailler semblent davantage réalisées lorsque le temps de trajet augmente.

L'analyse des activités réalisées dans divers modes de transports en commun (bus, train) a permis de mettre en évidence les activités réalisées par les passagers lors de ces trajets. Les activités les plus fréquemment relevées sont : converser, regarder vers l'extérieur, lire ou encore dormir. L'étude de Kamp et al. (2011) soulignent également des différences posturales pour les activités observées, bien que ces ajustements posturaux soient limités par la configuration des sièges (ex : angle dossier et assise non réglables). Des modifications de la géométrie du siège pourraient marquer encore davantage les différences posturales observées entre les activités. Par ailleurs, les activités réalisées semblent similaires pour les modes de transport publics étudiés (Russel et al. 2011), cependant ces observations sont, par définition, limitées à un environnement public. L'utilisation de véhicules automatisés personnels pourrait modifier les activités réalisées par les occupants en passant d'un environnement public à privé.

3.1.3. Étude prospective des activités dans des véhicules automatisés par questionnaire

Pour des véhicules entièrement automatisés (i.e. Niveau SAE 5), le véhicule cumule l'entièreté des tâches de conduite et n'est soumis à aucune intervention humaine. Dès lors, les éléments liés à la conduite humaine (ex : volant, pédale) ne sont plus indispensables, et une re-conception complète de l'habitacle pourrait être envisagée. Des études ont proposé une approche via questionnaire afin de récolter directement les attentes des consommateurs concernant ces futurs véhicules.

Schoettle et al. (2014) ont mené une étude incluant plus de 3 000 personnes afin d'identifier les activités pouvant être réalisées dans un véhicule automatisé de niveau SAE 4. Lors d'un trajet, les participants ont indiqué qu'ils souhaiteraient majoritairement regarder la route, bien qu'ils ne conduisent pas ; converser avec les autres occupants, ou encore dormir. Les résultats de l'étude soulignent l'inquiétude des participants quant à la fiabilité de ces nouveaux véhicules, ce qui pourrait limiter le désir de s'investir dans des activités distrayantes. Une étude similaire a été réalisée par Kyriakidis et al. (2015). Cette étude a permis de récolter le ressenti de plus de 5 000 personnes concernant différents niveaux d'automatisation (conduite manuelle, autonomie partielle, autonomie élevée, et autonomie complète). Les participants devaient indiquer s'ils souhaitaient réaliser des activités listées pour ces différents niveaux d'automatisation. Les résultats suggèrent que plus le niveau d'automatisation augmente, plus les participants seraient enclins à réaliser des activités non liées à la conduite (Figure 6). Par ailleurs, les participants désiraient majoritairement écouter la radio, converser, observer l'extérieur ou encore manger, indépendamment du niveau d'automatisation du véhicule.

Yang et al. (2018) ont, quant à eux, utilisé un questionnaire en ligne afin de comparer les activités effectuées par les occupants de véhicules actuels, à celles pouvant être introduites dans les véhicules hautement automatisés. Les résultats indiquent que certaines activités non liées à la conduite pourraient être significativement plus réalisées dans un véhicule automatisé qu'actuellement (ex : travailler, lire, dormir). Par ailleurs, les activités les plus fréquemment citées lors d'une conduite automatisée sont similaires à celles mentionnées pour une conduite manuelle ; à savoir converser, écouter de la musique, regarder à l'extérieur (Figure 6).

Pfleging et al. (2018) ont réalisé une étude combinant un questionnaire en ligne, des observations *in-situ*, et un questionnaire *in-situ*. Le questionnaire en ligne était séparé en deux parties : les activités actuellement réalisées lors d'un trajet en voiture en tant que passager, et les activités désirées pour un véhicule hautement automatisé. Pour identifier ces activités, les participants avaient à leur disposition une liste d'activités et devaient préciser la fréquence à laquelle ils réalisent/réaliseront ces dernières. Dans un second temps, des observations *in-situ* ont été réalisées dans un métro, sur différents jours et à différentes heures, en attribuant une activité unique à chaque participant. Enfin, des questionnaires *in-situ* ont été distribués aux passagers d'un train, et les participants devaient sélectionner les activités qu'ils réalisaient dans les transports publics en général. Pour les différentes méthodologies et scénarios étudiés, les résultats semblent similaires et les activités les plus souvent collectées étaient : écouter de la musique, utiliser un téléphone, converser, lire, ou encore regarder vers l'extérieur.

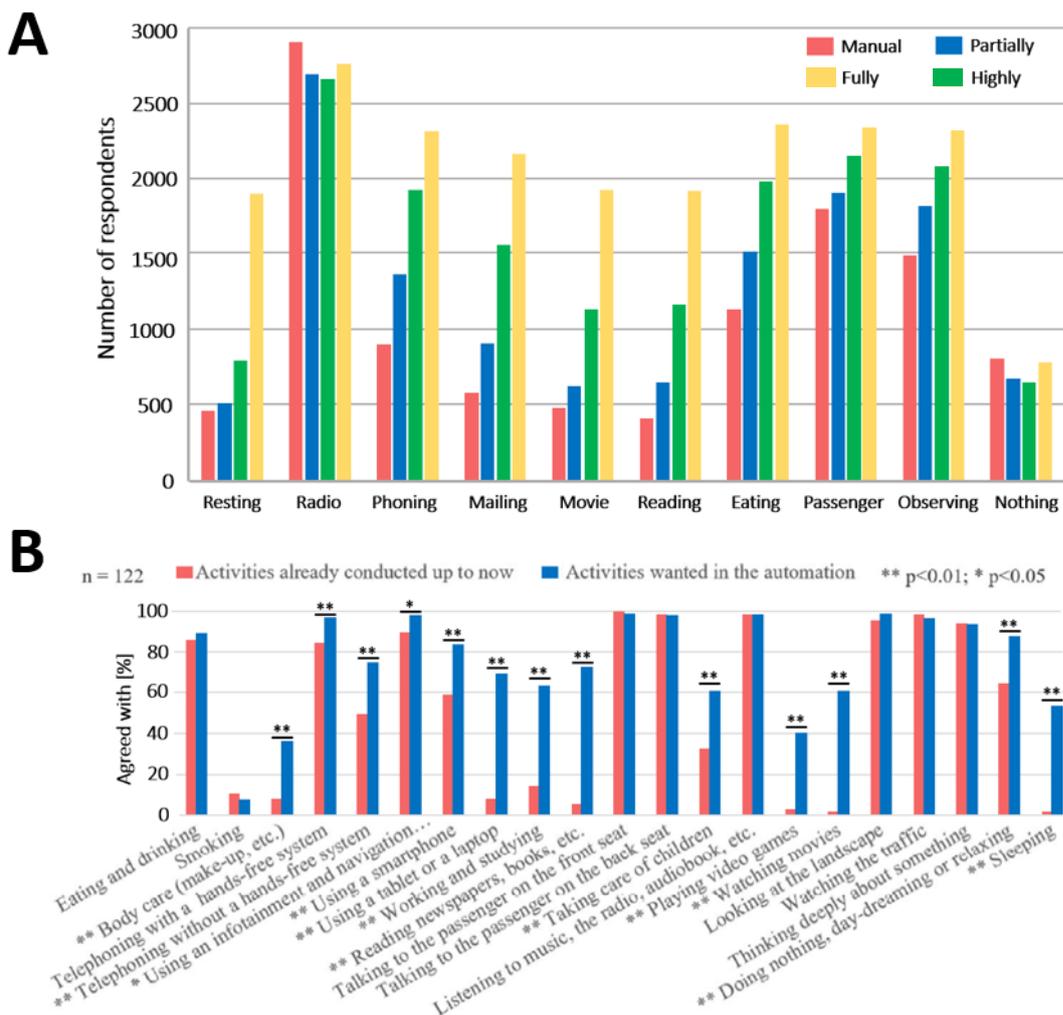


Figure 6 : Activités désirées par les futurs occupants de véhicules automatisés, estimées via un questionnaire
 A : Résultats obtenus par Kyriakidis et al. (2015) (n=5000) ; B : Résultats obtenus par Yang et al. (2018) (n=122)

L'exploration des activités les plus probables via questionnaire a permis de souligner que plus le niveau d'automatisation augmente, plus les participants seraient enclins à réaliser des activités non liées à la conduite. Par ailleurs, les activités les plus fréquemment citées lors d'une conduite automatisée sont globalement similaires à celles mentionnées pour une conduite manuelle. Les activités les plus citées sont converser, écouter de la musique ou encore observer l'extérieur. D'autres activités pourraient néanmoins être davantage observées dans les véhicules hautement automatisés (Niveau SAE 4 et plus) qu'actuellement, à savoir dormir, regarder des films ou encore travailler.

3.1.4. Discussion et conclusions

L'analyse de ces différentes études a permis de mettre en évidence les activités envisagées par les occupants des futurs véhicules automatisés, en examinant, d'une part, les activités réalisées dans divers modes de transport actuels (voiture, transports publics), et d'autre part, les attentes de la population vis-à-vis des véhicules automatisés. Si les méthodologies diffèrent grandement, les résultats des différentes études sont similaires. Ainsi, des activités telles que converser, écouter de la musique, regarder vers l'extérieur, utiliser un téléphone, travailler, manger/boire, ou encore dormir, semblent probables dans les futurs véhicules automatisés.

Par ailleurs, ces résultats doivent être considérés en fonction du niveau d'automatisation des véhicules. Ainsi, un véhicule disposant d'une autonomie conditionnelle (i.e. Niveau SAE 3), pouvant nécessiter une reprise en main de l'occupant, ne peut autoriser que des activités peu distrayantes et n'engendrant que de faibles modifications de la position du conducteur et de son environnement (ex : converser, utiliser un téléphone). Concernant les véhicules disposant d'une autonomie plus élevée (i.e. Niveau SAE 4), un plus grand nombre d'activités semble possible, et un environnement modulable serait envisageable afin de s'adapter au mode de conduite manuelle et autonome. Enfin, pour un véhicule entièrement automatisé (i.e. Niveau SAE 5), une re-conception complète de l'habitacle pourrait être envisagée, ouvrant encore davantage le panel des activités possibles.

3.2. Véhicules automatisés et nouvelles configurations d'habitacle

L'introduction sur le marché des véhicules automatisés de niveau SAE 4 et plus supprimera le besoin d'avoir un conducteur attentif, au moins dans des conditions prédéfinies. La section précédente a mis en évidence certaines nouvelles activités qui pourraient survenir dans de tels véhicules (ex : écouter de la musique, utiliser un téléphone, travailler, dormir) et pouvant induire des positions d'occupant différentes de celles observées actuellement. Afin de s'adapter à ces nouvelles activités, une modification des aménagements conventionnels de l'habitacle vers un espace moins spécifique à la conduite serait envisageable et désirable. En effet, les environnements automobiles actuels ont été conçus et optimisés pour s'adapter à une posture de conduite (Harrison et al. 2000).

Si l'on fait l'hypothèse que des accidents continueront de survenir, la sécurité des occupants devra continuer à être assurée pour les nouvelles configurations d'habitacle (par exemple pour faciliter le repos). Si elle n'est pas assurée, alors leur introduction pourrait simplement ne pas être autorisée. Or, les systèmes de sécurité actuels sont conçus pour une position de conduite standard, et les modifications d'habitacle pourraient créer de nouveaux défis quant au maintien et à la protection des occupants. Pour pouvoir étudier la criticité de ces nouvelles configurations concernant la sécurité des occupants, il semble nécessaire dans un premier temps d'identifier ces nouveaux aménagements potentiels. Cette section présente les différentes méthodologies utilisées afin d'anticiper ces nouvelles configurations, et les résultats associés.

Yang et al. (2018) ont étudié les configurations désirées dans un véhicule entièrement automatisé (Niveau SAE 5), en fonction de différentes activités envisagées. Les retours de 122 participants ont été récoltés en utilisant un questionnaire en ligne. Les résultats suggèrent que pour la plupart des activités (ex : utiliser son téléphone, lire), les participants souhaitaient majoritairement conserver une configuration d'habitacle standard (i.e. siège face à route). Pour certaines activités, des configurations inédites sont cependant désirées. Pour les activités de bureau (ex : travailler, étudier, utiliser un ordinateur), les modifications d'habitacle s'axent principalement sur de nouvelles orientations du siège (ex : siège dos à la route, siège face au passager), tandis que pour des activités de repos (ex : dormir, se relaxer), ces modifications sont axées sur l'inclinaison du dossier.

Koppel et al. (2019) ont également visé à identifier les configurations de sièges et les préférences de position dans un véhicule entièrement automatisé (Niveau SAE 5) en utilisant un questionnaire en ligne. Il a été demandé aux participants d'imaginer un trajet dans un véhicule automatisé à travers sept scénarios, et d'indiquer les configurations de sièges qu'ils désireraient ainsi que la place qu'ils occuperaient dans le véhicule. Les participants devaient également indiquer les activités qu'ils souhaiteraient réaliser et s'ils seraient prêts à porter une ceinture de sécurité différente pour ces nouvelles configurations. Les résultats suggèrent que pour chaque scénario, les participants préféraient majoritairement une configuration de siège conventionnelle (c.à.d. sièges face à route) ou de type salon (c.à.d. sièges avant dos à route). Concernant les préférences de position, les participants semblent privilégier le siège conducteur standard pour eux-mêmes et le siège passager avant pour un occupant additionnel. La majorité des participants ont estimé qu'ils porteraient toujours une ceinture de sécurité lorsqu'ils voyageraient dans un véhicule automatisé, et la plupart ont également indiqué qu'ils seraient disposés à porter une ceinture de sécurité différente.

Jorlöv et al. (2017) ont quant à eux étudié les nouvelles configurations d'habitacle automobile via une étude sur volontaires en utilisant un environnement de véhicule simplifié. L'environnement consistait en un espace délimité avec quatre chaises, désigné comme un véhicule (Figure 7). Il a été demandé aux volontaires de reconfigurer cet environnement selon leurs souhaits, via la rotation des sièges. Cette méthodologie semble permettre de stimuler l'imagination des participants en les rendant actifs lors de la conception de l'habitacle, ce qui encourage des réflexions plus poussées (Pettersson et al. 2015). Divers scénarios de conduite quotidienne (ex : trajets courts, trajets longs) ont été présentés aux volontaires, et ces derniers devaient remodeler l'environnement selon leurs souhaits. Lors de trajets courts, la majorité des participants ont déclaré vouloir garder leur siège de manière conventionnelle (i.e. face à la route). Tandis que pour des trajets plus longs, ces derniers ont émis le désir de réarranger l'habitacle, avec une préférence pour la configuration de type salon (c.à.d. sièges avant dos à route) (Figure 7). Basées sur la même méthodologie, des mesures complémentaires ont été réalisées par Östling et al. (2019) afin de comparer les résultats de différentes zones géographiques. Les résultats obtenus sont similaires à ceux de Jorlöv et al. (2017). Le désir d'incliner les sièges, notamment pour se relaxer et dormir, a été évoqué par les participants des deux études.

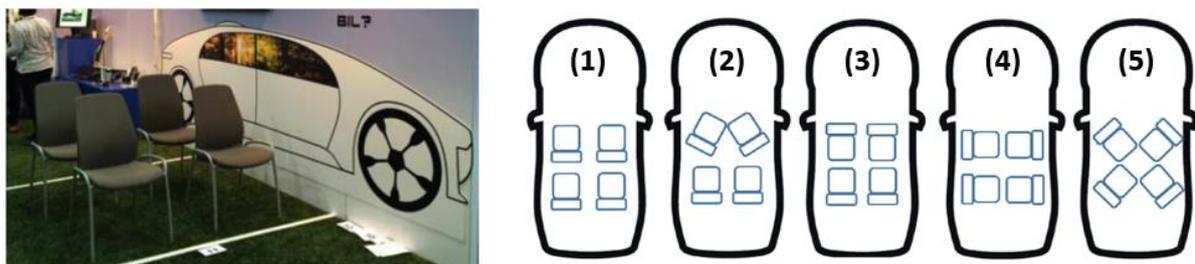


Figure 7 : Nouvelles configurations d'habitacle estimées par Jorlöv et al. (2017)
Gauche : Environnement expérimental ; droite : principales configurations suggérées par les participants

Fiorillo et al. (2019) ont également analysé des nouvelles configurations de véhicules automatisés basées sur la rotation des sièges. Toujours en utilisant un environnement simplifié (sièges de bureau incluant une ceinture bassin à 2 points) (Figure 8), cette étude s'est intéressée à la conversation entre deux passagers en faisant varier le pivotement des sièges. Cette étude avait pour objectif d'évaluer si la rotation du siège affecte l'inconfort, la posture des occupants et la qualité de leur conversation. Quatre angles entre les sièges ont été étudiés : 0 (c.à.d. côte à côte), 22.5, 90 et 120 degrés (Figure 8). Les résultats suggèrent que la configuration de siège conventionnelle n'est pas optimale pour discuter avec un passager, car la rotation du haut du corps peut entraîner un inconfort des occupants. Un angle de 120 degrés entre les sièges a été privilégié par les participants, car elle permettait d'obtenir une posture confortable avec un minimum d'inconfort et une bonne qualité de la conversation sans contact visuel forcé. Par ailleurs, les auteurs soulignent que la qualité de la conversation augmente avec l'angle de rotation tout en diminuant l'inconfort des participants, et ce même pour de faibles de rotation du siège (ex : 22.5 degrés entre les sièges).

Si les études détaillées précédemment (ex : questionnaire, étude volontaire) ont permis d'explorer de nouvelles configurations basées sur la rotation des sièges, aucune d'elles ne prend réellement en compte les contraintes liées à l'encombrement spatial de l'habitacle (ex : largeur du véhicule, espace nécessaire pour la rotation du siège). Pour répondre à cette problématique, Levallois et al. (2019) ont étudié l'implantation de ces nouvelles configurations dans une maquette de véhicule correspondant à un SUV compact. Lors de la rotation de deux sièges avant vers l'intérieur, une rotation maximale de 20 degrés pouvait être obtenue, celle-ci engendrant un contact entre les occupants induisant de l'inconfort (Figure 9). Les positions privilégiées par les participants incluaient des angles de rotation compris entre 11 et 16 degrés. D'autres configurations incluant les sièges avant dos à la route sont également réalisables compte tenu de l'encombrement, cependant pour être obtenues les occupants doivent sortir du véhicule pour réarranger l'habitacle (c.à.d. inversion des sièges avant).

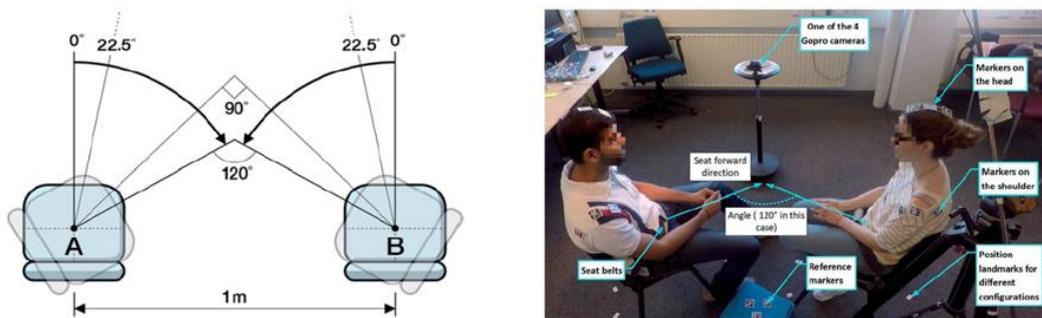


Figure 8 : Effet de l'angle du siège sur la posture et la qualité de la conversation (Fiorillo et al. 2019)
Gauche : configurations étudiées ; droite : environnement expérimental

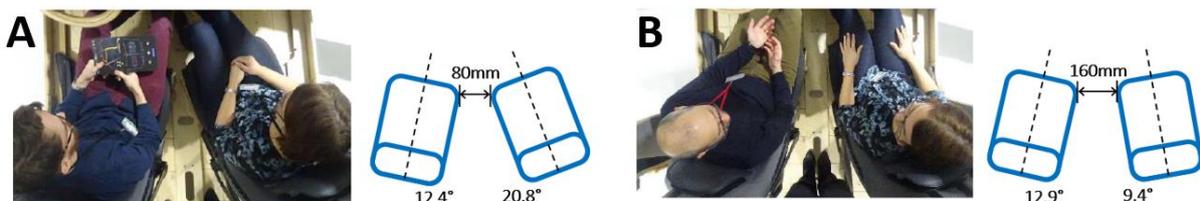


Figure 9 : Configurations possibles dans un environnement automobile actuel (Levallois et al. 2019)
Gauche : rotation maximale des sièges entraînant un inconfort des occupants ; droite : rotation des sièges limitant l'inconfort des occupants

D'autres études se sont intéressées à des positions de sièges inclinées. Une étude volontaire menée par Bohrmann et al. (2019) a permis d'évaluer l'acceptation et le confort des participants dans des configurations inclinées. Dans un premier temps, des essais dynamiques ont été réalisés sur 25 volontaires afin d'évaluer l'influence de l'angle du dossier et de l'orientation du siège sur le mal des transports. Deux angles de dossier (23 et 38 degrés) ainsi que deux orientations de siège (face et dos à la route) ont été évalués. Les résultats indiquent que l'augmentation de l'angle du dossier diminue significativement le mal des transports ($p < 0.0001$), tandis que l'orientation du siège semble avoir un effet moins prononcé. Dans un second temps, des essais statiques ont été réalisés pour déterminer l'angle du dossier privilégié pour diverses activités (Figure 10). Les participants étaient assis sur un siège automobile standard et devaient identifier la position qu'ils privilégiaient parmi trois angles de dossier (23, 42, et 62 degrés) pour plusieurs activités. Les résultats indiquent que les configurations semi-allongées (c.à.d. 42 et 62 degrés) sont particulièrement désirées pour plusieurs activités (ex : se relaxer, lire, regarder un film) (Figure 10).

Stanglmeier et al. (2020) ont réalisé une étude sur 23 volontaires visant à évaluer l'inconfort de différentes combinaisons d'angles de dossier et d'assise. Neuf configurations ont été étudiées en combinant trois angles de dossier (55, 65, et 75 degrés) avec trois angles d'assise (20, 30, et 40 degrés). Pour chaque configuration, la distribution de la pression (assise et dossier) et une évaluation subjective des participants ont été récoltées. D'après le retour des participants, la configuration combinant une assise à 45 degrés et un dossier à 55 degrés semble être la moins appréciée, tandis que les huit autres conditions peuvent être considérées comme adaptées pour dormir. Par ailleurs, la combinaison d'une d'assise à 40 degrés et d'un dossier à 65 degrés semble homogénéiser la distribution de la pression, ce qui pourrait limiter l'inconfort des occupants, tout en limitant l'espace requis.

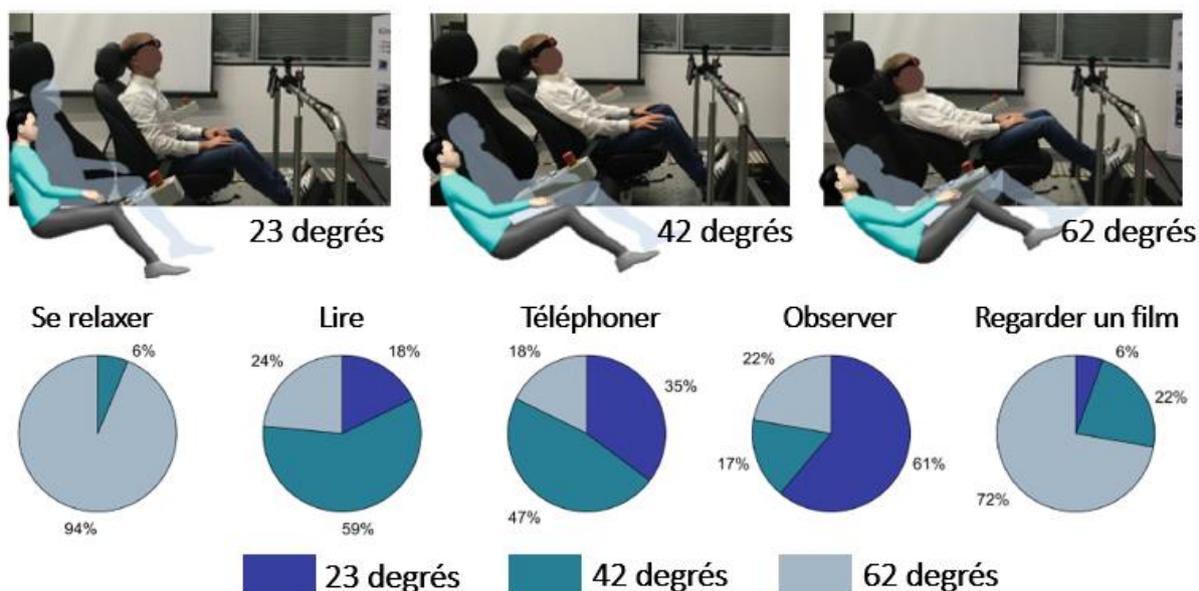


Figure 10 : Configurations inclinées désirées pour différentes activités (Bohrmann et al. 2019)
 Haut : angles dossier étudiés ; bas : configuration désirée par les participants en fonction de l'activité réalisée

Une étude volontaire menée par Theodorakos et al. (2019) au LBMC s'est également intéressée à la détermination de l'angle d'assise le plus confortable pour différents angles de dossier (10, 25 et 40 degrés). Pour chaque angle de dossier, l'assise été initialement inclinée à -5 ou +20 degrés par rapport à l'horizontale, et les participants ont été invités à régler eux-mêmes l'inclinaison de l'assise jusqu'à ce qu'ils atteignent une position confortable. Les résultats indiquent que l'angle d'assise sélectionné par les participants est influencé par l'orientation initiale de l'assise, définissant davantage une plage de confort plutôt qu'une valeur unique. Par ailleurs, cette plage de confort d'assise semble augmenter lorsque l'on incline le dossier.

En synthèse, l'analyse de ces différentes études a permis de mettre en évidence de nouvelles dispositions d'habitacle qui pourraient être intéressante dans les futurs véhicules autonomes. Ces réarrangements d'habitacle semblent basés sur deux axes principaux : la rotation et l'inclinaison des sièges. Concernant la rotation du siège, les études via questionnaires et sur volontaires indiquent que des rotations importantes des sièges seraient désirées (ex : 45, 90, 180 degrés). Cependant, en prenant en compte le dimensionnement des véhicules actuels, la rotation des sièges semble limitée à une vingtaine de degrés. De faibles rotations des sièges permettraient déjà d'augmenter le confort lors de la réalisation de nouvelles activités telles que converser (Fiorillo et al. 2019) tout en étant compatibles avec des implantations actuelles et un niveau d'automatisation inférieur à 5. Concernant l'inclinaison du siège, les études sur volontaires indiquent des angles dossier allant jusqu'à 75 degrés pourraient être désirés. Par ailleurs, une inclinaison du dossier pourrait être accompagnée d'un ajustement de l'assise afin de limiter l'inconfort des occupants.

4. Analyse quantitative de la position des occupants de véhicules

4.1. Introduction

L'habitacle des véhicules actuels est conçu pour assurer le confort et la sécurité des occupants en position de conduite. La section précédente a permis de mettre en évidence certaines nouvelles dispositions d'habitacle qui pourraient survenir dans les véhicules automatisés. Afin de développer des systèmes ergonomiques et sûrs pour ces nouvelles configurations, les constructeurs automobiles peuvent notamment se baser sur des études posturales. Une présentation rapide des méthodologies utilisées pour quantifier la posture des occupants sera d'abord faite. Elle sera suivie de quelques résultats importants concernant les nouvelles positions d'occupant, telles qu'identifiées dans les sections précédentes.

4.2. Méthodes

Dans la littérature, diverses méthodologies ont été proposées afin de quantifier la posture des occupants dans un environnement automobile. Les configurations expérimentales sont généralement simplifiées par rapport à un environnement automobile standard (Schmidt et al. 2014), telles qu'illustrées Figure 11.

La majeure partie des études relevées se base sur des systèmes d'acquisition optiques (ex : photographie, caméra infrarouge) afin de quantifier la posture des occupants (Park et al. 2000, Peng et al. 2017, Yeng et al. 2018).

Dans le cas de l'utilisation de systèmes infrarouges (utilisés notamment pour l'analyse du mouvement), des points anatomiques sont généralement palpés dans une position de référence puis identifiés via des marqueurs réfléchissants (ex : Park et al. 2000, Peng et al. 2017) (Figure 11). Ces méthodes sont cependant limitées à l'analyse de points anatomiques externes, qui sont généralement choisis dans des régions où ils permettent d'estimer les positions de certaines structures osseuses sous-jacentes (ex : points sur le sternum). De plus, la précision de cette méthode peut être affectée par la position et l'anthropométrie des sujets. D'une part, les marqueurs étant fixés sur la peau des participants, ces derniers peuvent se déplacer par rapport au squelette via la déformation des tissus mous, et cette déformation peut être affectée par la corpulence du sujet (ex : cas des sujets obèses). D'autre part, la trajectoire de certains marqueurs peut être difficile à suivre du fait de leur obstruction. Par exemple, au niveau du bassin, certains points anatomiques peuvent être masqués par l'abdomen du participant. Afin de limiter les imprécisions dues au déplacement de marqueurs avec les tissus mous, les points anatomiques externes peuvent être directement palpés en position d'intérêt, que ce soit en utilisant des systèmes d'analyse du mouvement (Figure 11, Salvia et al. 2009) ou via des bras de mesure (Figure 12, Park et al. 2016)

Lors de l'utilisation de systèmes d'acquisition optiques classiques (ex : caméra, appareil photo), les points anatomiques externes sont généralement identifiés directement sur les enregistrements (ex : Yeng et al. 2018).

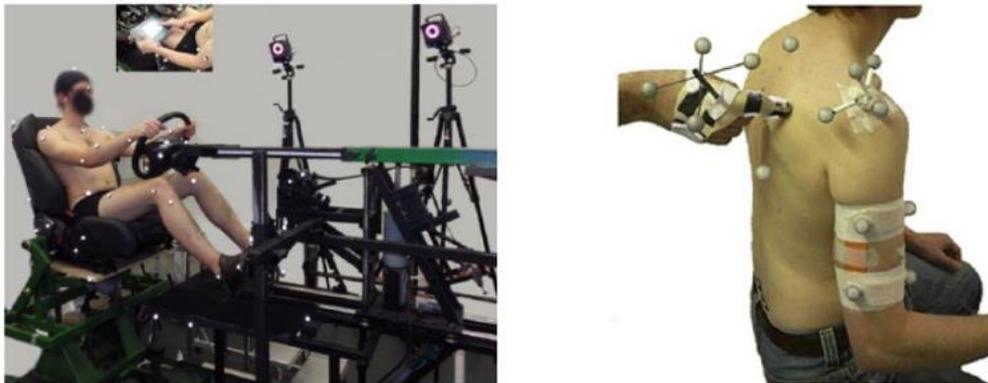


Figure 11 : Quantification posturale via systèmes d'analyse du mouvement. Gauche : marqueurs réfléchissants placés sur divers points anatomiques externes (Peng et al. 2017) ; droite : identification de points anatomiques par palpation couplé à un système d'analyse du mouvement (Salvia et al. 2009)



Figure 12 : Quantification posturale via identification de points anatomiques externes en utilisant un bras de mesure FAROArm (Park et al. 2016). La figure illustre la palpation de points anatomiques externes du bassin.

Cependant, les différentes méthodologies présentées nécessitent un accès aux points anatomiques d'intérêt. Or, lorsque l'occupant est assis sur un siège automobile, la face postérieure du tronc et du bassin ne sont pas accessibles. Une méthode permettant d'estimer la position des structures osseuses non-accessibles consiste à d'abord quantifier de manière complète la posture de l'occupant dans une position prédéfinie (ex : debout, assis sur un tabouret) afin de créer un modèle cinématique. Ensuite, ce modèle cinématique est repositionné pour les configurations d'intérêt, en utilisant uniquement un nombre limité de points anatomiques visibles (ex : Theodorakos et al. 2019).

Une méthode de quantification posturale plus globale, basée sur de la stéréophotographie, a été proposée par Seitz et al. (2000). Pour ce faire, le sujet est photographié sous différents angles à l'aide de plusieurs caméras, permettant de reconstruire des images en trois dimensions pour estimer la position des points anatomiques. Cette méthodologie est par ailleurs compatible avec le mannequin numérique RAMSIS (largement utilisé pour l'analyse de l'ergonomie des habitacles automobiles). Le mannequin RAMSIS est tout d'abord personnalisé afin de correspondre à l'anthropométrie du sujet dans une posture de référence, puis repositionné pour correspondre à une position d'intérêt (Figure 13).

Les différentes méthodologies présentées restent limitées à l'étude de points anatomiques spécifiques et ne permettent pas d'obtenir des mesures directes sur les structures osseuses dans leur globalité. Pour pallier ces difficultés, des méthodes d'observation basées sur l'imagerie médicale (ex : IRM, rayon X) peuvent être utilisées, permettant d'obtenir directement la position et la forme de structures anatomiques internes (ex : squelette, organes). En utilisant des rayons X, Izumiyama et al. (2018) ont notamment évalué l'alignement du rachis dans un siège automobile pour des participants de différents âges, sexes et morphologies. Une étude similaire a été réalisée par Sato et al. (2016) en utilisant de l'imagerie à résonance magnétique (Figure 14). Ces études sont toutefois assez délicates à mettre en œuvre. Celles basées sur des rayons X irradiantes et celles utilisant l'IRM positionnel ont des contraintes fortes en termes d'espace d'imagerie (même pour les scanners positionnels) (ex : Beillas et al. 2009), de volume d'acquisition et de temps et d'acquisition pendant lequel le sujet doit rester immobile.

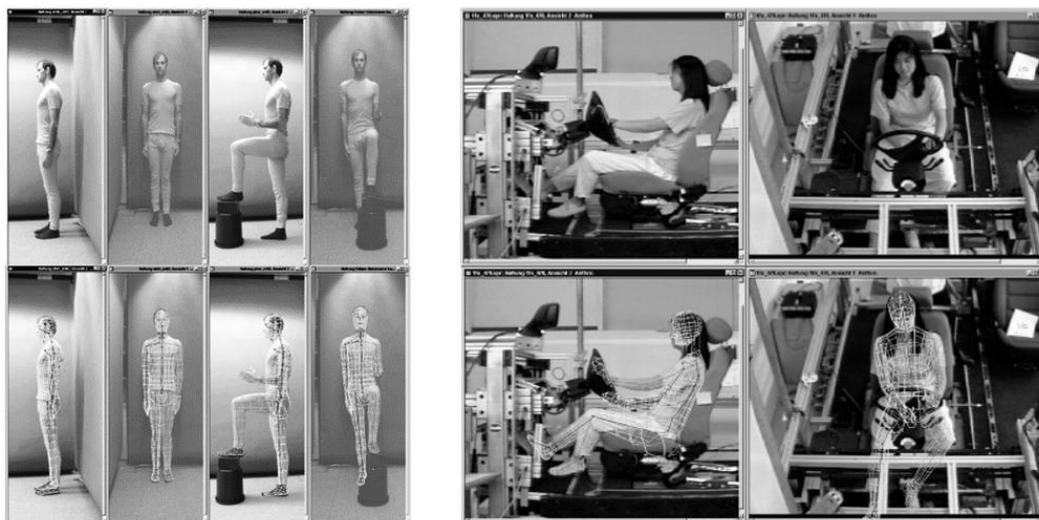


Figure 13 : Quantification posturale via stéréophotographie (Seitz et al. 2000). Gauche : postures de référence utilisées pour définir le modèle cinématique ; droite : quantification de la posture en position de conduite.

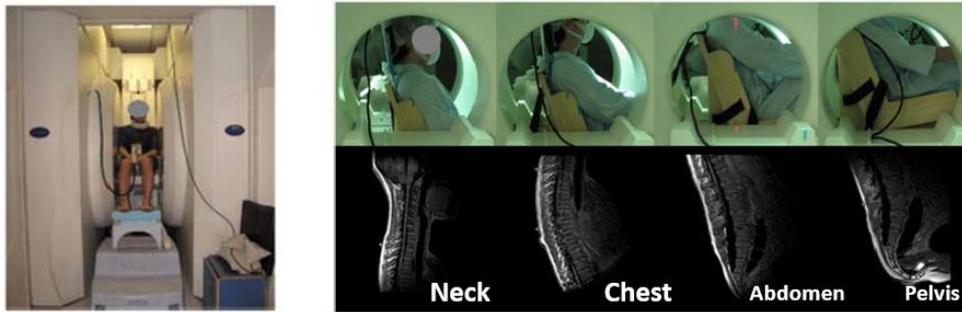


Figure 14 : Quantification posturale via IRM (Sato et al. 2016). Gauche : Posture assise dans le dispositif d'IRM ouvert ; droite : acquisitions IRM en position assise

4.3. Résultats

Les méthodologies présentées ont été largement utilisées afin de caractériser la position de conduite y compris récemment pour diverses populations (ex : Peng et al. 2018, Izumiyama et al. 2018). Des études posturales centrées sur les nouvelles activités et configurations de sièges décrites en section précédente seraient utiles afin de caractériser ces nouvelles configurations de manière quantitative. Ceci est aussi nécessaire pour définir des postures de référence utilisable pour évaluer et adapter les systèmes de sécurité si besoin.

Yang et al. (2018) ont réalisé une étude visant à quantifier les postures associées à diverses activités pouvant être réalisées dans un véhicule automatisé (ex : lire, utiliser un ordinateur, étudier, dormir). Les mesures posturales ont été réalisées sur seize volontaires en utilisant un siège avant conventionnel sans ceinture de sécurité. Pour chacune des activités, des angles posturaux ont été définis pour diverses articulations (ex : hanche, genou, cheville) et mesurés sur des photographies en vue latérale (Figure 15). Les résultats indiquent que des activités telles que lire ou regarder des films semblent être associées des postures proches de la posture de conduite conventionnelle avec un angle tronc moyen d'environ 35 degrés (l'angle tronc du modèle RAMSIS en position de conduite est de 27 degrés). Pour des activités telles qu'utiliser un ordinateur ou étudier, les occupants semblent privilégier une posture plus redressée avec un angle tronc moyen compris entre 5 et 15 degrés ; tandis que pour des activités telles que regarder un film ou dormir, une posture plus inclinée a été préférée (pour l'activité dormir, angle dossier moyen : 63 degrés, angle tronc moyen : 61 degrés).

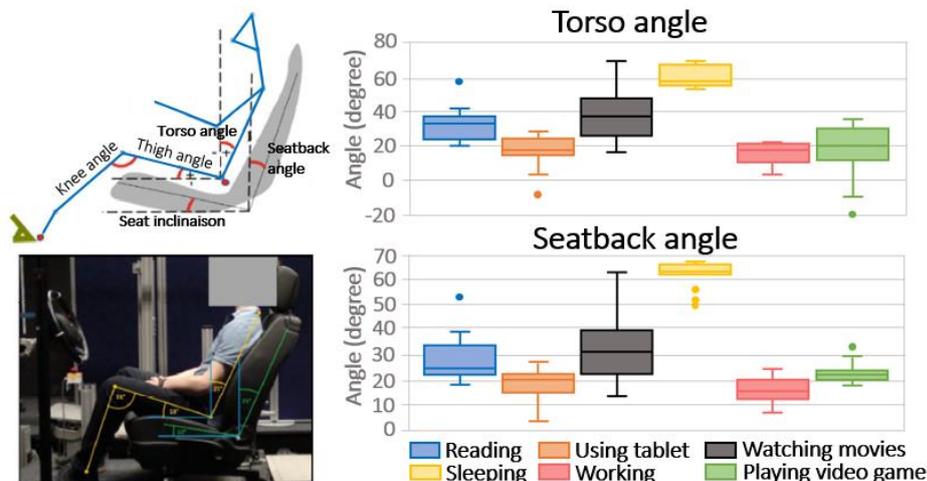


Figure 15 : Quantification de la posture pour différentes activités (Yang et al. 2018). Gauche : modèle simplifié d'occupant ; droite : posture et inclinaison du dossier mesurés pour les six activités étudiées

Kilincsoy et al. (2014) ont quantifié la posture de vingt volontaires dans trois positions d'intérêt. Ces positions d'intérêt ont été extraites de l'étude de Kamp et al. (2011) qui étudiait qualitativement les postures adoptées par les passagers de trains pour différentes activités. Les positions retenues sont : redressée, standard, et inclinée, et elles correspondaient respectivement à des activités telles que converser, écouter de la musique et dormir. Les mesures posturales ont été réalisées via stéréophotographie, sur un siège automobile avant conventionnel équipé d'une ceinture bassin à 2 points. Les résultats suggèrent que les positions redressée et standard engendrent des postures similaires (Figure 16), avec des angles tronc-cuisse respectivement de 106 ± 6 à 104 ± 8 degrés. Des différences plus prononcées ont été observées entre ces positions et la position relaxée, notamment concernant l'angle tronc-cuisse qui passe à 119 ± 11 degrés pour la position relaxée. Les résultats ont été comparés avec les données de la littérature détaillant la posture de conduite conventionnelle (Rebiffe et al. 1969, Grandjean et al. 1980, Park et al. 2000). La majorité des angles posturaux obtenus pour les positions redressée et standard sont comparables aux données décrivant la posture de conduite.

Reed et al. (2019) se sont intéressés à la posture de volontaires en position relaxée dans un siège de véhicule avant conventionnel (Figure 17). Quatre angles de dossier ont été utilisés (23, 33, 43 et 53 degrés) avec un angle d'assise fixé à 15 degrés. L'environnement incluait une ceinture conventionnelle à trois points, avec un point d'ancrage supérieur mobile pour la ceinture thoracique afin d'ajuster cette dernière pour les différents angles du dossier. La position des participants et de l'environnement a été quantifiée via un bras de mesure FAROArm. Ces acquisitions ont permis de mesurer la position du sujet sur le siège ainsi que d'estimer la position de différentes articulations pour définir les angles posturaux. D'après ces mesures, le bassin semble pivoter vers l'arrière en inclinant le dossier du siège, mais avec des variations plus faibles que celles de l'angle du dossier. Par exemple, pour un dossier incliné à 23 et 53 degrés, le bassin était positionné respectivement à 51 ± 10 et 63 ± 15 degrés par rapport à la verticale (soit une variation d'angle bassin de 12 degrés en moyenne pour une variation du dossier de 30 degrés).

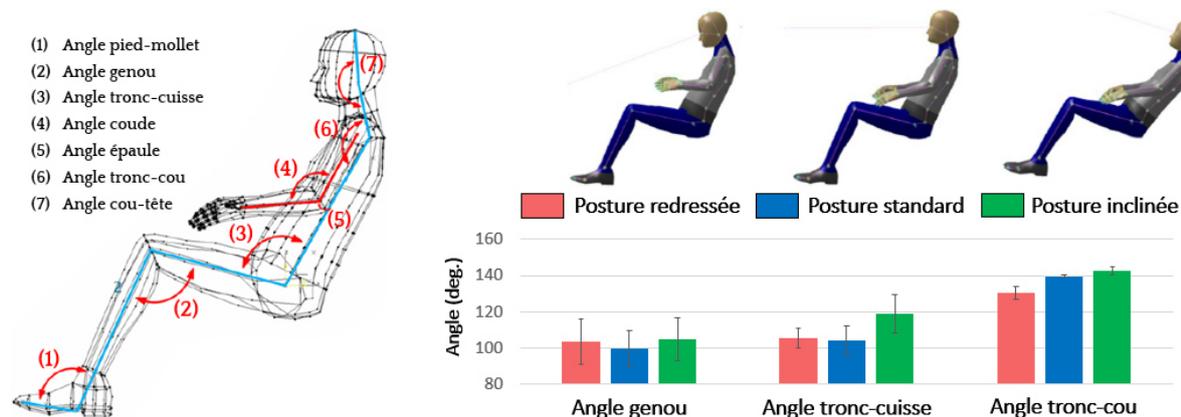


Figure 16 : Quantification posturale pour de nouvelles activités (Kilincsoy et al. 2014)

Gauche : Définition de la posture de l'occupant dans le plan sagittal ; droite : Angles posturaux pour les trois positions d'occupant étudiées. En complément, la posture moyenne obtenue pour chaque activité a été représentée en utilisant le mannequin RAMSIS.

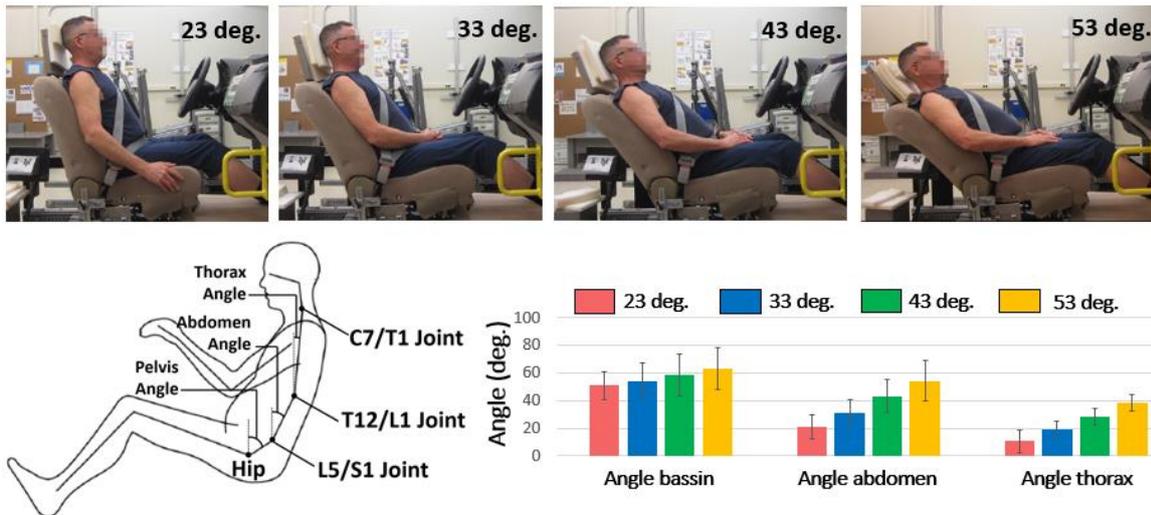


Figure 17 : Quantification posturale en position semi-allongée (Reed et al. 2018). Haut : configurations étudiées ; bas : définition de la posture dans le plan sagittal et angle posturaux mesurés pour les quatre angles dossier étudiés

En synthèse, l'analyse de ces différentes études a permis de mettre en évidence des différences posturales significatives pour les nouvelles activités pouvant être introduites avec les véhicules automatisés. Les résultats révèlent deux tendances principales, à savoir des postures plus redressées (angle dossier d'environ 15 degrés) pour des activités de travail, et des postures plus allongées (angle dossier jusqu'à 60 degrés) pour des activités de repos. Dans les différentes études relevées, l'angle dossier était ajustable, et seule l'étude de Kilincsoy et al. (2014) incluait également une assise orientable, cependant les auteurs n'ont pas fourni d'informations concernant l'évolution de ce paramètre en fonction de l'activité étudiée. Les postures quantifiées relevées pourront être utilisées pour positionner les modèles numériques ou physiques afin d'évaluer la sécurité des occupants dans ces configurations spécifiques. Cependant, il apparaît que certaines des nouvelles configurations d'habitacle identifiées à la section 3.2 n'ont toujours pas été explorées, et le manque de données dans ces positions rend délicat l'analyse des risques associés (ex : posture de l'occupant en fonction de l'angle d'assise et du dossier).

5. Moyens de protection et évaluation des risques

La sécurité automobile se divise en trois domaines principaux. La sécurité active concerne les éléments du véhicule conçus afin d'éviter l'accident (ex : anti-blocage des roues, contrôle électronique de trajectoire). La sécurité passive désigne les systèmes conçus pour éviter des blessures graves aux occupants du véhicule lors d'un accident (ex : ceinture de sécurité, airbags). La sécurité de secours concerne les interventions post-accident. Cette sécurité porte sur l'ensemble des moyens mis en œuvre qui facilitent l'intervention des secours. Les travaux réalisés dans le cadre de cette thèse sont axés sur la sécurité passive. Cette section illustre dans un premier temps les principaux systèmes de retenue conçus pour limiter le risque de lésions des occupants lors d'un choc. Dans un second temps, différents outils et méthodes d'évaluation du risque lésionnel seront présentés.

5.1. Dispositifs de protection des occupants en cas d'accident

La sécurité passive dans les véhicules automobiles actuels est principalement assurée par le repose-pied, l'appui genou, le siège, les airbags, et la ceinture de sécurité (Figure 18). Lors d'un choc frontal, l'occupant est dans un premier temps retenu par la ceinture de sécurité et par le siège. Dans un second temps, l'excursion frontale de l'occupant est arrêtée par l'airbag et parfois par l'habitacle au niveau des membres inférieurs.

La ceinture de sécurité a pour objectif de coupler au mieux le corps au siège et au véhicule afin de limiter l'excursion de l'occupant et le risque d'impact sur des parties dures de l'habitacle. L'airbag joue un rôle complémentaire qui permet de d'accompagner la décélération de la tête et en partie du tronc et d'empêcher les risques de contact avec des surfaces rigides de l'habitacle.

Dans les véhicules particuliers, les ceintures de sécurité actuelles sont généralement composées d'une sangle attachée en 3 points d'ancrage sur la voiture, avec un mécanisme d'enrouleur situé au niveau de l'ancrage épaule. Pour la décrire, la sangle est divisée en deux brins : la ceinture bassin et la ceinture thoracique, qui se rejoignent à la boucle. La ceinture vise à répartir les forces de retenue appliquées à l'occupant sur des structures osseuses du corps (plutôt que des tissus mous), à savoir le bassin et la cage thoracique. La retenue du bassin est essentielle lors d'un accident, car le bassin peut supporter des efforts importants sans fracture, ce qui permet de retenir le bas du corps. Toutefois, des problèmes de retenue peuvent survenir sur ce brin à cause d'un mauvais positionnement ou d'un système de retenue inadapté : la ceinture peut passer sur l'abdomen suite à un glissement ou une rotation du bassin sous la ceinture. Ce phénomène, appelé sous marinage, peut conduire à des lésions abdominales sérieuses à cause des efforts importants transmis aux organes mous de l'abdomen (Thorbole, 2015).

Le bassin est une structure osseuse formée par les deux os coxaux, le sacrum et le coccyx (Figure 19). Ces quatre structures osseuses sont connectées entre elles via trois articulations : la symphyse pubienne et les articulations sacro-iliaques postérieures droite et gauche. L'os coxal est lui-même formé de trois parties, à savoir l'ilion, l'ischion et le pubis. À la jonction de ces trois structures osseuses se trouve une surface articulaire appelée acétabulum, permettant la liaison entre le bassin et le fémur. On dénombre plus d'une centaine de points anatomiques de référence sur le bassin (Reynolds et al. 1981, Besnault et al. 1998) (Figure 19). Lors d'un accident automobile, la ceinture engage le bassin dans la zone située entre les épines iliaques antérosupérieures et antéroinférieures.

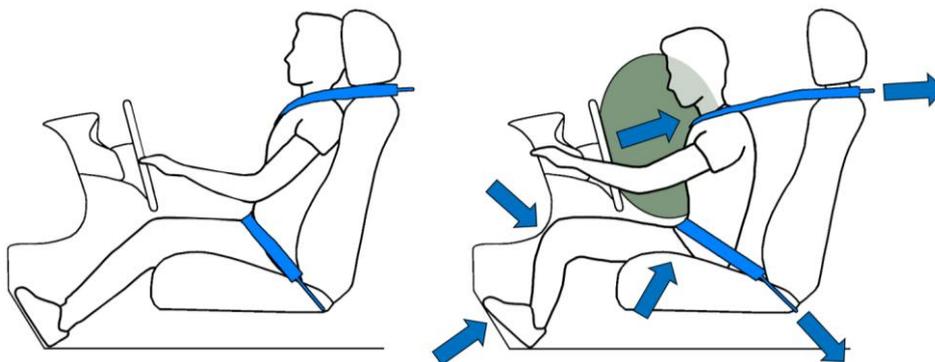


Figure 18 : Principaux composants de la sécurité passive, lors d'un choc frontal

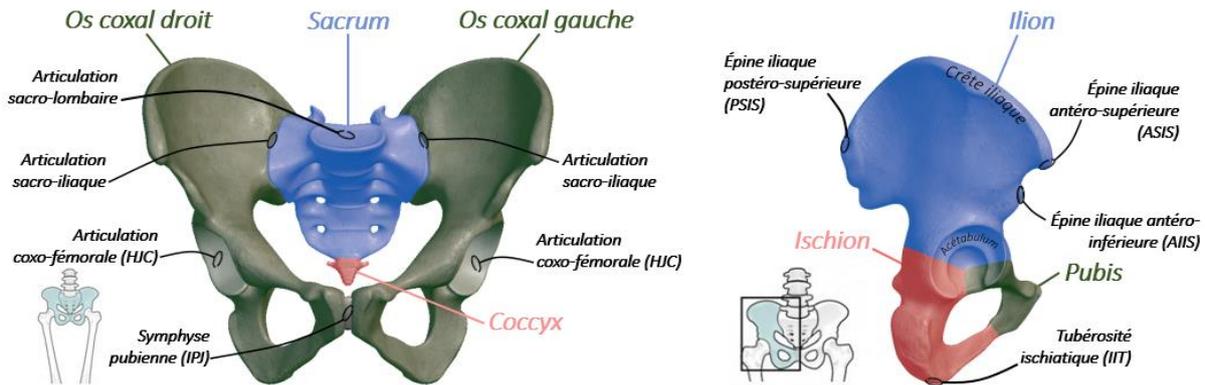


Figure 19 : Vue d'ensemble du bassin et points anatomiques osseux

Contrairement au bassin, la cage thoracique est relativement flexible et fragile. Lors de choc frontal, la retenue via la ceinture de sécurité peut engendrer des fractures de côtes, pouvant entraîner des lésions des tissus mous sous-jacents (Ekambaram et al. 2019). Ce type de lésions est particulièrement observé pour les personnes âgées qui ont des os plus fragiles (Kent et al. 2005). Afin de diminuer le risque de lésion thoracique, la ceinture peut être équipée d'un limiteur d'effort. Ce système est conçu pour limiter la force exercée par la ceinture sur le thorax à un niveau où des blessures graves sont peu probables tout en étant suffisant pour retenir le tronc (Foret-Bruno et al. 2001, Mertz et al. 2007). La ceinture de sécurité est ensuite autorisée à s'étendre de manière contrôlée, en maintenant une force de retenue constante. Certaines études (Uriot et al. 2015a, Uriot et al. 2015b) incluent également un limiteur d'effort au niveau de la ceinture bassin afin de limiter le risque de fracture bassin, mais ces systèmes ne sont pas très répandus. Un limiteur d'effort peut prendre différentes formes (ex : pli cousu dans la sangle de la ceinture cédant lorsqu'une certaine force est appliquée, barre de torsion se tordant lorsqu'une force suffisante est appliquée) (Kahane 2013).

Afin d'assurer une protection optimale, la ceinture de sécurité doit engager au plus vite le corps de l'occupant pour limiter le découplage avec le véhicule. Pour répondre à ces problématiques, les ceintures sont généralement équipées de prétensionneurs. Ces dispositifs se déclenchent en cas de choc, tirant la ceinture vers l'arrière pour rattraper le jeu de la sangle, commencer à compresser les tissus mous superficiels et ainsi assurer dans un temps très court un couplage important de l'occupant (Kahane 2013). Ces systèmes assurent ainsi un meilleur couplage entre l'occupant et le siège, et diminuent l'excursion de l'occupant (Mitzkus et al. 1984). Afin d'éviter de causer des lésions à l'occupant, les forces de prétension ne sont pas très élevées (2-3 kN, Untaroiu et al. 2012). La prétension de la ceinture peut se faire par un ressort, par une cartouche de gaz sous pression, ou par un dispositif pyrotechnique (Kahane 2013).

Une fois gonflés, les airbags ont pour objectif d'accompagner la décélération de la tête et de prévenir tout contact direct entre l'occupant et l'intérieur du véhicule. Ces derniers fonctionnent grâce à un capteur et à un calculateur. En cas de choc, le capteur mesure la décélération et transmet l'information au calculateur. En fonction de la mesure effectuée, un signal électrique est envoyé vers le générateur de gaz qui gonfle l'airbag par combustion d'une charge pyrotechnique. Le déploiement d'un airbag s'effectue en 30 à 150 millisecondes. Puis, sous la pression du corps, le sac se dégonfle afin d'éviter un effet de rebond et faciliter les mouvements dans l'habitacle, notamment l'accès des secours. Les

airbags existent sous différentes formes pour différentes fonctions de protection telles que frontaux, latéraux, rideaux, genoux, anti-glissement ou latéraux arrière (Rajkishore et al. 2013). Lors d'un choc, tous les airbags ne se déclenchent pas en même temps. Chaque catégorie d'airbag (frontal, latéral) est programmée pour se déclencher selon des directions d'impact spécifiques (Rajkishore et al. 2013). En Europe, l'airbag frontal est un équipement obligatoire pour le conducteur.

Cependant, ces systèmes de retenue ont été développés pour des sièges orientés vers l'avant et des occupants en position de conduite. D'autres scénarios, tels qu'une position assise inclinée, des sièges orientés obliquement ou vers l'arrière n'ont pas été pris en compte dans la conception des systèmes de retenue (des chocs arrière de plus faible sévérité étant typiquement considérés). Les systèmes de retenue pourraient dès lors ne pas être adaptés pour ces nouvelles positions d'occupant. Leur efficacité dans de tels scénarios doit donc à nouveau être évaluée. Par exemple, certaines études de terrain révèlent d'ores et déjà que les positions inclinées s'avèrent critiques pour la sécurité des occupants, car elles favorisent le sous-marinage (Dissanaike et al. 2008, McMurry et al. 2018). Avant de détailler les différents outils pouvant être utilisés pour réaliser ces analyses, une présentation de la méthodologie d'évaluation du risque lésionnel sera réalisée.

5.2. Réponse biomécanique et risque lésionnel des occupants

La conception et l'évaluation des systèmes de sécurité passive nécessitent de (1) connaître ce que l'organisme humain est capable de tolérer afin de limiter le risque de lésion sévère (2) de pouvoir mesurer une grandeur liée à cette tolérance avec un substitut représentant l'humain lors d'un chargement. La tolérance des tissus étant dépendante du mode de chargement, il est nécessaire de tout d'abord identifier les différents mécanismes de chargement survenant lors d'un accident, puis d'identifier les lésions pouvant y être associées et des grandeurs permettant de prédire le risque de lésion. L'étude des lésions et des accidents décrits dans diverses bases de données accidentologiques, telles l'*IRTAD Road Safety Database* ou le *National Automotive Sampling System (NASS)*, permettent de se faire une idée à la fois des types de lésions les plus communes ainsi que des modes de chargement associés.

Étant donné que les événements étudiés dans le domaine automobile posent un risque de lésions, l'expérimentation directe sur des êtres humains vivants est bien évidemment proscrite afin de déterminer les tolérances lésionnelles. Ainsi, des sujets d'anatomie issus des dons du corps à la science sont souvent utilisés à cet effet. Pour de nombreuses lésions, ce modèle reste la meilleure représentation d'un sujet vivant, malgré des changements post-mortem (ex : dégradation des tissus mous, absence de tonicité musculaire et pression artérielle). En effet, le tonus musculaire a généralement un effet limité pour de fortes accélérations (Iwamoto et al. 2015) et il est considéré que le système osseux et sa tolérance à la fracture ne sont pas affectés par les changements post-mortems (Greenberg et al. 1968). Le cas des autres tissus est plus complexe et fait l'objet d'une ample littérature (Clark et al. 1997, Hau et al. 2014). Des approches alternatives (comparaison avec des tissus repressurisés, des données d'accident, des résultats sur modèle animal, etc.) sont utilisées en complément pour vérifier la pertinence des résultats (Pattimore et al. 1958, Tamura et al. 2002). Les essais peuvent être réalisés sur corps entier (ex : essai charriot, essai ceinture) ou sur un segment anatomique spécifique. Les résultats de ces essais permettent ensuite de borner les réponses

plausibles (concept de corridors) et de mettre au point des critères lésionnels mesurables ou calculables (ex : basés sur l'accélération, les déformations). Ces critères correspondent à une probabilité d'apparition d'une ou plusieurs lésions pour un segment corporel considéré (ex : tête, thorax). Cette probabilité (opposée à un seuil fixe) résulte des différences entre sujets d'anatomie utilisés (variations interindividuelles) mais aussi des limites du critère à expliquer les données et de toutes les erreurs expérimentales.

Les lésions sont généralement classées selon l'échelle de gravité AIS (Abbreviated Injury Scale) (Association for the Advancement of Automotive Medicine, 2018), en fonction du segment corporel considéré (ex : tête, thorax) (exemples en Tableau 1). Le score AIS permet de quantifier le risque pour le pronostic vital, mais n'est pas directement lié aux déficits à long terme pouvant être engendrés par la lésion. Le signe + peut être utilisé pour décrire le niveau minimal pour un ensemble de lésions, ainsi le terme AIS2+ décrit toutes les lésions avec un score AIS minimum de 2. Les critères lésionnels établis en biomécanique des chocs sont généralement exprimés sous la forme de courbes de risque (avec leurs intervalles de confiance associés) mettant en relation la grandeur mécanique (critère) et une probabilité de lésion de sévérité minimale pour une structure anatomique et un mode de chargement (ex : risque de lésion AIS2+ au thorax lors de choc frontal).

5.3. Réponse de l'occupant lors de chocs frontaux

Les essais charriot sur sujet d'anatomie visent à représenter de manière simplifiée et reproductible des conditions de chargements survenant lors d'accidents réels. Ils permettent d'observer les mécanismes de chargement, de décrire la cinématique humaine lors de la décélération, les interactions avec la ceinture et le siège (efforts, zones de chargement), ainsi que les lésions associées. La réponse dans certaines zones anatomiques peut aussi être documentée selon l'instrumentation (ex : accéléromètres fixés sur des structures osseuses, jauges de déformation, capteurs de pression, déflexions, déformations). Ces essais constituent une référence essentielle permettant de valider le comportement de substitut (mannequin ou modèle) pour un type de chargement. Comme ils joueront un rôle important dans les travaux de thèse, une revue des principes d'essais et des configurations pour lesquelles des données sont disponibles est proposée ci-après.

Tableau 1: Classification AIS des blessures, et exemple de lésions correspondantes pour la tête et l'abdomen

AIS	Sévérité	Exemples de lésion
1	Mineure	Étourdissements Lacération superficielle du mur abdominal
2	Modérée	Fracture linéaire du crâne Contusion ou légère déchirure de la rate, d'un rein ou du foie
3	Sérieuse	Détachement d'un volet osseux Déchirure importante de la rate ou d'un rein
4	Sévère	Fracture ouverte du crâne Déchirure importante du foie
5	Critique	Hématomes cérébraux graves Rupture d'un rein, du foie ou de la colonne

5.3.1. Principes des essais de type charriot

Afin d'augmenter la répétabilité et la reproductibilité des essais, les configurations expérimentales sont généralement simplifiées par rapport à un environnement automobile standard. Par exemple, l'occupant est positionné sur un siège simplifié et maintenu avec un nombre limité d'éléments tels qu'une ceinture, un airbag, ou un cale pied (Figure 20). Le charriot est ensuite accéléré ou décéléré selon des profils d'accélération choisis pour représenter des scénarios d'accidents. Ces profils sont souvent sélectionnés à partir de résultats d'essais consommateur sur des véhicules complets (ex : EuroNCAP) et représentent la décélération ressentie par les occupants du véhicule lors du choc. Cette méthodologie a notamment été utilisée afin d'évaluer la réponse de sujets d'anatomie pour diverses directions d'impact et sévérités. Bien que de nombreux résultats historiques soient disponibles, des travaux se focalisant sur des chargements très spécifiques, de nouveaux principes de retenues, ou des techniques d'instrumentation permettant de collecter des observations plus détaillées continuent à être réalisés. Parmi les travaux récents, on peut citer en particulier des chocs frontaux (Lopez-Valdes et al. 2010, Kemper et al. 2016), latéraux (Perez Rapela et al. 2021), arrières (Kang et al. 2013), ou encore obliques (Humm et al. 2018, 2020).

Afin de représenter au mieux un environnement automobile, les essais charriot étaient initialement réalisés avec des sièges automobiles standard (ex : Leung et al. 1979, Kallieris et al. 1982). Cependant, l'utilisation de ces sièges rend le travail de modélisation numérique complexe, car elle demande de décrire par exemple la déformation de la mousse. La reproduction de ces essais peut aussi être délicate à cause de la disponibilité des sièges qui est limitée après quelques années. Plus récemment, des essais ont été effectués en utilisant des environnements qui sont plus faciles à modéliser, notamment avec des sièges rigides (Shaw et al. 2009, Luet et al. 2012). À la suite de ces essais, il est cependant apparu qu'un siège rigide était peu réaliste par rapport aux sièges de voiture, car le siège rigide affectait la retenue du bassin par le siège (Luet et al. 2012). Or, lors de collisions frontales, la retenue du bassin est primordiale, notamment pour éviter le phénomène de sous-marinage. Ainsi, pour aider à la reproductibilité des essais charriot tout en offrant un environnement raisonnable pour étudier le sous-marinage, un nouveau type de siège articulé a été développé (Uriot et al. 2015). Le siège est composé de trois plaques rigides : une assise, une rampe anti sous-marinage, et un dossier (Figure 21). Le sujet est positionné sur l'assise, représentée par une plaque d'aluminium de 380 mm de largeur et articulée à son bord arrière. Deux jeux de ressorts sont fixés sous la partie avant de cette plaque permettant de définir une loi angle/moment à double pente. Une deuxième plaque en aluminium articulée, représentant la rampe anti-sous-marinage, est positionnée devant l'assise. La loi angle-moment de la rampe est gérée par deux ressorts. Tous les ressorts sont équipés de systèmes de blocage afin de gérer la phase de rebond. Le dossier est composé d'un plan fixe, incliné de 22 degrés par rapport à la verticale. La position des liaisons ainsi que des ressorts peut être ajustée pour représenter des caractéristiques correspondant à des sièges avant ou arrière. Ce siège articulé a par la suite été utilisé dans de nombreux essais charriot (ex : Trosseille et al. 2018, 2019).



Figure 20: Photographie d'un environnement d'essai charriot (Kemper et al. 2016)

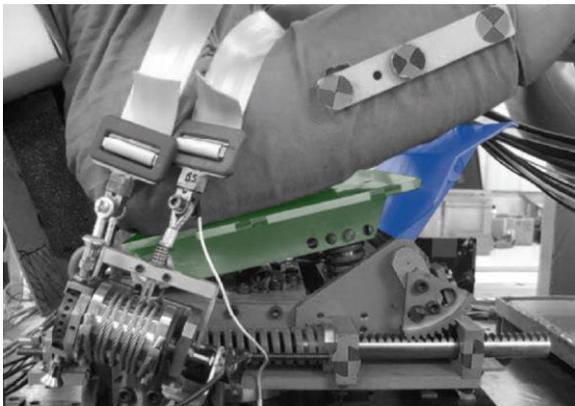


Figure 21: Photographie du siège articulé.
L'assise est représentée en vert, et la rampe anti-sous-marinage en bleu.

5.3.2. Positions étudiées lors d'essais charriot frontaux

Bien que la réponse des occupants ait été étudiée pour plusieurs anthropométries d'occupant (Forman et al. 2009, Trosseille et al. 2018), ces essais restent concentrés sur des positions de conduite. Des campagnes expérimentales sont en cours de conception ou de réalisation pour les nouvelles positions d'occupant qui pourraient être introduites par les véhicules automatisés. En choc frontal, elles s'intéressent essentiellement aux positions semi-allongées.

L'Université de Virginie (UVA) a réalisé en collaboration avec Autoliv Research des essais afin d'étudier la cinématique et les lésions des occupants en position semi-allongée lors d'un choc frontal à 50 km/h (Richardson et al. 2019, 2020a, 2020b, 2020c). Pour ce faire, cinq sujets d'anatomie de taille proche du 50^{ème} percentile homme (taille et poids médian) ont été testés en essais charriot. Les sujets ont été positionnés sur le siège articulé d'Uriot et al. (2015a) avec une assise inclinée de 15 degrés et un dossier incliné de 50 degrés. Cet angle a été simulé grâce à des sangles pour soutenir la tête et le torse des sujets afin de faciliter les observations vidéo. Les sujets étaient retenus par une ceinture à trois points équipée de deux prétensionneurs pour la ceinture pelvienne, d'un prétensionneur pour la ceinture thoracique et d'un limiteur d'effort de ceinture thoracique. Pour quatre des cinq sujets, la retenue s'est déroulée sans sous-marinage de l'occupant. Cependant, de nombreuses fractures ont été observées pour la plupart des sujets, notamment au niveau du sacrum, du bassin, de la colonne lombaire, et de la cage thoracique.

Financée par la NHTSA, l'institut de recherche sur les transports de l'Université du Michigan (UMTRI) réalise actuellement une étude similaire, dans le but de comparer les données cinématiques et lésionnelles lors d'un choc frontal pour des occupants en position standard et semi-allongée (Zaseck et al. 2021). Ces essais utilisent également le siège articulé d'Uriot et al. (2015a) couplé à des sangles servant de dossier. Les sujets sont retenus par une ceinture à trois points, équipée d'un prétensionneur pour la ceinture thoracique. Douze sujets d'anatomie proches du 50^{ème} percentile homme sont testés afin d'analyser deux angles de dossier (25 et 45 degrés), associés à deux profils de décélération (32 et 56 km/h). Les résultats préliminaires lors des essais à 32 km/h semblent indiquer que les positions semi-allongées augmentent l'excursion du bassin vers l'avant et augmentent le nombre de fractures de côtes (Zaseck et al. 2021). L'occurrence du sous-marinage pour les différents sujets n'est cependant pas indiquée dans les rapports d'essais (NHSTA, 2021). Par ailleurs, des essais complémentaires sont actuellement réalisés au Medical College of Wisconsin (MCW) avec des conditions expérimentales identiques, mais des sujets d'anatomie sélectionnés pour représenter les occupants obèses et les femmes de petite taille (Humm et al. 2021).

Le consortium *ENOP (Enabling New Occupant Postures)*, mené par le laboratoire d'accidentologie, de biomécanique et d'études du comportement humain (LAB), vise également à évaluer la réponse de sujets cadavériques en position semi-allongée, lors de choc frontal. Le consortium ENOP regroupe des laboratoires académiques et des constructeurs automobiles (LAB, CEESAR, BAST, Autoliv Research, Toyota Motor Corporation, Faurecia, Université Gustave Eiffel, Cellbond ATD) et une collaboration était prévue entre cette thèse et le projet. Toutefois, un retard lié à la crise sanitaire a été pris et les essais sont encore en préparation. Toujours en utilisant le siège articulé d'Uriot et al. (2015a), des essais seront réalisés pour des sujets proches du 50^{ème} percentile homme avec une modification de l'angle d'assise (de 15 à 40 degrés) et de l'angle du dossier (de 22 à 60 degrés).

Ces activités conduites en parallèle mettent en évidence le fort intérêt de l'industrie et des autorités réglementaires pour ces nouvelles postures. Les résultats attendus permettront de mettre en évidence des mécanismes de retenue et d'évaluer la validité des modèles physiques et numériques dans ces nouvelles configurations. Toutefois, seuls les travaux de Richardson et al. (2020c) sont finalisés à ce jour. S'ils démontrent la possibilité de retenue sans sous-marinage dans cette configuration (mais avec de nombreuses lésions), ils ne permettent pas d'établir des critères permettant de prédire le sous-marinage (seul un des sujets ayant sous-mariné) ou de comparer les risques entre deux postures (une seule ayant été utilisée).

5.4. Mannequins de choc

Les mannequins de choc permettent de simuler la réponse humaine (ex : cinématique, déflexions, forces) lors d'un accident. Chaque mannequin est conçu pour représenter l'anthropométrie, la forme, le poids, les raideurs (ex : thoracique) et les articulations principales correspondant à une population cible (ex: 50^{ème} percentile homme). Équipés de nombreux capteurs, ces dispositifs permettent de mesurer les efforts exercés entre parties du corps, des déflexions et des accélérations. Ces mesures aident à analyser l'interaction du mannequin avec les systèmes de retenue. Mais surtout, ces mesures peuvent permettre d'estimer le risque de lésions humaines via des critères lésionnels et courbes de risque (ex : déflexion thoracique pour le risque de fracture de côte). Ces critères sont généralement

établis en comparant les essais mannequins et des essais sur sujets d'anatomie. Les mannequins de choc sont utilisés dans la réglementation automobile ainsi que dans les essais consommateurs utilisés pour noter la sécurité des véhicules (ex : EuroNCAP).

Les mannequins de choc sont développés pour une direction d'impact spécifique. Ainsi, plusieurs gammes de mannequins ont été développées pour étudier les directions de chargement prédominantes comme par exemple l'Hybrid III et le THOR pour le choc frontal, le WorldSID pour le choc latéral, et le BioRID pour le choc arrière. Certaines gammes possèdent des mannequins représentant plusieurs anthropométries (Figure 22). Concernant les chocs frontaux, l'Hybrid III est le mannequin standard qui sera peut-être remplacé à l'avenir par le THOR.

Les mannequins de chocs sont conçus pour être utilisés dans des positions de conduite conventionnelle avec un angle de dossier de 25 degrés et un angle d'assise d'environ 15 degrés (Louden, 2019). Si une variation est possible autour de ces valeurs, les ajustements sont limités et il n'est par exemple pas possible de mettre ces mannequins debout, car la mousse de leur bassin ne le permet pas. Concernant les nouvelles postures d'occupant, ces dernières ne sont pas couvertes par les réglementations actuelles et n'ont pas été prises en compte jusqu'à présent dans la conception des mannequins. Ainsi, la biofidélité des mannequins de choc dans de tels scénarios doit être évaluée en particulier en ce qui concerne le sous-marinage.

Plusieurs études (Prasad et al. 2019, Forman et al. 2021) ont d'ores et déjà évalué le positionnement de divers mannequins en position semi-allongée (ex : THOR-50M, THOR-5F, Hybrid III 50th Male, Hybrid III 5th Female). Les résultats mettent en évidence la difficulté de positionnement, due à la conception mécanique de ces modèles, limitant l'amplitude de mouvement notamment au niveau de la colonne vertébrale qui est en partie rigide. De plus, ces positions semi-allongées engendrent de larges ouvertures au niveau de l'abdomen, ainsi que des déformations importantes de la colonne lombaire, indépendamment du mannequin utilisé. Les mannequins THOR semblent cependant plus faciles à positionner dans ces positions inclinées que d'autres mannequins (ex : Hybrid III), notamment dus à la conception plus flexible de leur colonne vertébrale. Ces observations ont permis d'identifier des pistes d'amélioration afin de faciliter le positionnement du mannequin THOR-M50 (ex : modification de l'abdomen pour limiter d'apparition d'ouverture, modification de la colonne lombaire pour augmenter l'amplitude de mouvement) et des modifications sont en cours par les constructeurs de mannequin. Toutefois, la possibilité de mettre en position un mannequin ne garantit pas sa biofidélité dans cette position, d'autant plus que les cibles de biofidélité sont toujours en train d'être établies pour ces positions.

Suite à la publication récente de données sur sujets d'anatomie, Kerrigan et al. (2021) ont étudié la réponse des mannequins THOR-M50 et Hybrid III 50th Male dans des conditions similaires aux essais de Richardson et al. (2020c). Malgré quelques difficultés de positionnement, notamment concernant l'orientation du bassin, une position de mannequin similaire à celle des sujets d'anatomie a pu être obtenue. Les résultats préliminaires soulignent cependant des différences de cinématique entre les sujets d'anatomie et les mannequins, notamment concernant l'excursion vers l'avant du bassin.



Figure 22: Mannequins de choc utilisés pour les collisions frontales (Source : humanetics.humaneticsgroup.com)
De gauche à droite : Hybrid III 5th Female, Hybrid III 50th Male, Hybrid III 95th Male, THOR-50M

5.5. Modèles numériques humains

5.5.1. Modèles numériques humains en mécanique des chocs

Les modèles humains numériques, basés sur la méthode des éléments finis sont aujourd'hui largement utilisés pour étudier le comportement du corps humain lors de choc. Contrairement aux mannequins qui ont de fortes contraintes liées à l'implémentation physiques, ils permettent de décrire plus finement la complexité anatomique du corps humain en termes de géométrie et de comportement mécanique. Deux familles de modèles corps entiers sont principalement utilisées dans l'industrie automobile et la recherche pour les occupants adultes : la famille THUMS (Total Human Model for Safety) (Shigeta et al. 2009) et la famille du Global Human Body Model Consortium (GHBMC) (Combest 2011). Les deux familles ont des modèles représentant une femme adulte 5^{ème} percentile, des hommes adultes du 50^{ème} et 95^{ème} percentile, ainsi que des modèles enfants et piétons. Ces deux familles de modèles sont activement développées et utilisées dans de nombreuses situations. Cette thèse s'appuyant essentiellement pour les simulations sur le modèle d'occupant masculin 50^{ème} percentile GHBMC (appelé M50-O), il sera décrit plus en détail.

Le GHBMC est un consortium privé comprenant la plupart des grands constructeurs automobiles mondiaux (www.ghbmc.com) recevant également un financement de la *National Highway Traffic Safety Administration* (NHTSA). Il supervise et finance le développement des modèles depuis 2008 à travers cinq centres d'expertise académiques. Ces centres d'expertises ont la charge de différentes parties du modèle, à savoir la tête (Wayne State University), le cou (University of Waterloo), le thorax et les membres inférieurs (University of Virginia), l'abdomen (LBMC, Université Gustave Eiffel), et l'assemblage complet du corps et de la géométrie (Wake Forest University).

Le modèle M50-O a été le premier modèle développé par le GHBMC (Figure 23). Ce modèle humain numérique dit détaillé (car il en existe aussi une version simplifiée) représente un occupant masculin de taille et de corpulence médiane (50^{ème} percentile). La géométrie du modèle est basée sur des mesures externes, de la tomodensitométrie et de l'IRM d'un sujet volontaire masculin (26 ans, poids : 78 kg, taille : 175 cm) (Gayzik et al. 2011, 2012) dans différentes positions. Dans sa version actuelle (GHBMC M50-O v6.0), le modèle compte plus de 1 300 structures décrivant les principales structures anatomiques telles que les os, les muscles, les organes, les tendons, les ligaments ou encore le système vasculaire. Ces structures sont discrétisées en utilisant plus de 2.5 millions d'éléments.



Figure 23: Modèle GHBMCM50-O (Source : www.elemance.com)
De gauche à droite : squelette, organes, muscles et peau du modèle

Le modèle est presque entièrement déformable que ce soit pour les os ou les tissus mous (ex : cerveau, organes internes, graisse, muscles, ligaments). Les relations anatomiques entre les organes sont représentées par différentes formulations de contact (ex : maillage continu, contact glissant avec ou sans séparation). L'utilisation d'un modèle détaillé permet d'étudier à la fois la cinématique du corps humain, et d'identifier les différentes lésions pouvant survenir (via l'utilisation de critères lésionnels ou l'observation directe de fractures osseuses dans le modèle). Les fractures osseuses dans le modèle GHBMCM50-O sont simulées via la suppression d'éléments osseux (dite érosion) lorsque que ces derniers atteignent un certain seuil de déformation. Lors d'un impact, le risque de lésion pour un segment défini (ex : crâne, cerveau) peut être estimé via divers critères (Annexe 1), basés sur des données cinématiques (ex : accélération, vitesse) ou de déformation (ex : déformation des éléments, énergie de déformation, pression). Chacun de ces critères a fait l'objet d'études spécifiques par les centres d'expertises.

Afin de valider les modèles numériques, des essais décrits dans la littérature sont simulés et la réponse du modèle (ex : cinématique, lésions) est comparée aux résultats des essais. Le M50-O a été validé localement et globalement en se basant sur des données expérimentales principalement recueillies sur des sujets d'anatomie et des volontaires. Les simulations de validation sur corps entier incluent notamment des essais charriots frontaux (GHBMCM, 2021), arrières (Katagiri et al. 2019), latéraux (GHBMCM, 2021) et obliques (Katagiri et al. 2016) suggérant la possibilité d'utiliser le modèle pour étudier la réponse humaine dans de nombreuses directions d'impact. Le modèle a été vérifié par rapport à plus de 200 scénarios de chargement, à travers des configurations locales, régionales et corps complet (GHBMCM, 2021).

5.5.2. Repositionnement et personnalisation des modèles numériques

Les modèles humains numériques sont généralement développés et validés pour une taille et dans une position spécifique. Cependant, ces derniers apparaissent comme étant davantage flexibles d'utilisation comparés aux mannequins de choc, que ce soit en termes de position ou d'anthropométrie.

Le positionnement de modèles humains numériques est cependant une tâche difficile. Contrairement aux mannequins de choc, appliquer une succession de rotations et de translations n'est pas possible car le modèle comprend des articulations non-robotiques avec des contacts articulaires complexes ainsi que des tissus mous qui se déforment. Différentes méthodes peuvent être utilisées pour repositionner des modèles (Beillas, 2018), mais le repositionnement est souvent effectué par simulation en éléments finis. Ces positionnements peuvent cependant être longs à configurer et à exécuter.

La personnalisation anthropométrique des modèles humains se base généralement sur un nombre limité de prédicteurs anthropométriques (ex : stature, masse). Cependant, ces caractéristiques sont à elles seules insuffisantes pour effectuer localement la mise à l'échelle d'un modèle humain numérique. Afin de pouvoir personnaliser au mieux ces modèles, ces prédicteurs pourraient être complétés en utilisant des relations statistiques basées sur des bases de données, afin de lier ces caractéristiques connues à des dimensions anthropométriques (ex : circonférence thorax). Des personnalisations plus spécifiques peuvent également être réalisées en se basant sur des données d'imageries médicales (ex : tomographie, IRM) pour déformer les différentes structures anatomiques des modèles numériques telles que le squelette, les tissus mous, ou encore la peau (Janak, 2020).

Le logiciel open-source PIPER (www.piper-project.org) a été développé lors d'un projet Européen coordonné par le LBMC pour aider au positionnement et à la personnalisation des modèles humains numériques utilisés en sécurité automobile. Comme détaillés précédemment, divers modèles sont disponibles, généralement implémentés dans différents codes d'éléments finis (ex : LS-DYNA, Pamcrash, Abaqus). En utilisant un système de métadonnées (i.e. lien entre labellisation structures anatomiques et composant du modèle), le logiciel PIPER permet d'appliquer les mêmes méthodologies de positionnement, de mise à l'échelle ou de personnalisation, à plusieurs modèles dans des codes différents. Ceci a été conçu afin de favoriser la reproductibilité.

Le positionnement dans PIPER s'effectue généralement via le module de pré-positionnement interactif (Pre-Positioning Module). Pour ce faire, le modèle est automatiquement transformé en une version simplifiée, avec un nombre limité de degrés de liberté, pouvant être utilisée dans une simulation interactive. Le processus de positionnement permet de définir différentes contraintes afin de calculer une posture plausible pour le squelette ainsi qu'une transformation approximative des tissus mous. Les contraintes peuvent correspondre à des mouvements relatifs ou absolus du squelette, mais également inclure des observations expérimentales ou des préférences posturales (ex : position dans l'espace de certains points anatomiques). Bien que simplifiée, la simulation de positionnement peut prendre en compte la collision entre les os (ex : pour empêcher la pénétration, limiter l'amplitude des mouvements). La Figure 24 illustre un modèle d'occupant repositionné via le logiciel PIPER dans le cadre de ces travaux afin d'étudier des configurations semi-allongées.

Concernant la personnalisation des modèles humains, le logiciel PIPER fournit plusieurs outils pouvant aider avec la mise à l'échelle des modèles, principalement basés sur des dimensions ou des points de repère anthropométriques. Ces fonctionnalités permettent, dans un premier temps, d'estimer des dimensions anthropométriques en se basant sur un ensemble limité de prédicteurs (Anthropo Module), puis dans un second temps, de transformer de manière interactive un modèle numérique en

se basant sur ces dimensions anthropométriques (ex : circonférence des cuisses, longueur cuisse) (Scaling Constraint Module). Le krigeage est utilisé pour la transformation finale avec des solutions permettant d'utiliser un nombre arbitraire de points de contrôle tout en essayant de maintenir au mieux la qualité du modèle (Janak et al. 2020). La Figure 25 illustre différentes anthropométries d'occupant obtenues en déformant le modèle GHBMCM50-O via un algorithme de krigeage afin de représenter des occupants obèses (Janak 2020).

À la suite de modifications des modèles humains numériques (positionnement ou anthropométrie), il est fréquent que la qualité du maillage se dégrade par rapport au modèle d'origine. Ceci est compréhensible dans la mesure où le maillage a été développé pour être de bonne qualité dans la position de référence. Ces déformations peuvent se produire en surface ou à l'intérieur du maillage et peuvent conduire à des éléments inversés (i.e. éléments ayant des faces qui s'intersectent) empêchant le démarrage de la simulation. Un module de lissage (Smoothing Module) est proposé par le logiciel PIPER et fournit différents outils pour essayer de résoudre ces problèmes. Pour ce faire, le maillage peut être lissé dans les régions qui ont été modifiées avec une combinaison de lissage surfacique et de transformation volumique basée sur un algorithme de krigeage (Janak et al. 2018).

Toutefois, indépendamment des méthodes utilisées pour le repositionnement ou la personnalisation, il est important de rappeler que les modèles numériques humains sont développés et validés pour une géométrie spécifique (i.e. position et anthropométrie). Les modifications peuvent affecter la réponse du modèle et il est donc important de s'assurer de leur validité une fois les modifications effectuées.



Figure 24: Modèle GHBMCM50-O positionné pour diverses inclinaisons de dossier.
De gauche à droite : dossier incliné à 22, 40, et 60 degrés.



Figure 25: Modèle GHBMCM50-O modifié afin de représenter des occupants obèses (Janak, 2020).
De gauche à droite : IMC de 25.7 (modèle initial), 34.7, et 43.7 kg/m².

5.5.3. Évaluation des modèles numériques pour de nouvelles positions d'occupant

Quelques études ont d'ores et déjà évalué la réponse du GHBMCM50-O dans certaines des nouvelles configurations pouvant être introduites avec les véhicules automatisés. Ces travaux se sont concentrés sur des configurations de siège pivoté. En effet, plusieurs études se sont intéressées à des chocs obliques qui, pour un environnement simplifié (ex : essais charriot sans airbag ni habitacle), sont équivalentes à un pivotement de siège. Ainsi, une étude menée par Poulard et al. (2020) a évalué la validité du modèle GHBMCM50-O lors de choc frontal oblique à 30 km/h avec un angle d'impact de 30 degrés. Ces résultats ont mis en évidence la capacité du modèle à reproduire la cinématique globale observée dans les essais sur sujets d'anatomie, ainsi qu'à prédire le risque de lésions thoraciques. Katagari et al. (2016) ont, quant à eux, souligné la validité de la réponse cinématique du modèle pour des collisions à 16 et 34 km/h incluant des essais obliques avec un angle de 60 degrés et des impacts latéraux (Figure 26). Ces vérifications semblent adéquates pour l'étude des faibles angles de pivotement.

A contrario, la validité du modèle dans des configurations inclinées et pour des configurations de sous marinage et de chargement lombaires semblent peu étudiées dans la littérature. Les configurations semi-allongées nécessitent un repositionnement important des modèles d'occupant, notamment avec une modification de l'angle tronc-cuisse et les données de référence sont pour l'instant limitées aux études de Richardson et al (2020) et Zaseck et al (2021), pour lesquels seul un sujet a sous-mariné. Si les données de référence sont plus fréquentes pour le sous marinage en position standard (Luet et al. 2012, Uriot et al. 2015a, Trosseille et al. 2018), leur utilisation avec les modèles d'occupant a été limitée. Les travaux de Luet et al. (2012) ont partiellement été utilisés en interne au LBMC durant le développement du GHBMCM50-O mais ils ne font pas partie de la validation standard livrée pour le modèle, tout comme les données d'Uriot et al. (2015a) et de Trosseille et al. (2018). Dans la littérature, seuls des travaux très récents (De Lima et al. 2021) ont utilisé les données d'Uriot et al. (2015a).

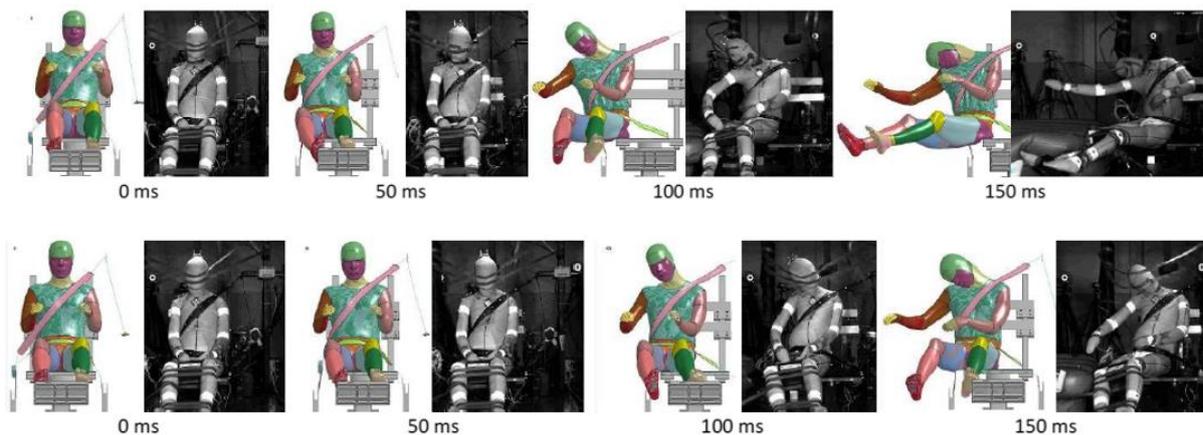


Figure 26 : Validation du modèle GHBMCM50-O en condition de choc oblique et latéral (Katagari et al. 2016)
 Haut : choc à 14g, 60° d'angle d'impact ; bas : choc à 6.6g, 90° d'angle d'impact

Les fractures lombaires n'ont été introduites que récemment dans le modèle le GHBMCM50-O (Version 5.1 en version alpha, puis 6.0 en version standard). Les travaux visaient spécifiquement les fractures de compression du corps vertébral. L'os cortical est modélisé avec une loi plastique et une limite au-delà de laquelle l'érosion de l'élément survient. L'os spongieux est modélisé avec une fonction de plasticité linéaire par morceaux dont la forme décrit un pic de contrainte, suivi d'une chute, d'un plateau de plasticité et d'une phase de compactage (il n'y a pas d'érosion des éléments). Les propriétés osseuses ainsi que l'épaisseur de corticale ont été définies à partir de régressions issues de données de la littérature en fonction de l'âge. Ensuite, les seuils de fracture résultants ont été vérifiés en utilisant les forces de fracture de tests de compression sur les unités vertébrales fonctionnelles, en combinant les données statiques Brinckmann et al. (1989) et les données dynamiques de Arun et al. (2017). *In fine*, le risque de fracture dépend de l'âge, du sexe et du niveau de la colonne vertébrale (colonne supérieure : T12-L1 et L1-L2, ou colonne vertébrale inférieure, L2-L3, L3-L4, L5-L5). Ensuite, pour le modèle GHBMCM50-O v6.0, des définitions des paramètres ont été proposées en fonction de l'âge par le LBMC lors du développement (24, 42, 53 et 75 ans). La tolérance issue de Brinckmann et al. (1989) à 75 ans est toutefois basée sur peu d'échantillons et elle est supérieure à ce qui serait issu des régressions sur les matériaux. Elle pourrait donc être surestimée. La réponse de la colonne vertébrale isolée a été évaluée pour les réponses de mobilité et de tension/compression (Heuer et al. 2007, Newell et al. 2017). La réponse cinématique in situ et les contributions des tissus mous ont également été vérifiées via les essais de Compigne et al. (2004) pour les impacts latéraux et de Uriot et al. (2015b) pour la flexion du torse. Enfin, l'occurrence des fractures lombaires a été vérifiée en utilisant les essais charriots verticaux de Yoganandan et al. (2014) avec le modèle à 53 ans.

5.5.4. Analyses des nouvelles positions d'occupant via simulations numériques

Malgré le peu de donnée de validation, plusieurs études ont d'ores et déjà commencé à étudier les risques pouvant être encourus par les occupants dans de nouvelles postures en utilisant les modèles humains numériques. Ces analyses sont notamment concentrées autour du pivotement du siège ou de son inclinaison. Dans un premier temps, les travaux portant sur le pivotement du siège seront présentés, puis dans un second temps ceux concernant l'inclinaison du dossier.

CONFIGURATIONS PIVOTEES

Kitagawa et al. (2017) ont réalisé une étude afin d'évaluer l'effet de l'orientation du siège sur la cinématique des occupants lors d'un impact frontal. Dans un premier temps, une collision a été simulée avec un habitacle de voiture comprenant quatre occupants et des sièges avant inversés. Dans un second temps, la cinématique d'un occupant a été analysée dans diverses orientations de siège en utilisant un modèle de siège conventionnel équipé d'une ceinture de sécurité à trois points. L'orientation du siège était modifiée par incrément de 45 degrés (Figure 27). Cette étude a permis de souligner que la combinaison de la ceinture de sécurité et du siège était considérée comme essentielle pour la retenue des occupants. Malgré cela, l'absence de système de retenue complémentaire (ex : airbag, repose pied, appui-genou) engendre des excursions très importantes pouvant donner lieu à des contacts avec l'intérieur de l'habitacle notamment lorsque le siège est pivoté latéralement.

Zhao et al. (2018) ont analysé la cinématique et le risque de lésion pour un occupant positionné sur un siège conventionnel et retenu par une ceinture trois points (Figure 28). L'orientation du siège était modifiée par incrément de 20 degrés. Les résultats indiquent un risque lésionnel accru pour les configurations dos à la route (risque de lésion de la tête notamment due au contact avec l'appui tête), et obliques dos à la route (risque de lésions thoraciques dues au contact avec le bord du siège).

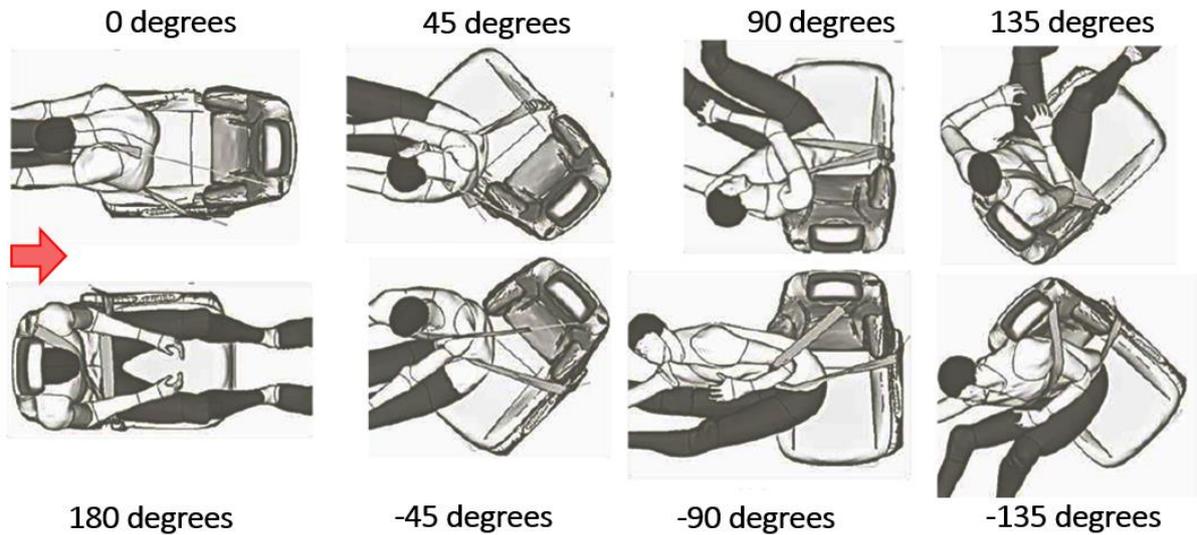


Figure 27 : Cinématique de l'occupant lors de l'excursion maximale de la vertèbre T1 pour les huit orientations de siège étudiées par Kitagawa et al. (2017). La flèche rouge représente la direction de l'impact pour toutes les configurations.

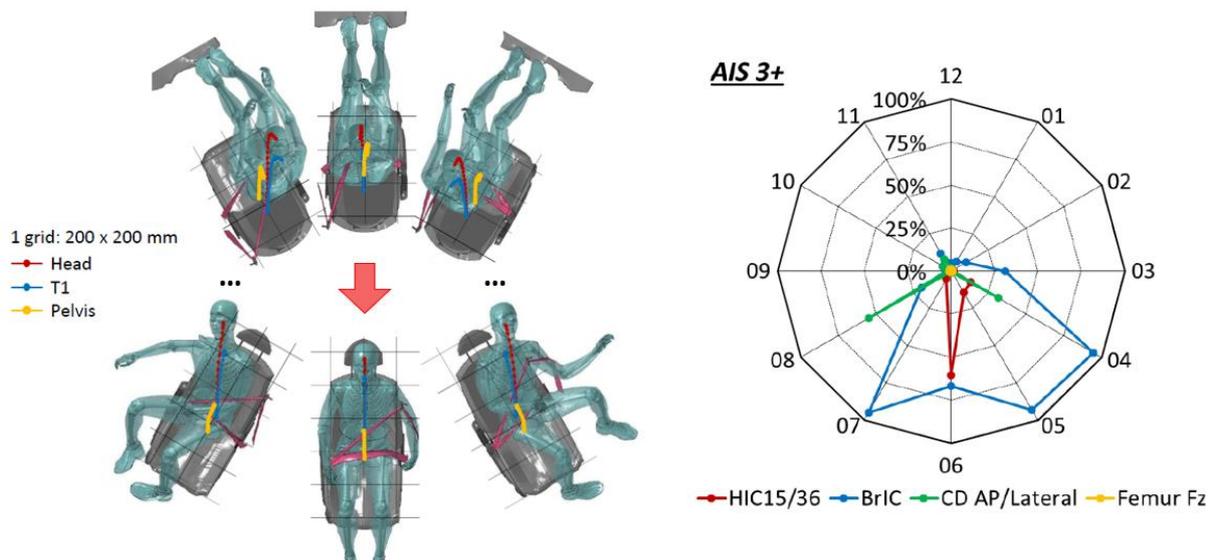


Figure 28 : Cinématique et risque lésionnel pour les configurations pivotées étudiées par Zhao et al. (2018). Gauche : cinématique de l'occupant et déplacement du bassin, de T1 et de la tête ; droite : risque de lésions sérieuses pour les différentes régions anatomiques (le HIC, le BrIC, la compression thoracique antéropostérieure et les efforts fémur permettent d'estimer respectivement des lésions de la tête, du cerveau, du thorax, et des membres inférieurs)

Les premières études numériques analysant la réponse des occupants lors du pivotement des sièges semblent donc souligner un risque lésionnel accru pour des configurations de sièges latérales ou inversées. D'autres études ont également évalué des systèmes permettant de changer l'orientation du siège pendant le délai de pré-collision afin de positionner l'occupant dans une position plus favorable lors du choc (Jin et al. 2018, Wu et al. 2020). Les résultats indiquent qu'il serait, en effet, préférable de faire pivoter le siège de 45 ou 90 degrés pour le ramener dos à la route pendant le temps de pré-collision, afin de limiter le risque lésionnel. Cependant, un changement d'orientation rapide du siège (i.e. 90 degrés en 200ms) pourrait engendrer un risque accru de lésion.

CONFIGURATIONS INCLINEES

Concernant les configurations de sièges inclinées, les premiers travaux numériques se sont focalisés sur les chocs frontaux et soulignent un risque accru de sous marinage (Rawska et al. 2019) et de lésions lombaires pour l'occupant (Ji et al. 2017).

Gepner et al. (2019a) ont réalisé une étude visant à évaluer la réponse de l'occupant lors de choc frontal, en faisant varier l'anthropométrie de l'occupant, la distance jusqu'à l'appui-genoux et l'angle du dossier du siège. Pour ce faire, trois modèles simplifiés (GHBMCM50, M50, et M95) ont été positionnés sur un siège avant conventionnel face à la route avec quatre angles de dossier (environ 20, 30, 40, et 50 degrés par rapport à la verticale) combinés à quatre positions d'appui-genou (standard, avancé, reculé, et absent). Les résultats soulignent qu'une augmentation de l'angle dossier accroît le risque de sous marinage de l'occupant. Ce phénomène est également plus marqué lorsque l'appui-genou est éloigné, et pour les occupants de petite taille. De plus, pour tous les occupants, l'augmentation de l'angle dossier entraînait des efforts lombaires plus importants. Des analyses complémentaires (Gepner et al. 2019b) ont également souligné des différences de cinématique pour différents modèles d'occupant 50^{ème} percentile en position inclinée (GHBMCM50-O, GHBMCM50-OS, THUMS-S, THUMS). Les différences cinématiques sont particulièrement notables au niveau du bassin, induisant le sous marinage du modèle GHBMCM50-O contrairement aux autres modèles (Figure 29).

Boyle et al. (2019) ont également réalisé une étude numérique analysant la cinématique de l'occupant pour différents angles d'inclinaison et de configurations de retenue afin d'identifier les problèmes de sécurité potentiels lors de choc frontal. Trois modèles de siège (siège rigide, siège articulé et un siège automobile conventionnel), quatre angles de ceinture pelvienne, la présence d'un prétensionneur de ceinture bassin, et la présence d'un appui-genou et d'un cale-pied, ont été analysés dans une étude paramétrique. Les résultats indiquent que l'occurrence du sous marinage est affectée par le type de siège utilisé, l'angle ceinture initial ainsi que la présence de support pour les membres inférieurs (i.e. cale pied, appui-genou) (Figure 30). Bien que le changement des dispositifs de retenue puisse réduire le risque de sous-marinage, les auteurs soulignent le conflit entre le risque de sous-marinage et le risque de lésion lombaire dans les postures très inclinées (efforts lombaires plus élevés lorsque non sous-marinage).

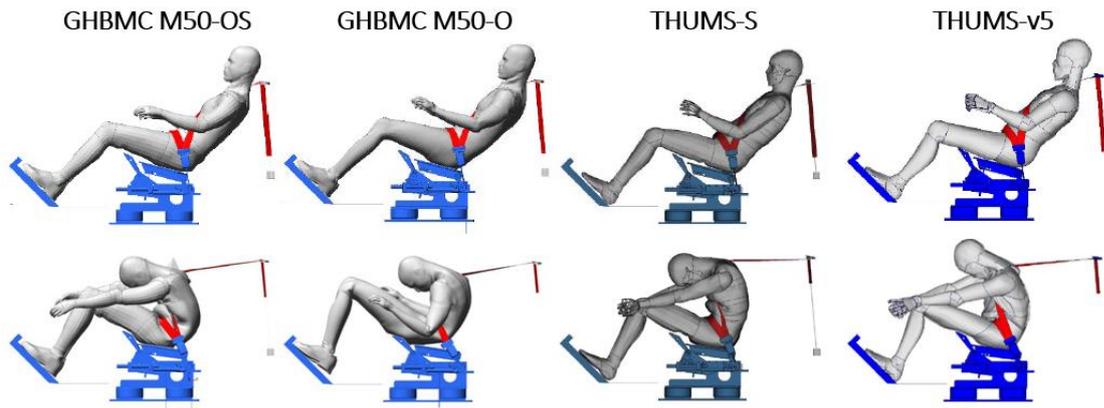


Figure 29 : Réponse de l'occupant en position semi-allongée pour différents modèles d'occupant (Gepner et al. 2019b). Les positions initiale (haut) et à 100ms (bas) sont représentées. On peut noter un sous-marinage de l'occupant uniquement pour le modèle GHBMC M50-O.

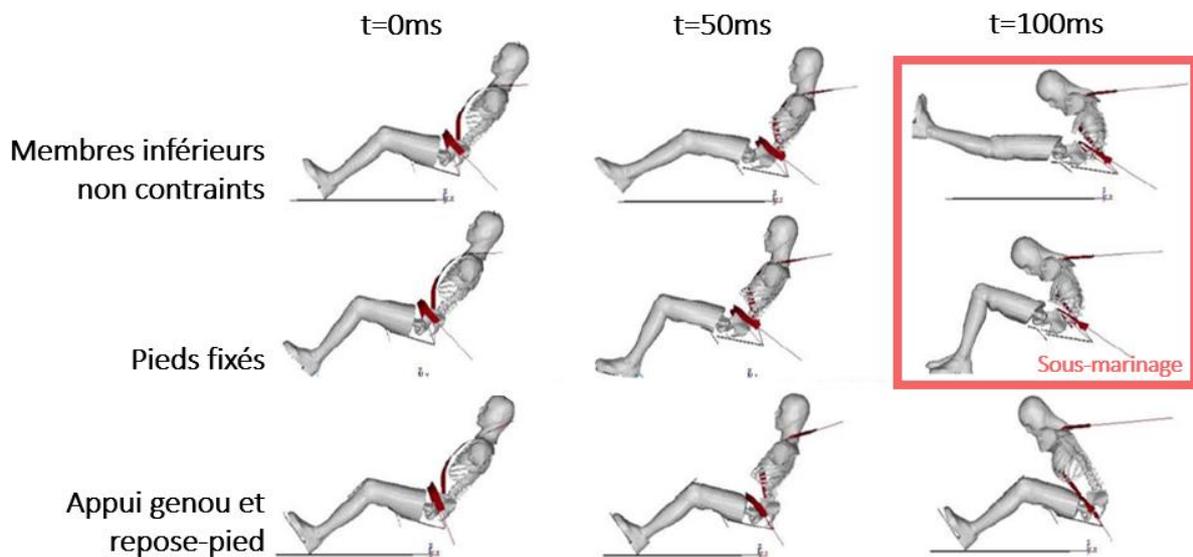


Figure 30 : Cinématique de l'occupant pour différentes contraintes des membres inférieurs (Boyle et al. 2019)

Ainsi, ces premières études numériques semblent indiquer un risque lésionnel accru de l'occupant en position inclinée. Dans ces positions, la retenue du bassin lors de choc frontal est particulièrement délicate et peut engendrer un sous marinage de l'occupant. Le risque de sous marinage semble être impacté par de nombreux facteurs (ex : angle dossier, anthropométrie de l'occupant, angle ceinture bassin). Bien que des variations de l'angle d'assise puissent à la fois améliorer le confort des occupants (Stanglmeier et al. 2020) et affecter le risque de sous-marinage (Jacobs et al. 1980, Luet et al. 2012), les différentes études précédentes n'ont pas inclus ce paramètre et ont conservé l'assise à un angle standard de 15 degrés. Par ailleurs, lorsque le sous-marinage est évité en position semi-allongée, un risque accru de lésion lombaire est observé. Pour répondre à ces problématiques, des études numériques récentes (Mroz et al. 2020, Östh et al. 2020) visent à évaluer de nouveaux systèmes de retenue pour ces configurations particulières (ex : siège sur rail pour limiter les efforts lombaires, redressement du dossier lors de l'impact).

6. Synthèse et objectifs spécifiques de la thèse

L'étude des différentes données de la littérature a permis de souligner l'intérêt des consommateurs et des constructeurs automobiles concernant l'automatisation des véhicules. Plusieurs études ont d'ores et déjà essayé d'estimer les scénarios d'accident pouvant survenir avec l'apparition des véhicules automatisés. Ces études se basent principalement sur des simulations de trafic, ou sur les données d'accidentologie actuelles pour déterminer les accidents pouvant être évités avec différentes aides à la conduite. Il apparaît que si une diminution du nombre d'accidents est attendue avec l'introduction progressive de ces véhicules, des accidents continueront à survenir. Les scénarios critiques semblent inclure des chocs frontaux et des intersections. Ces travaux seront focalisés sur le choc frontal.

Par ailleurs, le nombre et la diversité du type de publications récentes sur le sujet semblent suggérer un fort intérêt des constructeurs pour des nouvelles postures et activités dans ces futurs véhicules. Bien que certaines de ces activités puissent être similaires à celles déjà observées dans les véhicules actuels (ex : converser, utiliser un téléphone), d'autres activités différentes (ex : travailler, dormir) pourraient bénéficier de nouvelles configurations d'habitacle. Ces nouvelles configurations semblent orientées autour de deux axes : la rotation des sièges autour de l'axe vertical et l'inclinaison vers l'arrière. La rotation des sièges vers l'arrière semblant difficile pendant la conduite à cause de contrainte de place dans les véhicules, leur présence risque d'être conditionnée à des véhicules complètement automatisés (niveau 5 ou 4 dans une zone bien définie). En conséquence, il a été décidé pour cette étude de se focaliser sur la rotation de plus faibles angles et l'inclinaison arrière, car ces deux configurations pourraient être introduites dans des véhicules à plus court terme.

Pour être autorisées, ces nouvelles configurations doivent cependant permettre d'assurer la protection des occupants lors d'accident. Les systèmes de sécurité passifs actuels étant développés pour des configurations de véhicules conventionnelles (i.e. siège face à la route et occupant en position de conduite), il est essentiel d'évaluer si ces moyens de retenue pourraient permettre de conserver le niveau de sécurité actuel dans de telles conditions. Des premiers essais sur sujets d'anatomie en position semi-allongée face à la route soulignent la difficulté de retenue de l'occupant afin d'éviter le sous-marinage, tout en minimisant les efforts transmis à la colonne lombaire.

Les mannequins de choc, quant à eux, semblent peu adaptés pour étudier des nouvelles positions d'occupant en l'état actuel des choses. Les premiers essais relèvent en effet des difficultés de positionnement en configurations inclinées, dues à la conception mécanique des modèles limitant l'amplitude de mouvement. De plus, les résultats des essais sur mannequins dans ces positions ne semblent pas en accord avec les données sur sujet d'anatomie. Des améliorations des mannequins chocs sont actuellement en cours afin de tenter de résoudre ces différentes problématiques, mais la validation de leur performance et leur introduction prendront du temps.

Étant plus omnidirectionnels et plus flexibles quant à leur positionnement, les modèles humains numériques semblent plus adaptés pour évaluer le risque lésionnel dans ces nouveaux scénarios. Plusieurs études ont déjà été réalisées sur le pivotement du siège et l'inclinaison du dossier. Concernant le pivotement du siège, les travaux se sont concentrés sur des grandes amplitudes de rotation (ex : 45, 90, 180 degrés). Ils soulignent la difficulté à retenir l'occupant, notamment lorsque le

siège est pivoté latéralement ou inversé. Toutefois, les faibles angles, qui semblent ceux dont l'introduction pourrait être faite en premier, n'ont pas été étudiés en détail. Concernant l'inclinaison du siège, les études numériques précédentes confirment la tendance de l'occupant à sous mariner, ainsi que le risque accru de lésion lombaire pour des positions face à la route. Toutefois, si des comparaisons de modèles ont été réalisées, les efforts pour vérifier leur capacité de sous marinage ont été très limités que ce soit pour des conditions standard ou allongées. Ainsi, en l'absence d'études dédiées au sous marinage en position semi allongée, il paraît important pour la présente étude de vérifier les capacités du modèle pour l'étude du sous marinage en position standard avant de le mettre en position et de vérifier sa réponse dans les configurations de Richardson et al. (2020a) et de Zaseck et al (2021).

Cette thèse vise à poursuivre les efforts fournis concernant l'estimation des risques encourus par les occupants de véhicules hautement automatisés à l'aide de modèles humains numériques. Son objectif global est d'évaluer les risques et éventuelles opportunités associés aux postures envisagées pour les futurs véhicules, et de proposer des méthodologies permettant cette évaluation. Dans cette optique, plusieurs objectifs intermédiaires ont été définis, visant à la fois le développement de méthodologie de positionnement de modèle numérique, la collecte et l'analyse de données posturales expérimentales, et la validation des modèles numériques après personnalisation :

1. Le premier objectif de ce travail a été d'utiliser les données sur sujets d'anatomie afin de valider au mieux les modèles humains pour les modes de chargement identifiés, c'est à dire dans des conditions de sous-marinage et des positions semi-allongées.
2. Le second objectif a été de développer un modèle de cockpit générique pouvant être utilisé pour étudier les nouvelles positions d'occupant.
3. Le troisième objectif de ces travaux a été de continuer l'investigation concernant l'efficacité des systèmes de retenue actuels dans les nouvelles configurations de véhicule. Pour ce faire, les simulations se sont concentrées sur deux axes : le pivotement de siège avec de faibles angles de rotation, et l'inclinaison du dossier couplé à une inclinaison de l'assise.
4. Le quatrième objectif de ce travail a consisté à réaliser une étude expérimentale afin de quantifier la posture des occupants en position semi-allongée, en faisant varier à la fois l'angle de l'assise et du dossier.
5. Enfin, le dernier objectif a été d'évaluer si les résultats numériques précédemment obtenus en position semi-allongée pouvaient être généralisés à d'autres anthropométries d'occupant.

Cette thèse se déroule donc dans un environnement très dynamique avec beaucoup de résultats très récents (qui ont été publiés pendant la thèse) et d'activités en cours dans d'autres institutions. Ces travaux se déroulent dans le cadre du projet SURCA visant à contribuer à une meilleure intégration de la conduite automatisée dans la circulation actuelle, et en collaboration avec le projet ENOP réalisant des nouveaux essais sur sujets d'anatomie en position semi-allongée.

Chapitre 2

Sous marinage et validation des modèles numériques

Ce chapitre présente les différentes simulations réalisées pour évaluer la validité des modèles humains après repositionnement. Il inclut la conception et validation d'un environnement d'essai numérique, ainsi que des vérifications du comportement du modèle numérique en condition de sous-marinage et en position semi-allongée.

Sommaire

1.	INTRODUCTION	46
2.	ÉVALUATION DU MODÈLE EN CONDITION DE SOUS-MARINAGE.....	47
3.	CONCEPTION ET VALIDATION D'UN MODÈLE DE SIÈGE ARTICULÉ	49
3.1.	<i>Modèle de cockpit générique</i>	49
3.2.	<i>Validation du modèle de cockpit</i>	50
4.	ÉVALUATION DE LA SENSIBILITÉ DU MODÈLE AU SOUS-MARINAGE	52
4.1.	<i>Essais en configuration de siège avant.....</i>	53
4.2.	<i>Essais en configuration de siège arrière</i>	55
5.	ÉVALUATION DU MODÈLE EN POSITION INCLINÉE	58
5.1.	<i>Essais de Richardson et al. (2020c).....</i>	58
5.2.	<i>Essais de Zaseck et al. (2021)</i>	60
6.	DISCUSSION ET CONCLUSIONS.....	64

Les principaux résultats présentés dans ce chapitre (à l'exception des simulations représentant les essais de Uriot et al. 2015a et Zaseck et al. 2021) ont été inclus dans un article publié dans une revue scientifique en libre accès avec un comité de lecture.

Grébonval, C., Trosseille, X., Petit, P., Wang, X., and Beillas, P. 2021. Effects of seat pan and pelvis angles on the occupant response in a reclined position during a frontal crash. PLoS ONE. DOI : 10.1371/journal.pone.0257292

1. Introduction

Si les modèles humains d'occupant pourraient être adaptés à l'étude des risques dans de nouvelles postures du fait de leur flexibilité de repositionnement, ils ont été développés et validés dans une position de conduite et pour des conditions de chargement définies. La validité de ces modèles dans des configurations d'intérêt pour de futurs véhicules automatisés et pour les mécanismes de chargement qui pourraient y être associés doit donc être vérifiée. D'après les données de la littérature, détaillées au Chapitre 1, ces nouvelles configurations incluent des positions de siège inclinées, avec des risques de sous marinage et de chargement des lombaires. Il semble donc important de vérifier le comportement pour ces scénarios d'utilisation pour le modèle utilisé (GHBMC M50-O).

Comme détaillé au Chapitre 1, la validité du modèle dans des positions inclinées et pour des configurations de sous marinage semblent peu étudiées dans la littérature. L'objectif de ce chapitre est de vérifier les capacités du modèle dans ces scénarios. La validité du modèle a été évaluée en comparant les résultats numériques (ex : cinématique, lésions, efforts de retenue) avec des essais charriots sur sujets d'anatomie. Dans un premier temps, la validité du modèle a été évaluée dans une configuration de sous-marinage en position standard via les essais de Luet et al. (2012). Dans un second temps, un modèle de siège articulé (Chapitre 1, Section 5.3.1) a été développé et validé en position standard via les essais de Trosseille et al. (2019). Pour rappel, ce type de siège est largement utilisé actuellement pour les campagnes d'essais étudiant le sous-marinage, à la fois en position standard et inclinée (Uriot et al. 2015a, Trosseille et al. 2018, Richardson et al. 2020a, Zaseck et al 2021). En utilisant le modèle de siège articulé, la sensibilité du modèle humain au sous-marinage a ensuite été évaluée en position standard via les essais de Uriot et al (2015a). Enfin, en utilisant les données récentes de la littérature (Richardson et al. 2020a, Zaseck et al 2021), la validité du modèle humain en position semi-allongée a été évaluée.

La réponse du modèle numérique a été évaluée en comparant visuellement les courbes et via la méthode de corrélation et d'analyse (CORApplus, v4.0.4, disponible en ligne sur www.pdb-org.com). Cette méthodologie, qui est celle de référence en biomécanique des chocs, permet d'évaluer de manière dite objective des signaux, comme des résultats de simulations et des données expérimentales correspondantes (Gehre et al. 2009, Vavalle et al. 2013). Elle fournit un score compris entre 0 et 1 (zéro indiquant une mauvaise correspondance et un une correspondance parfaite). La méthode CORA combine deux sous-méthodes indépendantes : l'évaluation par corridor et par corrélation croisée. L'évaluation par corridor considère le positionnement d'une courbe de réponse dans des corridors expérimentaux, définis par l'utilisateur ou calculés automatiquement en utilisant

un écart type. La méthode de corrélation croisée évalue le déphasage, la forme et l'amplitude entre les signaux expérimentaux et numériques.

Les essais expérimentaux utilisés pour évaluer la validité du modèle numérique comprennent un nombre limité de sujets, avec parfois uniquement deux sujets pour certains signaux. Cela ne permet pas d'estimer de manière fiable un écart type pour la réponse expérimentale telle qu'utilisée en interne pour la méthode corridor CORA. Par conséquent, seul le score de corrélation croisée CORA a été calculé et est fourni comme indicateur global de la distance entre les réponses du modèle et les courbes expérimentales. Les paramètres par défaut fournis par CORA ont été conservés. Des poids de 0.25, 0.25 et 0.5 ont été utilisés pour la phase, l'amplitude et la forme afin de calculer un score unique.

La capacité du modèle à prédire les fractures osseuses a également été évaluée. Le modèle utilisé inclut la prédiction de fractures thoraciques, pelviennes et de la colonne lombaire. Pour rappel, les fractures osseuses du bassin et des côtes sont simulées via la suppression d'éléments osseux lorsque que ces derniers atteignent un certain seuil de déformation. Les fractures lombaires sont, quant à elles, simulées via un tassement vertébral après avoir atteint une certaine tolérance, dépendante de l'âge. Le modèle GHBMCM50-O v6.0 étant toujours en développement lors de la réalisation de ces simulations, la version précédente du modèle (à savoir le GHBMCM50-O v5.0) a été utilisée. Afin de tout de même incorporer la simulation des fractures lombaires, les propriétés matériaux de la colonne lombaire du modèle v6.0, développées au LMBC, ont été utilisées et incorporées au modèle v5.0. Le modèle modifié est désigné comme GHBMCM50-O v5.0* pour la suite de ces travaux. Afin de se rapprocher des conditions des essais, ces simulations de validation ont été réalisées avec des propriétés de fracture lombaire correspondant à un sujet de 75 ans.

En complément, certains critères lésionnels ont été évalués dans les régions anatomiques présentant des lésions afin de vérifier si les tendances prédites sont en accord avec les essais. La déflexion thoracique antéropostérieure a été mesurée telle que définie dans le manuel GHBMCM (GHBMCM, 2021). Ce critère, également mesuré sur les mannequins de choc, permet d'estimer le risque de lésion sérieuse (AIS3+) du thorax (Laituri et al. 2005). Le risque de lésion abdominale a été estimé en utilisant la densité d'énergie de déformation du foie. Ce critère est défini comme l'énergie de déformation mesurée dans le foie normalisée par le volume initial de l'organe (Beillas et al. 2018).

2. Évaluation du modèle en condition de sous-marinage

Dans un premier temps, la validité du modèle GHBMCM50-O a été évaluée dans une configuration de sous-marinage en position d'assise standard en utilisant les essais de Luet et al. (2012). Ces essais visaient à apporter une meilleure compréhension et caractérisation du phénomène de sous-marinage. Pour ce faire, neuf sujets d'anatomie ont été testés en trois groupes avec chacun une configuration différente. Cinq paramètres ont été étudiés à travers ces trois conditions d'essai, à savoir le profil de décélération, l'angle d'assise, l'angle initial de la ceinture bassin, la longueur de ceinture dans chaque enrouleur, et la position du repose-pied. Ces essais ont été réalisés sur un siège rigide. Seule la configuration #1 (avec une assise horizontale) a été simulée, car des résultats avec d'autres angles d'assise seront présentés dans la suite de ce chapitre.

Afin de simuler ces essais, le modèle d'occupant a tout d'abord été mis à l'échelle par un facteur d'échelle de manière isotrope de 0.95 pour correspondre à la stature moyenne des sujets (167.2 ± 3.5 cm). Le modèle a ensuite été repositionné via le logiciel PIPER afin d'abaisser les membres supérieurs, modifier l'angle bassin et la position des membres inférieurs. Cette étape a permis de positionner le bassin, les fémurs et les tibias respectivement à 62.5, 23.5, et 45.5 degrés par rapport à l'horizontale. Lors des essais, les angles correspondants étaient respectivement de 64.7 ± 8.1 , 20.8 ± 5.6 , et 47.7 ± 6.1 degrés. Suite au positionnement, la densité des matériaux correspondant à la chair a été réduite pour se rapprocher de la masse moyenne des sujets des essais (61.0 ± 6.4 kg). Ceci a été fait car la masse résultante de la simulation était trop élevée et que la densité initiale du modèle pour ces tissus (1.06) paraissait élevée pour des tissus qui correspondent à une combinaison de tissus adipeux (dont la densité est inférieure à 1) et de muscle dont la proportion est faible pour des sujets âgés. Le modèle d'occupant a ensuite été positionné sur un siège rigide avec une assise horizontale, et un dossier incliné à 22 degrés par rapport à la verticale, puis soumis à un choc frontal à 40 km/h en utilisant le profil d'accélération de l'étude. La retenue de l'occupant était assurée à l'aide d'une ceinture de sécurité à quatre points sans prétension ni limiteur d'effort. Les angles de la ceinture bassin par rapport à l'horizontale étaient respectivement de 37.2 ± 2.1 et de 34.5 degrés pour les essais et pour le modèle numérique. Les pieds des sujets étaient également contraints à l'aide de couvre-chaussures rigides fixés au repose-pied.

La Figure 31 illustre la cinématique du modèle numérique ainsi que celle d'un essai de Luet et al. (2012). Dans la configuration étudiée, le sous-marinage s'est produit pour tous les sujets d'anatomie ($n=3$) entre 80 et 100 ms. Le modèle numérique a sous-mariné à environ 80-85 ms (estimé visuellement au passage de la ceinture au-dessus du bassin). Des fractures bassin ont été observées au niveau des épines iliaques antérosupérieures (ASIS) pour 2 sujets sur 3 mais n'ont pas été observées dans le modèle. Les résultats analysés, détaillés en Annexe 2 et résumés Figure 32, se sont focalisés sur la cinématique de l'occupant ainsi que les interactions avec les moyens de retenue. Dans la globalité, la réponse du modèle en condition de sous-marinage semble proche de celles des sujets des essais expérimentaux (allures des courbes, scores CORA supérieurs à 0.8).

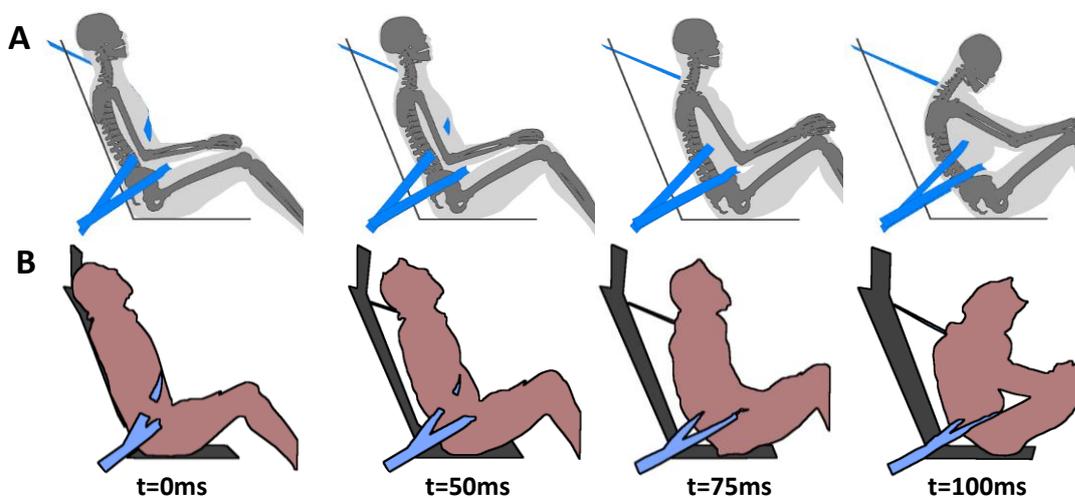


Figure 31: Cinématique de l'occupant en condition de sous-marinage sur siège rigide
 A : Modèle numérique ; B : Essai sur sujet d'anatomie (Luet et al. 2012, #631)

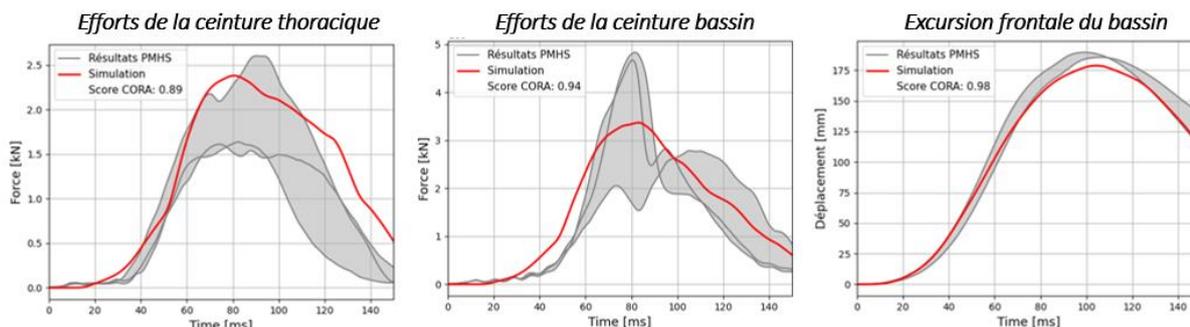


Figure 32 : Réponse du modèle par rapport aux essais de Luet et al. (2012)
 Les courbes grises et rouges représentent respectivement les résultats des essais et de la simulation.

3. Conception et validation d’un modèle de siège articulé

Dans un second temps, un environnement numérique d’essai chariot incluant un siège articulé (Uriot et al. 2015a) a été développé. Ce type de siège a été choisi car utilisé dans des essais récent étudiant le sous-marinage (Uriot et al. 2015a, Trosseille et al. 2018), ainsi que dans les premiers essais en position semi-allongée (Richardson et al. 2020a, Zaseck et al. 2021). Le modèle initial a été développé par le Centre Européen Etudes de Sécurité et Analyse des Risques (CEESAR). Il a été modifié pour cette étude avec l’aide du CEESAR et du LAB, puis validé (Poulard et al. 2020).

Le modèle d’environnement avait pour objectif d’être paramétrable pour représenter un cockpit générique plausible pouvant être utilisé pour diverses simulations. Afin de faciliter la reproductibilité des travaux, avec l’accord du LAB et du CEESAR et en cohérence avec les objectifs du projet SURCA, le modèle a été publié sous une licence open-source de type GPL et il est disponible en ligne (<https://gitlab.com/piper-project.org>).

3.1. Modèle de cockpit générique

Le modèle de cockpit générique est illustré Figure 33. Le modèle est constitué du siège articulé de Uriot et al. (2015a), complété par une ceinture à trois points ainsi qu’un airbag pré-gonflé (comme dans Trosseille et al. 2019).

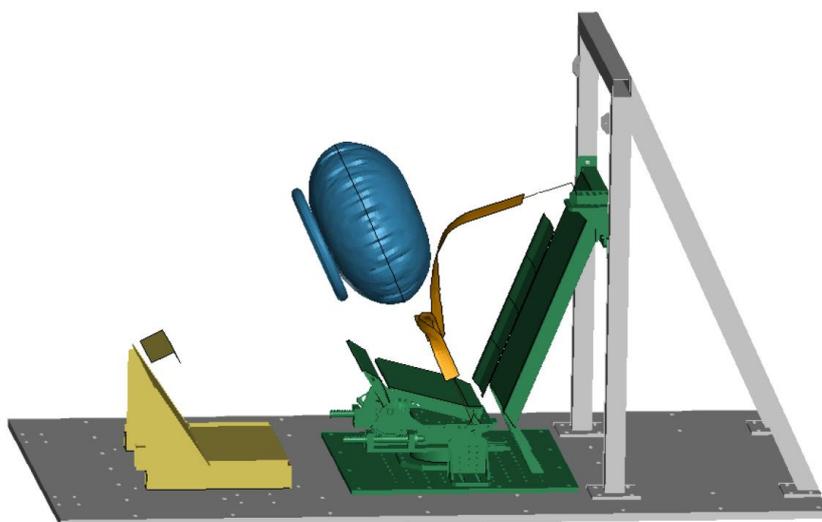


Figure 33 : Modèle de cockpit générique

Le modèle de siège articulé correspond à la configuration de siège avant détaillée dans Uriot et al. (2015a). L'assise et la rampe anti-sous-marinage sont positionnées respectivement à 15 et 32 degrés par rapport à l'horizontale, tandis que le dossier du siège est positionné à 22 degrés par rapport à la verticale. Les différents composants du siège ont été maillés avec des éléments coques (ELEMENT SHELL), et modélisés comme des solides indéformables. Les ressorts, permettant d'articuler l'assise et la rampe anti-sous-marinage, ont été modélisés par des éléments 1D (ELEMENT BEAM) avec des propriétés de raideur issues de la littérature (Uriot et al. 2015a).

La ceinture est une ceinture à trois points, c'est-à-dire avec une sangle avec 3 points d'ancrage : au-dessus de l'épaule de l'occupant, au niveau de la boucle et de l'assise du côté extérieur au véhicule. La ceinture est équipée de prétensionneurs au niveau de l'ancrage épaule et de l'ancrage bassin extérieur. La ceinture thoracique possède également un limiteur d'effort au niveau épaule. Pour la partie en contact avec le sujet, la ceinture a été modélisée par des éléments 2D avec une formulation de type membrane pour rendre compte du comportement d'un tissu (MAT FABRIC). Les caractéristiques matériaux de la sangle sont issues d'essais de traction effectués préalablement sur des sangles standard (Allongement de 6 à 8%, résistance à la traction de 10.7 kN). Pour le reste de la ceinture, des éléments 1D ont été utilisés pour faciliter les prétensions et le passage dans la boucle (MAT SEATBELT).

L'airbag se compose d'une membrane remplie d'air à température ambiante, avec un volume de 55 litres. L'utilisation d'un airbag pré-gonflé a été choisie afin d'améliorer la reproductibilité en supprimant l'étape de gonflage. L'airbag est modélisé par des éléments 2D avec un matériau de type membrane permettant de simuler le comportement d'un tissu (MAT FABRIC). Les caractéristiques matériaux sont celles d'une toile standard d'airbag (i.e. matériau isotrope, 0.4 mm d'épaisseur, $E=200$ MPa, $\rho=1.2$ kg/m³). L'airbag possède une chambre unique. La loi utilisée pour le flux de gaz est une formulation Wang-Nefske à pression uniforme qui prend en compte le débit de gaz entrant et sortant. Le gaz modélisé ici est l'air à une température de 20°C, et une pression initiale de 1.3 bar. La phase de gonflage s'effectue dans les premières millisecondes du calcul de sorte que la structure soit stabilisée à la pression voulue au moment du contact avec l'occupant. La loi utilisée permet également de définir une surface d'échappement (évent) en fonction de deux paramètres : la surface des événements et le temps de déclenchement. Les pertes dues à la porosité des tissus sont négligées.

3.2. Validation du modèle de cockpit

Le modèle de cockpit a été évalué en comparant les résultats de simulation aux essais charriot réalisés par Trosseille et al. (2019). L'occupant était positionné sur le siège articulé en configuration de siège avant gauche, et retenu par une ceinture à trois points et un airbag pré-gonflé. La ceinture était équipée de prétensionneurs au niveau de l'ancrage épaule et de l'ancrage bassin gauche, avec des activations respectives à 18 et 25ms. La ceinture thoracique était également équipée d'un limiteur d'effort qui conduisait à un pic d'effort à 3.5kN suivi d'un plateau à 2kN.

La configuration 1 de Trosseille et al. (2019) a été utilisée. Quatre sujets ont été testés (Stature : 165.3±2.2cm, masse : 60.6±5.7kg). Le modèle GHBMCM50-O a été redimensionné afin de correspondre davantage à l'anthropométrie des sujets comme pour les simulations de Luet et al.

(2012) déjà présentées. Le modèle a été mis à l'échelle de manière isotrope (facteur de 0.95) et la densité des matériaux de la chair a été réduite pour ajuster la masse. Après ces modifications, le modèle avait une stature de 164.4cm et une masse de 61.9kg. Le modèle a été repositionné en utilisant le logiciel PIPER afin d'abaisser les membres supérieurs pour éviter une pénétration initiale des avant-bras dans l'airbag. Le modèle a ensuite été assis par gravité sur le siège articulé (Figure 34), puis soumis à un choc frontal à 50 km/h en utilisant le profil de décélération de Trosseille et al (2019).

Les premiers essais de simulations ont révélé qu'une tension initiale de 30N dans la ceinture permettait de limiter le mou de cette dernière et d'assurer un meilleur couplage entre la ceinture et l'occupant. Ainsi, cinquante millisecondes de tension initiale ceinture ont été ajoutées au début de la simulation, et ont permis de se rapprocher des résultats obtenus lors des essais. La Figure 35 illustre la cinématique de l'occupant pour le modèle numérique ainsi que pour les essais expérimentaux (Trosseille et al. 2019). Dans ces conditions de chargement, le modèle n'a pas sous-mariné, tout comme les quatre sujets des essais. Par ailleurs, des fractures bassin ont été observées pour trois des sujets au niveau des épines iliaques antérosupérieures. Ces fractures ont également été observées pour le modèle numérique.

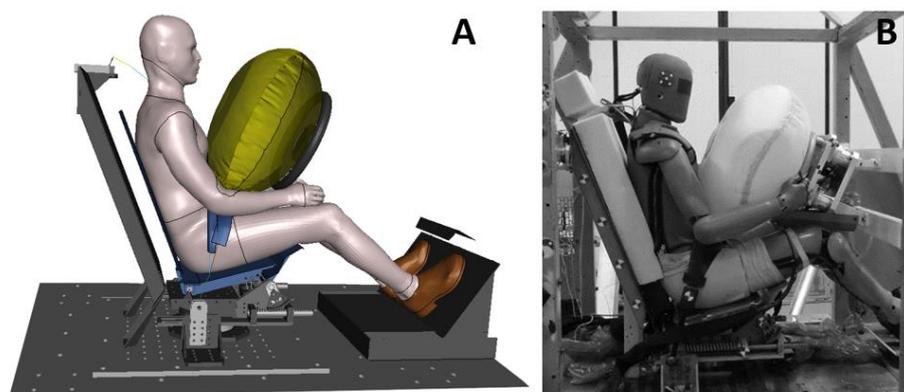


Figure 34 : Environnement utilisé pour valider le modèle de cockpit
(A : modèle numérique ; B : essais réalisés par Trosseille et al. 2019 ici avec un mannequin THOR)

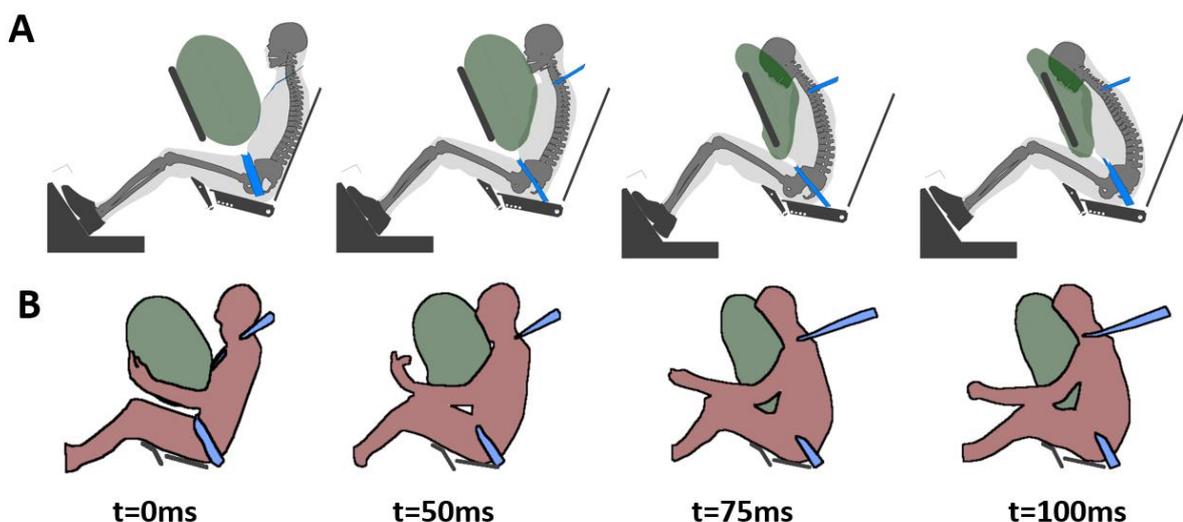


Figure 35 : Cinématique de l'occupant lors des essais charriot avec le siège articulé
A : Modèle numérique ; B : Essai sur sujet cadavérique (Trosseille et al. 2019, #TOL_THO_07)

Les résultats analysés pour l'évaluation du cockpit se sont focalisés sur l'interaction de l'occupant avec l'environnement, à savoir le siège, le repose-pied, et la ceinture. Dans la globalité, les résultats numériques semblent proches de ceux obtenus lors des essais expérimentaux (Annexe 3, scores CORA supérieurs à 0.8). Un résumé de ces résultats est disponible en Figure 36. Ainsi, le modèle de cockpit a été jugé satisfaisant dans la configuration standard.

4. Évaluation de la sensibilité du modèle au sous-marinage

La sensibilité du modèle au sous-marinage a ensuite été évaluée via les essais de Uriot et al. (2015a). L'objectif principal de cette étude était de réaliser des essais de référence pour évaluer la sensibilité des mannequins de choc au sous-marinage. Pour ce faire, huit sujets ont été testés afin d'obtenir des données dans deux configurations différentes : une configuration de siège avant conçue pour empêcher le sous-marinage, et une configuration de siège arrière avec une rigidité de ressort ajustée pour ne pas empêcher un sous-marinage de l'occupant. Le siège articulé présenté à la Section 5.2 du Chapitre 1 et dont le modèle est présenté en section précédente a été utilisé. Pour la configuration de siège avant, les paramètres du siège articulé ont été déterminés afin de reproduire le comportement de sièges avant réels utilisés dans Uriot et al. (2015b). Pour la configuration de siège arrière, les points d'ancrage de la ceinture ont été déplacés vers l'arrière pour représenter des positions typiques d'une banquette arrière. La position de la rampe anti-sous-marinage a également été modifiée. Les raideurs des ressorts ont été ajustées afin que le mannequin de choc Hybrid III sous-marine, sans inclure de référence à des sièges arrière standard.

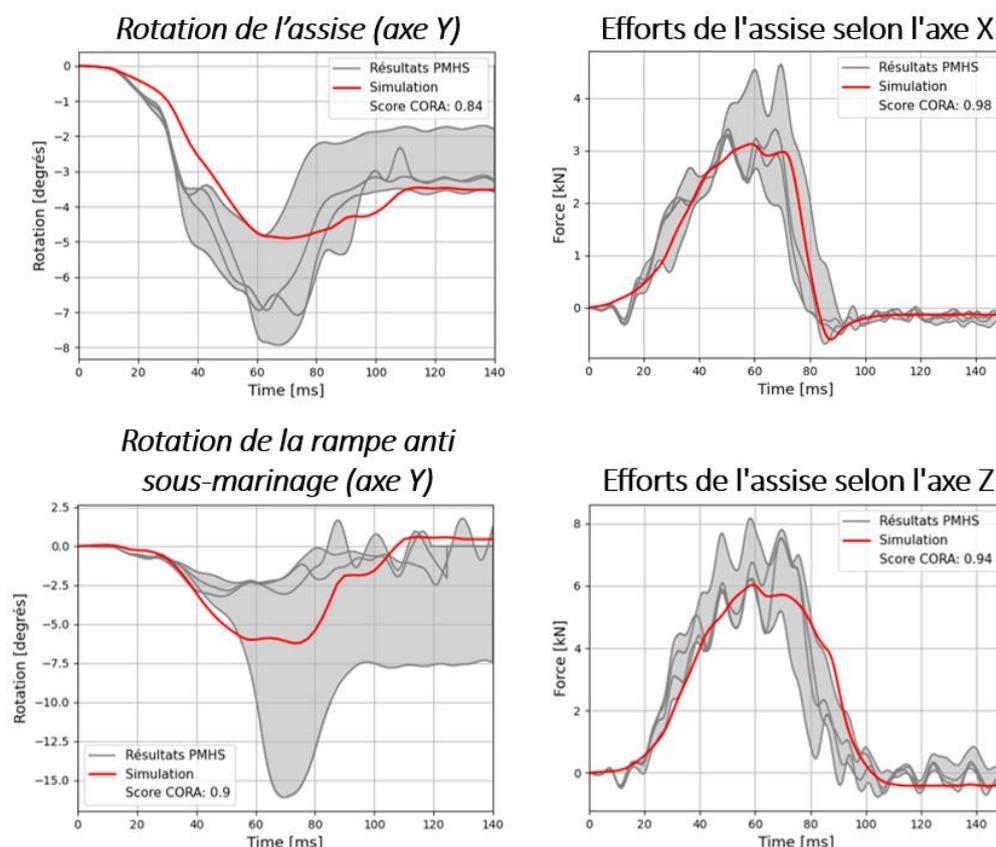


Figure 36 : Réponse du modèle par rapport aux essais de Trosseille et al. (2019)
 Les courbes grises et rouges représentent respectivement les résultats des essais et de la simulation.

4.1. Essais en configuration de siège avant

La configuration de siège avant a d’abord été simulée. Quatre sujets ont été testés dans cette configuration, avec un angle bassin de 62.3 ± 7.3 degrés par rapport à l’horizontale. Afin de se rapprocher de la position initiale des essais, le modèle numérique a tout d’abord été repositionné avec le logiciel Piper afin de modifier l’orientation du bassin. Après repositionnement, l’angle bassin du modèle était de 63 degrés. L’occupant a ensuite été assis par gravité sur le siège articulé, puis soumis à un choc frontal à 50 km/h. En configuration avant, l’assise et la rampe anti-sous-marinage étaient orientées respectivement de 15 et 32 degrés par rapport à l’horizontale, tandis que le dossier du siège était positionné à 22 degrés par rapport à la verticale. Après positionnement, le centre de hanche (Point H) des sujets était situé 42 ± 10.1 mm en amont et 132 ± 3.1 mm au-dessus du centre de rotation de l’assise. Pour le modèle numérique, les valeurs correspondantes étaient respectivement de 42 et 135mm. La retenue de l’occupant était assurée par un repose-pied et une ceinture à 4 points, équipée d’un limiteur effort de 5kN sur la ceinture bassin et d’un limiteur d’effort de 7kN sur la ceinture thoracique. Par ailleurs, l’angle de la ceinture pelvienne était de 66 ± 3.1 degrés pour les essais, et de 67 degrés pour le modèle numérique.

La Figure 37 illustre la cinématique de l’occupant observée lors des essais en configuration de siège avant réalisés par Uriot et al. (2015), ainsi que celle du modèle numérique dans les mêmes conditions. Lors des essais, aucun des sujets testés n’a sous-mariné, tout comme le modèle numérique. Les différentes réponses analysées, focalisées sur la cinématique de l’occupant ainsi que les interactions avec les moyens de retenue, sont détaillées en Annexe 4 et un résumé est présenté en Figure 38.

Concernant les fractures osseuses lors des essais, de multiples côtes fracturées (de 11 à 19) ont été observées, ainsi que des fractures du sternum pour tous les sujets, une fracture de la clavicule gauche pour un des sujets, et des fractures du rachis lombaire pour trois des sujets (Figure 39). Le modèle numérique présentait, quant à lui, des fractures de côtes (6 côtes fracturées), du sternum, de la clavicule gauche ainsi que des fractures du bassin au niveau des épines iliaques antérosupérieures et du sacrum (Figure 39).

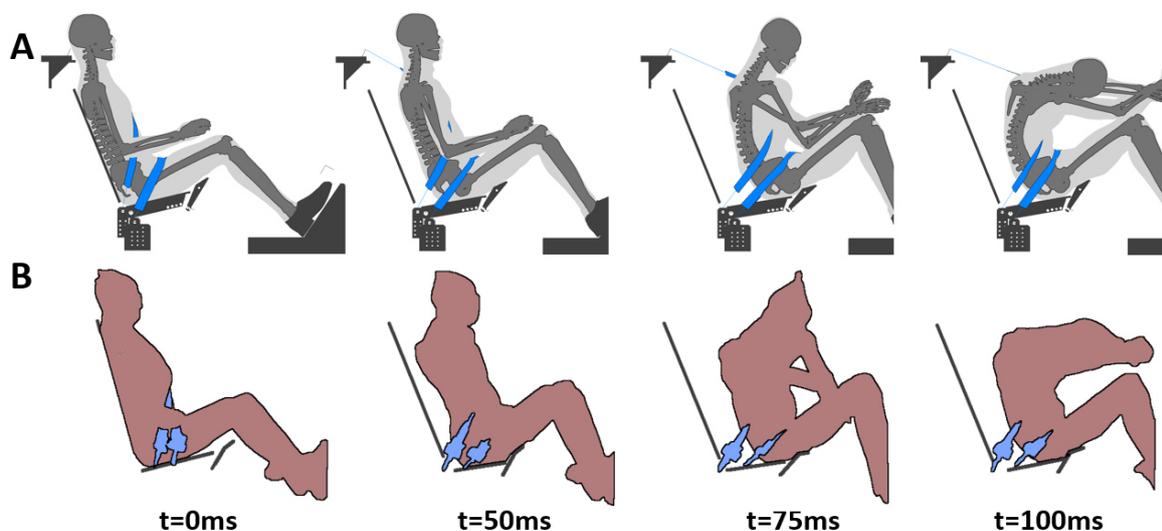


Figure 37 : Cinématique de l’occupant sur le siège articulé, en configuration de siège avant
 A : Modèle numérique ; B : Essai sur sujet d’anatomie (Uriot et al. 2015, #SubBIO_28)

On constate que le modèle a tendance à sous-estimer le nombre de fractures de côtes, et à surestimer les fractures bassin. En termes de localisation, l'étude de Uriot et al (2015a) ne détaille pas le numéro des côtes fracturées et aucune tendance ne peut clairement être identifiée concernant la latéralité des fractures costales. Les lésions lombaires sont également sous-estimées par le modèle numérique.

Le Tableau 2 résume les différentes lésions observées pour les essais et pour le modèle numérique. Ce tableau inclut la sévérité des lésions correspondant aux différentes fractures relevées, ainsi que les lésions des tissus mous. Les différences principales concernent les lésions de la colonne lombaire et du bassin.

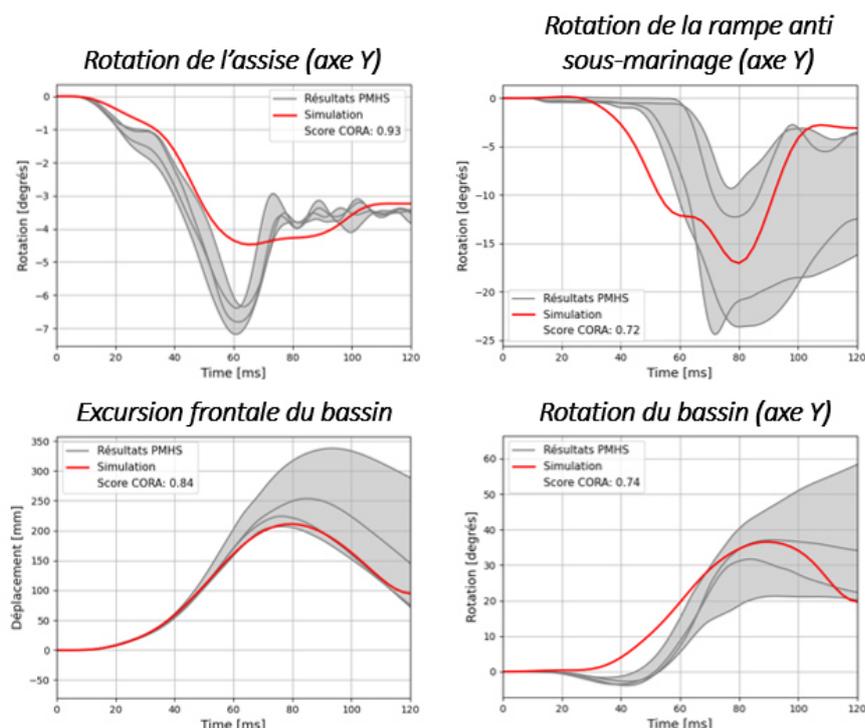


Figure 38 : Réponse du modèle par rapport aux essais de Uriot et al. (2015a) en configuration avant. Les courbes grises et rouges représentent respectivement les résultats des essais et de la simulation.

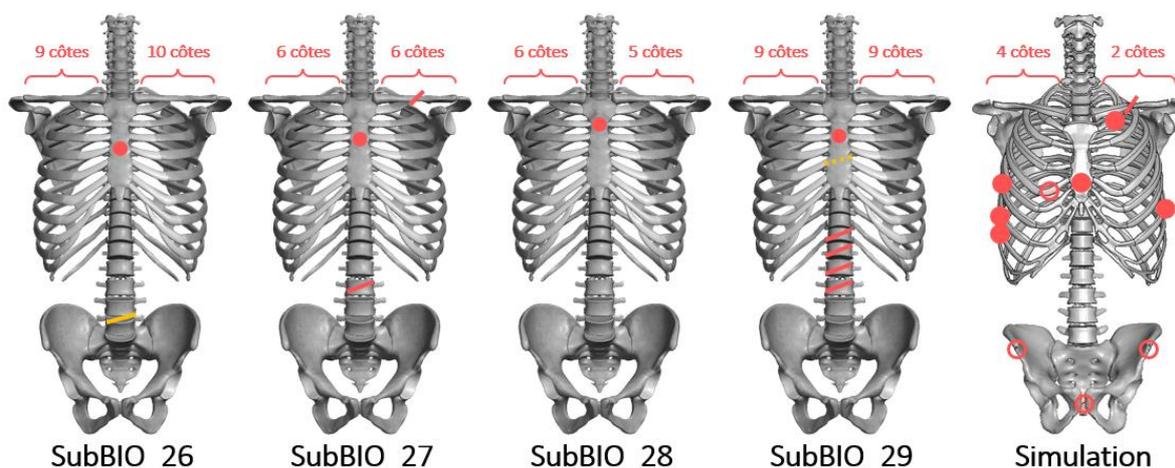


Figure 39 : Fractures osseuses observées en configuration de siège avant (Uriot et al. 2015a). Dans les essais de Uriot et al. (2015a), seul le nombre de côtes fracturées de chaque côté est indiqué sans préciser le numéro de la côte. Les fractures osseuses sont représentées en rouge tandis que les lésions du disque intervertébral sont indiquées en jaune.

Tableau 2 : Résumé des lésions observées pour la configuration de siège avant (Uriot et al. 2015a).
Les lésions du thorax, des lombaires et du bassin correspondent à des fractures osseuses.

-	Thorax ^A	Lombaire	Bassin	Foie ^B
Sujets d'anatomie	⁴ / ₄ AIS4	³ / ₄ AIS2	-	² / ₄ AIS2 ; ¹ / ₄ AIS5
Simulation	AIS3	-	AIS2	15% AIS2+

^A Les lésions thoraciques pour le modèle numérique sont estimées à partir du nombre de côtes fracturées

^B Les lésions du foie pour le modèle numérique sont estimées à partir de la densité d'énergie de déformation

4.2. Essais en configuration de siège arrière

La configuration de siège arrière d'Uriot et al. (2015a), a ensuite été simulée. Lors des essais, quatre sujets ont été testés en configuration de siège arrière, avec un angle bassin de 64.2±9.8 degrés. Le modèle a été repositionné via le logiciel Piper afin d'obtenir un angle bassin de 64 degrés par rapport à l'horizontale. Le modèle d'occupant repositionné a ensuite été assis sur le siège articulé, puis soumis à un choc frontal à 50 km/h. En configuration arrière, l'assise et la rampe anti-sous-marinage étaient orientées respectivement de 15 et 12 degrés par rapport à l'horizontale, tandis que le dossier du siège était conservé à 22 degrés par rapport à la verticale. Après positionnement, le centre de hanche (Point H) des sujets était situé à 51±14.0mm en amont et 134±9.6mm au-dessus du centre de rotation de l'assise. Pour le modèle numérique, les valeurs correspondantes étaient respectivement de 50 et 136mm. De manière similaire à la configuration de siège avant, l'occupant était retenu par un repose-pied et une ceinture à 4 points équipée d'un limiteur effort de 5kN pour la ceinture bassin et d'un limiteur d'effort de 7kN pour la ceinture thoracique. Suite aux premières simulations, des différences de position initiale et de comportement de la ceinture bassin ont été observées entre le modèle et les essais. Ces écarts ont été attribués aux différences d'anthropométries entre le modèle numérique et les sujets. Lors des essais, un angle initial de 51±1.8 degrés a été enregistré pour la ceinture bassin et cette dernière était en contact avec l'abdomen des sujets (Figure 40A). Lorsque la ceinture était positionnée à 51 degrés avec le modèle GHBMC initial, cette dernière se trouvait sur les cuisses et non en contact avec l'abdomen (Figure 40B). Ces différences de position engendraient une chute des efforts ceinture au début de la simulation, traduisant un glissement de la ceinture pelvienne le long des cuisses avant d'atteindre le bassin (Figure 42). L'anthropométrie du modèle a donc été modifiée via le logiciel LS-PrePost en se basant sur les vidéos des essais. Les modifications anthropométriques ont consisté à augmenter la circonférence de l'abdomen en modifiant la surface de la peau par extrusion et en lissant les éléments solides voisins. À la suite de ces modifications, la ceinture pelvienne a été positionnée à 48 degrés par rapport à l'horizontale. Une illustration de ces modifications est présentée en Figure 40B.

La Figure 41 illustre la cinématique de l'occupant entre essais et simulation. Tous les sujets ont sous-mariné dans ces conditions de test, entre 72ms et 84ms. Le sous-marinage de l'occupant a également été observé pour le modèle numérique, vers 70-75-ms. Les différentes réponses analysées sont détaillées en Annexe 5 et résumées en Figure 42.

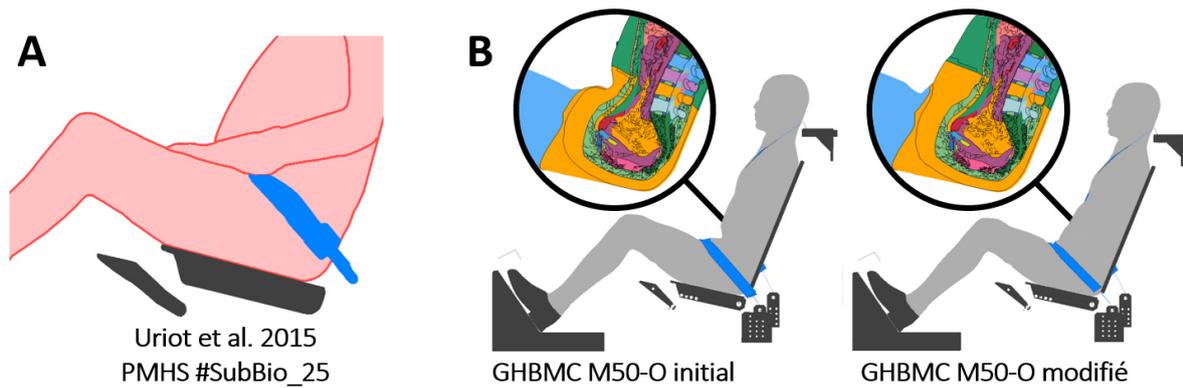


Figure 40 : Position initiale de l'occupant pour la configuration de siège arrière d'Uriot et al. (2015a)
 A : Position initiale d'un sujet d'anatomie ; B : Position initiale pour le modèle initial (gauche) et modifié (droite)

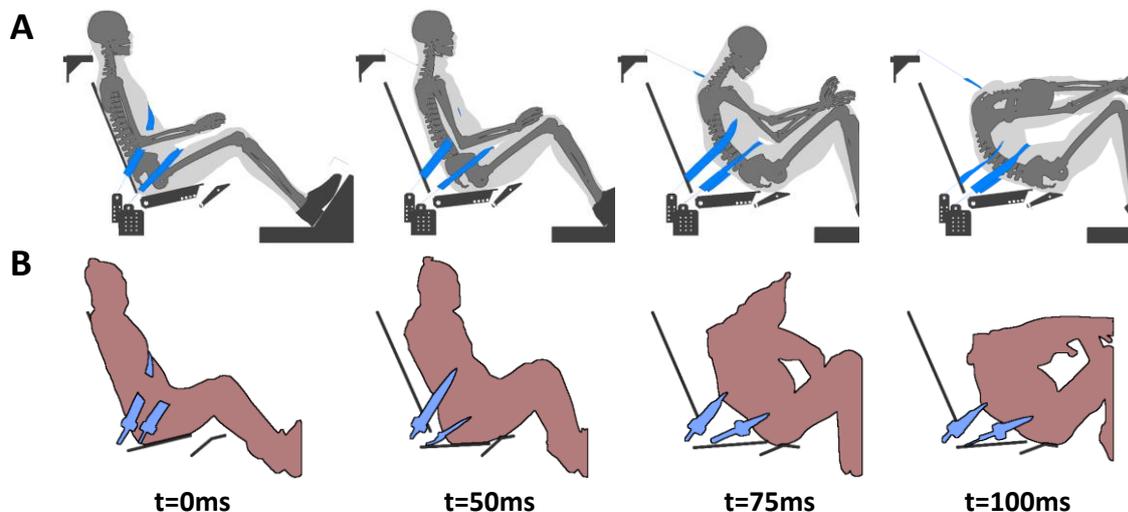


Figure 41 : Cinématique de l'occupant sur le siège articulé, en configuration de siège arrière
 A : Modèle numérique ; B : Essai sur sujet d'anatomie (Uriot et al. 2015, #SubBIO_24)

De multiples côtes fracturées (de 12 à 16) ont été observées dans les essais, ainsi que des fractures du sternum pour tous les sujets, une fracture de la clavicule gauche pour un des sujets, des fractures du rachis lombaire pour trois des sujets, et des fractures du bassin au niveau des épines iliaques antérosupérieures pour les quatre sujets (Figure 43). Le modèle numérique présentait, quant à lui, des fractures de côtes (19 côtes fracturées), du sternum, de la clavicule gauche ainsi que des fractures du bassin (Figure 43). En termes de localisation des fractures, le modèle semble en accord avec les essais, avec davantage de côtes fracturées du côté droit (3 sujets sur 4) et des fractures de l'aile iliaque gauche (3 sujets sur 4).

Le Tableau 3 résume les différentes lésions observées pour les essais et pour le modèle numérique. Ce tableau inclut la sévérité des lésions correspondant aux différentes fractures relevées, ainsi que les lésions des tissus mous. Les principales différences concernent les fractures de la colonne lombaire, avec deux sujets présentant des lésions modérées tandis qu'aucune lésion lombaire n'a été prédite par le modèle.

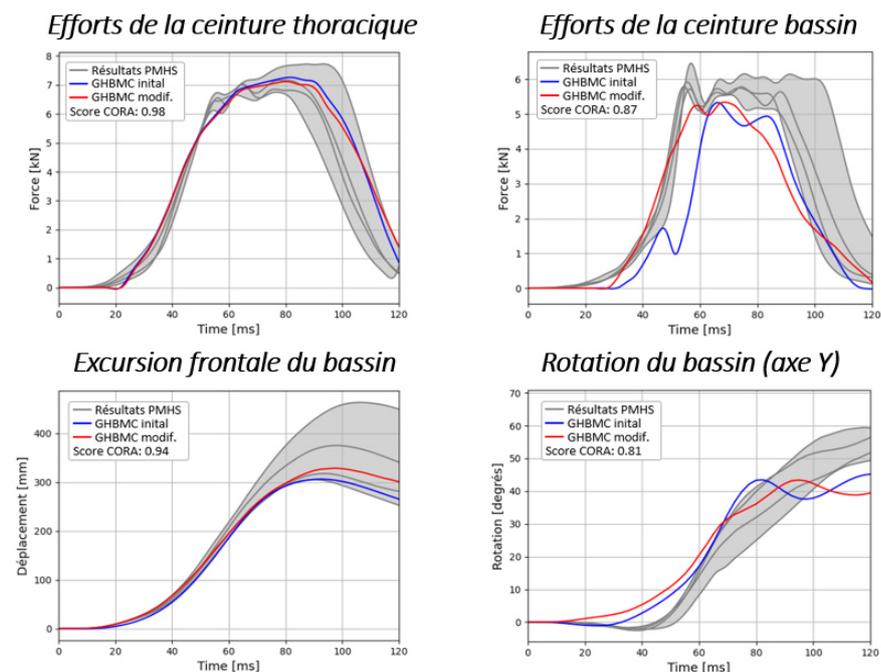


Figure 42 : Réponse du modèle par rapport aux essais de Uriot et al. (2015a) en configuration arrière. Les courbes grises, bleues et rouges représentent respectivement les résultats des essais, du modèle GHBMC initial et modifié. Les modifications du modèle sont illustrées Figure 10.

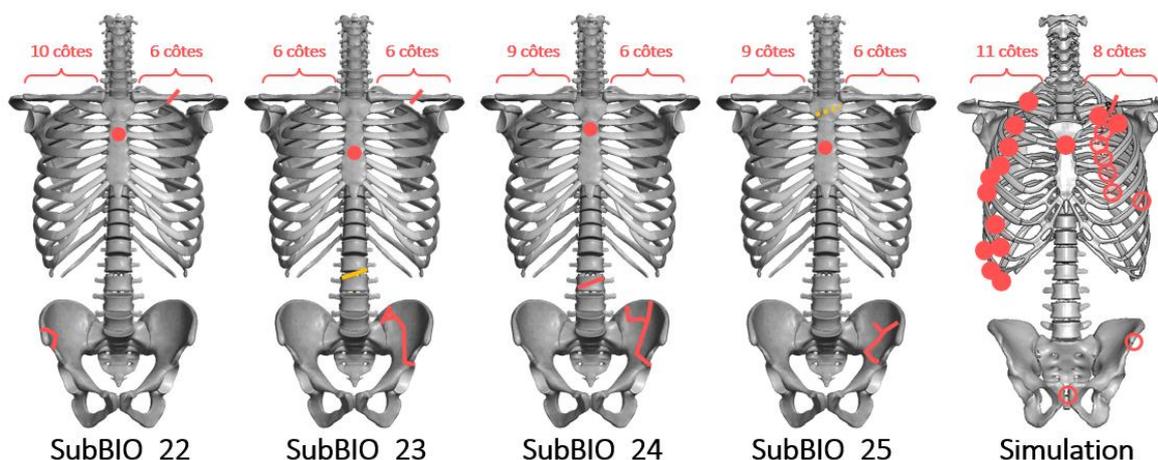


Figure 43 : Fractures osseuses observées en configuration de siège arrière (Uriot et al. 2015a). Dans les essais de Uriot et al. (2015a), seul le nombre de côtes fracturées de chaque côté est indiqué sans préciser le numéro de la côte. Les fractures osseuses sont représentées en rouge tandis que les lésions du disque intervertébral sont indiquées en jaune.

Dans l’ensemble, la réponse du modèle semble proche de celles des sujets des essais aussi bien pour la configuration de siège avant que de siège arrière (scores CORA supérieurs à 0.7, tendances de sous-marinage, fractures). Pour les deux configurations, des principales différences concernent les fractures lombaires, qui n’ont été introduites que récemment dans le modèle GHBMC et dont la validité pour le modèle de 75 ans est basée sur peu d’échantillons et pourrait être surestimée. Le modèle prédit également un risque accru de lésion abdominale lorsque l’occupant sous-marine, ce qui est en accord avec les données de la littérature (Thorbole, 2015) malgré le fait que dans les essais d’Uriot et al. (2015a) des lésions abdominales ont été observées sur plus de sujets en configuration avant (sans sous-marinage, $\frac{2}{4}$ AIS2 et $\frac{1}{4}$ AIS5) qu’arrière (avec sous-marinage, $\frac{1}{4}$ AIS4).

Tableau 3 : Résumé des lésions observées pour la configuration de siège arrière (Uriot et al. 2015a). Les lésions du thorax, des lombaires et du bassin correspondent à des fractures osseuses.

-	Thorax ^A	Lombaire	Bassin	Foie ^B
Sujets d'anatomie	⁴ / ₄ AIS4	² / ₄ AIS2	⁴ / ₄ AIS2	¹ / ₄ AIS4
Simulation	AIS4	-	AIS2	62% AIS2+

^A Les lésions thoraciques pour le modèle numérique sont estimées à partir du nombre de côtes fracturées

^B Les lésions du foie pour le modèle numérique sont estimées à partir de la densité d'énergie de déformation

5. Évaluation du modèle en position inclinée

La réponse du modèle GHMCM M50-O a été comparée aux premiers essais publiés sur sujets d'anatomie en position inclinée (essais de Richardson et al. 2020a, et Zaseck et al. 2021).

5.1. Essais de Richardson et al. (2020c)

Pour Richardson et al. (2020c), cinq sujets positionnés sur le siège articulé avec un dossier incliné à 50 degrés ont été testés. Le modèle d'occupant a abord été repositionné via le logiciel Piper. Ceci a permis de positionner le bassin, la vertèbre L3, la vertèbre L1, la vertèbre T11, la vertèbre T8, et la vertèbre T1 respectivement à 67, 56, 57, 54, 36, et 8 degrés par rapport à l'horizontale. Lors des essais, les valeurs correspondantes étaient de 68.4±6.7, 54.8±2.9, 57.3±3.8, 49.4±4.8, 36.4±4.5, et 0.2±8.5 degrés. Après le positionnement, la densité des matériaux correspondant à la chair a été réduite pour se rapprocher de la masse moyenne des sujets des essais (70.9±7.1kg). Le modèle n'a pas été redimensionné, car il correspondait déjà à la stature moyenne des sujets (177.8±4.2cm). Le modèle d'occupant repositionné a ensuite été installé sur le siège articulé, avec l'assise et la rampe anti-sous-marinage inclinées respectivement de 15 et 32 degrés par rapport à l'horizontale, et le dossier incliné de 50 degrés par rapport à la verticale. Lors des essais, le centre de hanche des sujets était positionné 113±12mm en avant et 180±5mm au-dessus de l'origine du siège. Les valeurs correspondantes pour le modèle numérique étaient de 114 et 167mm. La retenue de l'occupant consistait en une ceinture à trois points, équipée d'un limiteur d'effort de 3.5kN sur la ceinture thoracique. La ceinture était également équipée de deux prétensionneurs pour la ceinture bassin et d'un prétensionneur pour la ceinture diagonale. Les temps d'activation étaient réglés à 3, 10 et 10 ms respectivement pour les prétensionneurs de la boucle, de la ceinture bassin extérieure et de la ceinture thoracique. Lors des essais, la ceinture pelvienne avait un angle initial de 67.2±5.4 degrés, et était initialement positionnée 89.0±27.9mm en amont et 36.5±16.6mm au-dessus des épines iliaques antérosupérieures des sujets. Dans le modèle numérique, la ceinture avait un angle initial de 66.5 degrés, et était positionnée 94mm en amont et 44mm au-dessus des épines iliaques.

La Figure 44 compare les cinématiques obtenues en essais et en simulation. Le sous-marinage de l'occupant a été évité pour quatre sujets sur cinq, et il n'a pas été observé pour le modèle numérique. Les différentes réponses analysées sont détaillées en Annexe 6 et résumées Figure 45. Dans l'ensemble, la cinématique du modèle et les interactions de l'occupant avec les systèmes de retenue semblent correspondre aux tendances expérimentales (scores CORA supérieurs à 0.7). Des écarts peuvent cependant être observés notamment concernant la rotation du bassin et du rachis lors de la phase de rebond (après 80ms).

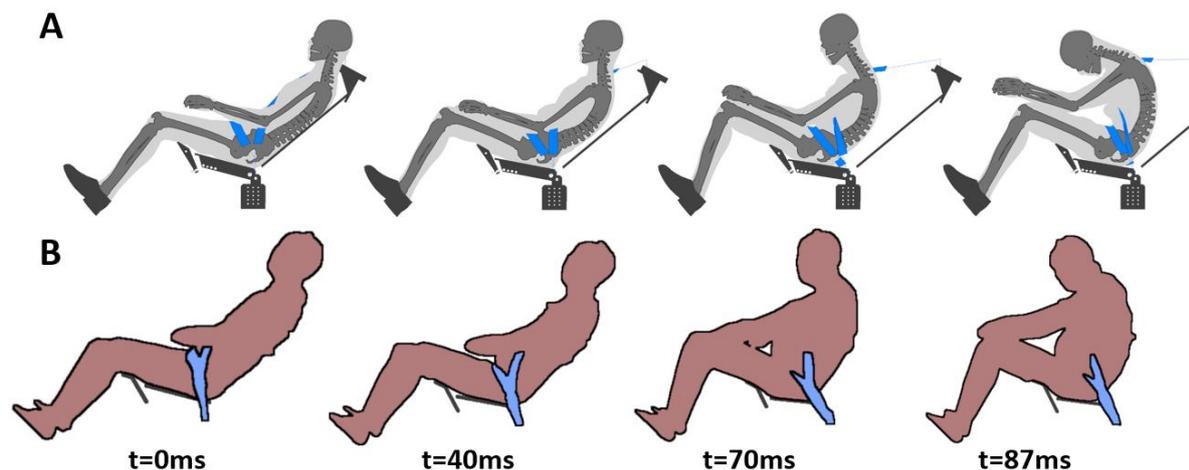


Figure 44 : Cinématique de l'occupant en position inclinée
 A : Modèle numérique ; B : Essai sur sujet d'anatomie (Richardson et al. 2019, #529)

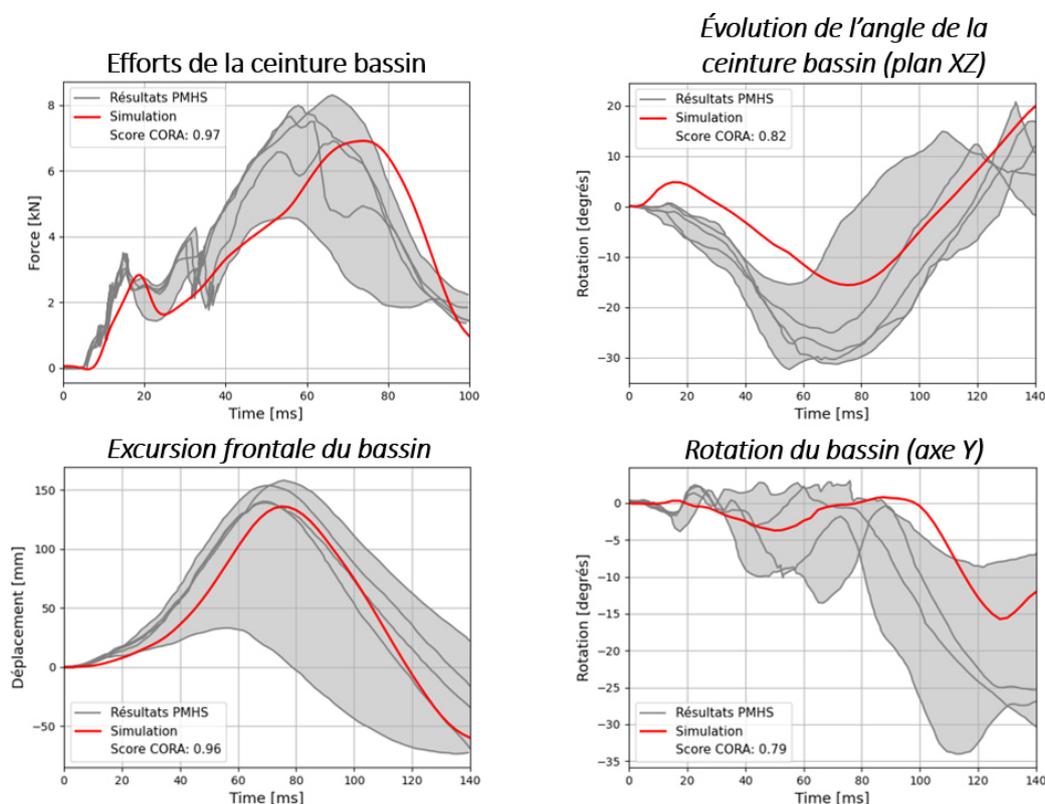


Figure 45 : Réponse du modèle par rapport aux essais de Richardson et al. (2020c)
 Les courbes grises et rouges représentent respectivement les résultats des essais et de la simulation

Concernant les fractures osseuses, de multiples fractures de côtes ont été observées dans les essais sur sujets d'anatomie (de 0 à 22), ainsi que des fractures du sternum (tous les sujets), des fractures de la vertèbre L1 (3 sujets sur 5), des fractures du bassin au niveau des épines iliaques antérosupérieures (2 sujets sur 5) et du sacrum (4 sujets sur 5) (Figure 46). Le modèle, quant à lui, présentait des fractures costales (2 côtes fracturées), ainsi que des fractures du sternum, et du bassin (épines iliaques antérosupérieures et sacrum) (Figure 46). En termes de localisation, aucune tendance claire ne semble pouvoir être identifiée concernant la latéralité des fractures de côtes.

Par ailleurs, dans l'étude de Richardson et al. (2020c), les auteurs soulignent que la disparité du nombre de fractures costales peut être expliquée par des différences de minéralisation osseuse, avec uniquement 1 et 0 fractures des côtes observées respectivement pour les essais #S0530 et #S0532 (sujets ayant la densité minérale osseuse la plus élevée). Les essais #S0529 et #S0531 correspondant aux sujets ayant la plus faible densité minérale osseuse ont induit respectivement 18 et 11 côtes fracturées. L'âge du modèle GHBM n'est pas clair et pourrait dépendre de la région anatomique, mais pour la région thoracique, le modèle semble représenter davantage des sujets jeunes, avec une densité minérale osseuse élevée.

Le Tableau 4 résume les différentes lésions observées pour les essais et pour le modèle numérique. Ce tableau inclut la sévérité des lésions correspondant aux différentes fractures relevées, ainsi que les lésions des tissus mous. Les principales différences concernent les fractures de la colonne lombaire, avec trois sujets présentant des lésions modérées tandis qu'aucune lésion lombaire n'a été prédite par le modèle.

5.2. Essais de Zaseck et al. (2021)

Des essais en position inclinée sont en cours de réalisation à l'Université de Michigan (Zaseck et al. 2021). Ces essais incluent deux positions d'occupant (une nominale et une inclinée) et deux profils de décélération (choc frontal à 32 et 56km/h). Pour chaque configuration, trois sujets sont testés. A l'heure actuelle, seuls les essais à 32 km/h ont été réalisés. Les résultats sont disponibles sur le site de la National Highway Traffic Safety Administration (NHSTA, 2021).

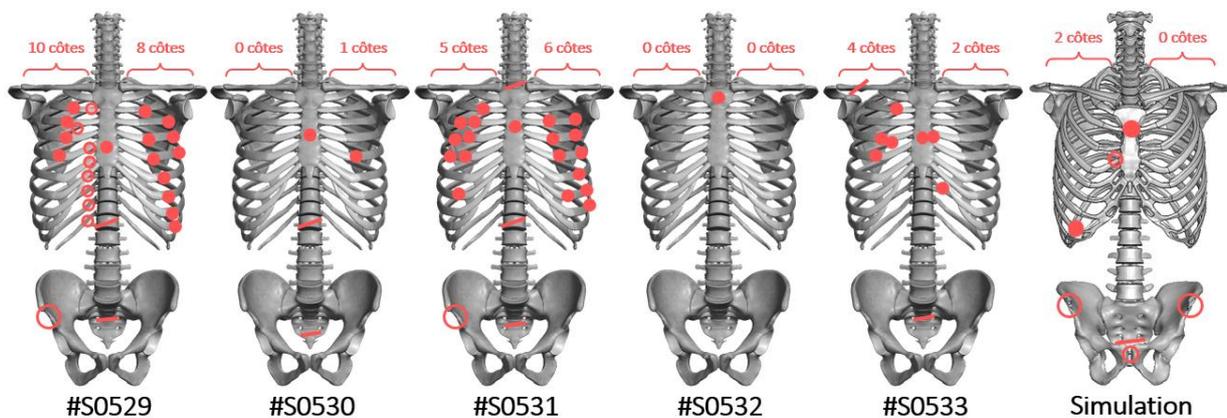


Figure 46 : Fractures osseuses observées en configuration de siège inclinée (Richardson et al. 2020c). Les fractures osseuses sont représentées en rouge.

Tableau 4 : Résumé des lésions observées pour la configuration de siège inclinée (Richardson et al. 2020a). Les lésions du thorax, des lombaires et du bassin correspondent à des fractures osseuses.

	Thorax ^A	Lombaire	Bassin	Foie ^B
Sujets d'anatomie	2/5 AIS4, 1/5 AIS3, 2/5 AIS2	3/5 AIS2	4/5 AIS2	-
Simulation	AIS2	-	AIS2	<5% AIS2+

^A Les lésions thoraciques pour le modèle numérique sont estimées à partir du nombre de côtes fracturées

^B Les lésions du foie pour le modèle numérique sont estimées à partir de la densité d'énergie de déformation

Dans un premier temps, la configuration nominale a été simulée numériquement. Pour ce faire, le modèle d'occupant a tout d'abord été mis à l'échelle de manière isotrope (facteur de 0.97) pour correspondre à la stature moyenne des sujets (170.2 ± 4.0 cm). Le modèle a également été repositionné via le logiciel PIPER afin d'abaisser les membres supérieurs, et modifier la courbure vertébrale. Cette étape a permis d'obtenir des angles bassin, thorax et tête respectivement de 63.9, 15.5, et 5.4 degrés. Ces angles posturaux étaient respectivement de 63.6 ± 6.2 , 15.6 ± 3.7 , et 5.9 ± 3.3 dans les essais. À la suite du positionnement, la densité des matériaux correspondant à la chair a été réduite pour se rapprocher de la masse moyenne des sujets des essais (70.6 ± 6.3 kg). Le modèle numérique repositionné a ensuite été installé sur le siège articulé, avec l'assise et la rampe anti-sous-marinage inclinées respectivement de 15 et 32 degrés par rapport à l'horizontale, et le dossier incliné à 25 degrés par rapport à la verticale. L'occupant était retenu par une ceinture à 3 points, équipé d'un prétensionneur et d'un limiteur d'effort de 3.5kN pour la ceinture thoracique.

La Figure 47 compare les cinématiques obtenues en essais et en simulation en position nominale. L'occurrence du sous-marinage n'est pas précisée dans les rapports d'essai et est difficile à évaluer en se basant sur les vidéos des essais. Le modèle numérique n'a pas sous-mariné. Les différents résultats analysés sont détaillés en Annexe 7 et résumés Figure 48. Ces derniers se sont limités à l'analyse cinématique de l'occupant et de la déformation du siège articulé, et révèlent une bonne correspondance de la cinématique de l'occupant avec les essais malgré des écarts concernant la déformation du siège (retard dans la rotation de l'assise, décalage temporel du déchargement de la rampe anti-sous-marinage) (Annexe 7).

Concernant les fractures osseuses, de multiples côtes fracturées (de 7 à 10) ont été observées dans les essais, ainsi que des fractures du rachis thoracique (1 sujet sur 3), du sternum (2 sujets sur 3), et du coccyx (1 sujet sur 3) (Figure 49). Le modèle, quant à lui, présentait des fractures costales (1 côte fracturée), du sternum, et du bassin (épine iliaque antérosupérieure et coccyx) (Figure 49).

Le Tableau 5 résume les différentes lésions observées pour les essais et pour le modèle numérique. Ce tableau inclut la sévérité des lésions correspondant aux différentes fractures relevées, ainsi que les lésions des tissus mous. Les lésions prédites par le modèle numérique semblent cohérentes avec les essais, malgré une sous-estimation des lésions thoraciques.

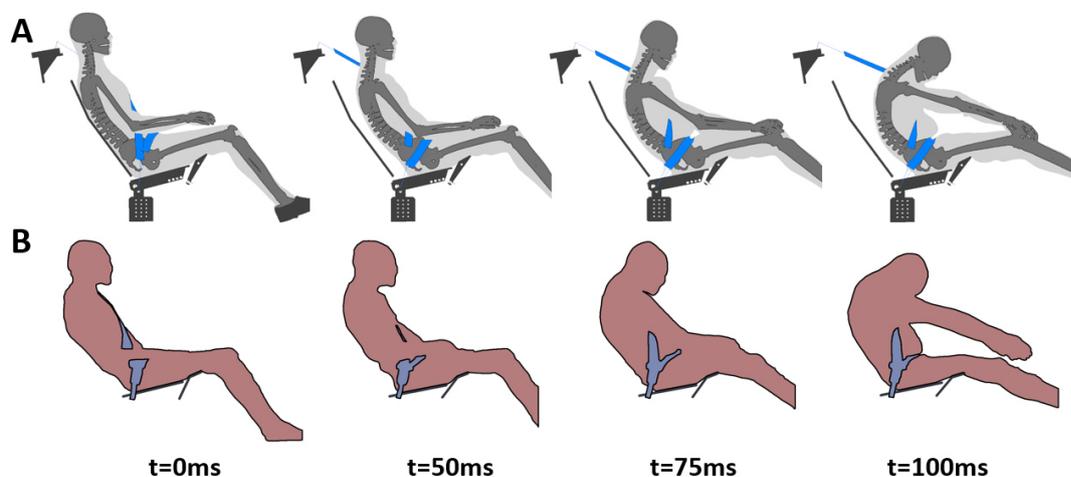


Figure 47 : Cinématique de l'occupant en position standard
 A : Modèle numérique ; B : Essai sur sujet d'anatomie (Zaseck et al. 2021, #13119)

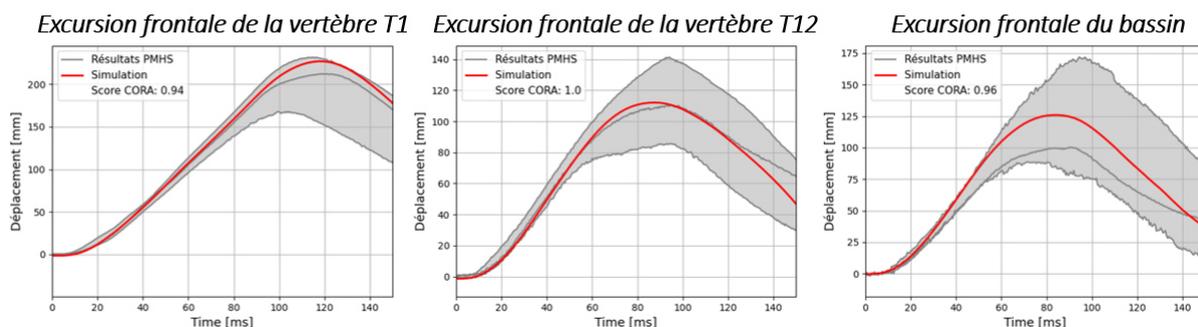


Figure 48 : Réponse du modèle par rapport aux essais de Zaseck et al. (2021) en position nominale. Les courbes grises et rouges représentent respectivement les résultats des essais et de la simulation.

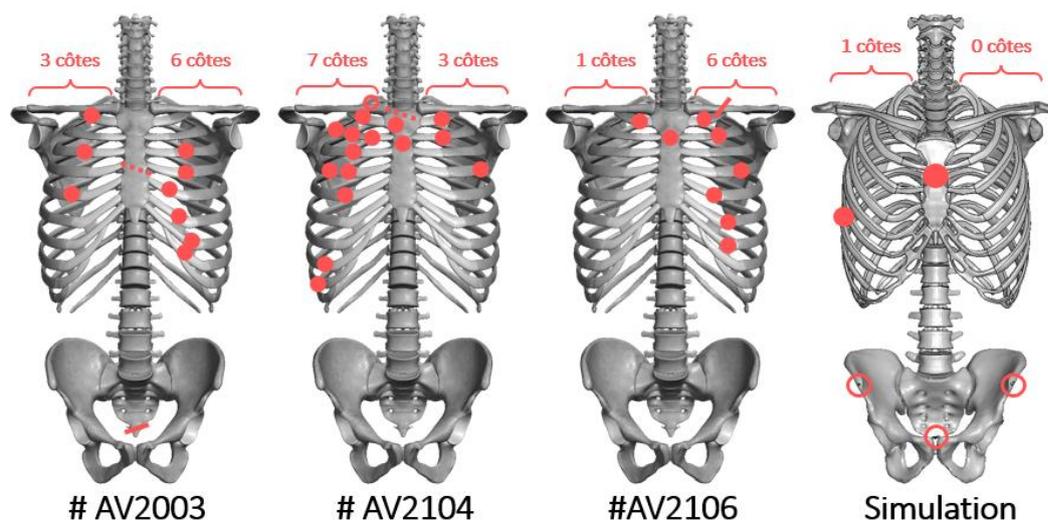


Figure 49 : Fractures osseuses observées en configuration de siège nominale (Zaseck et al. 2021). Les fractures osseuses sont représentées en rouge.

Tableau 5 : Résumé des lésions observées pour la configuration de siège nominale (Zaseck et al. 2021). Les lésions du thorax, des lombaires et du bassin correspondent à des fractures osseuses.

	Thorax ^A	Lombaire	Bassin	Foie ^B
Sujets d'anatomie	2/3 AIS4, 1/3 AIS3	-	1/3 AIS2	-
Simulation	AIS2	-	AIS2	<5% AIS2+

^A Les lésions thoraciques pour le modèle numérique sont estimées à partir du nombre de côtes fracturées

^B Les lésions du foie pour le modèle numérique sont estimées à partir de la densité d'énergie de déformation

La configuration de siège inclinée réalisée par Zaseck et al. (2021) a ensuite été simulée. Pour cette position d'occupant, seulement deux sujets ont été testés pour le moment. Concernant la simulation numérique, le modèle d'occupant a tout d'abord été mis à échelle de manière isotrope (facteur de 0.99) afin de se rapprocher de la stature moyenne des sujets (172.3±3.7cm). Le modèle a ensuite été repositionné via le logiciel Piper afin de d'obtenir des angles bassin, thorax et tête respectivement de 66.5, 35.6, et 25.0 degrés. Dans les essais, les angles posturaux correspondants étaient de 66, 35.2±2.1, 25.0±2.4 degrés. Le modèle numérique repositionné a ensuite été assis sur le siège articulé, avec l'assise et la rampe anti-sous-marinage inclinées respectivement de 15 et 32 degrés par rapport à l'horizontale, et le dossier incliné à 50 degrés par rapport à la verticale. La retenue de l'occupant était similaire à la configuration nominale, à savoir une ceinture à 3 points équipée d'un prétensionneur et d'un limiteur pour la ceinture thoracique.

La Figure 50 compare les cinématiques des essais et de la simulation en position inclinée. L'occurrence du sous-marinage pour les deux sujets testés dans ces conditions n'est pas précisée dans les rapports d'essais et n'est pas claire en se basant sur les vidéos. Le modèle numérique n'a pas sous-mariné. Les différents résultats analysés pour cette configuration sont détaillés en Annexe 8 et résumés Figure 51. On peut observer les mêmes tendances que pour la configuration nominale, à savoir une correspondance de la cinématique de l'occupant avec les essais malgré des écarts concernant la déformation du siège.

Concernant les fractures osseuses, de multiples côtes fracturées (de 13 à 15) ont été observées dans les essais, ainsi que des fractures du rachis thoracique (2 sujets sur 2), du sternum (1 sujet sur 2), et du sacrum (1 sujet sur 2) (Figure 52). Le modèle, quant à lui, présentait des fractures de côtes (6 côtes fracturées), du sternum, ainsi que des fractures du bassin (épinos iliaques antérosupérieures et sacrum) (Figure 52).

Le Tableau 6 résume les différentes lésions observées pour les essais et pour le modèle numérique. Ce tableau inclut la sévérité des lésions correspondant aux différentes fractures relevées, ainsi que les lésions des tissus mous. Les lésions prédites par le modèle numérique semblent cohérentes avec les essais, malgré une sous-estimation des lésions thoraciques. Par ailleurs, des écarts concernant les lésions du rachis thoracique sont notables, avec des fractures vertébrales pour les deux sujets qui ne sont pas prédites par le modèle.

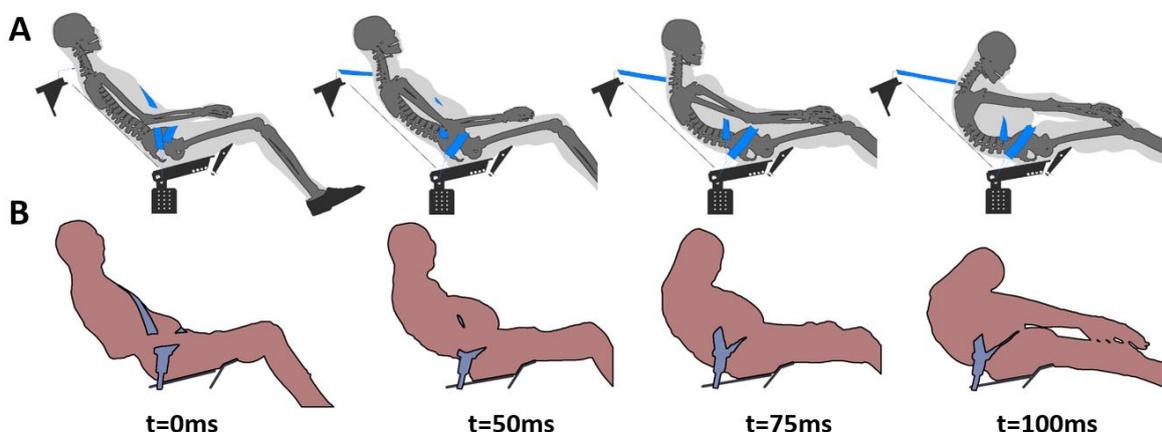


Figure 50 : Cinématique de l'occupant en position inclinée
 A : Modèle numérique ; B : Essai sur sujet d'anatomie (Zaseck et al. 2021, #12795)

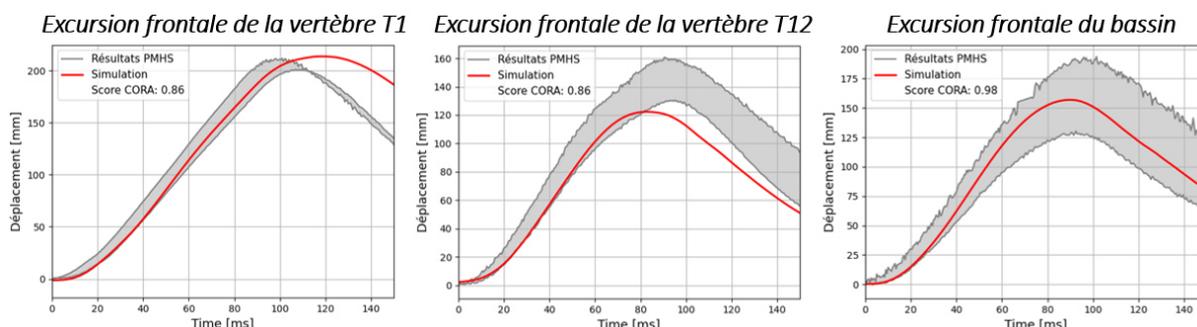


Figure 51 : Réponse du modèle par rapport aux essais de Zaseck et al. (2021) en position inclinée.
 Les courbes grises et rouges représentent respectivement les résultats des essais et de la simulation.

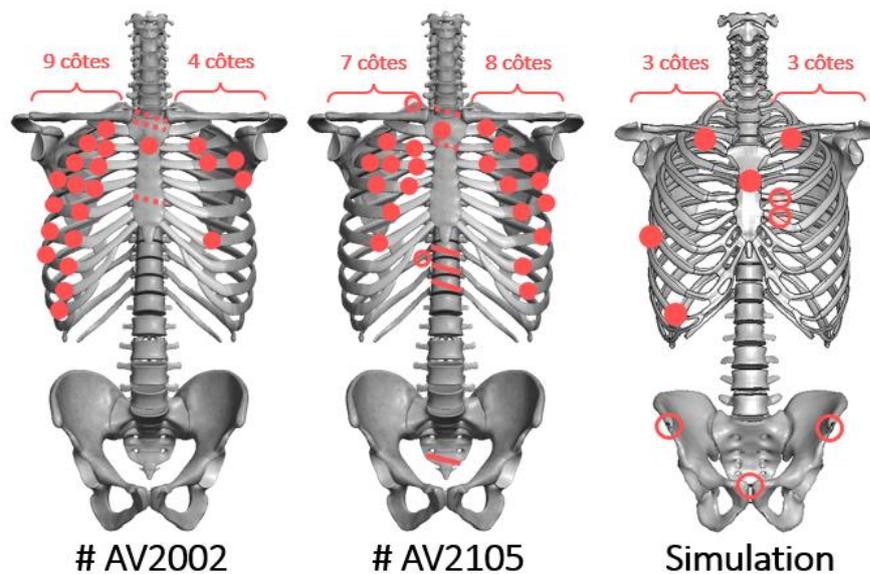


Figure 52 : Fractures osseuses observées en configuration de siège inclinée (Zaseck et al. 2021). Les fractures osseuses sont représentées en rouge.

Tableau 6 : Résumé des lésions observées pour la configuration de siège inclinée (Zaseck et al. 2021). Les lésions du thorax, des lombaires et du bassin correspondent à des fractures osseuses.

-	Thorax ^A	Lombaire	Bassin	Foie ^B
Sujets d'anatomie	2/2 AIS4	-	1/2 AIS2	-
Simulation	AIS3	-	AIS2	<5% AIS2+

^A Les lésions thoraciques pour le modèle numérique sont estimées à partir du nombre de côtes fracturées

^B Les lésions du foie pour le modèle numérique sont estimées à partir de la densité d'énergie de déformation

Globalement, les premiers résultats numériques concernant les essais de Zaseck et al. (2021) semblent prometteurs. Ces essais de validation seront néanmoins raffinés lorsque de nouveaux essais seront réalisés par l'Université de Michigan et lors de la publication des résultats détaillés.

6. Discussion et conclusions

Au travers des différentes simulations de validation effectuées, il apparaît que les modèles humains numériques semblent être un outil pertinent afin d'évaluer la réponse de l'occupant lors de choc frontal en position inclinée, en particulier en ce qui concerne la cinématique, les interactions avec les moyens de retenue et l'occurrence de sous-marinage. C'est le cas en particulier pour les essais sur sujets d'anatomie en position standard (i.e. dossier incliné à une vingtaine de degrés). Les premières simulations en position inclinée sont encourageantes, avec notamment une cinématique de l'occupant et les interactions avec les systèmes de retenue en accord avec les données expérimentales. Toutefois, la limite de sous marinage ne peut être établie à partir de ces essais puisque le sous marinage n'a pas été clairement observé dans les essais de Richardson et al. (2020a) et les premiers résultats de Zaseck et al. (2021).

Les principaux écarts concernent des différences entre les fractures observées dans les essais physiques et celles prédites par le modèle numérique, à la fois des configurations de siège standard ou inclinées. Le modèle numérique semble en effet globalement sous-estimer le risque de fracture, mais conserve les tendances observées lors des essais. Par exemple, un risque accru de fracture de côte est observé lors de sous-marinage de l'occupant ou en position inclinée qui est cohérent avec les résultats de Uriot et al. (2015a) et de Zaseck et al. (2021). Ces différences poussent à s'interroger sur la correspondance entre modèle et sujets d'anatomies. En effet, les sujets testés lors des essais charriot sont généralement âgés (ex : 82 ± 10 ans dans les essais de Uriot et al. 2015a), et présentent donc un risque de fracture accru par rapport à des sujets jeunes. L'âge de la version actuelle n'est pas clair et pourrait dépendre de la région anatomique. Pour la colonne lombaire, le modèle utilisé inclut des propriétés matériaux correspondant à un sujet de 75 ans. Cependant, comme détaillé précédemment, la tolérance utilisée pour cet âge est basée sur peu d'échantillon et pourrait être surestimée (sous-estimant donc le risque de fracture vertébrale).

Concernant les critères lésionnels étudiés, ces derniers semblent également en accord avec les essais. Par exemple, le modèle prédit un risque de lésion abdominale non négligeable uniquement pour les essais de Uriot et al. (2015a) (risque AIS2+ de 15 et 62% respectivement pour la configuration avant et arrière), qui sont les seuls essais étudiés où des lésions abdominales ont été observées. Les tendances observées pour la compression antéropostérieure semblent en accord avec le nombre de fractures costales observées (ex : le sous-marinage augmente à la fois la compression et le nombre de fracture de côte).

Ces performances et leurs limites seront à considérer tout au long de l'étude quand des modèles sont utilisés. Le fait qu'aucune modification du modèle (au-delà d'ajustements posturaux et anthropométriques) n'a été nécessaire pour s'approcher des réponses expérimentales bien que les conditions simulées ne fassent pas partie des données utilisées lors du développement semble très encourageant quant aux capacités du modèle pour explorer de nouvelles configurations. Toutefois, à terme, de nouveaux essais en position inclinée seront nécessaires afin d'affiner la validité des modèles humains et d'en particulier mieux cerner le phénomène de sous-marinage et les lésions en configuration semi-allongée. Les essais planifiés par le consortium ENOP, incluant des configurations avec un angle d'assise de 15 à 40 degrés couplés à un angle du dossier de 22 à 60 degrés, pourraient notamment permettre de vérifier la réponse des modèles numériques lors de modification de l'angle d'assise.

Chapitre 3

Étude exploratoire par simulation numérique des risques associés à de nouvelles configurations d’habitacle

Ce chapitre résume les premiers travaux de simulation réalisés pour évaluer le risque encouru par les occupants de véhicules hautement automatisés lors de choc automobile. Il inclut notamment des évaluations des risques dans des configurations de siège pivoté ou incliné.

Sommaire

1.	EFFET DU PIVOTEMENT DU SIÈGE SUR LA RÉPONSE DE L’OCCUPANT LORS DE COLLISION FRONTALE.....	68
1.1.	<i>Introduction.....</i>	68
1.2.	<i>Méthodes</i>	68
1.3.	<i>Résultats.....</i>	73
1.3.1.	Évaluation du risque lésionnel pour des positions de travail	73
1.3.2.	Évaluation du risque lésionnel pour des configurations de siège pivoté	74
1.3.3.	Adaptation des systèmes de retenue pour des configurations de siège pivoté.....	76
1.4.	<i>Discussion et conclusions.....</i>	78
2.	EFFET DE L’INCLINAISON DU DOSSIER SUR LA RÉPONSE DE L’OCCUPANT LORS DE COLLISION FRONTALE.....	80
2.1.	<i>Introduction.....</i>	80
2.2.	<i>Réponse de l’occupant en position inclinée.....</i>	81
2.2.1.	Méthodes	81
2.2.2.	Résultats.....	83
2.3.	<i>Réponse de l’occupant en position fortement inclinée.....</i>	90
2.3.1.	Méthodes	90
2.3.2.	Résultats.....	91
2.4.	<i>Discussion et conclusion</i>	95
3.	DISCUSSION ET CONCLUSIONS.....	97

1. Effet du pivotement du siège sur la réponse de l'occupant lors de collision frontale

Les résultats présentés dans cette section ont fait l'objet d'une publication scientifique dans une conférence internationale avec un comité de lecture. Elle est publiée sous forme d'un SAE Technical Paper.

Grébonval, C., Trosseille, X., Petit, P., Wang, X., and Beillas, P. 2020. The Effects of Small Seat Swiveling Angles on Occupant Responses during a Frontal Impact. SAE Technical Paper No. 2020-010571. DOI : 10.4271/2020-01-0571

1.1. Introduction

Les véhicules hautement automatisés (i.e. Niveau SAE 3 et plus) devraient permettre de libérer les conducteurs d'une partie ou de l'ensemble des tâches de conduite. Comme détaillé précédemment, les concepts actuels incluent notamment des sièges pivotés, et de tels arrangements semblent désirés pour des activités de travail (Yang et al. 2018). Plusieurs études (Kitagawa et al. 2017, Zhao et al. 2018) ont déjà amorcé l'étude des effets potentiels de ces nouvelles configurations sur la cinématique de l'occupant et sur l'efficacité des systèmes de retenue actuels, en utilisant notamment des modèles humains numériques. Ces études numériques se sont focalisées sur des grands angles de rotation (c.à.d. 30 degrés ou plus, sièges dos à la route), bien que l'apparition de telles configurations puisse être difficile à introduire du fait des dimensions des véhicules actuels et de la largeur des routes qui empêcherait le changement d'orientation avec un occupant assis (Levallois et al. 2019). Des faibles rotations du siège pourraient être plus faciles à introduire dans un premier temps tout en facilitant la réalisation de nouvelles activités telles que travailler ou converser (Fiorillo et al. 2019).

Les travaux réalisés présentés ici ont pour objectif d'étudier la sensibilité de la réponse des modèles humains numériques lors de chocs frontaux avec de faibles angles de rotation du siège. Pour ce faire, des angles de rotation allant jusqu'à 30 degrés ont été étudiées en combinaison avec trois positions d'occupant.

1.2. Méthodes

Le modèle de cockpit générique déjà présenté a été utilisé afin de réaliser ces simulations. L'environnement inclut le modèle de siège articulé, complété par une ceinture à 3 points et un airbag pré-gonflé. La ceinture est équipée de prétensionneurs au niveau de l'ancrage épaule et de l'ancrage bassin extérieur, avec des activations respectives à 18 et 25ms. La ceinture thoracique inclut également un limiteur d'effort de 3kN. La présence d'un repose-pied ou d'un appui-genou pour chaque angle de rotation est une question ouverte : on peut se demander s'il est possible de concevoir de tels dispositifs qui suivent le siège lors de sa rotation ? Pour ces premiers travaux, il a donc été décidé que l'environnement n'inclurait aucun des deux dispositifs. Le contact entre l'airbag et l'occupant a été modélisé en incluant toute la surface externe de l'occupant excepté les membres supérieurs. En effet, les membres supérieurs du modèle n'ont pas été abaissés pour ces positions et pénétraient ainsi l'airbag, empêchant leur inclusion dans le contact.

Les simulations réalisées se sont limitées à l'analyse de la réponse d'un occupant de taille et de corpulence correspondant au 50^{ème} percentile homme (modèle GHBMCM50-O). Trois postures d'occupant ont été étudiées, à savoir une proche de la position de conduite standard et deux plus proches d'une position de travail de bureau (Figure 53).

La première posture, appelée position *Baseline*, a été obtenue en asseyant par gravité le modèle GHBMCM50-O dans sa posture initiale sur le siège articulé dans sa configuration standard. Pour cette configuration, l'assise et le dossier du siège articulé étaient inclinés respectivement de 15 et 22 degrés.

La seconde posture, appelée *VAN driver*, vise à représenter un conducteur de fourgonnette. Cette posture a été choisie car elle semblait plus proche d'une position assise de bureau, c'est-à-dire avec une assise plus haute et un dossier plus redressé. Sur la base d'une estimation réalisée dans un véhicule Renault Trafic (Figure 5), cette posture a été obtenue en faisant pivoter le siège et l'occupant de la configuration de référence de 10 degrés autour de l'axe latéral. Pour cette configuration, l'assise et le dossier du siège étaient inclinés respectivement de 5 et 12 degrés, ce qui est proche des angles des chaises de bureau (Mandal, 1981). Les points d'ancrage de la ceinture bassin et du volant n'ont pas été pivotés mais repositionnés par translation à leurs emplacements approximatifs dans le Renault Trafic (Figure 54).

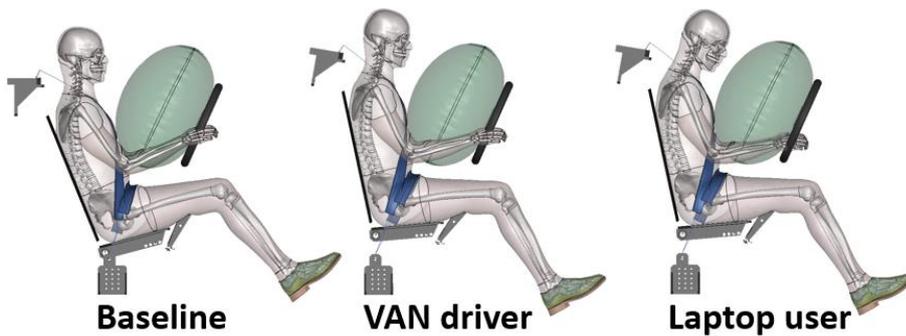


Figure 53 : Positions d'occupant étudiées pour des configurations de siège pivoté. La position *Baseline* correspond à une posture de conduite, tandis que les deux autres positions sont plus proches d'une posture de travail.



Figure 54 : Estimation de la posture d'un occupant dans un Renault Trafic. Le squelette et l'environnement du modèle *VAN driver* sont également représentés.

La troisième posture, appelée *Laptop user*, représente un utilisateur d'ordinateur portable dans un environnement de travail. Cette posture a été obtenue en modifiant la position *VAN driver* via le logiciel PIPER. En se basant sur les données de Sommerich et al. (2002), une posture cible représentant un utilisateur écrivant sur un ordinateur portable a été définie. Les modifications posturales se sont concentrées sur l'inclinaison tête/cou (l'occupant doit regarder vers le bas) et sur la position des membres supérieurs (baisser les membres supérieurs et rapprocher les mains). Pour cette position d'occupant, l'environnement correspondant à la position *VAN driver* a été conservé.

Afin de documenter les postures et faciliter d'éventuelles comparaisons avec d'autres études, la posture de l'occupant a été définie telle qu'illustrée Figure 55. Le Tableau 7 résume les principaux angles posturaux pour les trois positions d'occupant étudiées.

Pour les trois postures d'occupant, quatre angles de pivotement du siège (0, -10, -20 et -30 degrés) ont été étudiés. Le pivotement autour de l'axe vertical a été appliqué au siège, aux points d'ancrage ceinture, et à l'occupant. L'axe de rotation du siège a été arbitrairement positionné au centre du siège pour chaque position d'occupant (Figure 56).

Deux profils de décélération frontaux ont été utilisés (Figure 57). Le premier (Pulse #1) est basé sur des essais consommateurs US-NCAP, et correspond à la décélération d'un habitacle lors d'une collision frontale à 50km/h pour un véhicule de segment A. Ce profil a été utilisé pour des essais charriot (Uriot et al. 2015a, Richardson et al. 2020a) et des simulations (Gepner et al. 2019b). Ce choix paraît ainsi pertinent pour faciliter d'éventuelles comparaisons. Le second profil de décélération (Pulse #2) correspond à une collision frontale à 56 km/h pour un véhicule de segment B. Ce dernier est issu d'essais consommateurs EuroNCAP, et a été sélectionné afin de représenter des conditions de chargement plus sévères. Afin de limiter le nombre de simulations, le profil de décélération #1 n'a été utilisé que pour les conditions sans rotation du siège et pour une rotation de 30 degrés.

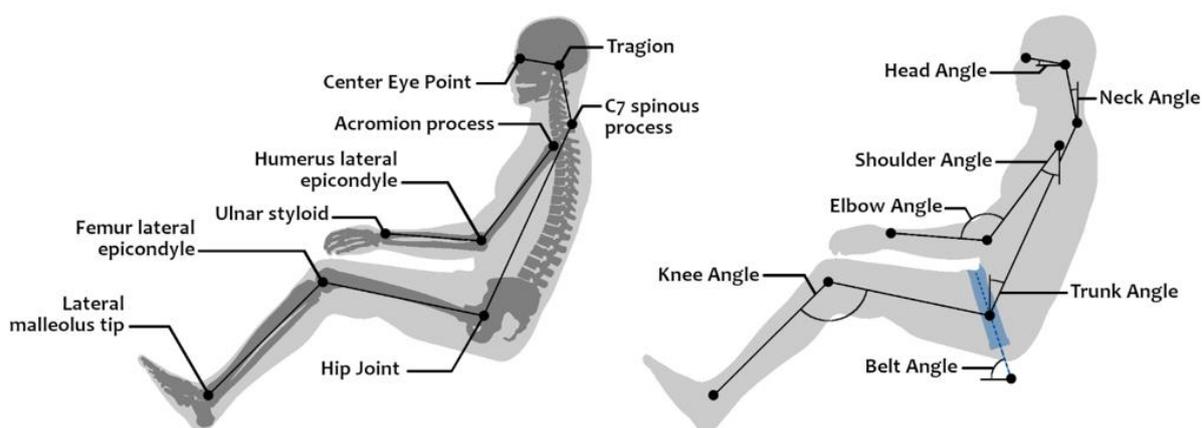


Figure 55 : Définition de la posture de l'occupant pour les configurations de siège pivoté.

Les angles sont calculés à l'aide des points anatomiques et des articulations définis dans les métadonnées PIPER du GHBMC M50-O.

Tableau 7 : Angles posturaux des trois positions d'occupant utilisées dans des configurations de siège pivoté. Voir Figure 55 pour la définition des angles posturaux.

Occupant position	Angle (en degrés)						
	Tête	Cou	Tronc	Genou	Épaule	Coude	Ceinture
Baseline	20.2	21.4	24.2	119.7	36.3	108.3	72.2
VAN driver	10.2	31.4	14.2	119.7	26.3	108.3	63.8
Laptop user	6.1	47.1	13.8	119.7	24.7	109.7	63.8

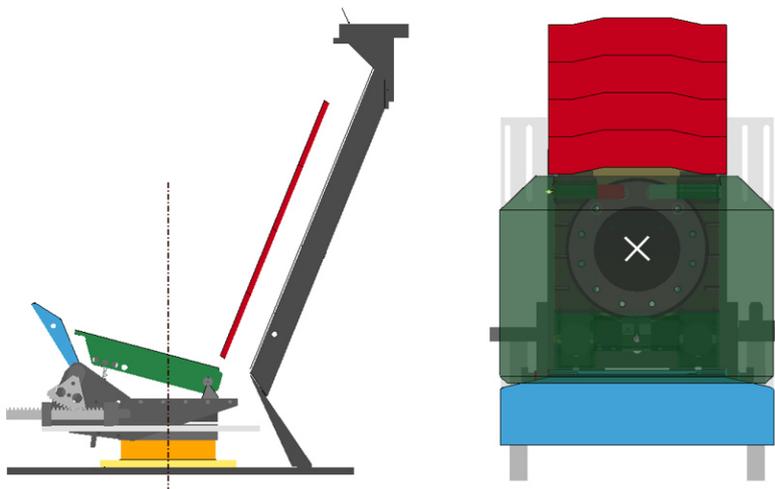


Figure 56 : Définition du centre de rotation pour les configurations pivotées. Gauche : vue de côté du siège articulé ; droite : vue de dessus (la croix blanche représente l'axe de rotation)

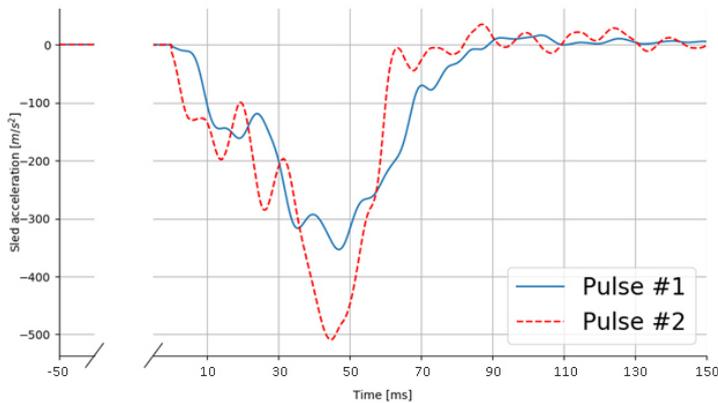


Figure 57 : Profils de décélération utilisés lors des essais charriot numériques

Deux variations des systèmes de retenue ont été analysées. Les simulations initiales ont été réalisées en conservant l'airbag dans sa position nominale pour chaque rotation du siège. Cependant, pour la position de référence, il apparaît que la rotation du siège induit un désalignement entre l'airbag et la tête de l'occupant (Figure 58). Ce désalignement pouvant altérer l'interaction de l'airbag avec la tête, des simulations additionnelles ont été effectuées pour la position nominale en déplaçant l'airbag latéralement afin qu'il reste aligné avec la tête de l'occupant avant la collision (AB Moved). De plus, le modèle de siège articulé utilisé a été développé pour des collisions frontales, et pourrait ne pas être pertinent dans des configurations obliques notamment pour la retenue du bassin. Afin de limiter l'excursion latérale du bassin, la géométrie initiale de l'assise (c.à.d. plate) a donc été modifiée, en ajoutant des supports latéraux rigides (Figure 59).

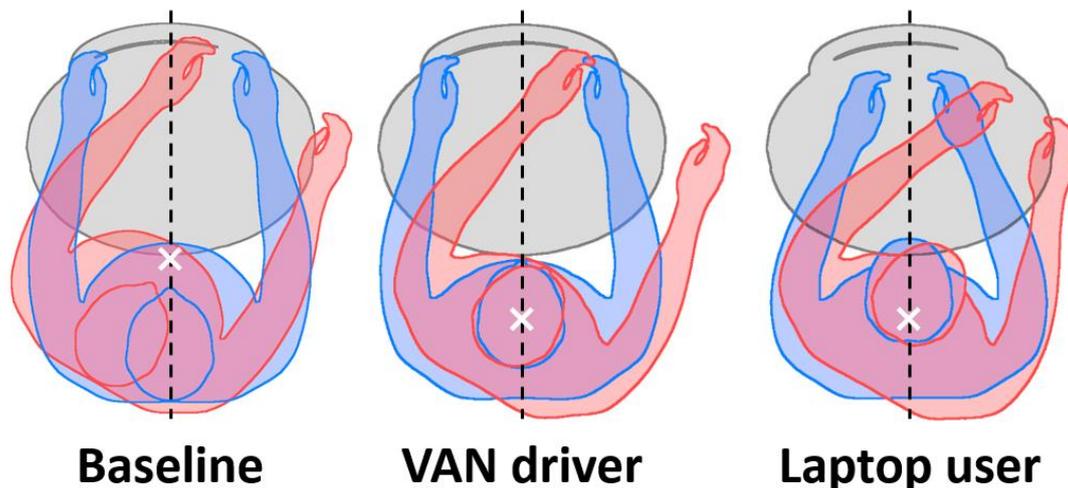


Figure 58 : Position initiale de l'occupant pour un siège face à la route et pivoté de 30 degrés (Plan XY). Pour chaque position, la posture pour une orientation de siège nominale et pivotée est représentée respectivement en bleue et rouge. L'airbag est représenté en gris, et la ligne noire indique le milieu de ce dernier. La croix blanche représente le point de rotation du siège pour chaque position d'occupant.

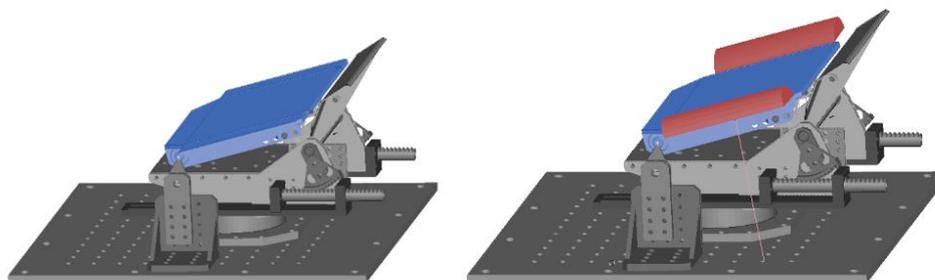


Figure 59 : Géométries d'assise étudiées. Gauche : assise plate ; droite : assise incluant des supports latéraux. L'assise est représentée en bleu et les supports bassin latéraux en rouge.

Pour l'analyse du risque lésionnel, les critères utilisés ont inclus le HIC, le BrIC, le Nij, la compression thoracique antéropostérieure, ainsi que les efforts normaux transmis à la colonne lombaire. Le HIC (Head Injury Criterion) est un critère largement utilisé pour évaluer la sécurité des véhicules, des équipements de protection individuelle et des équipements sportifs (Eppinger et al. 1999). Ce critère permet d'estimer le risque de lésion de la tête, en se basant sur l'accélération de cette dernière. Le BrIC (Brain Injury Criterion) permet d'estimer le risque de lésion cérébrale en se basant sur la vitesse angulaire maximale de la tête selon les trois directions (Takhounts et al. 2013). Le Nij, quant à lui, permet d'estimer le risque de lésion du cou à partir des efforts transmis au rachis cervical (Eppinger et al. 1999). Les efforts lombaires ont été mesurés au niveau de la vertèbre L1. L'excursion a aussi été calculée car, bien qu'elle ne soit pas un critère biomécanique, elle peut être reliée au risque de contact avec des structures du véhicule.

1.3. Résultats

1.3.1. Évaluation du risque lésionnel pour des positions de travail

Dans un premier temps, les résultats pour les trois positions d'occupant avec un siège orienté face à la route seront présentés.

La Figure 60 illustre la cinématique de l'occupant observée pour les trois positions d'occupant avec le profil de décélération #2. La cinématique pour les positions *VAN driver* et *Laptop user* semble similaire, et diffère de la réponse du modèle en position nominale. Ainsi, les positions *VAN driver* et *Laptop user* induisent une excursion frontale plus importante, jusqu'à ce que le bassin atteigne la plaque anti-sous-marinage et soit proche de quitter le siège. L'excursion frontale du bassin était respectivement de 243, 299 et 316mm pour la position de référence, *VAN driver* et *Laptop user*. Malgré ces différences, aucune des positions étudiées n'a engendré un sous-marinage de l'occupant.

Le risque lésionnel estimé, est aussi accru pour les deux positions de travail. Pour la tête, les valeurs de critère HIC étaient de 344, 514 et 569 respectivement pour les positions *Baseline*, *VAN driver* et *Laptop user*, ce qui correspond à des risques de lésions modérées (AIS2) de 20, 40, et 48% (Pulse #2). Le risque de lésions du rachis cervical montre une tendance similaire, avec des valeurs de Nij de 0.31, 0.38 et 0.52, respectivement.

Les deux positions de travail induisent également plus de fractures de côtes que la position nominale (quatre vs. deux avec le profil #2). Malgré ces différences de fractures costales observées, les trois positions d'occupant ont montré des compressions thoraciques antéropostérieures similaires (15,7, 17,5 et 18,2%, respectivement pour la position *Baseline*, *VAN driver* et *Laptop user* avec le profil #2).

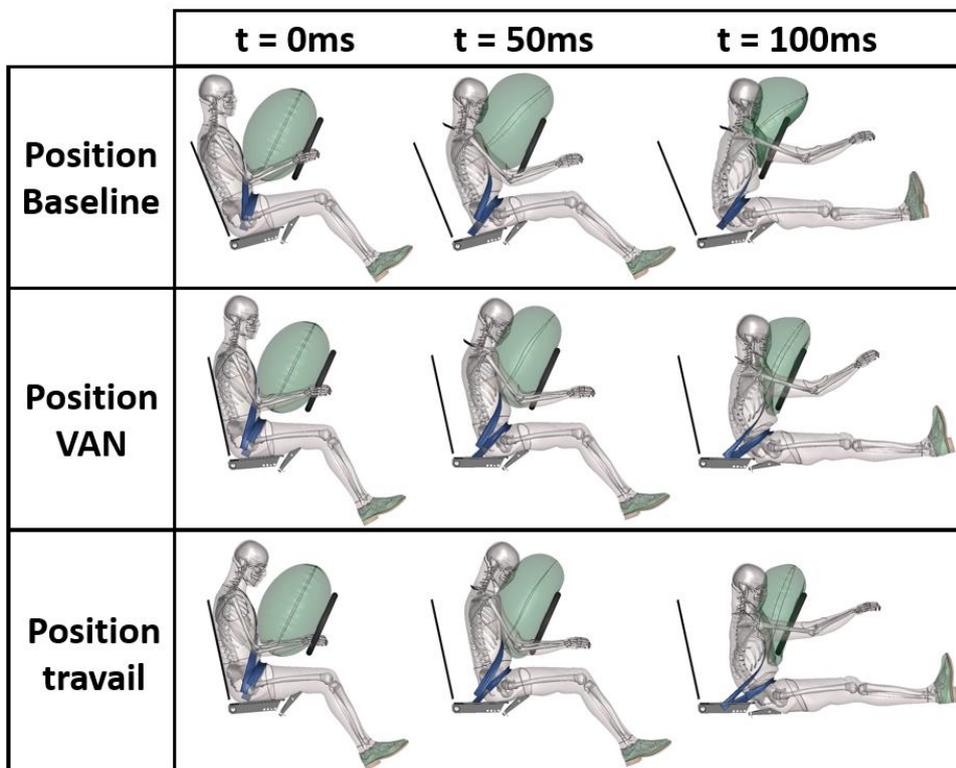


Figure 60 : Cinématique de l'occupant lors d'un choc frontal, sans rotation du siège (Pulse #2)

Des fractures bassins au niveau des épines iliaques antérosupérieures et du coccyx ont également été observées pour les trois positions d'occupant. Ces fractures étaient plus prononcées pour les deux positions de travail (c.à.d. un volume plus élevé d'éléments érodés sur le bassin observé). Les tendances concernant les fractures costales et pelviennes ne semblent pas pouvoir être expliquées par des écarts d'effort de retenue de la ceinture : pour les positions *Baseline*, *VAN driver*, et *Laptop user*, les efforts étaient de 4.4, 4.7 et 4.7kN pour la ceinture thoracique (côté boucle), et 9.7, 10.2, et 10.2kN, pour la ceinture bassin.

1.3.2. Évaluation du risque lésionnel pour des configurations de siège pivoté

Cette section résume les résultats obtenus pour des pivotements de siège sans adaptation de l'environnement d'essai (i.e. assise plate et airbag en position nominale).

La Figure 61 illustre la trajectoire de la tête observée en vue de dessus pour les différentes orientations de siège et positions d'occupant. L'excursion latérale de l'occupant augmente avec l'angle de pivotement du siège, en particulier pour la position nominale dû au mauvais alignement initial de la tête par rapport à l'airbag. Les déplacements latéraux maximaux de la tête pour la position *Baseline* sont de 49, 104 et 130 mm pour des pivotements de siège respectifs de 10, 20 et 30 degrés (Pulse #2). Pour cette position d'occupant, la tête a tendance à s'échapper latéralement de l'airbag pour des rotations de siège supérieures à 20 degrés. Concernant les deux postures de travail étudiées, le pivotement du siège augmente également l'excursion latérale de la tête, mais le point d'impact sur l'airbag varie peu et les différences de cinématique ne se produisent que lors de la phase de rebond. Pour la position *VAN driver*, les déplacements latéraux maximaux de la tête sont de 32, 82 et 122 mm respectivement pour des sièges pivotés à 10, 20 et 30 degrés. Pour la position *Laptop user*, les déplacements correspondants sont de 46, 83 et 131mm.

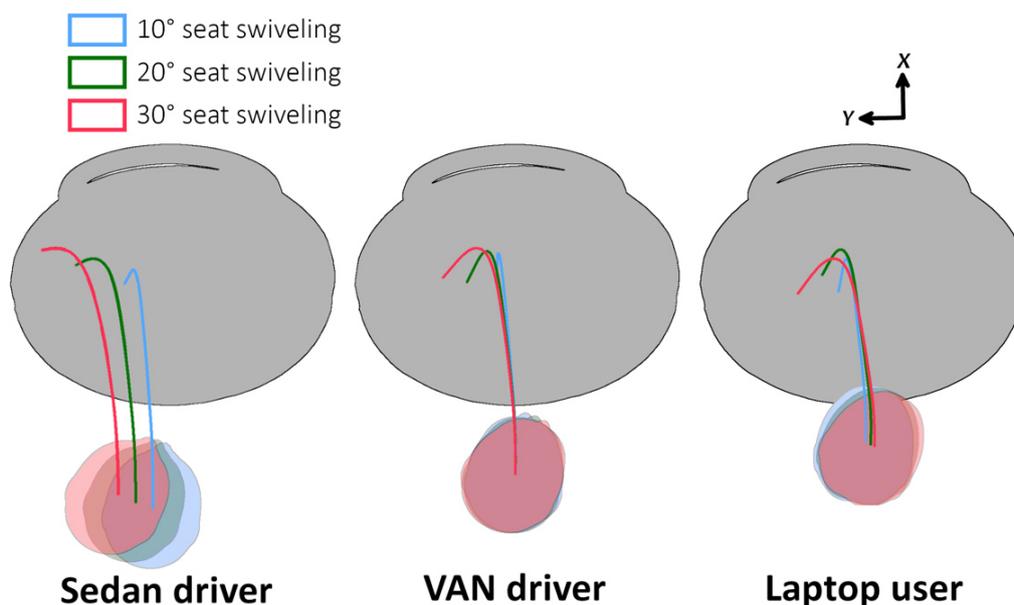


Figure 61 : Trajectoires de tête pour différentes orientations de siège (Plan XY, $t_{max}=95ms$). La position initiale de la tête et sa trajectoire sont représentées en couleur tandis que la position initiale de l'airbag et du volant est affichée en gris. (Seat swiveling=pivotement du siège)

Pour les trois positions d’occupant, le risque de lésions à la tête estimé par le HIC semble peu affecté par la rotation du siège (Figure 12). Ainsi, pour les différentes orientations de siège, le risque de lésions du crâne modérées (AIS2) était compris entre 12-28, 40-47, et 29-48% respectivement pour les positions *Baseline*, *VAN driver* et *Laptop user* (Pulse #2). A contrario, le risque de lésions cérébrales, estimé par le BrIC, augmente fortement avec la rotation du siège, et notamment pour la position nominale (Figure 12). Pour rappel, ce critère est basé sur la vitesse angulaire maximale de la tête selon les trois directions, et l’augmentation de ce dernier lors du pivotement du siège peut être expliquée par l’augmentation de la vitesse angulaire selon l’axe vertical dans les conditions pivotées. Pour une orientation de siège de 30 degrés, le risque de lésions cérébrales sérieuses (AIS3) était de 92, 53, et 37% respectivement pour la position *Baseline*, *VAN driver*, et *Laptop user*. Aucune tendance claire n’a pu être identifiée concernant le risque de lésion du rachis cervical (estimé via le Nij) en configurations pivotées (Figure 62).

Pour la position d’occupant nominale, le nombre de fractures de côtes observé n’a pas été influencé par la rotation du siège (deux côtes fracturées). Cependant, pour les positions *VAN driver* et *Laptop user*, le nombre de fractures costales a diminué avec l’augmentation de la rotation du siège, passant de quatre côtes fracturées pour une orientation de siège conventionnelle à deux pour un pivotement de 30 degrés. La compression antéropostérieure du thorax semble également affectée par le pivotement du siège mais de manière différente. Pour la position *Baseline*, la compression du thorax passe de 15.7 à 12.7% pour une rotation de siège respectivement de 0 et 30 degrés. A contrario, entre 0 et 30 degrés, la compression du thorax est passée de 17.5 à 19.2% pour la position *VAN driver* et de 18.2 à 20.1 % pour la condition *Laptop user*. Cette tendance est donc à l’opposé du nombre de fractures costales observées.

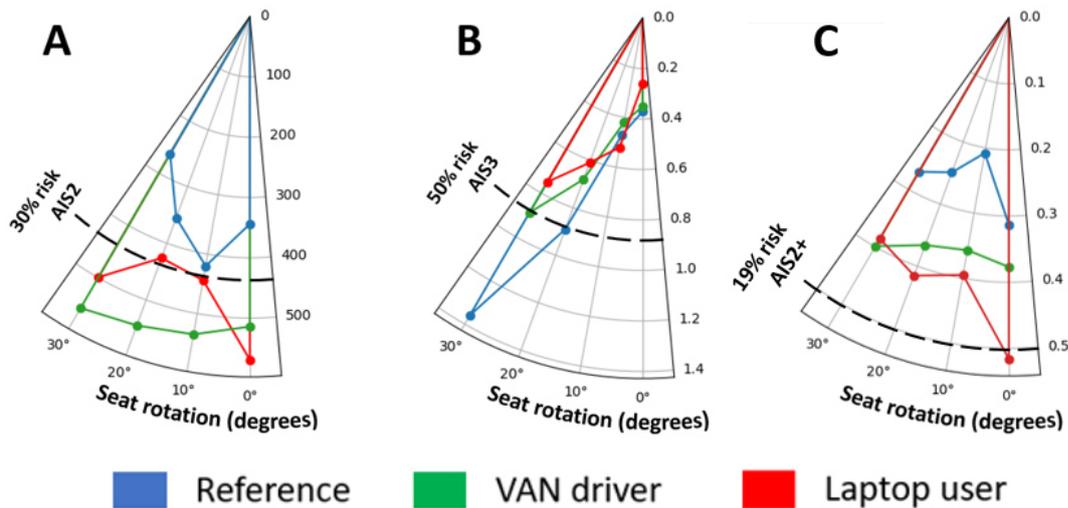


Figure 62 : Critères lésionnels évalués concernant la tête et le cou en configuration de siège pivoté. A : HIC (risque lésion crânienne), B : BrIC (risque lésion cérébrale), C : Nij (risque lésion rachis cervical)

Par ailleurs, l'augmentation du pivotement du siège augmente la gravité des fractures bassin observées (i.e. volume d'éléments érodés), pour les trois positions d'occupant. Pour le profil de décélération #2, une orientation de siège de 30 degrés a induit des fractures au niveau du coccyx, des épines iliaques antérosupérieures (ASIS) et antéroinférieures (AIIS) pour les trois positions d'occupant (Figure 63). De plus, pour les configurations *VAN driver* et *Laptop user*, des fractures des ischions ont également pu être observées. Ces fractures pourraient s'expliquer par l'augmentation des efforts de la ceinture bassin avec l'augmentation de l'angle de rotation du siège. En effet, les efforts maximaux de la ceinture bassin sont passés de 9.7, 10.2 et 10.2kN pour une orientation de siège conventionnelle, à 11.1, 11.5 et 11.4kN pour un pivotement de 30 degrés, respectivement pour la position *Baseline*, *VAN driver* et *Laptop user* (côté boucle, Pulse #2). Le changement de la direction de chargement et l'augmentation de l'asymétrie sur les ailes iliaques pourrait aussi avoir contribué à ces résultats.

1.3.3. Adaptation des systèmes de retenue pour des configurations de siège pivoté

Concernant l'adaptation des systèmes de retenue pour des configurations pivotées, aligner l'airbag avec la tête de l'occupant avant la collision semble limiter le glissement latéral de la tête de long de l'airbag. Cette nouvelle position d'airbag (AB Moved) a réduit l'excursion latérale de la tête, comme illustrée Figure 64. Par exemple, pour une orientation de siège de 30 degrés, l'excursion latérale de la tête est passée de 130mm avec une position d'airbag nominale à 83mm pour position d'airbag ajustée.

La nouvelle cinématique de la tête a également conduit à une diminution importante du risque de lésions cérébrales (Figure 65), réduisant ainsi le risque de lésions sérieuses de 92 à 51% pour un siège pivoté de 30 degrés. La nouvelle position d'airbag a eu un effet plus limité concernant le risque de lésions crânienne et du rachis cervical (Figure 65).

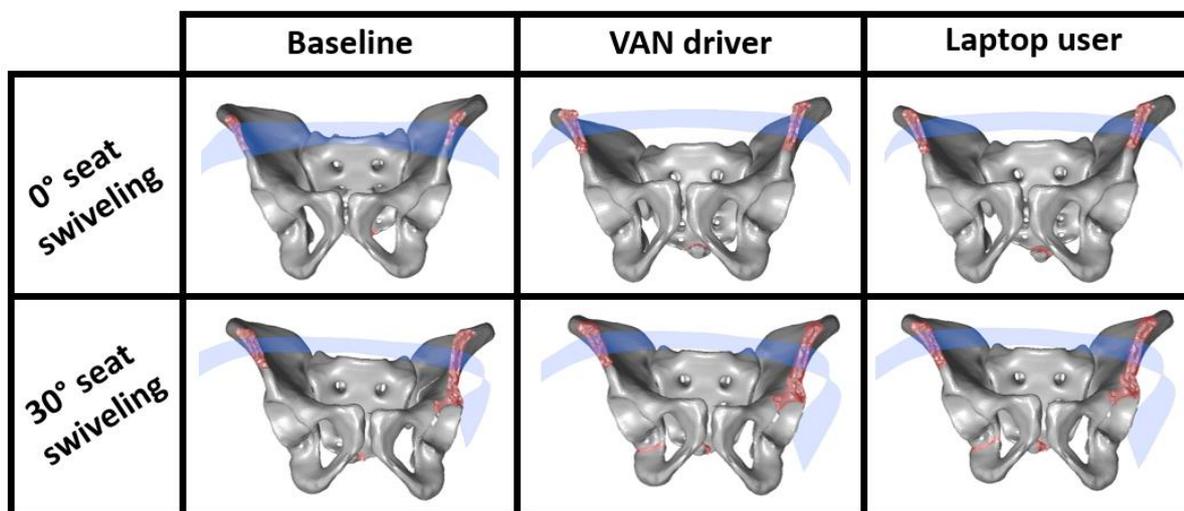


Figure 63 : Fractures bassin observées pour une orientation de siège conventionnelle, et pivotée de 30 degrés. La figure représente les fractures (indiquées en rouge) lors de l'excursion maximale du bassin (Pulse #2). La ceinture est également représentée en bleu. (Seat swiveling=pivotement du siège)

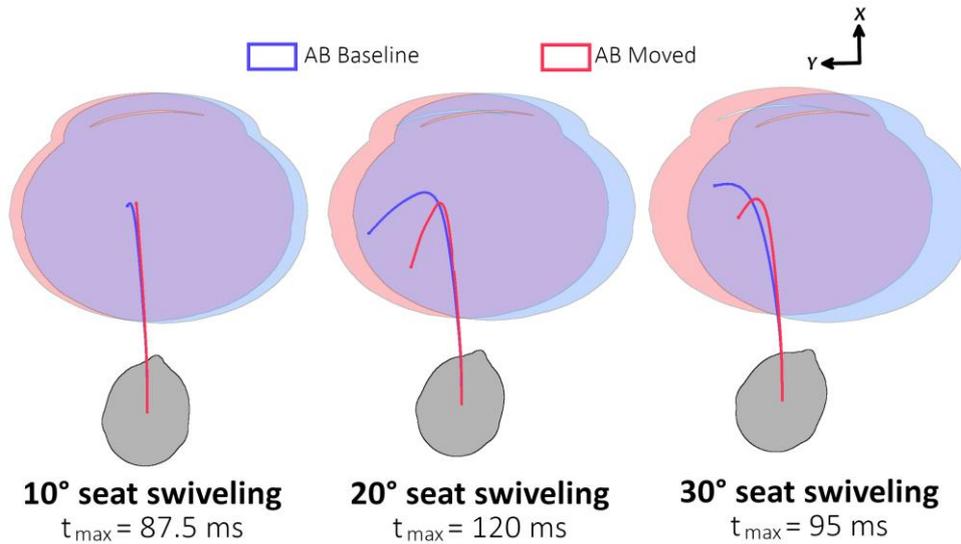


Figure 64 : Trajectoires de la tête pour différentes orientations de siège, et les deux positions d'airbag. (Plan XY)
La position initiale de la tête est indiquée en gris tandis que la position initiale de l'airbag et la trajectoire de la tête correspondante sont représentées en couleur.

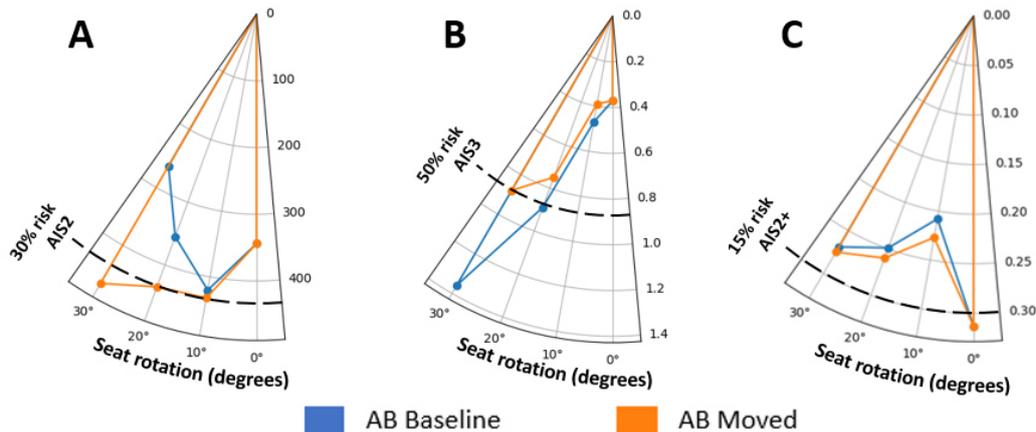


Figure 65 : Critères lésionnels évalués pour la tête pour les deux positions d'airbag et les différentes orientations de siège. A : HIC (risque lésion crânienne), B : BrIC (risque lésion cérébrale), C : Nij (risque lésion rachis cervical)

Déplacer l'airbag a également induit un nombre de fractures de côte plus élevé, notamment pour des orientations de siège supérieures à 20 degrés. Par exemple, pour un siège pivoté de 30 degrés, la position nominale de l'airbag a engendré deux fractures de côtes (AIS2), tandis que cinq côtes fracturées ont été observées pour la position d'airbag ajustée (AIS3). De manière similaire, le risque de lésion du thorax estimé en se basant sur la compression thoracique antéropostérieure augmente en modifiant la position de l'airbag (ex : 12.7 and 14.6% respectivement pour la position nominale et ajustée, pour un siège à 30 degrés). La cinématique des membres inférieurs et du bassin n'a pas été modifiée par l'ajustement de la position initiale de l'airbag.

Concernant l'ajout de supports latéraux sur l'assise, cela a permis de diminuer l'étendue des fractures de bassin observées. Par exemple, pour une orientation de siège de 30 degrés, ces supports ont supprimé les fractures observées au niveau des épines iliaques antéroinférieures et des ischions, et ont conduit à des fractures d'aspect similaires à la configuration de siège nominale (Figure 66).

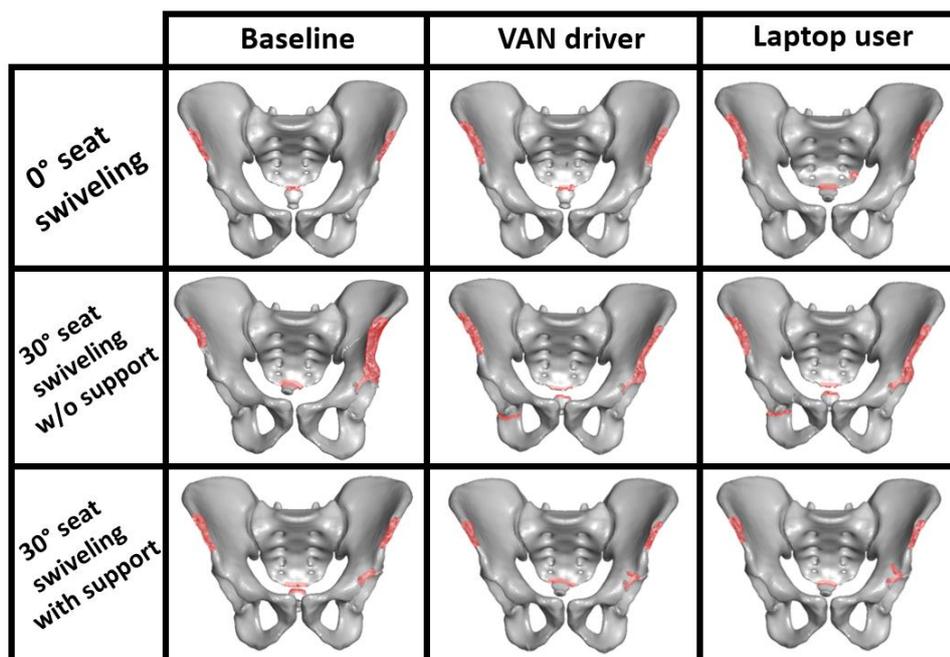


Figure 66 : Fractures bassin observées pour une orientation de siège conventionnelle, et pivotée de 30 degrés avec et sans support d'assise latéraux (Pulse #2). Les fractures sont représentées en rouge.

Pour un siège pivoté de 30 degrés sans les supports latéraux, les fractures pelviennes ont conduit à 1.59, 1.54, et 2.14% du volume du bassin érodé, respectivement pour les positions Baseline, VAN driver, et Laptop user. L'ajout de supports latéraux a permis de diminuer ces valeurs à 0.61, 0.45 et 0.51%. Par ailleurs, la présence de supports latéraux ne semble pas modifier les efforts de la ceinture, ni la cinématique ni les critères lésionnels du haut du corps.

1.4. Discussion et conclusions

A partir d'une trentaine de simulations, cette étude a permis d'analyser la réponse de l'occupant lors d'une collision frontale pour des configurations de siège pivoté, ainsi que d'évaluer l'impact de simples adaptations de systèmes de retenue actuels sur le risque de lésion. Les travaux réalisés se sont concentrés sur les petits angles de pivotement.

Les résultats suggèrent que la réponse du modèle numérique est sensible à la position initiale de l'occupant ainsi qu'à l'orientation du siège. Les configurations évaluées ont modifié la cinématique de l'occupant, les critères lésionnels calculés, ainsi que des fractures osseuses observées. Bien que les variations d'angle soient faibles, ces variations peuvent correspondre dans certains cas à des criticités de lésions différentes (i.e. différente valeur d' AIS), ou à des changements importants de risque lésionnel. Sur la base du BrIC, une orientation conventionnelle présente un risque minimal de lésion cérébrale (BrIC < 0.5) alors que l'augmentation de l'angle de rotation du siège augmente significativement le risque de lésion (> 90 % de risque AIS3 pour la position *Baseline* avec un siège pivoté à 30 degrés). De plus, les configurations pivotées semblent également augmenter le risque de lésion du bassin, sans modifier la criticité des lésions (AIS2, correspondant aux fractures bassin fermées). Dans l'ensemble, le pivotement du siège semble donc augmenter le risque de blessure des occupants en particulier pour la tête et le bassin, mais des contre-mesures simples (alignement de l'airbag avec la posture, soutiens d'assise latéraux) semblent pouvoir atténuer cet effet, au moins pour

les configurations étudiées. Sur la base de ces simulations, le pivotement du siège par des faibles angles ne semble donc pas critique du moment qu'un certain nombre de vérifications et précautions sont prises.

Bien que la cinématique, les critères lésionnels et les fractures osseuses soient tous affectés par le pivotement du siège, on peut remarquer que les tendances suggérées par la déflexion thoracique n'étaient pas toujours conformes à l'évolution des fractures de côte observées. Le nombre de fractures observées varie avec l'angle de pivotement du siège, pendant que la déflexion thoracique reste relativement faible (18.2% ou moins) et insensible à l'angle de pivotement. Cela soulève plusieurs questions. Tout d'abord, il faut rappeler que bien que la cinématique du modèle GHBMCM50-O ait été vérifiée dans quelques configurations pivotées via des essais en choc oblique (30 et 60 degrés), le nombre d'essais reste limité pour établir la validité du modèle de fracture et des critères lésionnels dans de telles conditions.

Par ailleurs, la sélection des seuils utilisés pour la fracture et de la modélisation de la fracture par érosion doivent être approfondies. Pour le bassin en particulier, l'érosion de l'élément peut ne pas représenter des fractures observables et la matière osseuse ne disparaîtrait pas en compression. Cependant, en termes de localisation, des essais sur sujet d'anatomie réalisés en configuration conventionnelle (i.e. configuration *Baseline*) avec le siège articulé et le profil de décélération #1 ont conduit à des fractures bassin au niveau des ailes iliaques pour trois sujets sur quatre, avec des efforts ceinture bassin d'environ 4-5kN (Trosseille et al. 2019). Des fractures bassin ont été obtenues aux mêmes endroits dans les simulations réalisées, et l'absence d'un repose-pied dans les simulations pourrait expliquer les efforts plus élevés atteints dans les simulations et favoriser la survenue des fractures bassin.

Par ailleurs, plusieurs simplifications et hypothèses ont été réalisées pour l'environnement utilisé lors de ces simulations. Premièrement, l'airbag utilisé était pré-gonflé et ne comportait pas de sangles internes, ce qui peut affecter sa réponse et son interaction avec l'occupant, en particulier pour le thorax. De plus, pour les différentes positions d'occupant évaluées, les membres supérieurs étaient positionnés proche du volant, induisant une pénétration initiale dans l'airbag. Dès lors, l'interaction airbag-occupant a été définie comme un contact entre l'airbag et la surface externe de l'occupant, à l'exception des membres supérieurs. Simuler le gonflage de l'airbag et inclure les extrémités supérieures dans le contact pourrait modifier la cinématique globale, notamment pour les configurations de siège pivoté. Deuxièmement, un repose-pied n'a pas été inclus car il n'était pas clair comment il pourrait suivre le siège pendant le pivotement. L'ajout d'un repose-pied affecterait probablement la cinématique et son effet pourrait être étudié à l'avenir même si le mécanisme de son changement de position n'est pas clair. Enfin, dans cette étude, seul l'occupant masculin de taille moyenne a été pris en compte (GHBMCM50-O). Cependant, une anthropométrie différente pourrait influencer la posture initiale de l'occupant (Peng et al. 2018) ou même ne pas être compatible avec certaines configurations. Par exemple, les configurations pivotées avec un occupant masculin 95ème percentile pourrait ne pas être réalisables dans un véhicule actuel par manque d'espace. Cela pourrait suggérer que les observations faites via ces simulations sont spécifiques à l'anthropométrie d'occupant étudiée.

2. Effet de l'inclinaison du dossier sur la réponse de l'occupant lors de collision frontale

Les résultats présentés dans cette section (configurations inclinées à 40 degrés) ont fait l'objet d'une publication scientifique dans une revue avec un comité de lecture.

Grébonval, C., Trosseille, X., Petit, P., Wang, X., and Beillas, P. 2021. Effects of seat pan and pelvis angles on the occupant response in a reclined position during a frontal crash. PLoS ONE. DOI : 10.1371/journal.pone.0257292

2.1. Introduction

Comme détaillés dans le Chapitre 1, les concepts actuels des véhicules hautement automatisés incluent des sièges inclinés. De telles configurations ont également été identifiées comme désirées lors d'études volontaires pour réaliser différentes activités dans un siège automobile (Yang et al. 2018, Bohrmann et al. 2020). Bien qu'interdite dans les notices d'utilisation des véhicules (Peugeot 2017, Renault 2015), l'inclinaison du dossier est déjà réalisable dans les véhicules conventionnels. Des études d'accidentologie ont d'ores et déjà identifié un risque de lésion accru pour ces positions semi-allongées avec notamment un risque de sous-marriage de l'occupant, bien que basées sur peu de cas (Dissanaike et al. 2008, McMurry et al. 2018).

Quelques études ergonomiques ont initié la caractérisation de ces nouvelles configurations ainsi que des postures associées. Ces études suggèrent que les occupants puissent être enclin à modifier l'orientation de l'assise quand le dossier s'incline afin d'améliorer leur confort (Theodorakos et al. 2018, Stanglmeier et al. 2020). De plus, une forte variabilité de l'orientation du bassin (écart type supérieur à 10 degrés) a été observée entre les participants à la fois pour des sièges en position inclinée (Reed et al. 2018) et en position de conduite (Izumiyama et al. 2018).

D'autre part, plusieurs études numériques (Boyle et al. 2019, Gepner et al. 2019a) ont déjà étudié la réponse de l'occupant dans des positions semi-allongées lors de choc frontal. Ces études ont notamment étudié la cinématique de l'occupant pour des angles de dossier allant jusqu'à 60 degrés. Toutefois, elles ont utilisé un angle d'assise standard (c.à.d. 15 degrés) et une orientation de bassin unique basée sur les données expérimentales de Reed et al. (2018). Ainsi, bien que l'orientation du bassin et l'angle d'assise puissent tout deux affecter la cinématique de l'occupant et le risque de sous-marriage en position de conduite (Jacobs et al. 1980, Luet et al. 2012, Uriot et al. 2015b), ces paramètres n'ont pas encore été étudiés pour les configurations inclinées.

Par conséquent, ces travaux réalisés visent à étudier la réponse de l'occupant en position semi-allongée pour différents angles d'assise et de bassin, lors de collision frontale. Pour ce faire, une première étude a analysé neuf configurations avec un dossier à 40 degrés. Puis des configurations plus fortement inclinées, avec un dossier à 60 degrés, ont également été évaluées à travers neuf positions d'occupant.

2.2. Réponse de l'occupant en position inclinée

2.2.1. Méthodes

L'angle du dossier a été fixé à 40 degrés par rapport à la verticale. Cet angle correspond au milieu de la plage utilisée dans les études de simulation précédentes (Gepner et al. 2019a) tout en permettant de nouvelles activités (Bohrmann et al. 2020).

Les simulations ont utilisé le modèle de cockpit générique. Ainsi, l'environnement comprenait le siège articulé, complété par une ceinture à trois points, un airbag pré-gonflé, et un repose-pied. Les ceintures thoraciques et bassin étaient toutes deux équipées de prétensionneurs, avec des temps d'activation respectifs de 18 et 25 ms. La ceinture thoracique incluait également un limiteur de force de 3kN au niveau de l'ancrage épaule. Aucun support/arrêt de genou n'a été utilisé car ce dernier induirait un contact avec les membres inférieurs de l'occupant pour les configurations inclinées avec un angle d'assise élevé. Un repose-pied a été incorporé à l'environnement car ce dernier est compatible avec toutes les configurations réalisées et car il peut limiter le sous-marinage dans les configurations inclinées selon Boyle et al. (2019). Deux profils de décélération (illustrés Figure 57) ont été utilisés.

Dix positions d'occupant (une nominale et neuf inclinées) ont été utilisées. La position nominale, appelée *Baseline*, vise à représenter un occupant non conducteur assis sur un siège de véhicule avant conventionnel. Les neuf positions d'occupant inclinées correspondent à trois angles d'assise chacune associée à trois orientations de bassin.

Les angles d'assise en configuration inclinée sont basés sur une étude volontaire par Théodorakos et al. (2018) qui visait à quantifier l'angle d'assise le plus confortable pour différentes orientations de dossier. Pour chaque angle de dossier, l'angle d'assise était initialement réglé à -5 ou +20 degrés par rapport à l'horizontale, et les participants devaient ajuster l'inclinaison de l'assise jusqu'à atteindre une position confortable pour eux. Pour un dossier à 40 degrés, les angles d'assise sélectionnés par les participants étaient de 8.3 ± 7.4 , et 20.2 ± 4.6 degrés, respectivement pour des angles d'assise initiaux de -5 et 20 degrés. Afin de couvrir cette gamme d'angles préférés, trois angles d'assise (5, 15 et 25 degrés) ont été sélectionnés pour les simulations, nommés respectivement SP05, SP15 et SP25. En l'absence de véritables sièges automobiles inclinables, il n'y a pas de données concernant les centres de rotation du dossier et de l'assise du siège. Pour les simulations, le centre de rotation a été choisi arbitrairement sur l'axe correspondant à l'intersection des plans du dossier et de l'assise. Le point d'ancrage épaule de la ceinture de sécurité était fixé au dossier du siège et pivotait avec ce dernier pour suivre le thorax. Les deux points d'ancrage de la ceinture bassin ont aussi été pivotés avec l'assise du siège.

Afin de suivre la tête de l'occupant lors des changements posturaux et de limiter le contact entre les cuisses et le volant pour les angles d'assise élevés, la position de l'airbag a été définie par rapport au centre de hanche de l'occupant. La position de l'airbag a tout d'abord été définie dans la configuration SP25 afin d'éviter un contact avec les cuisses de l'occupant, puis la distance entre les centres de hanche et le centre de l'airbag a été maintenue constante pour toutes les configurations inclinées ($\Delta x = 195$ mm ; $\Delta z = -485$ mm). Pour chaque position inclinée, l'angle genou de l'occupant était maintenu à

environ 110 degrés, comme observé lors de l'étude menée par Peng et al. (2018). La position du repose-pied a ensuite été ajustée le long de l'axe longitudinal.

Le repositionnement du modèle a été réalisé via le logiciel Piper. Pour cela, le modèle initial GHBMC M50-O a dans un premier temps été pivoté avec le dossier du siège. Ensuite, l'angle du bassin était soit conservé (environ 70 degrés, appelé Reference), ajusté de +10 degrés (environ 80 degrés, position appelée Slouched), ou de -10 degrés (environ 60 degrés, position appelée Upright). Cette plage de 20 degrés a été choisie pour correspondre à la variabilité observée lors de l'étude volontaire de Reed et al. (2018) pour des configurations inclinées avec une assise inclinée de 15 degrés. En l'absence de référence expérimentale, la même plage d'orientation de bassin a été utilisée pour les autres angles d'assise. Tous les modèles repositionnés ont ensuite été placés sur le siège articulé en configuration inclinée. Une illustration des positions avec angle de bassin de référence est présentée Figure 67.

Pour documenter la position et faciliter les comparaisons avec les études futures, la posture de l'occupant a été définie comme illustrée sur la Figure 68. Le Tableau 8 résume les principaux angles posturaux pour les différentes positions d'occupant étudiées. Ces angles peuvent être mesurés à l'aide de PIPER et peuvent donc être reproduits.

Deux modifications des systèmes de retenue ont également été analysées. Il a dans un premier temps été supposé que l'airbag serait conservé pour des configurations inclinées. Cependant, les études récentes n'incluent pas d'airbag (Richardson et al. 2020a, Zaseck et al. 2021). Ainsi, les simulations en position inclinée ont été répétées sans airbag pour évaluer si ce dernier pouvait affecter le risque de sous-marinage. Deuxièmement, la modification de l'assise du siège (i.e. 5 et 25 degrés) a été initialement effectuée en supposant arbitrairement que les ancrages de la ceinture bassin pivoteraient avec l'assise. Comme Boyle et al. (2018) ont souligné que l'angle initial de la ceinture bassin affectait le sous-marinage, les simulations ont aussi été réalisées sans modifier les points d'ancrage bassin afin de dissocier l'effet de l'angle d'assise et celui de la position des points d'ancrage sur le sous-marinage. Enfin, les configurations inclinées avec modification de l'angle d'assise ont été répétées avec les deux modifications.

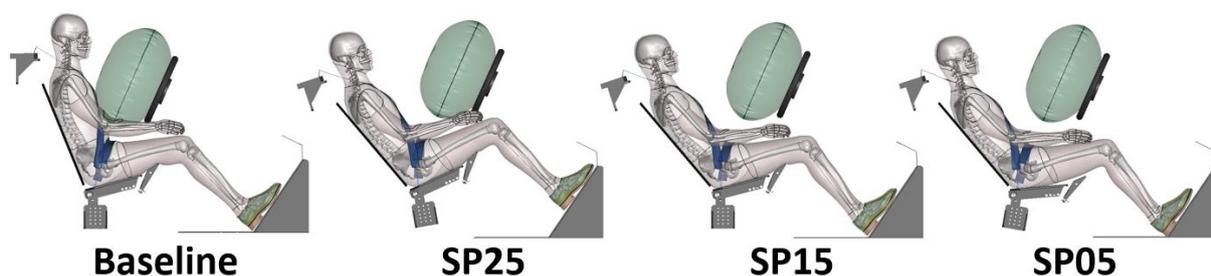


Figure 67 : Configurations inclinées étudiées et position initiale de l'occupant.
Seule la posture d'occupant de Référence a été représentée pour les configurations semi-allongées.

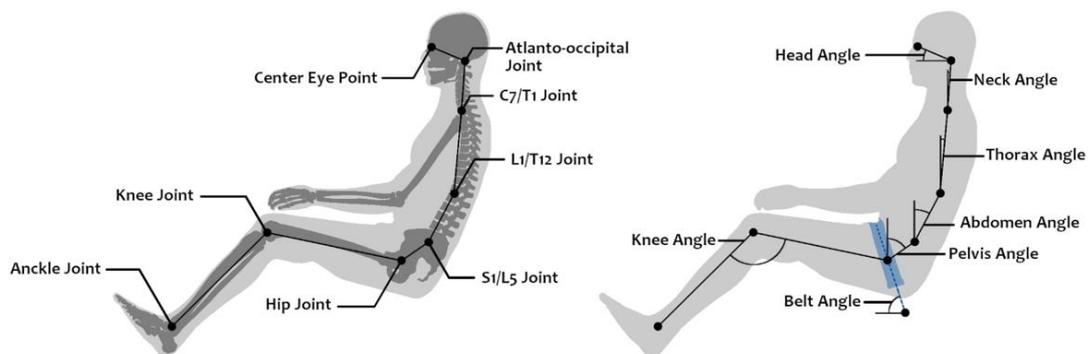


Figure 68 : Définition de la posture de l'occupant pour les configurations de siège incliné. Les angles sont calculés à l'aide des points anatomiques définis dans les métadonnées PIPER du GHBMCM50-O.

Tableau 8 : Angles posturaux des dix positions d'occupant évaluées dans des configurations de siège incliné. Voir Figure 68 pour la définition des angles posturaux

	Angle (en degrés)						
	Tête	Cou	Thorax	Abdomen	Pelvis	Genou	Ceinture
Baseline	21.2	4.9	3.6	27.6	54.2	123.7	75.3
SP25 Upright	39.3	23.3	22.2	46.5	59.5	111.7	89.8
SP25 Reference	38.2	22.6	23.1	46.0	69.1	112.0	91.5
SP25 Slouched	39.8	23.8	22.6	48.7	77.5	109.5	91.7
SP15 Upright	38.6	22.7	22.8	45.8	59.9	116.6	85.3
SP15 Reference	38.8	23.2	23.0	46.9	69.9	116.8	84.9
SP15 Slouched	38.9	23.2	22.9	48.7	79.0	115.3	85.9
SP05 Upright	39.1	23.1	23.0	46.9	58.0	116.1	82.7
SP05 Reference	38.5	22.6	22.8	46.4	67.8	117.1	81.2
SP05 Slouched	39.0	23.3	22.5	50.2	76.2	112.3	79.2

Ces simulations ayant été réalisées avant le développement des seuils de tolérance de fracture lombaire pour le modèle GHBMCM, le modèle utilisé dans cette section n'inclut pas la prédiction de ces fractures (modèle GHBMCM50-O v5.0). Pour l'analyse du risque lésionnel, les critères utilisés sont similaires à ceux utilisés pour l'analyse des configurations pivotées, à savoir le HIC, BrIC, le Nij, la compression thoracique antéropostérieure, ainsi que les efforts normaux transmis à la colonne lombaire. En complément, le risque de lésion au foie a été estimé via la densité d'énergie de déformation du foie (Beillas et al. 2018). La cinématique et les efforts de retenue ont également été calculés.

2.2.2. Résultats

Dans un premier temps, les résultats obtenus avec l'environnement incluant un airbag, et les points d'ancrage bassin solidaires de l'assise sont présentés.

La Figure 70 illustre la cinématique de l'occupant pour les dix configurations étudiées, avec le profil de décélération #1. La Figure 71 représente la position de l'occupant lorsque le bassin a atteint son excursion maximale vers l'avant (Pulse #1). Ces résultats montrent un sous-marriage dans quatre des neuf configurations inclinées. L'angle d'assise de 5 degrés semble particulièrement critique pour la retenue du bassin, puisqu'un sous-marriage de l'occupant a été observé pour les trois simulations avec cette configuration de siège, indépendamment de la position initiale de l'occupant. La quatrième configuration avec sous-marriage est celle avec l'angle d'assise immédiatement supérieur (15 degrés) et le bassin en position *Slouched*.

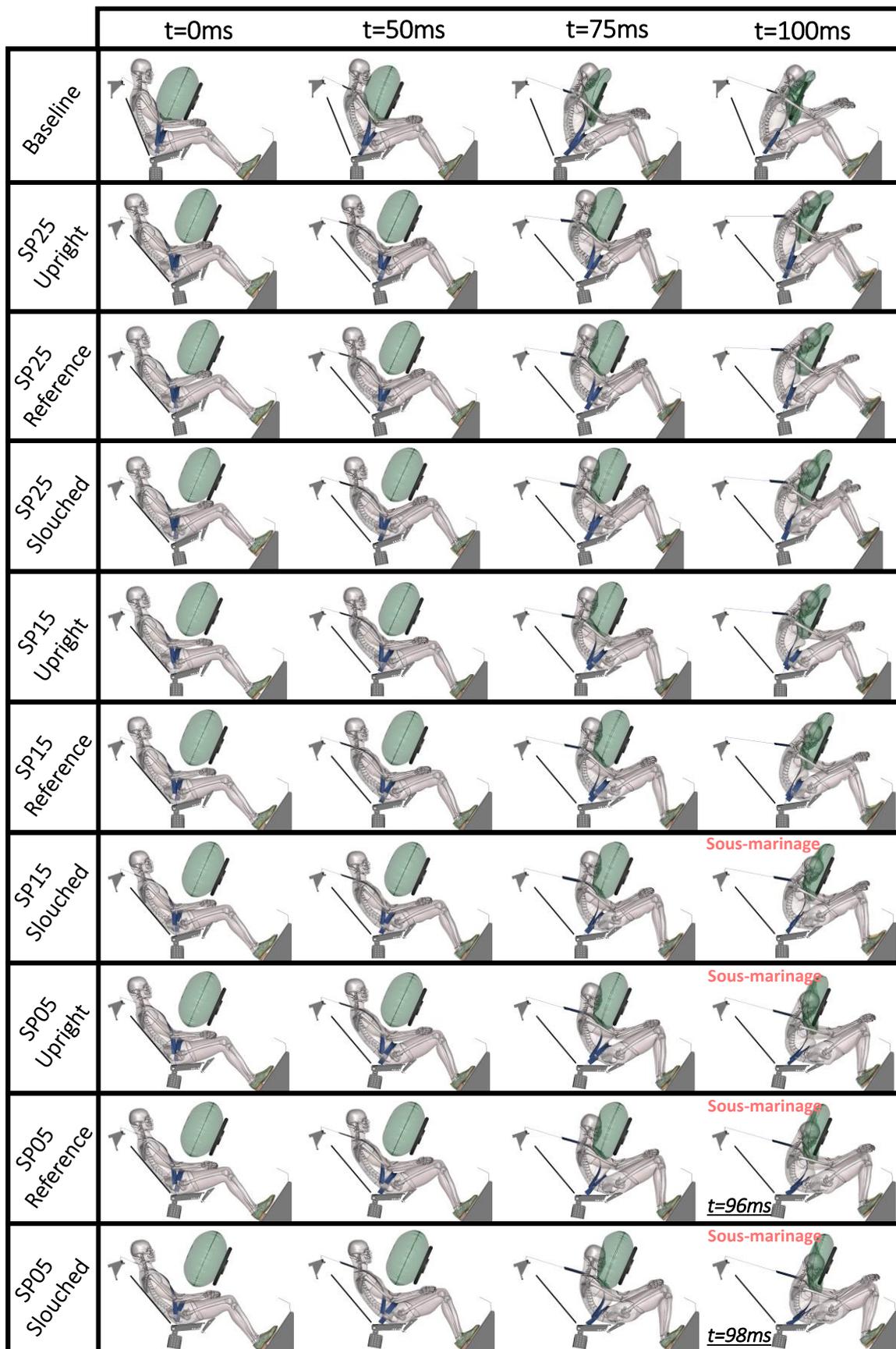


Figure 69 : Cinématique de l'occupant pour les dix configurations inclinées, avec le profil de décélération #1

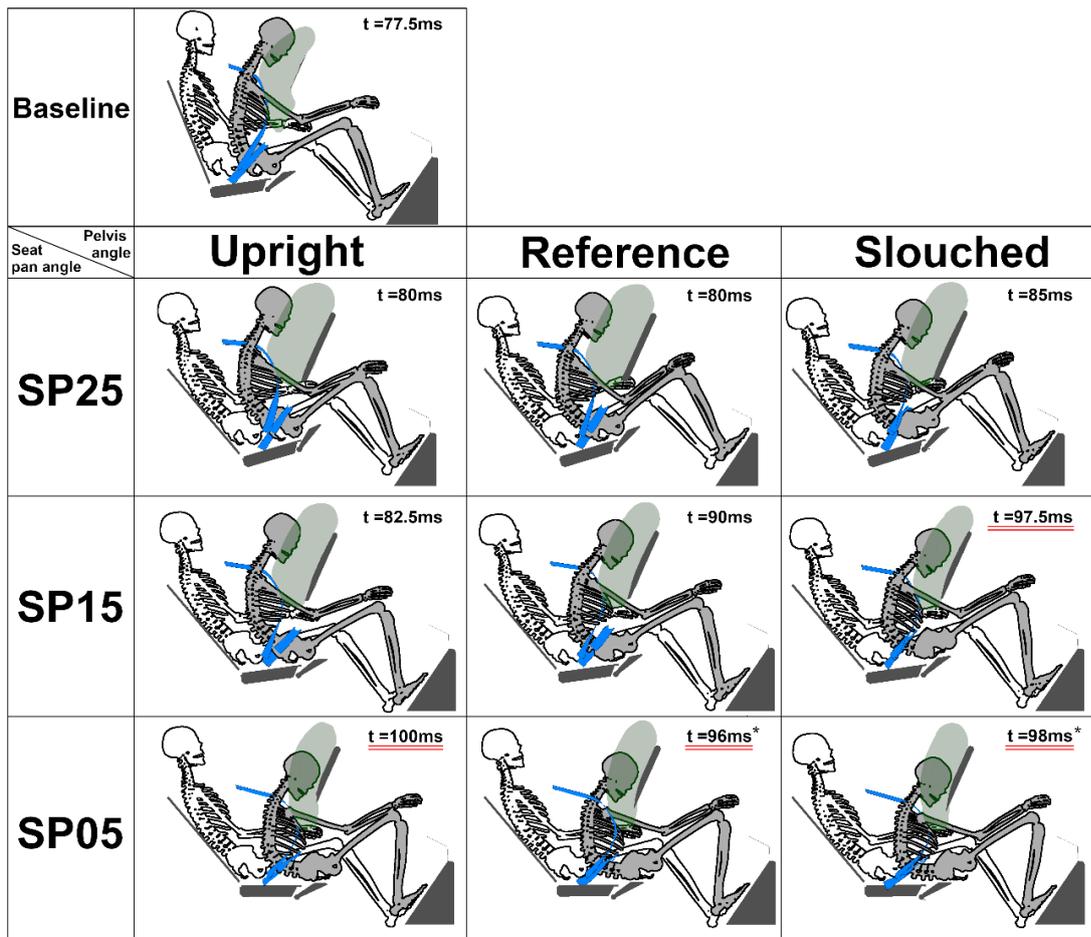


Figure 70 : Cinématique de l'occupant lors de l'excursion maximale du bassin vers l'avant (Pulse #1). Pour chaque configuration, le squelette de l'occupant (la position initiale représentée en blanc, et la posture finale en gris), l'airbag, la ceinture de sécurité et l'environnement (i.e. siège, repose-pieds et volant) sont représentés. Les configurations soulignées indiquent une occurrence du sous-marinage.

Comparée aux positions inclinées, la position d'occupant nominale induit une excursion vers l'avant de l'occupant plus faible (Figure 70). Pour les configurations inclinées, l'excursion maximale du bassin est plus variable (216-385 mm) que les excursions de la tête et de la vertèbre T1 (respectivement 597-660 et 406-436mm). Les variations d'excursion du bassin ont principalement été attribuées aux angles d'assise. Pour les configurations SP25, SP15, et SP05, les excursions vers l'avant du bassin étaient respectivement comprises entre 216-244, 265-298 et 368-385mm. L'angle d'assise a également eu un impact sur la cinématique de la tête, notamment son déplacement vertical, qui reflète les différences de contact de la tête avec l'airbag. Par exemple, pour SP25, la tête entre en contact avec la partie supérieure de l'airbag tandis que pour SP05, la tête entre en contact avec la partie inférieure, ce qui induit à un déplacement vertical de la tête respectivement de 4 et 121mm (Pulse #2, Posture Reference). De plus, pour une configuration d'assise donnée, l'excursion frontale du bassin diminuait pour des positions initiales du bassin plus redressées. Par exemple, pour la configuration SP25, l'excursion du bassin était de 216, 218 et 244mm respectivement pour la position *Upright*, *Reference*, et *Slouched*.

Par rapport au profil de décélération #1, le profil #2 augmente l'occurrence du sous-marinage (Tableau 9). Le sous-marinage ne s'est pas produit pour la position d'occupant nominale, mais s'est produit dans deux configurations supplémentaires par rapport au profil #1, et au moins une fois pour chaque angle d'assise dans les configurations inclinées. La sensibilité du sous-marinage à l'angle d'assise et à la position initiale du bassin est visible pour les deux profils de décélération étudiés. La diminution de l'assise et l'augmentation de l'angle bassin initial induisent un sous-marinage plus précoce pour les deux profils d'accélération, exposant plus longtemps l'abdomen au chargement de la ceinture bassin.

Concernant le bilan lésionnel, les configurations inclinées semblent augmenter légèrement le risque de lésion crânienne estimé par le HIC mais le risque reste toujours assez faible (inférieur à 30% pour le profil #1). Pour le profil de décélération #1, le risque de lésion AIS2 de la tête est estimé à 8% pour la configuration nominale, et compris entre 9-18, 11-22, et 22-27% respectivement pour les configurations SP25, SP15, et SP05. Aucune relation claire n'a pu être établie entre les conditions de positionnement (i.e. angle d'assise et angle bassin) et le risque de lésion cérébrale ou du rachis cervical (estimé respectivement via le BrIC et le Nij).

Les postures inclinées induisent aussi davantage de fractures des côtes (de 0 à 5 côtes fracturées pour le Pulse #1) que la position nominale (aucune côte fracturée pour le Pulse #1), tel qu'illustré sur la Figure 71. Le sous-marinage de l'occupant est associé à un nombre plus élevé de fractures des côtes, avec des plages de variations de 0 à 1 lorsque le sous-marinage n'a pas eu lieu et de 1 à 5 lorsqu'il s'est produit. Le profil de décélération #2 augmente le nombre de côtes fracturées pour les positions inclinées, indépendamment du phénomène de sous-marinage. Basées sur leur localisation (principalement du côté droit, de la 5eme à la 9eme côte) et leur temps d'occurrence, ces fractures semblent être majoritairement associées à la ceinture diagonale.

Tableau 9 : Comparaison de l'occurrence de sous-marinage et du temps d'apparition (en ms) pour les deux profils de décélération, en configuration de siège incliné.

	Pulse #1			Pulse #2		
	Upright	Reference	Slouched	Upright	Reference	Slouched
SP25	-	-	-	-	-	65-70
SP15	-	-	70-75	-	70-75	57.5-62.5
SP05	70-75	65-70	60-65	60-65	57.5-62.5	47.5-52.5

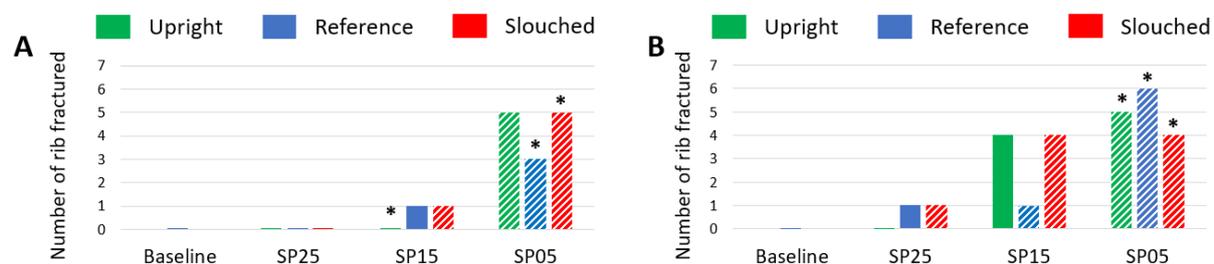


Figure 71 : Nombre de côtes fracturées pour les configurations de siège incliné. Les barres pleines et hachurées représentent respectivement les configurations où le sous-marinage n'a pas eu lieu, et où il a eu lieu. Les astérisques représentent les simulations pour lesquelles l'excursion maximale du thorax n'a pas été atteinte. A : Pulse #1, B : Pulse #2

Afin d'évaluer si des critères thoraciques basés sur la déflexion peuvent prédire ces tendances observées pour les fractures costales, la déflexion thoracique antéropostérieure du modèle a été calculée. Cependant, ce critère est basé sur uniquement deux points de mesure (gauche et droite) et ne semble pas capturer la compression du bas du thorax, surtout lors du sous-marinage. D'autres critères incluant davantage de points de mesure ont aussi été évalués. Le pic de déflexion maximal (Cmax) peut être défini comme la déflexion maximale obtenue en quatre emplacements de mesure (Poplin et al. 2017) positionnés au niveau de la 4ème et de la 8ème côte à droite et à gauche (emplacements similaires à ceux utilisés pour le mannequin THOR). Ce critère était globalement plus élevé pour les configurations inclinées, mais aucune relation claire entre ce dernier et le nombre de fractures observées n'a pu être identifiée (Figure 72). En effet, les simulations induisant un sous-marinage de l'occupant ont un Cmax inférieur à 58 et au moins trois fractures des côtes, tandis que les cas inclinés sans sous-marinage avaient un Cmax supérieur à 68 et une fracture de côte au plus dans tous les cas sauf un. D'autres critères basés sur la déflexion thoracique ont également été évalués (PC Score, TIC) mais n'ont pas démontré de meilleure corrélation avec le nombre de fractures costales observé.

Pour les positions inclinées, l'angle d'assise, la posture initiale de l'occupant, la décélération utilisée et l'occurrence du sous-marinage ont tous affecté la densité d'énergie de déformation du foie, tel qu'illustré Figure 73. Un sous-marinage précoce conduit à une densité d'énergie de déformation du foie plus élevée, et donc à un risque plus élevé. Pour la configuration SP25, ce critère était relativement proche de la configuration nominale (i.e. variations de 2,5 $\mu\text{J}/\text{mm}^3$ au maximum, toutes les valeurs inférieures à 6 $\mu\text{J}/\text{mm}^3$ soit un risque moyen d' AIS2+ de 4% pour cette configuration de siège), bien que l'occupant ait juste sous-mariné pour une des conditions étudiée (Position Slouched, Pulse #2). Pour la configuration SP15, la densité d'énergie de déformation du foie semble particulièrement sensible à l'angle du bassin initial de l'occupant (par exemple, ce critère a augmenté de 4,2 $\mu\text{J}/\text{mm}^3$ entre les positions Reference et Slouched, pour le Pulse #2, conduisant à un risque moyen de 16% d' AIS2+ pour cette configuration de siège). Enfin, la configuration SP05 a conduit aux valeurs les plus élevées pour ce critère (supérieur à 10 $\mu\text{J}/\text{mm}^3$ pour le Pulse #2, soit un risque moyen d' AIS2+ de 62% pour cette configuration de siège).

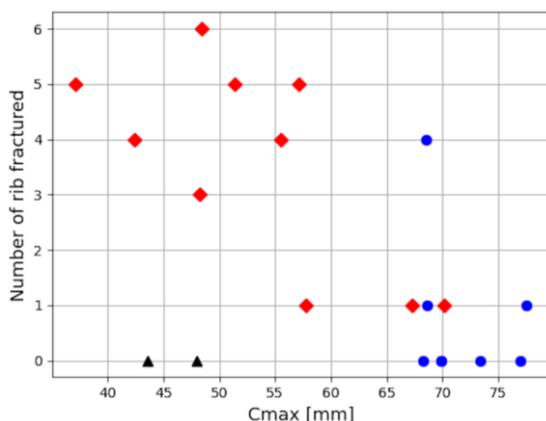


Figure 72 : Nombre de côtes fracturées par rapport pic de déflexion maximal (Cmax). Les deux profils de décélération sont représentés. Les triangles noirs représentent les conditions de base, tandis que les losanges rouges et les cercles bleus représentent respectivement les positions inclinées avec et sans sous-marinage.

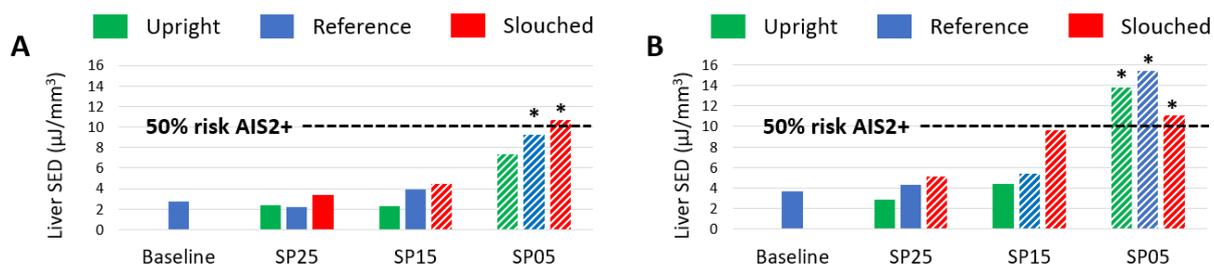


Figure 73 : Densité d'énergie de déformation du foie pour les configurations de siège incliné. Les barres pleines et hachurées représentent respectivement les configurations où le sous-marinage n'a pas eu lieu, et où il a eu lieu. Les astérisques représentent les simulations pour lesquelles l'excursion maximale du bassin n'a pas était atteinte. A : Pulse #1, B : Pulse #2

Les efforts lombaires mesurés pour les configurations inclinées semblent avoir une tendance opposée de celle de la densité d'énergie de déformation du foie, à savoir une diminution lors du sous-marinage (plage de variations de 0.2 à 2.4kN) et une augmentation dans le cas contraire (plage de variations de 1.7 à 3.6kN). Par ailleurs, ces efforts étaient également plus élevés pour des angles d'assise élevés et une position d'occupant redressée (Figure 74).

Pour les configurations inclinées et nominale, des fractures de bassin ont été observées au niveau des épines iliaques antérosupérieures et du coccyx pour les deux profils de décélération. En position inclinée, l'angle d'assise et la posture initiale de l'occupant ont un impact minime sur la sévérité de ces fractures si l'on considère le volume d'éléments érodés. Pour les configurations SP25, SP15, et SP05, les fractures bassin ont conduit respectivement à 1.06 ± 0.1 , 1.47 ± 0.29 , et $0.98 \pm 0.09\%$ du volume du bassin érodé. Par ailleurs, les configurations inclinées ont conduit à des efforts de ceinture diagonale inférieurs à celles de la position nominale au niveau de la boucle, en particulier lorsque le sous-marinage s'est produit (2.7-4.4 et 4.6kN respectivement, pour le Pulse #1). Les efforts de la ceinture bassin étaient similaires à la configuration nominale pour les positions inclinées où le sous-marinage ne s'est pas produit, et ont diminué lorsqu'il s'est produit avec des efforts côté gauche respectivement de 9.5, 9.0 ± 0.21 , et 7.8 ± 0.54 kN (Annexe 10).

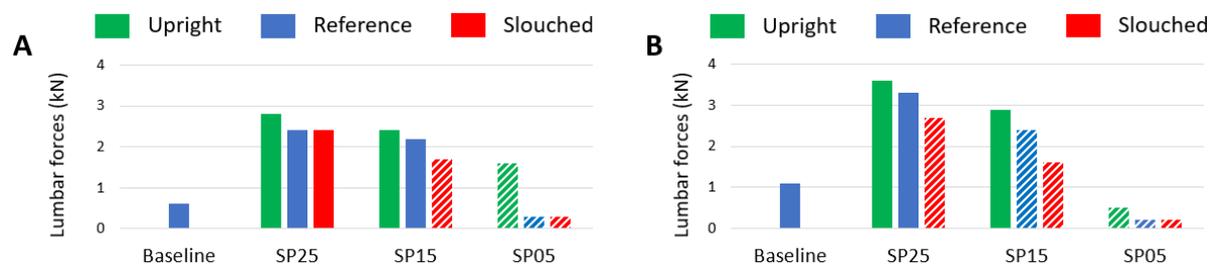


Figure 74 : Efforts lombaires observés pour les configurations de siège incliné. Les barres pleines et hachurées représentent respectivement les configurations où le sous-marinage n'a pas eu lieu, et où il a eu lieu. A : Pulse #1, B : Pulse #2

Les simulations réalisées en position inclinée en retirant l'airbag semblent indiquer que ce dernier a peu d'impact sur le phénomène de sous-marinage. En effet, pour les simulations avec et sans airbag, le sous-marinage s'est produit pour les mêmes conditions de simulations (i.e. angle d'assise, posture d'occupant, et profil de décélération). De plus, pour toutes les configurations inclinées, le retrait de l'airbag a peu affecté la cinématique du bassin, avec une excursion frontale du bassin comprise entre 219-246, 269-301 et 352-385mm respectivement pour les configurations SP25, SP15 et SP05 (Annexe 11). Les forces lombaires étaient également similaires pour les deux conditions d'airbag. Le retrait de l'airbag a cependant permis une plus grande excursion de la tête et a conduit à un contact de la tête avec les cuisses pour tous les angles d'assise (Figure 75).

Par ailleurs, étant donné que les points d'ancrage de la ceinture bassin sont proches du centre de rotation de l'assise dans l'environnement utilisé (intersection des plans du dossier et de l'assise), la rotation ou le maintien des points d'ancrage a conduit à une position initiale similaire de la ceinture pelvienne, avec un déplacement du point d'ancrage de 12mm. Les configurations inclinées sans rotation des points d'ancrage de la ceinture bassin ont donc eu un effet très limité sur la réponse pour les deux conditions d'airbag (Figure 76, et Annexe 11).

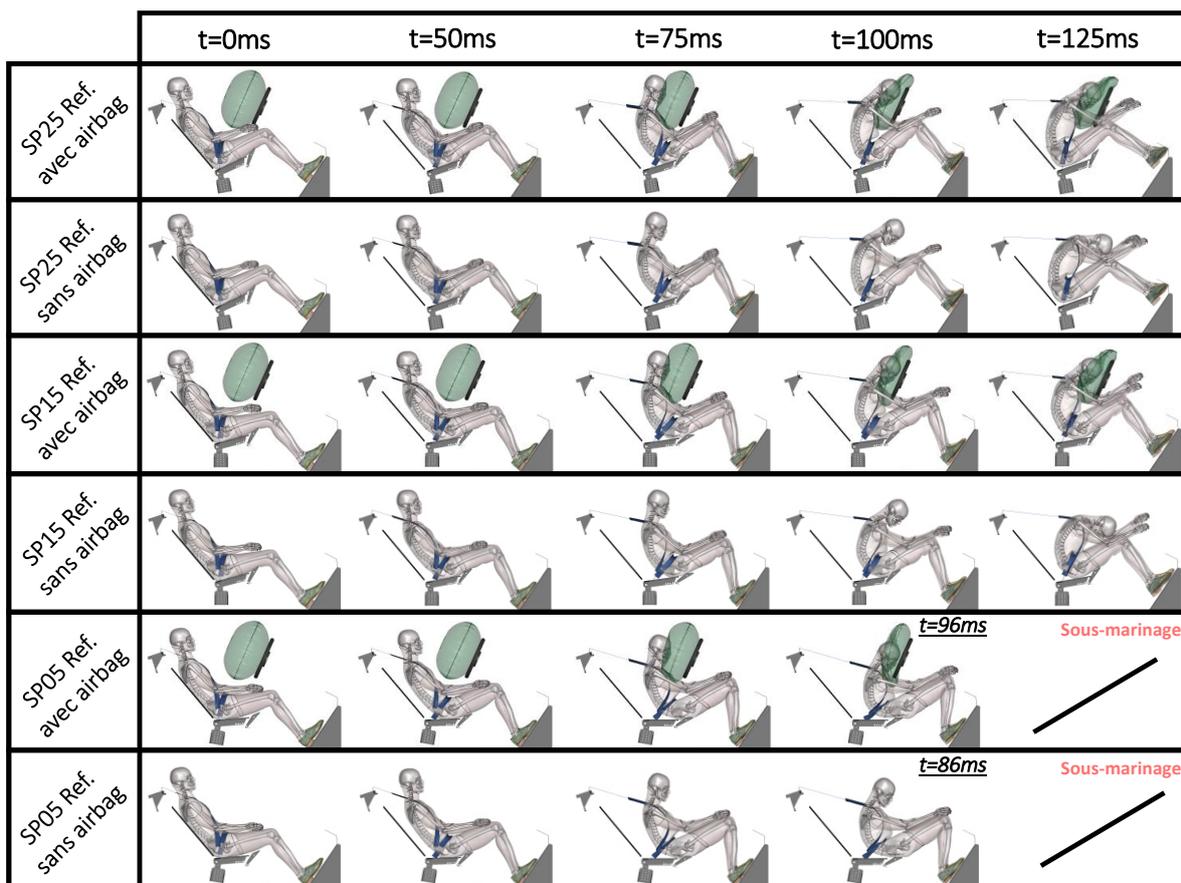


Figure 75 : Cinématique de l'occupant pour les configurations avec et sans airbag. Seule la position Reference est représentée pour chaque angle d'assise (Pulse #1).

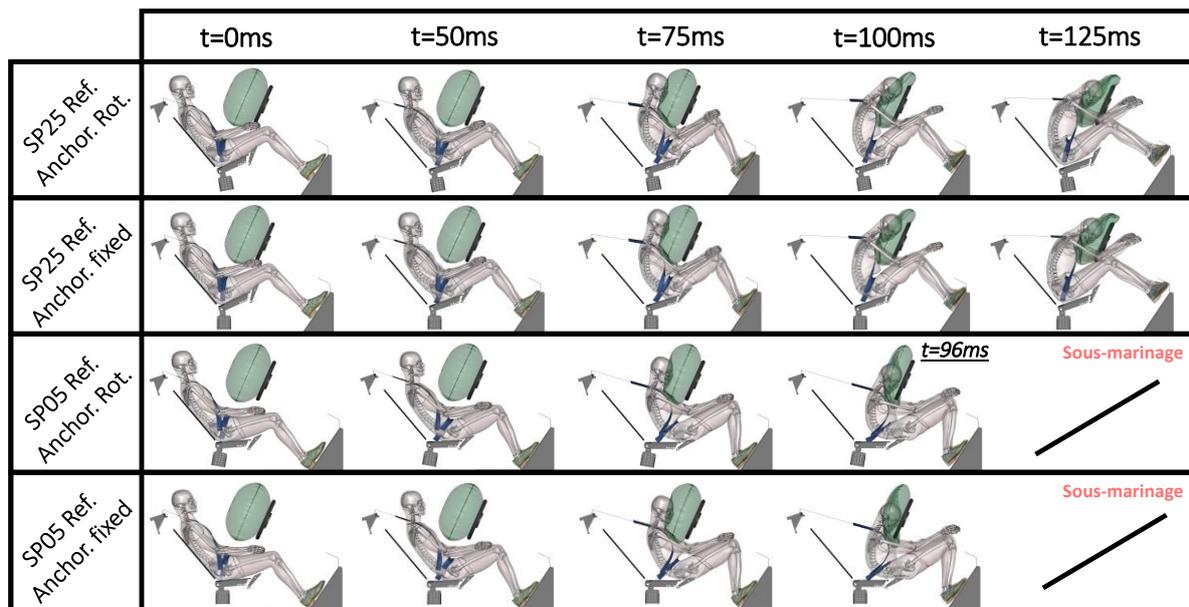


Figure 76 : Cinématique de l'occupant pour les configurations avec et sans rotation des points d'ancrage ceinture. Seule la position Reference est représentée pour chaque angle d'assise (Pulse #1).

2.3. Réponse de l'occupant en position fortement inclinée

2.3.1. Méthodes

Pour les configurations fortement inclinées, l'angle du dossier a été fixé à 60 degrés par rapport à la verticale, correspondant à l'inclinaison de dossier maximale utilisée dans les études volontaires de Yang et al. (2018) et Bohrmann et al. (2020).

Comme les simulations précédemment présentées, les simulations en configurations fortement inclinées sont basées sur le modèle de cockpit générique. L'environnement comprenait le siège articulé, complété uniquement par une ceinture à trois points. Comme précédemment, les ceintures thoracique et bassin étaient équipées de prétensionneurs, avec des temps de d'activation respectivement de 18 et 25 ms. La ceinture thoracique incluait également un limiteur de force de 3kN au niveau de l'ancrage épaule. Par ailleurs, l'environnement utilisé pour ces configurations n'incluait pas d'airbag. En effet, les différentes études biomécaniques actuellement réalisées en position inclinée n'incluent pas d'airbag (Richardson et al. 2020a, Zaseck et al. 2021), et le positionnement d'un airbag classique pour un angle dossier de 60 degrés n'est pas évident si l'on veut qu'il engage la tête et le thorax. La présence d'un repose-pied ou d'un support de genou étant également délicate à concevoir pour ces nouvelles positions de siège, notamment pour des angles d'assise élevés (ex : 45 degrés), l'environnement utilisé n'incluait aucun de ces deux dispositifs. Les deux profils de décélération de la Figure 57 ont aussi été utilisés.

Dix positions d'occupant (une nominale et neuf fortement inclinées) ont été analysées. La position nominale, appelée *Baseline*, est la même que précédemment. Les neuf positions d'occupant fortement inclinées correspondent à trois angles d'assise associés à trois orientations de bassin.

Les angles d'assise étudiés sont basés sur une étude volontaire de Stanglmeier et al. (2020) visant à évaluer le confort de différentes combinaisons d'angles de dossier et d'assise pour se reposer. Cette

étude combinait trois angles de dossier (55, 65, et 75 degrés) et trois angles d'assise (20, 30, et 40 degrés). Les résultats indiquent que pour un dossier incliné à 65 degrés, des angles d'assise compris entre 20 et 40 degrés semblent appropriés pour le repos. Afin de couvrir cette plage d'angles confortables, trois angles d'assise (25, 35 et 45 degrés, nommés SP25, SP35 et SP45) ont été sélectionnés. Comme pour les configurations inclinées déjà présentées, le centre de rotation du siège a été choisi sur l'axe correspondant à l'intersection des plans du dossier et de l'assise. Le point d'ancrage épaule de la ceinture thoracique était fixé au dossier du siège et pivotait avec ce dernier. Les deux points d'ancrage de la ceinture bassin ont, quant à eux, été pivotés avec l'assise du siège.

Ces simulations ont été réalisées avec le modèle GHBMCM50-O v5.0* (défini au Chapitre 2), afin d'inclure la modélisation des fractures lombaires. Le repositionnement du modèle a encore une fois été réalisé via le logiciel Piper avec la même méthodologie que pour les positions inclinées (Section 3.2). Ainsi, le modèle initial GHBMCM50-O a dans un premier temps été pivoté avec le dossier du siège. Ensuite, l'angle du bassin était soit maintenu tel quel (environ 90 degrés, appelé *Reference*) ou ajusté de +10 degrés (environ 100 degrés, appelé *Slouched*) ou de -10 degrés (environ 80 degrés, appelé *Upright*). Les modèles repositionnés ont ensuite été placés sur le siège articulé en configuration fortement inclinée (Figure 77 pour les positions de référence). La posture de l'occupant, définie comme illustré sur la Figure 68, est résumée dans le Tableau 10

2.3.2. Résultats

La Figure 78 illustre la position initiale de l'occupant et celle lorsque le bassin a atteint son excursion maximale vers l'avant (Pulse #2). La Figure 79 illustre la cinématique de l'occupant pour les dix configurations fortement inclinées étudiées, avec le profil de décélération #2. Ces résultats montrent un sous-marinage dans cinq des neuf configurations fortement inclinées, avec un risque de sous-marinage accru pour des angles d'assise faibles ou une position initiale d'occupant *Slouched*. Ces résultats sont donc similaires de ceux de l'inclinaison à 40 degrés mais avec un décalage au niveau de l'angle d'assise. L'assise inclinée de 25 degrés semble particulièrement critique pour la retenue du bassin, puisque cette dernière a conduit au sous-marinage de l'occupant pour les trois postures. La configuration SP45 améliore la retenue du bassin et empêche le sous-marinage pour les trois postures. La configuration SP35 est intermédiaire, engendrant ou non un sous-marinage en fonction de la posture initiale de l'occupant.

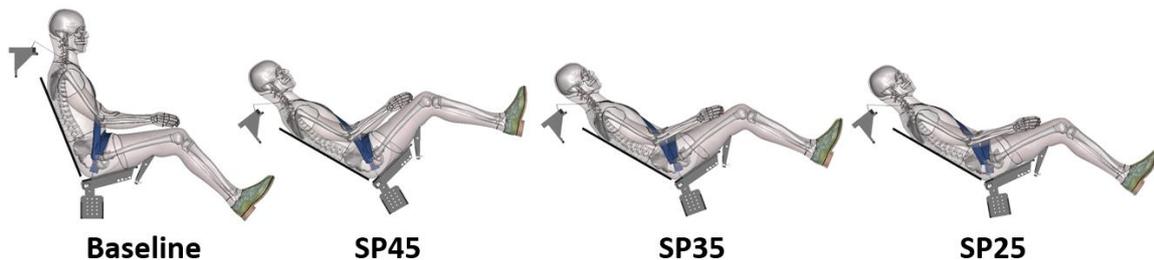


Figure 77 : Configurations fortement inclinées étudiées et position initiale de l'occupant. Seule la posture d'occupant de Référence a été représentée pour les configurations semi-allongées.

Tableau 10 : Angles posturaux des dix positions d’occupant évaluées dans des configurations de siège fortement incliné. Voir Figure 68 pour la définition des angles posturaux

	Angle (en degrés)						
	Tête	Cou	Thorax	Abdomen	Pelvis	Genou	Ceinture
Baseline	21.2	4.9	3.6	27.6	54.2	123.7	72.0
SP45 Upright	65.5	48.8	44.1	65.7	81.6	120.5	98.1
SP45 Reference	64.8	48.3	43.5	65.6	90.0	121.8	97.6
SP45 Slouched	61.6	46.0	43.9	67.6	98.5	124.4	96.8
SP35 Upright	63.8	47.6	43.8	65.1	81.4	120.9	103.9
SP35 Reference	65.9	49.3	43.0	64.9	89.5	121.5	102.6
SP35 Slouched	66.1	49.3	43.2	66.7	98.3	122.5	101.9
SP25 Upright	65.6	49.0	43.7	64.8	81.2	118.3	107.2
SP25 Reference	62.6	46.9	43.6	63.6	88.7	122.2	107.3
SP25 Slouched	66.6	49.8	42.6	65.6	97.7	121.6	107.5

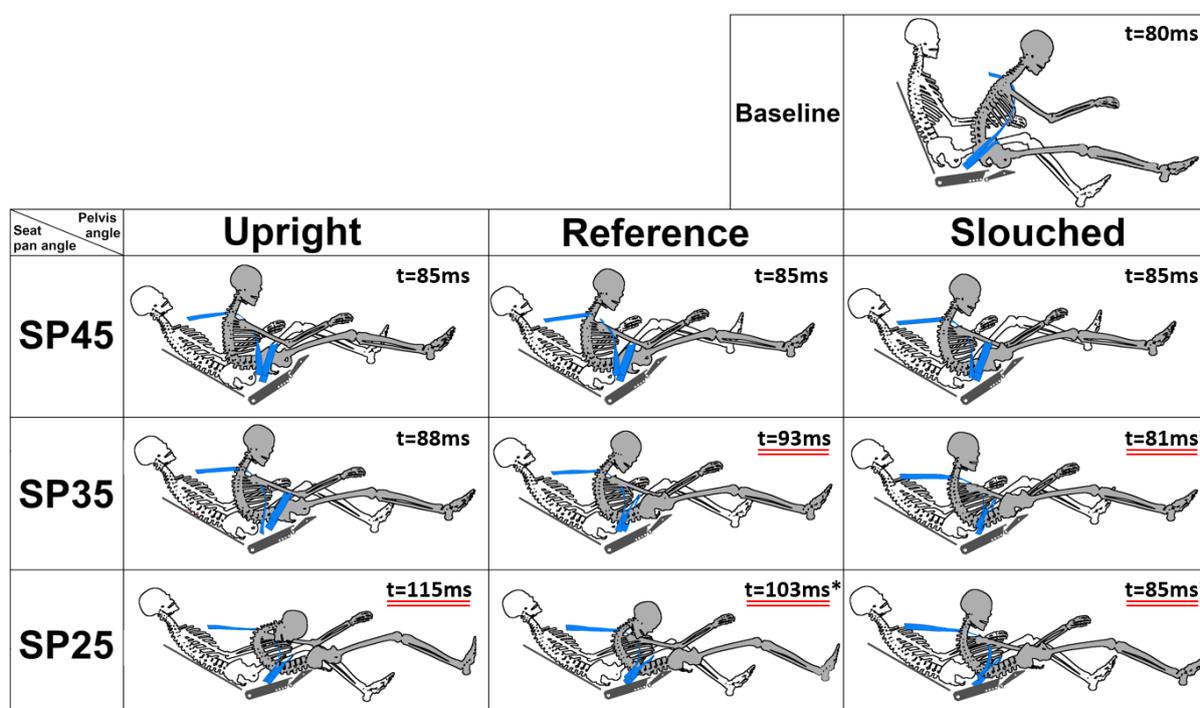


Figure 78 : Cinématique de l’occupant lors de l’excursion maximale du bassin vers l’avant en position fortement inclinée (Pulse #2). Pour chaque configuration, le squelette de l’occupant (la position initiale représentée en blanc, et la posture finale en gris), la ceinture de sécurité et le siège sont représentés. Les configurations soulignées indiquent une occurrence du sous-marinage.

Le sous-marinage de l’occupant a été observé pour les mêmes conditions initiales (i.e. angle d’assise et position d’occupant) avec les deux profils de décélération (Tableau 11), ce qui est différent du cas de l’angle dossier à 40 degrés. Toutefois, comme pour l’angle de 40 degrés, la diminution de l’angle d’assise, l’augmentation de l’angle initial du bassin, ou encore une décélération plus sévère conduisent à un sous-marinage plus précoce.

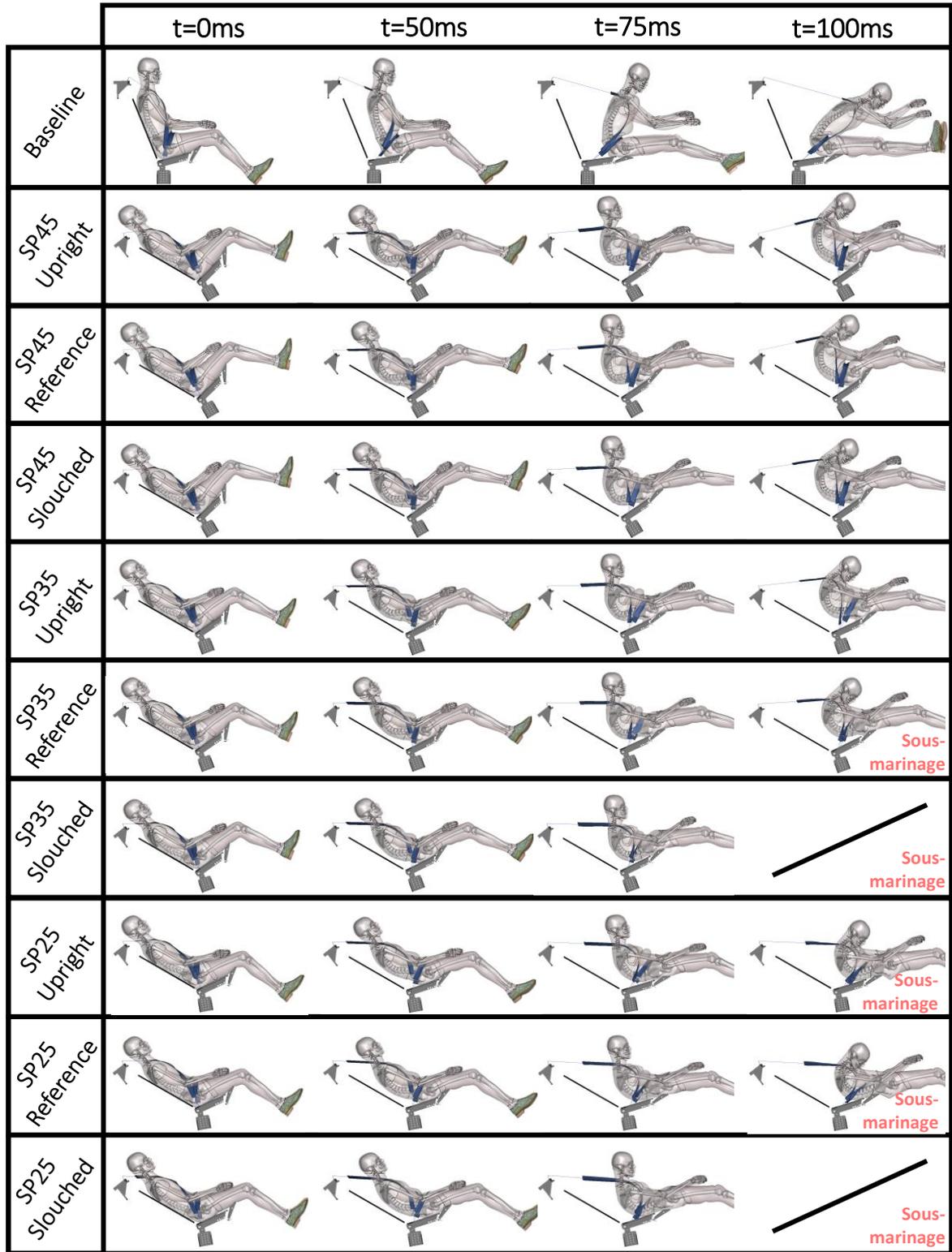


Figure 79 : Cinématique de l'occupant pour les dix configurations fortement inclinées, avec le profil de décélération #2

Tableau 11 : Comparaison de l'occurrence de sous-marinage et du temps d'apparition (en ms) pour les deux profils de décélération, en configuration de siège fortement incliné.

	Pulse #1			Pulse #2		
	Upright	Reference	Slouched	Upright	Reference	Slouched
SP45	-	-	-	-	-	-
SP35	-	90-95	75-80	-	80-85	65-70
SP25	80-85	72.5-77.5	62.5-67.5	70-75	62.5-67.5	55-60

Concernant les lésions observées, le nombre de côtes fracturées semble particulièrement sensible aux conditions initiales (i.e. angle d'assise, et posture d'occupant) (Figure 80). Une position initiale de l'occupant plus redressée semble en effet augmenter le nombre de fractures costales observées, pour tous les angles d'assise étudiés. Par ailleurs, le sous-marinage de l'occupant est globalement associé à un nombre plus élevé de fractures des côtes, avec des plages de variations de 0 à 6 lorsque le sous-marinage n'a pas eu lieu et de 4 à 7 lorsqu'il s'est produit. Comme attendu, le nombre de fractures observées était plus important pour le profil #2.

Pour les positions fortement inclinées, le risque de lésions abdominales estimé grâce à la densité d'énergie de déformation du foie augmente lorsque l'angle d'assise diminue (Figure 81). Comme détaillé précédemment, un faible angle d'assise et une position d'occupant *Slouched* conduit à un sous-marinage précoce exposant plus longtemps l'abdomen au chargement de la ceinture. Ceci se traduit par une densité d'énergie de déformation du foie plus élevée. En limitant le sous-marinage, la configuration SP45 semble également limiter le risque de lésion du foie, avec une densité d'énergie de déformation proche de la condition nominale. A contrario, la configuration SP25 semble particulièrement critique concernant les lésions d'abdominales (critère supérieur à 10 $\mu\text{J}/\text{mm}^3$ soit 50% d' AIS2+ pour le Pulse #2).

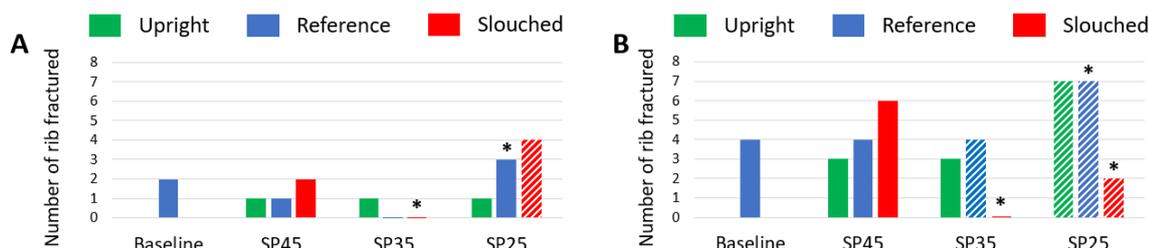


Figure 80 : Nombre de côtes fracturées pour les configurations de siège fortement incliné. Les barres pleines et hachurées représentent respectivement les configurations où le sous-marinage n'a pas eu lieu, et où il a eu lieu. Les astérisques représentent les simulations pour lesquelles l'excursion maximale du thorax n'a pas été atteinte. A : Pulse #1, B : Pulse #2

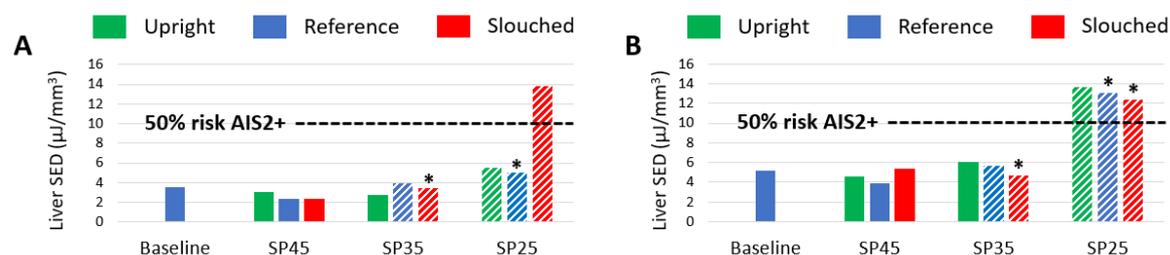


Figure 81 : Densité d'énergie de déformation du foie pour les configurations de siège fortement incliné. Les barres pleines et hachurées représentent respectivement les configurations où le sous-marinage n'a pas eu lieu, et où il a eu lieu. Les astérisques représentent les simulations pour lesquelles l'excursion maximale du thorax n'a pas été atteinte. A : Pulse #1, B : Pulse #2

Les efforts lombaires mesurés pour les configurations fortement inclinées montrent une tendance opposée à celle de la densité d'énergie de déformation du foie (Figure 82). Les efforts lombaires diminuent avec en cas de sous-marinage, mais restent plus élevés pour toutes les configurations fortement inclinées comparées à la position nominale. De plus, des fractures lombaires ont été observées pour un angle d'assise à 45 degrés, avec le profil de décélération #2. Ces fractures étaient présentes au niveau de la vertèbre L1, pour les trois positions d'occupant étudiées (Figure 83).

2.4. Discussion et conclusion

Dans cette étude, une soixantaine de simulations ont été réalisées afin d'analyser la réponse du modèle en position semi-allongée en faisant varier les angles du siège (i.e. angle dossier et assise) et l'orientation initiale du bassin avec deux profils de décélération. Comme les angles d'assise et du bassin étaient fixes dans les études numériques précédentes, les résultats peuvent être considérés comme nouveaux.

Les résultats suggèrent que la diminution de l'angle d'assise du siège, l'augmentation de l'angle du bassin et l'augmentation de la sévérité de la décélération augmentent tous le risque de sous-marinage de l'occupant ainsi que le risque de lésions abdominales. De petites variations de ces paramètres peuvent fortement affecter l'occurrence du sous-marinage (qui est par définition une variable binaire) et le risque de lésion. Par exemple, pour un dossier incliné à 40 degrés et une assise à 15 degrés, la position de référence (i.e. bassin à 70 degrés) n'a pas conduit à un sous-marinage et avait un faible risque de lésions, tandis que la posture avachie (i.e. bassin à 80 degrés) a conduit à un sous-marinage et un risque de lésions du foie de 45%. Des tendances similaires ont été observées pour un dossier incliné à 60 degrés et une assise à 35 degrés, avec un sous-marinage de l'occupant observé pour la position de référence (i.e. bassin à 90 degrés) mais pas pour la position redressée (i.e. bassin à 80 degrés). La condition de sous-marinage la plus défavorable pour les configurations inclinées (SP05 Reference, Pulse #2) a induit six côtes fracturées et plus de 75% de risque de lésions du foie. Pour les configurations fortement inclinées (i.e. dossier à 60 degrés), la condition de sous-marinage la plus défavorable a engendré sept côtes fracturées et plus de 65% de risque de lésions du foie.

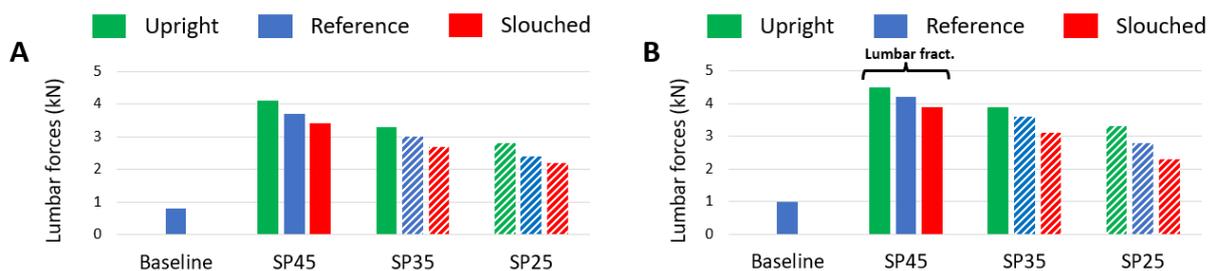


Figure 82 : Efforts lombaires observés pour les configurations de siège fortement inclinées. Les barres pleines et hachurées représentent respectivement les configurations où le sous-marinage n'a pas eu lieu, et où il a eu lieu. Les astérisques représentent les simulations pour lesquelles l'excursion maximale du thorax n'a pas été atteinte. A : Pulse #1, B : Pulse #2

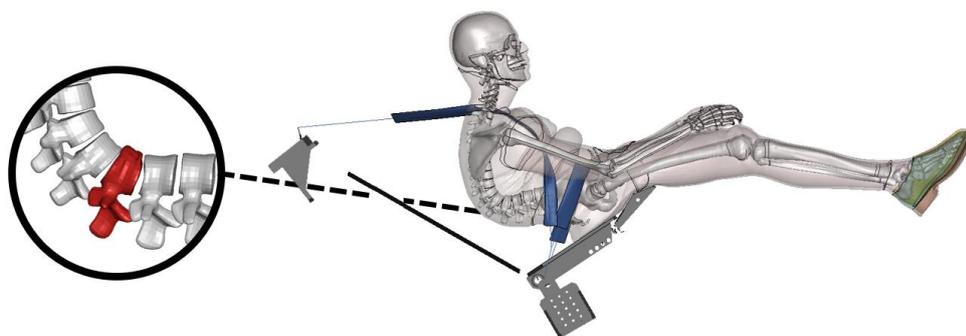


Figure 83 : Fracture lombaire observée pour les configurations fortement inclinées (SB45 Upright, Pulse #2)
Les fractures sont représentées en rouge (vertèbre L1).

Dans l'ensemble, pour les configurations avec un dossier incliné de 40 degrés, une assise inclinée de 15 degrés semble correspondre à la transition entre une retenue appropriée du bassin, et un sous-marinage de l'occupant associé à un risque de lésion abdominale important. Cette sensibilité élevée peut être cohérente avec le fait que d'autres études utilisant cet angle d'assise ont observé que des paramètres tels que le design de l'assise, les contraintes des membres inférieurs, ou encore la taille du modèle puissent affecter fortement la réponse de l'occupant. Pour les configurations fortement inclinées, avec un dossier à 60 degrés, la transition entre une bonne retenue du bassin et un sous-marinage de l'occupant semble survenir pour l'assise à 35 degrés.

L'évaluation des prédictions lésionnelles du modèle devra être raffinée quand de nouvelles données expérimentales en position semi-allongée seront disponibles. Pour l'instant, les simulations suggèrent que le risque de lésions abdominales, estimé à l'aide de la densité d'énergie de déformation du foie, est affecté à la fois par les angles du bassin et du siège. Cependant, Beillas et al. (2018) ont souligné l'importance à la fois de la géométrie de l'organe dans le modèle et du mode de chargement étudié pour prédire correctement le risque de lésion. De nouvelles courbes de risque basées sur des critères de déformation et moins sensibles à la forme de l'organe sont disponibles depuis peu mais n'ont pas été utilisées pour ces travaux. De plus, les résultats mettent en évidence que la déflexion thoracique (C_{max}) semble peu adaptée afin d'estimer le nombre de fractures des côtes, en particulier lors du sous-marinage de l'occupant. Cela peut suggérer un mode de chargement différent, en raison de l'angle du torse, qui n'est pas correctement pris en compte par le critère. Par conséquent, le réalisme de la prédiction des fractures costales du modèle, ainsi que l'adéquation des critères lésionnels devraient être étudiés plus en détail afin de mieux comprendre ces écarts. Ceci pourrait être problématique pour les futures évaluations à l'aide de mannequins.

Par ailleurs, des efforts lombaires plus élevés ont été observés pour les configurations semi-allongées où le sous-marinage ne s'est pas produit. Ceci est cohérent avec d'autres études numériques (ex : Boyle et al. 2018), et les premières données expérimentales en condition semi-allongée (fracture L1 observée sur 3 sujets sur 5 dans Richardson et al. 2020a). Ces efforts ont augmenté de 1.6kN pour la position nominale, à 3.8kN en position inclinée (SB40-SP25, Upright), et à 4.5kN en position fortement inclinée (SB60-SP45, Upright). Des fractures du rachis lombaire ont pu être observées au niveau de la vertèbre L1 pour les configurations fortement inclinées avec un angle d'assise à 45 degrés. Il convient toutefois de se rappeler que les lésions lombaires étaient sous estimées lors des simulations

de validation (Chapitre 2) et que par défaut la tolérance utilisée dans la dernière version du GHMBC correspond à un occupant de 53 ans (une valeur pour un occupant plus âgé est aussi disponible).

Enfin, diverses hypothèses ont été réalisées concernant l'environnement utilisé dans ces simulations, pouvant influencer la réponse globale de l'occupant. Premièrement, le siège articulé utilisé n'a pas été initialement conçu pour des positions d'assise inclinées. En effet, la rigidité de l'assise et de la rampe anti-sous-marinage a été évaluée pour correspondre à un siège avant standard en position conventionnelle (i.e. assise à 15 degrés), mais dont la validité n'est pas établie pour d'autres configurations. Deuxièmement, comme les futurs aménagements intérieurs de véhicules hautement automatisés sont actuellement inconnus, la position de l'airbag et des points d'ancrage ceinture a été défini arbitrairement. Cependant, les simulations effectuées en configurations inclinées (i.e. dossier à 40 degrés) semblent suggérer que le retrait de l'airbag ait un impact minimal sur le phénomène de sous-marinage. Les deux conditions d'airbag ont également montré des risques similaires de blessures au thorax et aux lombaires. Concernant la position des points d'ancrage de la ceinture bassin, Boyle et al. (2018) ont montré que l'angle de la ceinture bassin pouvait influencer l'occurrence du sous-marinage. Si deux positions de points d'ancrage ont été évaluées pour les configurations inclinées, à savoir une position nominale ou pivotée avec l'assise, les positions étaient proches. Des simulations supplémentaires avec des variations plus importantes de l'angle de la ceinture pelvienne pourraient être effectuées pour mieux dissocier l'interaction de l'angle de l'assise et de l'emplacement de la ceinture bassin sur la retenue de l'occupant.

Compte tenu de l'effet important de la posture sur la réponse du modèle, une étude expérimentale sur l'orientation du bassin en position semi-allongée semble nécessaire afin de comprendre si les variations sélectionnées pour l'étude numérique correspondent effectivement à des angles susceptibles d'être adoptés par des occupants recherchant une position de confort. Cela pourrait être fait en conjonction avec une étude des angles d'assise préférés, car l'angle d'assise aurait probablement un impact sur la position du bassin.

3. Discussion et conclusions

En synthèse, cette première étude numérique a permis d'explorer la réponse de l'occupant dans de nouvelles configurations d'habitacle. Dans un premier temps, des configurations de siège pivoté ont été étudiées grâce à des simulations incluant trois positions d'occupant couplées à des angles de pivotement allant jusqu'à 30 degrés. Ensuite, des configurations de siège incliné ont été simulées lors d'une étude paramétrique faisant varier l'angle dossier, l'angle d'assise ainsi que la position initiale de l'occupant.

Les résultats suggèrent que les postures inclinées semblent critiques pour les occupants lors d'un choc frontal, notamment à cause du risque de sous-marinage, de fractures de côte, et de sa sensibilité à des paramètres qui sont actuellement mal maîtrisés (angle bassin, bio-fidélité du modèle inconnue pour ces configurations). En comparaison, les configurations pivotées semblent augmenter le risque de lésions cérébrales et de fractures bassin, mais de simples contre-mesures (ex: adapter la position de l'airbag, ajouter des supports latéraux à l'assise) semblent diminuer fortement ce risque.

Ces résultats montrent aussi la possibilité d'étudier ces phénomènes à large échelle à partir de simulations numériques, en combinant le repositionnement de modèles et des simulations dans des conditions de sévérité représentative. Les simulations se sont terminées soit sans erreur, soit après que les pics ont été atteints pour les critères lésionnels. Les résultats semblent consistants entre conditions et ils permettent de mieux comprendre grâce à des données quantitatives les phénomènes qui sont en jeu (sous marinage, retenue du bassin, chargement des lombaires, lésions abdominales).

Pour la suite des travaux, il a été décidé d'approfondir l'étude de la position inclinée.

Chapitre 4

Étude expérimentale de la posture de confort des occupants en position semi-allongée

Ce chapitre détaille les expérimentations réalisées afin de mieux caractériser les positions semi-allongées, que ce soit en termes de configurations de siège ou de posture de l'occupant. Il inclut tout d'abord des éléments méthodologiques, puis une description des deux campagnes expérimentales réalisées pour quantifier d'une part les configurations de confort, et d'autre part les postures d'occupant dans de telles configurations.

Sommaire

1.	INTRODUCTION	100
2.	CONFIGURATIONS DE CONFORT EN POSITION SEMI-ALLONGÉE	102
2.1.	<i>Matériels et méthodes</i>	<i>102</i>
2.1.1.	Participants	102
2.1.2.	Siège expérimental	102
2.1.3.	Conditions d'essais.....	103
2.1.4.	Procédure expérimentale	104
2.1.5.	Répétabilité des configurations de confort	104
2.1.6.	Post-traitement des données et analyses statistiques	104
2.2.	<i>Résultats.....</i>	<i>105</i>
2.3.	<i>Discussion et conclusion</i>	<i>107</i>
3.	ESTIMATION DE LA POSITION DU RACHIS ET DU BASSIN EN POSITION ASSISE	107
3.1.	<i>Introduction.....</i>	<i>107</i>
3.2.	<i>Méthodes</i>	<i>109</i>
3.2.1.	Création de la chaîne cinématique personnalisée	109
3.2.2.	Méthode de repositionnement par cinématique inverse.....	110
3.3.	<i>Validation</i>	<i>110</i>
3.3.1.	Description des données.....	110
3.3.2.	Évaluation du modèle cinématique personnalisé en position debout	111
3.3.3.	Évaluation de la méthode de repositionnement de la position debout à assise.....	112
3.4.	<i>Discussion et conclusions.....</i>	<i>113</i>
4.	QUANTIFICATION DE LA POSTURE DE CONFORT EN POSITION SEMI-ALLONGÉ	115
4.1.	<i>Matériels et Méthodes</i>	<i>115</i>
4.1.1.	Participants	115
4.1.2.	Conditions d'essais.....	115
4.1.3.	Procédure expérimentale	116
4.1.4.	Post-traitement des données et analyses statistiques	117
4.2.	<i>Résultats.....</i>	<i>118</i>
5.	DISCUSSION ET CONCLUSIONS.....	120

1. Introduction

Les premières simulations réalisées ont mis en évidence que la cinématique de l'occupant en configuration semi-allongée était influencée à la fois par sa posture initiale et par la géométrie du siège (c.à.d. angle d'assise et du dossier).

L'importance de la position de l'occupant sur l'efficacité des moyens de retenue avait déjà été soulignée en configuration de siège nominale, et notamment lors de chocs frontaux (Husher et al. 1995, McMurry et al. 2018, Leledakis et al. 2021). La posture initiale de l'occupant semble encore plus critique en configuration semi-allongée, où la retenue du bassin est délicate. Ainsi, ce chapitre se concentre sur la quantification de la posture en position semi-allongée, et notamment la position du bassin.

Afin d'évaluer le risque de sous-marinage de l'occupant, à la fois en position nominale et semi-allongée, la caractérisation de l'orientation du bassin est primordiale. Il existe plusieurs mesures angulaires notables sur le bassin, généralement dans le plan sagittal (Figure 84). L'angle de Nyquist est défini comme l'angle formé par les épines iliaques antérosupérieures (ASIS) et le centre articulaire du pubis par rapport à la verticale (Nyquist et al. 1976). L'inclinaison du bassin est définie par Reed et al. (1999) comme l'angle formé par le centre de hanche (HJC) et le centre articulaire sacro-lombaire (LSJC) par rapport à la verticale. Enfin, l'inclinaison sagittale du sacrum correspond à l'angle formé par le plateau supérieur du sacrum par rapport à l'horizontale (Andersson et al. 1979).

Ces différents angles sont utilisés aussi bien dans des études ergonomiques que d'accidentologie, ce qui rend difficiles les comparaisons entre études. Une revue de la littérature a été effectuée concernant certains des résultats importants quantifiant l'orientation du bassin en position assise. Les résultats de cette revue sont résumés dans le Tableau 12.

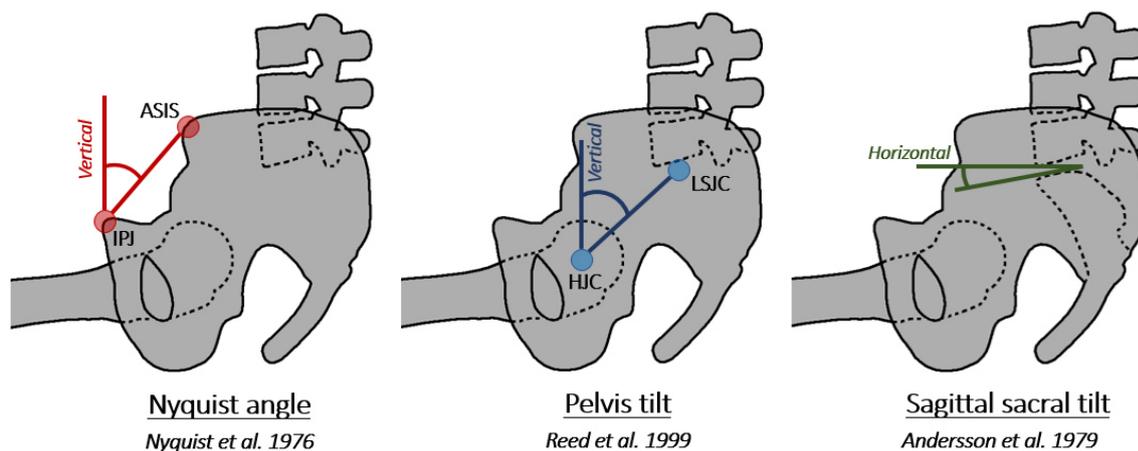


Figure 84 : Exemples d'angles utilisés pour caractériser l'orientation du bassin dans le plan sagittal

Tableau 12 : Revue des données de la littérature concernant l'orientation du bassin en position assise. Les angles sont mesurés en degrés (moyenne ± écart type), et définis Figure 84.

Auteurs	Méthode	Nombre de sujets	Type de siège	Angle dossier	Angle assise	Angle IPJ-ASIS	Angle HJC-LSJC	Angle Sacrum
Nyquist et al. (1976)	Radio.	2	Rigide	20.5	14	49.3±5.3	54.0±7.3	9.7±1.6
Andersson et al. (1979)	Radio.		Rigide	20	0	-	-	17.1±4.1
Reed et al. (1996)	Palpation	32	Auto.	23	14	55.7±12.8	-	-
Chabert et al. (1998)	Radio.	20	Auto.	21	14	-	-	14.6±12.7
Beillas et al. (2009)	IRM	9	Rigide	25	9	23.9±5.3	36.8±4.4	7.5±3.6
Sato et al. (2021)	IRM	23	Rigide	20	10	-	-	3.0±6.8
Sato et al. (2021)	IRM	8	Rigide	25	10	-	-	6.3±4.0
Izumiyama et al. (2018)	Radio.	75	Auto.	24	21.5	45.6±9.7	-	16.5±8.7
Reed et al. (2018)	Palpation	24	Auto.	23	14.5	-	51.0±10.1	-
Reed et al. (2018)	Palpation	24	Auto.	23	14.5	-	54.3±12.7	-
Reed et al. (2018)	Palpation	24	Auto.	43	14.5	-	58.6±15.1	-
Reed et al. (2018)	Palpation	24	Auto.	53	14.5	-	63.3±15.3	-

Les résultats présentés Tableau 12 soulignent que peu d'études sont intéressées à la position du bassin en position semi-allongée. En effet, la majeure partie des études ergonomiques relevées se limite à un angle dossier incliné à une vingtaine de degrés (ex : Beillas et al. 2009, Sato et al. 2021). Concernant l'orientation du bassin en position semi-allongée, seule l'étude de Reed et al. (2018) a été identifiée. Les auteurs ont quantifié l'orientation du bassin sur un siège automobile pour des angles de dossier allant jusqu'à 53 degrés. Pour ce faire, les sujets étaient dans, un premier temps, positionnés sur un siège de référence permettant un meilleur accès aux points anatomiques postérieurs du rachis et du bassin, tel que décrit par Park et al. (2015). Ce siège est conçu pour induire des postures similaires à celles d'un siège automobile, avec une assise et un dossier inclinés respectivement de 14.5 et 23 degrés. Différents points anatomiques (ASIS, PSIS, Suprapatella) ont été palpés afin d'estimer les centres articulaires du bassin (HJC, LSJC) et définir une géométrie de bassin personnalisée (Figure 85A). Le modèle de bassin est ensuite repositionné sur le siège automobile, pour les différentes configurations étudiées, en utilisant un nombre limité de points anatomiques (Figure 85B).

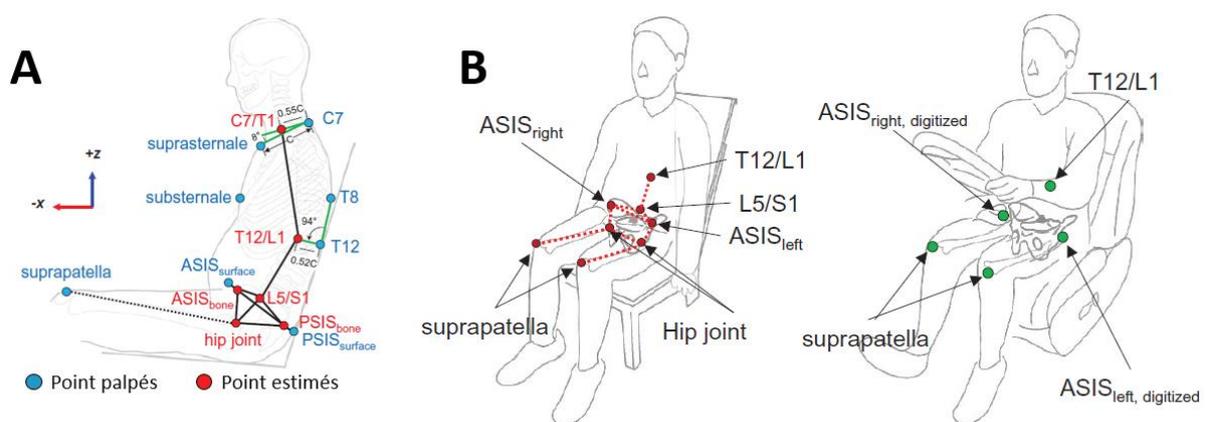


Figure 85 : Méthodologie d'estimation de la position du bassin en position assise, utilisée par Reed et al. (2019) A : Points anatomiques palpés et estimés sur le siège de référence ; B : Définition de la géométrie de bassin personnalisée sur le siège de référence (gauche) et points anatomiques palpés pour le repositionner sur le siège automobile (droite).

Les différentes études listées dans le Tableau 12 révèlent également le manque d'information concernant l'orientation du bassin pour des angles d'assise supérieur à 15 degrés. En effet, la majeure partie des études relevées utilise une assise inclinée à une quinzaine de degrés, correspondant aux sièges automobiles actuels (Harrison et al. 2000). Or, les simulations en position semi-allongée réalisées dans le cadre de ces travaux révèlent qu'une augmentation de l'angle d'assise pourrait améliorer la retenue du bassin en cas de choc frontal (Chapitre 3), et limiter le phénomène de sous-marinage.

D'autre part, les simulations exploratoires ont souligné l'importance de l'orientation de l'assise dans la retenue du bassin en position semi-allongée. Or, le peu de données dans la littérature concernant les configurations inclinées confortables ne permet pas de définir quels sont les scénarios les plus probables parmi les configurations explorées au Chapitre 3.

Ainsi, une étude expérimentale a été réalisée afin de quantifier les configurations de confort en position semi-allongée ainsi que les postures d'occupant associées, en incluant à la fois des modifications des angles d'assise et du dossier. Une attention particulière a été portée sur la position du bassin afin d'apporter des informations pouvant être utilisées pour de futures études. Le protocole expérimental présenté dans ce chapitre a été approuvé par le Comité de recherche sur impliquant la personne humaine (CRPH) de l'Université Gustave Eiffel.

2. Configurations de confort en position semi-allongée

Afin d'identifier les configurations de confort en position semi-allongée, une campagne expérimentale a été menée. Ces analyses se sont concentrées sur les paramètres du siège, ignorant la posture de l'occupant dans de telles configurations.

2.1. Matériels et méthodes

2.1.1. Participants

Neuf hommes et neuf femmes ont participé à l'expérimentation. Les données anthropométriques des participants sont résumées dans le Tableau 13.

2.1.2. Siège expérimental

Le siège expérimental utilisé est composé de trois structures principales : le dossier, l'assise et le repose-pieds (Figure 86). Le dossier du siège est articulé avec le châssis autour d'un axe latéral passant par le point de référence du siège expérimental (PRC). Le dossier est composé de trois supports dorsaux, montés sur le cadre du dossier. L'assise est plate et rigide. Une cale en bois a été ajoutée au support d'assise initial afin que l'assise puisse être inclinée de 9 à 45 degrés. Le repose-pied est composé d'une surface rectangulaire plate avec un repose-pied de bureau monté dessus. Douze paramètres réglables du siège expérimental ont été utilisés dans cette étude (Figure 86).

Tableau 13 : Données anthropométriques des 18 volontaires participant à l'expérimentation

-	N	-	Moyenne	Écart-type	Minimum	Maximum	Intervalle
Femmes	9	Stature (mm)	1667	44	1603	1814	211
		Ratio SH ^A	0.52	0.015	0.50	0.54	0.039
		BMI (kg/m ²)	21.3	1.2	19.7	25.3	5.6
Hommes	9	Stature (mm)	1759	76	1640	1870	230
		Ratio SH ^A	0.52	0.012	0.49	0.54	0.046
		BMI (kg/m ²)	24.3	3.7	19.0	29.9	7.0
Total	18	Stature (mm)	1713	74	1603	1870	267
		Ratio SH ^A	0.52	0.013	0.49	0.54	0.046
		BMI (kg/m ²)	22.8	3.0	19.0	29.9	10.9

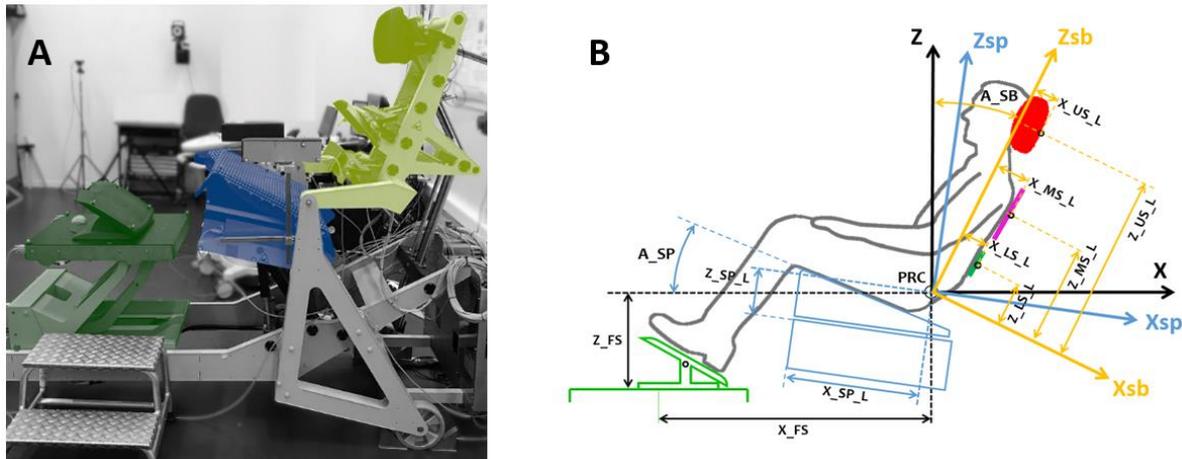


Figure 86 : Siège expérimental utilisé

A : Photographie du siège expérimental. Le dossier, l'assise et le repose-pied sont représentés respectivement en jaune, bleu et vert ; B : Paramètres expérimentaux utilisés

Ces paramètres peuvent être contrôlés par l'expérimentateur via un ordinateur, ou directement par des participants via une tablette. Les réglages utilisés comprenaient la position horizontale et verticale des trois supports de dossier, de l'assise et du repose-pied ; ainsi que l'inclinaison du dossier et de l'assise. Deux accoudoirs ont également été utilisés, avec une position ajustable manuellement. Les différents composants du siège, à savoir le repose-pied, l'assise, les deux accoudoirs et les trois supports dorsaux, étaient équipés de capteurs de force permettant de mesurer les forces de contact dans le plan XZ. Une description plus détaillée du siège expérimental peut être trouvée dans Beurier et al. (2017).

2.1.3. Conditions d'essais

Trois angles de dossier de siège (A_SB) ont été testés : 21, 40 et 60 degrés par rapport à la verticale. Étant donné que l'orientation initiale de l'assise peut influencer l'angle de confort sélectionné par les participants (Theodorakos et al. 2018), deux angles initiaux d'assise (A_SP) ont été testés. Pour chaque angle de dossier de siège, l'assise pouvait être réglée à 10 degrés pour déterminer l'angle d'assise préféré minimal ou à 40 degrés pour déterminer l'angle d'assise préféré maximal.

2.1.4. Procédure expérimentale

Pour chaque configuration, l'expérimentateur paramétrait dans un premier temps le siège dans une position de référence. Les supports dorsaux lombaire et thoracique étaient positionnés approximativement à sur les vertèbres L3 et T9 du participant. Les trois supports dorsaux étaient initialement alignés le long de l'axe Z du dossier (Zsb, Figure 86B). La longueur de l'assise (X_SP_L, Figure 86B) a été réglée afin d'avoir une marge d'environ 50 mm entre le creux poplitée et l'avant de l'assise tout en conservant le dos en contact avec les supports dorsaux. Ensuite, le support de pied a été ajusté (X_FS et Z_FS) jusqu'à ce que les cuisses soient en contact avec l'assise, avec un angle genou d'environ 110 degrés.

Après ces premiers ajustements, les participants ont été invités à ajuster certains paramètres expérimentaux pour adopter une position de détente confortable. Les paramètres ajustables incluaient la position de l'appui-tête (X_US_L et Z_US_L), la profondeur de l'appui lombaire (X_LS_L), l'inclinaison de l'assise (A_SP). Ils pourraient également réajuster la longueur de l'assise (X_SP_L) et la position du repose-pieds (X_FS et Z_FS) si désiré. Une fois une position confortable atteinte, les participants ont été invités à descendre du siège afin de mettre à zéro tous les capteurs de force. Ensuite, ces derniers se sont repositionnés sur le siège afin d'adopter une position de détente (Figure 87). Les paramètres de siège sélectionnés ont été enregistrés à 20 Hz pendant 1.25 secondes.

2.1.5. Répétabilité des configurations de confort

Parmi les dix-neuf volontaires participant à cette campagne expérimentale, neuf ont été inclus dans une seconde série de mesure afin d'évaluer la répétabilité des configurations de confort obtenues. Pour cette seconde campagne expérimentale, seules les configurations avec une assise initialement réglée à 10 degrés ont été testées, avec toujours les trois angles de dossier (21, 40 et 60 degrés). La procédure de positionnement des sujets pour ces nouveaux essais est identique à la première campagne expérimentale (détaillée Section 2.1.3). Les deux campagnes expérimentales étaient séparées de sept mois.

2.1.6. Post-traitement des données et analyses statistiques

En plus des douze réglages du siège expérimental, d'autres paramètres du siège peuvent être dérivés et sont illustrés sur la Figure 88. Pour rappel, pour un angle dossier imposé (A_SB, Figure 86B), la position des trois appuis dorsaux peut toujours être réglée indépendamment les uns des autres. Ainsi, les angles formés par les supports dorsaux peuvent différer de l'angle dossier nominal (A_SB). La profondeur des appuis lombaires et thoracique est réglable dans une plage de 100mm, et pour l'appui tête cette plage est de 300mm. L'angle dorsal inférieur est défini comme la ligne formée par le support lombaire et thoracique par rapport à la verticale (Figure 88). De manière similaire, l'angle dorsal supérieur correspond à la ligne formée par le support thoracique et l'appui-tête par rapport à la verticale (Figure 88). Afin de comparer avec les sièges existants, la position du point de référence du siège (SRP) a également été calculée. Le SRP est défini comme l'intersection entre la surface plate de l'assise et la ligne reliant les appuis lombaire et thoracique.



Figure 87 : Exemples de configurations étudiées
 A : Réglage de la position du siège par le participant ($A_{SB}=22$ degrés) ;
 B : position de confort en configuration inclinée ($A_{SB}=60$ degrés)

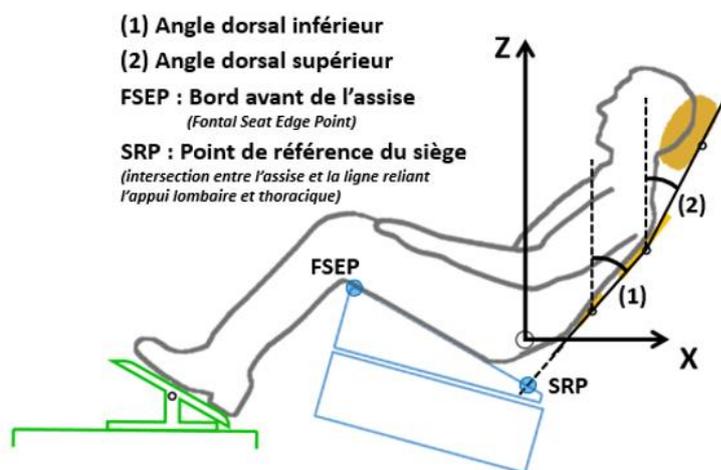


Figure 88 : Paramètres du siège calculés

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide de STATGRAPHICS Centurion 18 et les tests statistiques ont été considérés comme significatifs si $p < 0.05$.

2.2. Résultats

Dans un premier temps, les résultats de la première campagne expérimentale, incluant dix-neuf sujets, seront présentés.

L'angle d'assise minimal préféré (i.e. sélectionné en étant initialement réglé à 10 degrés) était de 12.2 ± 2.1 , 13.4 ± 3.8 et 13.7 ± 4.8 degrés respectivement pour des angles dossier à 21, 40 et 60 degrés. Aucune différence significative n'a été observée entre ces trois angles (Figure 89). L'angle d'assise maximal (i.e. sélectionné en étant initialement réglé à 40 degrés) était significativement plus élevé pour les deux configurations inclinées ($A_{SB} = 40$ et 60 degrés) que pour la condition avec un angle dossier nominal (Figure 23). Les angles d'assise préférés maximaux étaient de 30.8 ± 6.8 , 38.2 ± 3.7 et 39.5 ± 2.7 degrés respectivement pour des angles dossier de 21, 40 et 60 degrés. Ainsi, la plage d'angle d'assise préféré (i.e. intervalle défini par les angles d'assise préférés minimal et maximal) était significativement plus élevée pour les deux configurations inclinées (Figure 89).

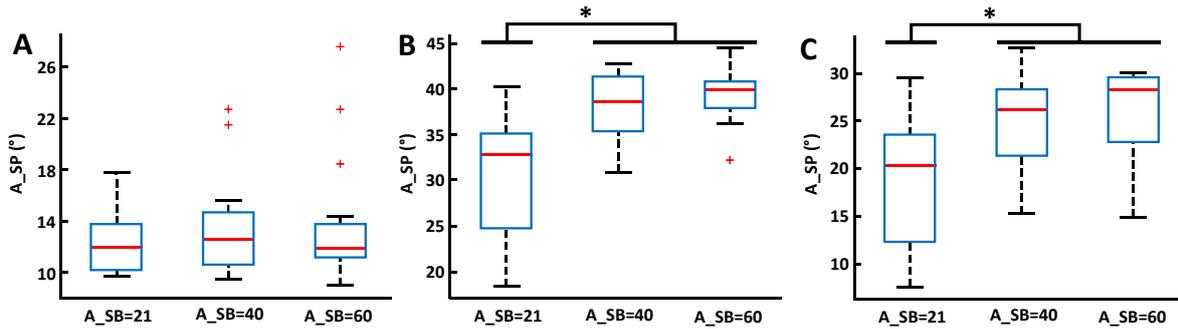


Figure 89 : Configurations de siège préférées obtenues lors de la première campagne expérimentale
 A : Angle d'assise minimal préféré ; B : Angle d'assise maximal préféré ; C : Plage d'angle d'assise préféré
 Les différences significatives sont marquées par un astérisque (T-test, $p < 0.05$).
 L'angle A_SB représente dossier nominal (voir Figure 86B)

Comme attendu, les angles dorsaux supérieur et inférieur sont corrélés à l'angle de dossier nominal (A_SB, Figure 86B). Pour les trois inclinaisons de dossier étudiées, les deux angles dorsaux étaient plus faibles que l'angle dossier nominal. De plus, l'angle dorsal supérieur était significativement plus faible que l'angle dorsal inférieur, pour les différentes configurations étudiées. Pour un angle dossier de 21, 40, et 60 degrés, les angles dorsaux inférieurs observés étaient respectivement de 20.9 ± 3.7 , 38.3 ± 2.6 , et 55.1 ± 4.2 degrés. Les angles dorsaux supérieurs correspondant étaient de 13.7 ± 5.0 , 30.5 ± 6.0 , et 55.1 ± 4.2 degrés. Par ailleurs, l'angle d'assise initial ne semble pas influencer ces angles dorsaux (Figure 89). On remarque également que l'angle d'assise initial ne semble pas affecter ces deux paramètres.

La participation de neuf volontaires aux deux campagnes expérimentales a permis d'évaluer la répétabilité des configurations de confort obtenues. Pour ce faire, les angles de confort ont été comparés pour les mêmes configurations entre les deux campagnes expérimentales, à savoir les configurations avec une orientation d'assise modifiable et initialement réglée à 10 degrés (Figure 91). Si on compare les angles dorsaux inférieur et supérieur caractérisant le profil du dossier entre les deux campagnes expérimentales, on observe aucune différence significative (Figure 91). Pour rappel, lors de ces configurations, l'angle nominal du dossier et la position du support thoracique sont imposés. Les participants sont autorisés à ajuster la profondeur de l'appui lombaire et de l'appui tête dans une plage respectivement de 100 et 300mm. L'angle d'assise préféré, quant à lui, était significativement différent, avec des écarts plus importants pour les configurations semi-allongées (A_SB=40 et 60 degrés) (Figure 91). Lors de la seconde campagne expérimentale, les angles d'assise préférés étaient de 13.4 ± 3.5 , 21.0 ± 6.5 , et 20.7 ± 6.5 degrés, respectivement pour un angle dossier de 21, 40, et 60 degrés.

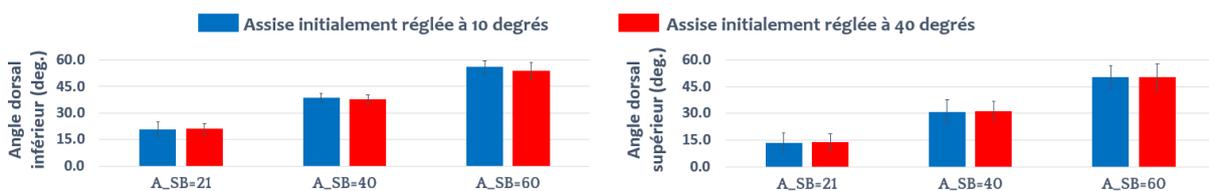


Figure 90 : Angles dorsaux mesurés pour les différentes configurations étudiées lors de la première campagne expérimentale (voir Figure 88 pour la définition des angles dorsaux)

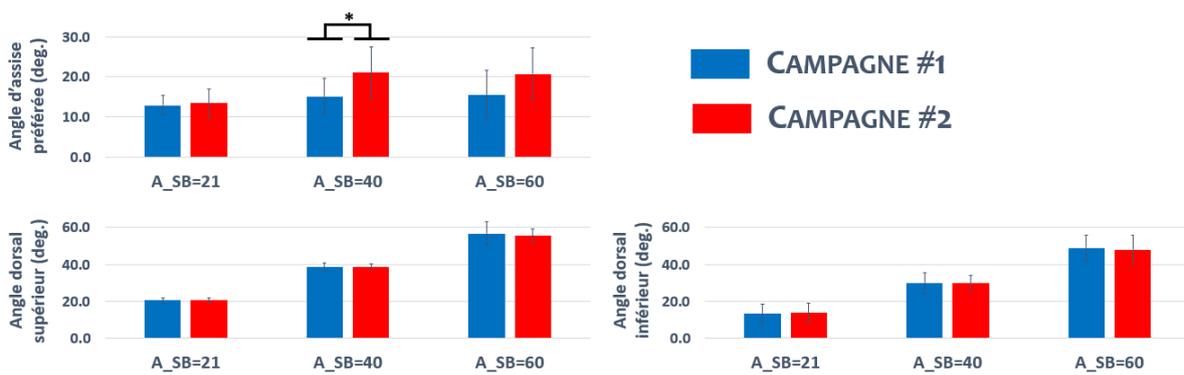


Figure 91 : Configuration de siège sélectionnée par les participants pour les essais avec l'assise initialement réglée à 10 degrés (n=9). La première et seconde campagne expérimentale sont désignées respectivement par CAMPAGNE #1 et CAMPAGNE #2. Les angles dorsaux supérieur et inférieur sont définis Figure 88. Les différences significatives sont marquées par un astérisque (T-test appariés, $p < 0.05$).

2.3. Discussion et conclusion

Les résultats obtenus lors de ces essais ont montré que l'angle d'assise préféré dépendait fortement de l'orientation initiale de l'assise, comme déjà observé par Theodorakos et al. (2018) en utilisant le même siège expérimental. Les observations réalisées suggèrent qu'une plage de 23 degrés pour l'angle d'assise pourrait être considérée comme confortable pour un angle de dossier donné. Par ailleurs, l'inclinaison du dossier du siège semble augmenter la gamme de configurations d'assise sélectionnées par les participants. L'angle d'assise préféré minimal était d'environ 13 degrés pour un dossier incliné de 21 et légèrement plus élevé pour les deux autres angles dossier évalués. L'angle d'assise préféré maximal était, quant à lui, significativement plus élevé pour les configurations inclinées, avec des valeurs moyennes de 31, 38 et 40 degrés pour respectivement pour un dossier incliné de 21, 40 et 60 degrés.

Concernant l'intérieur des futurs véhicules, les résultats suggèrent que l'inclinaison de l'assise ne semble pas critique du point de vue du confort, étant donné qu'une large gamme d'angles d'assise semble être considérée comme confortable pour des positions de siège incliné. Cependant, du point de vue de la sécurité, une assise plus inclinée peut améliorer la retenue du bassin et réduire le risque de sous-marinage, mais pourrait également augmenter la charge vertébrale et entraîner une fracture de la colonne lombaire (cf. Chapitre 3). Par conséquent, des investigations biomécaniques supplémentaires doivent être menées pour établir s'il existe une plage de configurations d'assise sûre (combinaison d'angle d'assise et de dossier) dans la plage des positions confortables.

3. Estimation de la position du rachis et du bassin en position assise

3.1. Introduction

Comme détaillée précédemment, l'estimation de l'orientation du bassin est un facteur clé afin d'évaluer le risque encouru lors de chocs automobiles frontaux. Or, l'estimation de la position du rachis et du bassin en position assise est complexe. En effet, lorsque les individus sont assis sur un siège automobile, la face postérieure du tronc et du bassin n'est pas accessible à la palpation. Les méthodes

d'observation basées sur des techniques d'imagerie médicale (IRM, radiographie) permettent de contourner ces difficultés mais possèdent des contraintes fortes en termes d'espace d'imagerie et nécessitent des protocoles spécifiques. Une alternative pour estimer la posture des occupants en position assise consiste à utiliser des modèles cinématiques personnalisés (Reed et al. 2018, Theodorakos et al. 2019). Ces modèles sont créés dans une position de référence offrant un meilleur accès aux zones anatomiques d'intérêt (ex : debout, assis sur un tabouret), puis repositionnés pour les positions étudiées.

La position des différents centres articulaires intervertébraux est nécessaire pour définir avec précision des modèles cinématiques personnalisés du rachis pour l'analyse de la posture et du mouvement. Ces données peuvent être obtenues à l'aide de techniques d'imagerie médicale (Humbert et al. 2009, Mitton et al. 2016). Cependant, ces méthodologies sont coûteuses, chronophages et nécessitent des protocoles expérimentaux spécifiques. Une alternative consiste à estimer les centres articulaires en se basant sur des équations de régression, permettant de relier la position de ces derniers à celles de points anatomiques externes (Snyder et al. 1972, Reed et al. 1999, Peng et al. 2015). Le modèle géométrique développé par Snyder et al. (1972) fournit douze équations afin d'estimer la position de six centres articulaires rachidiens en se basant sur des marqueurs cutanés situés sur six apophyses épineuses. Le modèle développé par Peng et al. (2015) fournit, quant à lui, des équations permettant d'estimer les centres articulaires pelviens (HJC, LSJC) en se basant sur des points anatomiques du bassin et des fémurs. Cependant, l'exactitude de ces méthodes dépend, entre autres, du nombre de points anatomiques utilisés et de l'exactitude de leur identification. Or, l'identification d'un grand nombre de points anatomiques via palpation peut être une étape chronophage, et relativement complexe pour certains points anatomiques. Des erreurs de palpation de plus de 15 mm ont été rapportées pour des points anatomiques du rachis et du bassin (Kilby et al. 2012, Mieritz et al. 2016).

Une méthode prédictive nécessitant qu'un petit nombre de points anatomiques facilement palpables serait ainsi préférable. Dans cette optique, Nérot et al. (2016, 2018) ont proposé une méthode basée sur l'analyse en composantes principales (PCA) pour prédire les points anatomiques internes du bassin et les emplacements des centres articulaires rachidiens à partir de la surface 3D externe du tronc. Pour cette méthode, seule la surface scannée du tronc est nécessaire comme donnée d'entrée, la rendant ainsi indépendante de l'opérateur car aucune palpation de points anatomiques avec précision n'est nécessaire. Bien que cette méthode semble plus robuste pour localiser les centres articulaires que l'utilisation de palpations externes, elle ne peut pas être directement appliquée pour d'autres postures que la position debout, car le modèle statistique a été développé à partir de données acquises dans cette position. Par ailleurs, les reconstructions 3D du bassin et du rachis provenant de données IRM sur 9 personnes en position debout (Beillas et al. 2009) ont été utilisées pour comparer les méthodes proposées par Nérot et al. (2016) et Peng et al. (2015). Il s'avère que la position des centres pelviens (HJC, LSJC) prédits par la méthode de Nérot et al. (2016) à partir d'un scan de la surface du tronc n'est pas aussi précise que celle prédite par les équations de régression de Peng et al. (2015) à partir des points anatomiques palpés. Les prédictions des deux méthodes ont donc été combinées pour la création du modèle personnalisé.

Cette section décrit ainsi une méthodologie basée sur ces estimations et couplée à un algorithme de cinématique inverse permettant d'estimer la position du rachis et du bassin en position assise. Cette méthodologie est composée de trois étapes, à savoir l'estimation de la longueur des segments du bassin et du rachis en position debout, la création d'un modèle cinématique personnalisé en articulant les segments et attachant au modèle des points facilement accessibles en position assise, puis le repositionnement de ce dernier en position assise par un algorithme de cinématique inverse.

3.2. Méthodes

3.2.1. Création de la chaîne cinématique personnalisée

Le modèle est composé d'une chaîne cinématique et de marqueurs attachés à cette dernière (Figure 92). Il est composé du bassin, 5 vertèbres lombaires et 12 thoraciques. La racine du modèle a été définie au milieu des deux centres de hanche. La chaîne cinématique est composée de 21 articulations et de 19 segments. L'articulation racine possède 6 degrés de liberté, les articulations RHJC, LHJC et C7/T1 sont des articulations terminales et ne sont pas impliquées dans le repositionnement. Considérant la symétrie gauche droite des positions assises étudiées dans cette thèse, seul le degré de liberté qui correspond à la flexion extension dans le plan sagittal, est considéré pour toutes les autres articulations de la colonne.

Pour personnaliser le modèle, il faut que la longueur de chaque segment corresponde à une personne spécifique. Pour ce faire, nous avons besoin d'estimer les centres articulaires dans une position debout à l'aide des méthodes Nérot et al. (2016) et Peng et al. (2015) avec le scan du tronc et les points anatomiques palpés du bassin (ASIS, PSIS, IPJ). La longueur du segment bassin est définie à partir des trois points pelviens estimés par la méthode Peng et al. (2015) et celle des autres segments sont définies par les centres estimés par la méthode Nérot et al. (2016).

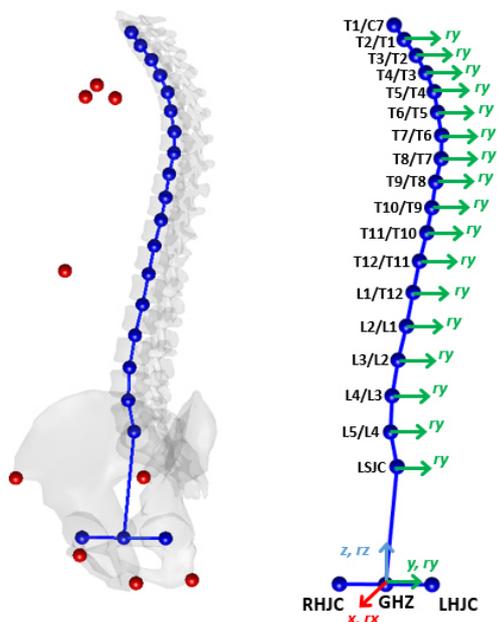


Figure 92 : Définition du modèle cinématique (gauche) et degrés de liberté des différentes articulations (droite). La chaîne cinématique est représentée en bleu et les points anatomiques osseux attachés (marqueurs) en rouge.

3.2.2. Méthode de repositionnement par cinématique inverse

Le repositionnement du modèle cinématique personnalisé ainsi créé, peut être formalisé en un problème de cinématique inverse. Il consiste à trouver les angles articulaires \mathbf{q} à partir des positions des points anatomiques \mathbf{x} . Comme le nombre de degrés de liberté impliqué dans le repositionnement est plus grand que celui imposé par les contraintes de position \mathbf{x} , il y a une infinité de solutions possibles. Afin de restreindre la solution plus réaliste, nous proposons d'utiliser une posture de référence $\tilde{\mathbf{q}}$, de sorte que la posture estimée ne s'éloigne pas de cette posture dite 'de référence' :

$$f = \sum_{i=1}^M w_i (x_i(\mathbf{q}) - \tilde{x}_i)^2 + w_g \sum_{i=1}^N v_i (q_i - \tilde{q}_i)^2 \quad (E1)$$

avec w_i = poids accordé à chaque marqueur (pour minimiser l'écart avec les cibles)

$x_i(q)$ = position des marqueurs

\tilde{x}_i = position des cibles pour les marqueurs

w_g = poids accordé à la conservation de la posture de référence

v_i = poids accordé à chaque articulation (pour la conservation de la posture de référence)

q_i = angles intersegmentaires

\tilde{q}_i = angles intersegmentaires de la posture de référence

3.3. Validation

3.3.1. Description des données

La méthode développée a été validée à l'aide de données IRM (Beillas et al. 2009) qui comprennent neuf participants (6 hommes et 3 femmes), en position debout et assise. Les données anthropométriques des sujets sont résumées dans le Tableau 14. Pour chaque participant, des modèles 3D du squelette interne (rachis et bassin) et de la forme corporelle externe (peau) sont disponibles. Les centres articulaires rachidiens et de la hanche ont été virtuellement palpés pour les neuf sujets dans les deux positions d'intérêt. Les centres articulaires rachidiens de C7/T1 à LSJC ont été définis comme le point médian entre les centres de deux plateaux vertébraux adjacents. Les centres de hanche ont été définis comme le centre de la sphère correspondant à l'acétabulum.

Tableau 14 : Données anthropométriques des 9 sujets inclus dans l'étude de Beillas et al. (2009)

-	N	-	Moyenne	Écart-type	Minimum	Maximum	Intervalle
Femmes	3	Stature (mm)	1693	52	1620	1740	120
		Poids (kg)	61.7	6.3	53	68	15
		BMI (kg/m ²)	21.4	0.9	20.2	22.5	2.3
Hommes	6	Stature (mm)	1790	70	1690	1910	220
		Poids (kg)	74	10.1	60	88	28
		BMI (kg/m ²)	23.0	1.5	20.9	24.5	3.6
Total	9	Stature (mm)	1757	79	1620	1910	290
		Poids (kg)	69.9	10.7	53	88	35
		BMI (kg/m ²)	22.5	1.5	20.2	24.5	4.3

3.3.2. Évaluation du modèle cinématique personnalisé en position debout

METHODES

Pour les neuf sujets, le modèle cinématique combinant les données obtenues via les méthodes de Nerot et al. (2016) et Peng et al. (2015) a été utilisé pour estimer la position des centres articulaires du bassin et du rachis en position debout. Pour ce faire, les deux centres de hanches ainsi que les 18 centres articulaires rachidiens ont été définis comme marqueurs cibles. Pour les articulations coxofémorales et sacrolombaire, la position des cibles correspondait aux estimations de Peng et al. (2015), tandis que pour les autres articulations les estimations de Nerot et al. (2016) ont été utilisées comme cibles. Des poids plus importants ont été accordés aux cibles situées aux extrémités de la chaîne cinématique (RHJC, LHJC, LSJC, C7/T1, T1/T2, T2/T3, T3/T4) afin d'autoriser un repositionnement essentiellement au milieu de la colonne, pour se rapprocher de la posture de référence. La posture de référence utilisée dans ces essais correspond à la courbure moyenne des neuf sujets en position debout.

RESULTATS

La Figure 93 illustre les centres articulaires pelviens et rachidiens provenant des données IRM et estimés par cinématique inverse en position debout. On observe que la courbure vertébrale est globalement correctement estimée pour les neuf sujets. Pour comparaison, la Figure 95 illustre les centres articulaires pelviens et rachidiens estimés par la méthode de Nerot et al. (2016).

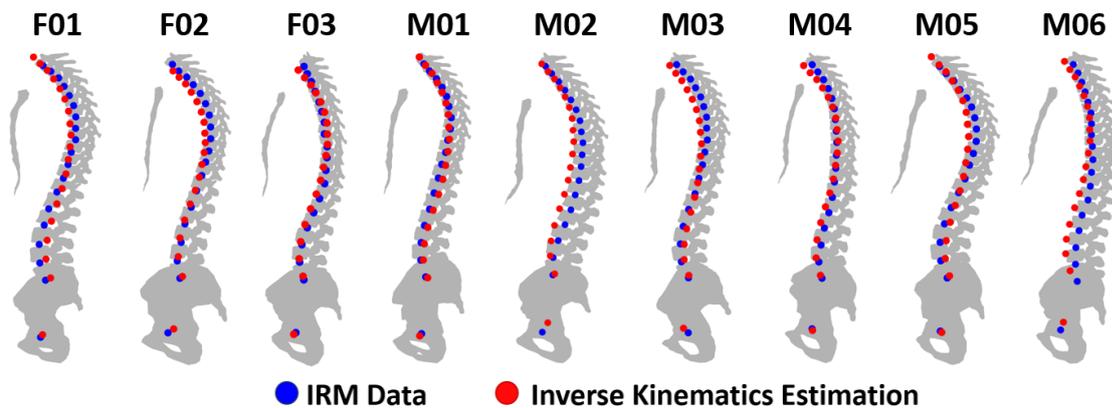


Figure 93 : Estimation des centres articulaires rachis/bassin, en position debout, en utilisant le modèle cinématique. Les points bleus représentent les centres articulaires obtenus via les données IRM, et les points rouges ceux estimés via la méthode de cinématique inverse.

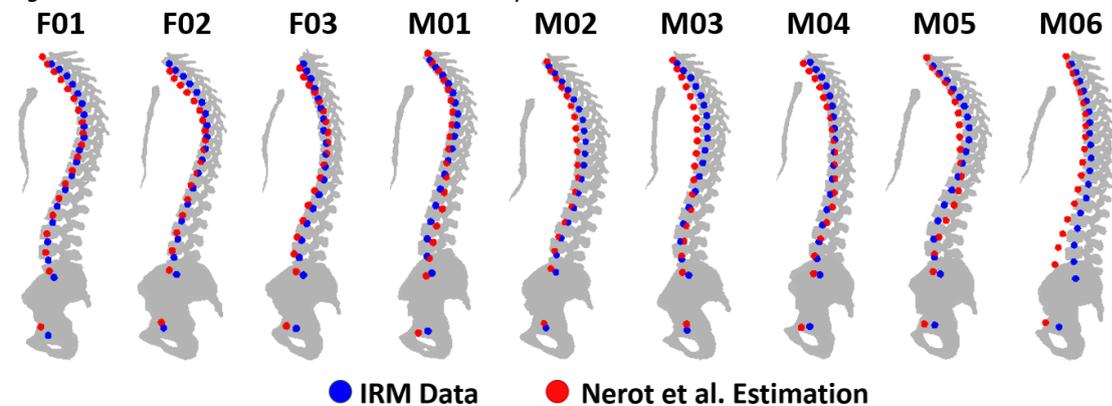


Figure 94 : Estimation des centres articulaires rachis/bassin, en position debout, via la méthode de Nerot et al. (2016). Les points bleus représentent les centres articulaires obtenus via les données IRM, et les points rouges ceux estimés via la méthode de Nérot et al. (2016).

On peut constater des écarts plus importants pour les centres articulaires estimés par la méthode de Nerot et al. (2016), notamment au niveau du bassin. De plus, pour le sujet M06, cette méthode semble induire une mauvaise prédiction de la courbure lombaire, avec des erreurs allant jusqu'à 55mm pour l'articulation sacrolombaire. L'incorporation des estimations de Peng et al. (2015) dans le modèle cinématique permet de corriger cette déviation, et ainsi réduire l'erreur d'estimation de l'articulation sacrolombaire à 28mm.

La Figure 95 résume les erreurs d'estimation pour les deux méthodologies proposées. Comme suggéré par les Figure 93 et 95, les estimations avec le modèle cinématique sont plus précises, avec une erreur moyenne de $15.7 \pm 6.7\text{mm}$, contre $19.4 \pm 7.8\text{mm}$ pour la méthode de Nerot et al. (2016). La précision des estimations est principalement améliorée dans les régions pelvienne et lombaire, due à l'incorporation des estimations faites via la méthode de Peng et al. (2016). Pour la partie haute du rachis (T4/T3 à T1/C7), les marqueurs cibles utilisés pour piloter la cinématique inverse étant les centres estimés par la méthode de Nerot et al. (2016), les erreurs entre les deux méthodes proposées sont similaires.

3.3.3. Évaluation de la méthode de repositionnement de la position debout à assise

METHODES

Pour estimer la position des centres articulaires en position assise, les modèles cinématiques personnalisés en position debout (Figure 93) ont été utilisés. Une fois la position debout estimée, des points anatomiques osseux, accessibles à la fois en position debout et assis, ont été attachés à la chaîne cinématique. Ces points serviront de marqueurs cibles afin de piloter le mouvement de la chaîne cinématique. Les cibles incluent des points sur le sternum (incisure jugulaire, incisures claviculaires, et processus xiphoïde) et des points sur les bassins (épinos iliaques antérosupérieures, articulation pubienne, tubérosités ischiatiques). La position initiale et ciblées de ces marqueurs a été définie en palpant virtuellement ces points anatomiques, respectivement sur les modèles IRM debout et assis. La posture de référence utilisée dans ces essais correspond à la courbure moyenne des neuf sujets en position assise.

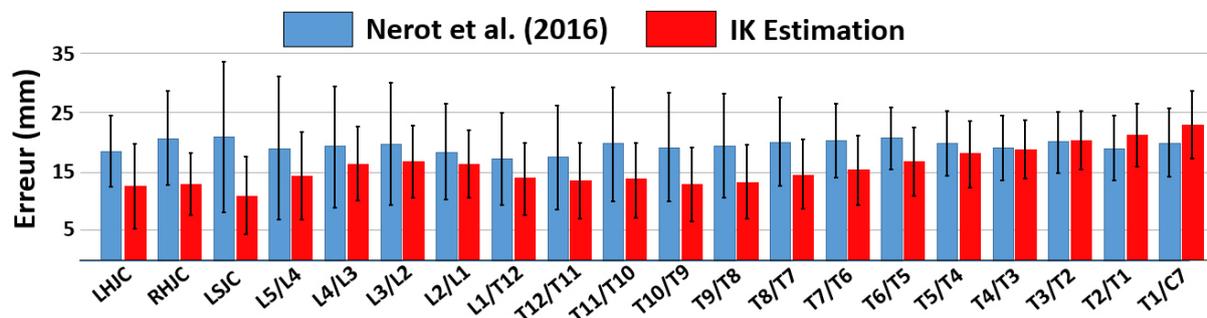


Figure 95 : Erreur d'estimation des centres articulaires en position debout. Ce paramètre correspond, pour chaque centre articulaire, à la distance en 3D entre les points estimés et les données IRM.

RESULTATS

La Figure 96 illustre les centres articulaires pelviens et rachidiens provenant des données IRM et estimés par cinématique inverse en position assise. On observe que la courbure vertébrale est globalement correctement estimée pour les neuf sujets. La position du bassin semble correctement estimée, et les écarts avec les données IRM se situent principalement dans la partie haute du rachis.

La Figure 97 résume les erreurs d'estimation pour la méthode proposée. Comme relevé précédemment, les erreurs se situent principalement sur les premières vertèbres thoraciques. En moyenne, une erreur de $14.7 \pm 6.7\text{mm}$ a été obtenue.

3.4. Discussion et conclusions

Dans cette section, une procédure a été développée afin d'obtenir des modèles personnalisés de rachis/bassin en position debout et assise. Dans un premier temps, les méthodologies proposées par Nerot et al. (2016) et Peng et al. (2015) sont utilisées pour estimer la position des centres articulaires du bassin et du rachis. Ces données (c.à.d. longueur des segments articulaires) sont ensuite utilisées pour construire un modèle cinématique personnalisé. Le modèle est mis en position debout, en se basant sur les données des deux méthodes (Peng et al. pour les cibles bassin et Nerot et al. pour les cibles thoraciques), afin d'obtenir une estimation cohérente des centres articulaires en position debout. Des points osseux (sternum et bassin) sont ensuite attachés au modèle debout, afin de réaliser le positionnement vers une position assise.

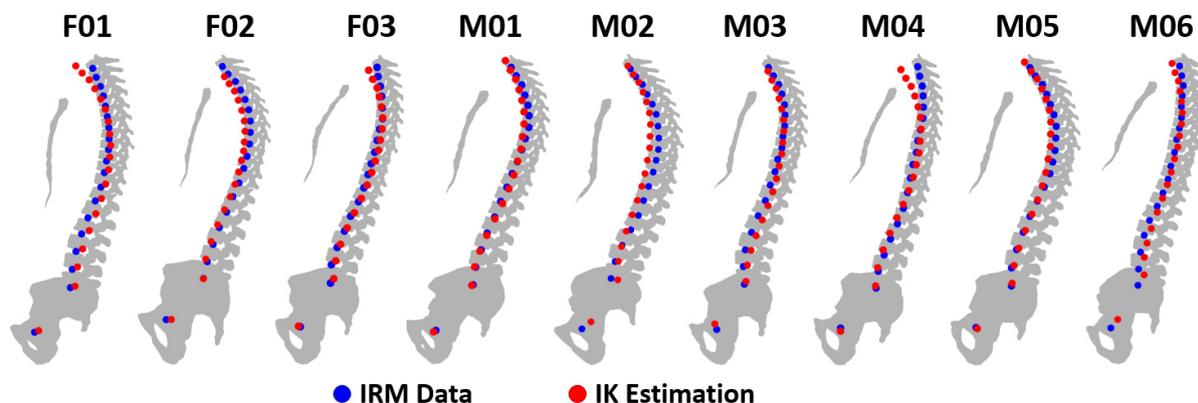


Figure 96 : Estimation des centres articulaires rachis/pelvis, en position assise, en utilisant le modèle cinématique. Les points bleus représentent les centres articulaires obtenus via les données IRM, et les points rouges ceux estimés via la méthode de cinématique inverse.

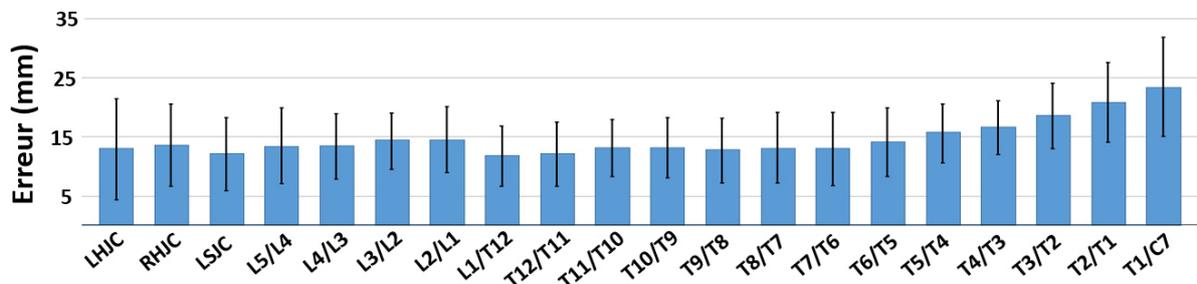


Figure 97 : Erreur d'estimation des centres articulaires en position assise avec le modèle cinématique. Ce paramètre correspond, pour chaque centre articulaire, à la distance en 3D entre les points estimés et les données IRM.

Lors de ces travaux, le rachis en position debout a été estimé d'une part à partir du modèle cinématique et d'autre part via la méthodologie de Nerot et al. (2016). Pour les deux méthodologies proposées, on obtient respectivement des erreurs d'estimation moyennes de 15.7 ± 6.7 mm et 19.4 ± 7.8 mm. En utilisant des équations de régression, Sicard et al. (1993) ont, quant à eux, obtenu une erreur moyenne de $17.47 + 10.8$ mm pour l'estimation de la colonne lombaire dans le plan sagittal. Les estimations de la colonne en utilisant le modèle cinématique semblent ainsi plus précises, à la fois en position debout et assis, tout en limitant au maximum les biais expérimentaux pouvant être introduit par la palpation manuelle de points anatomiques.

Pour les centres articulaires pelviens, des erreurs moyennes supérieures à 18 mm ont été observées pour la méthode PCA de Nérot et al. (2018). L'estimation de ces articulations via les équations de Peng et al. (2015) s'est révélée significativement plus précise ($10.3 + 6.6$, $11.6 + 5.7$, et $12.9 + 3.4$ mm respectivement pour RHJC, LHJC et LSJC), permettant de corriger la position du bassin pour le modèle cinématique en position debout. Cependant, ces équations ont été développées à partir de points anatomiques palpés sur des os numérisés. L'utilisation de points anatomiques cutanés diminue la précision des prédictions, induisant des erreurs similaires à la méthode de Nerot et al. (2018) ($23.09 + 12.02$, $27.84 + 14.11$, $17.83 + 5.70$ mm respectivement pour RHJC, LHJC et LSJC). On note ainsi qu'une bonne estimation de ces points osseux pelviens est nécessaire pour correctement estimer les centres articulaires bassin. Il pourrait ainsi être pertinent d'évaluer cette méthode lors de palpation manuelle sur sujets volontaires, pouvant engendrer des écarts d'identification dus aux tissus mous (Kilby et al. 2012, Mieritz et al. 2016).

Concernant l'estimation des centres articulaires en position assise, Theodorakos et al. (2019) ont également visé à estimer ces points en se basant sur les données de Beillas et al. (2009). En repositionnant des modèles cinématiques personnalisés (AnyBody Modeling System), les auteurs ont relevé une erreur moyenne supérieure à 20 mm lorsqu'uniquement des marqueurs sur la face antérieure du tronc étaient utilisés. Avec une erreur moyenne de 14.7 ± 6.7 mm, la méthodologie proposée semble plus précise, notamment via l'introduction d'une posture de référence dans l'algorithme de cinématique inverse.

Par ailleurs, la méthodologie proposée dans le cadre de ces travaux présente quelques limitations et améliorations possibles pouvant être explorées dans de futurs travaux.

D'une part, dans cette étape de validation, les marqueurs utilisés pour passer de la position debout à assise ont été définis par palpation manuelle de points osseux. L'utilisation de marqueurs cutanés ou de palpations manuelles pour définir ces marqueurs dans les deux positions (debout et assise) pourrait induire des imprécisions, conduisant à des écarts d'estimation.

D'autre part, la méthodologie présentée a été définie pour un nombre de sujets limité et pour une seule position assise. Or, une forte variabilité entre les individus a été rapportée concernant la courbure vertébrale en position debout (Fon et al. 1980, Greendale et al. 2011). Il serait donc intéressant d'évaluer la robustesse des prédictions pour diverses courbures vertébrales s'éloignant des postures de référence utilisées dans ces essais de validation. L'évaluation de la méthodologie présentée dans différentes positions assises pourrait également être pertinente.

Enfin, la position des marqueurs sternum et bassin dans le modèle cinématique étant définie via des repères locaux, eux même construits en se basant sur les centres articulaires estimés, une bonne prédiction dans ces points en position debout est nécessaire. Ces travaux s'intéressant principalement à la position du bassin, les équations de régression de Peng et al. (2015) ont été incorporées au modèle cinématique afin de corriger les erreurs d'estimation bassin par la méthode de Nerot et al. (2016). Une approche similaire pourrait être envisagée pour les premières vertèbres thoraciques, en incorporant les estimations via les équations de Reed et al. (1999) pour l'articulation C7/T1.

4. Quantification de la posture de confort en position semi-allongé

Suite au développement de la méthodologie permettant d'estimer la position du bassin et du rachis en position assise, une seconde campagne expérimentale a été réalisée afin de quantifier la posture des occupants en position semi-allongée.

4.1. Matériels et Méthodes

4.1.1. Participants

Treize participant (7 hommes, 6 femmes), âgés de 50 à 54 ans, ont été recrutés en fonction de la stature et de l'indice de masse corporelle (IMC). Les données anthropométriques des participants sont résumées dans le Tableau 15.

4.1.2. Conditions d'essais

Onze configurations de siège ont été définies en combinant trois angles de dossier (A_SB : 21, 40 et 60 degrés) et quatre angles d'assise (A_SP : 14, 27, 40 degrés, et sélectionné par les participants). Basés sur les résultats de la première campagne expérimentale, la combinaison (A_SB=21, A_SP=40) a été considérée comme irréaliste et n'a donc pas été utilisée. Le siège expérimental utilisé est celui présenté à la section 4.1 de ce chapitre (Figure 98).

Tableau 15 : Données anthropométriques des 13 participants.

-	N	-	Moyenne	Écart-type	Minimum	Maximum	Intervalle
Femmes	6	Stature (mm)	1674	46	1600	1727	127
		Ratio SH ^A	0.53	0.013	0.51	0.55	0.045
		BMI (kg/m ²)	21.9	0.7	20.8	22.6	1.8
Hommes	7	Stature (mm)	1752	53	1644	1817	176
		Ratio SH ^A	0.53	0.014	0.51	0.55	0.044
		BMI (kg/m ²)	21.8	2.1	18.2	25.2	7.0
Total	13	Stature (mm)	1716	63	1600	1817	217
		Ratio SH ^A	0.53	0.014	0.51	0.55	0.046
		BMI (kg/m ²)	21.9	1.6	18.2	25.2	7.0

^A Ratio de la stature assis (Ratio SH) est calculé comme le rapport entre stature debout et assis. Il définit le pourcentage de la stature totale qui est compris par la tête et le tronc

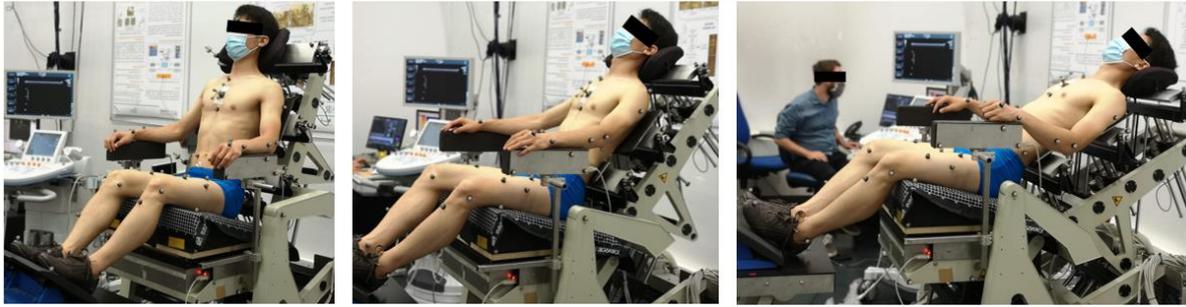


Figure 98 : Occupant positionné sur le siège expérimental pour les trois angles dossier étudiés

4.1.3. Procédure expérimentale

CREATION DU MODELE CINEMATIQUE

Dans un premier temps, diverses mesures anthropométriques, détaillées en Annexe 13, ont été réalisées pour chaque participant. Par la suite, un scan 3D corporel a été réalisé à l'aide d'une cabine Symcad II. Ce système permet la mesure de l'enveloppe du corps en position debout, en projetant une lumière structurée (des franges horizontales) sur le participant. Ces données ont été utilisées afin d'estimer les centres articulaires rachidiens des participants en position debout selon la méthode de Nerot et al. (2016).

A la suite de cela, une série de palpations manuelles et des mesures échographiques du complexe bassin/fémur ont été réalisées afin de construire des modèles personnalisés pour chaque participant. Le protocole expérimental et les différentes mesures réalisées pour construire ces modèles sont détaillés en Annexe 14. Un modèle cinématique personnalisé a ensuite été construit en combinant les centres articulaires rachidiens estimés à partir de la surface du tronc et les modèles de bassin/fémur personnalisés (Figure 99). Ce modèle sera, par la suite, utilisé pour estimer la position du bassin et du rachis en position assise (Figure 99) selon la méthodologie détaillée à la section 3 de ce chapitre.

QUANTIFICATION DE LA POSTURE EN POSITION ASSISE

Une fois le modèle cinématique créé, les participants ont été équipés de 45 marqueurs réfléchissants (Figure 100). Ces marqueurs ont été placés sur divers points anatomiques osseux à la suite de palpations manuelles. Les positions des marqueurs réfléchissants ont été enregistrées avec le système Vicon Nexus. Ces données ont été utilisées pour estimer la posture globale des occupants une fois assis. En utilisant ces données externes, les centres articulaires des membres inférieurs, supérieurs, et de la tête ont été estimés comme décrit par Reed et al. (1999). Les procédures de positionnement des sujets et de configuration du siège expérimental étaient similaires à celles utilisées pour la campagne expérimentale précédente (Section 1 de ce chapitre), excepté que les participants ne pouvaient pas changer l'angle d'assise si ce dernier était prédéfini.

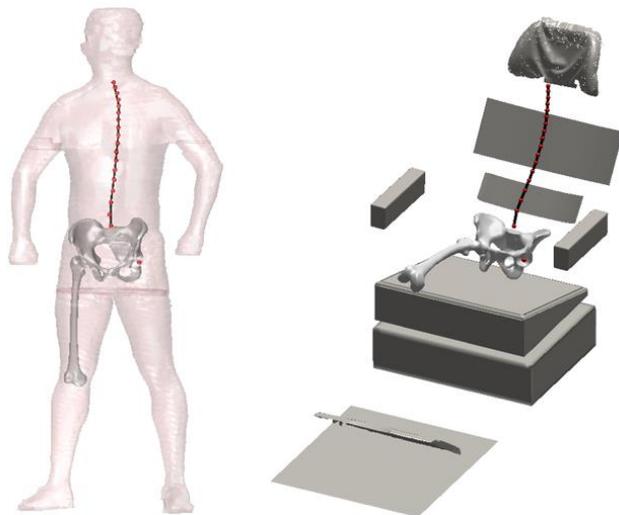


Figure 99 : Modèle cinématique en position debout (gauche) et assise (droite)

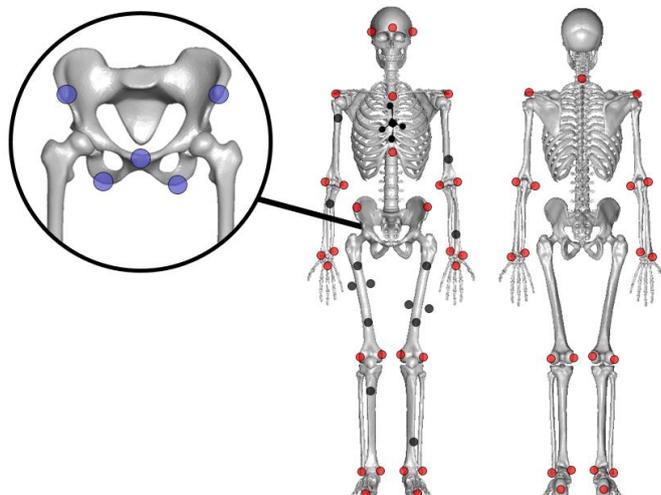


Figure 100 : Emplacement des marqueurs réfléchissants et analyses complémentaires du bassin
 Les points rouges, noirs et bleus représentent respectivement les marqueurs placés sur des repères anatomiques externes, les marqueurs utilisés comme repères locaux, et les points bassin palpés/estimés

Pour localiser plus précisément la position du bassin, trois points osseux (épinos iliaques antérosupérieures gauche et droite, symphyse pubienne) ont également été palpés manuellement en position assise (Figure 101). En complément, une nappe de pression disposée sur l’assise a été utilisée pour estimer la position des tubérosités ischiatiques en identifiant les pics de pression (Brodeur et al. 1996) (Figure 101). En utilisant ces cinq points anatomiques, les marqueurs positionnés sur les épicondyles fémoraux et le repère local fixé sur le sternum (Figure 101), le modèle cinématique a été repositionné en position assise selon la méthodologie présentée à la section 3 de ce chapitre.

4.1.4. Post-traitement des données et analyses statistiques

Les analyses posturales ont été réalisées dans le plan sagittal selon le modèle illustré Figure 102. Pour l’orientation du bassin, plusieurs angles ont été calculés afin de fournir une base de données utilisable par tous et facilitant la comparaison avec de futures études. En plus des trois angles bassin illustrés Figure 84, l’angle ASIS-HJC par rapport à la verticale a été relevé. Ce dernier est notamment utilisé pour documenter l’orientation du bassin des mannequins de choc (ex : THOR, Hybrid III).

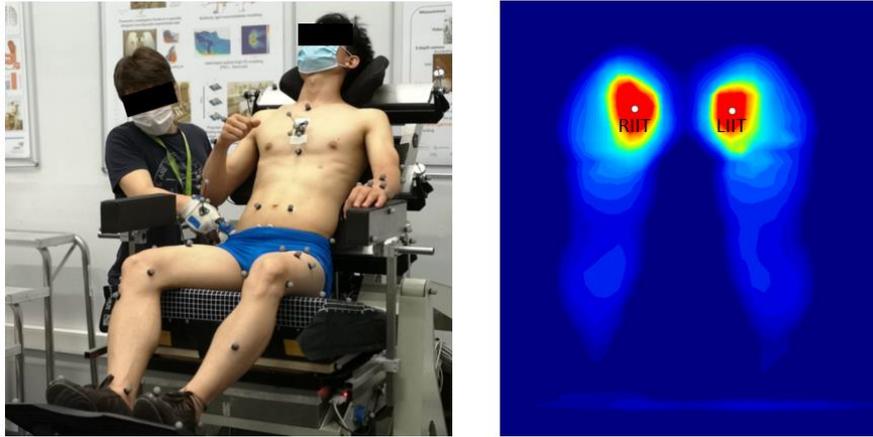


Figure 101 : Analyse du bassin en position assise
Droite : palpation manuelle des épines iliaques antérosupérieures, gauche : mesure de pression du l'assise et estimation des tubérosités ischiatiques (IIT)

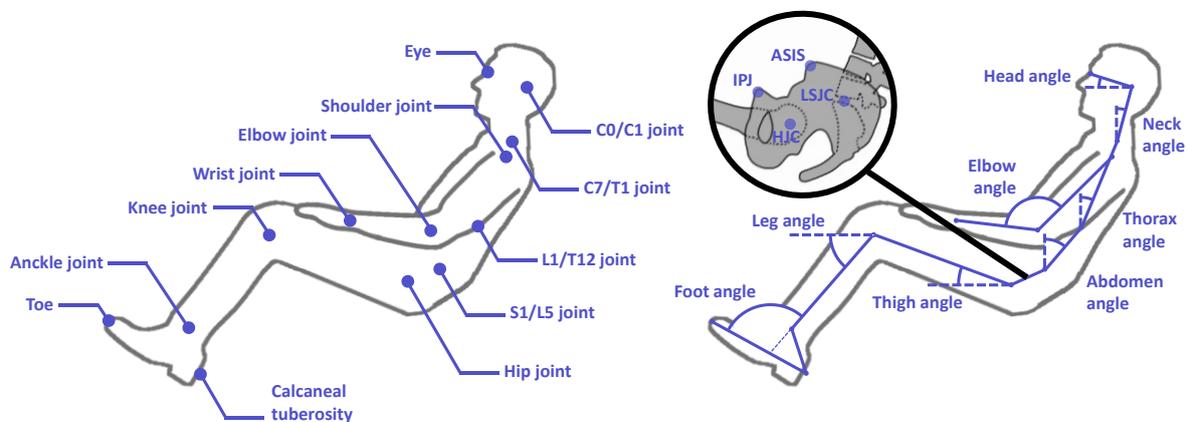


Figure 102 : Définition des centres et angles articulaires caractérisant la posture de l'occupant dans le plan sagittal

Comme précédemment, les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide de STATGRAPHICS Centurion 18 et les tests statistiques ont été considérés comme significatifs si $p < 0.05$. Les analyses se sont concentrées aux effets de l'inclinaison du dossier et de l'assise sur les angles posturaux. De plus, la procédure des modèles linéaires généraux (GLM) a été appliquée afin d'obtenir les équations de régression présentées par la suite.

4.2. Résultats

La Figure 103 résume les angles posturaux observés pour les différentes configurations avec une orientation d'assise fixée. Comme attendu, les angles rachidiens et la tête sont principalement gouvernés par l'angle du dossier, tandis que les angles des membres inférieurs sont influencés par l'angle d'assise. L'orientation du bassin, quant à elle, semble affectée à la fois par l'angle d'assise et du dossier. Ainsi, le bassin semble tourner vers l'arrière lors de l'augmentation des angles de l'assise ou du dossier, mais avec les variations de l'angle du bassin plus faible que celles des angles du siège.

Le Tableau 16 détaille les équations de régression permettant d'estimer les angles posturaux en fonction de la géométrie du siège et des données anthropométriques de l'occupant. Les angles utilisés comme données d'entrée sont l'angle d'assise et l'angle dorsal inférieur.

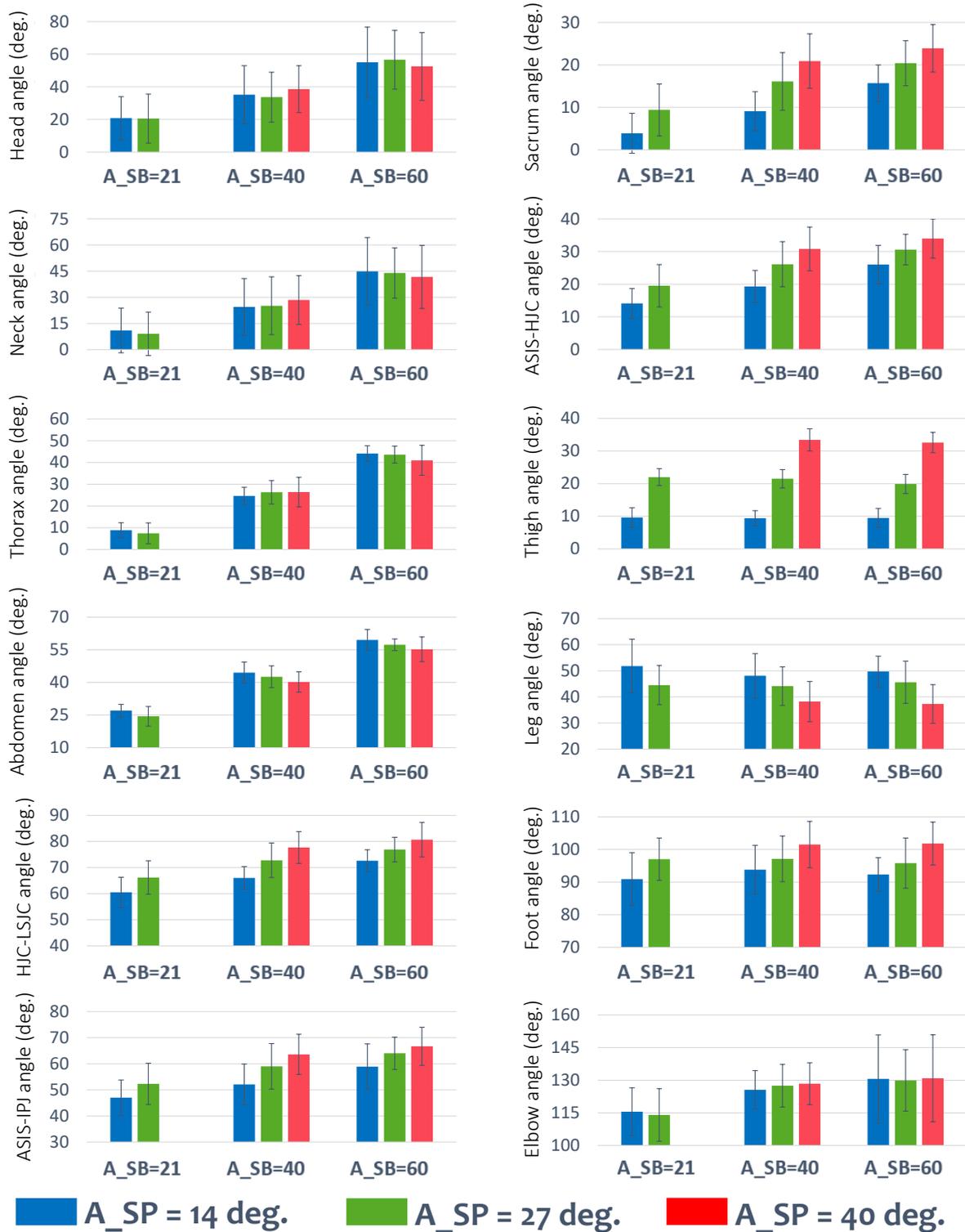


Figure 103 : Angles posturaux observés pour les différentes configurations étudiées (moyenne ± écart type). Voir Figure 84 et Figure 102 pour la définition des angles posturaux.

Tableau 16 : Équations de régression permettant d'estimer la position de l'occupant en position semi-allongée en fonction de la configuration du siège et des données anthropométriques. Voir Figure 102 pour la définition des angles posturaux.

Angle	Constante	A_Back ^A	A_SP	Stature	BMI	Ratio SH	R ² Adjust.	MSE
A_Head	-283.96	0.92	-	0.052	-	372.83	0.40	272.5
A_Neck	-406.29	0.94	-	-	-	759.25	0.66	132.6
A_Thorax	48.28	1.03	-	-	-0.62	-94.94	0.92	14.8
A_Abdomen	-5.83	0.93	-0.13	-	0.70	-	0.90	15.6
A_HJC-LSJC	122.21	0.32	0.41	-	0.61	166.83	0.59	29.5
A_IPJ-ASIS	34.88	0.34	0.37	-	-	-	0.37	63.6
A_Sacrum	69.96	0.32	0.41	-	-	-150.44	0.58	30.8
A_HJC-ASIS	1.55	0.33	0.40	-	-	-	0.53	35.8
A_Thigh	-36.30	-	0.85	0.013	0.56	-	0.87	9.8
A_Leg	5.42	-	-0.045	0.048	-1.48	-	0.34	62.2
A_Foot	133.46	-	0.35	-0.044	1.41	-	0.34	45.0

^A L'angle A_Back correspond à l'angle dorsal inférieur dans les expérimentations menées (définition Figure 88)

5. Discussion et conclusions

A travers ces travaux expérimentaux, les deux campagnes expérimentales ont été réalisées et ont permis de quantifier à la fois les paramètres de siège préférés et les postures des occupants correspondantes dans des configurations de dossier incliné.

Les résultats de la première campagne expérimentale suggèrent que l'inclinaison de l'assise n'est pas critique du point de vue du confort, étant donné qu'une large gamme d'angles d'assise semble être considérée comme confortable pour des positions de siège incliné. Pour les trois angles dossier évalués, l'angle d'assise préféré minimal semble se situer aux alentours de 13 degrés, tandis que l'angle d'assise maximal lui varie en fonction de l'angle du dossier, avec des valeurs moyennes de 31, 38 et 40 degrés pour respectivement pour un dossier incliné de 21, 40 et 60 degrés.

Les résultats posturaux ont indiqué que le bassin pivotait vers l'arrière lors de l'augmentation de l'angle du siège ou du dossier du siège, mais avec des variations du bassin plus faible que celles des angles du siège. Cette tendance avait déjà été soulignée pour l'angle dossier par Reed et al. (2018) en utilisant un siège de véhicule avant conventionnel.

Par ailleurs, les études expérimentales réalisées présentent certaines limitations qui pourraient être abordées dans de futurs travaux. Tout d'abord, le siège expérimental utilisé comportait des surfaces de contact rigides, contrairement aux sièges automobiles actuels. Ainsi, les effets possibles de surface de contact déformables pourraient être intéressants à analyser. Par ailleurs, les configurations d'assise préférées ont été obtenues lors de séances de courte durée, ainsi la possibilité de faire varier la géométrie du siège ou la posture de l'occupant sur le long terme n'ont pas été pris en compte. Enfin, les analyses posturales ont été effectuées dans le plan médio-sagittal en supposant une symétrie de l'occupant. Les postures observées étaient, en effet, en grande partie à symétrique selon le plan sagittal, mais une asymétrie accrue pourrait être observée pour d'autres activités ou sur le long terme.

Chapitre 5

Risque lésionnel en position semi-allongée

Ce chapitre résume les simulations complémentaires réalisés en position semi-allongée afin d'affiner les observations faites dans le Chapitre 3. Les simulations réalisées incluent les postures et configurations de siège les plus probables, basées sur les données expérimentales, ainsi que des occupants de diverses anthropométries.

Sommaire

1. INTRODUCTION	122
2. MÉTHODES	123
2.1. Anthropométrie d'occupant	123
2.2. Autres configurations : posture moyenne de confort et modification des moyens de retenue	125
2.3. Résumé de la matrice de simulations	128
3. RÉSULTATS.....	130
3.1. Évaluation de l'effet de l'anthropométrie de l'occupant	130
3.2. Effet de la version du modèle d'occupant	133
3.3. Effet des différents moyens de retenue	134
4. DISCUSSION	136

1. Introduction

Les premières simulations de collisions frontales (Chapitre 3) suggèrent un risque de lésion accru pour les occupants en position semi-allongée. A cause du manque relatif de données expérimentales de référence, des hypothèses ont été faites afin de choisir les postures utilisées pour ces premières simulations. C'était en particulier le cas pour l'orientation du bassin, qui s'est révélée être un paramètre important pour la retenue par la ceinture. De manière générale, il est apparu que le risque de lésion dans ces configurations inclinées est impacté à la fois par la géométrie du siège (c.à.d. angle assise et dossier) et par la posture.

Ces résultats ont souligné le besoin de mieux connaître, de manière quantitative ces configurations, à la fois pour les réglages de siège et la position du bassin qui seraient choisis par un occupant en position de confort. Pour répondre à ce besoin, deux campagnes expérimentales ont été réalisées comme détaillées au Chapitre 4. Les résultats expérimentaux ont permis d'une part de définir des intervalles d'orientation du bassin en fonction des angles assise et dossier. Si l'angle d'assise est critique pour la retenue (Chapitre 3), une large gamme d'angles d'assise semble être considérée comme confortable pour des positions de siège incliné par les occupants.

Du point de vue de la sécurité, plusieurs facteurs antagonistes semblent critiques pour l'occupant :

- La retenue du bassin. En utilisant des moyens de protection standard (Trosseille et al. 2019), les configurations semi-allongées présentent un risque de sous-marinage de l'occupant comme détaillé Chapitre 3. Une meilleure retenue du bassin pourrait être envisagée pour limiter ce phénomène, mais pouvant induire des fractures bassin (Mroz et al. 2020) ainsi qu'une augmentation du chargement lombaire (Mroz et al. 2020).
- Le chargement lombaire. Les simulations présentées au Chapitre 3 soulignent une augmentation du chargement lombaire en position semi-allongée, en particulier pour des angles d'assise élevés (c.à.d. 60 degrés), pouvant induire des fractures de la colonne lombaire. Par ailleurs, la prédiction de fractures lombaires n'a été introduite que récemment dans le modèle GHBMC, et certaines des simulations réalisées dans le Chapitre 3 n'incluaient pas ce paramètre (Positions inclinées avec un dossier à 40 degrés).

Ces facteurs sont tous deux affectés par la position du siège, de l'occupant et la sévérité du profil de décélération.

Des simulations ont donc été réalisées afin de compléter les travaux déjà réalisés en position semi-allongée. L'objectif était de pouvoir analyser plus en détail le phénomène de sous-marinage et le risque de lésion de la colonne lombaire, de mieux prendre en compte les résultats expérimentaux, et de vérifier la sensibilité à certaines hypothèses. Pour ce faire, plusieurs pistes ont été explorées :

- 1) Le modèle GHBMC est régulièrement mis à jour afin d'améliorer sa réponse et ses capacités de prédiction lésionnelle. Une nouvelle version du GHBMC M50-O (v6.0) a été distribuée récemment, incluant des modifications de certaines propriétés matériaux et de formulations de contact. Pour rappel, les simulations précédentes utilisées le modèle GHBMC M50-O v5.0, avec une version de développement pour les simulations fortement inclinées (SB60) permettant d'estimer le risque de

fractures lombaires. Toutefois, certains changements sur le plateau sacré n'étaient pas pris en compte. Certaines simulations ont donc été répétées avec la version 6 du modèle.

- 2) Les simulations présentées dans le Chapitre 3 ont été réalisées avec quelques valeurs pour le siège et l'angle bassin mais ne représentent pas les valeurs les plus probables d'après les essais expérimentaux (Chapitre 4). Des simulations avec les valeurs prédites par les régressions ont été réalisées.
- 3) Les simulations précédentes se basaient sur des systèmes de retenues visant à représenter un véhicule actuel avec un équipement assez avancé, c'est à dire avec une double prétension (ancrage épaule et bassin gauche) (Trosseille et al. 2019). Cependant, pour certaines configurations semi-allongées, ce système ne semble pas retenir suffisamment le bassin pour empêcher le sous marinage de l'occupant. Le sous-marinage n'étant pas communément accepté dans la régulation automobile (AMVCB, 2013 ; EuroNCAP, 2017) à cause de ses possibles conséquences sur les organes internes, l'utilisation de systèmes de retenue plus agressifs pour le bassin, tels qu'utilisés par Richardson et al. (2020a), a été testée pour voir si elle suffirait pour retenir le bassin dans ces configurations.
- 4) Enfin, toutes les simulations réalisées dans le Chapitre 3 ont été réalisées avec la même anthropométrie d'occupant (GHBMC M50-O, représentant un homme 50^{ème} percentile). Or, pour des comportements discrets tels que le sous marinage, on peut se demander si des variations anthropométriques remettraient complètement en cause les tendances observées jusqu'alors. Des simulations complémentaires ont donc été réalisées afin de mettre en perspective les effets de taille d'occupant sur la retenue.

Les nouvelles configurations seront présentées ci-après puis les résultats brièvement résumés. Enfin, chacun des principaux problèmes identifiés sera discuté séparément afin de synthétiser l'état des connaissances apportées par les travaux et de mettre en évidence ses limitations et d'éventuels besoins.

2. Méthodes

2.1. Anthropométrie d'occupant

Dans le chapitre 3, les simulations réalisées se sont concentrées sur une anthropométrie d'occupant médiane (modèle GHBMC M50-O). Cependant, il apparait que la cinématique et le risque de lésions lors de collision automobile puisse être influencée par l'anthropométrie de l'occupant, à la fois en configuration nominale (Moran et al. 2002, Viano et al. 2008, Carter et al. 2014) et inclinée (Rawska et al. 2020). Pour compléter les simulations précédemment réalisées, trois anthropométries d'occupant additionnelles ont été étudiées (Figure 104) avec le modèle GHBMC v5.0. La raison du choix de cette version ancienne est que le modèle obèse est disponible uniquement dans cette version et que sa mise à jour représenterait un effort considérable.

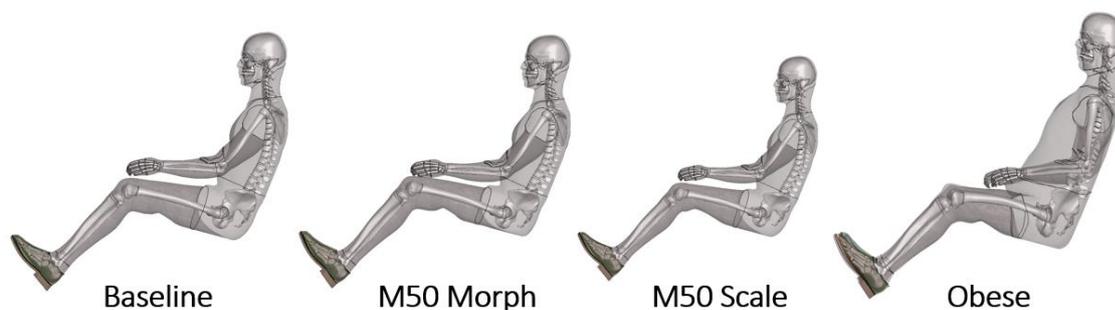


Figure 104 : Anthropométries d'occupant étudiées.
Le modèle Baseline correspond au modèle GHBMCM50-O sans personnalisation.

Le modèle *M50 Morph* correspond au modèle GHBMCM50-O v5.0 personnalisé via le logiciel Piper afin de correspondre davantage à la géométrie de sujets d'anatomie tels que ceux utilisés dans Uriot et al. (2015a). Ces modifications anthropométriques se sont concentrées sur la région pelvienne, qui pourrait modifier l'interaction entre l'occupant et les systèmes de retenue (c.à.d. ceinture et assise) et donc influencer sur le sous-marinage (Mizuno et al. 2019). Tout d'abord, l'épaisseur des cuisses du modèle a été diminuée (Figure 105) afin de correspondre davantage à la morphologie des sujets d'anatomie qui ont souvent des masses musculaires plus réduites en lien avec des âges avancés. Par exemple, dans les essais de Uriot et al. (2015a), les sujets avaient une épaisseur de cuisses de 158 ± 18 mm, contre 191 mm pour le modèle GHBMCM50-O. L'épaisseur des tissus mous sous les ischions du modèle numérique a également été diminuée. Des valeurs de l'ordre de 15 mm à 20 mm ont été observées lors d'IRM sur volontaires conduits par Wang et al. (2021). Une fois assis, le modèle GHBMCM50-O standard a une épaisseur de tissus sous-ischions d'environ 30 mm. Les épaisseurs des cuisses et des tissus mous sous-ischions ont été diminuées via le module Scaling Constraint de Piper. La personnalisation a été réalisée via un algorithme de krigeage, après avoir spécifié de nouvelles valeurs pour les circonférences des cuisses et du bassin.

Le modèle *M50 Scale* correspond au modèle GHBMCM50-O v5.0 mise à l'échelle de manière isotrope (facteur de 0.87) afin de se rapprocher de la taille et du poids du 5^{ème} percentile femme. Cette population d'occupant semble particulièrement à risque lors de choc automobile (Bose et al. 2011), avec un risque de sous-marinage accru à la fois en position nominale (Tomonov et al. 2018) et inclinée (Rawska et al. 2020).

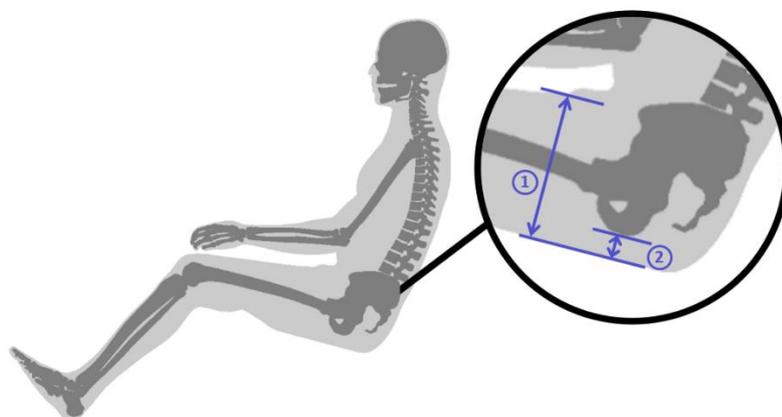


Figure 105 : Paramètres modifiés pour la personnalisation du modèle GHBMCM50-O
1 : Épaisseur des cuisses ; 2 : Épaisseur des tissus mous sous-ischions

Enfin, un des modèles obèses développés par Janak (2020) a été utilisé dans ces travaux afin de représenter un occupant obèse. Ce modèle a été obtenu en personnalisant le GHBMC M50-O v5.0 pour correspondre à la géométrie d'un sujet d'anatomie obèse (squelette, tissus adipeux, peau). En position nominale, les occupants obèses présentent un risque accru de lésions lors de chocs frontaux (Viano et al. 2008, Frampton et al. 2012), lié à une mauvaise retenue par la ceinture pelvienne en raison de l'augmentation de la masse grasseuse autour de l'abdomen, ce qui augmente l'excursion de l'occupant vers l'avant (Joodaki et al. 2021).

Les informations anthropométriques des différents modèles étudiés sont résumées dans le Tableau 17. Le modèle *Baseline* correspond au modèle GHBMC M50-O sans modification anthropométrique.

Pour chaque anthropométrie d'occupant, trois géométries de siège ont été testées, correspondant à une configuration nominale (SB22), inclinée (SB40) et fortement inclinée (SB60). Les configurations semi-allongées étudiées sont celles identifiées comme proche de la limite de sous-marinage dans le Chapitre 3, à savoir SB40-SP15 et SP60-SP35. Ces configurations ont été choisies afin de voir si dans des configurations limites, l'anthropométrie changerait la survenue du sous-marinage. Le repositionnement des modèles a été réalisé via le logiciel Piper. Le Tableau 18 résume les angles bassin obtenus pour les différentes configurations étudiées.

2.2. Autres configurations : posture moyenne de confort et modification des moyens de retenue

De nouveaux angles d'assise se basant sur les résultats expérimentaux ont également été étudiés (Figure 106). Aux trois angles de dossier (22, 40, et 60 degrés) déjà utilisés dans les premières simulations (Chapitre 3) ont été associés quatre angles d'assise: 15 degrés (correspondant à l'inclinaison de siège actuel (Harrison et al. 2000), 40 degrés (correspondant à l'angle maximum de confort relevé dans les essais expérimentaux), ainsi que 23 et 31 degrés qui sont les valeurs intermédiaires. La configuration SB22-SP40 n'a pas été analysée car jugée comme non confortable dans lors de la campagne expérimentale.

Tableau 17 : Données anthropométriques des différents modèles étudiés. Tous les modèles sont dérivés du modèle *Baseline* qui correspond au modèle GHBMC M50-O en version 5.0.

Modèle	Stature (cm)	Poids (kg)	IMC (kg/m ²)	Épaisseur cuisse (mm)	Épaisseur sous ischion (mm)
Baseline	175	78.7	25.7	190.7	29.7
M50 Morph	175	76.6	25.0	164.0	11.2
M50 Scale	152	52.4	22.7	161.1	22.8
Obese	176	107.5	34.7	185.6	28.5

Tableau 18 : Angles bassin après repositionnement sur le siège articulé, pour les différentes anthropométries d'occupant. L'angle bassin est définie par la ligne HJC-S1/L5 par rapport à la verticale (en degrés)

Modèle	SB22-SP15	SB40-SP15	SB60-SP35
Baseline	54.3	71.2	89.4
M50 Morph	54.7	70.6	88.8
M50 Scale	53.8	71.3	89.6
Obese	51.7	70.2	88.2

L'environnement d'essai utilisé pour ces nouvelles simulations a été conçu afin de se rapprocher des futurs essais ENOP. Il est composé du siège articulé, d'une ceinture à trois points, et d'un repose-pied. La position du repose-pied a été définie pour la configuration d'assise nominale (SP15) puis conservée pour les autres orientations d'assise. Le point d'ancrage épaule de la ceinture de sécurité était fixé au dossier du siège et pivotait avec ce dernier pour suivre le thorax. Les deux points d'ancrage de la ceinture bassin ont été gardés dans leur position nominale.

Deux systèmes de retenue ont été étudiés : (1) une ceinture équipée d'une simple prétention bassin telle qu'utilisée dans le Chapitre 3 (correspondant à Trosseille et al., 2019), et (2) une ceinture équipée d'une double prétention bassin telle qu'utilisée par Richardson et al. (2020a). Pour rappel, la double prétention bassin de Richardson et al. (2020a) a été choisie pour ces simulations afin de voir si le sous-marriage pourrait être évité en retenant le bassin de manière plus vigoureuse. Pour les deux systèmes étudiés, la ceinture thoracique inclut un prétensionneur et un limiteur d'effort de 3kN au niveau de l'ancrage épaule.

Ces nouvelles simulations ont été réalisées avec le modèle GHBMCM50-O v6.0. Le Tableau 19 résume les principales modifications apportées au modèle GHBMCM50 entre la version 6.0 et 5.0 (utilisée pour les simulations présentées jusqu'alors).

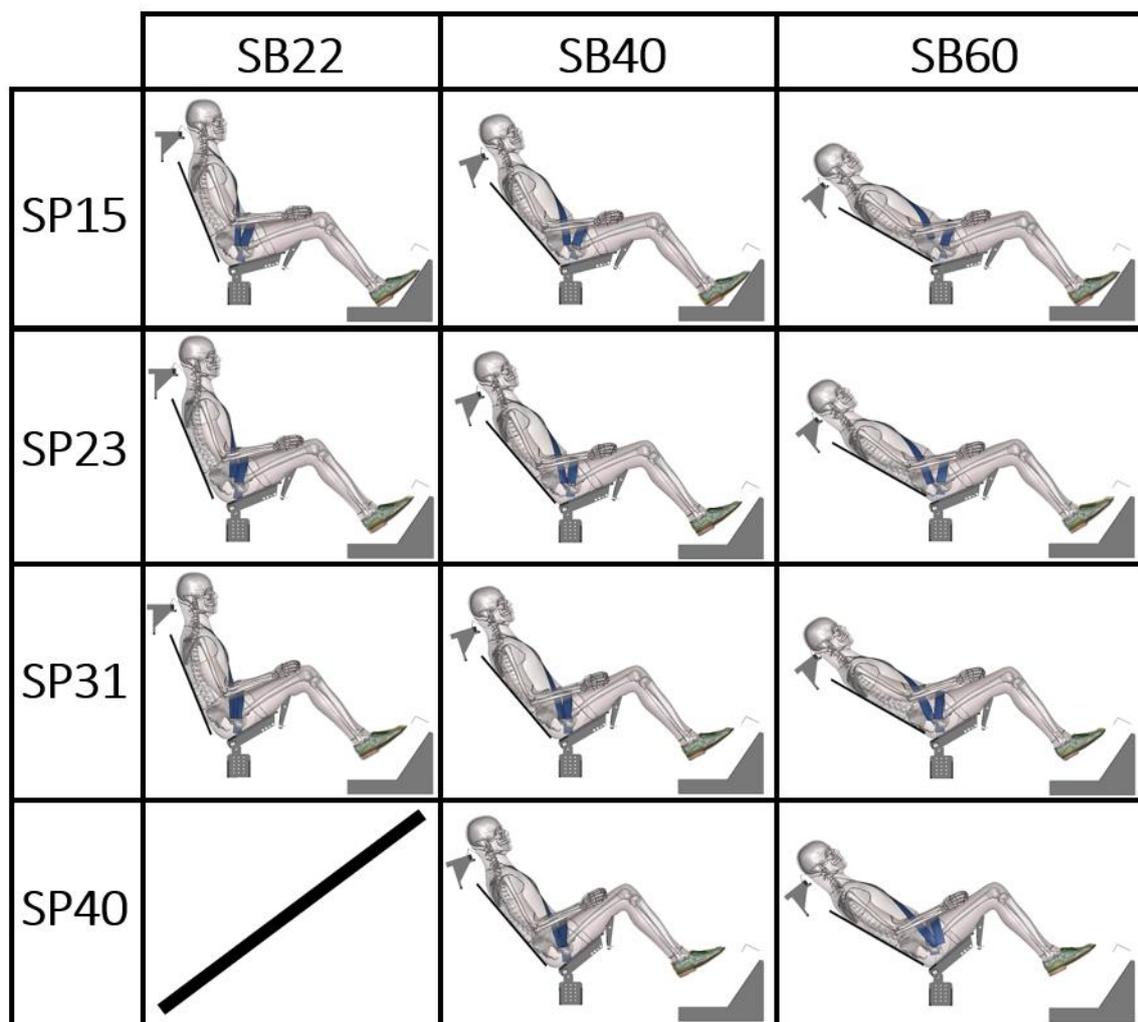


Figure 106 : Nouvelles configurations de siège étudiées, basées sur les résultats des essais sur volontaires

Une seule position d'occupant a été étudiée pour chaque configuration de siège. Cette position a été définie en utilisant les équations de régression développées lors des essais sur volontaires (Chapitre 4, Section 5.2), correspondant à la position moyenne observée. Ces positions d'occupant seront également utilisées pour les essais ENOP. Le repositionnement du modèle a été réalisé via le logiciel Piper. La posture de l'occupant est définie comme illustrée Figure 107 et le Tableau 20 résume les principaux angles posturaux obtenus. On peut noter que certaines des nouvelles configurations étudiées sont proches de simulations précédemment réalisées, ce qui pourra faciliter les comparaisons (ex : SB22-SP23 avec bassin à 67 degrés proche de la condition SB40-SP25 *Reference* du Chapitre 3).

Tableau 19 : Principales modifications apportées au modèle GHBMC entre la version 6.0 et 5.0.

Région anatomique	Modifications
Modèle complet	Matériau de la peau mis à jour
Tête	Matériaux du cerveau mis à jour
Cou	Matériaux des tissus mous mis à jour (chair, muscle squelettique passif)
Thorax	Matériaux des poumons mis à jour Matériaux de la vertèbre T12 modifié afin de correspondre aux vertèbres lombaires
Abdomen	Remaillage et modification des matériaux des tissus adipeux abdominaux Modification des contacts dans l'abdomen Incorporation des fractures lombaires Matériau de la colonne lombaire mis à jour Plateau du sacrum remaillé et disque entre le sacrum et L5 Modification des contacts pour la colonne lombaire
Pelvis	Seuil des fractures bassin mis à jour (pelvis et sacrum) Matériau des muscles pelviens mis à jour Modification des contacts pour du bassin
Extrémités inférieures	Matériau des ligaments du genou mis à jour

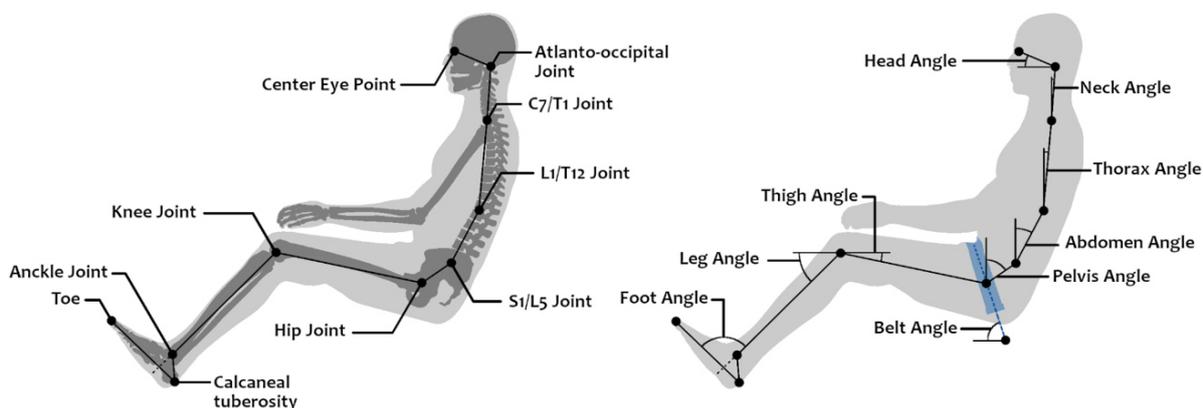


Figure 107 : Définition de la posture de l'occupant en position semi-allongée. Les angles sont calculés à l'aide des points anatomiques et des articulations définis dans les métadonnées PIPER du GHBMC M50-O.

Tableau 20 : Angles posturaux pour les onze nouvelles positions d'occupant, correspondant à la posture moyenne de confort observées lors des essais expérimentaux. Voir Figure 107 pour la définition des angles posturaux.

	Angle (en degrés)								
	Tête	Cou	Thorax	Abdomen	Pelvis	Cuisse	Jambe	Pied	Ceinture
SB22-SP15	29.5	9.3	4.3	29.2	63.9	14.4	49.3	100.3	73.8
SB22-SP23	29.5	9.0	4.8	28.0	67.4	21.0	50.0	99.9	80.7
SB22-SP31	29.5	10.0	5.3	26.2	71.0	28.0	49.7	103.7	86.2
SB40-SP15	45.5	26.9	24.4	45.5	70.4	13.7	49.6	99.6	71.6
SB40-SP23	45.5	27.1	24.9	44.1	72.5	20.3	50.4	101.1	83.0
SB40-SP31	45.5	27.1	25.1	43.0	75.4	27.4	50.2	103.8	90.3
SB40-SP40	45.5	27.2	24.4	42.4	79.1	35.7	49.7	107.2	96.0
SB60-SP15	64.5	45.7	46.1	65.9	76.7	14.1	50.4	99.6	74.9
SB60-SP23	64.7	47.2	46.9	64.3	79.0	20.1	50.1	100.4	82.1
SB60-SP31	64.8	50.0	47.9	62.8	82.1	26.8	50.3	103.2	88.8
SB60-SP40	64.6	47.1	47.4	61.8	85.6	34.8	49.7	105.5	101.4

2.3. Résumé de la matrice de simulations

Les 99 simulations réalisées pour ces travaux et pouvant servir à analyser le comportement en position semi allongée est résumé Tableau 21 avec les principales conditions de simulation.

CHAPITRE 5 – RISQUE LESIONNEL EN POSITION SEMI-ALLONGEE

Tableau 21 : Matrice de simulation utilisée pour les configurations semi-allongées.

Objectif	n#	A_SB	A_SP	Bassin	Version	Airbag	Appui Pied	Profil	Retenue	Anthropo.
Étude de l'effet de l'angle d'assise et du bassin en position inclinée (Chapitre 3, Section 2.2)	#1	22	15	52	5.0	Oui	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#2	40	5	58	5.0	Oui	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#3	40	5	68	5.0	Oui	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#4	40	5	76	5.0	Oui	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#5	40	15	60	5.0	Oui	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#6	40	15	70	5.0	Oui	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#7	40	15	79	5.0	Oui	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#8	40	25	60	5.0	Oui	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#9	40	25	69	5.0	Oui	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#10	40	25	78	5.0	Oui	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#11	22	15	52	5.0	Oui	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#12	40	5	58	5.0	Oui	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#13	40	5	68	5.0	Oui	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#14	40	5	76	5.0	Oui	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#15	40	15	60	5.0	Oui	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#16	40	15	70	5.0	Oui	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#17	40	15	79	5.0	Oui	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#18	40	25	60	5.0	Oui	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#19	40	25	69	5.0	Oui	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#20	40	25	78	5.0	Oui	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#21	40	5	58	5.0	Non	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#22	40	5	68	5.0	Non	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#23	40	5	76	5.0	Non	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#24	40	15	60	5.0	Non	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#25	40	15	70	5.0	Non	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#26	40	15	79	5.0	Non	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#27	40	25	60	5.0	Non	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#28	40	25	69	5.0	Non	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#29	40	25	78	5.0	Non	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
Étude des angles assise et bassin en position fortement inclinée (Chapitre 3, Section 2.3)	#30	22	15	54	5.0*	Non	Non	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#31	60	25	81	5.0*	Non	Non	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#32	60	25	89	5.0*	Non	Non	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#33	60	25	98	5.0*	Non	Non	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#34	60	35	81	5.0*	Non	Non	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#35	60	35	90	5.0*	Non	Non	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#36	60	35	98	5.0*	Non	Non	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#37	60	45	82	5.0*	Non	Non	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#38	60	45	90	5.0*	Non	Non	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#39	60	45	99	5.0*	Non	Non	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#40	22	15	54	5.0*	Non	Non	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#41	60	25	81	5.0*	Non	Non	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#42	60	25	89	5.0*	Non	Non	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#43	60	25	98	5.0*	Non	Non	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#44	60	35	81	5.0*	Non	Non	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#45	60	35	90	5.0*	Non	Non	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#46	60	35	98	5.0*	Non	Non	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#47	60	45	82	5.0*	Non	Non	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#48	60	45	90	5.0*	Non	Non	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#49	60	45	99	5.0*	Non	Non	Pulse #2	Trosseille	Baseline

A_SB : angle dossier ; A_SP : angle d'assise ; Bassin : angle HJC-LJSJC par rapport à la verticale

Objectif	n#	A_SB	A_SP	Bassin	Version	Airbag	Appui Pied	Profil	Retenue	Anthropo.
Étude anthropo. position inclinée	#50	22	15	55	5.0	Oui	Oui	Pulse #1	Trosseille	Morph
	#51	22	15	54	5.0	Oui	Oui	Pulse #1	Trosseille	Scale
	#52	22	15	52	5.0	Oui	Oui	Pulse #1	Trosseille	Obese
	#53	40	15	71	5.0	Oui	Oui	Pulse #1	Trosseille	Morph
	#54	40	15	71	5.0	Oui	Oui	Pulse #1	Trosseille	Scale
	#55	40	15	70	5.0	Oui	Oui	Pulse #1	Trosseille	Obese
	#56	60	35	89	5.0*	Non	Non	Pulse #1	Trosseille	Morph
	#57	60	35	90	5.0*	Non	Non	Pulse #1	Trosseille	Scale
	#58	60	35	88	5.0	Non	Non	Pulse #1	Trosseille	Obese
Étude de nouveaux moyens de retenue sur l'occurrence du sous marinage	#59	22	15	64	6.0	Non	Oui	Pulse #1	Richardson	Baseline
	#60	22	23	68	6.0	Non	Oui	Pulse #1	Richardson	Baseline
	#61	22	31	71	6.0	Non	Oui	Pulse #1	Richardson	Baseline
	#62	40	15	70	6.0	Non	Oui	Pulse #1	Richardson	Baseline
	#63	40	23	73	6.0	Non	Oui	Pulse #1	Richardson	Baseline
	#64	40	31	75	6.0	Non	Oui	Pulse #1	Richardson	Baseline
	#65	40	40	79	6.0	Non	Oui	Pulse #1	Richardson	Baseline
	#66	60	15	77	6.0	Non	Oui	Pulse #1	Richardson	Baseline
	#67	60	23	79	6.0	Non	Oui	Pulse #1	Richardson	Baseline
	#68	60	31	82	6.0	Non	Oui	Pulse #1	Richardson	Baseline
	#69	60	40	86	6.0	Non	Oui	Pulse #1	Richardson	Baseline
	#70	22	15	64	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Richardson	Baseline
	#71	22	23	68	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Richardson	Baseline
	#72	22	31	71	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Richardson	Baseline
	#73	40	15	70	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Richardson	Baseline
	#74	40	23	73	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Richardson	Baseline
	#75	40	31	75	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Richardson	Baseline
	#76	40	40	79	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Richardson	Baseline
	#77	60	15	77	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Richardson	Baseline
	#78	60	23	79	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Richardson	Baseline
#79	60	31	82	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Richardson	Baseline	
#80	60	40	86	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Richardson	Baseline	
Étude des nouvelles config. avec les moyens de retenue de Trosseille et al.	#81	22	15	64	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#82	40	15	70	6.0	Non	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#83	40	15	70	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#84	40	23	73	6.0	Non	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#85	40	23	73	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#86	40	31	75	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#87	40	40	79	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#88	60	15	77	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#89	60	23	79	6.0	Non	Oui	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#90	60	23	79	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#91	60	31	82	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#92	60	40	86	6.0	Non	Oui	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#93	22	15	64	6.0	Non	Non	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#94	22	15	64	6.0	Non	Non	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#95	60	23	79	6.0	Non	Non	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#96	60	23	79	6.0	Non	Non	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#97	60	31	82	6.0	Non	Non	Pulse #1	Trosseille	Baseline
	#98	60	31	82	6.0	Non	Non	Pulse #2	Trosseille	Baseline
	#99	60	40	86	6.0	Non	Non	Pulse #2	Trosseille	Baseline

Le modèle GHBMC v5.0* correspond au modèle GHBMC v5.0 modifié afin d'incorporer les fractures lombaires. Les moyens de retenue Trosseille et Richardson correspondent respectivement à une simple et à une double pré-tension bassin.

3. Résultats

Les résultats principaux obtenus lors des simulations complémentaires sont résumés ci-après. Dans l'ensemble, les résultats restent cohérents avec ceux déjà obtenus au chapitre 3. Une discussion plus détaillée par paramètre sera fournie en section suivante.

3.1. Évaluation de l'effet de l'anthropométrie de l'occupant

La Figure 108 illustre la cinématique de l'occupant pour les différentes anthropométries en configuration nominale. Les différences cinématiques sont notables. Les modèles *M50 Morph* et *M50 Scale* induisent une excursion vers l'avant plus faible que le modèle *Baseline*. Pour le modèle *Baseline*, on observe une excursion frontale de 199, 333, et 428mm respectivement pour le bassin, la vertèbre T1, et la tête. Les excursions correspondantes sont de 165, 293, 384mm pour le modèle *M50 Morph* ; et de 136, 261, 290mm pour le modèle *M50 Scale*. A contrario, le modèle *Obese* induit une excursion vers l'avant beaucoup plus importante que le modèle *Baseline*: le modèle *Obese* est proche de tomber du siège et son excursion semble stoppée par le volant. Les excursions frontales du bassin, de la vertèbre T1, et de la tête sont respectivement de 303, 388, et 592mm pour le modèle *Obese*. Aucun des modèles n'a sous-mariné.

Des fractures bassin ont été observées pour tous les modèles étudiés, avec des différences en termes de localisation (Figure 109). Le modèle *Obese* présentait des fractures des ischions dues au contact avec la plaque anti-sous-marinage. Des fractures ont été observées au niveau des épines iliaques antérosupérieures pour les trois autres modèles, avec des fractures moins prononcées pour les modèles *M50 Morph* et *M50 Scale*.

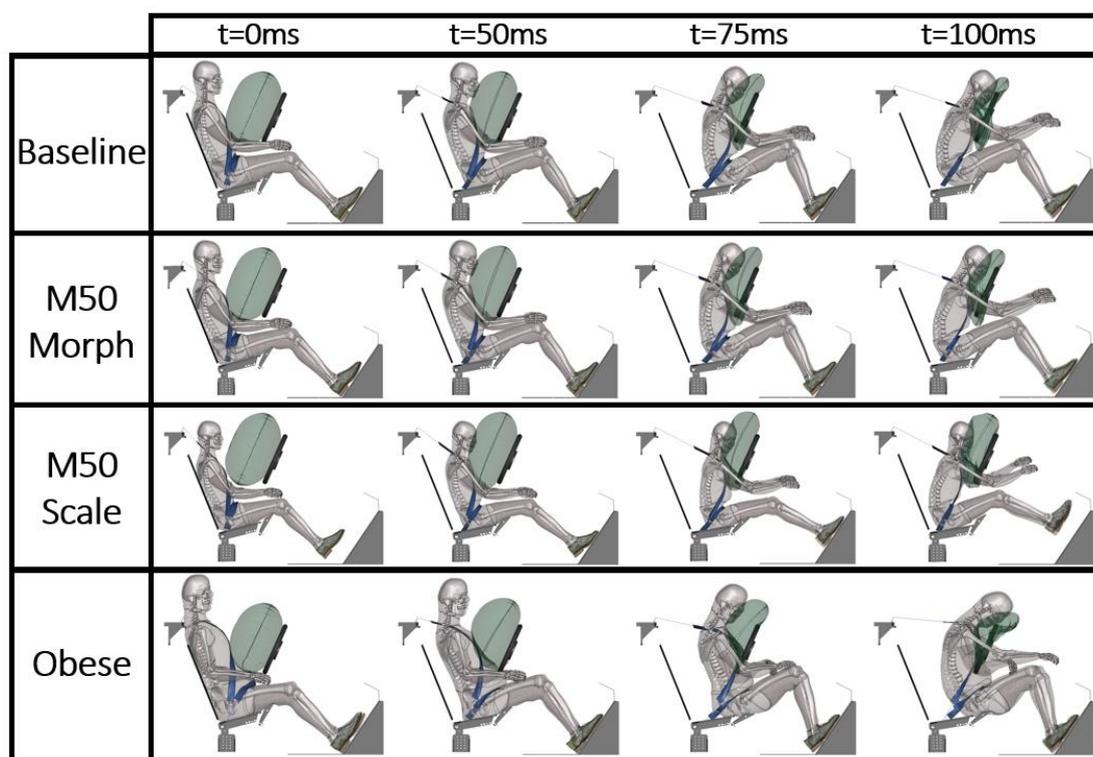


Figure 108 : Cinématique pour différentes anthropométries d'occupant en configuration nominale

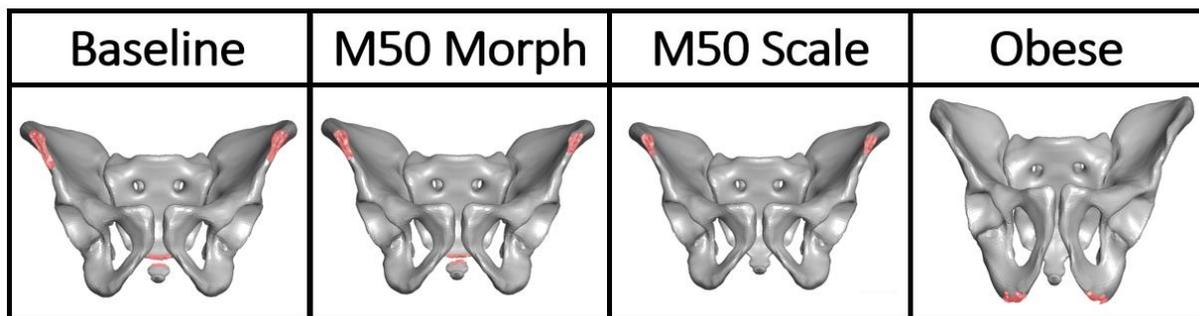


Figure 109 : Fractures bassin observées en configuration nominale. Les fractures sont indiquées en rouge.

Des pics d’effort ceinture similaires ont été observés pour les modèles *Baseline*, *M50 Morph* et *Obese*. Des efforts plus faibles ont été enregistrés pour le modèle *M50 Scale*, à la fois pour la ceinture pelvienne et thoracique. Un couplage plus tardif (environ 10ms) entre l’occupant et la ceinture bassin est observable pour le modèle *Obese*, comparé aux autres anthropométries (Figure 110). Ce décalage temporel est dû au passage de la ceinture sous le pli abdominal lors de la prétention de la ceinture et peut, en partie, expliquer l’excursion frontale plus importante observé pour ce modèle.

La Figure 111 illustre la cinématique de l’occupant pour les différentes anthropométries, en configuration inclinée. Comme pour la configuration nominale, on observe une excursion frontale plus faible pour les modèles *M50 Morph* et *M50 Scale*, et à contrario une excursion beaucoup plus importante pour le modèle *Obese*. Pour le bassin, une excursion frontale de 253, 215, 177, et 377mm a été enregistré respectivement pour le modèle *Baseline*, *M50 Morph*, *M50 Scale*, et *Obese*. Aucun des modèles n’a sous-mariné dans cette position, bien que le modèle *Obese* soit proche de tomber du siège (son bassin ayant dépassé le bord du siège mais le haut du corps semble maintenu par le volant et l’airbag). Par ailleurs, le modèle *Baseline* semble le plus proche de la limite de sous-marinage, avec la ceinture se trouvant sur les épines iliaques antéro-supérieures lors de l’excursion maximale.

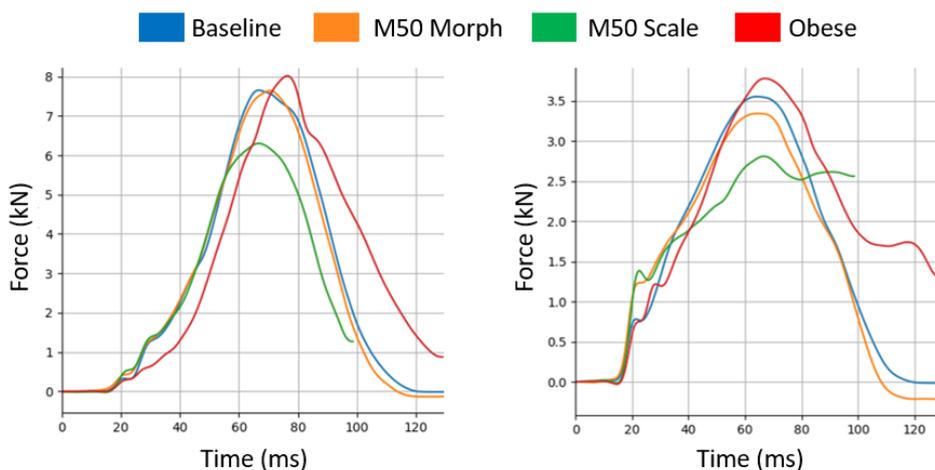


Figure 110 : Efforts ceinture mesurées en configuration nominale
Gauche : efforts ceinture bassin (coté boucle) ; droite : efforts ceinture thoracique (coté boucle)

La Figure 112 détaille la rotation du bassin au cours du temps, pour les quatre modèles étudiés. On peut noter une différence de 15 degrés entre la rotation maximale observée pour le modèle *Baseline* et *M50 Morph*, pouvant suggérer un meilleur engagement de la ceinture du bassin pour le modèle modifié. Des différences dans l'interaction bassin/ceinture ont été également observées entre les modèles *Baseline* et *Obese* (Figure 113). Pour le modèle *Baseline*, le déplacement de la ceinture relatif au bassin est principalement vertical. A contrario, pour le modèle *Obese*, ce déplacement est essentiellement horizontal, dû au passage de la ceinture sous le pli abdominal. L'abdomen du sujet obèse semble ensuite limiter le déplacement vertical de la ceinture, ce qui pourrait limiter le phénomène de sous-marriage.

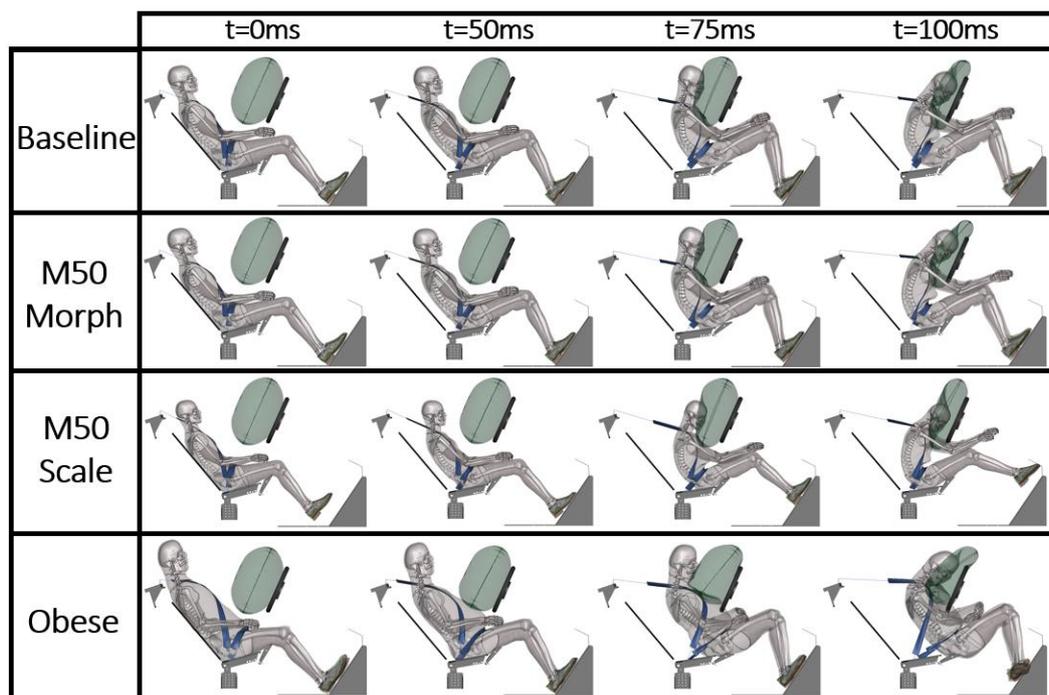


Figure 111 : Cinématique pour différentes anthropométries d'occupant en configuration inclinée

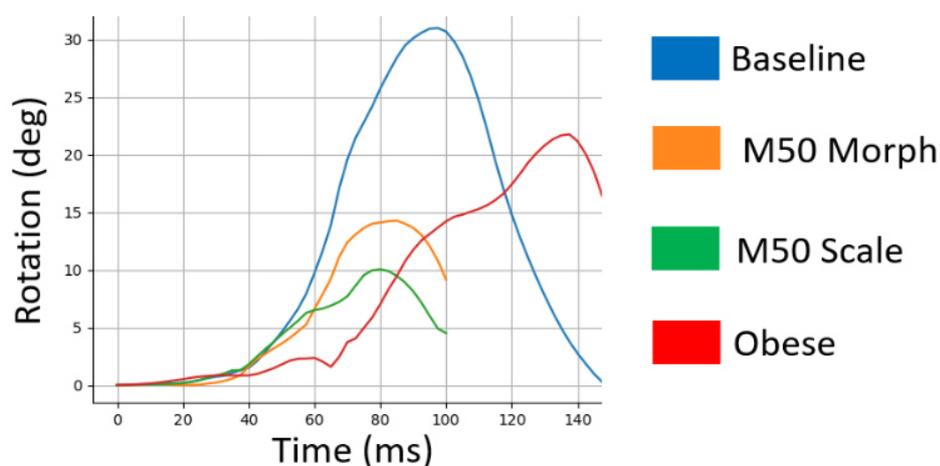


Figure 112 : Rotation du bassin enregistrée dans le plan XZ pour les différentes anthropométries d'occupant, en configuration inclinée

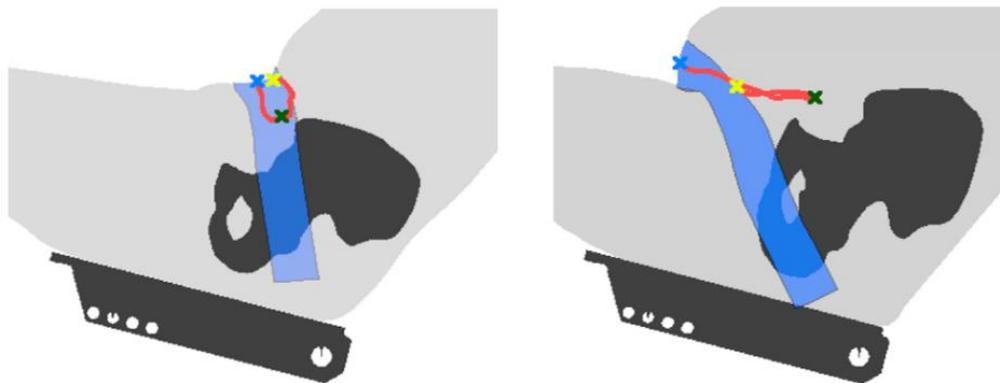


Figure 113 : Déplacement de la ceinture dans le repère bassin, en position inclinée

Gauche : Modèle Baseline ; droite : Modèle Obese

Les positions de la ceinture et du bassin sont représentées à $t=0ms$. Le déplacement de la ceinture relatif au bassin est représenté en rouge. Le croix bleue, verte et jaune représente respectivement la position à $t=0ms$, lors de l'excursion maximale du bassin et à la fin de la simulation

3.2. Effet de la version du modèle d'occupant

Suite à la distribution du modèle GHBMCM50-O v6.0 en Mai 2021, des simulations ont été réalisées avec les versions 5.0 et 6.0 afin de vérifier la cohérence des résultats obtenus. La Figure 114 illustre la cinématique de l'occupant en position nominale pour le modèle GHBMCM50-O v5.0 et v6.0. Globalement, les résultats obtenus avec les deux versions du modèle sont similaires, avec un bon maintien du bassin limitant le sous-marinage (Figure 115). On peut tout de même noter une différence de cinématique des membres supérieurs, attribuable à des écarts des positions initiales.

Pour les configurations semi-allongées, les deux versions du modèle GHBMCM50-O fournissent également des résultats similaires (Figure 115). La version du modèle utilisée ne semble pas impacter l'occurrence (ex : sous-marinage évité pour la configuration SB40-SP15 avec les deux versions du modèle ; sous-marinage observé pour la configuration SB60-SP25 avec le modèle GHBMCM50-O* et pour la configuration SB60-SP23 avec le modèle v6.0). Des différences de lésions sont cependant notables pour des configurations fortement inclinées (SB60), notamment concernant le risque de lésion de la colonne (ex : fracture de la vertèbre T12 observée dès la configuration SB60-SP15 avec le profil #1 pour le modèle GHBMCM50-O v6.0).

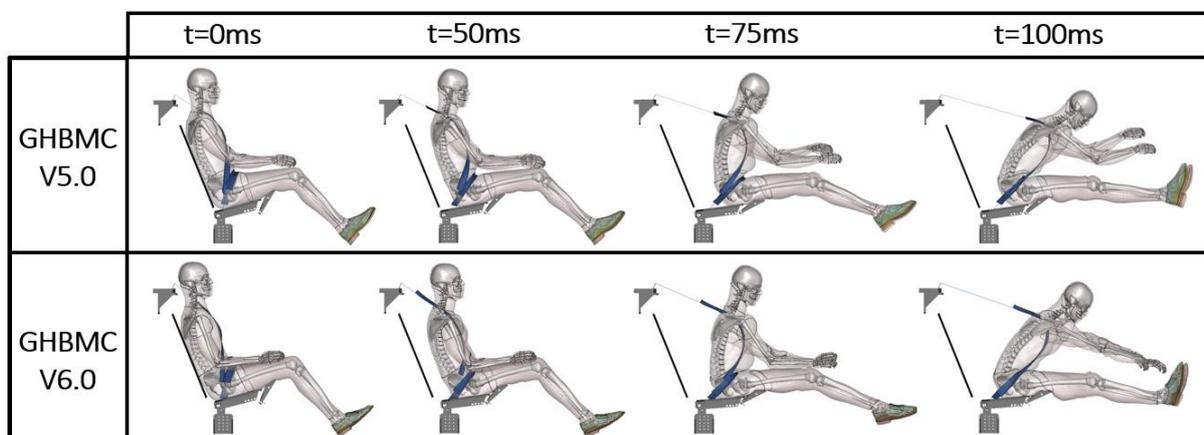


Figure 114 : Cinématique de l'occupant en configuration nominale (SB22-SP15) pour le modèle GHBMCM50-O v5.0 (haut) et v6.0 (bas), avec le profil de décélération #1

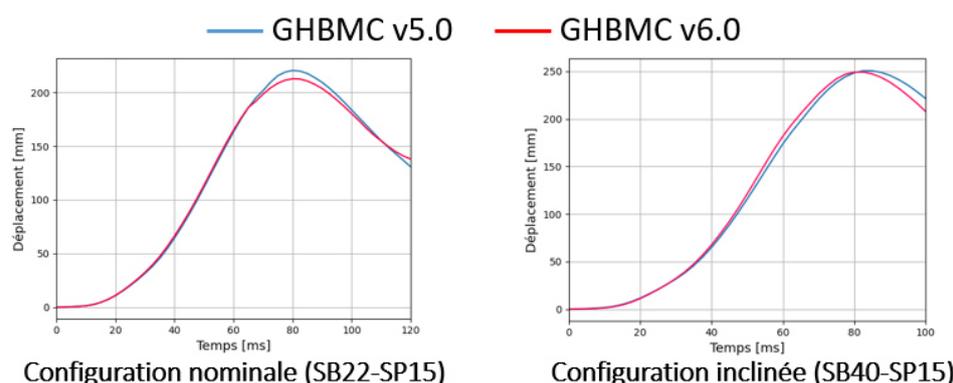


Figure 115 : Excursion frontale du bassin en configuration nominale (SB22-SP15) et inclinée (SB40-SP15) pour le modèle GHBMCM50-O v5.0 et v6.0, avec le profil de décélération #1

3.3. Effet des différents moyens de retenue

REPONSE DE L'OCCUPANT AVEC UNE DOUBLE PRETENSION BASSIN

Suite à ces vérifications, le modèle GHBMCM50-O v6.0 a été utilisé pour évaluer le risque lésionnel des occupants en position semi-allongée et retenus par une ceinture équipée d'une double prétension bassin, telle qu'utilisée dans Richardson et al. (2020a). Le Tableau 22 détaille l'occurrence du sous-marinage pour les différentes configurations étudiées, avec les deux profils de décélération. De manière similaire aux simulations réalisées dans le Chapitre 3, on observe un risque de sous-marinage accru lors de l'augmentation de l'angle du dossier, la diminution de l'angle d'assise ou avec un profil de décélération plus sévère (Pulse #2).

Pour le profil de décélération #1, les systèmes de retenue utilisés ont permis de limiter le sous-marinage dans 10 des 11 configurations étudiées. Pour le profil #2, le sous-marinage s'est produit dans 4 des 11 configurations, dont 3 avec un angle dossier de 60 degrés.

Des fractures de bassin ont été observées pour toutes les configurations étudiées. Pour le profil de décélération #1, ces fractures sont limitées au niveau des épines iliaques antérosupérieures et du sacrum. Pour les onze configurations, ces fractures correspondent à une lésion modérée (AIS2, fractures bassin fermées) du bassin. Pour le profil de décélération #2, des fractures bassin plus prononcées ont été observées (Figure 116). Pour les configurations SB40-SP15, SB60-SP15, SB60-SP23, et SB60-SP31, des fractures déplacées ont été relevées avec un arrachement de la crête iliaque droite. Ce type de fracture correspond au minimum à une lésion sérieuse (AIS3+). Les autres configurations étudiées induisent uniquement des fractures des épines iliaques antérosupérieures et du sacrum (AIS2). Bien que l'arrachement de la crête iliaque engendre une chute des efforts mesurés pour la ceinture bassin, un pic d'effort similaire a été observé pour toutes les configurations (entre 7-8kN pour le profil #2).

Tableau 22 : Occurrence du sous-marinage pour les deux profils de décélération pour les nouvelles configurations étudiées, avec les moyens de retenue utilisés par Richardson et al. (2020a).

	Pulse #1				Pulse #2			
	SP15	SP23	SP31	SP40	SP15	SP23	SP31	SP40
SB22	Non	Non	Non	-	Non	Non	Non	-
SB40	Non	Non	Non	Non	Oui	Non	Non	Non
SB60	Oui	Non	Non	Non	Oui	Oui	Oui	Non

	SB22	SB40	SB60
SP15			
SP23			
SP31			
SP40			

Figure 116 : Fractures bassin observées pour les configurations semi-allongées, avec le profil de décélération #2. Les fractures sont représentées en rouge.

Enfin, des lésions rachidiennes (fracture de la vertèbre T12) ont été observées pour toutes les configurations avec un angle de dossier à 60 degrés, avec les deux profils de décélération. Pour les configurations avec un angle de dossier de 40 degrés, ces fractures ont été observées uniquement à partir d'un angle d'assise de 31 degrés et pour le profil de décélération #2.

REPONSE DE L'OCCUPANT AVEC UNE SIMPLE PRETENSION BASSIN

Certaines des configurations détaillées précédemment ont également été réalisées avec une ceinture équipée d'une simple prétension bassin, telle qu'utilisée dans Trosseille et al. (2019). Le Tableau 23 détaille l'occurrence du sous-marriage pour ces conditions d'essai. Globalement, les tendances observées semblent similaires à celles identifiées avec une double prétension. On peut cependant noter deux configurations induisant des réponses différentes en fonction des moyens de retenue utilisés. Ainsi, la configuration SB60-SP23 engendre un sous-marriage avec une simple prétension bassin mais pas avec une double (Pulse #1), indiquant que le second moyen de retenue induit un meilleur engagement du bassin. A contrario, la configuration SB60-SP31 engendre un sous-marriage avec une double prétension, mais pas avec une simple (Pulse #2) ; cela peut s'expliquer par le fait que la double prétension bassin engendre un arrachement de la crête iliaque droite, phénomène qui n'est pas observé pour la simple prétension bassin. Ces disparités viennent confirmer la difficulté de sécuriser l'occupant pour des configurations à 60 degrés avec une orientation d'assise inférieure à 30 degrés, soulignant l'équilibre complexe entre une bonne retenue du bassin et un risque limité de fractures pelviennes.

Tableau 23 : Occurrence du sous-marinage pour les deux profils de décélération pour les nouvelles configurations étudiées, avec les moyens de retenue utilisés par Trosseille et al. (2019).

	Pulse #1				Pulse #2			
	SP15	SP23	SP31	SP40	SP15	SP23	SP31	SP40
SB22	Non	-	-	-	Non	-	-	-
SB40	Non	Non	-	-	<i>Oui</i>	Non	Non	Non
SB60	-	<i>Oui</i>	Non	Non	-	<i>Oui</i>	Non	Non

4. Discussion

L'ensemble des simulations réalisées a permis de mettre en évidence un risque lésionnel accru pour l'occupant en position semi-allongée, qui est influencé par de nombreux paramètres, tels que l'angle du dossier, l'angle d'assise, la posture initiale de l'occupant, l'anthropométrie de l'occupant, les moyens de retenue, ou encore le profil de décélération utilisé. Bien que le sous marinage soit un phénomène discret, son occurrence est cohérente quand on analyse les résultats des simulations : des paramètres semblent le promouvoir et d'autres le prévenir mais il n'y a pas de simulation dont les résultats seraient difficiles à expliquer (ex : un cas de sous marinage au milieu d'un ensemble de simulation sans sous marinage). Les résultats obtenus avec différentes versions de modèles (v5.0, v5.0* et v6.0) sont aussi très proches et cohérents, ce qui renforce l'idée que les résultats peuvent être combinés dans l'analyse à l'exception du cas des fractures lombaires qui ne devraient qu'être analysées avec la version la plus récente.

En plus du sous-marinage et de la cinématique de l'occupant, quand les lésions et paramètres de siège et retenue sont analysés, une forte interdépendance entre paramètres apparaît.

ANGLE D'ASSISE VS. SOUS MARINAGE ET LESIONS LOMBAIRES

Pour les configurations avec un angle dossier de 40 degrés, la zone de transition du sous-marinage semble être autour de 15 degrés d'angle d'assise, ce qui correspond aux valeurs de sièges actuels (Harrison et al. 2000). Ceci suggérerait qu'un soin particulier devrait être apporté au moyen de retenue si l'angle d'assise est conservé. En augmentant l'angle d'assise, ce phénomène semble pouvoir être limité au moins pour des positions d'occupant pas trop avachies (angle bassin \leq 70 degrés) mais il semble difficile de garantir qu'un occupant n'adoptera pas une position avachie (cf. Chapitre 4). De plus, pour des profils de décélération élevés (Pulse #2), un risque de lésion du rachis apparaît pour des angles d'assise supérieurs à 30 degrés, ce qui suggérerait une marge d'ajustement très limitée entre sous marinage et fractures lombaires. La tolérance à la fracture utilisée dans le modèle est définie en fonction de l'âge. Dans les simulations, elle correspond à un sujet de 53 ans mais serait très inférieure pour un âge plus élevé (une valeur étant fournie pour 75 ans). Ceci pourrait réduire encore plus la gamme possible d'ajustement de l'angle d'assise si des sujets plus âgés étaient considérés. Par exemple, la configuration SB40-SP23 n'engendre pas de lésion lombaire pour les simulations réalisées avec le modèle de 53 ans (Section 3.2), mais l'utilisation des propriétés matériaux correspondant à un sujet de 75 ans induit une fracture de la vertèbre T12. L'angle de 40 degrés de dossier semble donc correspondre à une zone où un équilibre semble possible, bien que délicat à trouver, entre risque de sous marinage et fracture de lombaire (les fractures de bassin sont discutées ci-après).

Les configurations inclinées à 60 degrés semblent encore accroître le risque lésionnel, avec des lésions du rachis pour tous les angles étudiés sur le modèle de base. Pour les deux profils de décélération utilisés, il semble difficile de trouver une plage de configuration qui permettrait de concilier une bonne retenue du bassin et un risque limité de fracture lombaire. Le problème semble donc d'une complexité bien supérieure à celle de 40 degrés, et pourrait nécessiter l'introduction de nouveaux principes de retenue (ex : avec des sièges mobiles, Mroz et al. (2020)). En termes de localisation, les simulations suggèrent un risque de fracture au niveau des vertèbres T12/L1, ce qui semble en accord avec les premiers essais sur sujets d'anatomies conduits avec un angle de dossier plus faible (50 degrés) (fracture L1 pour 2 sujets sur 5 dans Richardson et al. 2020a, fracture T12 pour 1 sujet sur 2 dans Zaseck et al. 2021).

DISPOSITIFS DE RETENUE VS. SOUS-MARINAGE ET FRACTURES DE BASSIN

En ce qui concerne les éléments des moyens de retenue, comme suggéré par Boyle et al. (2018), la présence d'un repose-pied peut aider à limiter le sous-marinage (ex : pour le profil #2 et une simple prétension bassin, la configuration SP60-SP31 induit un sous-marinage sans repose-pied mais pas avec). Par ailleurs, il apparaît que, pour des profils de décélération peu sévères (Pulse #1), la combinaison d'une double prétension bassin et d'un repose-pied (Richardson et al. 2020a) conduit à un meilleur engagement du bassin par rapport à une simple prétension bassin et sans appui-pied (initial, Chapitre 3), ce qui permet de limiter le phénomène de sous-marinage en position inclinée. Par exemple, les simulations SB60 réalisées avec la retenue initiale indiquent une zone de transition du sous-marinage pour un angle d'assise de 35 degrés ; tandis qu'avec une double prétension et un cale pied, le sous marinage a pu être évité pour des angles d'assise allant jusqu'à 23 degrés. Les moyens de retenue utilisés par Richardson et al. (2020a) semblent également permettre de limiter le risque de lésion abdominale pour les configurations où le sous-marinage n'a pas pu être évité (ex : 20% de risque d'AIS2+ du foie pour SB60-SP23 avec le Pulse #2, contre >50% pour SB60-SP25 avec la retenue initiale). Ces observations peuvent s'expliquer par un meilleur engagement du bassin avec la double prétension, induisant un sous-marinage plus tardif.

En revanche, pour des profils de décélération plus sévère (Pulse #2), on observe un arrachement de la crête iliaque droite (Figure 116) pour certaines configurations avec la double prétension, causant ensuite un sous-marinage de l'occupant. L'occurrence de ces fractures est favorisée à la fois par des angles de dossier élevés et des angles d'assise faibles (fractures bassin AIS3 pour SB40-SP15, SB60-SP31, SB60-SP23, et SB60-SP15). En termes de localisation, ces fractures semblent en accord avec les essais conduits par Richardson et al. (2020a) où 2 sujets sur 5 présentaient une fracture comminutive déplacée de l'aile iliaque droite en utilisant le profil de décélération #1. Ainsi, dans certaines configurations, le couplage amélioré du bassin conduit à des fractures.

Ces résultats suggèrent qu'une étude plus approfondie sur les moyens de retenue est nécessaire afin de trouver des solutions qui permettraient un bon maintien du bassin en position inclinée tout en limitant le risque de fractures iliaques. Dans cette optique, plusieurs pistes ont été explorées par Mroz et al. (2020) en utilisant le siège articulé avec les moyens de retenue de Richardson et al. (2020a). Les résultats numériques soulignent que l'ajout de limiteurs d'effort sur la ceinture bassin couplé à un siège monté sur rail permettraient de diminuer les efforts de la ceinture bassin de 10.8 à 5.7 kN. Des solutions seront aussi testées dans le cadre du projet ENOP.

SENSIBILITE : EFFET DE L'ANTHROPOMETRIE

Les simulations réalisées ont également révélé une influence de l'anthropométrie globale mais aussi de paramètres locaux du modèle.

Comparé au modèle de base, il apparaît que le modèle correspondant à une taille de 5ème percentile femme (obtenu par simple mise à l'échelle) soit moins enclin à sous-mariner, avec une excursion plus limitée du bassin vers l'avant peut être directement dû à la taille du modèle par rapport à la taille de l'assise. A contrario, le modèle obèse présente une excursion frontale beaucoup plus importante à la fois en position nominale et inclinée. Il est proche de tomber du siège, ne semblant retenu que par le volant et l'airbag. Malgré cela, le modèle n'a pas sous-mariné, ce qui pourrait s'expliquer par un engagement de la ceinture bassin sous le pli abdominal empêchant le déplacement vertical de cette dernière comme déjà observé dans Lebarbé et al. (2020) et Janak et al. (2020).

D'autre part, il apparaît que des personnalisations locales (épaisseur sous-ischion et épaisseur des cuisses diminuées respectivement de 18 et 25mm) peuvent aussi impacter l'interaction avec la ceinture et déplacer le début d'occurrence du sous-marinage (ex : sous marinage pour SB60-SP35 avec le modèle *Baseline*, mais pas avec le modèle *M50 Morph*). Cette personnalisation, qui était réalisée pour mieux représenter les sujets d'anatomie âgés, pourrait être utile dans le cadre d'études de validation en position semi allongée.

Ainsi, il est important de se rappeler que les équilibres observés entre paramètres précédemment discutés (sous-marinage vs. Géométrie de siège, pulse, moyen de retenu, angle de bassin) ont été obtenus pour une taille de modèle, et que des variations anthropométriques locales ou globales peuvent affecter et déplacer cet équilibre (ex : *M50 Scale*, *M50 Morph*). La problématique de l'obèse est un peu différente : même si l'allongement du dossier a tendance à dégrader la retenue comme pour tous les autres modèles, la retenue ne semble pas satisfaisante même en position standard (excursion).

Ceci met donc en perspective les résultats obtenus sur le M50-O et suggère qu'une marge de sécurité pourrait être nécessaire sur le risque de sous marinage pour prendre en compte les variations anthropométriques. Une étude de sensibilité utilisant des modèles décrivant mieux les variations de la population (les modèles M50-O, *Morph* et *Scale* ayant tous la même forme de squelette par exemple) et ayant une validation dédiée serait utile pour approfondir cet aspect.

Chapitre 6

Discussion générale et conclusion

Ces travaux de thèse s’inscrivent dans la thématique de l’automatisation des véhicules, et de l’intérêt croissant pour de nouvelles configurations d’habitacle qui seraient rendues possibles par cette automatisation.

Le premier chapitre de ce manuscrit fait une revue des études sur les activités et configurations d’intérêt pour de futurs véhicules automatisés. Bien que certaines de ces activités puissent être similaires à celles déjà observées dans les véhicules actuels (ex : converser, utiliser un téléphone), d’autres activités (ex : travailler, dormir) pourraient bénéficier de nouvelles configurations d’habitacle qui ne sont pour l’instant pas autorisées dans des véhicules en marche. Deux axes d’aménagement semblent se dégager : la rotation des sièges autour de l’axe vertical et l’inclinaison vers l’arrière.

Pour être autorisées, ces nouvelles configurations devront cependant permettre d’assurer la protection des occupants lors d’accidents. Les moyens de retenue actuels étant développés pour des configurations de véhicules conventionnelles, il est nécessaire d’évaluer s’ils permettent de conserver le niveau de sécurité actuel dans les nouvelles conditions. Actuellement, les mannequins de choc sont utilisés dans la réglementation automobile ainsi que dans les essais consommateurs notant la sécurité des véhicules. Toutefois, ils semblent peu adaptés pour étudier ces nouvelles positions d’occupant en l’état actuel des choses. Les modèles humains numériques apparaissent comme une alternative crédible pour évaluer le risque lésionnel dans ces scénarios émergents. Plusieurs études récentes ont déjà été réalisées pour étudier la cinématique de l’occupant pour des sièges pivotés (Kitagawa et al. 2017) ou inclinés (Boyle et al. 2019), mais pour un nombre limité de configurations. Bien que ces études se basent sur des modèles d’occupant repositionnés, peu de données sont disponibles dans la littérature concernant la validité de ces modèles une fois mis en position, ou le réalisme des positions adoptées.

L’objectif global de ces travaux est d’évaluer les risques et éventuelles opportunités associés aux postures envisagées pour les futurs véhicules, et de proposer des méthodologies essentiellement basées sur une approche numérique permettant cette évaluation.

Dans un premier temps, la présente étude a permis de valider la biofidélité des modèles humains numériques pour des positions inclinées et pour des configurations de sous marinage en se basant sur les données de la littérature. Pour les différents essais étudiés, la réponse du modèle numérique apparaît comme proche des résultats expérimentaux. Par ailleurs, il est important de rappeler qu’aucune modification du modèle n’a été nécessaire pour s’approcher des réponses expérimentales, ce qui semble très encourageant quant aux capacités du modèle pour explorer de nouvelles configurations. Toutefois, une attention particulière aux conditions aux limites (ex: anthropométrie des sujets) peut être nécessaire afin de comprendre certains des mécanismes de retenue mis en jeu.

Les mannequins de choc et les critères associés semblent, quant à eux, moins adaptés pour l'étude des configurations inclinées en l'état actuel de choses, favorisant l'utilisation de procédure de simulations pour ces scénarios particuliers (tout en conservant les essais mannequins pour les postures nominales). D'une part, les données de la littérature soulignent des difficultés de positionnement des mannequins pour des positions semi-allongées ainsi que des écarts de cinématique par rapport aux sujets d'anatomie. D'autre part, les simulations réalisées dans le cadre de ces travaux suggèrent que certaines des lésions observées sur les modèles humains (dont le réalisme doit continuer à être évalué) pourraient ne pas être capturées par les mannequins actuels. Par exemple, des écarts entre les critères de compression thoracique (mesurable par un mannequin) et le nombre de fractures de côtes ont été observés dans les simulations semi-allongées. Un ajustement des critères aux conditions de chargement pourrait dès lors être nécessaire.

Dans un second temps, ces travaux soulignent la possibilité d'étudier de nouveaux scénarios d'accidents à partir de simulations numériques, en combinant le repositionnement de modèles et des simulations dans des conditions d'essai spécifiques. A travers plus de 130 simulations, la présente étude témoigne de la stabilité des modèles utilisés (et ce même après repositionnement) ainsi que la cohérence des résultats entre conditions (ex : pas de cas de sous marinage au milieu d'un ensemble de simulation sans sous marinage en position semi-allongée, qui serait difficile à expliquer).

Les simulations exploratoires suggèrent que des configurations de siège légèrement pivoté (jusqu'à 30 degrés) apparaissent comme peu critiques concernant la sécurité de l'occupant avec quelques adaptations assez simples des systèmes de sécurité (ex : adapter la position de l'airbag, ajouter des supports latéraux à l'assise). Ces résultats pourraient suggérer une accessibilité de telles configurations dans les véhicules actuels, au moins pour les conditions d'essai réalisées. Ces résultats contrastent avec les précédentes études numériques qui s'étaient focalisées sur des grands angles de rotations (ex: 45, 90 degrés) qui sont d'une part plus critiques pour la sécurité, et d'autre part plus complexes à introduire dans un véhicule actuel du fait de l'encombrement spatial.

Pour les moyens de retenue testés (qui sont considérés comme proches de l'état de l'art), des positions de siège incliné ne semblent pas prêtes à être introduites en l'état actuel des choses. Pour ces conditions, la retenue de l'occupant est particulièrement délicate lors de choc frontal, avec des facteurs antagonistes impliqués (risque de sous-marinage vs risque de fractures bassin/lombaire). Pour un dossier incliné à 40 degrés, l'équilibre de ces risques semble délicat mais tout de même possible, notamment en pivotant l'assise à une vingtaine de degrés. Pour un dossier à 60 degrés, cet équilibre semble difficile à imaginer avec les systèmes de sécurité testés. Les résultats obtenus viennent compléter les précédentes études numériques détaillées dans la littérature qui s'étaient concentrées sur des configurations avec une assise fixée à 15 degrés.

Par ailleurs, les travaux réalisés ont permis de détailler une procédure de positionnement documentée, et réalisée pour de nombreuses postures. Cette procédure se base sur des outils open source accessibles par tous (logiciel Piper, modèle de cockpit générique) afin de faciliter la reproductibilité des résultats et d'éventuelles comparaisons.

L'étude expérimentale réalisée dans ces travaux a permis de mieux caractériser la position des occupants dans des configurations semi-allongées. Dans la littérature, les différentes études relevées quantifiant la posture de l'occupant dans de telles configurations ont été réalisées sur un siège automobile standard avec une assise fixée à 15 degrés. Les expérimentations réalisées dans le cadre de ces travaux incluant à la fois des modifications de l'angle d'assise et du dossier permettent d'élargir les connaissances concernant la posture de l'occupant dans ces nouvelles configurations. Les résultats révèlent que l'orientation du bassin, essentielle pour évaluer la retenue de l'occupant lors de collision automobile, est influencée à la fois par les angles d'assise et du dossier. De plus, ces travaux ont permis le développement et la validation de méthodologies permettant d'estimer la position du bassin et du rachis en position assis, comprenant la création de modèles personnalisés surfaciques du complexe bassin/fémur en se basant sur des données échographiques et de palpation (Annexe 14), ainsi qu'une procédure numérique permettant de créer des modèles personnalisés du complexe bassin/rachis à partir de données externes afin d'estimer la posture en position debout et assis.

Les perspectives à ces travaux incluent à la fois des travaux numériques et expérimentaux.

Tout d'abord, concernant la sécurité des occupants pour de nouvelles positions, la réalisation de nouveaux essais sur sujets d'anatomie en position semi-allongée (Université de Michigan, Projet ENOP) devrait permettre d'approfondir les connaissances sur les mécanismes mis en jeu et fournir des nouvelles données permettant d'affiner la validation des modèles numériques. Par ailleurs, au vu des difficultés rencontrées pour des configurations inclinées à 60 degrés, de nouveaux concepts de protection pourraient être nécessaires afin d'autoriser ces positions (ex : siège sur rail, dossier se redressant lors d'un choc).

Les simulations en position semi-allongée ont également soulevé plusieurs interrogations concernant les procédures d'évaluation du risque pour ces scénarios particuliers. D'une part, il apparaît que pour ces positions, la réponse de l'occupant lors de choc frontal est fortement influencée par des paramètres anthropométriques et posturaux (en comparaison avec la position nominale). Il semble donc important de définir les stratégies ainsi que les cibles utilisées pour les procédures de protection (cas moyen, cas le plus défavorable ?).

Par ailleurs, dans le cadre de ces travaux, seul un nombre limité des scénarios pouvant être introduits avec l'automatisation des véhicules a été exploré. D'autres conditions d'accidents (ex: position inclinée et dos à la route) pourraient également s'avérer critiques pour les occupants et nécessiteraient des analyses dédiées. L'incorporation de manœuvres d'évitement (ex: freinage d'urgence, changement de ligne) pourrait également modifier la position de l'occupant lors de l'impact et *in fine* modifier le risque lésionnel.

Les perspectives aux travaux expérimentaux incluent notamment le développement de concept d'habitacle répondant aux différentes contraintes relevées dans la présente étude. Ces nouveaux concepts pourraient permettre de répondre à certaines des hypothèses faites dans le cadre de ces travaux (ex : position du volant et du repose-pied en configuration semi-allongée). D'autre part, les méthodologies d'évaluation proposées pourront être utilisées afin de caractériser et évaluer d'autres positions d'occupant pouvant être introduites avec l'apparition des véhicules automatisés.

Références

- Andersson, G., Murphy, R., Ortengren, R., and Nachemson, A. 1979. The Influence of Backrest Inclination and Lumbar Support on Lumbar Lordosis. *Spine*, Vol. 4, p.52-58.
- Arun, M. W., Hadagali, P., Driesslein, K., Curry, W., Yoganandan, N., and Pintar, F. 2017. Biomechanics of lumbar motion-segments in dynamic compression. *Stapp car crash journal*, Vol.61, p.1-25.
- Association for the Advancement of Automotive Medicine. 2018. *Abbreviated Injury Scale: 2015 Revision (6 ed.)*. Chicago, Illinois.
- Audi Media Center. 2017. *Press Information - TechDay piloted driving, The traffic jam pilot in the new Audi A8*.
- Barratt, D.C., Chan, C., Edwards, P., Penney, G., Slomczykowski, M., Carter, T., and Hawkes, D. 2008. Instantiation and registration of statistical shape models of the femur and pelvis using 3D ultrasound imaging, *Medical Image Analysis*, Vol.12, p.358-374. DOI: 10.1016/j.media.2007.12.006.
- Beillas, P., Lafon, Y., and Smith, F.W. 2009. The Effects of Posture and Subject-to-Subject Variations on the Position, Shape and Volume of Abdominal and Thoracic Organs. *Stapp Car Crash Journal*, Vol.53, pp. 127-154. DOI: 10.4271/2009-22-0005.
- Beillas, P. 2018. HBM repositioning. *Proceedings of the Human Body Modeling and Validation with Biomechanics Experiments, IRCOBI 2018 Workshop Series, Athens, Greece, 11th September*.
- Beillas, P. and Berthet, F. 2018. Development of Simulation Based Liver and Spleen Injury Risk Curves for the GHBMC Detailed Models. *Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI, Athens, Greece, 12th September-14th September. IRC-18-61*.
- Belin, M.A., Johansson, R., Lindberg, J., and Tingvall, C., 1997. The Vision Zero and its consequences. *Proceedings of the 4th International Conference on Safety and the Environment in the 21st Century, Tel Aviv, Israel, 23rd – 27th November*.
- Bellet, T., and Judalet, V. 2021. Utilisation de la co-simulation pour l'étude des interactions Conducteurs humains et Véhicules Automatisés. *Séminaire les enjeux sécurité routière de la conduite automatisée, Projet SURCA, 30 Mars*.
- Besnault, B., Lavaste, F., Guillemot, H., Robin, S., & Le Coz, J.-Y. 1998. A Parametric Finite Element Model of the Human Pelvis. *Proceedings of the 42nd Stapp Car Crash Conference*.
- Beurier, G., Cardoso, M., & Wang, X. 2017. A New Multi-Adjustable Experimental Seat for Investigating Biomechanical Factors of Sitting Discomfort. *SAE Tech. Paper 2017-01-1393*
- Brodeur, R., Reynolds, H., Rayes, K. and Cui, Y. 1996. The Initial Position and Postural Attitudes of Driver Occupants, Posture. *Ergonomics Research Laboratory, Report No. ERL-TR-95-009*.
- Bohrmann, D., and Bengler, K. 2019. Reclined Posture for Enabling Autonomous Driving. *Proceedings of the International Conference on Human Systems Engineering and Design: Future Trends and Applications, IHSED, Munich, Germany, 16th September-18th September*.
- Bose, D., Segui-Gomez, M., and Crandall, J.R. 2011. Vulnerability of female drivers involved in motor vehicle crashes: an analysis of US population at risk. *Am J Public Health*, Vol.101, p.2368-2373. DOI: 10.2105/AJPH.2011.300275
- Boyle, K.J., Reed, M.P., Zaseck, L.W., and Hu, J. 2019. A Human Modelling Study on Occupant Kinematics in Highly Reclined Seats during Frontal Crashes. *Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI, Florence, Italy, 11th September-13th September. IRC-19-43*
- Brinckmann, P., Biggemann, M., and Hilweg, D. 1989. Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae. *Clinical Biomechanics*, Vol.4, p.1-27. DOI: 10.1016/0268-0033(89)90071-5

- Campbell, K.L. 2012. The SHRP 2 Naturalistic Driving Study addressing driver performance and behavior in traffic safety. *TR News*, Vol. 282, p.30-35.
- Carter, P.M., Flannagan, C., Reed, M., Cunningham, R., and Rupp, J. 2014. Comparing the effects of age, BMI and gender on severe injury (AIS 3+) in motor-vehicle crashes, *Accident Analysis & Prevention*, Vol.72, p.146-160. DOI : 10.1016/j.aap.2014.05.024
- Chabert, L., Ghannouchi, S., & Cavallero, C. (1998). Geometrical Characterisation of a Seated Occupant. Proceedings of the International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Windsor, Canada, May 31 - June 4th. Paper No. 2073-2079.
- Chan, V., Nova, H., Abbas, S., McCartney, C., Perlas, A., and Xu, D. 2006. Ultrasound Examination and Localization of the Sciatic Nerve: A Volunteer Study. *Anesthesiology*, Vol.104, p.309–314. DOI : 10.1097/00000542-200602000-00017
- Clark, M.A., Worrell, M.B., and Pless, J.E. 1997. Postmortem changes in soft tissues. *Forensic taphonomy: the postmortem fate of human remains*, p.151-164.
- Combest, J.J. 2011. Status of the Global Human Body Models Consortium. Proceedings of the 3rd International Symposium: Human Modeling and Simulation in Automotive Engineering, Auschafenburg, Germany, 27th May.
- Compigne, S., Bouquet, R., Caire, Y., Quesnel, T., & Verriest, J. P. 2004. Human Spine Behaviour under Thoracic and Pelvic Lateral Impacts Comparison with Worldsid Dummy Behaviour. Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI, Graz, Autriche, 22nd September-24th September.
- De Lima, A., Decker, W., and Lin C. 2021. Capability of Human Surrogate Numerical Models to Assess Submarining in Frontal Impact Sled Test Environment. Proceedings of the GHBMC Users' Workshop, April 27th.
- Della Croce, U., Cappozzo, A. and Kerrigan, D.C. 1999. Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 37, No. 2, pp.155–161.
- Dissanaike, S., Kaufman, R., Mack, C. D., Mock, C., and Bulger, E. 2008. The effect of reclined seats on mortality in motor vehicle collisions. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, Vol. 64, p.614-619. DOI: 10.1097/TA.0b013e318164d071
- Dingus, T.A., Klauer, S.G., Neale, V.L., Petersen, A., Lee, S.E., Sudweeks, J., et al. 2006. The 100-car naturalistic driving study, Phase II - Results of the 100-car field experiment. National Highway Traffic Safety Administration, Report No. DOT HS 810 593.
- Ekambaram, K., Frampton, R., and Lenard, J. 2019. Factors associated with chest injuries to front seat occupants in frontal impacts. *Traffic Injury Prevention*, Vol.20, p.37-42. DOI: 10.1080/15389588.2019.1654606
- Eppinger, R., Sun, E., Bandak, F., Haffner, M., Khaewpong, N., Maltese, M. et al. 1999. Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems – II. National Highway Traffic Safety Administration Report.
- Favarò F.M., Nader N., Eurich S.O., Tripp M., and Varadaraju N. 2017. Examining accident reports involving autonomous vehicles in California. *PLoS ONE*. DOI: 10.1371/journal.pone.0184952
- Fildes, B., Keall, M., Bos, N., Lie, A., Page, Y., Pastor, C., et al. 2015. Effectiveness of low speed autonomous emergency braking in real-world rear-end crashes. *Accident Analysis & Prevention*, Vol.81, p.24–29.
- Fiorillo, I., Piro, S., Anjani, S., Smulders, M., Song, Y., Naddeo, A., and Vink P. 2019. Future vehicles: the effect of seat configuration on posture and quality of conversation, *Ergonomics*, Vol. 62, p.1400-1414. DOI: 10.1080/00140139.2019.1651904
- Fon, G., Pitt, M. and Thies, A. 1980. Thoracic kyphosis: range in normal subjects. *American Journal of Roentgenology*, Vol. 134, pp.979–983.

- Foret-Bruno, J.Y., Trosseille, X., Page, Y., Huère, J.F., Le Coz, J.Y., Bendjellal, F., et al. 2001. Comparison of Thoracic Injury Risk in Frontal Car Crashes for Occupant Restrained without Belt Load Limiters and Those Restrained with 6 kN and 4 kN Belt Load Limiters. SAE Technical Paper No. 2001-22-0009. DOI: 10.4271/2001-22-0009.
- Forman, J., Lopez-Valdes, F.J., Lessley, D., Kindig, M., Kent, R. 2009. The Effect of Obesity on the Restraint of Automobile Occupants. *Annals of advances in automotive medicine*, Vol. 53, p.25-40.
- Forman, J., Caudillo-Huerta, A., McMahon, J., Panzer, M., Marshall, W., Winter, D., et al. 2021. Modifications to the THOR-50M for Improved Usability in Reclined Postures –Update and Preliminary Findings. Proceedings of the RCCADS Public Workshop, 26th May.
- Fraedrich, E., Cyganski, R., Wolf, I., and Lenz, B. 2016. User perspectives on autonomous driving. A use-case driven study in Germany. *Geographisches Institut, Humboldt-Universität Berlin*, p.1-111.
- Frampton, R., Lenard, J., & Compigne, S. (2012, October). An in-depth study of abdominal injuries sustained by car occupants in frontal crashes. In *Annals of Advances in Automotive Medicine/Annual Scientific Conference* (Vol. 56, p. 137). Association for the Advancement of Automotive Medicine.
- Gayzik, F.S., Moreno, D.P., Geer, C.P., Wuertzer, S.D., Martin, R.S., and Stitzel, J.D. 2011. Development of a full body CAD dataset for computational modeling: a multi-modality approach. *Annals of biomedical engineering*, Vol. 39, p.2568-2583. DOI: 10.1007/s10439-011-0359-5.
- Gayzik, F.S., Moreno, D.P., Vavalle, N.A., Rhyne, A.C., and Stitzel, J.D. 2011. Development of the Global Human Body Models Consortium Mid Sized Male Full Body Model. In *Proceedings of the 39th International Workshop on Injury Biomechanics Research*.
- Gayzik, F.S., Moreno, D.P., Danelson, K.A., McNally, C., Klinich, K.D., and Stitzel, J.D. 2012. External Landmark, Body Surface, and Volume Data of a Mid-Sized Male in Seated and Standing Postures. *Annals of Biomedical Engineering*, Vol.40, p.2019–32. DOI: /10.1007/s10439-012-0546-z
- Gehre, C., Gades, H., and Wernicke, P. 2009. Objective rating of signals using test and simulation responses. Proceedings of the 21st Annual Enhanced Safety of Vehicles, ESV, Stuttgart, Germany, 15th – 18th June
- Gepner, B., Rawska, K., Richardson, R., Kulkarni, S., Chastain, K., Zhu J., et al. 2019. CHALLENGES FOR OCCUPANT SAFETY IN HIGHLY AUTOMATED VEHICLES ACROSS VARIOUS ANTHROPOMETRIES. Proceedings of the International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, ESV, Eindhoven, Netherlands, 10th June-13th June. Paper No. 19-0335-O.
- Gepner, B.D., Draper, D., Mroz, K., Richardson, R., Ostling, M., Pipkorn, B., et al. 2019. Comparison of Human Body Models in Frontal Crashes with Reclined Seatback. Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI, Florence, Italy, 11th September-13th September. IRC-19-44
- GHMC, Elemance LLC. 2021. Global Human Body Models Consortium User Manual: M50 Detailed Occupant Version 6.0 for LS-DYNA.
- Grandjean, E. 1980. Sitting posture of car drivers from the point of view of ergonomics. *Human Factors in Transportation Research*, Vol. 2, p.205 213.
- Greenberg, S., Gonzalez, D., Gurdjian, E., and Thomas, L.. 1968. Changes in Physical Properties of Bone Between the In Vivo, Freshly Dead, and Embalmed Conditions. SAE Technical Paper 680783. DOI: 10.4271/680783
- Greendale, G.A., Nili, N.S., Huang, M.H., Seeger, L. and Karlamangle, A.S. 2011. The reliability and validity of three non-radiological measures of thoracic kyphosis and their relations to the standing radiological Cobb angle. *Osteoporosis International*, Vol. 22, pp.1897–905.
- Hagedorn, A. 2021. Biofidelity Assessment of THOR-50M and H3 50th ATDs in Rear-Facing Rigid Seat Tests. Proceedings of the RCCADS Public Workshop, 26th May.

- Harrison, D.D., Harrison, S.O., Croft, A.C., Harrison, D.E., and Troyanovich, S.J. 2000. Sitting Biomechanics, Part II: Optimal Car Driver's Seat and Optimal Driver's Spinal Model. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, Vol. 23, p.37-47
- Hau, T.C., Hamzah, N.H., Lian, H.H., and Hamzah, S. 2014. Decomposition process and post mortem changes. *Sains Malaysiana*, Vol.43, p.1873-1882.
- Heuer, F., Schmidt, H., Klezl, Z., Claes, L., and Wilke, H. 2007. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. *Journal of biomechanics*, Vol.40, p.271-280.
- Holmes, D., Gabler, H., and Sherony, R. 2018. Estimating Benefits of LDW Systems Applied to Cross-Centerline Crashes. SAE Technical Paper No. 2018-01-0512. DOI: 10.4271/2018-01-0512
- Horsak, B., Schwab, C., Durstberger, S., Thajer, A., Greber-Platzer, G., Kainz, H., et al. 2021. 3D free-hand ultrasound to register anatomical landmarks at the pelvis and localize the hip joint center in lean and obese individuals. *Scientific Report*, Vol.11. Paper No. 10650. DOI : 10.1038/s41598-021-89763-7
- Humbert, L., De Guise, J.A., Aubert, B., Godbout, B., and Skalli, W.2009. 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Medical Engineering & Physics*, Vol. 31, p.681-687. DOI: 10.1016/j.medengphy.2009.01.003.
- Humm, J., Yoganandan, N., Driesslein, K.G., and Pintar, F.A. 2018. Three-dimensional kinematic corridors of the head, spine, and pelvis for small female driver seat occupants in near- and far-side oblique frontal impacts. *Traffic Injury Prevention*, Vol. 19, p.64-69. DOI: 10.1080/15389588.2018.1498973
- Humm, J., and Yoganandan, N. 2020. Development of chest deflection injury risk curve in oblique frontal small female PMHS sled tests. *Traffic Injury Prevention*, Vol.21, p.161-163, DOI: 10.1080/15389588.2020.1829915
- Humm, J. and Zaseck, L.W. 2021. Automated vehicle occupant safety workshop PMHS test plans. *Proceedings of the RCCADS Public Workshop*, 26th May.
- Husher, S., Noble, M., Varat, M., & Kerkhoff, J. (1995). An Analysis of ATD Seating Positions in NHTSA Frontal Crash Testing. SAE Technical Paper 950890, 227-252.
- Iwamoto, M., and Nakahira, Y. 2015. Development and validation of the Total HUMAN Model for Safety (THUMS) version 5 containing multiple 1D muscles for estimating occupant motions with muscle activation during side impacts. *Stapp car crash journal*, Vol.59.
- Izumiyama, T., Nishida, N., Iwanaga, H., Chen, X., Ohgi, J., Mori, K., et al. 2018. The Analysis of an Individual Difference in Human Skeletal Alignment in Seated Posture and Occupant Behavior Using HBMs. *Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI*, Athens, Greece, 12th September-14th September. IRC-18-84
- Jacobs, H., Sussman, D., Abernethy, C., Plank, G., Stoklosa, J., and Hanking, J.R.1980. Please Remain Seated: Seat Designs to Help Retain Passengers during Emergency Stops. *Proceedings of the Human Factors Society Annual Meeting*. DOI: 10.1177/1071181380024001127
- Janak, T. 2020. Personalization of human body models to simulate obese occupants in automotive safety. PhD Thesis, Université Claude-Bernard Lyon 1, Université Gustave Eiffel.
- Janak, T., Lafon, Y., Petit, P., and Beillas, P. 2018. Transformation Smoothing to use after Positioning of Finite Element Human Body Models. *Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI*, Athens, Greece, 12th September – 14th September. IRC-18-33.
- Ji, P., Huang Y., and Zhou Q. 2017. Mechanisms of using knee bolster to control kinematical motion of occupant in reclined posture for lowering injury risk. *International Journal of Crashworthiness*, Vol.22, p.415-424. DOI: 10.1080/13588265.2016.1275430

- Jin, X., Hou, H., Shen, M., Wu, H., Yang, K.H., 2018. Occupant kinematics and biomechanics with rotatable seat in autonomous vehicle collision: a preliminary concept and strategy. Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI, Athens, Greece, 12th September – 14th September. IRC-18-17.
- Jorlöv, S., Bohman, K., and Larsson, A. 2017. Seating Positions and Activities in Highly Automated Cars - A Qualitative Study of Future Automated Driving Scenarios. Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI, Antwerp, Belgium, 13th September – 15th September. IRC-17-11.
- Kahane, C.J. 2013. Effectiveness of pretensioners and load limiters for enhancing fatality reduction by seat belts. National Highway Traffic Safety Administration Report No. DOT HS 811 835.
- Kallieris, D., Mellander, H., Schmidt, G., Barz, J., and Mattern, R. 1982. Comparison between frontal impact tests with cadavers and dummies in a simulated true car restrained environment. SAE Technical Paper No. 821170. DOI: 10.4271/821170
- Kamp, I., Kilincsoy, U., and Vink, P. 2011. Chosen Postures during Specific Sitting Activities. Ergonomics, Vol.54, p.1029-1042. DOI: 10.1080/00140139.2011.618230
- Kang, Y.S., Moorhouse, K., Herriott, R., and Bolte, J.H. 2013. Comparison of Cervical Vertebrae Rotations for PMHS and BioRID II in Rear Impacts, Traffic Injury Prevention, Vol. 14, p.136-147. DOI: 10.1080/15389588.2013.799280
- Kang, Y.S., Stammen, J., Ramachandra, R., Agnew, A.M., Hagedorn, A., Thomas, C., et al. 2020. Biomechanical Responses and Injury Assessment of Post Mortem Human Subjects in Various Rear-facing Seating Configurations. Stapp Car Crash Journal, Vol.64, p.155-212.
- Kang, Y.S. 2021. PMHS Biomechanical Responses and Injury Mechanisms in Rear-Facing Rigid Seat Tests. Proceedings of the RCCADS Public Workshop, 26th May.
- Katagiri, M., Zhao, J., Kerrigan, J., Kent, R., and Forman, J. 2016. Comparison of Whole-Body Kinematic Behaviour of the GHBMOC Occupant Model to PMHS in Far-Side Sled Tests. Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI, Malaga, Spain, 14th – 16th September. IRC-16-88.
- Katagiri, M., Zhao, J., Lee, S., Moorhouse, K., Kang, Y.S. 2019. Biofidelity Evaluation of GHBMOC Male Occupant Models in Rear Impacts. Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI, Florence, Italy, 11th –13th September. IRC-19-52.
- Kaur, K., and Rampersad, G. 2018. Trust in driverless cars: Investigating key factors influencing the adoption of driverless cars. Journal of Engineering and Technology Management, Vol.48, p.87–96. DOI: 10.1016/j.jengtecman.2018.04.006
- Kemper, A.R., Beeman, S.M., Porta D.J., and Duma, S.M. 2016. Non-censored rib fracture data during frontal PMHS sled tests. Traffic Injury Prevention, Vol.17,p.131-140, DOI: 10.1080/15389588.2016.1203069
- Kent, R., Lee, S.H., Darvish, K., Wang, S., Poster, C.S., Lange, A.W., et al. 2005. Structural and material changes in the aging thorax and their role in crash protection for older occupants. Stapp Car Crash Journal, Vol.49, p231-249.
- Kerrigan, J.R., Richardson, R., Donlon, J.P., Chebbi, A., Jayathirhta, M., Gepner, B., et al. 2021. Evaluating Biofidelity of THOR and Hybrid III in Reclined Frontal-Crash Sled Tests. Proceedings of the RCCADS Public Workshop, 26th May.
- Kilby J., Heneghan N.R. and Maybury M. 2012. Manual palpation of lumbo-pelvic landmarks: a validity study. Manual Therapy, Vol. 17, No. 3, pp.259–262.
- Kilincsoy, U., Wagner, A.S., Bengler, K., Bubb, H., and Vink, P. 2014. Comfortable Rear Seat Postures Preferred by Car Passengers. Proceedings of the 5th International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics, AHFE, Kraków, Poland, 19th July – 23rd July.
- Kirsch, T.J. 2018. An analysis of the crash risk and likelihood of engaging in a distraction while driving using naturalistic, time-series data. Graduate Theses and Dissertations.

- Kitagawa, Y., Hayashi, S., Yamada, K., and Gotoh, M., 2017, Occupant Kinematics in Simulated Autonomous Driving Vehicle Collisions: Influence of Seating Position, Direction, and Angle, *Stapp Car Crash Journal*, Vol.61, p.101–155
- Kitajima, S., Shimono, K., Tajima, J., Antona-Makoshi, J., and Uchida, N. 2019. Multi-agent traffic simulations to estimate the impact of automated technologies on safety. *Traffic Injury Prevention*, Vol. 20, p.58-64, DOI: 10.1080/15389588.2019.1625335
- Koppel, S., Jiménez Octavio, J.J., Bohman, K., Logan, D., Raphael, W., Quintana Jimenez, L., and Lopez-Valdes, F. 2019. Seating configuration and position preferences in fully automated vehicles. *Traffic Injury Prevention*, Vol. 20, p.103–109. DOI: 10.1080/15389588.2019.1625336
- Krishnakumar, R., Saade, J., Chrétien, P., Hervé, V. 2020. Livrable No. L2.3, Etat de l'art sur les potentielles difficultés de cohabitation des 2RM et des véhicules automatisés. Projet SURCA, financé par la FSR, 31p.
- Kucuk, S., and Bingul, Z. 2006. Robot kinematics: Forward and inverse kinematics. INTECH Open Access Publisher.
- Kusano, K.D. and Gabler, H.C. 2015. Comparison of expected crash and injury reduction from production forward collision and lane departure warning systems. *Traffic Injury Prevention*, Vol.16, p.109–114. DOI: 10.1080/15389588.2015.1063619
- Kyriakidis, M., Happee R., and de Winter, J.C.F. 2015. Public Opinion on Automated Driving: Results of an International Questionnaire among 5000 Respondents. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, Vol. 32, p.127-140. DOI: 10.1016/j.trf.2015.04.014
- Lafon, Y., Smith, F.W. and Beillas, P. 2010. Combination of a model-deformation method and a positional MRI to quantify the effects of posture on the anatomical structures of the trunk. *Journal of Biomechanics*, Vol. 43, No. 7, pp.1269–1278.
- Laituri, T., Prasad, P., Sullivan, K., Frankstein, M., and Thomas, R. 2005. Derivation and Evaluation of a Provisional, Age-Dependent, AIS3+ Thoracic Risk Curve for Belted Adults in Frontal Impacts. SAE Technical Paper No. 2005-01-0297. DOI : 10.4271/2005-01-0297.
- Lebarbé, M, Beillas, P, Janak, T, Lafon, Y, Richard, O, and Petit, P. 2020. Geometrical and Mechanical Characterization of the Abdominal Fold of Obese Post Mortem Human Subjects for Use in Human Body Modelling. *Stapp Car Crash J*, Vol.64, p.213-267.
- Leledakis, A., Östh, J., Davidsson, J., and Jakobsson, L. 2021. The influence of car passengers' sitting postures in intersection crashes. *Accident Analysis & Prevention*, Vol. 157. DOI: 10.1016/j.aap.2021.106170.
- Leung, Y.C., Tarrière, C., Fayon, A., Mairesse, P., Delmas, A., and Banzet, P. 1979. A Comparison Between Part 572 Dummy and Human Subject in the problem of Submarining. SAE Technical Paper No. 791026. DOI: 10.4271/791026
- Levallois, I., Recko, P., Bohman, K., and Renaudin, F. 2019. Novelty seating positions in automated vehicles: opportunities and challenges for child seats. *Proceedings of the 26th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, ESV, Eindhoven, Netherlands, 10th – 13th June.*
- Lopez-Valdes, F. J., Lau, A., Lamp, J., Riley, P., Lessley, D. J., Damon, A., et al. 2010. Analysis of spinal motion and loads during frontal impacts. Comparison between PMHS and ATD. *Annals of advances in automotive medicine*, Vol. 54, p.61–78.
- Louden AE. 2019. Revised THOR 50th percentile male dummy seating procedure. National Highway Traffic Safety Administration, Report No. DOT HS 812 746.
- Lubbe N., Jeppsson H., Ranjbar A., Fredriksson J., Bärngman J., and Östling M. 2018. Predicted road traffic fatalities in Germany: the potential and limitations of vehicle safety technologies from passive safety to highly automated driving. *Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI, Athens, Greece, 12th September – 14th September.* IRC-18-11.
- Luet, C., Trosseille, X., Drazétic, P., Potier, P., and Vallancien, G. 2012. Kinematics and Dynamics of the Pelvis in the Process of Submarining using PMHS Sled Tests. *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 56, pp. 411-442.

- Lyons, G., Jain J., and Holley D. 2017. The Use of Travel Time by Rail Passengers in Great Britain. *Transportation Research Part A: Policy and Practice*, Vol. 41, p.107-120. DOI: 10.1016/j.tra.2006.05.012
- Mandal, A.C. 1981. The seated man (Homo Sedens) The seated work position. Theory and practice. *Applied Ergonomics* Vol.12, p.19-26.
- McMurry, T.L., Poplin, G.S., Shaw, G., and Panzer, M.B. 2018. Crash safety concerns for out-of-position occupant postures: A look toward safety in highly automated vehicles. *Traffic Injury Prevention*, Vol.19, p.582-587. DOI: 10.1080/15389588.2018.1458306
- Mertz, H. and Dalmotas, D. 2007. Effects of Shoulder Belt Limit Forces on Adult Thoracic Protection in Frontal Collisions. SAE Technical Paper No. 2007-22-0015. DOI: 10.4271/2007-22-0015.
- Mieritz, R.M. and Kawchuk, G.N. 2016. The accuracy of locating lumbar vertebrae when using palpation versus ultrasonography. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, Vol. 39, No. 6, pp.387–392.
- Mitton, D., Deschênes, S., Laporte, S., Godbout, Bertrand, B., de Guise J.A. et al. 2006. 3D reconstruction of the pelvis from bi-planar radiography. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol.9, p.1-5. DOI: 10.1080/10255840500521786
- Mitzkus, J., and Eyraimer, H. 1984. Three-Point Belt Improvements for Increased Occupant Protection. SAE Technical Paper No. 840395. DOI: 10.4271/840395
- Mizuno, K., Hatano, W., Yoshida, R., Nakajima, Y., Tanaka, Y., Muroya, T., & Ishigaki, R. (2019). The Geometrical relationship between the lap belt and occupants' anterior superior iliac spine. In 26th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Eindhoven, Netherlands.
- Moran, S.G., McGwin, G., Metzger, J.S., Windham, S.T., Reiff, D.A., and Rue, L.W. 2002. Injury rates among restrained drivers in motor vehicle collisions: the role of body habitus. *J Trauma*, Vol.52, p.1116-1120. DOI : 10.1097/00005373-200206000-00015
- Mroz, K., Östling, M., Richardsson, R., Kerrigan, J., Forman, J., and Pipkorn, B. 2020. Effect of Seat and Seat Belt Characteristics on the Lumbar Spine and Pelvis Loading of the SAFER Human Body Model in Reclined Postures. *Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI. IRC-20-58.*
- National Highway Traffic Safety Administration, NHTSA. 2021. Databases and Software, NHTSA.gov, <https://www.nhtsa.gov/research-data/databases-and-software> (Consulté en Aout 2021)
- Nayak, R., Padhye, R., Sinnappoo, K., Arnold, L., and Behera, B. 2013. Airbags. *Textile progress*, Vol.45, Vol.209-301. DOI: 10.1080/00405167.2013.859435
- Neale, V.L., Dingus, T., Klauer, S., Sudweeks, J., and Goodman, M. An Overview of the 100-Car Naturalistic Study and Findings. *Proceedings of the 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, ESV, Washington DC, United States, 6th June – 9th June.*
- Nerot, A., Skalli, W., and Wang, X. 2016. A principal component analysis of the relationship between the external body shape and internal skeleton for the upper body. *Journal of Biomechanics*, Vol.49, p.3415-3422. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.09.006.
- Nerot, A., Skalli, W., and Wang, X. 2018. Estimation of spinal joint centers from external back profile and anatomical landmarks. *Journal of Biomechanics*, Vol.70, p.96-101, DOI: 10.1016/j.jbiomech.2017.11.013.
- Nyquist, G., & Patrick, L. (1976). Lumbar and Pelvic Orientation of the Vehicle Seated Volunteers. *Proceedings of the 20th Stapp Car Crash Conference*, 667-696.
- Observatoire national interministériel de la sécurité routière (ONISR). 2018. *Grandes dates de la sécurité routière.*
- Östh, J., Bohman, K., and Jakobsson, L. 2020. Evaluation of Kinematics and Restraint Interaction when Repositioning a Driver from a Reclined to Upright Position Prior to Frontal Impact using Active Human Body Model Simulations. *Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI. IRC-20-50.*

- Östling, M., Lubbe, N., Jeppsson, H., and Puthan, P. 2018. Passenger Car Safety Beyond Adas: Defining Remaining Accident Configurations As Future Priorities. Proceedings of the 26th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, ESV, Eindhoven, Netherlands, 10th – 13th June.
- Östling, M., and Larsson, A. 2019. Occupant activities and sitting positions in automated vehicles in China and Sweden. Proceedings of the 26th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, ESV, Eindhoven, Netherlands, 10th – 13th June.
- Park, S.J., Kim, C.-B., Kim, C.-J., and Lee, J.-W., 2000. Comfortable driving posture for Koreans. *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 26, p. 489-497. DOI: 10.1016/S0169-8141(00)00020-2
- Park, J., Ebert, S. M., Reed, M. P., and Hallman, J. J. 2016. Effects of Occupant and Vehicle Factors on Three-Point Belt Fit in Rear Seats. Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI, Malaga, Spain, 14th – 16th September. IRC-16-92.
- Park, J., Ebert, S.M., Reed, M.P., and Hallman, J.J. 2015. Development of an optimization method for locating the pelvis in an automobile seat. Proceedings of the 6th International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics, Las Vegas, Nevada.
- Pattimore, D., Ward, E., Thomas, P., and Bradford, M. 1991. The nature and cause of lower limb injuries in car crashes. SAE Technical Paper 912901. DOI: 10.4271/912901
- Peng, J., Panda, J., Van Sint Jan, S., and Wang, X. 2015. Methods for determining hip and lumbosacral joint centers in a seated position from external anatomical landmarks. *Journal of Biomechanics*, Vol.48, p.396-400. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.11.040
- Peng, J., Wang, X., and Denninger, L. 2017. Ranges of the least uncomfortable joint angles for assessing automotive driving posture. *Applied Ergonomics*, Vol.61, p.12-21
- Peng, J., Wang, X., and Denninger, L. 2018. Effects of Anthropometric Variables and Seat Height on Automobile Drivers' Preferred Posture With the Presence of the Clutch. *Human Factors*, Vol.60, p.172-190. DOI: 10.1177/0018720817741040
- Perez-Rapela, D., Donlon, J.P., Forman, J.L., Pipkorn, B., Shurtz, B.K., Markusic, C., et al. 2021. Occupant Restraint in Far-Side Impacts: Cadaveric and WorldSID Responses to a Far-Side Airbag. *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 49, p.802-8011. DOI: 10.1007/s10439-020-02614-w
- Pettersson, I., and Karlsson, I.M. 2015. Setting the stage for autonomous cars: a pilot study of future autonomous driving experiences. *IET intelligent transport systems*, Vol. 9, p.694-701. DOI: 10.1049/iet-its.2014.0168
- Peugeot. 2017. Guide d'utilisation Peugeot 208.
- Pfleging B, Rang M, and Broy N. 2016. Investigating User Needs for Non-Driving-Related Activities during Automated Driving. Proceedings of the 15th International Conference on Mobile and Ubiquitous Multimedia, MUM 2016, Rovaniemi, Finland, 13th December – 15th December. DOI: 10.1145/3012709.3012735.
- Pilet, C., and Martin, J.L. 2020. Livrable No. 2.7, Estimation de l'effet de l'introduction des véhicules autonomes dans la survenue d'accidents. Projet SURCA, financé par la FSR, p.18.
- Poplin, G.S., McMurry, T.L., Forman, J.L., Ash, J., Parent, D.P., Craig, M.J., et al. 2017. Development of thoracic injury risk functions for the THOR ATD. *Accident Analysis and Prevention*, Vol. 106, p. 122-130. DOI: 10.1016/j.aap.2017.05.007
- Poulard, D., Grébonval, C., and Trosseille, X. 2020. Livrable No. L7.2, Modèle de cockpit générique. Projet SURCA, financé par la FSR, 13 p.
- Poulard, D., Lin, H., and Panzer, M. 2020, . Occupant Safety in Vehicles Equipped With Automated Driving Systems, Part 3: Biofidelity Evaluation of GHBMCM50-OS Against Laboratory Sled Tests. Report No. DOT HS 812 905, National Highway Traffic Safety Administration.
- Prasad, A. 2019. ATD Seating in Highly Reclined Seats. Proceedings of the SAE Government Industry Meeting, 4th April.

- Rawska, K., Gepner, B., Kulkarni, S., Chastain, K., Zhu, J., Richardson, R., et al. 2019 Submarining sensitivity across varied anthropometry in an autonomous driving system environment. *Traffic Injury Prevention*, Vol.20, p.123-127. DOI: 10.1080/15389588.2019.1655734
- Rawska, K., Gepner, B., Moreau, D., and Kerrigan, J.R. 2020. Submarining sensitivity across varied seat configurations in autonomous driving system environment. *Traffic Injury Prevention*, Vol.21, p1-6. DOI : 10.1080/15389588.2020.1791324
- Rebiffé R. 1969. Le Siège du Conducteur: Son Adaptation Aux Exigences Fonctionnelles et Anthropométriques. *Ergonomics*, Vol.12, p.246-261, DOI: 10.1080/00140136908931051
- Reed, M. and Schneider, L. 1996. Lumbar Support in Auto Seats: Conclusions from a Study of Preferred Driving Posture. SAE Technical Paper No. 960478. DOI: 10.4271/960478.
- Reed, M., Manary, M., and Schneider, L. 1999. Methods for Measuring and Representing Automobile Occupant Posture. SAE Technical Paper No. 1999-01-0959. DOI: 10.4271/1999-01-0959.
- Reed, M.P., and Ebert S.M. 2018. Effects of Recline on Passenger Posture and Belt Fit. University of Michigan Transportation Research Institute, Report No. UMTRI-2018-2.
- Reed, M.P., Ebert, S.M., Jones, M L., and Hallman, J.J. 2020. Prevalence of non-nominal seat positions and postures among front-seat passengers. *Traffic injury prevention*, Vol.21, p.7-12. DOI: 10.1080/15389588.2020.1793971
- Renault. 2015. Notice d'utilisation Renault Clio.
- Reynolds, H., Snow, C., and Young, J. 1981. Spatial Geometry of the Human Pelvis. Civil Aeromedical Institute, Federal Aviation Administration, Report No. FAA-A2-82- 9
- Richardson, R., Donlon, J.P., Chastain, K., Shaw, G., Forman, J., Sochor, S., et al. 2019. Test methodology for evaluating the reclined seating environment with human surrogates. Proceedings of the 26th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, ESV, Eindhoven, Netherlands, 10th June – 13th June.
- Richardson, R., Jayathirtha, M., Donlon, J.P., Forman, J., Gepner, B., Ostling, M., et al. 2020a. Pelvis Kinematics and Injuries of Reclined Occupants in Frontal Impacts. Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI. IRC-20-60.
- Richardson, R., Jayathirtha, M, Chastain, K, Donlon, JP, Forman, J, Gepner, B, et al. 2020b. Thoracolumbar spine kinematics and injuries in frontal impacts with reclined occupants. *Traffic Injury Prevention*, Vol.12, p66-71. DOI: 10.1080/15389588.2020.1837365
- Richardson, R., Donlon, J.P., Jayathirtha, M., Forman, J., Shaw, G., Gepner, B., et al. 2020c. Kinematic and Injury Response of Reclined PMHS in Frontal Impacts. *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 64, pp 83-153.
- Rudd, R.W., and Lockerby, J. Applications of Occupant and Injury Biomechanics Data Available in the CIREN Public Data Set. 2018. Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI, Athens, Greece, 12th September – 14th September. IRC-18-10.
- Russell, M., Price, R., Signal, L., Stanley, J., Gerring, Z., and Cumming, J. 2011. What Do Passengers Do During Travel Time? Structured Observations on Buses and Trains. *Journal of Public Transportation*, Vol. 14, p.123-146. DOI: 10.5038/2375-0901.14.3.7
- SAE International. 2021. Taxonomy and Definitions for Terms Related to Driving Automation Systems for On-Road Motor Vehicles, Report No. J3016_202104.
- Salvia, P., Jan, S. V. S., Crouan, A., Vanderkerken, L., Moiseev, F., Sholukha, V., and Rooze, M. 2009. Precision of shoulder anatomical landmark calibration by two approaches: a CAST-like protocol and a new anatomical palpator method. *Gait & posture*, Vol.29, p.587-591.
- Sander, U. and Lubbe, N., 2018. Market penetration of intersection AEB: Characterizing avoided and residual straight crossing path accidents. *Accident Analysis & Prevention*, Vol. 115, p.178-188. DOI: 10.1016/j.aap.2018.03.025

- Sato, F., Odani, M., Miyazaki, Y., Nakajima, T., Makoshi A.J., and Yamazaki, K. 2016. Investigation of Whole Spine Alignment Patterns in Automotive Seated Posture Using Upright Open MRI Systems. Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI, Malaga, Spain, 14th – 16th September. IRC-16-23.
- Sato F., Miyazaki Y., Morikawa S., Ferreiro P.A., Schick S., Brolin K., and Svensson M. 2021. The Effect of Seat Back Inclination on Spinal Alignment in Automotive Seating Postures. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, Vol.9. DOI: 10.3389/fbioe.2021.684043
- Savonnet, L., Duprey, S., Van Sint Jan, S., and Wang, X. 2019. Pelvis and femur shape prediction using principal component analysis for body model on seat comfort assessment. Impact on the prediction of the used palpable anatomical landmarks as predictors. *PLoS ONE*. DOI: 10.1371/journal.pone.0221201
- Scanlon, J.M., Sherony, R., and Gabler, H.C. 2016. Predicting Crash-Relevant Violations at Stop Sign-Controlled Intersections for the Development of an Intersection Driver Assistance System. *Traffic Injury Prevention*, Vol.17, p.59–65. DOI: 10.1080/15389588.2016.1190963
- Schmidt, S., Amereller, M., Franz, M., Kaiser, R., and Schwirtz, A. 2014. A literature review on optimum and preferred joint angles in automotive sitting posture. *Applied Ergonomics*, Vol.45, p. 247-260. DOI: 10.1016/j.apergo.2013.04.009.
- Schoettle, B., and Sivak, M. 2014. Public opinion about self-driving vehicles in China, India, Japan, the U.S., the U.K., and Australia. University of Michigan Transportation Research Institute, Report No. UMTRI-2014-30
- Schumann, S., Nolte, L. and Zheng, G. 2012. Compensation of Sound Speed Deviations in 3-D B-Mode Ultrasound for Intraoperative Determination of the Anterior Pelvic Plane. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol.16, pp.88-97. DOI: 10.1109/TITB.2011.2170844.
- Seidel, G.K., Marchinda, D.M., Dijkers, M., and Soutas-Little, R.W. 1995. Hip joint center location from palpable bony landmarks - A cadaver study. *Journal of Biomechanics*, Vol.28, p.995-998. DOI : 10.1016/0021-9290(94)00149-X
- Seitz, T., Balzulat, J., and Bubb, H. 2000. Anthropometry and measurement of posture and motion. *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol.25, p.447-453.
- Shaw, G., Parent, D., Purtsezov, S., Lessley, D., Crandall, J., Kent, R., et al. 2009. Impact response of restrained PMHS in frontal sled tests: skeletal deformation patterns under seat belt loading. *Stapp Car Crash Journal*, Vol.53, p.1-48.
- Shigeta, K., Kitagawa, Y., and Yasuki, T. 2009. Development of next Generation Human FE Model Capable of Organ Injury Prediction. Proceedings of the 21st Annual Enhanced Safety of Vehicles, ESV, Stuttgart, Germany, 15th – 18th June.
- Singh, S. 2015. Critical reasons for crashes investigated in the National Motor Vehicle Crash Causation Survey. National Highway Traffic Safety Administration, Report No. DOT HS 812 115.
- Sivak, M., and Schoettle, B. 2015. Road safety with self-driving vehicles: general limitations and road sharing with conventional vehicles. University of Michigan Transportation Research Institute, Report No. UMTRI-2015-2
- Snyder, R.G., Chaffin, D.B., and Schutz, R.K. 1972. Link system of the human Torso. University of Michigan, Biomedical Dept., Highway Safety Research Institute, and Dept. of Industrial Eng., College of Eng., Ann Arbor. Report No. HSRI-71-112
- Sommerich, C.M., Starr, H., Smith, C.A., et Shivers, C. 2002. Effects of notebook computer configuration and task on user biomechanics, productivity, and comfort. *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol.30, p.7-31. DOI: 10.1016/S0169-8141(02)00075-6
- Stanglmeier, M.J., Paternoster, F.K., Paternoster, S., Bichler, R.J., Wagner, P.O., Schwirtz, A. 2020. Automated driving: A biomechanical approach for sleeping positions. *Applied Ergonomics*, Vol. 86. DOI: 10.1016/j.apergo.2020.103103
- Takhounts, E.G., Craig, M.J., Moorhouse, K., McFadden, J., and Hasija, V. 2013. Development of brain injury criteria (BrIC). *Stapp Car Crash J*, Vol.57, p.243-266.
- Tamura, A., Omori, K., Miki, K., Lee, J.B., Yang, K.H., and King, A. 2002. Mechanical characterization of porcine abdominal organs. *Stapp Car Crash J*, Vol.46, p.55-69.

- Tesla. 2017. Model S Owner's Manual.
- Theodorakos, I., and Wang, X. 2019. Evaluation of a modelling workflow to obtain subject specific spine geometry for sitting postures. *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation*, Vol.7, p.87-99.
- Theodorakos, I., Savonnet, L., Beurier, G., and Wang, X. 2018. Can Computationally Predicted Internal Loads Be Used to Assess Sitting Discomfort? Preliminary Results. *Proceedings of the 20th Congress of the International Ergonomics Association, IEA, Florence, Italy, 31st August-1st September. Advances in Intelligent Systems and Computing, Vol 823.* DOI: 10.1007/978-3-319-96074-6_47
- Theodorakos, I. and Wang, X. 2019. Evaluation of a modelling workflow to obtain subject specific spine geometry for sitting postures. *Int. J. Human Factors Modelling and Simulation*, Vol. 7, No. 2, pp.87–99.
- Thorbole CK. 2015. Dangers of seatback recline in a moving vehicle: how seatback recline increases the injury severity and shifts injury pattern. *Proceedings of the International Mechanical Engineering Congress and Exposition, ASME, Houston, United-States, 13th – 19th November.*
- Timonov, P., Goshev, M., Brainova-Michich, I., Alexandrov, A., Nikolov, D., and Fasova, A. 2018. Safety belt abdominal trauma associated with anthropometric characteristics of an injured person - a case report. *Egyptian Journal Forensic Sciences.* DOI: 10.1186/s41935-018-0085-3
- Trosseille, X., Petit, P., Uriot, J., Potier, P., Baudrit, P., Richard, O., et al. 2018. Reference PMHS Sled Tests to Assess Submarining of the Small Female. *Stapp Car Crash Journal*, Vol.62, p.93-118.
- Trosseille, X., Petit, P., Uriot, J., Potier, P., and Baudrit, P. 2019. Assessment of Several THOR Thoracic Injury Criteria based on a New Post Mortem Human Subject Test Series and Recommendations. *Stapp Car Crash Journal*, Vol.63, p.219-305.
- Untaroiu, C.D., Bose, D., Lu, Y.C., Riley, P., Lessley, D., and Sochor, M. 2012. Effect of seat belt pretensioners on human abdomen and thorax: biomechanical response and risk of injuries. *Journal of trauma and acute care surgery*, Vol.72, p.1304-1315.
- Uriot, J., Potier, P., Baudrit, P., Trosseille, X., Petit, P., Richard, O., et al. 2015a. Reference PMHS Sled Tests to Assess Submarining. *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 59, pp. 203-23.
- Uriot, J., Potier, P., Baudrit, P., Trosseille, X., Richard, O., and Douard, R. 2015b. Comparison of HII, HIII and THOR dummy responses with respect to PMHS sled tests. *Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, IRCOBI, Lyon, France, 9th September-11th September.* IRC-15-55
- Van Eerd, M., Sommer, M., and Van Kleef, M. 2014. Ultrasonography of the Cervical Spine, An In Vitro Anatomical Validation Model. *Anesthesiology*, Vol.120, p.86–96. DOI:10.1097/ALN.000000000000006
- Vasconcelos, F., Peebles, D., Ourselin, S., and Stoyanov, D. 2016. Spatial calibration of a 2D/3D ultrasound using a tracked needle. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, Vol.11, p.1091-1099. DOI: 10.1007/s11548-016-1392-5
- Vavalle, N., Jelen, B., Moreno, D., Stitzel J., and Gayzik F. 2013 An Evaluation of Objective Rating Methods for Full-Body Finite Element Model Comparison to PMHS Tests. *Traffic Injury Prevention*, Vol. 14, p.87-94. DOI: 10.1080/15389588.2013.802777
- Viano, D. and Parenteau, C. 2008. Crash Injury Risks for Obese Occupants. *SAE Technical Paper No. 2008-01-0528.* DOI : 10.4271/2008-01-0528.
- Volvo Car Corporation. 2018. Volvo XC90 Owners Manual.
- Wang, X., Savonnet, L., Capbern, L., and Duprey, S. 2021. A Case Study on the Effects of Foam and Seat Pan Inclination on the Deformation of Seated Buttocks Using MRI. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors.*
- Wen, T., Wang, C., Zhang, Y., and Zhou, S. 2020. A Novel Ultrasound Probe Spatial Calibration Method Using a Combined Phantom and Stylus. *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol.46, p.2079-2089. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2020.03.018.

RÉFÉRENCES

- World Health Organization. 2018. Global status report on road safety 2018.
- Wu, H., Hou, H., Shen, M., Yang, K.H., and Jin, X., 2020. Occupant kinematics and biomechanics during frontal collision in autonomous vehicles—can rotatable seat provides additional protection?. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 23, p.191-200, DOI: 10.1080/10255842.2019.1710496
- Yang, Y, Klinkner, JN, and Bengler, K. 2018. How Will the Driver Sit in an Automated Vehicle? - The Qualitative and Quantitative Descriptions of Non-Driving Postures (NDPs) When Non-Driving-Related-Tasks (NDRTs) Are Conducted. *Proceedings of the Congress of International Ergonomics Association, IEA 2018, Florence, Italy, 31th August – 1st September. Advances in Intelligent Systems and Computing*, Vol 823. DOI: 10.1007/978-3-319-54196074-6_44
- Yoganandan, N., Moore, J., Arun, M. W., and Pintar, F. 2014. Dynamic Responses of Intact Post Mortem Human Surrogates from Inferior-to-Superior Loading at the Pelvis. *Stapp Car Crash J*, Vol. 58, p. 123-43.
- Zaseck L.W., and Humm, J. 2021. Initial observations of human surrogate response in forward-facing reclined seats. *Proceedings of the RCCADS Public Workshop*, 26th May.
- Zhao, J., Katagiri, M., Lee, S., and Hu, J., 2018, GHBMC M50-O Occupant Response in a Frontal Crash of Automated Vehicle, *Proceedings of the 7th International Symposium: Human Modeling and Simulation in Automotive Engineering, CARHS, Berlin, Germany, 18th – 19th October*. DOI: 10.13140/RG.2.2.35653.29922

Table des figures

Figure 1: Concepts de véhicules automatisés.....	2
Figure 2 : Mannequin Hybrid III en position semi-allongée comparé à un sujet volontaire.....	2
Figure 3: Niveau d'automatisation des véhicules.....	7
Figure 4 : Répartition des accidents selon la direction d'impact Lubbe et al. (2018).....	9
Figure 5 : Activités réalisées par les passagers lors de trajets en transport en commun.....	12
Figure 6 : Activités désirées par les futurs occupants de véhicules automatisés, estimées via un questionnaire .	14
Figure 7 : Nouvelles configurations d'habitacle estimées par Jorlöv et al. (2017).....	16
Figure 8 : Effet de l'angle du siège sur la posture et la qualité de la conversation (Fiorillo et al. 2019).....	17
Figure 9 : Configurations possibles dans un environnement automobile actuel (Levallois et al. 2019).....	17
Figure 10 : Configurations inclinées désirées pour différentes activités (Bohrmann et al. 2019).....	18
Figure 11 : Quantification posturale via systèmes d'analyse du mouvement.....	20
Figure 12 : Quantification posturale via bras de mesure FAROArm.....	20
Figure 13 : Quantification posturale via stéréophotographie.....	21
Figure 14 : Quantification posturale via IRM.....	22
Figure 15 : Quantification de la posture pour différentes activités (Yang et al. 2018).....	22
Figure 16 : Quantification posturale pour de nouvelles activités (Kilincsoy et al. 2014).....	23
Figure 17 : Quantification posturale en position semi-allongée (Reed et al. 2018).....	24
Figure 18 : Principaux composants de la sécurité passive, lors d'un choc frontal.....	25
Figure 19 : Vue d'ensemble du bassin et points anatomiques osseux.....	26
Figure 20: Photographie d'un environnement d'essai charriot (Kemper et al. 2016).....	30
Figure 21: Photographie du siège articulé.....	30
Figure 22: Mannequins de choc utilisés pour les collisions frontales.....	33
Figure 23: Modèle GHBMCM50-O.....	34
Figure 24: Modèle GHBMCM50-O positionné pour diverses inclinaisons de dossier.....	36
Figure 25: Modèle GHBMCM50-O modifié afin de représenter des occupants obèses (Janak, 2020).....	36
Figure 26 : Validation du modèle GHBMCM50-O en condition de choc oblique et latéral.....	37
Figure 27 : Cinématique de l'occupant pour les huit orientations de siège étudiées par Kitagawa et al. (2017).....	39
Figure 28 : Cinématique et risque lésionnel pour les configurations pivotées étudiées par Zhao et al. (2018). ...	39
Figure 29 : Réponse de l'occupant en position semi-allongée pour différents modèles d'occupant.....	41
Figure 30 : Cinématique de l'occupant pour différentes contraintes des membres inférieurs.....	41
Figure 31: Cinématique de l'occupant en condition de sous-marinage sur siège rigide.....	48
Figure 32 : Réponse du modèle par rapport aux essais de Luet et al. (2012).....	49
Figure 33 : Modèle de cockpit générique.....	49
Figure 34 : Environnement utilisé pour valider le modèle de cockpit.....	51
Figure 35 : Cinématique de l'occupant lors des essais charriot avec le siège articulé.....	51

TABLE DES FIGURES

Figure 36 : Réponse du modèle par rapport aux essais de Trosseille et al. (2019)	52
Figure 37 : Cinématique de l'occupant sur le siège articulé, en configuration de siège avant.....	53
Figure 38 : Réponse du modèle par rapport aux essais de Uriot et al. (2015a) en configuration avant	54
Figure 39 : Fractures osseuses observées en configuration de siège avant (Uriot et al. 2015a).....	54
Figure 40 : Position initiale de l'occupant pour la configuration de siège arrière d'Uriot et al. (2015a).....	56
Figure 41 : Cinématique de l'occupant sur le siège articulé, en configuration de siège arrière	56
Figure 42 : Réponse du modèle par rapport aux essais de Uriot et al. (2015a) en configuration arrière	57
Figure 43 : Fractures osseuses observées en configuration de siège arrière (Uriot et al. 2015a).	57
Figure 44 : Cinématique de l'occupant en position inclinée	59
Figure 45 : Réponse du modèle par rapport aux essais de Richardson et al. (2020c)	59
Figure 46 : Fractures osseuses observées en configuration de siège inclinée (Richardson et al. 2020c)	60
Figure 47 : Cinématique de l'occupant en position standard	61
Figure 48 : Réponse du modèle par rapport aux essais de Zaseck et al. (2021).	62
Figure 49 : Fractures osseuses observées en configuration de siège nominale (Zaseck et al. 2021).....	62
Figure 50 : Cinématique de l'occupant en position inclinée	63
Figure 51 : Réponse du modèle par rapport aux essais de Zaseck et al. (2021) en position inclinée	63
Figure 52 : Fractures osseuses observées en configuration de siège inclinée (Zaseck et al. 2021).	64
Figure 53 : Positions d'occupant étudiées pour des configurations de siège pivoté.	69
Figure 54 : Estimation de la posture d'un occupant dans un Renault Trafic	69
Figure 55 : Définition de la posture de l'occupant pour les configurations de siège pivoté.	70
Figure 56 : Définition du centre de rotation pour les configurations pivotées.	71
Figure 57 : Profils de décélération utilisé lors des essais charriot numériques	71
Figure 58 : Position initiale de l'occupant pour un siège face à la route et pivoté de 30 degrés	72
Figure 59 : Géométries d'assise étudiées.	72
Figure 60 : Cinématique de l'occupant lors d'un choc frontal, sans rotation du siège.....	73
Figure 61 : Trajectoires de tête pour différentes orientations de siège.....	74
Figure 62 : Critères lésionnels évalués concernant la tête et le cou en configuration de siège pivoté.....	75
Figure 63 : Fractures bassin observées pour une orientation de siège conventionnelle, et pivotée	76
Figure 64 : Trajectoires de la tête pour différentes orientations de siège, et les deux positions d'airbag	77
Figure 65 : Critères lésionnels évalués pour la tête pour les deux positions d'airbag	77
Figure 66 : Fractures bassin observées pour une orientation de siège conventionnelle, et pivotée.	78
Figure 67 : Configurations inclinées étudiées et position initiale de l'occupant	82
Figure 68 : Définition de la posture de l'occupant pour les configurations de siège incliné.....	83
Figure 69 : Cinématique de l'occupant pour les dix configurations inclinées	84
Figure 70 : Cinématique de l'occupant lors de l'excursion maximale du bassin vers l'avant	85
Figure 71 : Nombre de côtes fracturées pour les configurations de siège incliné	86
Figure 72 : Nombre de côtes fracturées par rapport pic de déflexion maximal (Cmax).	87
Figure 73 : Densité d'énergie de déformation du foie pour les configurations de siège incliné.....	88

<i>Figure 74 : Efforts lombaires observés pour les configurations de siège incliné</i>	<i>88</i>
<i>Figure 75 : Cinématique de l'occupant pour les configurations avec et sans airbag.</i>	<i>89</i>
<i>Figure 76 : Cinématique de l'occupant pour les configurations avec et sans rotation des points d'ancrage</i>	<i>90</i>
<i>Figure 77 : Configurations fortement inclinées étudiées et position initiale de l'occupant.....</i>	<i>91</i>
<i>Figure 78 : Cinématique de l'occupant lors de l'excursion maximale du bassin vers l'avant en position fortement inclinée</i>	<i>92</i>
<i>Figure 79 : Cinématique de l'occupant pour les dix configurations fortement inclinées.....</i>	<i>93</i>
<i>Figure 80 : Nombre de côtes fracturées pour les configurations de siège fortement incliné</i>	<i>94</i>
<i>Figure 81 : Densité d'énergie de déformation du foie pour les configurations de siège fortement incliné.....</i>	<i>94</i>
<i>Figure 82 : Efforts lombaires observés pour les configurations de siège fortement incliné</i>	<i>95</i>
<i>Figure 83 : Fracture lombaire observée pour les configurations fortement inclinées</i>	<i>96</i>
<i>Figure 84 : Exemples d'angles utilisés pour caractériser l'orientation du bassin dans le plan sagittal</i>	<i>100</i>
<i>Figure 85 : Méthodologie d'estimation de la position du bassin en position assise, utilisée par Reed et al.</i>	<i>101</i>
<i>Figure 86 : Siège expérimental utilisé.....</i>	<i>103</i>
<i>Figure 87 : Exemples de configurations étudiées</i>	<i>105</i>
<i>Figure 88 : Paramètres du siège calculés</i>	<i>105</i>
<i>Figure 89 : Configurations de siège préférées obtenues lors de la première campagne expérimentale.....</i>	<i>106</i>
<i>Figure 90 : Angles dorsaux mesurés pour les différentes configurations étudiées</i>	<i>106</i>
<i>Figure 91 : Configuration de siège sélectionnée par les participants pour les essais avec l'assise initialement réglée à 10 degrés (n=9).....</i>	<i>107</i>
<i>Figure 93 : Définition du modèle cinématique et degrés de liberté des différentes articulations.....</i>	<i>109</i>
<i>Figure 94 : Estimation des centres articulaires rachis/pelvis, en position debout, modèle cinématique</i>	<i>111</i>
<i>Figure 95 : Estimation des centres articulaires rachis/bassin, en position debout, méthode de Nerot et al.</i>	<i>111</i>
<i>Figure 96 : Erreur d'estimation des centres articulaires en position debout.....</i>	<i>112</i>
<i>Figure 97 : Estimation des centres articulaires rachis/pelvis, en position assise, modèle cinématique.....</i>	<i>113</i>
<i>Figure 98 : Erreur d'estimation des centres articulaires en position assise avec le modèle cinématique</i>	<i>113</i>
<i>Figure 99 : Occupant positionné sur le siège expérimental pour les trois angles dossier étudiés</i>	<i>116</i>
<i>Figure 100 : Modèle cinématique en position debout et assise</i>	<i>117</i>
<i>Figure 101 : Emplacement des marqueurs réfléchissants et analyses complémentaires du bassin</i>	<i>117</i>
<i>Figure 102 : Analyse du bassin en position assise</i>	<i>118</i>
<i>Figure 103 : Définition des centres et angles articulaires</i>	<i>118</i>
<i>Figure 104 : Angles posturaux observés pour les différentes configurations étudiées</i>	<i>119</i>
<i>Figure 105 : Anthropométries d'occupant étudiées</i>	<i>124</i>
<i>Figure 106 : Paramètres modifiés pour la personnalisation du modèle GHBMCM50-O</i>	<i>124</i>
<i>Figure 107 : Nouvelles configurations de siège étudiées, basées sur les résultats des essais sur volontaires</i>	<i>126</i>
<i>Figure 108 : Définition de la posture de l'occupant en position semi-allongée.....</i>	<i>127</i>
<i>Figure 109 : Cinématique pour différentes anthropométries d'occupant en configuration nominale.....</i>	<i>130</i>
<i>Figure 110 : Fractures bassin observées en configuration nominale. Les fractures sont indiquées en rouge.</i>	<i>131</i>

TABLE DES FIGURES

<i>Figure 111 : Efforts ceinture mesurées en configuration nominale</i>	<i>131</i>
<i>Figure 112 : Cinématique pour différentes anthropométries d'occupant en configuration inclinée.....</i>	<i>132</i>
<i>Figure 113 : Rotation du bassin enregistrée dans le plan XZ pour les différentes anthropométries d'occupant</i>	<i>132</i>
<i>Figure 114 : Déplacement de la ceinture dans le repère bassin, en position inclinée</i>	<i>133</i>
<i>Figure 115 : Cinématique de l'occupant pour le modèle GHBMCM50-O v5.0 et v6.0.....</i>	<i>133</i>
<i>Figure 116 : Excursion frontale du bassin pour le modèle GHBMCM50-O v5.0 et v6.0.....</i>	<i>134</i>
<i>Figure 117 : Fractures bassin observées pour les configurations semi-allongées.....</i>	<i>135</i>

Table des tableaux

<i>Tableau 1 : Classification AIS des blessures</i>	<i>28</i>
<i>Tableau 2 : Résumé des lésions observées pour la configuration de siège avant (Uriot et al. 2015a).....</i>	<i>55</i>
<i>Tableau 3 : Résumé des lésions observées pour la configuration de siège arrière (Uriot et al. 2015a)</i>	<i>58</i>
<i>Tableau 4 : Résumé des lésions observées pour la configuration de siège inclinée (Richardson et al. 2020a)</i>	<i>60</i>
<i>Tableau 5 : Résumé des lésions observées pour la configuration de siège nominale (Zaseck et al. 2021).</i>	<i>62</i>
<i>Tableau 6 : Résumé des lésions observées pour la configuration de siège inclinée (Zaseck et al. 2021)</i>	<i>64</i>
<i>Tableau 7 : Angles posturaux des trois positions d’occupant utilisées dans des configurations de siège pivoté..</i>	<i>71</i>
<i>Tableau 8 : Angles posturaux des dix positions d’occupant évaluées dans des configurations de siège incliné...</i>	<i>83</i>
<i>Tableau 9 : Comparaison de l’occurrence de sous-marinage en configuration de siège incliné.</i>	<i>86</i>
<i>Tableau 10 : Angles posturaux des dix positions d’occupant évaluées dans des configurations de siège fortement incliné</i>	<i>92</i>
<i>Tableau 11 : Comparaison de l’occurrence de sous-marinage en configuration de siège fortement incliné.</i>	<i>94</i>
<i>Tableau 12 : Revue des données de la littérature concernant l’orientation du bassin en position assise</i>	<i>101</i>
<i>Tableau 13 : Données anthropométriques des 18 volontaires participant à l’expérimentation</i>	<i>103</i>
<i>Tableau 14 : Données anthropométriques des 9 sujets inclus dans l’étude de Beillas et al. (2009)</i>	<i>110</i>
<i>Tableau 15 : Données anthropométriques des 13 participants.</i>	<i>115</i>
<i>Tableau 16 : Équations de régression permettant d’estimer la position de l’occupant en position semi-allongée en fonction de la configuration du siège et des données anthropométriques</i>	<i>120</i>
<i>Tableau 17 : Données anthropométriques des différents modèles étudiés</i>	<i>125</i>
<i>Tableau 18 : Angles bassins après repositionnement sur le siège articulé.....</i>	<i>125</i>
<i>Tableau 19 : Principales modifications apportées au modèle GHMBC entre la version 6.0 et 5.0.....</i>	<i>127</i>
<i>Tableau 20 : Angles posturaux pour les onze nouvelles positions d’occupant.....</i>	<i>128</i>
<i>Tableau 21 : Matrice de simulation utilisée pour les configurations semi-allongées.....</i>	<i>129</i>
<i>Tableau 22 : Occurrence du sous-marinage pour les nouvelles configurations étudiées avec les moyens de retenue utilisés par Richardson et al. (2020a).....</i>	<i>134</i>
<i>Tableau 23 : Occurrence du sous-marinage pour les nouvelles configurations étudiées, avec les moyens de retenue utilisés par Trosseille et al. (2019).</i>	<i>136</i>

Communications associées

Publications

Grébonval, C., Trosseille, X., Petit, P., Wang, X., and Beillas, P. 2019. Occupant response in frontal crash, after alterations of the standard driving position. Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, ICROBI, Florence, Italy, 11th –13th September. IRC-19-57.

Grébonval, C., Trosseille, X., Petit, P., Wang, X., and Beillas, P. 2020 The Effects of Small Seat Swiveling Angles on Occupant Responses During a Frontal Impact. SAE Technical Paper No. 2020-01-0571. DOI: 10.4271/2020-01-0571

Grébonval, C., Trosseille, X., Petit, P., Wang, X., and, Beillas P. 2021. Effects of seat pan and pelvis angles on the occupant response in a reclined position during a frontal crash. PLoS ONE. DOI: 10.1371/journal.pone.0257292

Grébonval, C., Beillas, P., and Wang, X. Experimental investigation of preferred seating positions and postures in reclined seating configurations. Comfort Congress 2021, 2nd – 3rd September.

Communications orales

Grébonval, C., Trosseille, X., Petit, P., Wang, X., and Beillas, P. 2019. Occupant response in frontal crash, after alterations of the standard driving position. Proceedings of the International Research Conference on the Biomechanics of Impact, ICROBI, Florence, Italy, 11th –13th September. IRC-19-57.

Grébonval, C., Wang, X., Beillas, P., Petit, P., Trosseille, X., Poulard, D., and Baudrit, P. 2021. Évaluation des risques potentiels liés à de nouvelles postures pour les occupants de véhicules autonomes. Séminaire les enjeux sécurité routière de la conduite automatisée, Projet SURCA, 30 Mars.

Grébonval, C., Beillas, P., and Wang, X. Experimental investigation of preferred seating positions and postures in reclined seating configurations. Comfort Congress 2021, 2nd – 3rd September.

Grébonval, C., Beillas, P., and Wang, X. 2021. Comfort and safety of drivers in reclined seating positions in future automated vehicles. RAMSIS User Conference. October 26th

Livrables SURCA

Grébonval, C., and Beillas, P. 2019. Livrable No. 2.6, Activités adoptées par les occupants de véhicules autonomes. Projet SURCA, financé par la FSR, p.19.

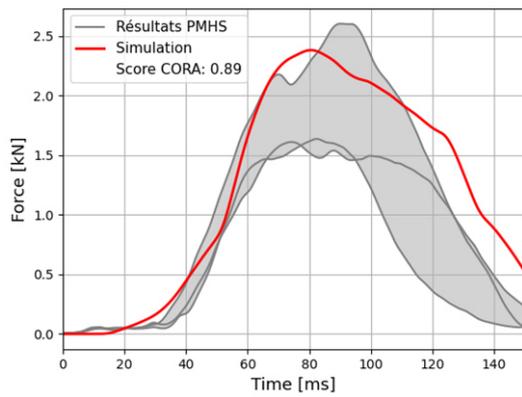
Grébonval, C. 2020. Livrable No. 7.1, Scénarios et matrice de simulations sur l'effet de la posture Projet SURCA, financé par la FSR, p.24

Poulard, D., Grébonval, C., and Trosseille, X. 2020. Livrable No. L7.2, Modèle de cockpit générique. Projet SURCA, financé par la FSR, p.13

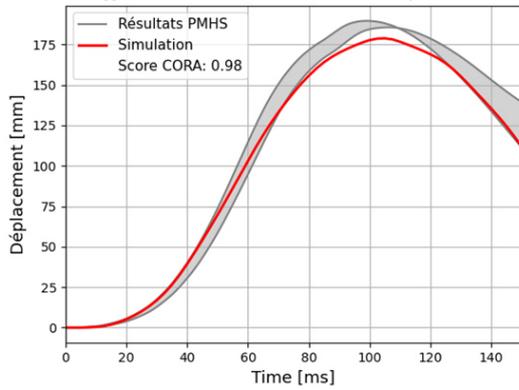
Annexe 1 – Critères lésionnels pour les modèles humains numériques

Critère	Référence	Région	Lésion	Définition	Formule
HIC	Hutchinson et al. (1998)	Tête	Fracture crâne	Critère basé sur l'accélération linéaire de la tête.	$HIC = (t_2 - t_1) \left(\frac{1}{t_2 - t_1} * \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right)^{2.5}$
BrIC	Takhounts et al. (2013)	Tête	Lésions cérébrales	Critère basé sur l'accélération angulaire de la tête.	$BrIC = \sqrt{\frac{\omega_x}{\omega_{xc}} + \frac{\omega_y}{\omega_{yc}} + \frac{\omega_z}{\omega_{zc}}}$ avec $\omega_{xc} = 66.25, \omega_{yc} = 56.45, \omega_{zc} = 42.87 \text{ rad/s}$
Cumulative Strain Damage Measure	Bandak et al. (1994)	Tête	Lésions cérébrales	Fraction volumique du cerveau atteignant au minimum une déformation de 20%	-
Nij	Parr et al. (2012)	Cou	Lésions rachis cervical	Critère basé sur les efforts normaux et le moment selon l'axe transversal	$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{crit}} + \frac{M_y}{M_{crit}}$ avec $F_{crit} = 6.8 \text{ kN}$ pour tension, 6.1 kN pour compress. $M_y = 135 \text{ Nm}$ pour extension, 310 Nm pour flexion
Compression thoracique antéropostérieure	GHBM Manual (2021)	Thorax	Fracture de côtes	Critère basé sur la déflexion du thorax	$Comp = \max \left(\frac{\text{Profondeur thorax}(t)}{\text{Profondeur initiale}} \right) * 100$
Maximum Peak Deflection	Poplin et al. (2017)	Thorax	Fracture de côtes	Critère basé sur la déflexion du thorax en quatre points	$C_{max} = \max (UL_{max}, UR_{max}, LL_{max}, LR_{max})$ avec $[U/L R/L]_{max} = \max \left(\sqrt{[L/R]X^2_{[U/L]S} + [L/R]Y^2_{[U/L]S} + [L/R]Z^2_{[U/L]S}} \right)$
PC score	Poplin et al. (2017)	Thorax	Fracture de côtes	Critère basé sur la déflexion du thorax en quatre points	$PC \text{ Score} = 0.486 \left(\frac{up_{tot}}{17.439} \right) + 0.492 \left(\frac{low_{tot}}{14.735} \right) + 0.496 \left(\frac{up_{dif}}{9.672} \right) + 0.526 \left(\frac{low_{dif}}{12.384} \right)$ avec $up_{tot} = UL _{max} + UR _{max}, up_{dif} = UL - UR _{max}, low_{tot} = LL _{max} + LR _{max}, low_{dif} = LL - LR _{max}$
Densité d'énergie de déformation du foie	Beillas et al. (2018)	Abdomen	Lésions du foie	Énergie de déformation dans le foie normalisée le volume initial de l'organe	$SED = U / V_0$
Efforts lombaires	GHBM Manual (2021)	Abdomen	Lésions rachis lombaires	Efforts normaux transmis à la colonne lombaire	-
Efforts ceinture thoracique	-	Environnement	Fracture de côtes	Efforts enregistrés au niveau des points d'ancrage ceinture	-
Efforts ceinture bassin	-	Environnement	Fracture bassin	Efforts enregistrés au niveau des points d'ancrage ceinture	-

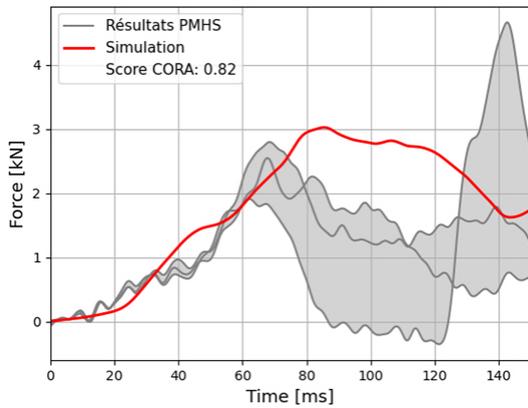
Annexe 2 – Évaluation du modèle en condition de sous-marinage



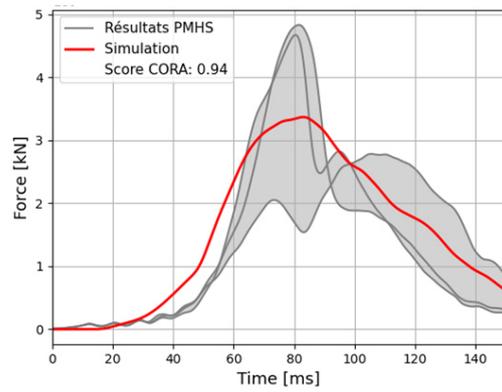
Efforts de la ceinture thoracique



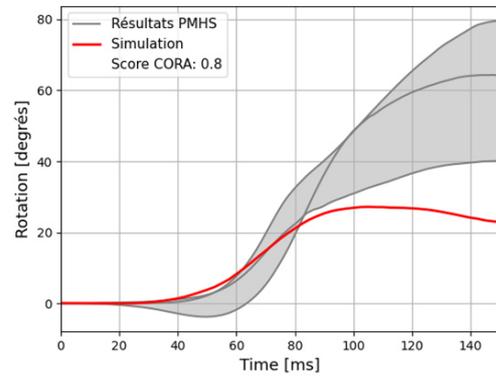
Excursion du point H selon l'axe X



Efforts de l'assise selon l'axe Z

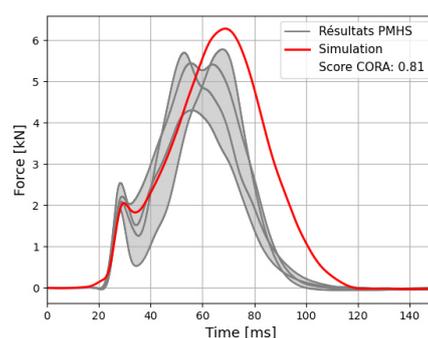
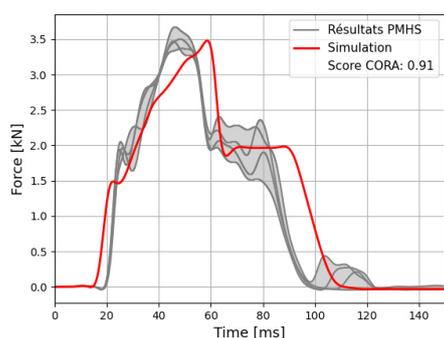


Efforts de la ceinture bassin

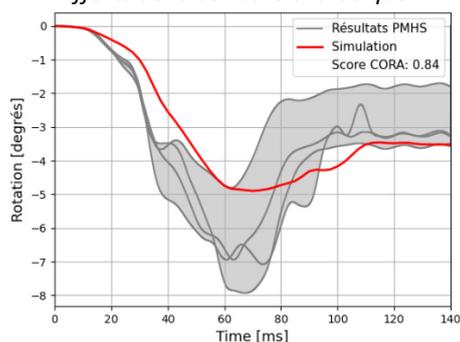


Rotation du bassin (Axe Y)

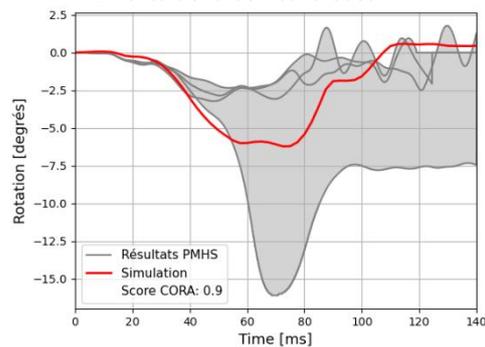
Annexe 3 – Validation du modèle du cockpit



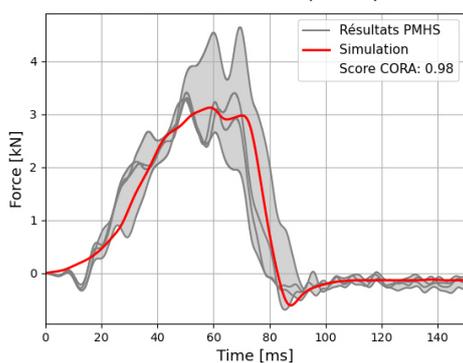
Efforts de la ceinture thoracique



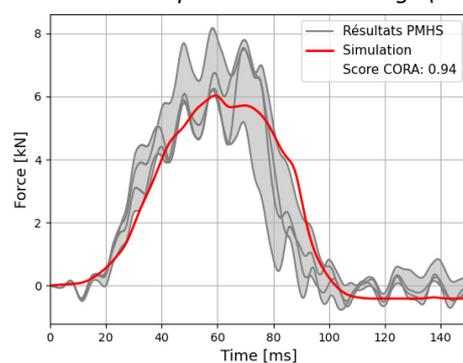
Efforts de la ceinture bassin



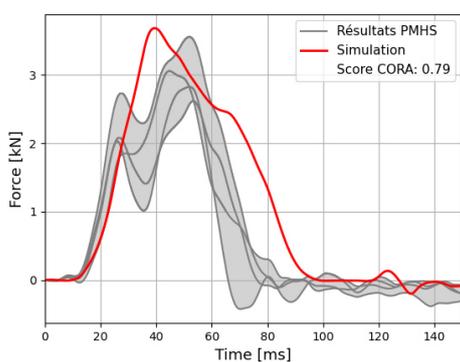
Rotation de l'assise (Axe Y)



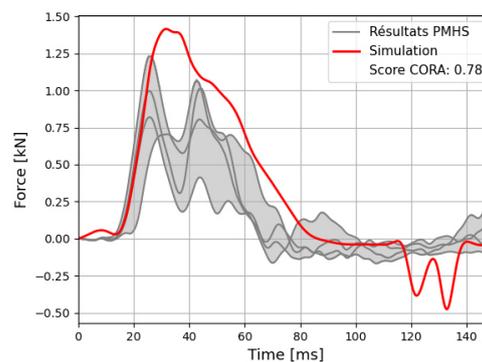
Rotation de la rampe anti-sous-marinage (Axe Y)



Efforts de l'assise selon l'axe X



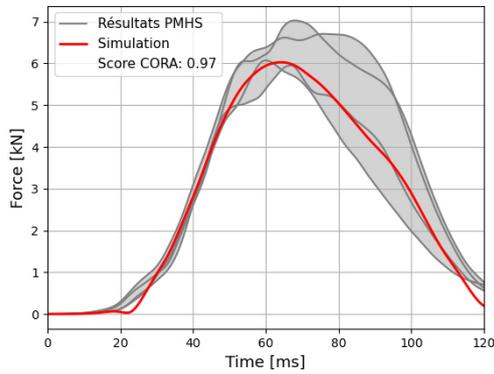
Efforts de l'assise selon l'axe Z



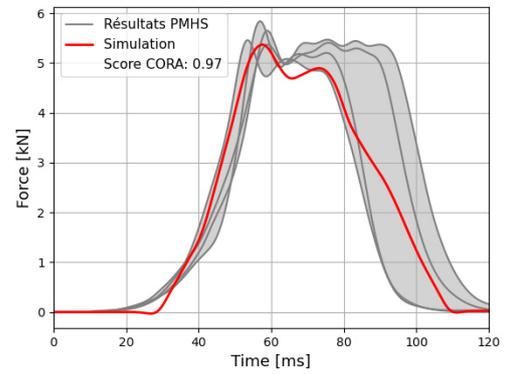
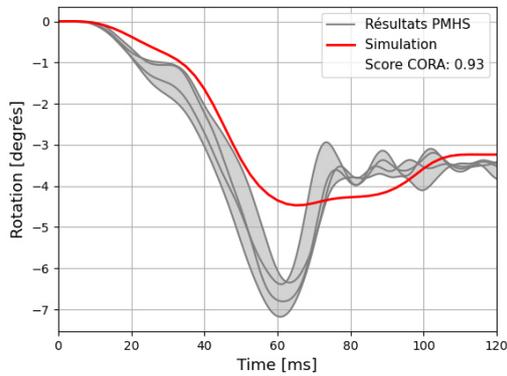
Efforts du repose-pied selon l'axe X

Efforts du repose-pied selon l'axe Z

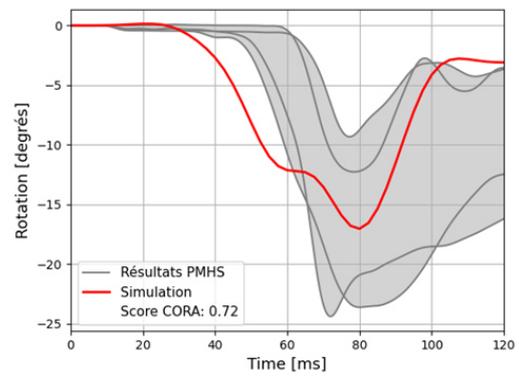
Annexe 4 – Évaluation de la sensibilité du modèle au sous-marinage, Configuration de siège avant



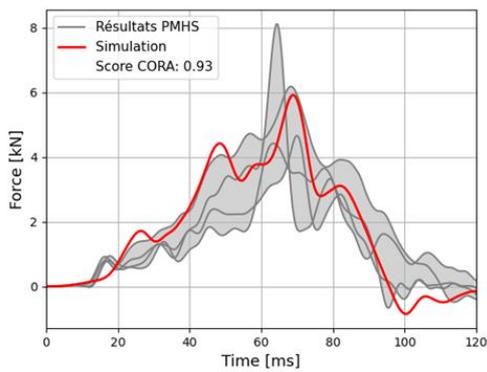
Efforts de la ceinture thoracique



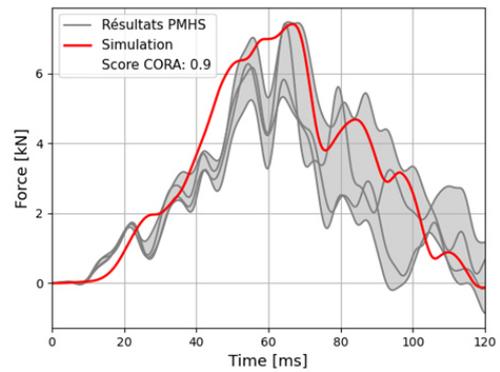
Efforts de la ceinture bassin



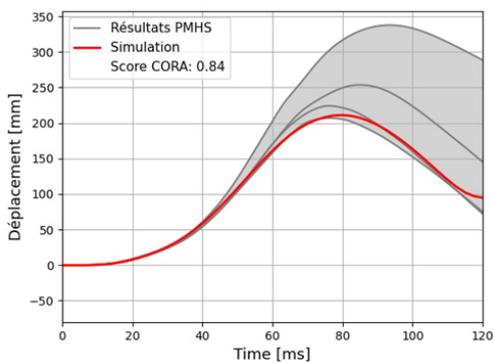
Rotation de l'assise (Axe Y)



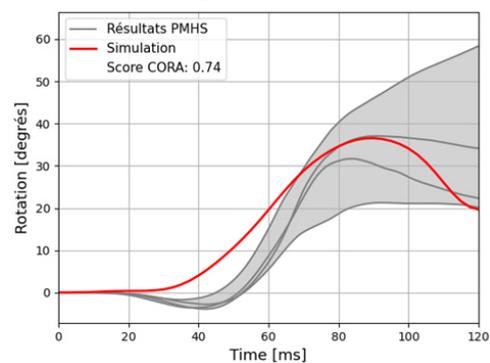
Rotation de la rampe anti-sous-marinage (Axe Y)



Efforts du siège articulé selon l'axe X



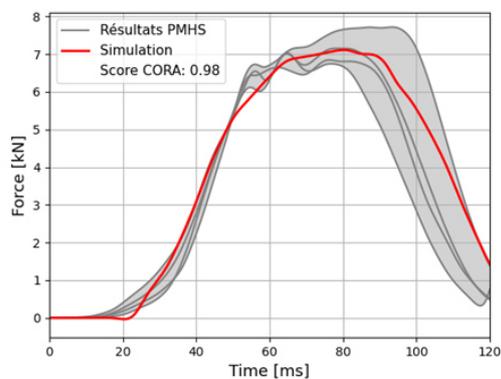
Efforts du siège articulé selon l'axe Z



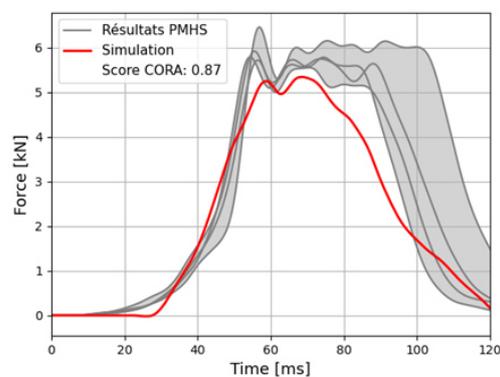
Excursion du point H selon l'axe X

Rotation du bassin (Axe Y)

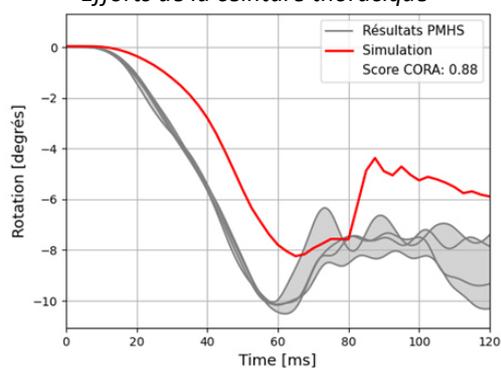
Annexe 5 – Évaluation de la sensibilité du modèle au sous-marinage, Configuration de siège arrière



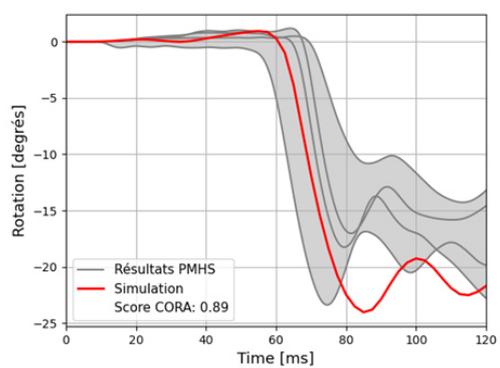
Efforts de la ceinture thoracique



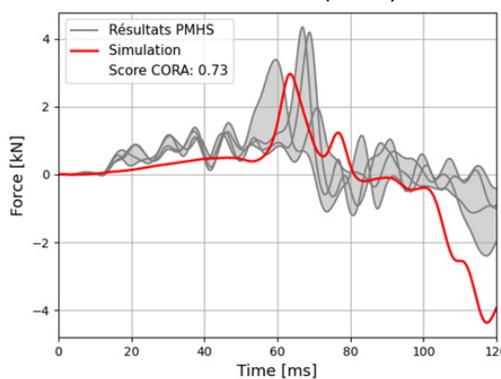
Efforts de la ceinture bassin



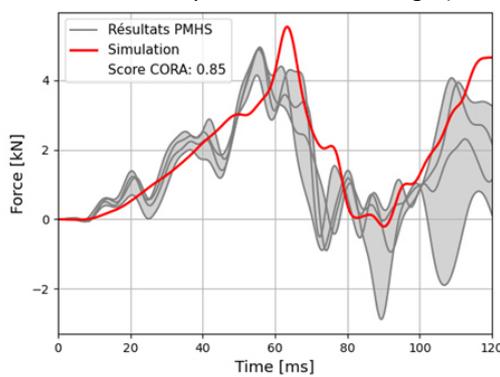
Rotation de l'assise (Axe Y)



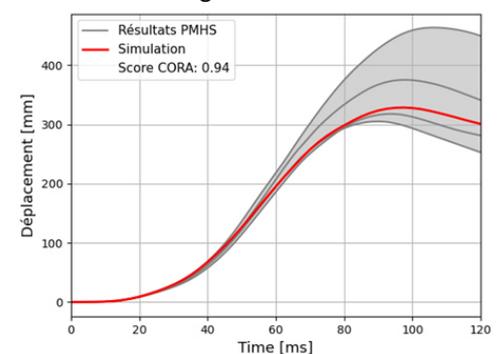
Rotation de la rampe anti-sous-marinage (Axe X)



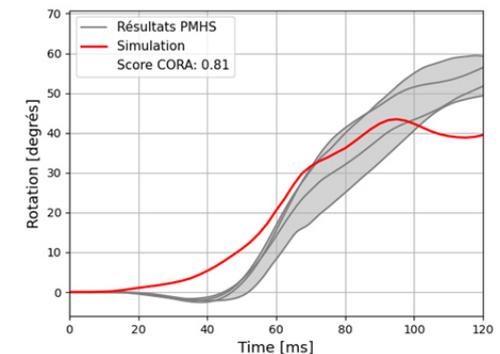
Efforts du siège articulé selon l'axe X



Efforts du siège articulé selon l'axe Z

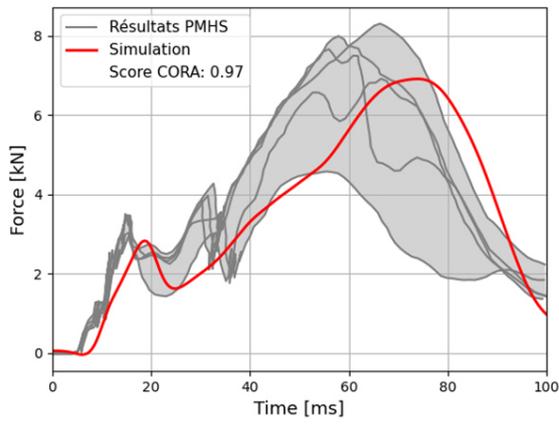


Excursion du point H selon l'axe X

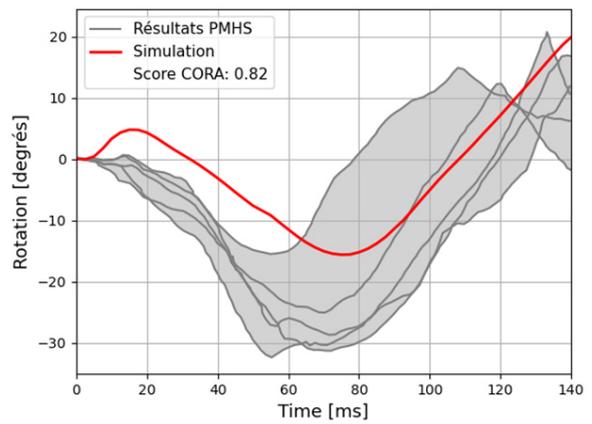


Rotation du bassin (Axe Y)

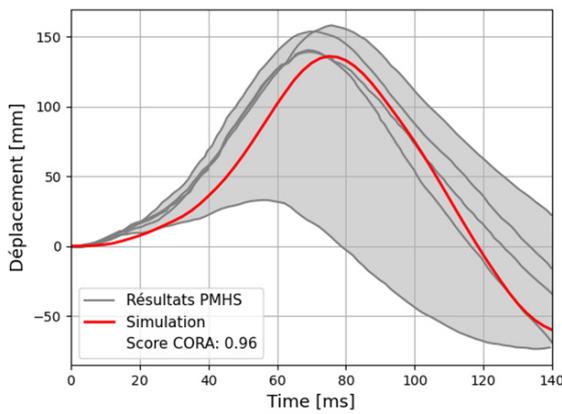
Annexe 6 – Évaluation du modèle en position inclinée (Richardson et al. 2020)



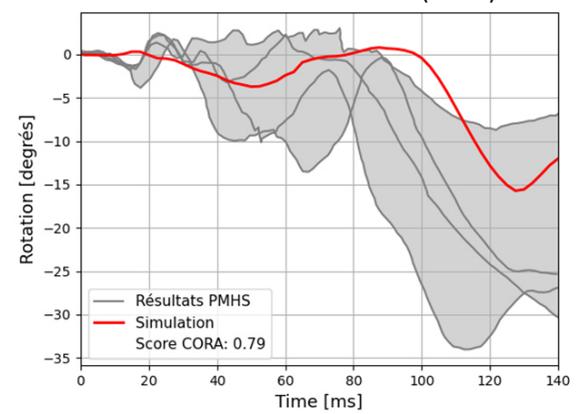
Efforts de la ceinture bassin



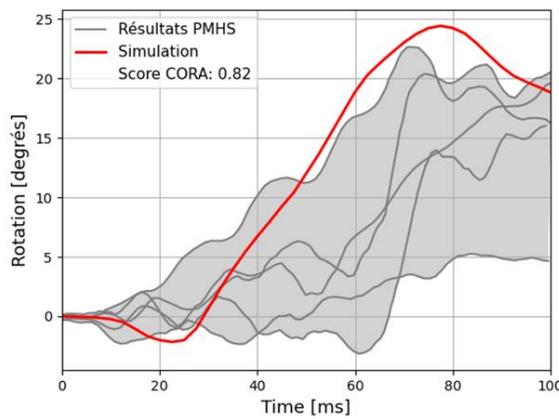
Rotation de la ceinture bassin (Axe Y)



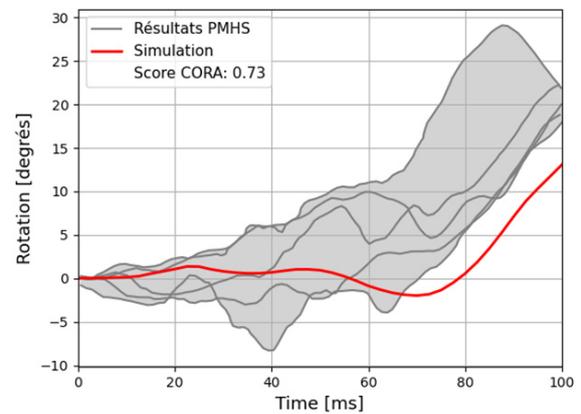
Excursion du point H selon l'axe X



Rotation du bassin (Axe Y)

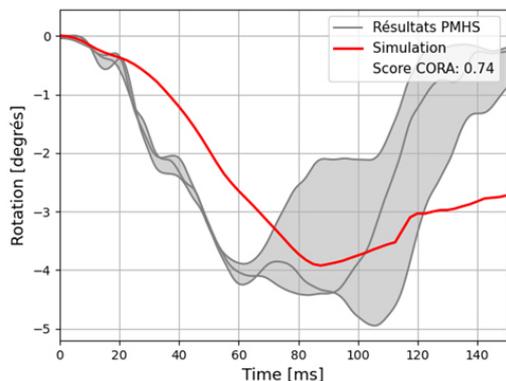


Rotation de T11 par rapport à L3 (Axe Y)

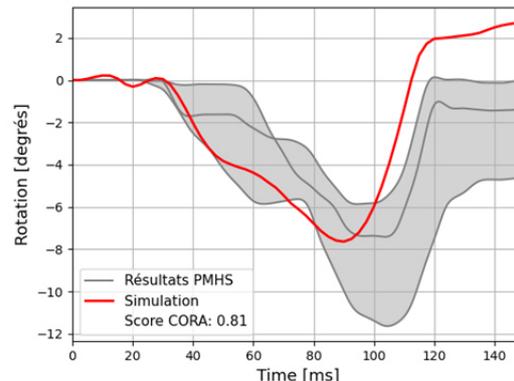


Rotation du segment Pelvis-L3 (Axe Y)

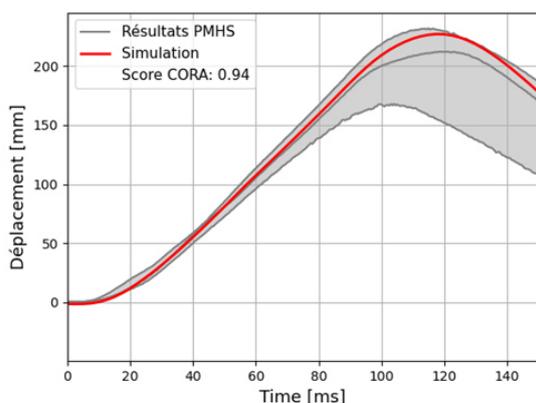
Annexe 7 – Évaluation du modèle en position inclinée (Zaseck et al. 2021, Configuration standard)



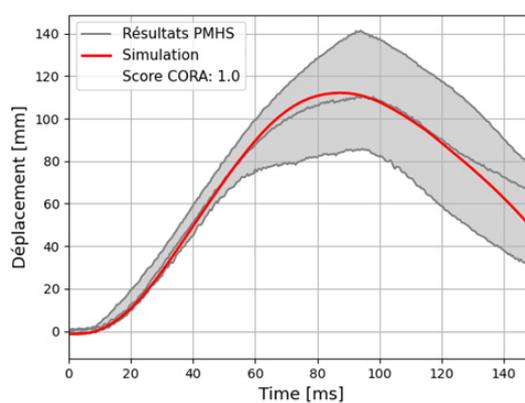
Rotation de l'assise (Axe Y)



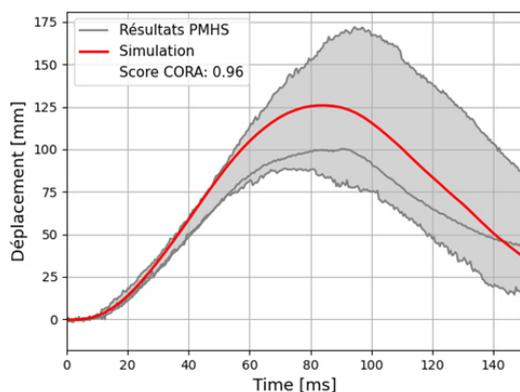
Rotation de la rampe anti-sous-marriage (Axe Y)



Excursion de la vertèbre T1 selon l'axe X

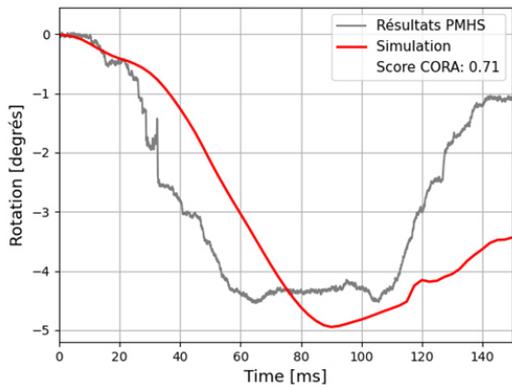


Excursion de la vertèbre T12 selon l'axe X

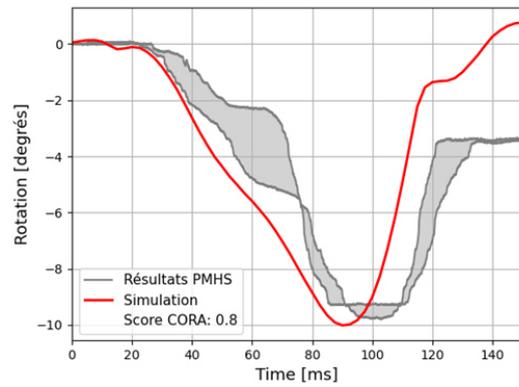


Excursion du point H selon l'axe X

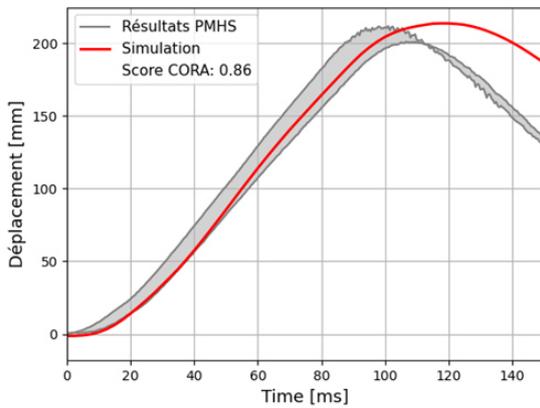
Annexe 8 – Évaluation du modèle en position inclinée (Zaseck et al. 2021, Configuration inclinée)



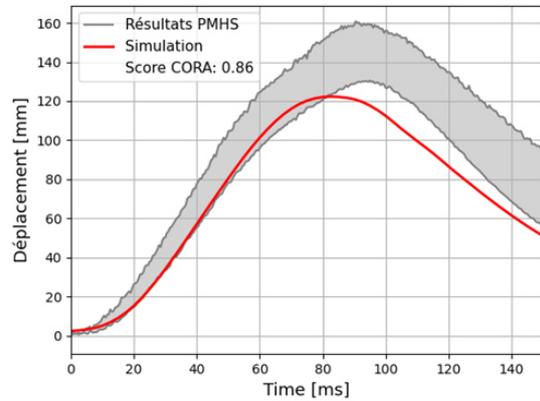
Rotation de l'assise (Axe Y)



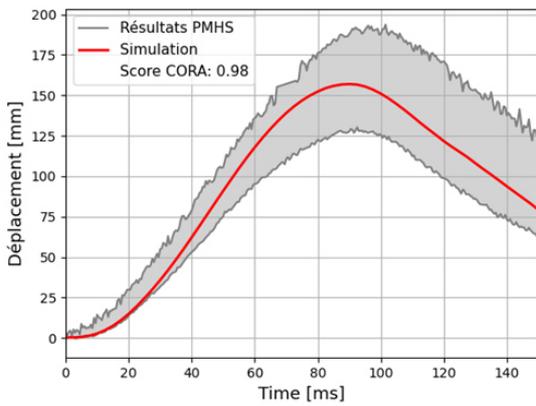
Rotation de la rampe anti-sous-marinage (Axe Y)



Excursion de la vertèbre T1 selon l'axe X



Excursion de la vertèbre T12 selon l'axe X



Excursion du point H selon l'axe X

Annexe 9 – Excursions observées pour des occupants en position inclinée

	Submerging occurrence	Head excursion (mm)		T1 excursion (mm)		Pelvis excursion (mm)		Lap belt penetration (mm)
		Forward	Upright	Forward	Upright	Forward	Upright	
Pulse #1								
SB_A=22	-	444	-65	332	-24	202	-24	-
SP_A=15	-	444	-65	332	-24	202	-24	-
Baseline	No	444	-65	332	-24	202	-24	-
SB_A=40	-	622	-74	422	-14	293	-16	-
SP_A=25	-	639	-27	417	56	226	5	-
Upright	No	660	-5	436	79	216	3	-
Reference	No	632	-29	409	61	218	5	-
Slouched	No	625	-46	406	28	244	7	-
SP_A=15	-	629	-62	420	2	279	-11	-
Upright ^A	No	646	-45	423	18	265	-21	-
Reference	No	624	-65	418	3	274	-19	-
Slouched	Yes	618	-75	418	-15	298	8	75
SP_A=5	-	597	-134	429	-101	375	-41	-
Upright	Yes	597	-137	431	-107	368	-51	77
Reference ^B	Yes	592	-131	421	-96	373	-41	85
Slouched ^B	Yes	603	-133	434	-99	385	-31	91
Pulse#2								
SB_A=22	-	443	-54	345	-25	247	-29	-
SP_A=15	-	443	-54	345	-25	247	-29	-
Baseline	No	443	-54	345	-25	247	-29	-
SB_A=40	-	639	-52	473	-26	362	-14	-
SP_A=25	-	667	2	471	52	283	21	-
Upright	No	682	28	485	78	265	11	-
Reference	No	663	-4	460	56	275	14	-
Slouched	Yes	657	-19	467	22	308	37	78
SP_A=15	-	644	-48	472	-17	357	-5	-
Upright	No	647	-35	472	-2	330	-21	-
Reference	Yes	644	-48	472	-16	346	-7	62
Slouched	Yes	641	-60	471	-34	395	12	89
SP_A=5	-	606	-109	476	-113	445	-57	-
Upright ^B	Yes	615	-117	497	-139	459	-74	92
Reference ^B	Yes	615	-121	486	-119	456	-54	103
Slouched ^B	Yes	587	-89	445	-82	420	-42	90

L'excursion vers l'avant correspond à l'excursion maximale le long de l'axe longitudinal. L'excursion verticale correspond à celle le long de l'axe vertical lorsque l'excursion maximale vers l'avant est atteinte (une valeur négative signifie un déplacement vers le bas). Les lignes grises représentent l'excursion moyenne pour chaque configuration de siège.

SB_A : angle du dossier ; SP_A : angle d'assise. ^A Simulation arrêtée avant d'atteindre les excursions frontales maximales de la tête et de la vertèbre T1. ^B Simulation arrêtée avant d'atteindre les excursions frontales maximales de la tête, de la vertèbre T1 et du bassin.

Annexe 10 – Critères lésionnels mesurés pour des occupants en position inclinée

	Submarining status	HIC15	BrIC	CSDM	Nij	Cmax (mm)	PC Score	nb of rib fract.	Liver SED ($\mu\text{J}/\text{mm}^3$)	Lumbar forces (kN)	Belt forces (kN)			
											Lap Anchor.	Lap Buckle	Shoulder Buckle	Shoulder Anchor.
Pulse #1														
SB_A=22		208	0.50	0.23	0.39	43.6	7.82	0	2.7	1.2	7.8	7.3	3.6	3.0
SP_A=15		208	0.50	0.23	0.39	43.6	7.82	0	2.7	1.2	7.8	7.3	3.6	3.0
Baseline	No	208	0.50	0.23	0.39	43.6	7.82	0	2.7	1.2	7.8	7.3	3.6	3.0
SB_A=40		323	0.52	0.03	0.40	61.1	8.23	2	5.1	2.1	7.2	7.5	3.1	3.0
SP_A=25		258	0.58	0.05	0.42	71.0	8.28	0	2.6	2.8	7.3	7.3	3.1	3.0
Upright	No	214	0.58	0.05	0.45	69.8	8.31	0	2.4	2.8	7.7	7.4	3.3	3.1
Reference	No	238	0.59	0.09	0.42	73.4	8.25	0	2.2	3.0	7.4	7.4	3.1	3.0
Slouched	No	322	0.56	0.01	0.41	69.9	8.27	0	3.4	2.6	6.9	7.1	2.9	3.0
SP_A=15		316	0.52	0.01	0.41	64.9	8.58	1	3.6	2.5	7.5	7.8	3.2	3.0
Upright	No	245	0.54	0.01	0.39	68.3	8.28	0	2.3	2.9	7.8	8.2	3.4	3.0
Reference	No	331	0.51	0.01	0.42	68.6	8.93	1	3.9	2.6	7.6	7.9	3.3	3.1
Slouched	Yes	371	0.52	0.00	0.44	57.7	8.54	1	4.5	2.0	7.0	7.4	2.9	3.1
SP_A=5		394	0.47	0.02	0.36	47.5	7.83	4	9.0	0.9	6.7	7.4	3.0	3.1
Upright	Yes	404	0.47	0.06	0.37	57.1	9.13	5	7.3	1.2	7.3	7.8	3.2	3.1
Reference	Yes	368	0.48	0.00	0.34	48.2	7.51	3	9.2	0.8	6.9	7.4	3.0	3.1
Slouched	Yes	411	0.47	0.01	0.36	37.1	6.86	5	10.7	0.6	5.9	6.8	2.7	3.1
Pulse#2														
SB_A=22		374	0.55	0.37	0.50	48.0	8.13	0	3.7	1.6	9.5	8.3	4.2	3.0
SP_A=15		374	0.55	0.37	0.50	48.0	8.13	0	3.7	1.6	9.5	8.3	4.2	3.0
Baseline	No	374	0.55	0.37	0.50	48.0	8.13	0	3.7	1.6	9.5	8.3	4.2	3.0
SB_A=40		654	0.52	0.19	0.44	62.0	8.73	3	8.0	2.3	8.2	8.2	3.6	3.1
SP_A=25		781	0.61	0.28	0.48	74.9	8.87	1	4.1	3.5	8.6	8.1	3.6	3.0
Upright	No	1355	0.62	0.56	0.51	77.0	9.15	0	2.9	3.7	9.0	8.3	3.9	3.1
Reference	No	433	0.62	0.20	0.50	77.5	9.12	1	4.3	3.8	8.8	8.3	3.7	3.0
Slouched	Yes	554	0.58	0.09	0.44	70.1	8.34	1	5.1	3.1	7.9	7.8	3.3	3.0
SP_A=15		612	0.52	0.17	0.46	63.8	9.60	3	6.5	2.7	8.6	8.4	3.7	3.1
Upright	No	518	0.55	0.15	0.49	68.5	9.63	4	4.4	3.3	9.3	8.7	4.0	3.0
Reference	Yes	615	0.52	0.22	0.45	67.3	9.74	1	5.4	2.8	8.7	8.6	3.8	3.0
Slouched	Yes	703	0.50	0.13	0.45	55.5	9.44	4	9.6	1.9	7.8	7.8	3.3	3.1
SP_A=5		569	0.43	0.11	0.39	47.4	7.70	5	13.4	0.7	7.6	8.1	3.4	3.1
Upright	Yes	742	0.44	0.29	0.39	51.4	8.30	5	13.8	0.9	8.1	8.4	3.5	3.1
Reference	Yes	745	0.44	0.03	0.38	48.4	7.95	6	15.4	0.6	7.65	7.96	3.31	3.1
Slouched	Yes	221	0.42	0.00	0.39	42.4	6.86	4	11.1	0.5	7.01	7.82	3.23	3.0

Les lignes grises représentent l'excursion moyenne pour chaque configuration de siège. SB_A : angle du dossier ; SP_A : angle d'assise

Annexe 11 – Excursions observées pour des occupants en position inclinée, avec des variations des systèmes de retenue

	Submarining occurrence	Head excur. (mm)		T1 excur. (mm)		Pelvis excur. (mm)		Lap belt penetration (mm)
		Forward	Upright	Forward	Upright	Forward	Upright	

Without airbag environment

SB_A=40								
SP_A=25								
Upright	No	746	-107	489	52	219	-5	-
Reference	No	703	-138	449	38	220	-2	-
Slouched ^B	No	507	-24	344	-4	246	-4	-
SP_A=15								
Upright	No	750	-180	491	7	269	-27	-
Reference	No	733	-207	475	-9	277	-25	-
Slouched	Yes	724	-211	469	-22	301	2	75
SP_A=5								
Upright	Yes	771	-327	517	-114	371	-56	80
Reference ^B	Yes	564	119	389	-88	352	-53	77
Slouched	Yes	653	-160	445	-97	385	-37	88

Lap belt anchorages fixed environment

SB_A=40								
SP_A=25								
Upright	No	658	-18	434	70	216	-6	-
Reference	No	631	-40	407	52	221	-1	-
Slouched	No	619	-57	401	20	243	-3	-
SP_A=5								
Upright	Yes	596	-129	428	-98	370	-64	76
Reference	Yes	599	-145	438	-111	385	-50	87
Slouched	Yes	594	-123	425	-93	384	-37	86

Without airbag and lap belt anchorages fixed environment

SB_A=40								
SP_A=25								
Upright	No	743	-110	486	50	212	-7	-
Reference	No	701	-142	447	35	218	-3	-
Slouched ^A	No	665	-80	427	15	243	-4	-
SP_A=5								
Upright	Yes	785	-336	529	-113	374	-58	81
Reference	Yes	688	-193	467	-106	385	-50	87
Slouched	Yes	646	-150	443	-94	385	-39	87

L'excursion vers l'avant correspond à l'excursion maximale le long de l'axe longitudinal. L'excursion verticale correspond à celle le long de l'axe vertical lorsque l'excursion maximale vers l'avant est atteinte (une valeur négative signifie un déplacement vers le bas). Les lignes grises représentent l'excursion moyenne pour chaque configuration de siège.

SB_A : angle du dossier ; SP_A : angle d'assise. ^A Simulation arrêtée avant d'atteindre les excursions frontales maximales de la tête et de la vertèbre T1. ^B Simulation arrêtée avant d'atteindre les excursions frontales maximales de la tête, de la vertèbre T1 et du bassin.

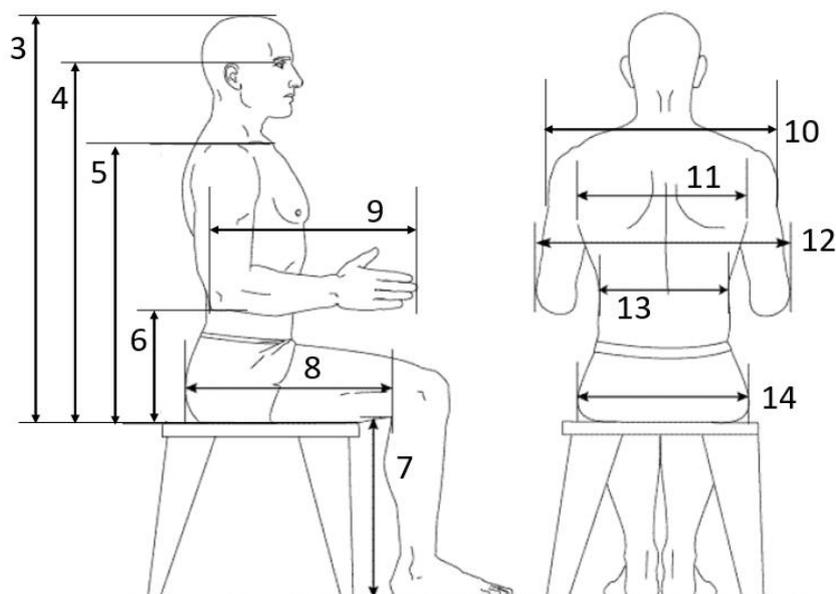
Annexe 12 – Excursions observées pour des occupants en position fortement inclinée

	Submarining occurrence	Head excursion (mm)		T1 excursion (mm)		Pelvis excursion (mm)	
		Forward	Upright	Forward	Upright	Forward	Upright
Pulse #1							
SB_A=22	-						
SP_A=15	-						
Baseline	No	808	-318	576	-114	214	-4
SB_A=60	-						
SP_A=45	-						
Upright	No	631	122	319	109	166	77
Reference	No	696	-12	322	104	172	83
Slouched	No	686	-46	303	66	183	89
SP_A=35	-						
Upright	No	736	-46	358	64	239	82
Reference	No	730	-85	351	17	247	94
Slouched ^A	Yes	655	2	344	-6	288	130
SP_A=25	-						
Upright	Yes	797	-156	417	-39	370	107
Reference ^A	Yes	766	-107	414	-57	404	106
Slouched	Yes	779	-171	429	-89	454	111
Pulse#2							
SB_A=22	-						
SP_A=15	-						
Baseline	No	914	-378	675	-154	273	-1
SB_A=60	-						
SP_A=45	-						
Upright	No	786	28	402	138	210	101
Reference	No	788	22	409	126	216	106
Slouched	No	776	-46	382	94	223	106
SP_A=35	-						
Upright	No	829	-63	442	69	300	106
Reference	No	818	-92	429	39	325	128
Slouched ^A	Yes	584	50	384	-15	324	128
SP_A=25	-						
Upright	Yes	906	-170	523	-49	510	109
Reference ^A	Yes	847	-79	505	-46	500	91
Slouched ^A	Yes	676	-16	455	-59	447	102

L'excursion vers l'avant correspond à l'excursion maximale le long de l'axe longitudinal. L'excursion verticale correspond à celle le long de l'axe vertical lorsque l'excursion maximale vers l'avant est atteinte (une valeur négative signifie un déplacement vers le bas). Les lignes grises représentent l'excursion moyenne pour chaque configuration de siège.

SB_A : angle du dossier ; SP_A : angle d'assise. ^A Simulation arrêtée avant d'atteindre les excursions frontales maximales de la tête, de la vertèbre T1 et du bassin.

Annexe 13 – Mesures anthropométriques



N°	Mesure	Posture	Définition
1	Stature	Debout	Hauteur du sommet de la tête au-dessus du sol
2	Poids	Debout	
3*	Hauteur du buste	Assise	Hauteur du sommet de la tête (vertex) au-dessus du plan de siège
4*	Hauteur œil-siège	Assise	Hauteur des yeux au-dessus du plan de siège
5*	Hauteur épaule-siège	Assise	Hauteur entre le rebord supérieur et externe des épaules et le plan de siège
6*	Hauteur coude-siège	Assise	Bras le long du corps et l'avant-bras mi-fléchi. Hauteur du coude au-dessus du plan de siège.
7*	Hauteur creux poplite-sol	Assise	Hauteur du pli du genou au-dessus du sol
8	Longueur fesse-creux poplite	Assise	Distance entre la face postérieure du fessier et le pli du genou
9	Longueur de l'avant-bras	Assise	Distance entre la pointe du coude (olécrane) et l'extrémité du majeur
10	Largeur aux épaules	Assise	Distance séparant les faces externes des deltoïdes
11	Largeur du thorax	Assise	Distance séparant les 2 aisselles
12	Largeur coude à coude	Assise	Distance séparant les points les plus externes des coudes
13	Largeur à la taille	Assise	Largeur minimale du corps au niveau de la ceinture
14	Largeur au bassin	Assise	Largeur entre les points les plus externes du fessier
15	Hauteur du siège	Assise	Hauteur de la face supérieure du siège au-dessus du sol
16	Stature chaussée	Debout	Hauteur du sommet de la tête au-dessus du sol quand le sujet est chaussé

*Ces hauteurs sont mesurées par rapport au sol. Elles sont obtenues en soustrayant la hauteur du siège.

Posture assise : Sujet assis sur un tabouret, buste redressé au maximum, bassin et épaules en contact avec le plan vertical de référence, bras le long du corps et l'avant-bras mi-fléchi, les mains ouvertes avec les doigts tendus, non chaussé.

Posture debout : sujet debout, la tête avec le regard vers l'infini, le dos en contact léger avec le plan vertical de référence, non chaussé

Annexe 14 – Reconstruction de modèle surfacique personnalisé de bassin à l'aide de données échographiques et/ou des points palpés

1. Introduction

L'estimation des formes osseuses à partir de repères anatomiques palpables est utilisée pour l'analyse biomécanique dans de nombreuses applications (Sholukha et al. 2017). Dans le cadre de cette thèse, une estimation de la forme du bassin pourrait conduire à une meilleure estimation de la position de ce dernier une fois assis. De plus, cela pourrait permettre d'obtenir davantage d'informations concernant les différents angles bassin utilisés dans la littérature (Figure 2).

Les études précédentes se basent principalement sur des techniques d'imagerie médicale (ex : IRM, scanner) pour la reconstruction de la géométrie osseuse en 3D (Humbert et al. 2009, Mitton et al. 2016). Cependant, ces méthodes sont coûteuses, chronophages et pas toujours disponibles. Récemment, d'autres méthodologies ont été proposées pour contourner ces difficultés. La première et la plus simple consiste à mettre à l'échelle un modèle de référence en utilisant un nombre limité de prédicteur (ex : longueur segment, masse corporelle) (Rasmussen et al. 2005). Une alternative est le krigeage, qui déforme une surface via un ensemble de points de contrôle pour correspondre à leurs positions cibles (Lafage et al. 2001). Cependant, un nombre élevé de points de contrôle est nécessaire et cette méthode n'est pas applicable en utilisant uniquement un petit nombre de points anatomiques palpables. Des méthodologies de prédiction statistiques basées sur la méthode PCA ont également été proposées, en particulier dans le domaine de la chirurgie orthopédique, où l'anatomie 3D spécifique au patient doit être récupérée à partir d'informations incomplètes (Blanc et al. 2012, Rajamani et al. 2007). En comparaison avec les applications de chirurgie orthopédique, aucune image médicale ou aucun point de surface osseuse n'est généralement disponible dans d'autres applications telles que les études de confort d'assise. Savonnet et al. (2018) ont développé une méthode basée sur les PCA pour estimer la forme du bassin et du fémur à partir d'un nombre limité de points anatomiques palpables. Des erreurs d'estimation inférieures à 6 mm au niveau de surfaces ont été obtenues en moyenne. Cependant, les auteurs soulignent que ces résultats ont été obtenus via la palpation numérique des points anatomiques utilisés. Des erreurs d'identification de ces points sont attendues lors de palpations manuelles sur sujets volontaires (Della Croce et al. 1999, Kilby et al. 2012).

Afin de réduire les erreurs d'identification de surface osseuse engendrées par les tissus mous, la méthode échographique peut s'avérer pertinente. Cette technique d'observation non invasive utilise des faisceaux d'ondes ultrasonores de fréquence élevée, inaudibles, émis par une sonde et transmis dans les tissus. Ces ondes se propagent à des vitesses différentes dans le corps en fonction des tissus qu'elles traversent. Elles se réfléchissent pour former une image de la région examinée. Un ordinateur analyse ces informations qui permettent de reconstituer une image en coupe de la région examinée. Cette technique est notamment utilisée pour examiner l'abdomen et les tissus mous (ex : muscles, articulations). Des études ont également souligné la pertinence de la méthode échographique pour

observer des surfaces osseuses du bassin et du rachis (Van Eerd et al. 2014, Kilby et al. 2014). Une étude menée par Barratt et al. (2008) a combinée des observations échographiques et des modèles paramétriques basés sur la méthode PCA afin de créer des modèles de bassin et fémur personnalisés. Les mesures échographiques ont été réalisées au niveau du pubis et des crêtes iliaques pour le bassin, et tout le long du fémur. Les essais sur trois sujets cadavériques ont révélé des erreurs de prédiction surfacique de 3.5mm en moyenne.

Cette section décrit les analyses effectuées pour évaluer la méthodologie de reconstruction basée sur un modèle paramétrique proposée par Savonnet et al. (2018) à partir des points anatomiques palpés manuellement sur des volontaires. En complément, des mesures échographiques ont été réalisées pour estimer les surfaces osseuses du bassin et du fémur. La combinaison des mesures échographiques et des points palpés manuellement a également été évaluée pour reconstruire un modèle de bassin/fémur personnalisé sur sujets volontaires.

Les données IRM de quatre participants (3 hommes et 1 femme) recueillies par Beillas et al. (2009) et Wang et al. (2021) ont servi de données de référence pour évaluer les deux méthodologies proposées.

2. Méthodes

Lors de ces essais, la position tridimensionnelle des sujets et de la sonde échographique a été mesurée à l'aide de marqueurs réfléchissants. Un système optoélectronique Vicon avec quinze caméras échantillonnées à 100 Hz a été utilisé pour enregistrer l'emplacement 3D des marqueurs réfléchissants.

Les mesures échographiques ont été réalisées avec une échographe Aixplorer Supersonic Imagine et une sonde SuperLinear SL15-4. Cette sonde fournit des images bidimensionnelles représentant des coupes des solides observés. L'échographe est synchronisé temporellement avec le système Vicon via un signal TTL. Afin de positionner dans l'espace tridimensionnel les observations échographiques, une calibration spatiale de la sonde a été réalisée.

2.1. Calibration spatiale de la sonde échographique

Afin de déterminer la position des points obtenus via échographie dans le repère VICON 3D, la sonde échographique doit être calibrée spatialement. La sonde utilisée lors des manipulations est une sonde 2D (15:4). Les données collectées sont donc des images 2D (Figure 1), représentant le plan de coupe de la sonde (Figure 2). Le plan de coupe est défini par trois paramètres : l'origine de la sonde (Point O) représentant la base de l'image échographique, et les axes de profondeur (u) et de la latitude (v). En connaissant ces trois paramètres et la position de la sonde dans l'espace, il est possible de repositionner n'importe quel point du plan échographique dans l'espace.

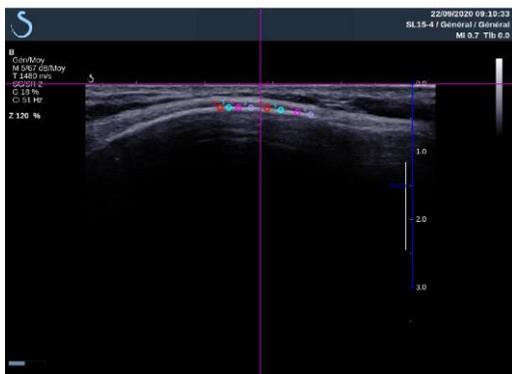


Figure 1 : Image échographique avec le pointage de points osseux

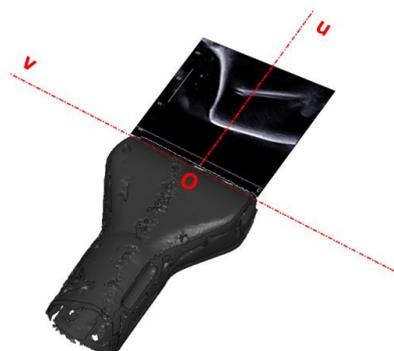


Figure 2 : Plan de coupe échographique, dans l'espace 3D

Les deux méthodologies proposées ci-après visent à calibrer la sonde échographique dans l'espace à l'aide d'un objet de calibration de dimension connue. L'objet de calibration comporte également des marqueurs réfléchissants permettant de le positionner dans l'espace via le système d'analyse du mouvement. Pour observer l'objet de calibration via échographie, ce dernier est immergé dans l'eau. La vitesse des ondes ultrasonores est de 1480 m/s dans l'eau.

METHODOLOGIE INITIALE

La première méthode de calibration explorée dans ces travaux utilisait un objet de calibration ayant la forme d'une aiguille. Cet objet permet l'observation d'un point précis sur l'image échographique, correspondant à la pointe de l'aiguille (Figure 3). Cette méthode de calibration a déjà été présentée dans la littérature (Vasconcelos et al. 2016, Wen et al. 2020).

Ainsi, pour une position de sonde fixe, une série de dix mesures est réalisée en faisant varier la position de l'aiguille (tout en conservant la pointe sur le plan échographique). Cette procédure permet d'obtenir plusieurs points appartenant au plan de coupe échographique. D'autre part, la position de l'aiguille peut être estimée via le système d'analyse du mouvement en utilisant les marqueurs positionnés sur l'objet de calibration (Figure 3). Le plan échographique peut donc être repositionné dans l'espace 3D en faisant correspondre un plan englobant les dix positions de la pointe de l'aiguille enregistrées.

L'analyse des images échographiques permet de déterminer la profondeur et latitude de la pointe de l'aiguille (Figure 3) pour chacune des mesures. Via ces données, les axes profondeur (u) et latitude (v) peuvent être définis.

La calibration spatiale de la sonde était évaluée en réalisant de nouvelles mesures en utilisant l'objet de calibration. D'une part, la position de la pointe de l'aiguille est calculée en utilisant les marqueurs positionnés sur l'objet de la calibration. Ces positions servent de données de référence pour évaluer le positionnement échographique. D'autre part, la position de la pointe de l'aiguille est calculée en utilisant les données échographiques.

Des erreurs de positionnement de près de 5mm ont été obtenues avec cette procédure de la calibration. Ces erreurs ont notamment été attribuées à la difficulté d'observer et de pointer un point unique par échographie. Ainsi, cette méthodologie a été jugée comme peu satisfaisante.

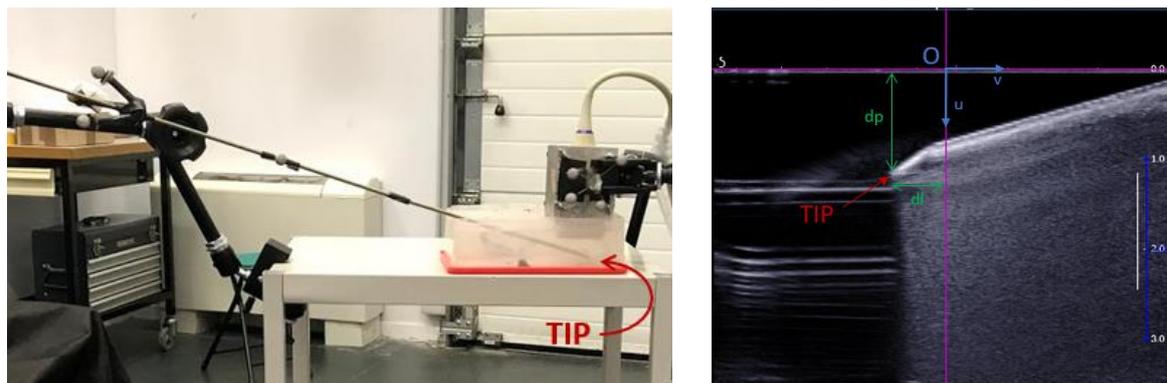


Figure 3 : Méthodologie de calibration initiale de la sonde échographique
Gauche : Montage expérimentale ; droite : image échographique obtenue

METHODOLOGIE FINALE

Basé sur les problèmes observés précédemment, un nouvel objet a été exploré. L'objet de calibration utilisé est un tétraèdre réalisé en impression 3D. L'observation échographique de cet objet permet d'obtenir des coupes du tétraèdre (i.e. trapèze). En identifiant les sommets du trapèze et les distances entre ces points (Figure 4), il est possible de déterminer où la coupe a été réalisée le long de l'objet de calibration. Les sommets du trapèze ont été identifiés en utilisant les arrêtes.

Pour une position de sonde fixe, une série de dix mesures est réalisée en faisant varier la position de l'objet de calibration. Connaissant la position de tétraèdre et la sonde (via marqueurs VICON), il est dès lors possible de définir le plan de coupe en fonction des marqueurs attachés à la sonde. Les axes de profondeur et de latitude ont été définis comme précédemment, avec l'analyse des images échographiques.

Afin de vérifier l'étape de calibration, des observations ont été réalisées sur la longueur du tétraèdre (Figure 4). La pointe de l'objet a été quantifié via le système d'analyse du mouvement et comparé à la méthode échographique. Des erreurs de positionnement de près de 2mm ont été obtenues avec cette procédure de la calibration. Ainsi, cette méthodologie a été jugée comme satisfaisante. Cette étape de calibration a été effectuée avant chaque sujet.

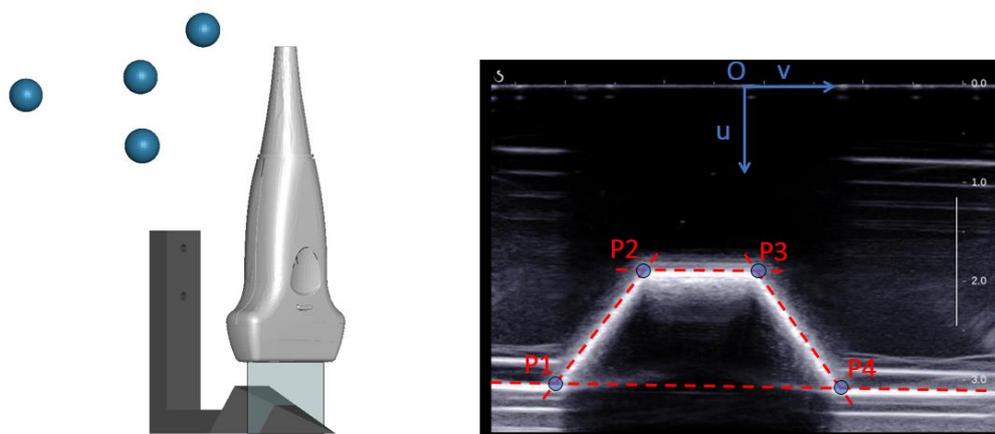


Figure 4 : Méthodologie de calibration finale de la sonde échographique
Gauche : Montage expérimentale ; droite : image échographique obtenue

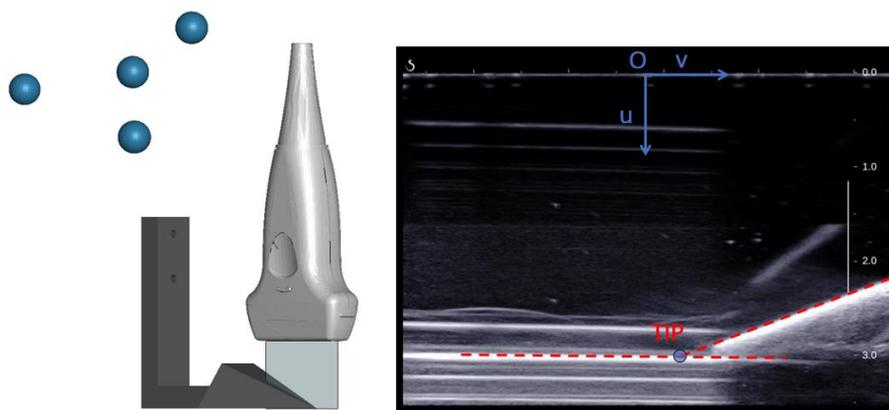


Figure 5 : Vérification de la calibration spatiale de la sonde échographique
Gauche : Montage expérimental ; droite : image échographique obtenue

2.2. Essais in-vivo

Lors de ces essais, quatre sujets ont été testés, incluant trois hommes et une femme, avec une stature moyenne de 173 ± 11 cm et un indice de masse corporelle moyen de 22.9 ± 2.0 kg/m². Les sujets ont été recrutés car ils possédaient données IRM de leur bassin, acquises lors d'expérimentations précédentes (Beillas et al. 2009, Wang et al. 2021).

Dans un premier temps, des repères locaux ont été positionnés sur le bassin (au niveau du sacrum) et sur les fémurs (face antérieure des cuisses) des sujets. Dans un second temps, des mesures (i.e. palpation et échographie) ont été réalisées dans deux positions de référence afin d'évaluer la reproductibilité de la méthodologie proposée. Les positions étudiées visaient à offrir un accès libre au bassin, tout en se rapprochant d'une posture assise. Dans cette optique, les sujets ont été positionnés sur un montage expérimental, illustré Figure 6. La première position étudiée vise à reproduire une posture assise de conduite, avec un angle tronc-cuisse fixé à 110 degrés (Rebiffe et al. 1969, Grandjean et al. 1980, Park et al. 2000). La seconde position a pour but de représenter une posture plus relaxée, avec un angle tronc-cuisse fixé à 130 degrés. Les deux positions étudiées ont notamment permis un accès aux parties antérieures et postérieures des crêtes iliaques ainsi qu'aux ischions (Figure 6).

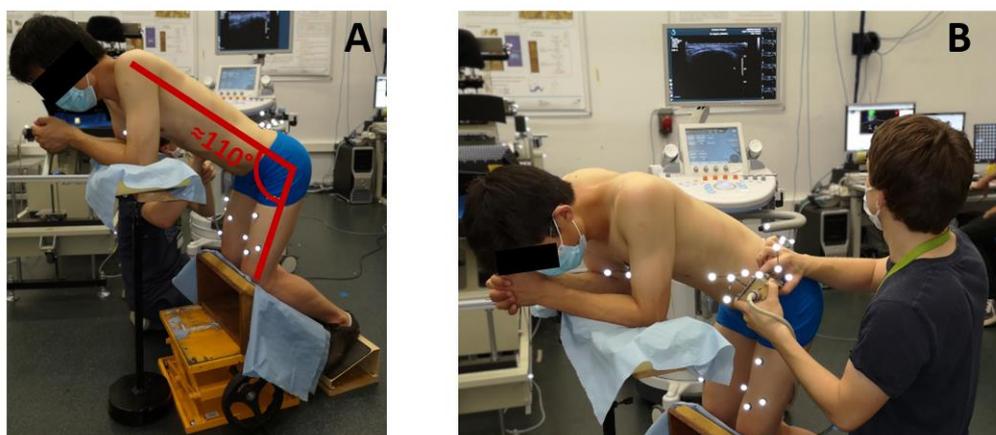


Figure 6 : Conditions d'essai pour l'observation du bassin
Gauche : posture de référence représentant une position assise ; droite : observation échographique

Une fois le sujet positionné, une palpation de points anatomiques externes a été réalisée sur les sujets. Onze points remarquables, détaillées Figure 15, ont été palpés. La palpation a été réalisée manuellement à l'aide d'un gant comprenant des marqueurs réfléchissants (Figure 7).

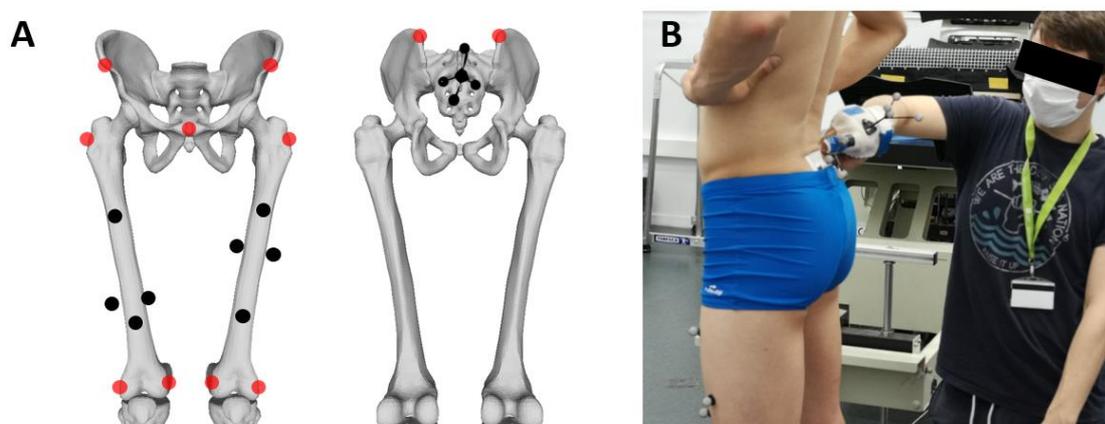


Figure 7 : Palpation manuelle des points anatomiques du bassin et fémurs

A : Points anatomiques palpés (les points rouges, et noirs représentent respectivement les points palpés, et les repères locaux) ; B : Palpation des épines iliaques antéropostérieures

Dans un second temps, des mesures échographiques ont été réalisées. Les zones étudiées sont représentées Figure 8. Pour chaque sujet, vingt-deux images échographiques ont été enregistrées pour le bassin, et six pour chaque fémur.

Le post-traitement des données d'analyse du mouvement a été réalisé via le logiciel Matlab. Pour les deux positions étudiées, les données palpées ont été utilisées pour estimer les centres articulaires du bassin (Peng et al. 2015). Pour chaque sujet, deux modèles personnalisés de bassin et fémur, correspondant aux deux positions analysées, ont été créés basé sur la méthodologie de Savonnet et al. (2018). Huit points anatomiques ont été utilisés pour déformer le modèle PCA de bassin (épines iliaques antéro-supérieures, épines iliaques postéro-supérieures, centre articulaire pubien, centres de hanche). Pour la création du modèle de fémur, quatre points anatomiques ont été utilisés (centre de hanche, grand trochanter, épicondyles fémoraux latéral et médial).

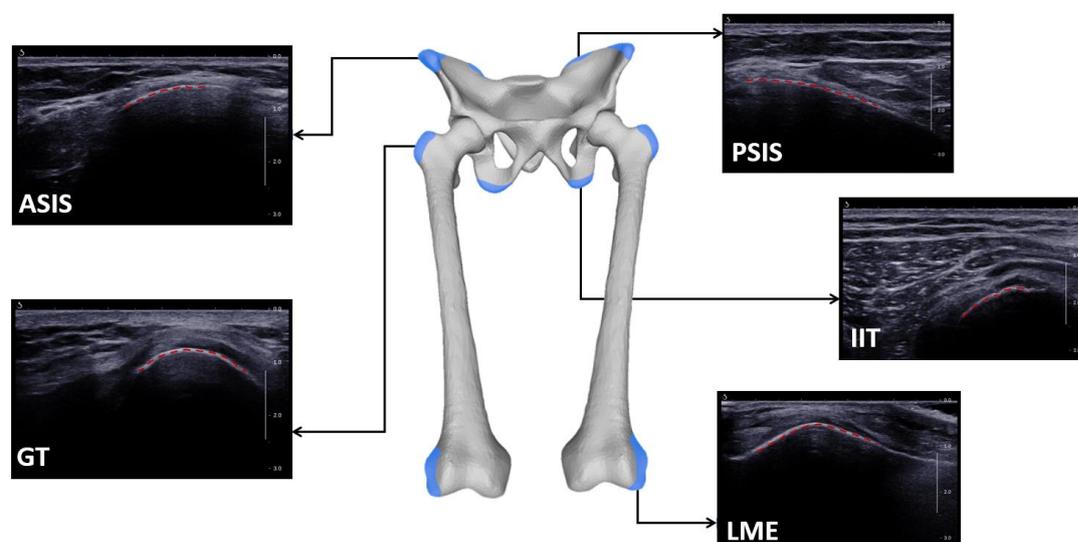


Figure 8 : Zones observées via échographie

Le post-traitement des données échographique a été réalisé via le logiciel Tracker. Cette étape consistait à localiser des points appartenant aux surfaces osseuses afin d'en extraire les coordonnées dans le plan échographique. Pour chaque image, dix points sur la surface osseuse ont été pointés manuellement. Ainsi, pour une position d'étude, les observations échographiques correspondaient à 220 points appartenant aux surfaces osseuses du bassin, et 60 points pour chaque fémur. Grâce à l'étape de calibration de la sonde échographique (Annexe 1), les points appartenant au plan échographique ont été repositionnés dans l'espace tridimensionnel. Les données échographiques récoltées ont donc permis d'obtenir un nuage de points correspondant à des surfaces osseuses. Cependant, les régions observées par échographiques ne correspondent pas forcément à des zones d'intérêt sur le bassin, ainsi la correspondance avec des points du modèle PCA n'est pas connue. Afin de pouvoir utiliser ces données pour ajuster le modèle paramétrique du bassin aux points relevés par l'échographie, il a été nécessaire, dans un premier temps, d'établir cette correspondance entre les points échographiques obtenus et des points sur le modèle de bassin. Pour ce faire, les modèles créés en utilisant la palpation manuelle ont été utilisés.

Ainsi, pour chaque position d'étude, un premier modèle personnalisé est créé en utilisant uniquement les points palpés comme données d'entrée. Ensuite, un algorithme ICP (Iterative Closest Point) permet d'établir la correspondance entre les points échographiques et des points sur le modèle personnalisé. Un second modèle personnalisé est ainsi créé en incorporant cette fois-ci les données échographiques dans les données d'entrée. L'algorithme ICP est ensuite de nouveau réalisé entre les points échographiques et le nouveau modèle créé, afin de vérifier si la correspondance est toujours la même et dans le cas contraire, un nouveau modèle est créé avec la nouvelle correspondance. Ce processus d'ajustement continue jusqu'à ce que la correspondance des points échographiques ne varie plus.

3. Résultats

Les données IRM de Beillas et al. (2009) n'incluant pas d'information sur les fémurs, seule la précision des modèles de bassin personnalisés a été évaluée.

Dans un premier temps, les bassins reconstruits ont été alignés avec les modèles IRM en utilisant le logiciel Meshlab (Align tool, alignement via des points palpés puis optimisation finale par un algorithme IPC). Dans un second temps, les erreurs d'estimation ont été calculées, et sont définies comme la distance entre la surface osseuse estimée et celle des données IRM. Les Figures 9 et 10 illustrent les erreurs obtenues pour les modèles de bassin personnalisés créés respectivement en position assise et relaxée.

La Figure 11 représente les erreurs obtenues pour les modèles de bassin estimées, sous forme de diagrammes en boîte. Dans l'ensemble, l'incorporation de données échographies semble améliorer la précision des estimations. En position assise, lorsqu'uniquement les points palpés manuellement étaient utilisés pour construire les modèles PCA, des erreurs moyennes de 5.9 ± 5.4 , 3.5 ± 3.2 , 5.8 ± 4.7 , et 4.6 ± 3.5 mm ont été relevées respectivement pour les sujets M01, F01, M02, et M03. L'incorporation des points échographiques a permis de diminuer ces erreurs, respectivement à 4.3 ± 3.9 , 4.2 ± 3.5 , 4.0 ± 3.2 et 4.5 ± 4.2 . Une tendance similaire a été observée pour la position relaxée, à savoir une amélioration de la prédiction lors de l'utilisation de données échographiques pour les sujets masculins.

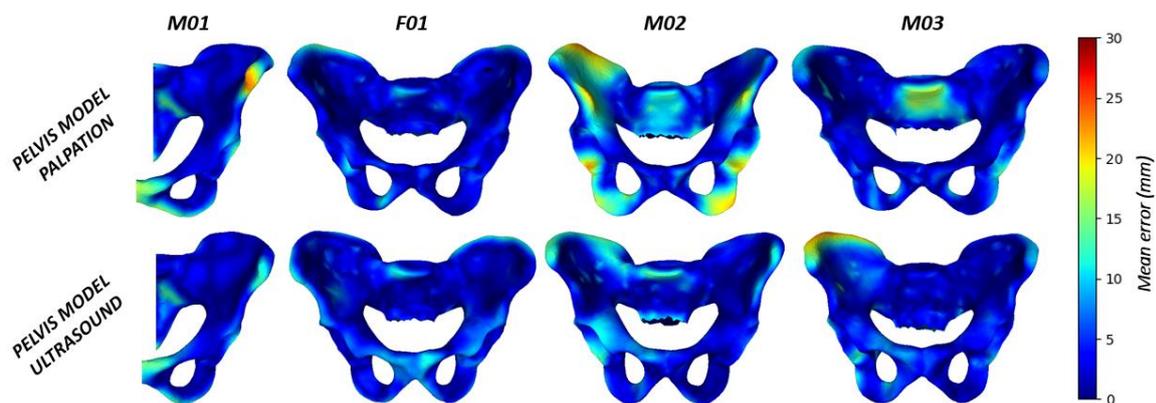


Figure 9: Erreur de la surface du bassin pour les modèles créés en position assise.

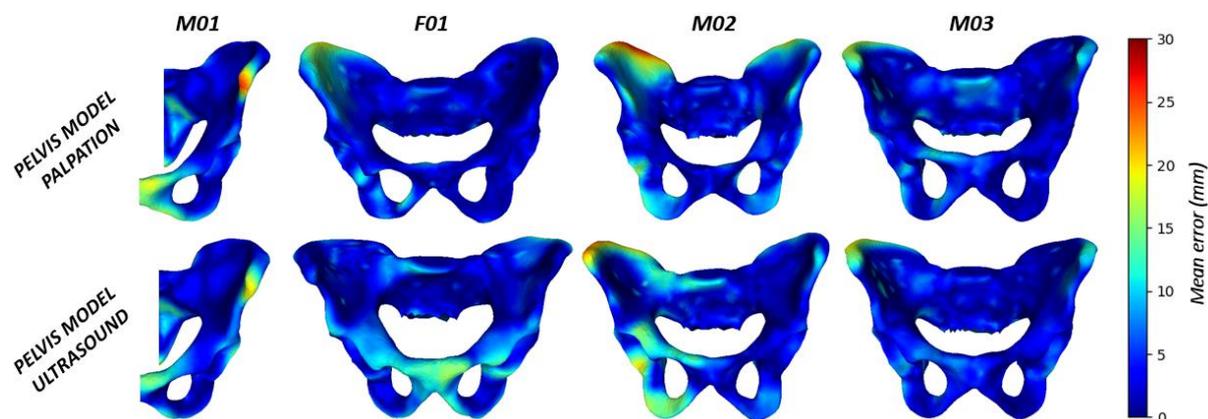


Figure 10 : Erreur de la surface du bassin pour les modèles créés en position relaxée.

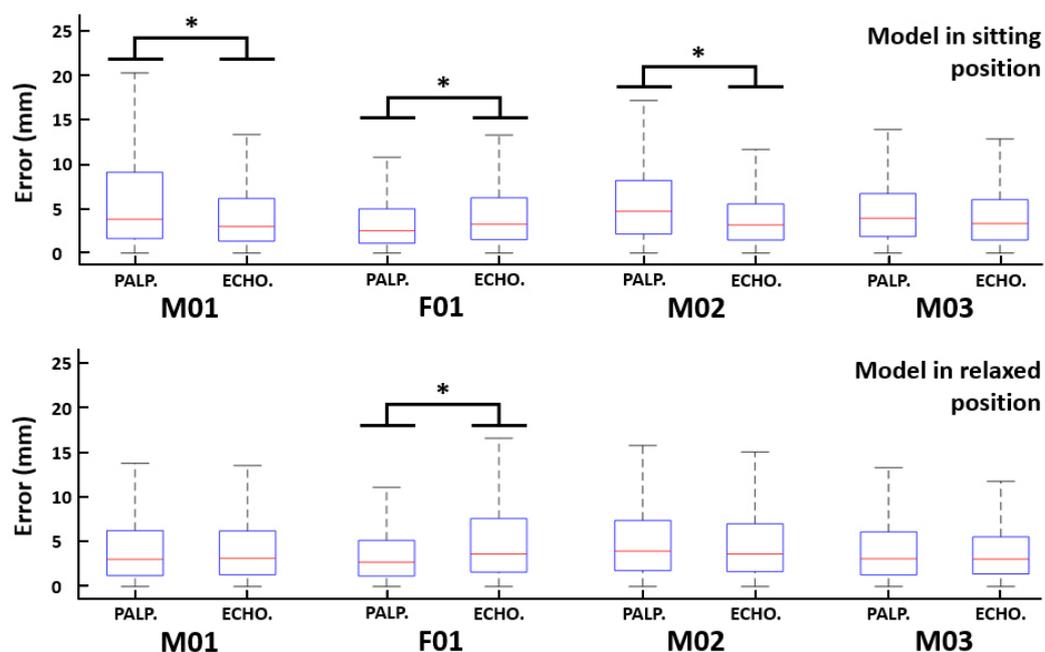


Figure 11 : Diagrammes en boîte des erreurs observées pour la surface des modèles de bassin créés par palpation manuelle et par échographie. (PALP : modèle PCA obtenu par palpation manuelle, ECHO : modèle PCA incluant les données échographiques dans la prédiction).

4. Discussion et conclusion

Dans cette section, des méthodes permettant la reconstruction de la géométrie du bassin ont été explorées, en incorporant des données issues de palpations manuelles et d'observations échographiques. Dans un premier temps, une construction de modèles personnalisés a été réalisée en se basant uniquement des points anatomiques externes palpés manuellement. Dans un second temps, une méthodologie incorporant des données échographiques a été développée.

Dans l'ensemble, l'utilisation de données échographiques pour la reconstruction de modèle de bassin personnalisé semble améliorer légèrement la précision des modèles. Des erreurs moyennes de 4.9 ± 8.5 et 4.2 ± 7.4 ont été observé sur quatre sujets, respectivement sans et avec l'utilisation de données échographiques. Par ailleurs, l'incorporation des données ultrasonores dans la prédiction semblent améliorer cette dernière uniquement pour les sujets masculins. Pour les deux positions étudiées, la prédiction pour le modèle F01 était significativement plus précise en utilisant uniquement la palpation de points anatomiques. Ces observations devront être confirmées sur un panel de sujets plus important.

La méthode échographique semble donc encourageante, cependant des pistes d'amélioration concernant la méthodologie utilisée sont identifiées. D'une part, la méthodologie proposée ici se base sur un modèle paramétrique commun pour les hommes et les femmes. Ce modèle est ensuite ajusté dans l'espace de variation de la forme du bassin afin de se rapprocher des données d'entrée. Au vu de la différence de morphologie entre le bassin masculin et féminin, il pourrait être pertinent de définir un modèle PCA initial en fonction du genre des participants. D'autre part, la reconstruction de modèle de bassin utilisant les données échographiques présentée se base sur une première reconstruction issue des points anatomiques palpés. En effet, les zones échographiques observées étant difficilement identifiable avec précision, un algorithme ICP est utilisé pour déterminer les zones observées sur le modèle PCA. Des erreurs de palpation peuvent altérer le processus d'identification des zones échographiques sur le modèle PCA et donc engendrer une mauvaise prédiction. Une observation de zones spécifiques du bassin par ultrason pourrait permettre de créer un premier modèle PCA sur lequel serait identifié (via ICP) des zones annexes observées. Des études portant sur l'observation du bassin via échographie ont souligné la possibilité d'observer des zones remarquables, telles que les épines iliaques antérosupérieures (Horsak et al. 2021), postéro-supérieures (Kilby et al. 2014) ou encore les tubérosités ischiatiques (Chan et al. 2006). Certaines de ces zones caractéristiques ont été observées lors des expérimentations effectuées (Figure 12), cependant la position du repère local sur le sacrum limitait l'accès aux épines iliaques postéro-supérieures.

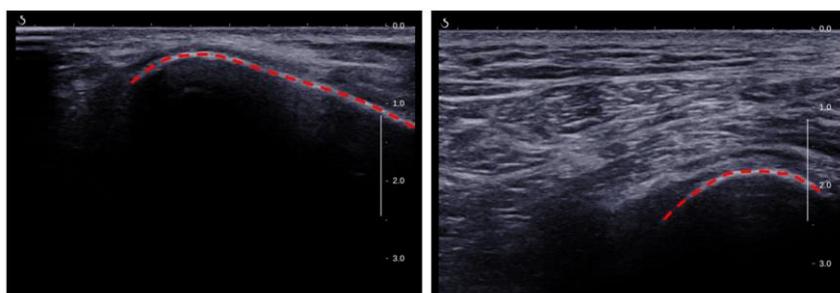


Figure 12 : Images échographiques de zones spécifiques du bassin Gauche : épine iliaque antéro-supérieure ; droite : tubérosité ischiatique