

Thèse de doctorat
Pour obtenir le grade de Docteur de l'Université de
VALENCIENNES ET DU HAINAUT-CAMBRESIS

Discipline :
Mécanique

Présentée et soutenue par Carole LUET.

Le 27/09/2013, à Paris

Ecole doctorale :

Sciences Pour l'Ingénieur (SPI)

Equipe de recherche, Laboratoire :

Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines (LAMIH)

Caractérisation du sous-marinage chez l'occupant de véhicule en choc frontal

JURY

Président du jury

- *Gagey, Olivier*. Professeur, Praticien Hospitalier en Chirurgie Orthopédique. Kremlin-Bicêtre.

Rapporteurs

- *Laporte, Sébastien*. Professeur des universités, LBM. ENSAM, Paris.
- *Mitton, David*. Docteur, Directeur de recherche. IFSTTAR-UCBL, Bron.

Examineurs

- *Drazétic, Pascal*. Professeur des universités, LAMIH. Université de Valenciennes.
- *Troseille, Xavier*. Docteur, Expert Biomécanique. LAB, Nanterre.
- *Petit, Philippe*. Docteur, Responsable Biomécanique. LAB, Nanterre.

Directeur de thèse

- *Drazétic, Pascal*. Professeur, LAMIH. Université de Valenciennes.

Encadrant : *Troseille, Xavier*. Docteur, Expert Biomécanique. LAB, Nanterre.

Membres invités

- *Faure, Jacques*. Expert Leader Sécurité Passive. Renault, Guyancourt.

Remerciements

Les travaux de recherche présentés dans ce mémoire ont été réalisés en collaboration entre le Laboratoire d'Automatique de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines, Département Génie Mécanique, de l'Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, dirigé par Monsieur le Professeur Thierry Marie GUERRA, et le Laboratoire d'Accidentologie, de Biomécanique et d'étude du comportement humain, dirigé par Madame le Docteur Anne GUILLAUME. Je souhaite leur exprimer ma gratitude pour la mise à disposition de tous les moyens qui m'ont été nécessaires pour le bon déroulement de ces travaux.

Je souhaite profiter de ces quelques lignes pour adresser mes sincères remerciements à celles et ceux qui m'ont permis de mener à bien ce travail.

A Monsieur le Professeur Pascal DRAZETIC, directeur de cette thèse, et Monsieur le Docteur Xavier TROSSELLE, encadrant industriel de cette thèse, pour la confiance qu'ils m'ont accordée, leur disponibilité, leurs conseils et leur franchise.

A Monsieur le Professeur Sébastien LAPORTE, du LBM (ENSAM) et Monsieur le Docteur David MITTON, directeur de recherche au LBMC (IFSTTAR), qui me font l'honneur d'être rapporteurs de cette thèse.

A Monsieur le Professeur Olivier GAGEY, Chef du service d'orthopédie et de traumatologie, à l'Hôpital Bicêtre, pour avoir accepté de présider le jury de cette thèse.

A Messieurs Jacques FAURE et Richard ZEITOUNI, pour avoir accepté de juger mes travaux.

A Monsieur le Docteur Philippe PETIT, pour tous ses conseils, la confiance dont il a fait preuve et pour avoir accepté d'être membre du jury de thèse.

A toute l'équipe essais du C.E.E.S.A.R., composée de Pascal POTIER, Catherine POTIER, Denis DUBOIS, David LOURY, Gilles DANIEL, pour leur savoir-faire dans le domaine de l'expérimentation sur sujets humains post-mortem. Je n'oublie pas Frédéric LOISELEUX qui a conçu les CAO du moyen d'essai.

A Jérôme URIOT, ingénieur biomécanique du C.E.E.S.A.R., parce qu'il a été le premier à avoir confiance en mon travail, pour son aide lors de la définition des essais, tous ses conseils en modélisation, les connaissances qu'il m'a apportées, sa disponibilité et sa patience.

A Messieurs Stéphane LEGER, chef de tir chez Faurecia, et Olivier RICHARD, ingénieur chez Faurecia pour leur aide lors de la campagne d'essais.

A Erwan LECUYER, ingénieur biomécanique au LAB, pour ses conseils en post-traitement d'essais et en modélisation.

A Eric SONG, ingénieur biomécanique au LAB, pour les réponses qu'il m'a fournies sur le modèle Labman.

A Erwan JOLIVET, ingénieur biomécanique au C.E.E.S.A.R., pour l'ensemble des connaissances qu'il m'a apportées dans le domaine de la personnalisation géométrique, pour les progrès que j'ai fait en programmation à ses côtés, et surtout sa patience et la clarté de ses explications.

A l'équipe accidentologie du LAB / C.E.E.S.A.R., en particulier Sophie CUNY, Véronique HERVE, Thierry HERMITTE, Maxime LABROUSSE, pour leur aide précieuse lors de l'étude accidentologique.

A Pascal BAUDRIT, responsable de l'équipe biomécanique du C.E.E.S.A.R., pour tous ses conseils, son soutien quand il se faisait tard dans les couloirs et parce que s'il ne m'avait pas donné ma chance au C.E.E.S.A.R., mon nom ne serait pas écrit sur ce mémoire.

A Audrey PETITJEAN, ingénieur biomécanique au C.E.E.S.A.R., pour les conseils anti-stress à Savannah, sa gentillesse et sa présence.

A Mathieu LEBARBE, ingénieur biomécanique au C.E.E.S.A.R., pour m'avoir apporté de l'aide quand j'en ai eu besoin.

A Olivier MAYEUR, doctorant au L.A.M.I.H., Fatima MEGUELATTI et Mariem GARGOURI, doctorantes au LAB, qui ont partagé leur expérience de doctorant en même temps que moi.

A Nathalie SERSOT, en charge de la capitalisation pour l'équipe biomécanique au C.E.E.S.A.R., pour sa rapidité et sa disponibilité lors des recherches d'articles.

A Martine LORENTZ, secrétaire du LAB, non seulement pour son aide administrative, mais surtout pour sa disponibilité, sa bonne humeur et sa gentillesse.

A Catherine FOUCART et Marie-Hélène FRAPPART, de l'université de Valenciennes, pour leur aide administrative.

A Sophie SCHVAHN, ancien médecin du C.E.E.S.A.R., qui a permis d'anonymiser les bilans médicaux des sujets.

Au service du don du corps ainsi qu'à tous les donateurs sans lesquels ce travail n'aurait pas pu avoir lieu.

Et parce que les moments de détente ont aussi un effet sur le cœur qu'on met à mener à bien un travail, je tiens à remercier tous les résidents de la Rue des Suisses avec qui j'ai passé d'excellents moments.

Sommaire

<i>Introduction</i>	- 9 -
<i>Chapitre I. Rappels d'anatomie et étude bibliographique</i>	- 13 -
I.1. Introduction	- 14 -
I.2. Rappels d'anatomie	- 14 -
I.2.1. Introduction	- 14 -
I.2.2. Les plans de référence	- 15 -
I.2.3. Le rachis ou colonne vertébrale	- 15 -
I.2.4. Le bassin	- 17 -
I.2.5. Conclusion	- 23 -
I.3. Etudes sur le phénomène de sous-marinage	- 24 -
I.3.1. Introduction	- 24 -
I.3.2. Etudes accidentologiques	- 24 -
I.3.3. Etudes expérimentales	- 25 -
I.3.4. Etudes à partir de modèles	- 31 -
I.3.5. Conclusion	- 34 -
I.4. Modèles d'être humain	- 37 -
I.4.1. Introduction	- 37 -
I.4.2. Description des modèles	- 37 -
I.4.3. Validation des modèles	- 37 -
I.4.4. Modèle utilisé dans ce travail : le modèle Labman	- 38 -
I.4.5. Conclusion	- 43 -
I.5. Conclusion	- 45 -
<i>Chapitre II. Campagne d'essais sur S.H.P.M.</i>	- 46 -
II.1. Introduction	- 47 -
II.2. Moyens et méthodes	- 47 -
II.2.1. Définition du système de coordonnées	- 47 -
II.2.2. Description du moyen d'essai	- 47 -
II.2.3. Description des sujets humains post-mortem	- 49 -
II.2.4. Description de l'instrumentation	- 50 -
II.2.5. Description de la matrice d'essai	- 52 -
II.2.6. Description d'un essai complet	- 54 -
II.2.7. Reconstruction des bassins et recalage en position initiale	- 57 -
II.3. Résultats	- 58 -
II.3.1. Flexion statique de la colonne	- 58 -
II.3.2. Essais sur catapulte	- 59 -
II.3.3. Bilan lésionnel	- 71 -
II.4. Discussion	- 74 -
II.5. Conclusion	- 76 -

<i>Chapitre III. Evaluation et validation d'un modèle éléments finis d'être humain</i>	- 77 -
III.1. Introduction	- 78 -
III.2. Simulation des trois configurations d'essais sur le modèle Labman	- 78 -
III.2.1. Introduction	- 78 -
III.2.2. Moyens et méthodes	- 78 -
III.2.3. Résultats	- 85 -
III.2.4. Conclusion	- 87 -
III.3. Personnalisation du modèle Labman	- 91 -
III.3.1. Introduction	- 91 -
III.3.2. Moyens et méthodes	- 91 -
III.3.3. Résultats	- 102 -
III.3.4. Conclusion	- 109 -
III.4. Discussion	- 109 -
III.5. Conclusion	- 112 -
<i>Chapitre IV. Etude du sous-marinage sur le modèle éléments finis d'être humain</i>	- 113 -
IV.1. Introduction	- 114 -
IV.2. Bilan des efforts/moment sur le bassin du modèle Labman	- 114 -
IV.2.1. Introduction	- 114 -
IV.2.2. Moyens et méthodes	- 114 -
IV.2.3. Résultats	- 118 -
IV.2.4. Discussion	- 122 -
IV.2.5. Conclusion	- 123 -
IV.3. Investigation sur l'influence des paramètres individuels	- 124 -
IV.3.1. Introduction	- 124 -
IV.3.2. Moyens et méthodes	- 124 -
IV.3.3. Résultats	- 128 -
IV.3.4. Discussion	- 137 -
IV.3.5. Conclusion	- 141 -
IV.4. Conclusion	- 141 -
<i>Discussion générale</i>	- 142 -
<i>Conclusion et perspectives</i>	- 147 -
<i>Références bibliographiques</i>	- 150 -

Annexes	- 159 -
Annexe 1. Données anthropométriques des neuf S.H.P.M.	- 160 -
Annexe 2. Description de la méthode de recalage (Horn 1987)	- 161 -
Annexe 2.1. Rappels sur les changements de repère	- 161 -
Annexe 2.2. Méthode / Algorithme de recalage de points	- 162 -
Annexe 3. Positionnement des S.H.P.M.	- 164 -
Annexe 4. Coordonnées des points de référence des bassins	- 165 -
Annexe 5. Description des mesures	- 166 -
Annexe 5.1. Filtrages	- 166 -
Annexe 5.2. Répétabilité des essais de flexion statique	- 166 -
Annexe 6. Synthèse des valeurs notables	- 167 -
Annexe 7. Comparaison des courbes de comportement de la colonne lombaire de Panjabi et al. 1994 et Guan et al. 2007	- 169 -
Annexe 8. Description de la méthode de krigeage dual	- 171 -
Annexe 8.1. Explication	- 171 -
Annexe 8.2. Illustration : bassins déformés du Labman	- 173 -
Annexe 9. Réponses des différents modèles Labman	- 174 -
Annexe 9.1. Réponses du modèle Labman modifié sur les trois configurations d'essais	- 174 -
Annexe 9.2. Comparaison des réponses du modèle original et des modèles personnalisés aux réponses des S.H.P.M. correspondants	- 174 -

Introduction

La protection de l'occupant d'un véhicule automobile a été marquée par l'année 1958, année pendant laquelle fut déposé un brevet qui sera classé par l'institut allemand de la propriété industrielle comme l'un des plus importants pour l'humanité. Ce brevet, déposé par Nils Bohlin, est le brevet de la ceinture de sécurité 3-points. La ceinture pelvienne était le modèle le plus répandu avant l'invention de la ceinture 3-points. Cette ceinture n'offrait pas une protection suffisante puisqu'elle permettait à la tête d'aller heurter les éléments intérieurs de l'habitacle. Les lésions à la tête étaient alors la cause la plus fréquente de mortalité dans les accidents automobiles. Les recherches de Nils Bohlin ont abouti à l'ajout d'un second brin, appelé baudrier, passant en travers du thorax. La ceinture 3-points comporte trois points de fixation : un au niveau de l'épaule et deux situés de part et d'autre du bassin. Sa géométrie lui confère une forme en V dont la pointe se situe au niveau de la boucle. Cette nouvelle géométrie de retenue a amélioré les précédents systèmes en répartissant mieux les efforts sur l'ensemble du corps.

Bohlin 1967 a présenté une analyse statistique de 28 000 cas d'accidents mettant en jeu 37 511 occupants. Cette analyse a été focalisée sur seulement deux modèles de véhicules, presque tous équipés de la ceinture 3-points. Ce rapport a démontré l'efficacité de la ceinture 3-points pour diminuer les risques de blessures et de mortalité des occupants. Grâce à ce rapport, la ceinture 3-points est devenue un équipement de série sur de nombreux véhicules. En France, la ceinture de sécurité est devenue obligatoire à l'avant des véhicules de tourisme et hors agglomération en juillet 1973. Elle l'est devenue en agglomération en 1979. Puis, en janvier 1990, elle est devenue obligatoire à l'arrière. La géométrie de la ceinture 3-points n'a pas beaucoup évolué depuis sa conception. Son efficacité a été améliorée grâce à l'ajout de nouveaux éléments tels que l'enrouleur, le prétensionneur et le limiteur d'effort, associés à la présence d'un sac gonflable. Comme l'ont montré Foret-Bruno et al. 2001, ces éléments ont permis de réduire fortement les risques lésionnels au niveau du thorax.

L'étude accidentologique fine de la typologie des lésions abdominales, réalisée par Lamielle et al. 2006, a montré qu'en France, entre 1985 et 2001, l'augmentation des lésions abdominales a été plus importante que celle des lésions de la tête et du thorax. La forte diminution des lésions sur les zones critiques telles que la tête et le thorax a donc permis de faire ressortir l'importance des lésions au niveau de l'abdomen. La cause principale des lésions abdominales, identifiée par Lamielle et al. 2006, est connue sous le nom de sous-marinage.

Le sous-marinage est un phénomène qui apparaît lorsque la ceinture pelvienne glisse au-dessus des épines iliaques antéro-supérieures (E.I.A.S.) du bassin. La ceinture vient alors charger l'abdomen, ce qui peut provoquer des lésions sévères au niveau des organes internes, voire de la colonne lombaire. Ce phénomène est fortement lié à la cinématique du bassin au cours du choc, puisqu'il est conditionné par le glissement de la ceinture sur le bassin et par conséquent par l'angle relatif de l'un par rapport à l'autre. La cinématique du bassin dépend, quant à elle, des efforts et moments qui y sont appliqués, provenant

principalement de la colonne lombaire, des hanches, du contact avec l'assise du siège ainsi que de la ceinture pelvienne. L'apparition du sous-marinage dépend aussi des conditions initiales du choc telles que la géométrie du système de retenue, incluant la ceinture et le siège, la position initiale de l'occupant et celle de la ceinture pelvienne.

A notre connaissance, l'étude de ce phénomène a commencé avec l'analyse accidentologique de States 1970. Ce type d'analyses est peu fréquent du fait de la difficulté à identifier l'apparition du sous-marinage de façon certaine. L'observation de lésions abdominales est alors communément utilisée comme indicateur de substitution. D'autres types d'études ont été réalisés pour mieux comprendre le phénomène. Ceux-ci incluent des études expérimentales menées sur des sujets humains post-mortem (S.H.P.M.) ou des mannequins de choc et des études numériques. Les différentes études publiées dans la littérature ont apporté de nombreuses conclusions concernant l'influence de la géométrie de la ceinture de sécurité et du siège sur la protection de l'occupant en sous-marinage. Ces connaissances ont permis d'améliorer la retenue de l'occupant et la conception des sièges, essentiellement en places avant. Par l'intermédiaire d'une analyse accidentologique, Martin et al. 2010 ont observé que le risque de subir des lésions abdominales est plus important pour les passagers arrière. Ils ont expliqué que cette observation peut être due à des conditions de retenue moins efficaces à l'arrière ou à un taux plus élevé de mauvaise utilisation de la ceinture. En effet, pour des raisons de coût et d'encombrement, les préconisations géométriques de la retenue, permettant de réduire le risque de sous-marinage, ne sont pas toujours applicables, en particulier sur les places arrière.

Bien que la fréquence du sous-marinage ait été réduite en places avant, cela n'a pas été le cas en places arrière (Couturier et al. 2007). Cette diminution a été le fruit de l'application des conclusions apportées par les études existantes. Si l'influence de la géométrie du système de retenue est aujourd'hui connue et mieux maîtrisée, l'influence de la morphologie de l'occupant n'a pas encore été documentée. Plusieurs hypothèses ont été rencontrées dans la littérature sans être examinées plus profondément.

La question de l'influence de paramètres individuels sur le sous-marinage constitue la base de la problématique de cette étude. L'objectif est la compréhension et la caractérisation de la différence de comportement en sous-marinage entre plusieurs occupants soumis aux mêmes conditions de choc. La connaissance de la répartition de ces paramètres parmi la population des occupants de voitures permettra finalement d'établir des cibles de comportement pour les mannequins de chocs ou d'adapter la protection aux différentes catégories de population.

Pour cela, il a fallu identifier quels paramètres liés à l'occupant jouent un rôle dans le sous-marinage. Cette information n'étant pas disponible dans la littérature, la question a été examinée par l'intermédiaire d'une étude numérique sur un modèle éléments finis d'être humain. La biofidélité du modèle vis-à-vis du phénomène de sous-marinage a dû être préalablement vérifiée, en comparaison à des données

expérimentales sur sujets humains post-mortem. Les campagnes d'essais, réalisées sur S.H.P.M., publiées dans la littérature n'ont pas pu être modélisées, afin de servir de base à la validation du modèle d'être humain, à cause du manque d'informations concernant les conditions d'essais. Par conséquent, une nouvelle campagne d'essais a été menée sur neuf sujets humains. Trois configurations produisant des interactions entre l'occupant et l'environnement ainsi que des cinématiques différentes ont été définies. Chaque configuration a été dupliquée avec trois S.H.P.M. différents.

Ce mémoire s'articule autour de quatre chapitres. Le premier chapitre est consacré à la présentation de structures anatomiques sollicitées lors du sous-marinage, à l'étude bibliographique des travaux traitant du phénomène, ainsi qu'aux différents modèles éléments finis d'être humain présentés dans la littérature. Le second chapitre décrit la campagne d'essais réalisée sur S.H.P.M. Les définitions du moyen d'essai, de l'instrumentation employée, de la matrice d'essai sont présentées. Les différents résultats obtenus sont entièrement fournis pour être utilisés comme référence dans le chapitre suivant.

Le troisième chapitre est dédié à la validation du modèle d'être humain vis-à-vis des résultats obtenus pendant la campagne d'essais. Cette validation inclue la comparaison du comportement du modèle original par rapport au comportement des sujets humains et sa personnalisation par rapport aux neuf sujets de la campagne.

Le dernier chapitre traite deux thèmes. Il débute sur la compréhension de la cinématique du bassin pendant le choc et se termine sur une étude de sensibilité visant à identifier les paramètres liés à l'occupant influençant le comportement en sous-marinage.

Chapitre I. Rappels d'anatomie et étude bibliographique

Le phénomène de sous-marinage sollicite principalement la colonne lombaire et le bassin. Les différentes articulations intervertébrales lui confèrent sa mobilité. Le comportement mécanique du rachis lombaire est propre à chaque individu. Le bassin est un os dont la géométrie complexe peut être caractérisée par différents points de référence. L'orientation du bassin, lorsque l'occupant est assis dans le siège, est difficile à caractériser et présente d'importants écarts sur la population.

Les études publiées sur le sous-marinage ont permis d'identifier les facteurs liés à l'environnement, incluant le système de retenue et le siège, réduisant l'apparition du sous-marinage. A l'inverse, peu d'études ont examiné l'effet des paramètres caractérisant l'occupant. Les études décrivant des campagnes d'essais menées sur sujets humains post-mortem ne documentent pas suffisamment les conditions d'essais ou les conditions initiales pour permettre leur modélisation ou leur reproduction.

La modélisation par éléments finis de l'être humain a évolué au cours des années. Cinq modèles éléments finis d'être humain, testés en choc frontal, apparaissent dans la littérature. Parmi eux, le modèle Labman a été choisi comme outil pour l'étude numérique du sous-marinage.

I.1. INTRODUCTION

Ce premier chapitre a pour objectif de se familiariser avec les structures anatomiques principalement sollicitées lors du sous-marinage et de rassembler les connaissances existantes sur ce phénomène. Le sous-marinage est un phénomène complexe car son apparition est associée à de nombreux paramètres tels que la géométrie du système de retenue, les propriétés du siège, la vitesse de l'impact ou encore la position de l'occupant. Afin de mieux comprendre les particularités du sous-marinage, plusieurs études ont été menées, selon différents angles, et publiées dans la littérature.

Ce chapitre s'articule de la façon suivante. Dans un premier temps, quelques bases et termes anatomiques sont définis. Les bases anatomiques se concentrent sur le rachis et le bassin. Le deuxième paragraphe présente les principales études publiées sur le thème du sous-marinage, en faisant ressortir les conclusions qu'elles ont apportées. Ces études sont classées en différentes catégories selon les outils employés, à savoir l'accidentologie, l'expérimentation ou la modélisation. Les conclusions sont rassemblées à la fin de ce deuxième paragraphe afin de faire ressortir les facteurs, venant de l'environnement ou liés à l'occupant, ayant une influence connue ou supposée sur le sous-marinage. Enfin, cinq modèles éléments finis, corps entier, d'être humain sont décrits. Parmi ces cinq modèles, le modèle Labman, utilisé pour l'étude numérique, est présenté plus en détail.

I.2. RAPPELS D'ANATOMIE

I.2.1. Introduction

Les structures anatomiques les plus sollicitées lors du phénomène de sous-marinage sont le rachis et le bassin. Ce paragraphe fournit quelques rappels anatomiques concernant ces deux structures ainsi que le vocabulaire employé pour les décrire. Quelques informations, plus orientées sur l'étude du sous-marinage sont aussi décrites. Ces informations portent sur les mobilités du rachis, d'une part, et sur les points de référence du bassin, les repères associés au bassin et son orientation en position assise, d'autre part.

I.2.2. Les plans de référence

La description anatomique du corps humain dans l'espace se fait selon trois plans de référence représentés sur la Figure 1. Ces trois plans sont décrits pour une position debout.

- Le plan sagittal est le plan vertical de symétrie approximative du corps humain.
- Le plan horizontal ou transverse est, comme son nom l'indique, un plan horizontal, perpendiculaire au plan sagittal.
- Le plan frontal est perpendiculaire aux deux plans précédents.

Les intersections de ces plans définissent trois axes orthogonaux.

- Axe X : intersection des plans sagittal et horizontal, orientation postéro-antérieure.
- Axe Y : intersection des plans frontal et horizontal, orienté de gauche à droite.
- Axe Z : intersection des plans frontal et sagittal, orienté vers le bas du corps.

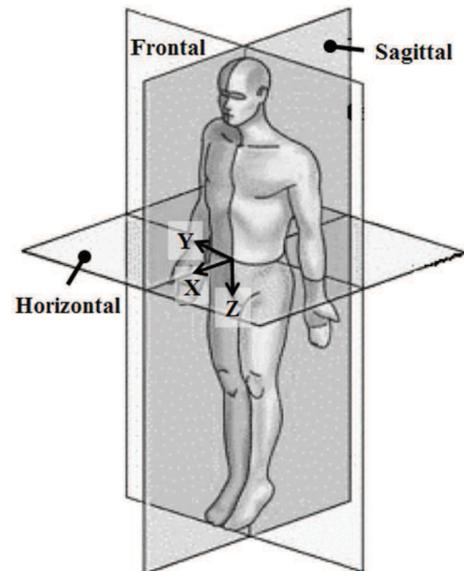


Figure 1. Plans de référence anatomiques [adapté de Kamina 1997].

I.2.3. Le rachis ou colonne vertébrale

I.2.3.1. Vue d'ensemble

Le rachis, ou colonne vertébrale, est le pilier du corps humain. Situé entre le crâne et le bassin, il soutient les éléments supérieurs du squelette (tête, membres supérieurs, cage thoracique) et confère sa mobilité au corps. Il compte entre 33 et 34 vertèbres, illustrées Figure 2. Parmi ces vertèbres, 24 sont mobiles alors que les 9 ou 10 autres sont soudées.

- Le rachis cervical est constitué de sept vertèbres cervicales (de C1 à C7).
- Le rachis dorsal ou thoracique comprend douze vertèbres dorsales (de D1 à D12 ou T1 à T12).
- Le rachis lombaire est formé de cinq vertèbres lombaires (de L1 à L5).
- Le sacrum comprend cinq vertèbres sacrées soudées.
- Le coccyx est constitué de quatre à cinq vertèbres coccygiennes soudées.

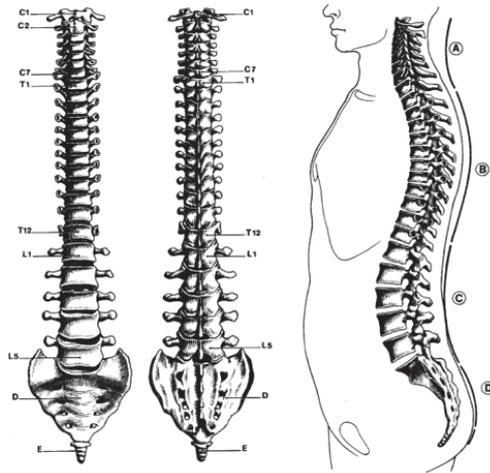


Figure 2. Description du rachis et ses courbures [Kamina 1997].

La colonne vertébrale est rectiligne dans le plan frontal. Par contre, dans un plan sagittal, elle comporte quatre courbures décrites sur la Figure 2 qui sont, de haut en bas :

A : La lordose cervicale

C : La lordose lombaire

B : La cyphose dorsale

D : La courbure sacrée (fixe)

Une courbure vers l'intérieur est appelée lordose alors qu'une courbure vers l'extérieur est appelée cyphose.

1.2.3.2. Les mobilités du rachis

Les mouvements du rachis sont possibles grâce à l'existence d'un système articulaire complexe, le segment articulaire rachidien, unité fonctionnelle constituée par le disque intervertébral, les articulations facettaires (ou articulations inter-apophysaires), les ligaments intervertébraux et les muscles vertébraux. Le disque intervertébral permet une grande étendue de mouvements entre deux vertèbres (six degrés de liberté), mais ceux-ci sont limités par le jeu des articulations facettaires et la mise en tension des ligaments. Le rachis constitue l'équivalent d'une articulation à trois degrés de liberté : il permet des mouvements de flexion-extension (Figure 3), d'inclinaison latérale dans le sens droit et gauche (Figure 4) et de rotation axiale (Figure 5).

Les amplitudes des différents mouvements élémentaires sont faibles à chaque étage du rachis, mais en raison du nombre d'articulations, les amplitudes sont globalement importantes. Les amplitudes des trois degrés de liberté sont très variables suivant les individus (âge, sexe, musculature et élasticité des tissus) et suivant le niveau considéré. En effet, les différences d'amplitude sont dues aux différences anatomiques vertébrales notamment à l'inclinaison sagittale des apophyses articulaires, l'inclinaison sagittale des apophyses épineuses, la différence d'épaisseur du disque intervertébral, l'articulation avec d'autres éléments (tête, cage thoracique) et le type de convexité (lordose ou cyphose) de l'étage.

Le mouvement de flexion s'effectue dans le plan sagittal. Il entraîne des mouvements de rotation d'axe perpendiculaire au plan sagittal et de translation pour chacune des vertèbres.

Le mouvement d'extension est un mouvement analogue au mouvement précédent, mais correspondant à un mouvement d'ensemble antéro-postérieur (d'avant en arrière).

Le mouvement d'inclinaison (ou d'inflexion) latérale droite ou gauche de la colonne est principalement un mouvement plan, parallèle au plan frontal, entraînant donc des mouvements de rotation autour d'axes perpendiculaires au plan frontal et des mouvements de translation parallèles au plan frontal, pour les différentes vertèbres.

Le mouvement de rotation axiale droite ou gauche est principalement un mouvement de rotation autour de l'axe vertébral. Ce mouvement est induit au niveau de la colonne par une sollicitation en torsion.

I.2.4. Le bassin

I.2.4.1. Vue d'ensemble

Le bassin assure la transmission des charges entre le rachis et les membres inférieurs et participe également à l'équilibre postural. Le bassin est une structure osseuse formée par les deux os coxaux, le sacrum et le coccyx. Ces quatre pièces osseuses sont en interaction grâce à trois articulations : la symphyse pubienne antérieure et les articulations sacro-iliaques (A.S.I.) postérieures droite et gauche.

Une vue d'ensemble du bassin est donnée sur la Figure 6. La différence principale entre les deux sexes est que le bassin de l'homme est plus haut que large alors que le bassin de la femme est plus large que haut.

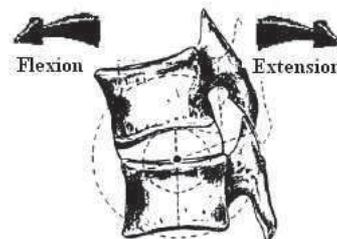


Figure 3. Mouvement de flexion-extension [Kapandji 1986].



Figure 4. Mouvement d'inclinaison latérale [Kapandji 1986].

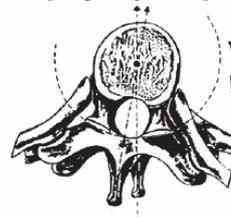


Figure 5. Mouvement de rotation axiale [Kapandji 1986].

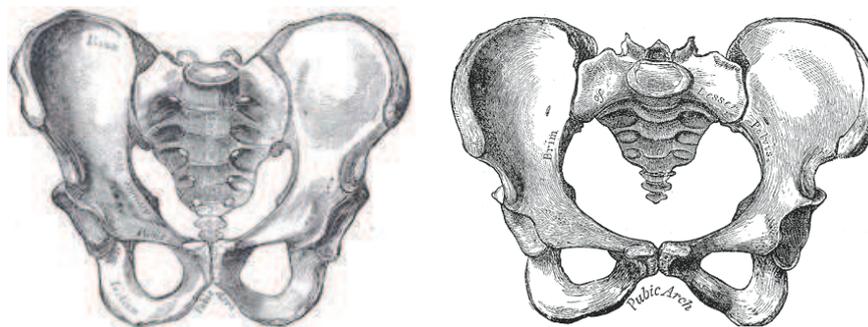


Figure 6. Vue globale du bassin : bassin masculin à gauche, bassin féminin à droite [Gray 2000].

L'os coxal (*hip bone* en anglais), illustré sur la Figure 7, est formé par trois pièces : l'ilion ou os iliaque, l'ischion et le pubis.

A la jonction de ces trois pièces se trouve la surface articulaire appelée acétabulum ou cotyle. La liaison entre le bassin et les têtes fémorales se situe à ce niveau. En automobile, le milieu des centres de ces deux sphères est appelé point H (H pour *hip*).

La Figure 7 situe quelques zones particulières du bassin telles que les épines iliaques antéro-supérieures (E.I.A.S.), les épines iliaques antéro-inférieures (E.I.A.I.), les épines sciatiques et la crête iliaque.

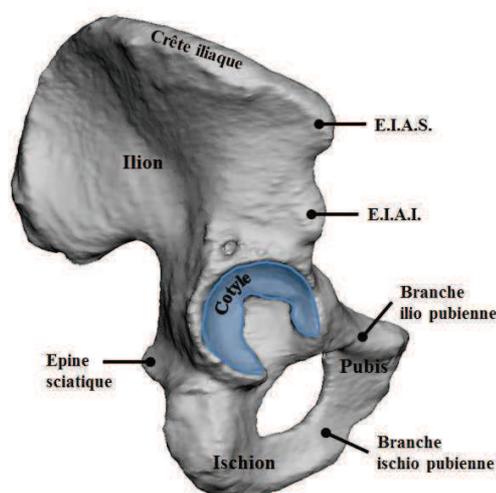


Figure 7. Face externe de l'os coxal.

1.2.4.2. Points de référence

Il existe plusieurs points anatomiques notables sur le bassin. Ces points ont été décrits par Reynolds et al. 1981 et repris dans Besnault et al. 1998. Reynolds et al. 1981 ont réalisé une étude morphologique des bassins de la population des Etats-Unis. Les bassins mesurés sont issus de la collection de squelettes Hamann-Todd du Muséum d'Histoire Naturelle de Cleveland, rassemblés entre 1919 et 1939. Cent-cinq points ont été mesurés sur quatre-vingt-huit bassins, constituant une base de données morphométrique. Les points qui ont été utilisés dans ce travail sont décrits dans le Tableau 1 et illustrés sur la Figure 8. La numérotation utilisée par Besnault et al. 1998 a été utilisée, l'équivalence de Reynolds et al. 1981 est indiquée dans le tableau. Certains points se situent dans le plan de symétrie du bassin, ils sont repérés par la lettre M, pour « milieu ». Les points symétriques sont différenciés par les lettres G et D, pour « gauche » et « droite ». Deux points dérivant des points décrits dans Reynolds et al. 1981 ont été ajoutés : le point 200, à l'extrémité du sacrum et le point 770 situé au niveau de la partie supérieure du trou obturateur.

Tableau 1. Liste de points de référence sur les bassins avec la description associée. La numérotation des points correspond à celle décrite dans Besnault et al. 1998. Les numéros équivalents de Reynolds et al. 1981 sont aussi présentés.

Besnault 1998	Reynolds 1981	M / G & D	Définition
<i>I</i>	177 - 179	M	Point milieu de promontoire, bord antérieur du plateau sacré
<i>6</i>	195 - 197	G & D	Sommet crête iliaque
<i>7</i>	198 - 200	D	Epine Iliaque Antéro-Supérieure droite (E.I.A.S. droite)
<i>8</i>	201 - 203	G	Epine Iliaque Antéro-Supérieure gauche (E.I.A.S. gauche)
<i>9</i>	204 - 206	M	Point supérieur de la symphyse pubienne
<i>10</i>	207 - 209	G & D	Bord latéral du plateau sacré (plateau supérieur du sacrum)
<i>12</i>	216 - 218	M	Bord postérieur du plateau sacré
<i>23</i>	246 - 248	M	Epineuse de S3
<i>200</i>	-	M	Point extrême du sacrum
<i>44</i>	333 - 335	G & D	Bord externe crête iliaque, milieu EIAS / sommet crête
<i>48</i>	336 - 338	G & D	Bord interne crête iliaque, milieu EIAS / sommet crête
<i>52</i>	366 - 368	G & D	Point postérieur de la crête iliaque
<i>60</i>	390 - 392	G & D	Epine sciatique
<i>63</i>	399 - 401	G & D	Point antéro-inférieur de la tubérosité ischiatique
<i>70</i>	420 - 422	G & D	Point inférieur du trou obturateur
<i>71</i>	423 - 425	M	Point inférieur de la symphyse pubienne
<i>770</i>	-	G & D	Point supérieur du trou obturateur
<i>79</i>	450 - 452	G & D	Ligne innommée point postérieur
<i>91</i>	486 - 488	G & D	Echancrure iliaque antérieure
<i>92</i>	489 - 491	G & D	Epine iliaque antéro-inférieure (E.I.A.I.)
<i>Point H</i>	-	M	Milieu des centres de l'acétabulum droit et gauche

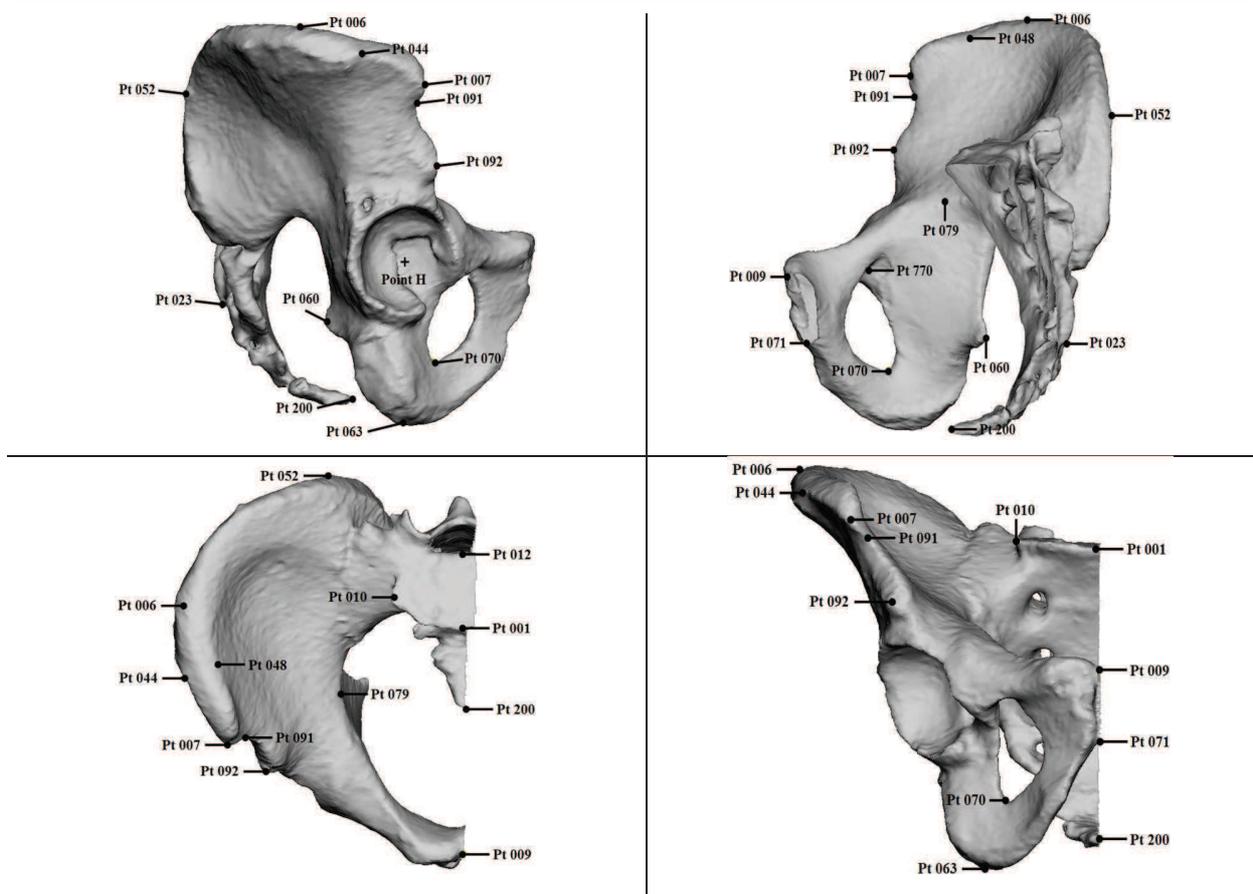


Figure 8. Illustration et situation des points de références anatomiques du bassin.

I.2.4.3. Définition du repère bassin

Il existe plusieurs repères associés au bassin dans la littérature. Citons par exemple le repère de Reynolds et al. 1981, sur la Figure 9, qui a inspiré celui décrit dans Guillemot 1997.

- L'axe Y est l'axe passant par les deux épines iliaques antéro-supérieures, dirigé de droite à gauche.
- L'axe Z est perpendiculaire à l'axe Y et passe par la symphyse.
- L'origine se situe à l'intersection des axes Y et Z.
- L'axe X est l'axe perpendiculaire au plan (Y,Z), formant un trièdre direct avec ces deux axes et passant par l'origine.

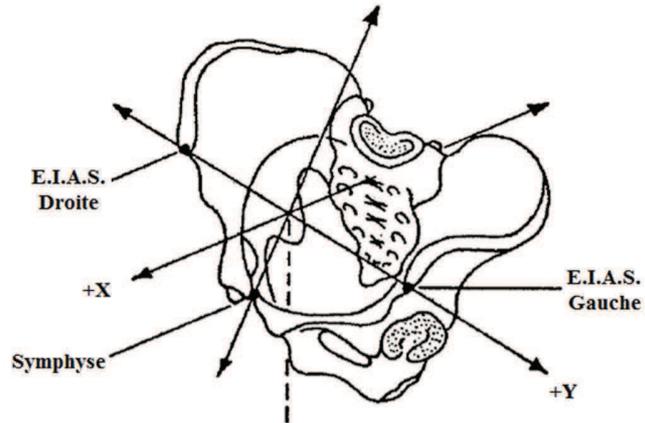


Figure 9. Repère anatomique du bassin de Reynolds et al. 1981, défini pour un sujet debout [adapté de Reynolds et al. 1981].

Le repère choisi dans cette étude est inspiré du repère décrit par Baudoin 2007 et illustré sur la Figure 10. L'axe Y de ce repère s'appuie sur le centre de chaque acétabulum. Ces points sont plus précis à déterminer sur des reconstructions 3D des bassins par rapport aux E.I.A.S.

- L'axe Y passe par le centres de chaque acétabulum et est dirigé de droite à gauche.
- L'axe Z est l'axe normal au plateau sacré, projeté sur la plan orthogonal à Y, dirigé vers le haut.
- L'origine est le milieu du segment défini par le centre de chaque acétabulum.
- L'axe X est l'axe perpendiculaire au plan (Y,Z), formant un trièdre direct avec ces deux axes et passant par l'origine.

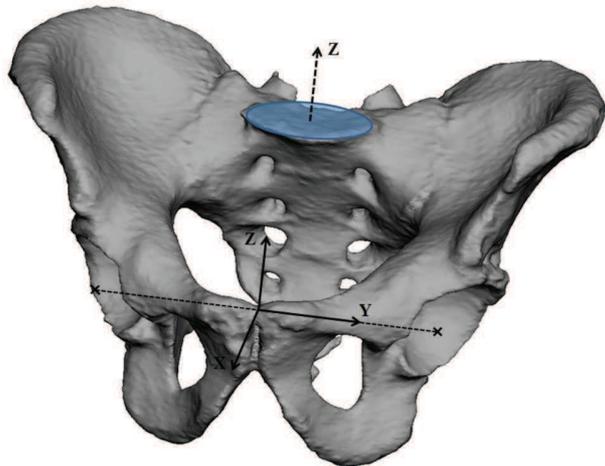


Figure 10. Repère anatomique du bassin inspiré de Baudoin 2007.

Ce repère ne doit pas être confondu avec le repère anatomique décrit au paragraphe I.2.2. L'orientation des axes Y et Z du repère bassin est inversée.

I.2.4.4. Orientation du bassin en position assise

En choc automobile, notamment en choc frontal, la position initiale de l'occupant est un paramètre important. Robbins et al. 1983 ont réalisé une étude conséquente ayant pour objectif la définition de spécifications anthropométriques pour la position assise des mannequins de choc. Par le biais d'études en choc frontal, sur mannequin Hybrid III, Parkin et al. 1993, Husher et al. 1995 et Backaitis et al. 1995 s'accordent à dire que la position initiale a une influence sur la cinématique de l'occupant. Les études telles que celle de Robbins et al. 1983 ou Parkin et al. 1993 tentent de déterminer comment les occupants de véhicules s'assoient, de manière globale, dans le siège. Bien que ces études ajoutent des connaissances sur le sujet, la tâche reste difficile car la position initiale de l'occupant dépend non seulement du siège utilisé mais aussi de l'occupant lui-même.

Dans le cadre de l'étude du sous-marinage, nous nous sommes focalisés sur la caractérisation de l'orientation du bassin en position assise. Il existe plusieurs mesures angulaires notables sur le bassin. Certains angles sont dits « positionnels » car leur valeur dépend de la position du bassin. Les autres sont dits « anatomiques » car ils restent identiques quelle que soit la position du bassin. Dans ce paragraphe, trois angles positionnels sont présentés : la pente sacrée et deux angles inspirés du triangle de Nyquist et Murton 1975. Ces trois angles ont un intérêt dans le cadre du sous-marinage afin de décrire la position initiale du bassin ou encore définir un angle relatif entre le bassin et la ceinture pelvienne. Lors d'une étude sur la flexion lombaire, Nyquist et Murton 1975 ont défini un système de référence du bassin, constitué d'un triangle bassin, illustré Figure 11.

Les trois sommets du triangle, appelés H, I et P sont définis de la façon suivante :

- Le point « H » correspond au point H défini au paragraphe I.2.4.1.
- Le point « I » est le milieu du segment joignant les épines iliaques antéro-supérieures droite et gauche.
- Le point « P » est le point tangent, au niveau de la crête pubienne, de la ligne du plan médiosagittal contenant le point I.

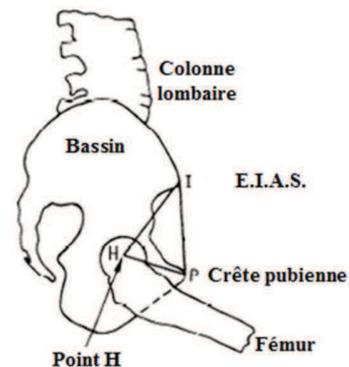


Figure 11. Le triangle pelvien [adapté de Nyquist et Murton 1975].

Le premier angle, la pente sacrée, est l'angle formé par le plateau sacré, *i.e.* le plan supérieur du sacrum, avec l'horizontale. Comme présenté sur la Figure 12, cet angle est positif si le point antérieur du plateau (point 001) est plus bas que le point postérieur (point 012).

Le deuxième angle, que l'on appellera l'angle de l'axe PI, sur la Figure 13, est l'angle entre la projection sagittale du plan pelvien antérieur (aussi appelé plan de Lewinnek) et l'horizontale. Le plan pelvien

antérieur passe par la symphyse et par les deux E.I.A.S. Cet angle a été rencontré dans la littérature sous le terme d'inclinaison pelvienne. Sous cette appellation, il est mesuré par rapport à la verticale.

Enfin, sur la Figure 14 est représenté l'angle de l'axe HI, défini comme l'angle que fait la droite passant par le milieu des points H et le milieu des E.I.A.S avec la verticale. Sa valeur est positive lorsque les épines iliaques antéro-supérieures sont situées en avant par rapport aux centres des têtes fémorales.

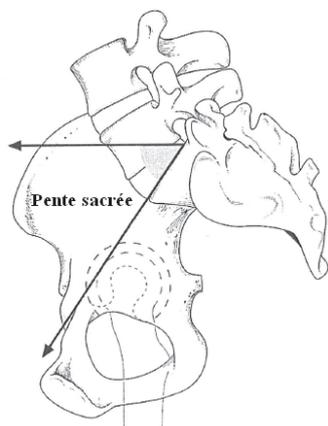


Figure 12. Illustration de la pente sacrée [adapté de Lazennec et al. 2004].

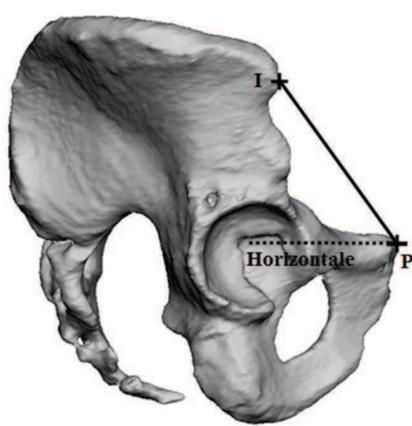


Figure 13. Illustration de l'angle de l'axe PI, angle du plan passant par les E.I.A.S. et la symphyse par rapport à l'horizontale.

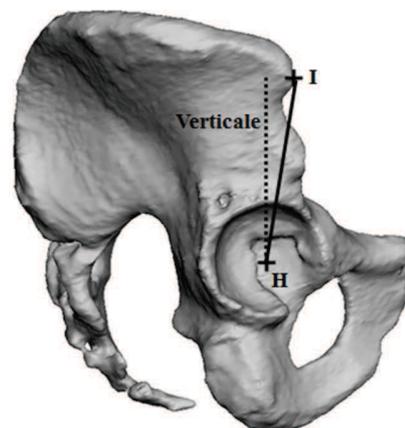


Figure 14. Illustration de l'angle de l'axe HI, angle de la droite joignant le milieu des points H et le milieu des E.I.A.S. par rapport à la verticale.

La littérature a été examinée afin d'obtenir des valeurs de ces différents angles pour des sujets en position assise. Il existe très peu d'informations pour des études menées sur siège automobile. Beaucoup d'études sur le bassin et la colonne vertébrale sont des études cliniques en lien avec des pathologies du squelette. Aucune valeur n'a été trouvée concernant l'angle de l'axe HI mais il est utilisé dans la suite du travail.

Les valeurs de pente sacrée moyenne en position assise sont répertoriées dans le Tableau 2. Les données provenant de l'étude d'Andersson et al. 1979 correspondent à des mesures effectuées sur une chaise dont l'inclinaison du dossier est de 20° par rapport à la verticale. Chabert et al. 1998 ont utilisé un siège automobile mais le modèle n'est pas cité et la seule information pouvant être interprétée est que le dossier fait un angle d'environ 16,5° par rapport à la verticale. L'inconvénient des études de Lazennec et al. 2004 et Sari-Ali et al. 2005 est le manque d'informations sur le siège utilisé pour leur étude et le fait que l'étude ne soit pas réalisée dans un environnement automobile.

Tableau 2. Valeurs de la pente sacrée, pour un sujet assis rapportées dans la littérature.

Auteurs	Nombre de sujets	Age (ans)	Pente sacrée (deg)
<i>Andersson et al. 1979</i>	8 (4 ♀ 4 ♂)	33	2,8 ± 1,6
<i>Chabert et al. 1998</i>	20 (9 ♀ 11 ♂)	29	14,6 ± 12,7
<i>Lazennec et al. 2004</i>	108	-	11,7 ± 2,21
<i>Sari-Ali et al. 2005</i>	100	-	18,7

Les valeurs moyennes de l'angle de l'axe PI, en position assise, fournies par la littérature sont regroupées dans le Tableau 3. Nyquist et Patrick 1976 ont construit un siège rigide à partir des mesures réalisées sur un siège de 1971 Oldsmobile Delta. Schneider et al. 1983 ont eux aussi réalisé un siège rigide moyen. Les valeurs qu'ils fournissent, à savoir 54°, 61° et 58° correspondent respectivement à la femme 5^e percentile, à l'homme 50^e percentile et à l'homme 95^e percentile. D'après Cesari et al. 1984, en position debout, le plan pelvien antérieur est vertical. En position assise, ce plan tourne d'environ 30° vers l'arrière, *i.e.* un angle de l'axe PI égal à 60°. Il n'est pas décrit sur combien d'individus cette valeur a été calculée. Reed et al. 1996 ont travaillé sur un siège de minivan modifié. Shaw et al. 2009 ont, quant à eux, utilisé un siège simplifié.

Tableau 3. Valeurs de l'angle de l'axe PI, pour un sujet assis rapportées dans la littérature.

Auteurs	Nombre de sujets	Age (ans)	Angle de l'axe PI (deg)
<i>Nyquist et Patrick 1976</i>	2	50 et 60	44 et 54,5
<i>Schneider et al. 1983</i>	32	37	54, 61 et 58
<i>Reed et al. 1996</i>	32	40	55,7 ± 12,8
<i>Chabert et al. 1998</i>	20 (9 ♀ 11 ♂)	29	41
<i>Shaw et al. 2009</i>	7	54	34

La géométrie du bassin des mannequins de chocs est plus simple que celle de l'être humain. L'orientation du bassin des mannequins Hybrid II 50° et Hybrid III 50° est caractérisée par l'orientation de la surface de référence localisée sur la Figure 15. Cette surface est analogue à la pente sacrée du bassin humain. L'angle du bassin correspond alors à l'angle que fait cette surface, en vue de côté, avec l'horizontale ou la verticale selon les auteurs.

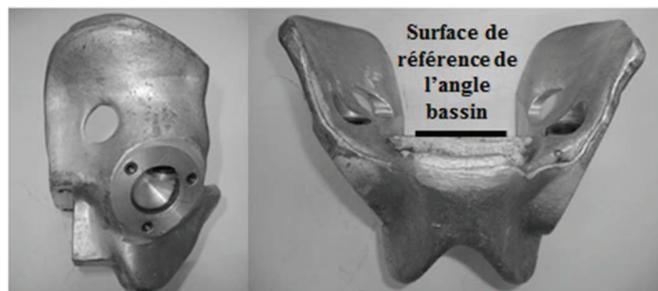


Figure 15. Illustration de la géométrie du bassin des mannequins Hybrid II et Hybrid III et de la surface permettant de calculer l'angle du bassin.

1.2.5. Conclusion

Le rachis et le bassin sont des structures complexes. Ce paragraphe permet de présenter les structures osseuses qui les constituent ainsi que les particularités utiles pour l'étude du sous-marinage. Dans le contexte de cette étude, les références anatomiques à connaître sur le bassin sont le plateau sacré, les épines iliaques antéro-supérieures, la symphyse pubienne et le centre de chaque acétabulum. Les différences interindividuelles concernant l'orientation du bassin en position assise sont trop importantes pour pouvoir figer un angle commun pour la population.

I.3. ETUDES SUR LE PHENOMENE DE SOUS-MARINAGE

I.3.1. Introduction

Les études traitant du sous-marinage peuvent être divisées en trois catégories. Elles comprennent l'analyse d'accidents de la route, la réalisation d'essais sur mannequins et Sujets Humains Post Mortem (S.H.P.M.) et la modélisation du phénomène.

I.3.2. Etudes accidentologiques

Dans son étude, States 1970 a passé en revue 243 accidents survenus en course automobile parmi lesquels il a dénombré quatre cas de sous-marinage. L'analyse des facteurs permettant la prévention du sous-marinage a révélé que la conception du siège est probablement le plus important. Cette conclusion a été argumentée de nouveau dans States 1980. States 1973 a abordé le thème du sous-marinage à travers un nouveau cas d'accident. Dans cette publication, States a formulé deux hypothèses intéressantes. La première concerne le mouvement du volume contenu dans l'abdomen. Soumis à l'accélération du véhicule, ce volume aurait tendance à avoir un mouvement vers l'avant, passant au-dessus de la ceinture pelvienne et la maintenant positionnée sur le bassin. La deuxième hypothèse porte sur l'importance de la répartition de la masse sur les différents segments corporels de l'occupant. L'auteur a évoqué la musculature comme paramètre influent sur le sous-marinage, mais il n'est pas clairement expliqué si cela fait référence à l'activation musculaire ou à la répartition des masses.

En se basant sur des analyses accidentologiques de la littérature telles que Williams 1970 et States 1973, Tarrière 1973 a souligné l'importance de l'angle initial de la ceinture pelvienne. Cet angle est principalement déterminé par la géométrie des ancrages bas de la ceinture. Pour protéger l'abdomen de l'occupant, *i.e.* éviter le sous-marinage, la ceinture pelvienne ne doit pas être trop horizontale. Tarrière 1973 a préconisé que l'angle de la ceinture avec l'horizontale soit compris entre 40° et 90° et de préférence égal à 70°.

Adomeit et Heger 1975 ont souhaité approfondir les connaissances sur le sous-marinage car ils jugeaient que les études accidentologiques publiées à l'époque (Bohlin 1967, Henderson 1973, States 1973, Patrick et Andersson 1974) ne traitaient pas assez en profondeur le phénomène de sous-marinage. Leur propre étude s'est inscrite dans le programme d'étude accidentologique de l'institut d'ingénierie automobile à l'université technique de Berlin, pour le compte du BAST (Bundesanstalt für Straßenwesen), c'est-à-dire l'institut fédéral de recherches routières allemand.

En appliquant leur expérience en crash tests et en études accidentologiques, Adomeit et Heger 1975 ont présenté trois types de cinématiques, illustrés sur la Figure 16. Les trois schémas présentent d'une part,

les trajectoires du point H et du point S (point épaule, S pour *shoulder*) et d'autre part, les efforts provenant de la retenue 3-points.

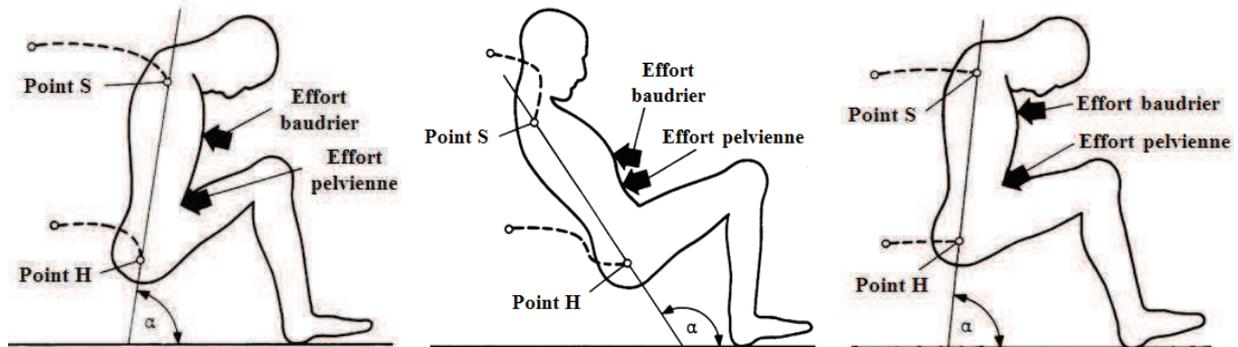


Figure 16. Illustration des trajectoires et positions finales d'un occupant retenu par une ceinture 3-points pour les trois cinématiques étudiées par Adomeit et Heger 1975. A gauche : l'occupant est assis sur une assise souple et ne sous-marine pas. Au milieu : l'occupant est assis sur siège réel et sous-marine. A droite : l'occupant est assis sur une assise rigide [adapté d'Adomeit et Heger 1975].

Dans ce travail, les auteurs ont montré l'importance d'ajouter des critères de cinématique pour la prévention du sous-marinage. Selon eux, la trajectoire du point H et l'angle α que fait la droite liant le point H à l'épaule (droite H-S) avec l'horizontale sont appropriés pour diminuer le risque de sous-marinage. L'interprétation de ces trois cinématiques leur a permis de préconiser des valeurs associées aux deux critères proposés. Pour la trajectoire du point H, la principale recommandation est d'éviter un mouvement vertical vers le bas. Un mouvement vertical vers le haut ne dépassant pas 40 mm est permis. Concernant l'angle α (l'angle du torse, généralement compris entre 100 et 115°), les auteurs ont préconisé une baisse vers une valeur inférieure ou égale à 90° au moment où l'effort dans le baudrier est le plus élevé et au moment du déplacement maximal de la poitrine.

1.3.3. Etudes expérimentales

La présentation des études expérimentales sur le sous-marinage distingue les études menées sur corps entier des études menées sur des sous-systèmes.

1.3.3.1. Etudes sur corps entier

Les études sur corps entier sont divisées en trois catégories. La première catégorie rassemble les études menées à la fois sur mannequins et sujets humains. La deuxième et troisième traitent des études menées uniquement sur mannequins et sujets humains respectivement. Cela a pour but de nuancer la validité des conclusions apportées par les différentes études.

1.3.3.1.a) Essais sur mannequins et S.H.P.M.

Deux études de la littérature, réalisant des essais sur sujets humains post-mortem et mannequin, ont été trouvées : Leung et al. 1979 et Kallieris et al. 1982. Dans ces deux études, le mannequin utilisé est

l'Hybrid II 50^e percentile. Ce mannequin a été le premier mannequin préconisé par la norme FMVSS 208 (*Federal Motor Vehicle Safety Standard*) pour les tests d'homologation des véhicules équipés de systèmes de retenue passive.

L'objectif principal de l'étude de Leung et al. 1979 a été de comparer la tendance du mannequin Hybrid II et des sujets humains à sous-mariner. Trente-quatre essais mannequins en choc frontal pur ont été réalisés, contre trente-six essais S.H.P.M. Parmi ces essais, dix ont été menés dans des conditions comparables sur les deux types d'occupants. Sur ces dix essais comparables, le mannequin a sous-mariné dans 80% des cas, contre 30% pour les sujets humains.

Dans cette étude, les auteurs se sont aussi intéressés à la morphologie du bassin et à son influence sur le sous-marinage. La zone étudiée concerne la partie située entre l'épine iliaque antéro-supérieure et l'échancrure iliaque (A_1 et A_2 respectivement dans la publication), considérée comme linéaire. Selon les auteurs, l'orientation et la longueur de ce segment ont un rôle important dans le phénomène de sous-marinage. La probabilité de sous-mariner augmente si l'angle α_x , défini par l'angle que fait le segment $[A_1A_2]$ avec l'horizontale, augmente.

Leung et al. 1981 ont repris les résultats d'essais de leur précédente étude afin de se concentrer sur l'influence de la géométrie de la ceinture pelvienne sur le sous-marinage. Ils ont caractérisé cette géométrie par deux angles β_1 et β_2 illustrés sur la Figure 17 et la Figure 18 respectivement. β_1 est l'angle formé par la ceinture avec le plan horizontal en vue de profil et β_2 est l'angle formé par la ceinture avec le plan sagittal en vue de dessus. Les auteurs ont reporté sur un graphique les essais avec et sans sous-marinage en fonction de ces deux angles. De leurs résultats, ils ont observé que plus l'angle β_1 est petit ou l'angle β_2 est grand, plus la tendance au sous-marinage est importante. Si l'angle β_1 est petit, pour réussir à diminuer la tendance au sous-marinage, il faut avoir un angle β_2 assez faible.

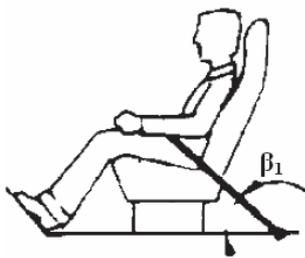


Figure 17. Illustration de l'angle β_1 [Leung et al. 1981].

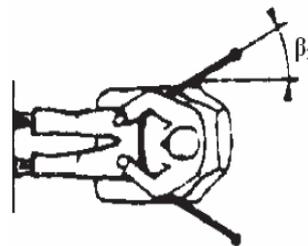


Figure 18. Illustration de l'angle β_2 [Leung et al. 1981].

La matrice d'essais présentée par Leung et al. 1981 met en avant deux essais, chacun réalisé sur deux S.H.P.M. placés respectivement en passager avant et passager arrière. Sur ces deux essais, le passager avant n'a pas sous-mariné, à l'inverse du passager arrière. La géométrie du siège et de la retenue plus défavorables en place arrière ont été évoqués comme étant à l'origine de cette observation.

L'étude de Kallieris et al. 1982 a porté sur douze S.H.P.M. frais en plus de l'Hybrid II. La configuration d'impact est un choc frontal à 30 mph (~ 50 km/h) dans un environnement de Volvo 240. Le sous-marinage a été observé sur cinq essais S.H.P.M., soit 41,6% des cas, et sur un essai mannequin, soit 20% des cas. Cette tendance diffère de l'étude de Leung et al. 1979 qui ont observé que l'Hybrid II sous-marina plus facilement que les sujets humains. Kallieris et al. 1982 ont mis l'accent sur le fait que la géométrie d'ancrage de la ceinture, notamment les angles, changeait d'un essai à l'autre puisque la ceinture était ajustée à l'occupant. Cela a pu avoir une influence sur le sous-marinage.

Aucune publication fournissant des données comparatives entre sujets humains et le mannequin Hybrid III 50^e en sous-marinage n'a été identifiée. Ce mannequin, qui est actuellement le mannequin réglementaire en choc frontal, est réputé pour avoir une colonne lombaire plus raide que celle de l'être humain ce qui limite la rotation de son bassin. De ce fait, il sous-marine difficilement, contrairement au mannequin Hybrid II. Cette différence de comportement en sous-marinage entre ces deux mannequins a été observée par Couturier et al. 2007.

I.3.3.1.b) Essais sur mannequins

Compte tenu du manque d'information concernant la biofidélité du mannequin Hybrid III 50^e en sous-marinage, il est important de garder à l'esprit que les conclusions obtenues à partir d'études sur ce mannequin sont sujettes à quelques réserves. Notons que dans certaines publications, le mannequin utilisé a été nommé « Part 572 ». Part 572 est un document rassemblant la description des mannequins devant être utilisés pour l'évaluation des performances d'un véhicule dans la réglementation américaine. Il faut être vigilant sur cette appellation car selon l'année de l'étude, en choc frontal, ce mannequin peut correspondre à un Hybrid II 50^e ou à un Hybrid III 50^e. Il semble que dans les publications datant d'après 1986, le mannequin Part 572 corresponde à l'Hybrid III 50^e.

Freeman et Bacon 1988 ont étudié le sous-marinage par le biais de neuf essais sur Hybrid III 50^e. Ils ont simulé des chocs de 50 km/h sur catapulte. Les configurations d'essais ont différé suivant quatre paramètres, à savoir l'angle du dossier, l'angle de l'assise, la position des ancrages de la ceinture et la présence ou non de vêtements sur le mannequin. D'après leur analyse des résultats, ils ont considéré la rotation du bassin comme un bon indicateur du sous-marinage. De plus, ils ont noté que la position initiale de la ceinture pelvienne relativement au centre de gravité du bassin est un facteur influent sur le sous-marinage.

Rouhana et al. 1989 ont mené une série d'essais sur catapulte, en place arrière, sur l'Hybrid III 5^e percentile et l'Hybrid III 50^e percentile. Plusieurs paramètres ont été modifiés comme l'ajout d'un système sur l'assise du siège, permettant de limiter le mouvement du bassin, ou la position de la boucle de la ceinture. Quatre sévérités différentes ont été testées : 40, 44, 52 et 55 km/h. Ces essais ont permis de

montrer que la réduction de la longueur du brin reliant la boucle de la ceinture à l'ancrage retardait l'apparition du sous-marinage. Les auteurs ont aussi observé une corrélation entre l'apparition du sous-marinage et la rotation vers l'arrière du bassin.

Horsch et Hering 1989 ont réalisé des essais catapulte sur Hybrid III 50^e afin d'étudier le glissement de la ceinture sur les épines iliaques antéro-supérieures. Dans ces essais, la ceinture pelvienne a été séparée du baudrier afin d'éliminer les effets du baudrier sur la ceinture pelvienne. Dix-neuf tests ont été conduits, la vitesse de la catapulte variant de 26,3 km/h à 53,8 km/h. Trois configurations de retenue ont été évaluées. La première configuration présente des ancrages de la ceinture pelvienne hauts et le mannequin est habillé. Dans la deuxième configuration, les ancrages de la ceinture sont bas, le mannequin est aussi habillé. Enfin, la troisième configuration a une position d'ancrages haute et le mannequin est sans vêtements. Le mannequin a sous-mariné dans neuf essais. Pour chaque essai, l'angle relatif entre la ceinture pelvienne et le bassin a été mesuré. L'angle du bassin correspond à l'angle défini sur la Figure 15. En cas de sous-marinage, la valeur de cet angle a été mesurée au temps auquel la ceinture s'est échappée au-dessus du bassin. Dans le cas contraire, la valeur maximale de l'angle relatif a été retranscrite. Les résultats de ces mesures angulaires semblent indiquer que, selon la configuration d'essai, il existe une valeur limite à partir de laquelle le mannequin sous-marine. Contrairement à Freeman et Bacon 1988 et Rouhana et al. 1989, Horsch et Hering 1989 ont montré que ce n'est pas l'angle du bassin seul qui informe sur le risque de sous-marinage mais l'angle relatif entre le bassin et la ceinture pelvienne.

L'étude de MacLaughlin 1989 est constituée de vingt-et-un essais exploitables, à 50 km/h, sur siège générique. Quatre paramètres ont été testés dans la matrice : le type de retenue (ceinture pelvienne seule ou 3-points), la raideur de l'assise, la hauteur de l'assise et l'angle de la ceinture ventrale. Le sous-marinage a été observé des deux côtés sur neuf essais, d'un seul côté sur deux essais. Les dix essais restants n'ont pas révélé de sous-marinage. Les auteurs ont conclu que sur les quatre facteurs testés, l'angle de la ceinture pelvienne est celui ayant l'influence la plus marquée sur le sous-marinage.

Haland et Nilson 1991 ont souhaité apporter des compléments d'informations par rapport aux études déjà publiées. Quatre configurations d'essais, chacune réalisée deux fois sur l'Hybrid III 50^e, ont été définies. Les trois paramètres de chaque configuration sont le type de siège (avant ou arrière), le jeu dans la ceinture pelvienne et la présence ou non de prétensionneurs. Pour les deux essais sans prétensionneur, le mannequin a sous-mariné. Ces essais ont ensuite servi de base de validation d'un modèle corps rigides, permettant d'augmenter le nombre de paramètres de la matrice d'étude (*cf.* paragraphe I.3.4.2).

I.3.3.1.c) Essais sur S.H.P.M.

La première étude sur sujets humains, mettant en jeu du sous-marinage, est celle de Patrick et Trosien 1971. Ils ont comparé les réponses d'un volontaire, d'un sujet humain post-mortem et du mannequin VIP-50 soumis à des configurations de chocs identiques. Les essais sur mannequin ne sont pas inclus dans ce paragraphe. Deux types de retenue ont été testés : la ceinture 3-points et 4-points. La ceinture 4-points présente quatre ancrages séparés bien que les deux ancrages situés dans la partie intérieure du véhicule soient très proches. Les deux types de ceintures ont donc des géométries comparables. Six essais ont été réalisés avec la ceinture 4-points, divisés en quatre essais sur volontaire et deux sur S.H.P.M. Les trois essais sur volontaire et l'essai sur S.H.P.M., effectués à 18 km/h, n'ont pas présenté de sous-marinage. Sur les deux essais restants, à 24 km/h, seul le sujet humain post-mortem a sous-mariné, d'un seul côté. La matrice d'essai avec ceinture 3-points compte sept essais : deux essais sur un volontaire à 18 et 24 km/h respectivement et cinq sur S.H.P.M. Parmi les cinq essais sur S.H.P.M., les deux premiers ont dupliqué les essais sur volontaire et les trois derniers ont été réalisés à une vitesse de 50 km/h. En plus de l'influence de la vitesse d'impact, celle de la longueur du brin reliant la boucle de la ceinture à l'ancrage a été étudiée. En ce qui concerne la comparaison volontaire/S.H.P.M., le sous-marinage n'a pas été observé sur le volontaire alors qu'il l'a été au moins d'un côté sur tous les essais sur S.H.P.M. Le risque lésionnel lié au sous-marinage étant important, les conditions d'essais sur volontaire ont été définies de sorte à défavoriser l'apparition du phénomène. Sur les trois essais sur S.H.P.M. à 50 km/h, le sous-marinage a été observé des deux côtés lorsque la longueur du brin boucle était la plus importante, alors qu'il n'a eu lieu que d'un seul côté pour les deux autres. Patrick et Trosien 1971 ont conclu que la longueur du brin boucle détermine la tendance à sous-mariner, comme l'ont fait Rouhana et al. 1989.

Patrick et Levine ont publié deux études liées. Patrick et Levine 1975 ont effectué dix essais sur S.H.P.M. afin d'étudier les lésions lors d'un choc frontal. Dans un premier temps, les auteurs ont écrit que retirer le tableau de bord aggrave le sous-marinage puisque cela élimine le contact entre les genoux et la planche de bord. Dans le cadre du sous-marinage, ces efforts limitent le mouvement vers l'avant des membres inférieurs et par conséquent le mouvement du bassin. Dans un deuxième temps, suite à leurs essais et en se basant sur des données accidentologiques, ils ont suggéré que le S.H.P.M. sous-marine plus facilement qu'un être vivant et que l'apparition du sous-marinage peut être affectée par l'activation musculaire. Selon eux, l'absence de tonus musculaire dans les jambes permettrait de sous-mariner plus facilement pour les niveaux de violence que les auteurs ont testés, à savoir entre 32 et 65 km/h. Levine et al. 1978 ont alors étudié l'influence de la tension musculaire sur le phénomène de sous-marinage en ajoutant dix nouveaux essais sur S.H.P.M. Afin de simuler la tension du quadriceps, les sujets ont été équipés d'appareils orthopédiques. Aux vues des résultats, les auteurs ont conclu que

simuler la fonction musculaire du quadriceps a réduit le niveau global des lésions. D'après eux, cette fonction a permis de diminuer la fréquence du sous-marinage. Cette conclusion semble cohérente avec les résultats observés par Patrick et Trosien 1971.

Cependant, si on observe les conditions d'essais des deux publications, on constate qu'aucun essai avec l'appareil orthopédique n'a d'équivalent dans la matrice sans appareil. L'influence seule de l'appareil ne peut donc pas être observée. De plus, seul le niveau lésionnel a été réduit par la présence de l'appareil orthopédique et non la fréquence du sous-marinage.

Dans leur publication, Walfisch et al. 1979 ont utilisé huit essais publiés par Fayon et al. 1975 et six essais provenant de Leung et al. 1979. L'étude de Fayon et al. 1975 n'est pas abordée ici car les auteurs n'ont pas indiqué les essais pour lesquels le sous-marinage a été observé. Les conclusions présentées par Walfisch et al. 1979 concernent essentiellement les paramètres du siège. Parmi les paramètres accroissant la probabilité de sous-mariner, ils ont cité la position des points d'ancrage de la ceinture, c'est-à-dire l'angle de la ceinture pelvienne, le jeu dans la ceinture pelvienne, une déformabilité excessive de l'assise et une position trop haute de la boucle. Ce dernier paramètre est cohérent avec l'observation de Patrick et Trosien 1971.

Michaelson et al. 2008 ont effectué une étude sur trois S.H.P.M., sur siège arrière. Dans cette étude, les sujets ont été retenus par une ceinture 3-points standard, sans limiteur d'effort ni prétensionneur. Forman et al. 2009 ont dupliqué les trois essais réalisés par Michaelson et al. 2008 en équipant les ceintures d'un limiteur d'effort et d'un prétensionneur. Les trois essais de Michaelson et al. 2008 ont sous-mariné contre un seul pour Forman et al. 2009. La différence principale entre les essais avec et sans limiteur d'effort a été observée sur le déplacement de l'épaule, plus faible pour les essais sans limiteur. Le limiteur d'effort a laissé les épaules avancer, influençant l'angle du torse. Ces résultats sont cohérents avec les préconisations d'Adomeit et Heger 1975.

1.3.3.2. Etudes sur sous-systèmes

L'étude d'Uriot et al. 2006 s'est concentrée sur le phénomène du glissement de la ceinture pelvienne sur les épines iliaques du bassin. Des essais sous-systèmes ont été menés afin de comparer l'interaction entre le bassin et la ceinture pelvienne pour différents mannequins (Hybrid III 50^e, Hybrid III 95^e et Thor-NT) et pour des S.H.P.M., d'une part, et d'autre part, examiner la faculté des E.I.A.S. à accrocher la ceinture pelvienne. Pour la réalisation de ces essais, le bassin a été fermement fixé au bâti. Le banc d'essai permettait d'asservir la tension dans la ceinture pelvienne ainsi que la rotation de la ceinture. La cinématique de la ceinture pelvienne par rapport au bassin a été imposée de façon à reproduire leur mouvement relatif dans un véhicule pendant un choc frontal.

Le positionnement des sujets (humains et mannequins) a été fait grâce à la mesure de l'angle de l'axe HI, décrit sur la Figure 14. L'angle de la ceinture pelvienne a été calculé au cours du temps afin de connaître sa valeur au moment où elle s'est échappée du bassin. La matrice d'essai a été définie grâce à quatre paramètres distincts : le type de bassin (humain ou mannequin), l'angle initial de la ceinture pelvienne par rapport au bassin dans le plan sagittal, l'effort exercé par la ceinture pelvienne sur le bassin et la vitesse de rotation de la ceinture pelvienne par rapport au bassin.

L'analyse des résultats a montré que le type d'occupant du siège et la tension dans la ceinture sont des paramètres significatifs contrairement à la vitesse angulaire. Pour les essais S.H.P.M., l'absence d'accrochage de la ceinture par le bassin a été observée dans les cas où l'épaisseur de tissus sur les E.I.A.S. était trop importante. En d'autres termes, l'épaisseur de tissus sur le bassin peut augmenter la probabilité de sous-mariner.

I.3.4. Etudes à partir de modèles

Les études expérimentales sont généralement coûteuses concernant les ressources et le temps nécessaires. Le nombre des paramètres examinés dans ces études est donc limité. Ces études servent de base à la construction de modèles, utilisés ensuite dans des études mettant en jeu un nombre de paramètres plus important.

I.3.4.1. Modèles analytiques

Les modèles analytiques sont principalement des modèles géométriques et mathématiques. Ces modèles simplifient l'environnement afin de comprendre son influence sur le sous-marinage.

Adomeit et Heger 1975 ont modélisé le chargement de la ceinture pelvienne F_{CP} , illustré sur la Figure 19 et la Figure 20. Ce chargement est décomposé en une composante verticale $F_{CP \text{ Vertical}}$ et une composante horizontale $F_{CP \text{ Horizontal}}$. La composante verticale $F_{CP \text{ Vertical}}$ résulte de l'angle de la ceinture pelvienne β et de l'angle tangentiel de la crête iliaque $\gamma(t, \alpha)$, dépendant lui-même de l'angle du torse α . Cette composante agit sur le mouvement descendant du point H. L'amplitude de ce mouvement dépend du type d'assise, des différents angles mentionnés et du niveau d'effort F_{CP} . Rappelons que les auteurs ont préconisé d'éviter ce mouvement descendant pour éviter le sous-marinage.

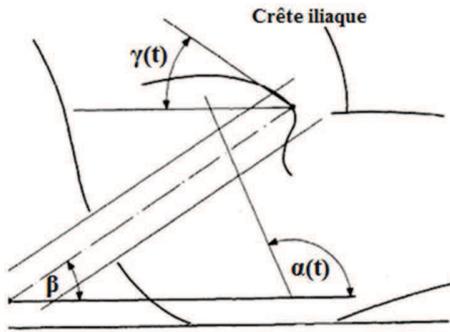


Figure 19. Illustration de l'angle ceinture pelvienne et des angles anatomiques en position assise [adapté d'Adomeit et Heger 1975].

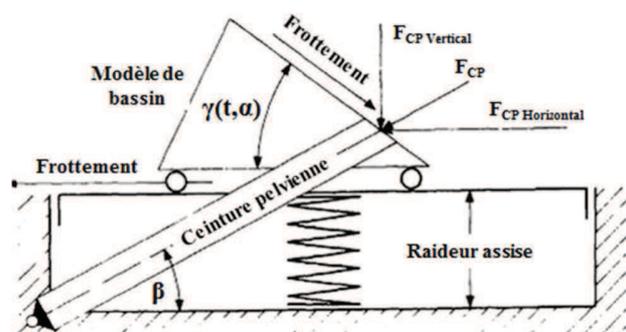


Figure 20. Modèle mécanique des efforts dans la ceinture pelvienne résultants des propriétés du siège et de la position du bassin [adapté d'Adomeit et Heger 1975].

Afin de valider les conclusions concernant les angles β_1 et β_2 de la ceinture pelvienne (cf. paragraphe I.3.3.1.a), déduites de résultats expérimentaux, Leung et al. 1981 ont publié un modèle géométrique de ceinture. Ce modèle, entièrement décrit dans la publication, définit un coefficient ξ qualifiant la capacité à réduire la tendance au sous-marinage. Un coefficient ξ important est synonyme d'un faible risque de sous-marinage. Les équations du modèle montrent que ce coefficient dépend des angles β_1 et β_2 de la ceinture pelvienne et de l'orientation du segment $[A_1A_2]$ dans l'espace. Le modèle confirmerait donc l'influence de ces deux paramètres sur le sous-marinage.

Horsch et Hering 1989 ont présenté un modèle théorique, décrit sur la Figure 21, afin d'expliquer la tendance de la ceinture à glisser sur les épines iliaques antéro-supérieures. Lors du choc, la tension dans la sangle pelvienne augmente. C'est l'effort de glissement $T\sin\theta$ qui provoque la remontée de la ceinture sur les E.I.A.S. et il y a sous-marinage lorsque le frottement de la ceinture sur le bassin ne compense plus cet effort. Par conséquent, un faible coefficient de frottement entre la ceinture et le bassin favoriserait le sous-marinage. Ce modèle suppose que seul le frottement empêche le glissement de la ceinture. L'effet du baudrier est négligé et la chair séparant le bassin de la ceinture n'est pas prise en compte.

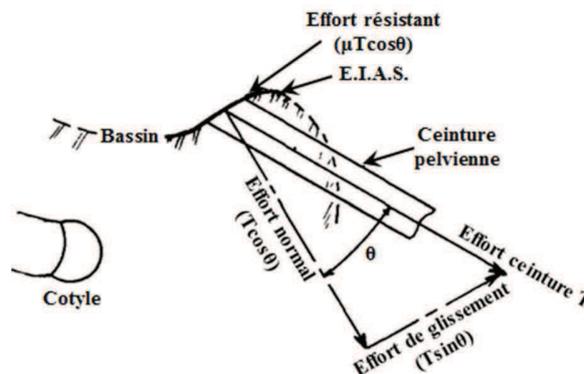


Figure 21. Modèle théorique de glissement de la ceinture pelvienne [adapté de Horsch et Hering 1989].

1.3.4.2. Modèles corps rigides

Leung et al. 1982 ont publié des résultats de simulations réalisées sur un modèle 2D, appelé « Prakimod ». Le modèle est constitué de huit segments corporels et représente le comportement du mannequin Hybrid II. Il a été validé en comparaison à un essai catapulte sur Hybrid II reproduisant les conditions suivantes : une Renault 5 propulsée à une vitesse de 50 km/h contre un mur rigide incliné à 30°. Une matrice de simulations a été lancée afin d'étudier l'influence de paramètres internes au mannequin Hybrid II sur le phénomène de sous-marinage. Ces paramètres incluent les raideurs de l'articulation de la hanche, de l'articulation du genou, de la colonne lombaire et la répartition des masses des différents segments corporels. Le modèle ne permet pas de simuler le sous-marinage à proprement parler. Les conclusions sur l'influence des paramètres ont donc été tirées en évaluant l'influence sur le risque de sous-marinage. Ce risque a été lui-même évalué en observant l'évolution de l'angle de la ceinture pelvienne par rapport au bassin et l'effort dans la ceinture pelvienne. Ils ont montré que tous les paramètres testés ont eu une influence sur le sous-marinage. Rendre la colonne lombaire plus raide a diminué le risque de sous-marinage, ainsi que l'augmentation de la raideur de l'articulation des hanches. Le transfert de charge des cuisses au tronc a permis de réduire le risque de sous-marinage.

Haland et Nilson 1991 ont formulé l'hypothèse que le sous-marinage apparaît lorsqu'un angle critique entre la ceinture pelvienne et le bassin est atteint. Après réalisation d'essais catapulte sur mannequin Hybrid III 50° (présentés au paragraphe I.3.3), les auteurs ont réalisé une étude numérique sous Madymo. Ils ont pu mesurer l'angle relatif entre la ceinture pelvienne et le bassin du mannequin au cours du temps. Cet angle, appelé ϕ dans la publication prend la même référence pour l'angle bassin que celle décrite sur la Figure 15. La matrice numérique a mis en jeu trois paramètres différents : la retenue, la position des pieds de l'occupant et la position de l'ancrage haut du baudrier. La retenue a été définie par deux longueurs de jeu dans la ceinture pelvienne et par la présence ou non d'une prétension au niveau de la boucle, soit quatre configurations possibles. Les deux positions d'ancrage haut du baudrier correspondent respectivement à une configuration de siège avant et arrière, c'est-à-dire un ancrage proche de l'épaule pour la simulation de siège avant et un ancrage reculé pour la simulation de siège arrière. Les auteurs ont considéré la valeur de $\tan\phi$ comme étant un bon indicateur du sous-marinage durant la période où l'effort ceinture est supérieur à 3 kN. Ils ont donc reporté cette valeur pour chacune des simulations numériques en délimitant des zones sans sous-marinage, avec sous-marinage et une zone de transition. Haland et Nilson 1991 ont conclu que l'occupant sous-marine plus facilement lorsque l'ancrage du baudrier est loin derrière l'épaule, que le jeu dans la ceinture augmente la probabilité de sous-mariner (ce qui est en accord avec Walfisch et al. 1979) et qu'un prétensionneur agissant sur la boucle réduit le risque de sous-marinage.

Deng 1992 a développé un ensemble d'algorithmes sous le logiciel Cal3D afin de simuler le glissement de la ceinture sur le bassin. Deux essais catapulte, simulant un impact frontal à 48 km/h ont été utilisés pour valider le modèle d'Hybrid III 50° sous Cal3D. Le modèle a alors été utilisé pour examiner quelques paramètres liés à la retenue et au siège pouvant influencer la tendance au sous-marinage. Parmi les paramètres évalués, deux semblent être dominants : l'angle du dossier du siège et l'angle de la ceinture pelvienne.

1.3.4.3. Modèles éléments finis

Song et al. 1993 ont travaillé sur un modèle tridimensionnel du mannequin Hybrid III améliorant la simulation de l'interaction ceinture/occupant. Le modèle a été développé sous Radioss. Pour la modélisation du bassin et de la ceinture, une attention particulière a été portée sur les épines iliaques antéro-supérieures, sur l'effet de la déformation de l'abdomen ainsi que sur le glissement de la ceinture sur le bassin. Le bassin et la poitrine ont d'abord été validés grâce à des essais sous-système. Le modèle complet a ensuite été évalué par comparaison avec des essais catapulte. Cet article ne fait pas référence à une étude paramétrique réalisée sur le modèle amélioré.

1.3.5. Conclusion

La littérature fournit un nombre relativement faible d'études s'intéressant au sous-marinage, en comparaison au nombre d'études sur le choc frontal dans sa globalité. Les études sont abordées selon différents angles, les deux angles prépondérants étant expérimentaux ou numériques.

Les études expérimentales sont réalisées soit sur sujets humains post-mortem, soit sur mannequins. L'inconvénient des mannequins est leur manque de biofidélité en sous-marinage. Le sous-marinage étant un phénomène ayant des conséquences potentiellement lésionnelles, il est impossible de l'étudier sur volontaire. Par conséquent, le S.H.P.M. reste le meilleur substitut à l'être vivant. Se pose alors la question de l'influence du tonus musculaire. Cette question a été examinée pour des essais haute vitesse par King et al. 1995. Ils écrivent que l'absence de tonus n'est pas un inconvénient prépondérant puisque la réponse musculaire apparaît généralement trop tard et n'affecte pas la cinématique de l'occupant lors d'un crash. Les études expérimentales demeurent rares, en particulier sur sujets humains, du fait de la complexité du phénomène étudié. Les études sur modèles permettent alors de compléter les informations apportées par les essais.

Toutes ces études ont permis de mieux comprendre le sous-marinage, d'identifier des facteurs ayant une influence sur le sous-marinage et de définir des préconisations pour la protection de l'occupant. La littérature fournit de nombreuses informations concernant l'influence de l'environnement sur le sous-marinage et les directions à adopter pour limiter l'apparition du phénomène. Ces informations sont prouvées et acceptées. L'influence des paramètres liés à l'occupant est, quant à elle, peu documentée. De

plus, les données sur ce thème n'ont pas toutes été obtenues grâce à des essais sur sujets humains, mais parfois sur des modèles de mannequin. La modélisation peut être un bon outil d'étude si l'outil est représentatif de l'être humain dans les conditions testées.

Le Tableau 4 et le Tableau 5 permettent de résumer ces facteurs. Ils sont synthétisés suivant deux catégories, en inscrivant la source d'où les conclusions ont été tirées.

Le Tableau 4 répertorie les facteurs concernant l'environnement. Ils incluent les paramètres de la ceinture pelvienne, du baudrier, du siège, de l'habitacle et de l'impact. L'influence de ces différents paramètres est bien connue et maîtrisée. Les auteurs s'accordent généralement sur les conclusions émises. L'influence des paramètres liés à la ceinture pelvienne est prépondérante.

Tableau 4. Facteurs liés à l'environnement favorisant le sous-marinage.

	Ce qui FAVORISE le sous-marinage	Cité dans
Paramètres de la ceinture pelvienne	Angles ceinture pelvienne proches de l'horizontale	Tarrière 1973 Walfisch et al. 1979 MacLaughlin 1989 Deng 1992
	Jeu dans la ceinture pelvienne	Walfisch et al. 1979 Haland et Nilson 1991
	Longueur du brin boucle	Patrick et Trosien 1971 Rouhana et al. 1989
	Absence de prétension dans la ceinture pelvienne	Haland et Nilson 1991
	Coefficient de frottement faible entre la ceinture pelvienne et le bassin	Horsch et Hering 1989
Paramètres du baudrier	Ancrage haut baudrier reculé	Haland et Nilson 1991
	Absence de limiteur d'effort dans le baudrier	Michaelson et al. 2008 Forman et al. 2009
Paramètres du siège	Angle dossier par rapport à l'horizontale important	Deng 1992
	Raideur d'assise faible	Adomeit et Heger 1975 Walfisch et al. 1979
	Absence de retenue des genoux	Patrick et Levine 1975
	Sévérité de l'impact importante	Patrick et Trosien 1971 Leung et al. 1982 Horsch et Hering 1989

Le Tableau 5 résume les différents facteurs liés à l'occupant favorisant le sous-marinage. L'aspect cinématique est différencié de l'aspect géométrique et mécanique.

La cinématique du bassin favorisant le sous-marinage est connue et vérifiée depuis que le phénomène a commencé à être traité.

Les conclusions concernant l'influence de paramètres géométriques et mécaniques n'ont été montrées que sur un modèle corps rigide représentant un mannequin et ne permettant pas de simuler le sous-marinage à proprement parler (Leung et al. 1982). Ces hypothèses restent donc à vérifier et être démontrées sur l'être humain.

Tableau 5. Facteurs liés à l'occupant favorisant le sous-marinage.

	Ce qui FAVORISE le sous-marinage	Cité dans
<i>Cinématique</i>	Mouvement vertical du bassin	Adomeit et Heger 1975
	Angle du torse par rapport à l'horizontale important (>90°)	Adomeit et Heger 1975
	Rotation du bassin	Freeman et Bacon 1988 Rouhana et al. 1989
<i>Géométrique et mécanique</i>	Répartition des masses des segments corporels : masse des jambes importante	States 1973 Leung et al. 1982
	Angle du segment joignant l'E.I.A.S. et l'échancrure iliaque par rapport à l'horizontale important	Leung et al. 1979 Leung et al. 1981
	Absence de tonus musculaire	Patrick et Levine 1975 Levine et al. 1978
	Colonne lombaire souple	Leung et al. 1982
	Hanches souples	Leung et al. 1982
	Epaisseur de tissus entre le bassin et la ceinture pelvienne	Uriot et al. 2006

I.4. MODELES D'ETRE HUMAIN

I.4.1. Introduction

Dans le domaine automobile, la modélisation de l'être humain a plusieurs objectifs. Elle vise tout d'abord à reproduire la cinématique de l'occupant et sa réponse à des sollicitations propres à un type d'impact. L'autre but est de pouvoir estimer des risques lésionnels non seulement pour améliorer la sécurité dans le véhicule mais pour évaluer et valider de nouveaux systèmes de protection. Ce paragraphe présente uniquement les modèles d'être humain corps entier et ayant été testés en choc frontal.

I.4.2. Description des modèles

Cinq modèles éléments finis d'être humain, répondant aux critères définis dans l'introduction, ont été identifiés dans la littérature et répertoriés dans le Tableau 8. Ce tableau s'inspire de la présentation utilisée par Yang et al. 2006.

Les informations présentées dans la littérature concernent le langage éléments finis sous lequel le modèle est disponible, la taille, la position et l'obtention de la géométrie de l'occupant modélisé. Le nombre d'éléments, le type de validation et le domaine d'application des différents modèles sont aussi décrits.

Les années de développement s'étendent de 1998 à aujourd'hui, le modèle GHBM étant en cours de développement. Grâce à l'amélioration des moyens de calcul, à l'augmentation de la capacité de stockage, les modèles numériques se sont développés, affinés et complexifiés. Le degré de détail a augmenté avec la taille d'éléments qui, elle, a diminué.

Les cinq modèles représentent des hommes 50^e percentile, en position assise. Le THUMS et HUMOS2 ont été mis à l'échelle afin de représenter deux autres gabarits, le 5^e et le 95^e percentile. Ils existent tous sous le code de calcul PamCrash, à l'exception du modèle de Ruan et al. Les traductions sous Radioss ou LS Dyna sont parfois disponibles. La traduction d'un modèle d'un code de calcul à l'autre est une tâche délicate et demande de doubler les tests de validation.

I.4.3. Validation des modèles

Les modèles numériques d'être humain sont développés et validés à partir de données issues d'essais sur sujets humains post-mortem (S.H.P.M.). La validation s'effectue généralement à différents niveaux. Pour commencer, les différentes parties anatomiques sont validées grâce à des simulations sous-système. Cela permet de concentrer les efforts de modélisation selon l'application que l'on veut faire du modèle. Par exemple, si l'on souhaite étudier les lésions abdominales, la modélisation de l'abdomen sera plus fine. Pour finir, le modèle est validé dans son intégralité en comparant sa réponse aux résultats obtenus sur des essais catapulte.

Les données de référence rencontrées le plus fréquemment pour la validation des modèles sont résumées dans le Tableau 6. Le tableau regroupe le type d'essai réalisé sur les sujets humains ainsi que la (les) référence(s) bibliographique correspondante(s).

Tableau 6. Données d'essais S.H.P.M. de référence pour la validation des modèles d'être humain.

Condition d'essai	Auteurs
Impact frontal (thorax et abdomen)	Kroell et al. 1971 et 1974 Stalnaker et al. 1973 Cavanaugh et al. 1986
Impact latéral	Viano 1989 Bouquet et al. 1994
Chargement thorax par une ceinture	Cesari et Bouquet 1990 et 1994
Catapulte (corps entier)	Schmidt et al. 1974 (université de Heidelberg)

Ces différents modèles d'être humain présentent principalement des validations de la partie thorax. Seuls les modèles Labman et HUMOS2 ont été testés en choc catapulte. Cependant, la littérature ne fournit aucun renseignement concernant la validation d'un de ces modèles vis-à-vis du phénomène de sous-marinage.

I.4.4. Modèle utilisé dans ce travail : le modèle Labman

La partie numérique de ce travail de thèse est réalisée avec le modèle Labman. Ce paragraphe décrit ses caractéristiques globales puis focalise sur la modélisation du bassin. Pour chacune de ces deux parties, les tests de validation sont présentés.

I.4.4.1. Description globale

I.4.4.1.a) Définition de la géométrie du modèle

La méthode ayant permis de construire la géométrie du modèle est décrite dans Lizee et al. 1998. La géométrie externe est basée sur les travaux de Robbins et al. 1983. Ce travail a permis de déterminer les données géométriques d'un occupant masculin 50^e percentile ainsi que la position d'un certain nombre de points cible sur la surface. La position des os a été obtenue par palpation, ce qui confère une faible précision aux mesures. Pour les parties internes du modèle, plusieurs études anthropométriques ont été consultées. Citons celle de Panjabi et al. 1993 pour les dimensions des vertèbres et disques cervicaux ou celle de Dansereau et Stokes 1988 pour la caractérisation de l'inclinaison des côtes. Les géométries de la cage thoracique et des épaules sont celles d'un volontaire dont le gabarit s'apparente à un 50^e percentile. Les vertèbres thoraciques et lombaires sont réduites à leur corps vertébral, considéré comme rigide. Le joint entre les vertèbres, *i.e.* le disque intervertébral, est représenté par quatre éléments brique. Le bassin, détaillé dans le paragraphe I.4.4.2, est celui décrit par Renaudin et al. 1993 et Besnault et al. 1998. Son orientation a été estimée par rapport à l'étude de Cesari et al. 1984. Le bassin est orienté de sorte que le

plan pelvien antérieur soit tourné de 30° par rapport au plan vertical. Cela donne un angle de l'axe PI de 60°. Les têtes fémorales et chaque acétabulum sont considérés comme rigides et la liaison entre les deux est faite par un élément unidimensionnel à trois degrés de liberté et par des interfaces de contact. La géométrie externe des bras et des jambes, ainsi que la tête proviennent du mannequin Hybrid III 50^e percentile. De cette façon, le modèle est aussi proche que possible d'un individu 50^e percentile.

I.4.4.1.b) Validations du modèle

La base de données de tests de validation est constituée de tests pratiqués sur volontaires ou sur sujets humains post-mortem ainsi que sur bassins isolés. Trente-deux configurations de tests ont servi à la validation du modèle. Ces configurations incluent des tests sur le cou, des tests avec impacteur, des tests de compression par une ceinture et des essais sur catapulte. La matrice de validation est fournie dans Lizee et al. 1998. Plus de 120 corridors ont été construits pour la validation.

La validation du modèle distingue trois niveaux. La reproduction de la cinématique globale du modèle comme la trajectoire de la tête, du bassin ou la rotation des jambes constitue le premier niveau. Le deuxième niveau concerne la raideur des régions corporelles susceptibles d'être chargées. Enfin, le modèle est évalué sur la base des réponses en contrainte/déformation de segments anatomiques tels que le bassin ou les côtes.

Le modèle a atteint un bon niveau de validation sur une large base de données. Cependant certains segments nécessitent des améliorations comme l'épaule. Les auteurs expliquent que, considérant les essais ayant servi à la validation, le modèle est représentatif d'un individu d'environ 60 ans, n'ayant pas eu conscience de l'imminence de l'impact. En d'autres termes, l'activation musculaire n'est pas prise en compte dans la réponse du modèle.

I.4.4.2. *Description du bassin*

I.4.4.2.a) Définition de la géométrie

La géométrie du bassin est basée sur les données de l'étude de Reynolds et al. 1981. Cette étude donne accès aux relevés de points mesurés sur les bassins. Les bassins ont été classés en trois catégories selon le poids et la taille du sujet. Les mesures des bassins des sujets mâles 50^e percentile ont servi de référence pour la définition de la géométrie du bassin moyen de Renaudin et al. 1993. Le maillage de ce bassin est illustré sur la Figure 22.

A partir des données mesurées sur les bassins des deux autres catégories, Besnault et al. 1998 ont déformé le bassin moyen afin d'obtenir le bassin d'une femme 5^e percentile et d'un homme 95^e percentile.

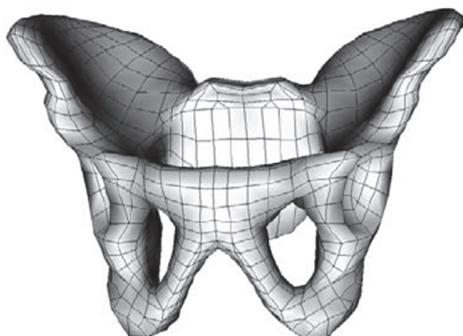


Figure 22. Maillage du bassin représentant la géométrie d'un homme 50^e percentile [Song et al. 2006].

I.4.4.2.b) Essais de référence pour la validation du bassin

Le bassin du modèle Labman a principalement été testé en conditions d'impact latéral. Les essais permettant l'évaluation de la réponse du modèle sont les essais statiques sur bassin isolé de Renaudin et al. 1993 et les essais dynamiques présentés par Guillemot et al. 1997.

Les essais statiques de Renaudin et al. 1993 sont divisés en trois configurations. Dans les deux premières configurations, un effort est appliqué à une plaque rectangulaire en contact avec l'aile iliaque. Dans un cas, quatre valeurs d'effort constant ont été testées. Ces valeurs vont de 0 à 125 N. Dans l'autre cas, l'effort appliqué à la plaque est croissant de 0 à 125 N. Pour la troisième configuration, un effort croissant de 0 à 2 000 N est appliqué à une sphère fixée à l'acétabulum. Les auteurs ont mesuré les déplacements du bord supérieur de la symphyse et l'épine iliaque antéro-inférieure droite.

Guillemot et al. 1997 ont testé douze bassins dans des conditions dynamiques. Le bassin isolé est fixé d'un côté, comme le montre la Figure 23. Une sphère est placée au niveau de l'acétabulum opposé au côté de la fixation. Les bassins sont impactés par une masse de 3,68 kg à une vitesse de 4 m/s. Selon les fractures observées sur les bassins, les auteurs ont défini trois groupes. Le premier groupe concerne les bassins n'ayant présenté aucune fracture, le deuxième rassemble les bassins ayant révélé une fracture antérieure uniquement (fracture de la branche pubienne) et le troisième groupe réunit les bassins avec fracture antérieure et postérieure.

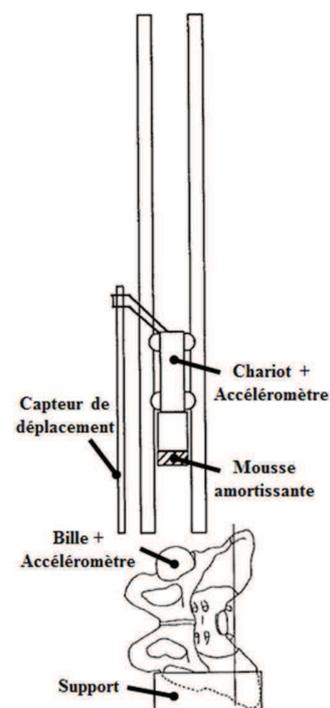


Figure 23. Montage expérimental des essais dynamiques sur bassin isolé [adapté de Guillemot et al. 1997].

I.4.4.2.c) Evolution des propriétés mécaniques

Le modèle de bassin est constitué d'éléments coque. La résistance des éléments coque est déterminée par ses propriétés mécaniques et son épaisseur.

D'après Dalstra et al. 1993, l'os spongieux n'a qu'une faible influence sur la raideur globale du bassin. Par conséquent, il n'a pas été représenté dans le modèle de bassin. Sept épaisseurs d'os cortical sont utilisées pour décrire les différentes parties de l'os. Ces valeurs, variant de 0,45 à 1,8 mm ont été obtenues grâce à l'étude de Guillemot et al. 1998. La répartition de l'épaisseur d'os cortical a été mesurée sur cinq bassins de sujets humains post-mortem, découpés en seize à vingt tranches parallèles.

Les lois de comportement implémentées ainsi que les propriétés mécaniques associées pour chaque étude traitant du modèle Labman sont regroupées dans le Tableau 7. Renaudin et al. 1993 et Lizee et al. 1998 ont choisi une loi élastique. Besnault et al. 1998 ont testé une loi élasto-plastique avec rupture, représentée sur la Figure 24. Les quatre paramètres de cette loi sont le module d'Young (E), la limite élastique (σ_{elast}), la contrainte plastique (σ_p), la déformation à la rupture (ϵ_{max}). La Figure 25 illustre la loi élastique parfaitement plastique avec rupture utilisée par Song et al. 2006. Seulement trois paramètres permettent de décrire cette loi. La densité de l'os implémentée dans leur étude a été ajustée de sorte que la masse du bassin corresponde à celle du sujet étudié. Tous les auteurs ont utilisé un coefficient de Poisson de 0,3.

Renaudin et al. 1993 ont évalué le module d'Young de l'os cortical du bassin à 3 000 MPa en se basant sur des essais statiques sur bassin isolé. Leur première valeur testée, à savoir 10 000 MPa, engendre un effort maximal d'impact trop important par rapport aux données mesurées sur les bassins testés.

Besnault et al. 1998 ont reproduit les essais de Guillemot et al. 1997. Trois lois élasto-plastique avec rupture ont été définies. Chacune de ces lois correspond à l'un des trois groupes décrits par Guillemot et al. 1997. Pour ces trois lois, le module d'Young vaut 20 000 MPa et la déformation plastique à la rupture vaut 0,7%. Même si le modèle parvient à représenter les fractures, les trois lois n'ont pas été corrélées avec le risque de fracture observé en essais.

Lizee et al. 1998 ont simulé les essais statiques sur bassin isolé de Renaudin et al. 1993. Leurs simulations ont abouti à une valeur de module d'Young de 9 000 MPa, soit trois fois plus que la valeur proposée par Renaudin et al. 1993.

La détermination des paramètres des trois lois élastiques parfaitement plastiques avec rupture présentées par Song et al. 2006 est plus complexe. L'objectif de leur étude est de définir trois lois matériau permettant de représenter les catégories fragile, moyen et solide de l'os du bassin. Les auteurs ont commencé par valider l'utilisation d'une loi de comportement élastique parfaitement plastique avec rupture par rapport aux essais sur bassin isolé de Guillemot et al. 1997. Sept essais sur les onze testés ont été simulés correctement. Après cette étape de validation, Song et al. 2006 ont calculé deux courbes de

risques liées à l'effort d'impact sur le bassin à partir des essais de Cesari et Ramet 1982 et des essais de Bouquet et al. 1994. Ces courbes de risque ont permis de faire ressortir trois niveaux d'effort : 5 250 N, 8 000 N et 10 800 N menant respectivement à des probabilités lésionnelles de 20%, 50% et 80%. Les essais de Cesari et Ramet 1982 et ceux de Bouquet et al. 1994 ont été simulés pour chacun de ces trois niveaux d'effort. Pour chaque niveau d'effort, deux lois matériau ont été déterminées, l'une menant à une fracture du bassin (loi L), l'autre non (loi U). Ces trois niveaux d'efforts constituent les niveaux de tolérance pour les trois catégories fragile, moyen et solide. Par exemple, pour la catégorie « bassin moyen », la loi L met en jeu un module d'Young de 29 000 MPa et la loi U, un module d'Young de 30 000 MPa. Pour chaque niveau de résistance du bassin, la loi matériau proposée se situe entre la loi lésionnelle et la loi non lésionnelle. Les valeurs de module d'Young présentées dans le Tableau 7 correspondent à la loi située entre la loi L et la loi U, pour chaque niveau de tolérance du bassin.

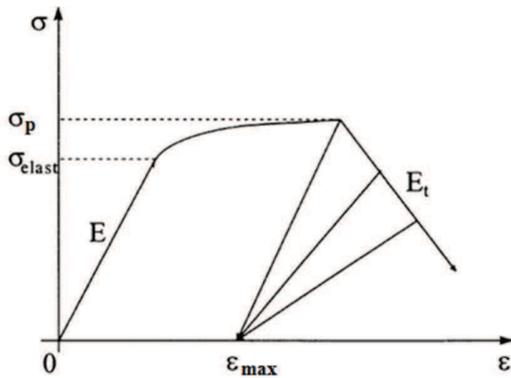


Figure 24. Paramètres de la loi élasto-plastique avec rupture utilisée par Besnault et al. 1998.

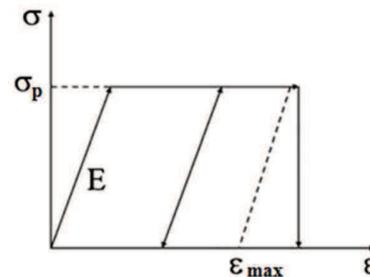


Figure 25. Paramètres de la loi élastique parfaitement plastique avec rupture utilisée par Song et al. 2006.

Tableau 7. Propriétés mécaniques du modèle de bassin selon l'étude réalisée.

Etude	ρ (g/mm ³)	Type de loi	Module d'Young E (MPa)	σ_{elast} (MPa)	σ_p (MPa)	ϵ_{max} (%)	Coef. de poisson ν
<i>Renaudin et al. 1993</i>	-	Elastique	3 000	-	-	-	0,3
<i>Besnault et al. 1998</i>	1,22E-2	Elasto-plastique avec rupture	20 000	800	1 000	0,7	0,3
				270	305		
<i>Lizee et al. 1998</i>	1,22E-2	Elastique	9 000	-	-	-	0,3
<i>Song et al. 2006</i>	Ajustée	Elastique parfaitement plastique avec rupture	19 000	-	95	0,3	0,3
			29 500	-	147		
			40 500	-	202		

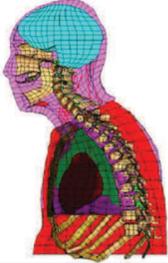
Ce modèle a été choisi pour différentes raisons. D'une part, c'est un modèle ayant un nombre d'éléments faible, ce qui améliore sa rapidité de calcul par rapport aux autres. De plus, depuis la date de sa création, il a subi de nombreux tests de validation. Les modifications apportées ont non seulement amélioré sa biofidélité mais aussi sa robustesse. Le bassin, en particulier a fait l'objet de plusieurs travaux de validation tels que ceux de Renaudin et al. 1993, Besnault et al. 1998 et Song et al. 2006. Les validations du bassin sont essentiellement basées sur un chargement latéral. Cependant, Lizee et al. 1998 ont apporté une gamme de validation plus large en travaillant sur le modèle complet. Enfin, le modèle prend en compte la géométrie de l'os du bassin, ce qui permet la personnalisation du maillage.

I.4.5. Conclusion

La modélisation par éléments finis de l'être humain est un outil intéressant pour permettre la compréhension d'un phénomène et tenter d'anticiper les événements lors d'un choc. De plus, elle offre des avantages en ce qui concerne le coût ou encore la personnalisation. Les modèles éléments finis d'être humain offrent des possibilités de prédiction lésionnelles différentes des mannequins ou des sujets humains post-mortem. Malheureusement, l'utilisation des modèles est souvent ciblée sur un phénomène et la validation va de pair avec cette utilisation.

Le modèle Labman a été choisi non seulement pour sa rapidité mais aussi pour les nombreuses validations et améliorations qu'il a subies au cours des années.

Tableau 8. Résumé des modèles éléments finis d'être humain existants.

Publication	Lizee et al. 1998 Baudrit et al. 1999	Iwamoto et al. 2002 Kimpara et al. 2005	Robin 2001 Vezin et Verriest 2005	Ruan et al. 2003 Ruan et al. 2005	Gayzik et al. 2010 Thompson et al. 2012
Nom	Labman	THUMS	HUMOS – HUMOS2		GHBM
Code Calcul	PamCrash Radioss	PamCrash LS Dyna	PamCrash Radioss Madymo	LS Dyna	PamCrash LS Dyna
Taille	50° percentile male	50° percentile male	50° percentile male	50° percentile male	50° percentile male
Position	Assis	Assis	Assis	Assis	Assis
Acquisition géométrique	Robbins et al. 1983	Visible Human Project	Sujet congelé	Visible Human Project	Volontaire
Illustration					
Éléments	3 638 solides 6 308 coques 225 ressorts	47 348 solides 66 685 coques 588 éléments barres	Moins de 50 000 éléments déformables	Environ 119 000 éléments	1,95E+06 éléments
Validation	Plus de 30 configurations de tests Travail important sur le bassin	- Impacts frontal, latéral et oblique par un pendule - Impact balistique sur la petite femme	- Impacts frontaux à plusieurs vitesses et décélérations S.H.P.M. - Impacts obliques S.H.P.M.	- Impacts frontal et latéral par un pendule à plusieurs vitesses - Chargement du thorax par une ceinture	Nombreuses validations sous-système 15 configurations corps entier (frontal, latéral, arrière)
Applications	Cinématiques du cou, épaule, thorax, abdomen et bassin pour toutes les directions d'impacts	Prédiction de fracture des côtes	Prédiction de lésions	Cinématiques du thorax et de l'abdomen pour un choc frontal et latéral	Reproduire les mécanismes lésionnels de l'occupant lors d'un choc
Remarque(s)		Existe en version 5° percentile	Existe en version 5° percentile et 95° percentile		

I.5. CONCLUSION

Depuis la première publication traitant du sous-marinage, la compréhension et les connaissances sur le phénomène se sont approfondies. Certains paramètres sont connus et assez bien maîtrisés comme l'influence de la géométrie de la ceinture pelvienne ou les propriétés mécaniques de l'assise. Une zone d'ombre subsiste : la compréhension de l'influence des différences interindividuelles sur le sous-marinage.

Les publications existantes qui pourraient permettre d'examiner cet aspect sont celles mettant en jeu des essais sur sujets humains. Le premier constat concernant ces études est leur rareté. En effet, seulement dix ont été dénombrées. De plus, les informations fournies dans les articles ne permettent pas d'étudier l'influence des paramètres propres à l'occupant. Si la taille et le poids des sujets sont presque toujours fournis, il manque les informations relatives à la position initiale de l'occupant, notamment celle du bassin. La géométrie du bassin, quant à elle, n'est jamais disponible. D'autres inconvénients ont été relevés. Sur les dix études, sept sont antérieures aux années 1990 (Patrick et Trosien 1971, Patrick et Levine 1975, Levine et al. 1978, Leung et al. 1979, Walfisch et al. 1979, Leung et al. 1981, Kallieris et al. 1982). Les essais étant réalisés sur des sièges véhicules, l'ancienneté de l'étude rend difficile la procuration de sièges identiques dans l'optique de reproduire les essais. L'absence d'informations sur la méthode employée pour positionner les sujets humains dans le siège est un autre frein à la reproduction des essais publiés (Michaelson et al. 2008, Forman et al. 2009). Enfin, l'étude d'Uriot et al. 2006 est détaillée mais n'est pas réalisée sur le corps entier.

Pour analyser l'influence des différences interindividuelles sur le sous-marinage, une nouvelle campagne de neuf essais sur S.H.P.M. a été réalisée. Une attention particulière a été apportée à la reproductibilité de ces essais, que ce soit au niveau des moyens employés, tels que le siège utilisé ou le moyen de retenue, ou au niveau de la méthode employée, notamment le positionnement des S.H.P.M. dans le siège.

Chapitre II. Campagne d'essais sur S.H.P.M.

Un environnement simplifié a été défini pour la campagne d'essais sur S.H.P.M. Le siège simplifié est constitué d'une assise rigide, plate et inclinable séparée d'un dossier rigide, recouvert de mousse. Le système de retenue est composé d'un baudrier et d'une ceinture pelvienne indépendants. Ces conditions favorisent la reproductibilité des essais et facilitent leur modélisation. Le moyen d'essais est instrumenté de façon à mesurer les efforts d'interactions entre l'occupant et l'environnement, ainsi que la cinématique du sujet.

La matrice d'essais compte trois configurations, chacune étant réalisée sur trois sujets humains différents. Les paramètres des configurations ont été choisis de façon à observer des interactions des sujets avec l'environnement ainsi que des cinématiques différentes.

Le comportement des trois sujets d'une même configuration démontre l'effet des différences interindividuelles sur le sous-marinage. Les résultats des neuf essais constituent des données de référence pour la compréhension de ces effets.

II.1. INTRODUCTION

L'analyse de la littérature met en évidence les limites des études publiées sur le sous-marinage et fait apparaître la nécessité d'apporter de nouvelles données. Ce chapitre décrit la campagne d'essais réalisée sur neuf sujets humains post-mortem. Pour pallier les limites observées dans la littérature, plusieurs contraintes ont été imposées dans la définition des essais. La première contrainte est la reproductibilité des essais. Pour cela un siège et un système de retenue simplifiés ont été conçus. La deuxième contrainte est l'obtention de données de référence en sous-marinage. Plusieurs configurations d'essais ont été réalisées de manière à observer des comportements différents. Enfin, la dernière contrainte est liée à l'objectif de la thèse à savoir examiner l'influence des différences interindividuelles sur le sous-marinage. Pour cela des informations telles que la position initiale du sujet humain dans le siège, les caractéristiques mécaniques de sa colonne lombaire ou encore la géométrie de son bassin sont nécessaires. Ces informations ont été obtenues grâce à la définition d'une procédure de positionnement, à la réalisation d'un essai statique en flexion/extension de la colonne et la reconstruction géométrique de l'os du bassin respectivement.

Pour commencer, les moyens et méthodes employés sont détaillés. Cela inclut entre autres le siège, le système de retenue, les sujets humains post-mortem, l'instrumentation, la matrice d'essai ainsi que les étapes qui constituent un essai complet. Les résultats obtenus sont ensuite présentés et analysés. Le chapitre se termine par l'explication des limites liées aux essais.

II.2. MOYENS ET METHODES

II.2.1. Définition du système de coordonnées

Les axes du repère global et du repère anthropométrique sont définis de façon similaire. Comme décrit dans la norme SAE J211, l'axe Z est dirigé vers le bas, l'axe X vers l'avant et l'axe Y de gauche à droite. Ces axes sont représentés sur la Figure 1 et sur le schéma du moyen d'essai, Figure 26.

II.2.2. Description du moyen d'essai

Le moyen d'essai inclut la catapulte, le siège, le moyen de retenue et l'appui-pieds. Il a été conçu de façon à être reproductible et répétable. Les éléments qui le composent sont représentés sur la Figure 26.

Les essais ont été réalisés sur la catapulte inversée de Faurecia, à Etampes (91). La loi de décélération, appelée aussi pulse, imposée à une catapulte permet de reproduire l'accélération subie par l'occupant lors d'un crash automobile. Cette loi est obtenue grâce à un essai dans lequel le véhicule complet est impacté contre un obstacle (barrière rigide ou déformable par exemple). L'accélération subie dans l'habitacle est mesurée au niveau du pied milieu.

Le siège est composé d'un dossier et d'une assise séparés. Le dossier est incliné de 22° en arrière, par rapport à la verticale et est couvert de 10 cm de mousse de siège. La mousse en bas du dossier a été remplacée par un bloc de polystyrène, pour favoriser la stabilité des sujets lors du positionnement. L'assise est composée d'une plaque d'aluminium (longueur x largeur x hauteur = 480 x 380 x 20 mm) reposant sur des cales. Ces cales permettent d'obtenir différents angles de l'assise par rapport à l'horizontale : -10° , -5° , 0° , 5° et 10° .

Concernant le moyen de retenue de l'occupant, le baudrier et la ceinture pelvienne ont été séparés en deux brins indépendants. Ce moyen est proche de la ceinture 3-points classique mais permet de s'affranchir de l'influence du baudrier sur la ceinture pelvienne lors du choc. En effet, il est fréquent que le sous-marinage apparaisse davantage du côté boucle (Patrick et Trosien 1971). Cela s'explique par l'influence de la tension baudrier faisant remonter la pelvienne. Ce type de retenue a aussi été choisi pour les essais de Horsch et Hering 1989.

Un enrouleur est placé à l'extrémité supérieure du baudrier alors que l'extrémité inférieure est fixe. La longueur de sangle enroulée dans l'enrouleur est toujours égale à 50 cm.

La ceinture pelvienne est symétrique. Chaque extrémité est reliée à un enrouleur. La position suivant l'axe X des ancrages de la ceinture pelvienne est ajustable, ce qui permet de modifier son angle initial. La longueur de sangle enroulée dans chaque enrouleur est un paramètre de la matrice d'essai. Ce paramètre influence la réponse de la ceinture pelvienne soumise à un effort et peut être vu comme analogue à du jeu dans la ceinture.

L'appui-pieds est orienté de 55° par rapport à l'horizontale. Les pieds de l'occupant sont maintenus grâce à des sur-chaussures en plâtre fixées à l'appui-pieds. Le mouvement des pieds est alors simplifié ce qui assure une meilleure répétabilité des essais. La position de l'appui-pieds est ajustable suivant l'axe X du repère global.

Des mirettes sont placées sur l'assise et sur les ceintures afin de servir de repères lors du pointage de l'environnement.

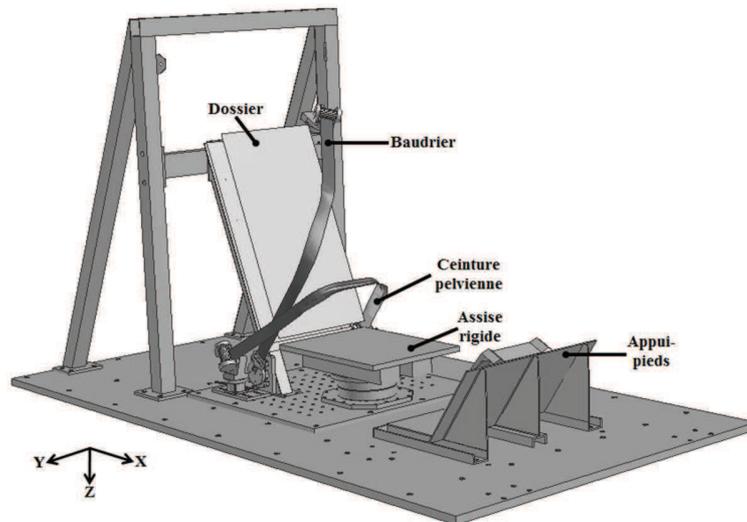


Figure 26. Illustration du moyen d'essai.

II.2.3. Description des sujets humains post-mortem

La campagne d'essais a été réalisée sur neuf sujets humains post-mortem, fournis par le service du Don du Corps de la Faculté de Médecine des Saints Pères, à Paris. Les corps sont confiés au C.E.E.S.A.R., le Centre Européen d'Etude de Sécurité et d'Analyse des Risques, ayant signé une convention avec le service du Don du Corps. Avant réception des sujets, ceux-ci ont subi différents tests sérologiques, tels que les tests d'hépatite B, hépatite C, du virus de l'immunodéficience humaine (V.I.H.) ou du virus T-lymphotropique humain (HTLV1, HTLV2).

Les actions préliminaires sont menées par le C.E.E.S.A.R. Une enquête médicale est conduite sur les sujets humains de façon à exclure ceux suspectés de fragilité osseuse résultant d'une immobilisation prolongée ou d'un cancer. Le protocole de conservation est intégralement décrit dans Potier 2010. Les sujets sont injectés de plusieurs antibiotiques puis congelés debout et maintenus à une température de -18°C . Plusieurs études (Foutz et al. 1992, McElhaney et al. 1983, Panjabi et al. 1985, Borchers et al. 1995, Pelker et al. 1984, Voggenreiter et al. 1995) ont traité de l'effet de la congélation sur les propriétés mécaniques des tissus. Elles ont montré que la congélation n'a pas altéré les propriétés des os, des ligaments, des tendons et de la peau. Un CT scan du corps entier est effectué pour chaque S.H.P.M. Cela permet non seulement d'éliminer les pathologies osseuses mais aussi d'avoir accès à la géométrie du squelette du sujet, en particulier celle du bassin. Les informations fournies par cette technique d'imagerie sont un outil pour la personnalisation du modèle éléments finis d'être humain.

Avant l'essai, les sujets humains sont habillés avec une combinaison en acrylique. Des sangles sont placées sous les clavicules pour permettre leur positionnement et le maintien de leur position.

Les données générales relatives aux neuf sujets sont répertoriées dans le Tableau 9. Plus de détails sont fournis dans l'Annexe 1. Tous les sujets sont des hommes, à l'exception du sujet #635. La moyenne

d'âge est de 73 ans. Le poids des sujets varie de 54 kg à 79 kg pour une moyenne de 73 kg. La dispersion concernant la taille est faible puisque le sujet le plus grand mesure 171,5 cm et le plus petit mesure 161 cm. En moyenne, on obtient 166 cm. Après essais, lors de l'autopsie, les jambes sont prélevées et pesées. Cela permet la personnalisation de la répartition de la masse du sujet au chapitre 3.

Tableau 9. Données générales concernant les neufs sujets humains post-mortem.

S.H.P.M.	Sexe	Age (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	Poids jambes (kg)
#631	M	67	171,5	59,5	19,45
#632	M	85	167	69,5	19,65
#633	M	76	163	54	17,1
#634	M	68	170	79	23,1
#635	F	56	161	57	19,9
#636	M	77	171	61,5	12,8
#637	M	79	161,5	57	15,95
#638	M	67	170,5	58	18,35
#639	M	90	162	71	25,35

II.2.4. Description de l'instrumentation

II.2.4.1. Instrumentation du moyen d'essai

L'instrumentation du moyen d'essai a été définie de façon à obtenir l'effort de contact entre l'occupant et l'assise et les efforts dans le système de retenue. L'emplacement des différents capteurs ainsi que les composantes mesurées sont présentés sur la Figure 27.

Un capteur 6-axes a été placé entre l'assise et la catapulte. Chaque extrémité de la ceinture pelvienne et l'extrémité supérieure du baudrier ont été équipées de capteurs 3-axes. Un capteur 2-axes a été placé à l'extrémité inférieure du baudrier.

En plus de ces mesures d'efforts, l'accélération suivant chacun des trois axes de l'espace a été mesurée sous l'assise et sur la catapulte, par le biais de capteurs mono-axe.

Quatre caméras rapides ont été utilisées, deux caméras par côté du moyen d'essai, la première étant embarquée sur la catapulte, la deuxième étant fixe.

Les axes des capteurs d'efforts ne sont pas toujours confondus avec les axes du repère global, notamment les capteurs du baudrier. Les mesures ont donc été replacées dans le repère global. De plus, afin d'obtenir les efforts d'interaction entre l'occupant et l'environnement, l'effet de l'accélération de la catapulte sur les mesures d'effort a été corrigé. Les efforts F_x et F_z mesurés aux extrémités de la ceinture pelvienne permettent de calculer l'angle de chaque brin avec l'horizontale, au cours du temps.

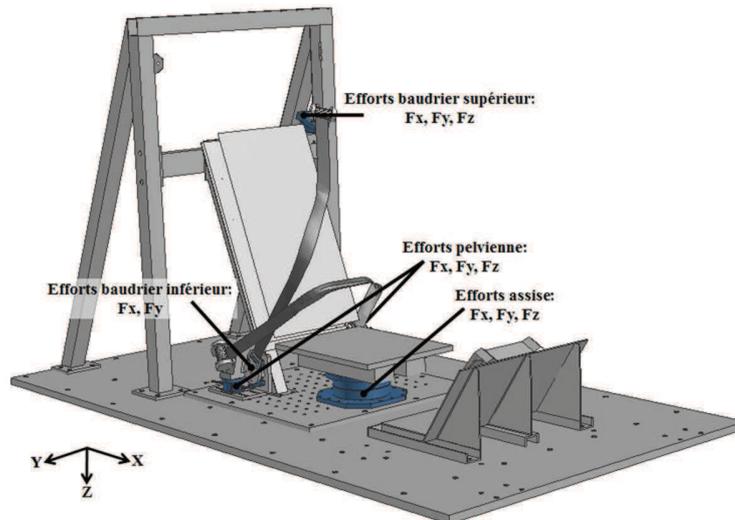


Figure 27. Illustration de l'instrumentation du moyen d'essai.

II.2.4.2. Instrumentation des S.H.P.M.

L'instrumentation des sujets humains a été définie de façon à obtenir la cinématique du bassin ainsi que l'accélération et la vitesse angulaire des vertèbres T1 et T12.

Les vertèbres T1 et T12 sont instrumentées avec trois accéléromètres mono-axe, un capteur de vitesse angulaire et un inclinomètre. L'axe du capteur de vitesse angulaire et de l'inclinomètre sont placés initialement de sorte à être le plus parallèle possible à l'axe Y global. Tous ces capteurs sont placés dans un boîtier étanche vissé sur la vertèbre. La fixation du boîtier sur les vertèbres est décrite et illustrée dans Potier 2010.

Un boîtier étanche, illustré Figure 28, à droite, est fixé sur la face antérieure du sacrum afin de recalculer la cinématique du bassin. Ce boîtier contient trois accéléromètres mono-axe, trois capteurs de vitesse angulaire et un inclinomètre. Deux jauges de déformation et un capteur de bruit sont collés sur chaque aile iliaque. Trois vis placées sur le sommet de chaque crête iliaque et sur la symphyse pubienne servent à repérer la position initiale des axes des capteurs ainsi que celle du bassin.

A la fin de l'instrumentation, une phase de pointage est réalisée. Le pointage concerne les trois vis du bassin, le point antérieur du plateau supérieur de S1, correspondant au point 001 de la Figure 8 et les repères faits au pointeau sur le boîtier, entourés sur la Figure 28. Cette phase permet non seulement le recalage de l'orientation des axes des capteurs en position initiale, nécessaire au calcul de la cinématique du bassin, mais aussi de connaître la position approximative du plateau sacré lors des essais de flexion/extension. L'algorithme utilisé pour ces deux recalages est présenté dans l'Annexe 2.

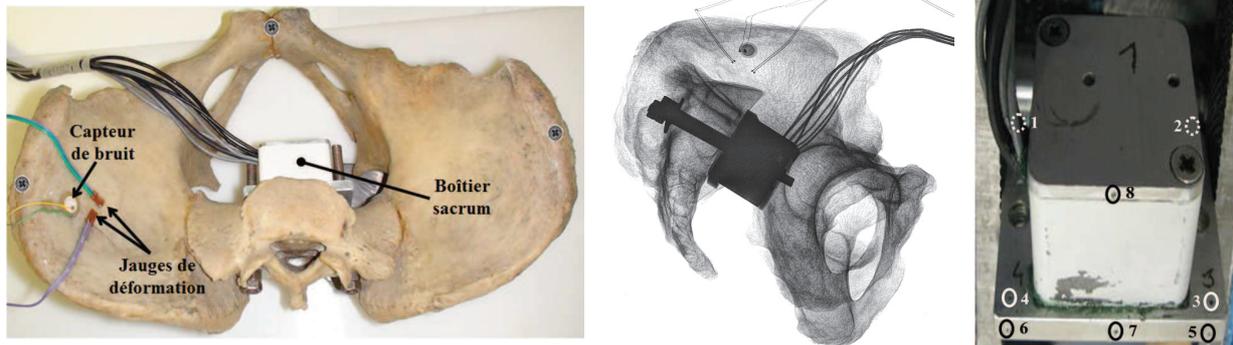


Figure 28. Instrumentation du bassin constituée de jauges de déformation, d'un capteur de bruit et d'un boîtier contenant trois accéléromètres, trois capteurs de vitesse angulaire et un inclinomètre. La radiographie en vue de côté permet d'illustrer la fixation du boîtier sur la face antérieure du sacrum. Les repères sur le boîtier sont utilisés pour replacer les axes des capteurs dans l'espace, en position initiale.

II.2.5. Description de la matrice d'essai

La matrice d'essai a été construite en suivant un objectif principal : définir trois configurations menant au sous-marinage et présentant des interactions entre l'occupant et l'environnement ainsi que des cinématiques différentes. Cette contrainte permet, d'une part, de réaliser chaque configuration sur trois sujets humains différents. D'autre part, cela permet d'obtenir des données S.H.P.M. de référence sur une gamme de comportement plus large que pour une configuration d'essai unique. Ces données serviront ensuite de base à l'évaluation de la biofidélité et à la validation d'un modèle d'être humain.

Initialement, quatre paramètres ont été choisis pour caractériser une configuration. Ces paramètres, tirés des conclusions apportées par l'étude de la littérature, sont la loi de décélération de la catapulte, l'angle de l'assise, la position des ancrages de la ceinture pelvienne et la position de l'appui-pieds. Plusieurs combinaisons de ces quatre paramètres ont été testées numériquement sur un modèle de mannequin Hybrid III 50° biofidélisé. La biofidélisation du modèle d'Hybrid III 50° concerne sa colonne lombaire et son bassin. Sa colonne lombaire a d'abord été assouplie. En effet, comme décrit au chapitre 1, la colonne de l'Hybrid III 50° est connue pour être trop raide. Son bassin a été retravaillé de façon à améliorer son interaction avec la ceinture pelvienne. Les essais sur sujets humains post-mortem présentés par Uriot et al. 2006 ont servi de référence pour cette modification. Ces simulations numériques ont permis de sélectionner trois configurations menant au sous-marinage du modèle par différents biais, *i.e.* différents efforts de retenue, différentes cinématiques du bassin. Ces configurations ont ensuite été testées physiquement sur le mannequin Hybrid II 50°. Ce mannequin présente l'avantage d'avoir été comparé à des S.H.P.M. en configuration de sous-marinage (Leung et al. 1979 et Kallieris et al. 1982) et d'avoir une meilleure aptitude à sous-mariner que l'Hybrid III 50°. L'Hybrid II 50° n'ayant pas sous-mariné pour toutes les configurations testées, les valeurs des paramètres ont été ajustées et un cinquième a été ajouté. Ce cinquième paramètre est la longueur de sangle enroulée dans chacun des deux enrouleurs de la ceinture pelvienne, permettant de simuler du jeu dans la ceinture.

Les trois configurations de la matrice, menant au sous-marinage de l'Hybrid II 50°, sont décrites dans le Tableau 10, avec les valeurs de chacun des cinq paramètres¹.

Deux lois trapézoïdales simulant des vitesses de 40 et 50 km/h ont été utilisées pour la loi de décélération de la catapulte. Ces lois sont fournies sur la Figure 29. L'angle de l'assise par rapport à l'horizontale vaut 0° ou 5°. L'ancrage de la ceinture pelvienne a été placé dans deux positions afin d'obtenir des angles initiaux différents. Les deux longueurs de sangle dans les enrouleurs de la ceinture pelvienne testées sont de 60 cm et 80 cm. La réponse de l'ensemble sangle/enrouleur soumis à un essai de traction est tracée pour ces deux valeurs sur la Figure 30 et comparée au même essai pour la sangle seule. La longueur de sangle, en dehors de l'enrouleur, pour ces essais est de 40 cm. Rappelons que la longueur de sangle dans l'enrouleur du baudrier supérieur est de 50 cm. La courbe de réponse pour cette longueur est quasi identique à celle pour 60 cm. Par conséquent une seule de ces courbes est tracée. L'écart, suivant l'axe X, entre les positions d'appui-pieds avancée et reculée est de 5 cm.

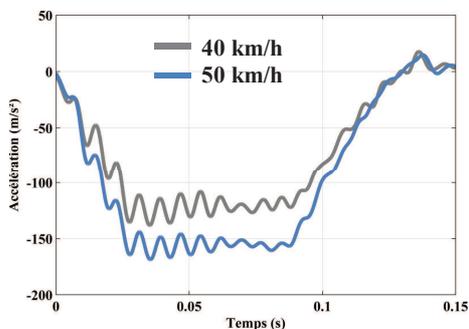


Figure 29. Lois de décélération de la catapulte: 40 km/h en gris, 50km/h en bleu.

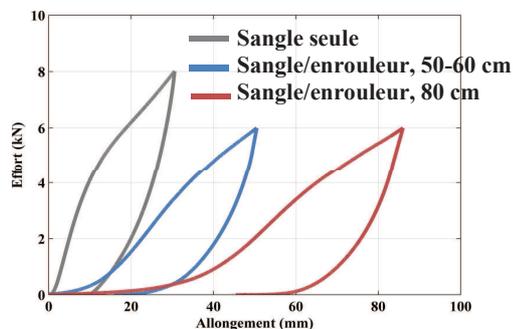


Figure 30. Réponses des ensembles sangle seul (en gris) et sangle/enrouleur (bleu pour une longueur de 60 cm, rouge pour 80 cm) soumis à un essai de traction.

Tableau 10. Valeurs des cinq paramètres pour chaque configuration d'essai.

	Config. 1	Config. 2	Config. 3
<i>Loi décélération catapulte</i>	40 km/h	50 km/h	50 km/h
<i>Angle d'assise</i>	0°	0°	5°
<i>Position ancrages pelvienne</i>	Reculée	Avancée	Reculée
<i>Longueur de sangle dans les enrouleurs</i>	80 cm	60 cm	60 cm
<i>Position d'appui-pieds</i>	Avancée	Avancée	Reculée
<i># S.H.P.M.</i>	#631	#634	#637
	#632	#635	#638
	#633	#636	#639

¹ Les trois configurations d'essais ont été dupliquées sur mannequins Hybrid II 50° et Hybrid III 50°. Les résultats de ces essais ne sont pas intégrés ici. Ils ont été présentés dans la publication Luet et al. 2012.

II.2.6. Description d'un essai complet

Un essai complet se décompose en trois étapes. Le sujet est d'abord positionné une première fois dans le siège afin d'obtenir une mesure d'angle relatif entre la vertèbre T12 et le bassin. Ces angles sont obtenus grâce aux inclinomètres placés dans les deux boîtiers de mesures. Un essai statique de flexion et d'extension est ensuite réalisé afin d'obtenir des informations sur le comportement de la colonne lombaire. L'essai sur catapulte constitue la dernière étape.

II.2.6.1. Positionnement du sujet

L'étude de Leung et al. 1979 a montré que la position initiale du bassin, notamment l'orientation du segment joignant les points 007 et 091, a une influence sur l'apparition du sous-marinage. Malheureusement, très peu d'auteurs fournissent des informations soit sur la façon dont les sujets ont été assis dans le siège, soit sur la position initiale du sujet. L'étude de la littérature a alors été étendue aux chocs frontaux sur S.H.P.M., corps entier, sans observation de sous-marinage. Parmi ces publications, Shaw et al. 2009 fournissent des données relatives à la position initiale du sujet, notamment la position approximative du point H, l'angle du torse, défini par l'angle de la droite joignant le point H à la vertèbre T1 par rapport à l'horizontale, et l'angle du bassin. L'angle du bassin présenté dans cet article est l'angle de l'axe PI présenté dans le chapitre 1.

Dans cette campagne d'essais, le positionnement des sujets a constitué une partie conséquente de la procédure d'essai. L'analyse préalable de la littérature concernant l'orientation du bassin en position assise a révélé d'importantes différences interindividuelles. Aucun paramètre constant n'a pu être identifié pour prédire la position adoptée naturellement par un sujet. Le choix s'est alors porté sur l'élaboration d'une procédure de positionnement, reproductible, permettant d'asseoir le sujet dans la position la plus naturelle possible. Cette procédure a été testée trois fois sur le même S.H.P.M. afin de vérifier sa répétabilité. Le changement maximal d'orientation du bassin a été de 2°.

La procédure de positionnement est réalisée deux fois au total. La première fois, cela permet de connaître l'angle relatif entre l'inclinomètre du bassin (α_{Bassin}) et l'inclinomètre de la vertèbre T12 (α_{T12}) lorsque le sujet est assis. La deuxième fois correspond au positionnement avant le tir de l'essai. Avant chaque positionnement, 2,5 litres d'air sont insufflés dans les poumons du sujet.

Les éléments utilisés pour cette procédure sont annotés sur la Figure 31. Dix étapes la composent :

- 1°/ Placer une sangle autour du thorax, sous les aisselles. Installer le sujet dans le siège, à l'aide d'un palan, en utilisant la sangle placée sous les aisselles.
- 2°/ Placer les pieds sous les sur-chaussures en plâtre.
- 3°/ Remonter le sujet dans le siège le long du dossier puis le redescendre, en lui poussant sur les genoux afin de plaquer le bassin sur le dossier, jusqu'à frôler l'assise.

- 4°/ Placer la cale de polystyrène entre les genoux et les attacher à l'aide de deux sangles dont une des extrémités est liée au peson fixé au bâti.
- 5°/ Tendre les sangles jusqu'à ce que le peson indique 100 N.
- 6°/ Finir la descente du sujet dans le siège.
- 7°/ Tendre les sangles sous clavicules jusqu'à mesurer 100 N dans chaque peson.
- 8°/ Vérifier la position globale du sujet (symétrie, centrage dans le siège).
- 9°/ Relever les mesures angulaires des trois inclinomètres et réaliser le pointage des trois vis du bassin.
- 10a°/ Pour le premier positionnement : Réaliser une radiographie.
- 10b°/ Pour le deuxième positionnement : Ajuster, si besoin, la tension dans les sangles de maintien pour retrouver les mesures angulaires obtenues lors du premier positionnement.

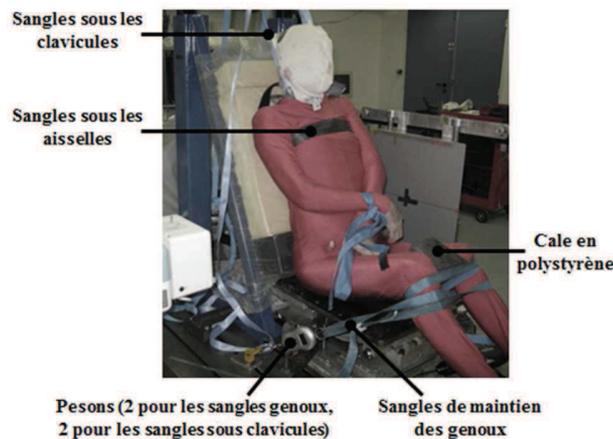


Figure 31. S.H.P.M. positionné dans le siège. Les sangles sous clavicules et les sangles genoux permettent le maintien de la position.

II.2.6.2. Caractérisation de la flexion statique de la colonne

Parmi les paramètres liés à l'occupant influençant le sous-marinage, Leung et al. 1982 ont cité la raideur de la colonne lombaire. Leur étude sur modèle d'Hybrid II a montré qu'augmenter la raideur de la colonne pouvait réduire le risque de sous-marinage. Afin d'obtenir des informations sur le comportement de la colonne des neuf S.H.P.M., un essai statique de flexion et d'extension a été réalisé avant l'essai sur catapulte. Bien que le phénomène de sous-marinage mette plus en jeu le mouvement de flexion, il demeure intéressant de connaître le comportement de la colonne des sujets pour les deux mouvements.

Le principe de cet essai est schématisé sur la Figure 32. Le sujet est assis dans un bac rigide et placé de façon à ce que les inclinomètres du bassin (α_{Bassin}) et de la vertèbre T12 (α_{T12}) indiquent un angle relatif identique à celui obtenu lors de la première procédure de positionnement. Le sujet est maintenu en position de façon à limiter au maximum le mouvement du bassin. Les jambes sont en équilibre, sans toucher le sol. Une fois le sujet correctement placé, les trois vis du bassin sont pointées avec le bras

Römer. L'algorithme de recalage décrit par Horn 1987, et résumé dans l'Annexe 2. permet de connaître la position du point antérieur du plateau de S1. Le capteur de moment est alors placé au niveau de ce point. Grâce aux sangles sous clavicules, le sujet est tiré doucement vers l'avant pour la caractérisation de sa flexion. Le mouvement est arrêté lorsque le moment atteint environ la valeur de 30 N.m puis le sujet est ramené à sa position initiale. Pendant toute cette manœuvre, les angles des inclinomètres du bassin (α_{Bassin}) et de la vertèbre T12 (α_{T12}) sont enregistrés, ainsi que la courbe de moment M_y . Cette limite de 30 N.m a été déterminée grâce à des essais lombaires statiques réalisés en interne et correspond à un niveau infra-lésionnel. Cette procédure est répétée pour le mouvement d'extension, pendant lequel le sujet est tiré doucement vers l'arrière, avec la même limite de 30 N.m. Les caractéristiques Moment $M_y = f(\text{Angle relatif bassin / vertèbre T12})$ sont alors obtenues pour les deux mouvements. La répétabilité de ces essais a été vérifiée sur deux sujets différents, les sujets #637 et #638. Les courbes des tests de répétabilité sont fournies en Annexe 5.2.

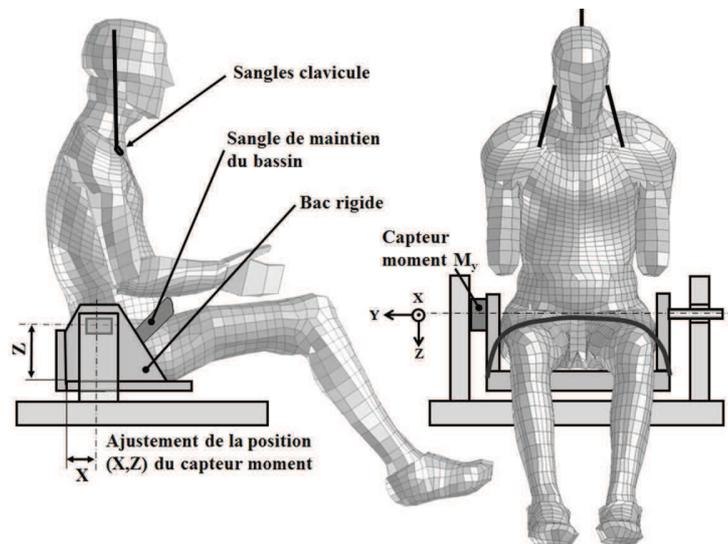


Figure 32. Principe des essais de caractérisation de la flexion / extension de la colonne.

II.2.6.3. Essai sur catapulte

Au moment de l'essai catapulte, le sujet est positionné dans le siège en suivant la procédure de positionnement. Afin de permettre le largage du sujet au moment du déclenchement du tir, quatre électroaimants sont ajoutés au niveau des extrémités des sangles le maintenant en position.

L'environnement est alors pointé. Les axes du repère de pointage sont ceux décrits au paragraphe II.2.1. Le centre du repère est situé au centre de symétrie du siège, à l'intersection des plans du dossier et de l'assise. Ce pointage inclut les mires placées sur les ceintures et l'assise ainsi que les boîtiers équipant les vertèbres T1 et T12, les trois vis du bassin et les parties supérieures de la cuisse et du tibia droits.

Après protection de l'environnement, à savoir la fermeture du moyen d'essai grâce à des vitres en plexiglas, et la prise des photos, le tir peut être réalisé.

II.2.7. Reconstruction des bassins et recalage en position initiale

Les trois étapes permettant de connaître la géométrie du bassin et sa position initiale dans le siège simplifié sont décrites dans ce paragraphe et illustrées sur la Figure 33.

II.2.7.1. Reconstruction des données scanner

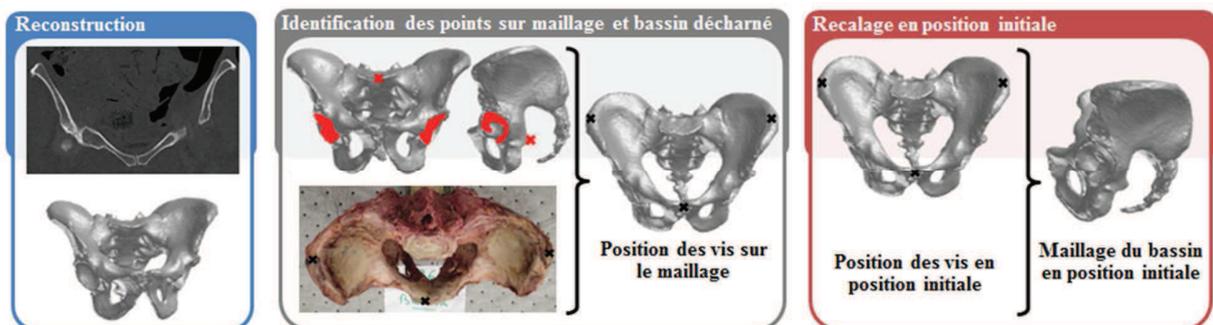
Les scanners corps entier des neuf sujets humains ont permis de reconstruire la géométrie de l'os du bassin. Cette reconstruction a été faite sous le logiciel 3D Slicer, version 3.6.2. Le modèle généré par 3D Slicer a été traité sous Ansa, version 13.1.4 afin de remailler le volume. Les coordonnées des nœuds de ce maillage sont exprimées dans le repère du scanner.

II.2.7.2. Identification de la position des vis sur le maillage

Après essais, les bassins ont été décharnés et pointés. Le pointage inclut les trois vis, chaque acétabulum (environ 7 points), les épines sciatiques (points 060 droite et gauche) et le promontoire (point 001). La meilleure sphère calculée pour chaque acétabulum est éloignée au maximum de 0,01 mm par rapport au nuage de points. Les points H gauche et droit ont été sauvegardés comme le centre de chaque sphère. Cette étape permet de connaître la position des vis relativement à cinq points anatomiques identifiables du bassin. Ces mêmes points ont été identifiés sur les reconstructions des bassins. L'algorithme de recalage de Horn 1987, permet alors de replacer les trois vis sur le maillage des bassins.

II.2.7.3. Recalage des bassins en position initiale

Pour replacer les bassins dans la position initiale, avant l'essai, l'algorithme de recalage a été utilisé de nouveau. Grâce aux coordonnées des trois vis, obtenues lors du pointage du S.H.P.M., et celles calculées sur le maillage du bassin dans le repère du scanner, la matrice de transformation du repère scanner vers le repère d'essai a pu être calculée. Cette matrice a été appliquée à l'ensemble du maillage du bassin. De cette façon, la géométrie complète du bassin, dans la position initiale, a pu être obtenue.



II.3. RESULTATS

Les résultats d'essais concernent non seulement les mesures obtenues lors de l'essai statique de flexion/extension et de l'essai catapulte mais aussi le bilan lésionnel de chaque sujet. Les voies de mesures ont été traitées et filtrées. Le traitement appliqué inclut la suppression de l'offset, le recalage temporel, *i.e.* la remise à zéro, la correction de l'orientation des axes des capteurs d'effort du baudrier et la correction de l'effet de l'accélération de la catapulte sur les mesures d'effort. Le filtrage appliqué aux voies est décrit dans l'Annexe 5.1.

II.3.1. Flexion statique de la colonne

Les résultats des essais de flexion et d'extension sont tracés sur la Figure 34. Le mouvement de flexion concerne le cadran inférieur gauche du graphe (moment et angle relatif négatifs).

Les courbes de comportement sont présentées pour trois sujets à la fois, à savoir les trois sujets ayant subi la même configuration d'essai.

Le graphe supérieur concerne les sujets de la première configuration d'essai. Le comportement de la colonne des trois sujets #631, #632 et #633 présente des différences significatives. Vis-à-vis de la flexion, #631 est le sujet ayant la colonne la plus raide, suivi de #632 puis #633. La tendance est différente en extension puisque #632 présente la courbe la plus raide, puis #633 et enfin #631.

Les réponses en flexion et en extension des trois sujets de la deuxième configuration, tracées sur le graphe du milieu, sont quasi-superposées.

Les résultats des trois derniers sujets sont regroupés sur le graphe inférieur. La courbe de flexion du sujet #639 est plus raide que les deux autres sujets dès le départ. De plus, la pente de la courbe croît plus vite. Les sujets #637 et #638 présentent des raideurs semblables jusqu'à une variation d'angle relatif T12 / sacrum de -18° . Le comportement en extension suit le même sens qu'en flexion : #639 est le sujet le plus raide. Vient ensuite le sujet #638 et enfin le sujet #637.

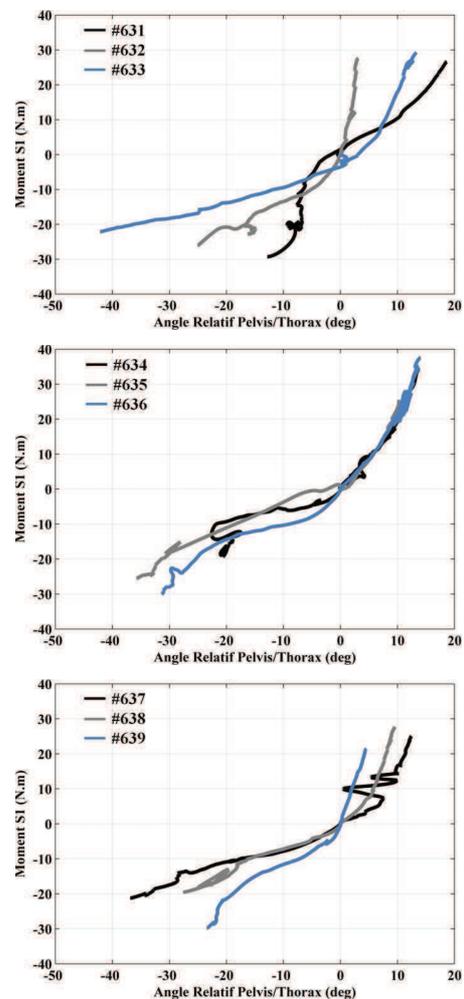


Figure 34. Caractéristique Moment en S1 = f (Angle relatif bassin/T12) pour les trois sujets de chaque configuration. En haut, au milieu, en bas, les configurations 1, 2 et 3 respectivement.

II.3.2. Essais sur catapulte

Les résultats des neuf essais sur catapulte sont scindés en plusieurs catégories. La première concerne les données de positionnement calculées grâce au pointage et au recalage des maillages des bassins. Le deuxième résultat est l'observation du sous-marinage et la fenêtre temporelle durant laquelle le phénomène s'est produit. Enfin, les courbes d'interaction de l'occupant avec l'environnement (moyen de retenue et assise) et les courbes de cinématique de l'occupant sont représentées. Les valeurs maximales des réponses et les valeurs de ces réponses au moment du début du sous-marinage sont rassemblées dans un tableau de synthèse, en Annexe 6.

II.3.2.1. Données de positionnement

Les données de positionnement des neuf sujets humains sont rassemblées dans le Tableau 11. Une vue globale de l'environnement avant essai, pour chaque configuration est présentée en Annexe 3.

Les coordonnées du milieu des points H gauche et droit sont issues de l'étape de recalage des bassins en position initiale, détaillée au paragraphe II.2.7. Les trois angles positionnels décrits dans le chapitre 1 sont calculés et reportés dans le Tableau 11. L'angle de l'axe PI a été utilisé par Reed et al. 1996 et Shaw et al. 2009 et l'angle de l'axe HI apparaît dans Uriot et al. 2006. L'angle de la cuisse, du tibia et l'angle moyen de la ceinture pelvienne ont été calculé grâce aux données de pointage du bras Römer. Ces angles sont fournis par rapport à l'horizontale.

L'angle de l'axe symphyse/E.I.A.S. par rapport à l'horizontale est compris entre 56° et 77°. Les bassins sont plus antéversés que ce qu'a indiqué la littérature (*cf.* Chapitre 1). Il apparaît que seul le bassin du sujet #632 a ses E.I.A.S. en arrière par rapport au point H. Concernant la pente sacrée, les valeurs sont dans les gammes décrites par la littérature, à l'exception du sujet #633 qui présente un sacrum très incliné vers l'avant. Les angles PI et HI semblent corrélés ($R^2=0,8$), ce qui n'est pas le cas avec la pente sacrée. La position d'ancrages de la ceinture pelvienne la plus reculée donne un angle moyen de la ceinture par rapport à l'horizontale de 36,7°, contre 48° pour la position la plus avancée.

Tableau 11. Données de positionnement des S.H.P.M.

		Coordonnées point H (mm)		Angles bassin (deg)			Angle cuisse (deg)	Angle tibia (deg)	Angle moyen ceinture pelv. (deg)
		X	Z	Angle axe PI	Angle axe HI	Pente sacrée			
Config. 1	#631	90,2	-85,4	59	5	1,2	27	52,5	36,5
	#632	78,3	-84,5	55	-6,2	24,5	22,1	51,5	40
	#633	47,8	-76,3	77	25	38	13,4	39	35
Config. 2	#634	81,1	-84,7	77	24,5	20	20,8	45,8	49,5
	#635	81,4	-78,9	67	16,5	0	12,7	35,3	48
	#636	78,1	-80,6	70	13,8	22	27	53,5	49
Config. 3	#637	72,6	-81	66	22,5	12	24,4	52,5	34
	#638	88,2	-88,3	70	17	13	30	57	35
	#639	100,4	-96,7	56	5,3	19	25,2	55,4	40

II.3.2.2. *Sous-marinage*

L'apparition du sous-marinage, c'est-à-dire le glissement de la ceinture pelvienne par-dessus les épines iliaques antéro-supérieures, se traduit généralement par une chute de l'effort mesuré au niveau de la ceinture pelvienne. L'interprétation de la courbe d'effort de la ceinture pelvienne a été corrélée avec l'examen des vidéos d'essai pour conclure quant à l'apparition du sous-marinage sur chacun des neuf essais. Les résultats présentés dans le Tableau 12 indiquent si le sous-marinage a été observé et la fenêtre temporelle pendant laquelle la ceinture s'est échappée. En effet, le sous-marinage est un phénomène qui se produit sur la durée. Les deux valeurs temporelles fournies dans le tableau correspondent respectivement au temps du début et de la fin de la chute de tension dans la ceinture pelvienne.

Le sous-marinage a été observé pour tous les sujets des configurations 1 et 3. Deux sujets sur trois n'ont pas sous-mariné pour la deuxième configuration. Le sujet #632 de la configuration 1 a sous-mariné le plus tôt, les deux autres présentent des temps similaires. Concernant la troisième configuration, le sous-marinage le plus précoce a été observé pour les sujets #637 et #639. Les temps de début de sous-marinage pour les trois sujets diffèrent de 5 ms.

Tableau 12. Résultats du sous-marinage: observation et fourchette temporelle.

		Sous- marinage (O/N)	Temps de sous- marinage (ms)
<i>Config.</i> 1	#631	O	84 - 89
	#632	O	77 - 84
	#633	O	85 - 94
<i>Config.</i> 2	#634	O	80 - 87
	#635	N	-
	#636	N	-
<i>Config.</i> 3	#637	O	64 - 70
	#638	O	68 - 73
	#639	O	63 - 74

II.3.2.3. *Corridors des réponses S.H.P.M.*

Afin de comparer les comportements observés sur les trois configurations, les corridors des réponses des sujets de la même configuration ont été superposés sur la Figure 35. Les corridors sont définis par l'enveloppe des réponses obtenues. Les courbes ne sont présentées que sur 120 ms. La phase complète de rebond du sujet dans le siège n'est pas présentée pour ne pas perturber l'analyse des résultats.

Cette figure montre que les configurations engendrent des comportements différents. Pour commencer, comme l'a montré le Tableau 12, le temps de sous-marinage est plus précoce pour la configuration 3. D'après ce tableau, il semble que la troisième configuration soit plus favorable au sous-marinage. A l'inverse, la deuxième configuration semble mieux retenir l'occupant.

L'interaction avec l'environnement change selon les configurations. En effet, la montée en effort est plus tardive pour la configuration 1 que ce soit au niveau du contact avec l'assise ou au niveau du chargement

de la ceinture pelvienne. Du fait du jeu dans la ceinture pelvienne plus important pour la configuration 1, l'occupant est couplé plus tardivement avec le siège. Les amplitudes de ces deux efforts d'interaction sont différentes pour les trois configurations. Les efforts dans la ceinture pelvienne pour la troisième configuration sont du même ordre de grandeur que ceux de la première bien que les lois de décélération de la catapulte ne soient pas de violence égale.

La cinématique de l'occupant a aussi été influencée par les trois configurations d'essais. Le bassin a tendance à avancer plus tôt et plus loin pour la deuxième configuration. En ce qui concerne la rotation du bassin, les corridors sont assez larges. Il apparaît que la rotation du bassin est la plus précoce pour la configuration 3 et la plus tardive pour la configuration 1.

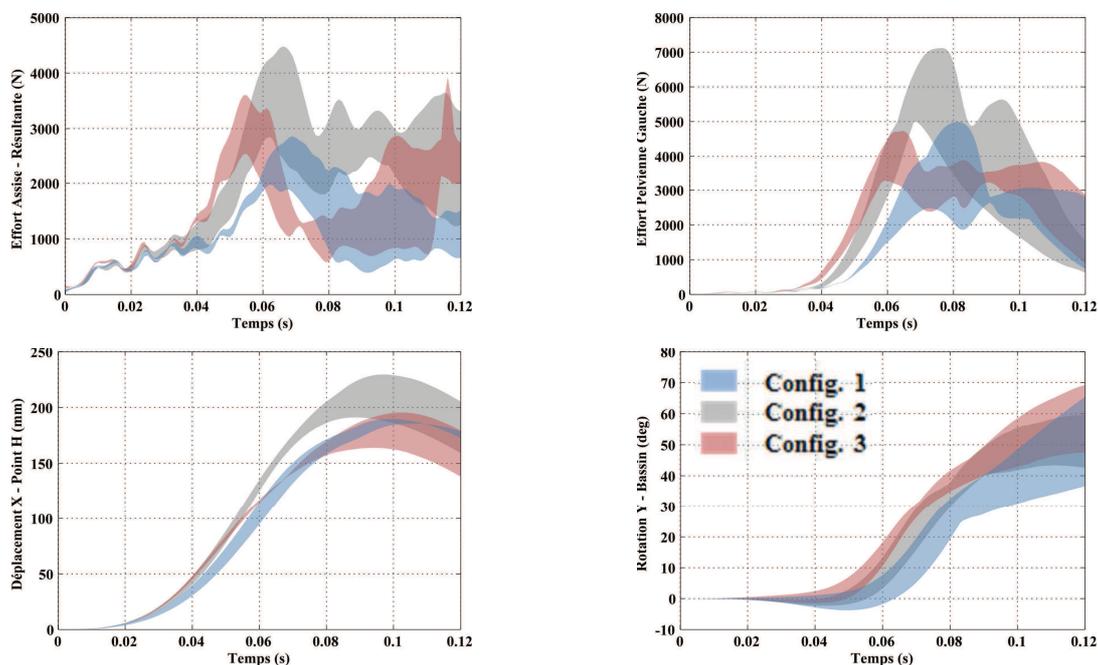


Figure 35. Corridors des réponses S.H.P.M. En bleu, la configuration 1. En gris, la configuration 2. En rouge, la configuration 3. En haut, à gauche, l'effort de contact assise résultant. En haut, à droite, l'effort pelvienne côté gauche. En bas, à gauche, le déplacement dans le siège, suivant X, du milieu des points H. En bas, à droite, la rotation du bassin.

II.3.2.4. Réponses S.H.P.M. par configuration

Les réponses propres des différents sujets sont fournies dans ce paragraphe. Elles sont regroupées par configuration afin de ne pas alourdir les graphes, d'une part, et de rendre compte des comportements pour des conditions d'essais identiques d'autre part.

Les graphes sont classés en deux catégories à savoir l'interaction de l'occupant avec l'environnement et sa cinématique.

II.3.2.4.a) Interaction occupant / environnement

Les résultats d'interaction de l'occupant avec l'environnement concernent les efforts mesurés dans le baudrier, la ceinture pelvienne et sur l'assise.

Les efforts mesurés dans les capteurs instrumentant les deux extrémités du baudrier sont reportés sur la Figure 36. Rappelons que l'extrémité inférieure est instrumentée avec un capteur 2-axes. La composante F_z de l'effort baudrier inférieur manque. La résultante présentée sur la Figure 37 n'est donc pas la résultante 3D. Les observations pour l'extrémité supérieure et inférieure sont similaires, à l'exception du sujet #633. Ce sujet présente un effort baudrier supérieur proche de celui du sujet #632 alors que la tendance est inversée pour l'effort inférieur. Pour la configuration 1, les efforts baudrier sont les plus élevés pour le sujet #632, le plus lourd des trois. Les efforts baudrier des sujets #634 et #635 sont du même ordre de grandeur alors que ceux du sujet #636 sont une fois et demie plus faibles. Les montées en efforts des sujets de la troisième configuration sont identiques. Le sujet #639, le plus lourd, présente une amplitude plus importante en comparaison aux deux autres, de masse similaire.

La Figure 37 rassemble les courbes d'efforts mesurés dans les deux extrémités de la ceinture pelvienne. Du fait de la séparation du baudrier et de la pelvienne, on observe que les efforts sont symétriques. Le sujet #632, dont le sous-marinage est le plus précoce, présente une amplitude du premier maximum deux fois plus faible que les deux autres sujets. Les courbes d'efforts dans la ceinture pelvienne des sujets #631 et #633 sont quasi-superposées. Les sujets de la configuration 2 ont interagi différemment avec la ceinture pelvienne. La montée en effort du sujet #636 est la plus rapide, son amplitude maximale est la plus faible et est atteinte le plus tôt. Concernant le sujet #635, sa montée en effort est la plus tardive, mais son maximum est atteint en même temps que le sujet #634, avec une amplitude plus faible. Comme l'a montrée la superposition des corridors, la troisième configuration révèle des amplitudes proches de la première configuration alors que son pulse est plus violent. Le sujet #639 montre des efforts de la même forme que le sujet #632, *i.e.* un premier maximum faible et une reprise de l'effort. Le comportement de ces deux sujets semble indiquer que la ceinture pelvienne n'a pas accroché le bassin.

Les efforts d'interaction avec l'assise sont tracés sur la Figure 38. La séparation des composantes tangentielles et orthogonales à l'assise ont permis d'obtenir une approximation du coefficient de frottement entre l'occupant et l'assise ainsi que l'angle que fait le vecteur résultant avec l'horizontale. Le coefficient de frottement est d'environ 0,2. L'angle du vecteur résultant est en moyenne de 80° pour l'assise horizontale et de 73° pour l'assise inclinée. Les efforts F_x sont faibles, le maximum est difficilement observable sur la configuration 1 et plus visible sur la configuration avec l'assise inclinée. Concernant l'effort résultant, les montées en efforts sont synchronisées pour les trois sujets d'une même configuration d'essai. La valeur du premier pic d'effort du sujet #632 est la plus faible pour la configuration 1. Le deuxième pic correspond au rebond du sujet après sous-marinage. Pour la configuration 2, le sujet #634 présente les efforts les plus importants, les deux autres sujets se situent dans la même gamme. L'amplitude du premier pic, pour la configuration 3, est la plus faible pour le sujet #637 et la plus élevée pour le sujet #638.

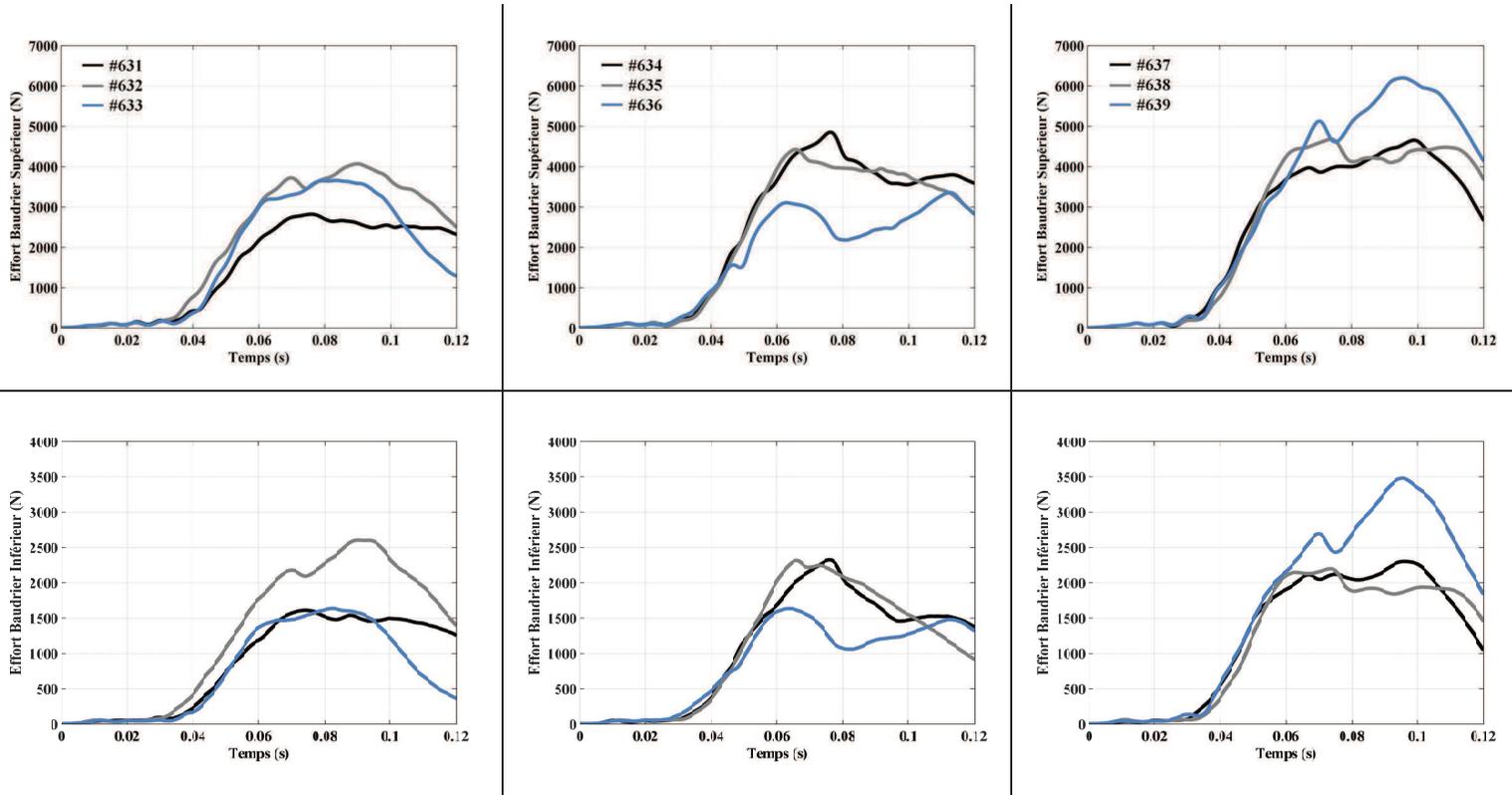


Figure 36. Courbes d'effort baudrier supérieur (en haut) et inférieur (en bas) pour les trois configurations d'essai. A gauche, la configuration 1, au milieu, la configuration 2, à droite, la configuration 3.

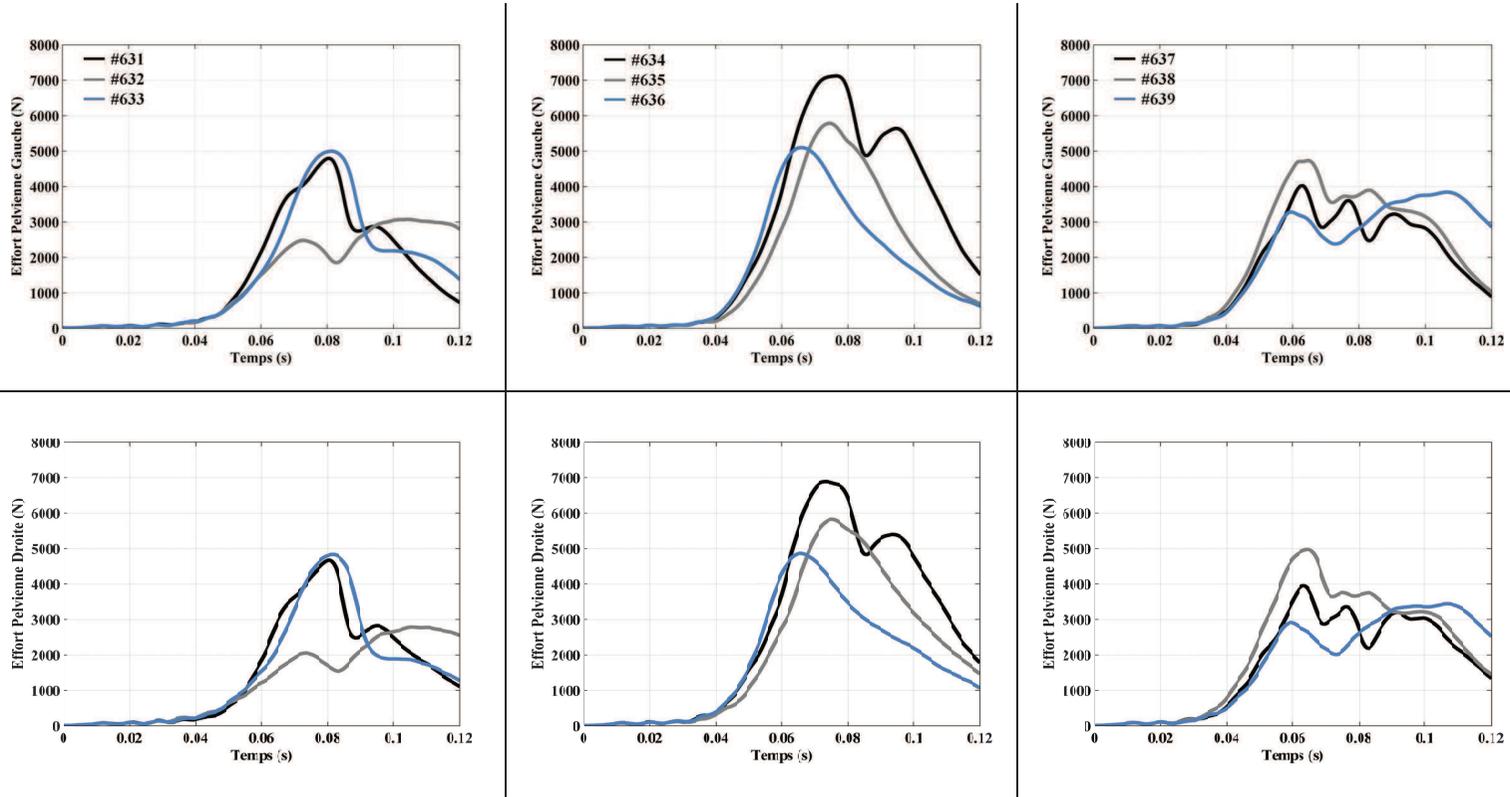


Figure 37. Courbes d'effort pelvienne gauche (en haut) et droite (en bas) pour les trois configurations d'essai. A gauche, la configuration 1, au milieu, la configuration 2, à droite, la configuration 3.

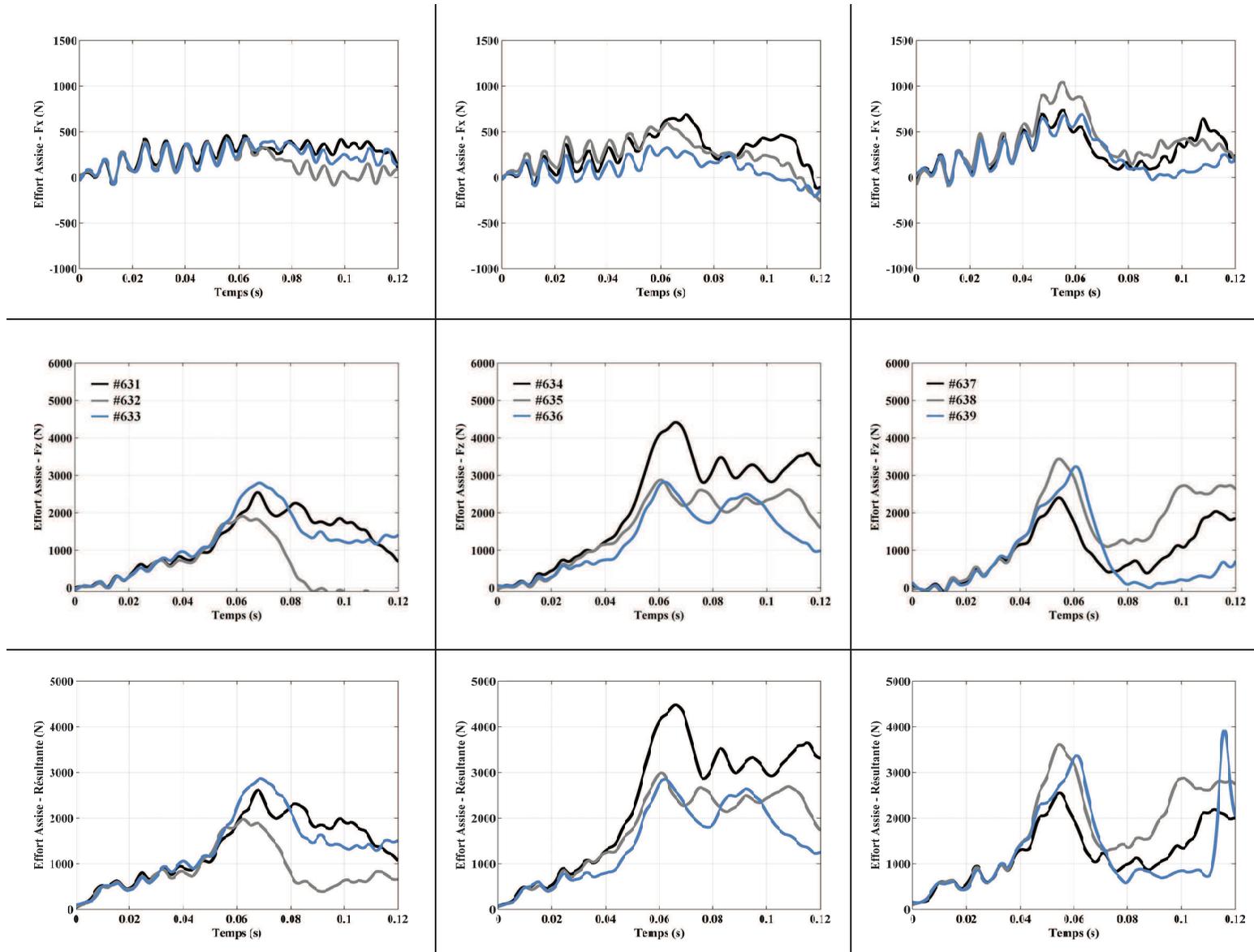


Figure 38. Courbes d'effort assise F_x (en haut), F_z (au milieu) et résultant (en bas) pour les trois configurations d'essai. A gauche, la configuration 1, au milieu, la configuration 2, à droite, la configuration 3.

II.3.2.4.b) Cinématique de l'occupant

La cinématique des sujets regroupe les accélérations résultantes au niveau du bassin et des vertèbres T1 et T12, l'intégration des vitesses angulaires mesurées au niveau de T1 et T12 ainsi que le déplacement, la rotation du bassin et l'angle relatif entre la ceinture pelvienne et le bassin.

La Figure 40 rassemble les courbes d'accélérations résultantes mesurées à trois niveaux : le bassin, la vertèbre T1 et la vertèbre T12. Le capteur permettant la mesure de l'accélération a_x locale, au niveau du bassin, n'a pas fonctionné correctement pour les sujets #632, #636 et #639. Par conséquent, l'accélération résultante et le déplacement suivant l'axe X du bassin ne sont pas présentés. Bien que les courbes restent très bruitées après filtrage, les amplitudes sont du même ordre de grandeur pour les trois sujets d'une même configuration et pour chaque niveau de mesure.

La vitesse angulaire des vertèbres T1 et T12 a été intégrée afin d'obtenir une approximation de la rotation de ces vertèbres. Les courbes sont représentées sur la Figure 41. Les rotations de T1 pour les configurations 1 et 3 semblent liées aux courbes d'effort baudrier. Les sujets #631 et #633, pour la première configuration, présentent des courbes d'effort baudrier proches ainsi que des rotations T1 comparables. Le sujet #632, dont la retenue au niveau baudrier est plus importante présente une courbe de rotation T1 bien distincte des deux autres. Cette observation est similaire pour la troisième configuration. Le sujet #634 de la configuration 2 semble avoir une rotation de T1 très faible. Les deux autres sujets ne dépassent pas 20° de rotation vers l'avant. L'intégration de la vitesse angulaire mesurée en T1 reste néanmoins éloignée de la rotation autour de l'axe Y global du fait de la rotation du haut du thorax autour du baudrier.

Les courbes de rotation de la vertèbre T12 des sujets #632 et #639 révèlent des formes similaires. Le bas du thorax a tourné vers l'arrière de façon importante alors que pour les deux autres sujets de la même configuration cette rotation est orientée vers l'avant et avec une amplitude plus faible. Rappelons que ces deux sujets présentent des courbes d'efforts dans la ceinture pelvienne de forme identique. Le premier pic a une amplitude faible par rapport aux autres. Les trois sujets de la configuration 2 affichent des rotations de T12 différentes. La rotation est la plus importante pour le sujet #636 et la plus faible pour le sujet #634.

Les courbes focalisées sur le bassin sont tracées sur la Figure 42. Le déplacement suivant X du point H est similaire pour les sujets #631 et #633 alors que pour les deux autres configurations, les amplitudes sont différentes. Concernant la configuration 2, le sujet #634 présente une avancée bassin plus importante que le sujet #635. Il en est de même pour le sujet #637, en comparaison au sujet #638.

Les courbes de rotation bassin révèlent d'importantes différences. L'amplitude de rotation est deux fois plus importante pour le sujet #632, par rapport au sujet #631. Cela peut être en partie lié à la différence de raideur de leurs colonnes lombaires. La courbe du sujet #633 montre une première rotation du bassin vers

l'avant, de 5°. Au niveau de la configuration 2, le sujet #634 est celui dont le bassin a le plus tourné. Le début de la rotation est synchronisé avec celui du sujet #635. La rotation du sujet #635 est ensuite plus lente. La rotation du bassin du sujet #636 est plus précoce que les deux autres et s'arrête plus tôt. Les sujets de la troisième configuration présentent des rotations quasi-identiques jusqu'à 65 ms. Les amplitudes sont différentes : le sujet #639 est celui dont le bassin a tourné le plus.

La courbe d'angle relatif entre le bassin et la ceinture pelvienne est un paramètre important d'après la littérature. Plus cet angle est important, plus la probabilité de sous-mariner est élevée. Cet angle, illustré sur la Figure 39, a été calculé pour cette campagne d'essais. L'angle de la ceinture pelvienne est obtenu à partir des mesures d'efforts. Par conséquent, cette courbe n'est exploitable que dans la plage où les efforts ne sont pas proches de zéro. C'est la raison pour laquelle cette courbe est fournie entre 50 et 120 ms. Cette courbe présente l'avantage de prendre en compte l'orientation initiale du bassin et non pas l'évolution de l'angle bassin seul. La première observation relative à ces courbes est que les deux sujets qui ont sous-mariné le plus tôt, les sujets #632 et #639, sont les deux sujets dont la courbe est au-dessus des deux autres. Les sujets #631 et #633 de la configuration 1 ont sous-mariné au même moment (~84 ms). L'angle relatif pour les deux sujets est différent pour ce temps. Pour la configuration 2, avant 85 ms, le sujet #636 est celui dont l'angle relatif est le plus important. Il n'a pas sous-mariné, contrairement au sujet #634 dont l'angle est plus faible. Les angles relatifs pour les sujets #637 et #638 sont quasi-identiques, tout comme leur temps de sous-marinage.

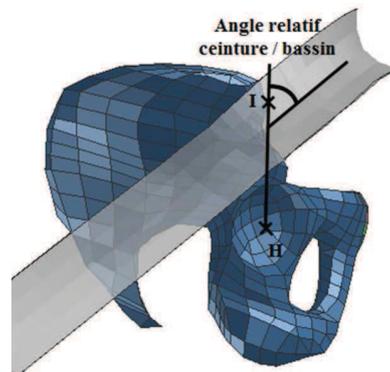


Figure 39. Illustration de l'angle relatif entre la ceinture pelvienne et le bassin. L'angle bassin correspond à l'angle de la droite joignant le point H et le milieu des deux E.I.A.S. (axe HI).

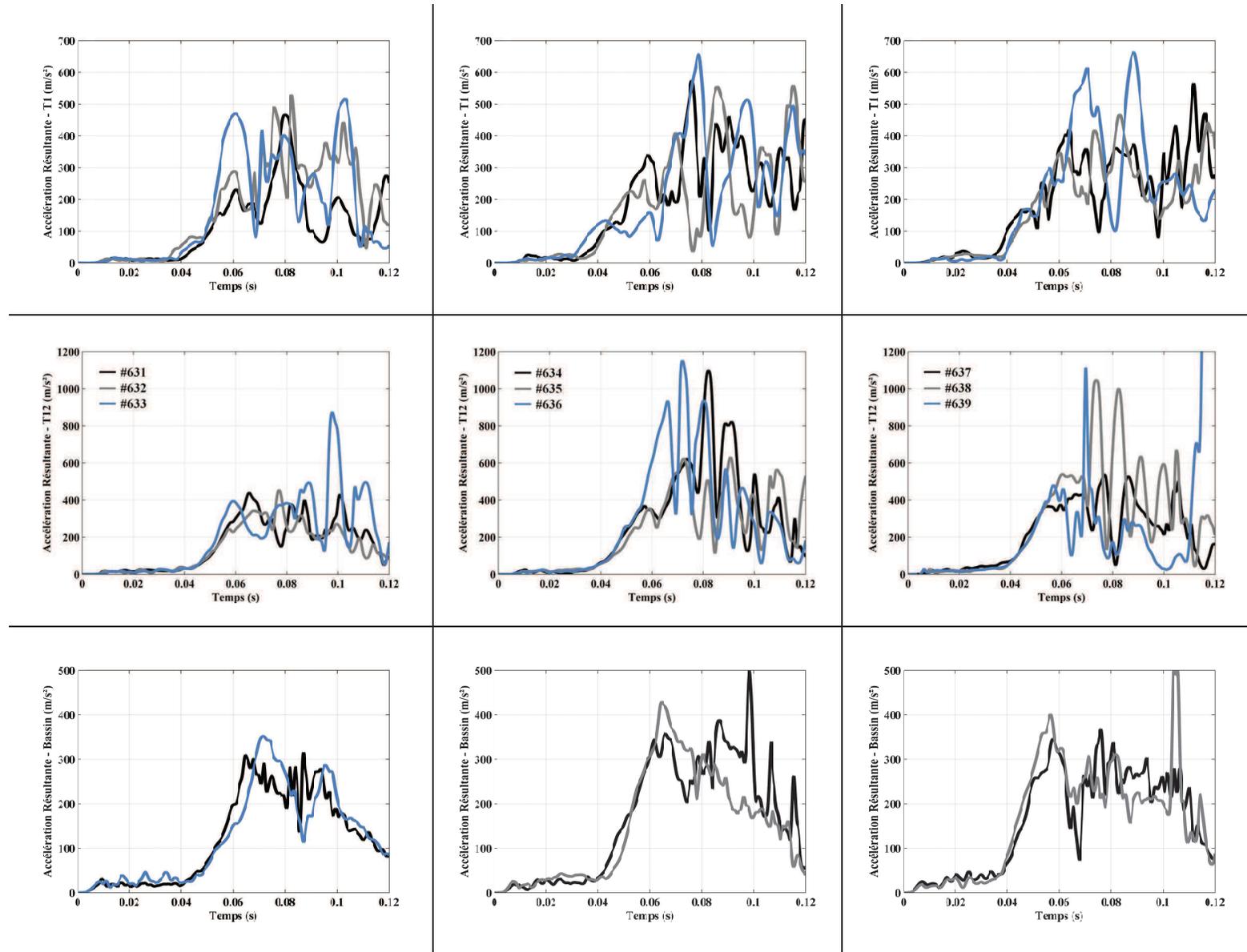


Figure 40. Courbes d'accélération de T1 (en haut), de T12 (au milieu) et du bassin (en bas) pour les trois configurations d'essai. A gauche, la configuration 1, au milieu, la configuration 2, à droite, la configuration 3.

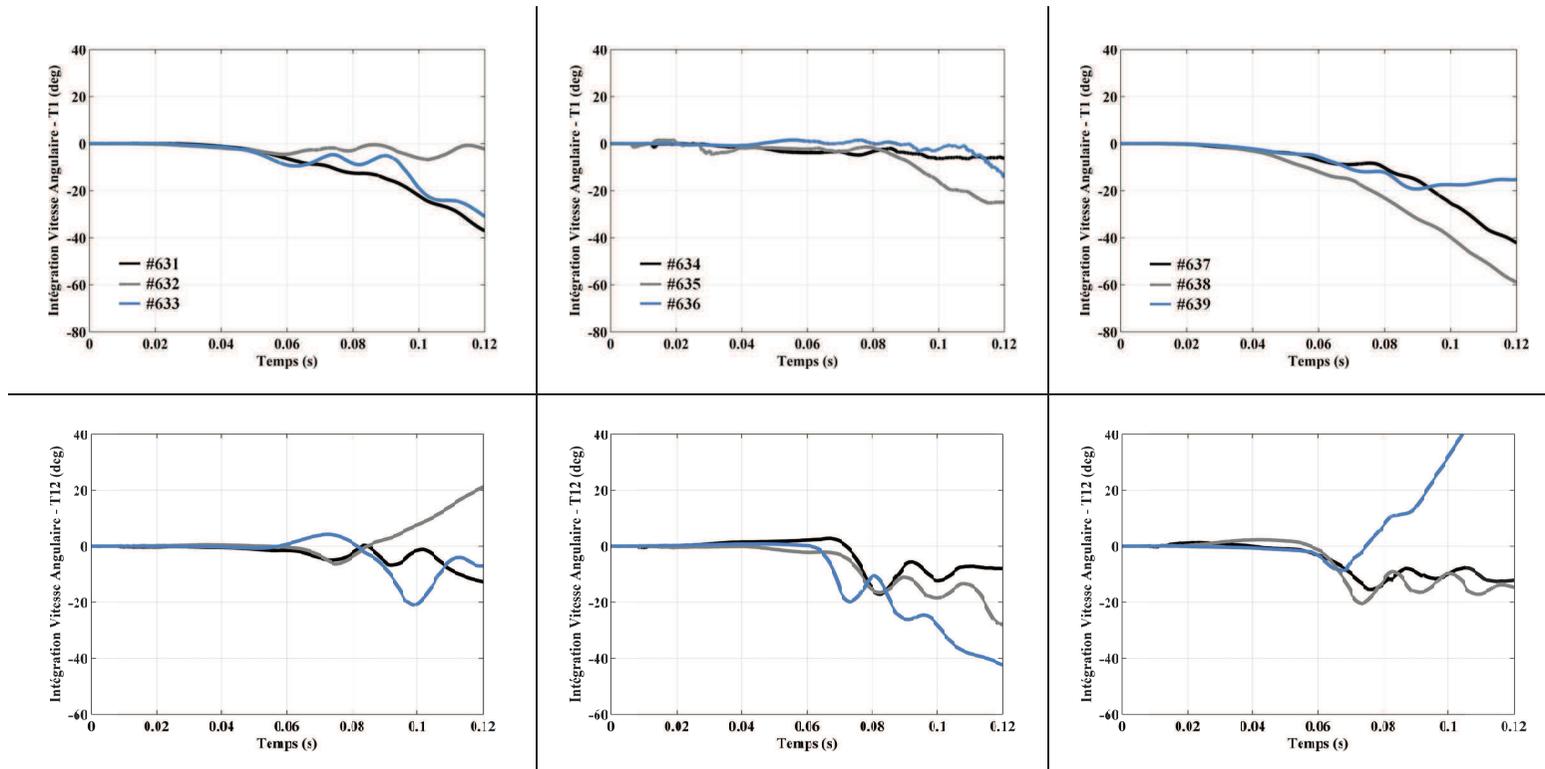


Figure 41. Courbes d'intégration de la vitesse angulaire de T1 (en haut) et T12 (en bas) pour les trois configurations d'essai. A gauche, la configuration 1, au milieu, la configuration 2, à droite, la configuration 3.

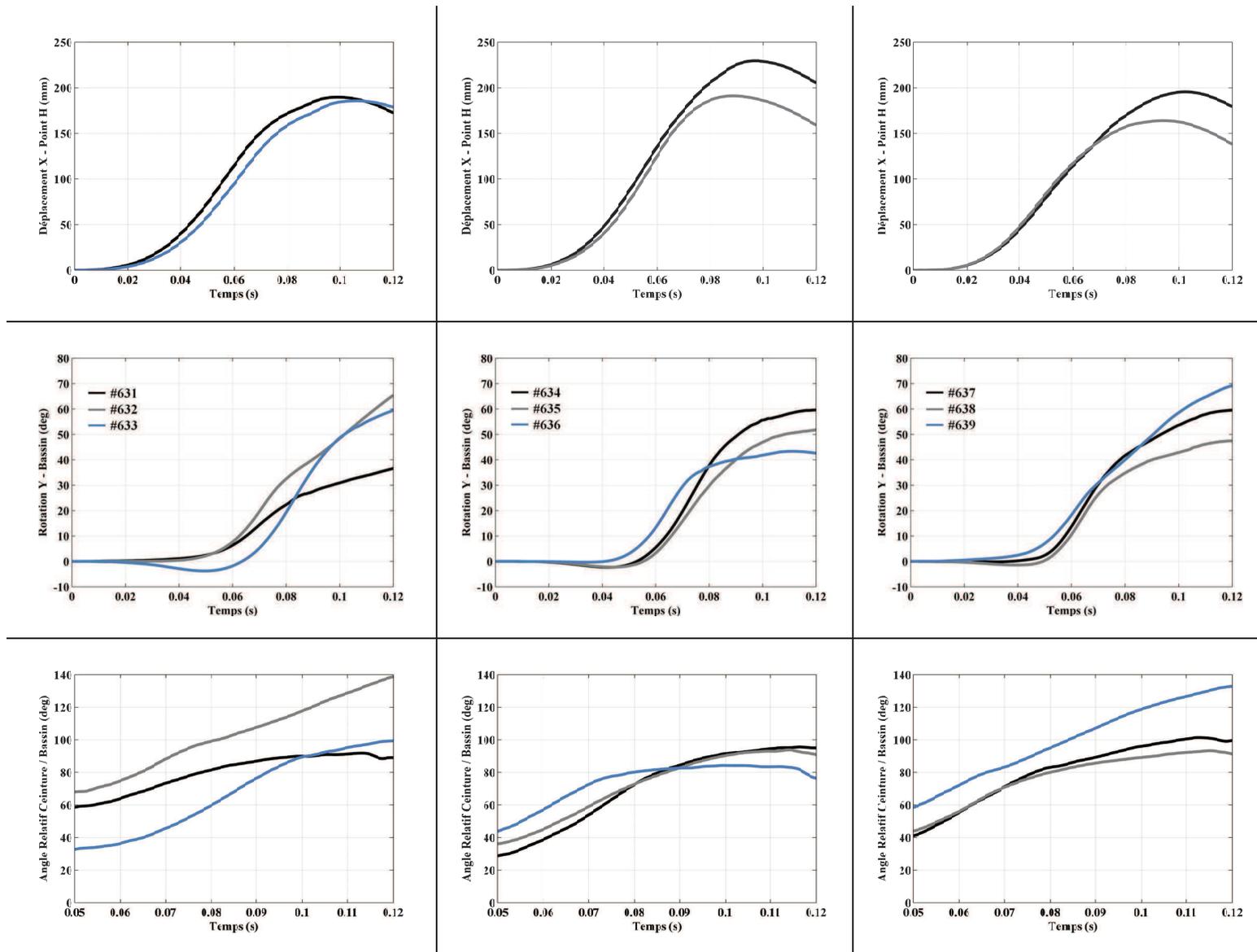


Figure 42. Courbes d'avancée du bassin (en haut), de rotation bassin (au milieu) et d'angle relatif entre la ceinture pelvienne et le bassin (en bas) pour les trois configurations d'essai. A gauche, la configuration 1, au milieu, la configuration 2, à droite, la configuration 3.

II.3.3. Bilan lésionnel

Le Tableau 8 répertorie les lésions les plus importantes observées suite à l'autopsie des neuf sujets humains. Le bilan lésionnel est divisé en quatre parties, à savoir le thorax, l'abdomen, le bassin et le rachis.

Ce tableau montre l'importance des déformations observées au niveau du thorax, dues au baudrier. En résultent de nombreuses fractures de côtes qui peuvent parfois avoir comme conséquences des déchirures de la plèvre, sur les sujets #631, #632, #634, #635, #637, #638, #639, et/ou des muscles intercostaux, sur les sujets #634, #635, #637, #638, #639.

Sur les neuf sujets, cinq présentent des fractures du bassin. Parmi ces cinq fractures, une se situe du côté de l'aile iliaque droite, trois se situent au niveau de l'aile iliaque gauche et une se situe des deux côtés. Trois bassins fracturés sont illustrés sur la Figure 43.

Concernant le rachis, la lésion la plus souvent observée est une désarticulation zygapophysaire. Les lésions du rachis sont situées le plus souvent en bas du rachis cervical ou au niveau du rachis lombaire. Nous ne disposons pas d'information concernant le moment auquel ces lésions apparaissent. Par conséquent, il est difficile de conclure quant à leur cause. Cela peut être dû à une rotation excessive du bassin et de la colonne ou au rebond du dos sur l'assise en fin de choc.

Les signaux des jauges de déformation, superposés aux efforts mesurés dans la ceinture pelvienne sont présentés sur la Figure 44. Sur les cinq sujets ayant eu une fracture, quatre d'entre eux ont une jauge qui sature. La saturation peut avoir deux causes, soit la rupture de la jauge ou l'arrachement des fils électriques reliés à la jauge. La cause n'est malheureusement pas disponible ici. L'inconvénient du manque de cette information est qu'il devient impossible de connaître le temps exact auquel survient la fracture. Les courbes des sujets #631 et #637 montrent que la saturation du signal de jauge est synchronisée avec la chute d'effort dans la ceinture pelvienne (à gauche et à droite pour le sujet #637). Les courbes des sujets #633 et #638 montrent que la saturation du signal est postérieure au début de la chute d'effort.



Figure 43. Illustration des fractures du bassin des sujets #631, #633 et #638

Tableau 13. Bilans lésionnels des neuf sujets humains de la campagne d'essais.

S.H.P.M.	Sexe Age Poids Taille	Thorax	Abdomen	Bassin	Rachis
#631	M 67 ans 59,5 kg 171,5 cm	Thorax instable à gauche Déformation résiduelle 30 fractures de cotes: 12 (D), 18 (G)	Déchirure du mésentère	Fracture comminutive impliquant la moitié antérieure de l'aile iliaque droite	C6/C7 et L2/L3: Désarticulations zygapophysaires
#632	M 85 ans 69,5 kg 167 cm	Thorax instable Ecrasement thoracique Déformation résiduelle majeure Fracture clavicule gauche 54 fractures de cotes: 33 (D), 21 (G)		Pas de fracture	C7/T1: Rupture du ligament inter-épineux
#633	M 76 ans 54 kg 163 cm	Thorax stable 12 fractures de cotes: 9 (D), 3 (G)		Fracture comminutive de la portion antérieure de l'aile iliaque gauche	T11: Fracture comminutive du processus épineux
#634	M 68 ans 79 kg 170 cm	Thorax instable Déformation résiduelle 27 fractures de cotes: 18 (D), 9 (G)		Fracture comminutive de la portion antérieure de l'aile iliaque gauche	T10/T11: Rupture du ligament inter-épineux, fractures des colonnes zygapophysaires gauche et droite au-dessus des lames
#635	F 56 ans 57 kg 161 cm	Thorax instable à droite Déformation résiduelle 36 fractures de cotes: 20 (D), 16 (G)	Déchirure de 100 mm de long au niveau de la poche à air gastrique	Pas de fracture	C7/T1 : Désarticulations zygapophysaires, rupture du ligament jaune, du ligament inter-épineux et du ligament longitudinal dorsal
#636	M 77 ans 61,5 kg 171 cm	Thorax instable Déformation résiduelle 23 fractures de cotes: 11 (D), 12 (G)		Pas de fracture	L3/L4 : Désarticulations zygapophysaires, rupture du ligament jaune et du ligament inter-épineux
#637	M 79 ans 57 kg 161,5 cm	Thorax instable Ecrasement thoracique Déformation résiduelle majeure 39 fractures de cotes: 19 (D), 20 (G)		Fracture comminutive avec déplacement des ailes iliaques droite et gauche	L2/L3 : Arrachement du ligament inter-épineux L4: Fracture des lames gauche et droite
#638	M 67 ans 58 kg 170,5 cm	Thorax instable à droite Déformation résiduelle 28 fractures de cotes: 15 (D), 13 (G)		Fracture comminutive localisée au tiers antérieur de l'aile iliaque gauche, entre les E.I.A.S. et E.I.A.I.	
#639	M 90 ans 71 kg 162 cm	Thorax instable Déformation résiduelle importante Fracture clavicule gauche 38 fractures de cotes: 20 (D), 18 (G)	Délabrement important du contenu de la cavité abdominale	Pas de fracture	C2/C3 : Désarticulations zygapophysaires, rupture du disque, des ligaments jaune et inter-épineux L1: Section complète de la moelle épinière T12/L1 : Rupture du disque

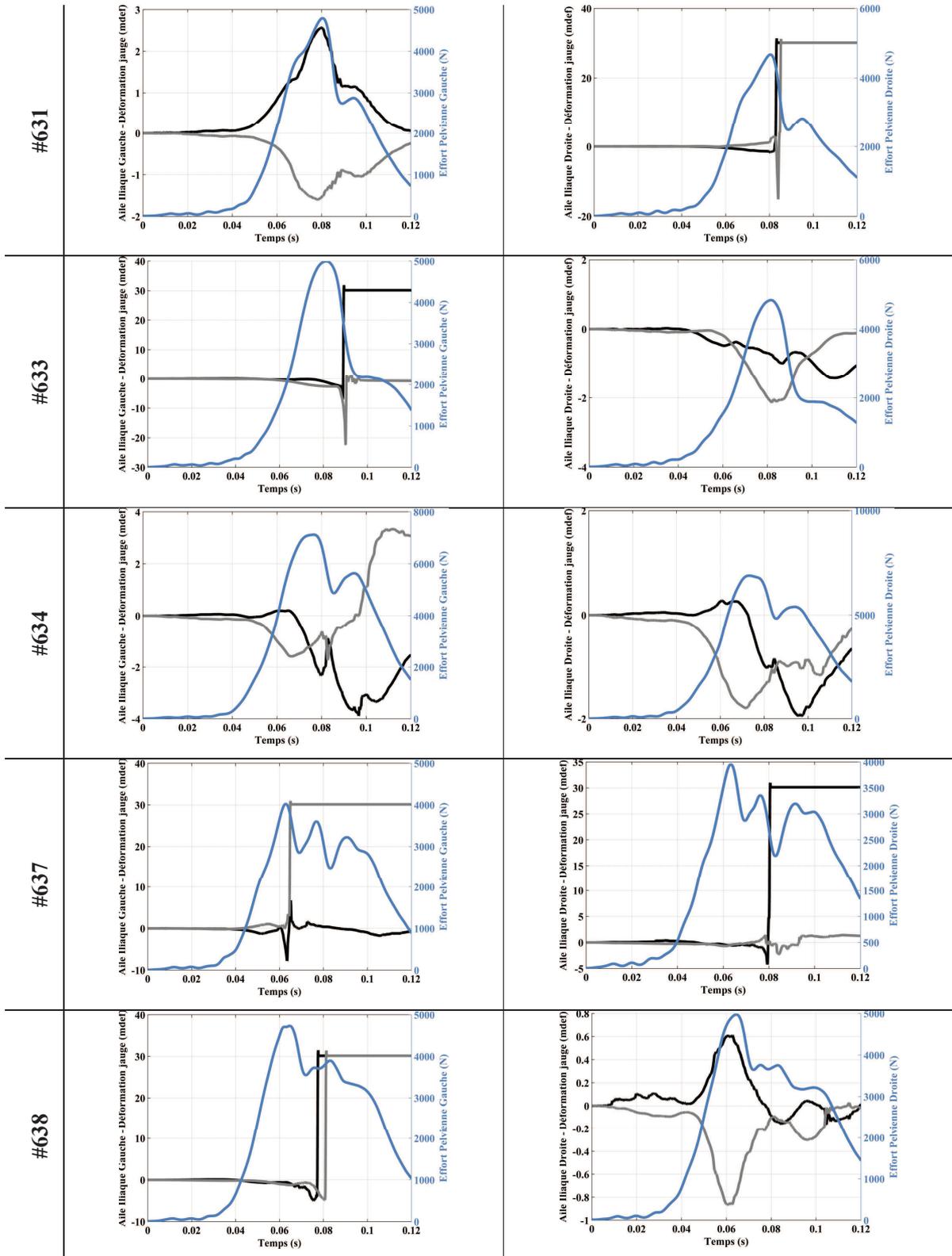


Figure 44. Comparaison temporelle entre l'effort dans la ceinture pelvienne et la déformation du bassin pour les sujets présentant une fracture. En noir, le signal de la jauge sagittale. En gris, le signal de la jauge verticale. En bleu, la courbe d'effort de la ceinture pelvienne.

II.4. DISCUSSION

Le premier objectif de cette campagne d'essai est l'obtention de nouvelles données sur S.H.P.M. en sous-marinage. La définition du moyen d'essai et de la méthode employée pour réaliser ces essais s'est concentrée sur l'aspect reproductible de la campagne. Ce critère de reproductibilité est rempli par la simplification de l'environnement d'essai ainsi que par la description détaillée de la méthode de positionnement. Ces nouvelles données peuvent alors servir de support pour l'évaluation de la biofidélité d'un modèle d'être humain. Afin d'obtenir des comportements différents, trois configurations ont été déterminées. La superposition des corridors a permis de montrer que les trois configurations mènent à des interactions et des cinématiques différentes. Cela offre plusieurs références que ce soit pour l'évaluation ou pour l'amélioration de la biofidélité d'un substitut à l'être humain. De plus, les résultats obtenus sur chaque configuration sont cohérents avec les conclusions de la littérature. Le plus flagrant est l'importance de l'angle initial de la ceinture pelvienne avec l'horizontale. En effet, la configuration 2, *i.e.* la configuration ayant la ceinture pelvienne la plus verticale, est aussi la configuration présentant la probabilité de sous-marinage la plus faible.

Quelques limites doivent être soulignées. La première concerne la procédure de positionnement. La comparaison des valeurs angulaires obtenues en position initiale ne coïncident pas totalement avec les gammes rencontrées dans la littérature. Au regard de l'angle de l'axe PI, les bassins semblent plus antéversés.

La seconde limite est liée aux essais de flexion et d'extension. Pour des raisons de préservation des sujets, les essais ont été exécutés dans des conditions statiques. Même si l'information qu'ils apportent est intéressante et permet de comparer les caractéristiques des sujets les unes par rapport aux autres, en sous-marinage, la colonne est sollicitée de façon dynamique. La réponse dynamique de la colonne est plus délicate à obtenir sans risquer de détériorer la colonne des sujets.

Comme cela a été soulevé dans le chapitre 1, l'inconvénient principal associé aux sujets humains post-mortem est l'absence de tonus musculaire. Malgré cet inconvénient, le S.H.P.M. reste le meilleur substitut à l'être vivant. Sa géométrie n'est pas figée comme celle d'un mannequin et elle permet de prendre en compte les différences interindividuelles.

La dernière limite, la plus importante, se rapporte aux fractures des bassins observées pour cinq sujets sur neuf. Les essais sous-système réalisés par Uriot et al. 2006 ont aussi engendré des fractures des ailes iliaques. L'apparition de ces fractures soulève une question délicate : est-ce le sous-marinage qui provoque la fracture ou est-ce la fracture qui induit le passage de la sangle sur l'abdomen ? En d'autres termes, le sujet aurait-il sous-mariné si le bassin était resté intact ? Pour tenter d'apporter des éléments de réponse, les signaux des jauges de déformations ont été superposés avec l'effort mesuré dans la ceinture pelvienne (Figure 44). Les deux cas de figure ont été rencontrés, à savoir la synchronisation et la

postériorité de la fracture avec la chute d'effort dans la ceinture pelvienne. D'un autre côté, quelle que soit la cause du glissement de la ceinture par-dessus le bassin, le risque de lésion lié au chargement de l'abdomen par la ceinture reste présent. Une analyse de l'accidentologie a été menée pour examiner le lien entre sous-marinage et fracture du bassin. Cette analyse présente de telles limites qu'il est difficile d'apporter des conclusions précises. La première limite d'une telle étude, dans le cadre du sous-marinage, est la difficulté d'identifier avec certitude si l'occupant a effectivement sous-mariné ou non. Généralement, l'amalgame est fait entre l'observation de lésions abdominales et le sous-marinage (Patrick et Levine 1975, Walfisch et al. 1979, Lamielle et al. 2006, Forman et al. 2009). De plus, les conditions d'utilisation de la ceinture sont inconnues, la ceinture pelvienne n'est pas forcément correctement placée sur le bassin en situation réelle. Malgré cela, cette étude a fait ressortir des cas présentant à la fois des lésions abdominales graves et des fractures des ailes iliaques. Cela indique que les fractures du bassin en cas de sous-marinage ne sont pas uniquement observées sur SHPM.

Le second objectif de ces essais est de montrer qu'il existe des paramètres propres à chacun qui influencent l'apparition du sous-marinage. La largeur des corridors présentés sur la Figure 35, notamment au niveau de la rotation du bassin, révèle qu'à conditions d'essais identiques, différents sujets humains ne se comportent pas de façon identique. Plusieurs cas de figure ont été observés, à savoir aucune apparition du sous-marinage (sujets #635 et #636), apparition du sous-marinage sans fracture du bassin (sujets #632 et #639) et association du sous-marinage avec fracture du bassin pour les cinq autres sujets.

La considération des conditions d'essais identiques peut être soumise à critiques puisque l'angle initial de la ceinture pelvienne n'est pas strictement égal pour les trois sujets d'une même configuration. La position initiale de la ceinture est adaptée à la géométrie de chaque occupant. Cela a été souligné par Kallieris et al. 1982. Cependant, la variation d'angle initial reste faible puisqu'elle ne dépasse pas 5° pour chaque configuration. Le choix du paramètre de la matrice s'est porté sur la position des ancrages de la ceinture pelvienne et non sur la valeur de l'angle initial. L'importance de la position initiale de la ceinture par rapport au centre de gravité du bassin a été mentionnée par Freeman et Bacon 1988. Ce paramètre est directement lié à la géométrie propre de l'occupant et fait donc partie du champ de notre étude.

II.5. CONCLUSION

Cette campagne d'essais sur le sous-marinage met en œuvre trois configurations de chocs différentes. Chaque configuration a été réalisée sur trois sujets humains post-mortem et deux mannequins. Le moyen d'essai est constitué d'une catapulte inversée sur laquelle est monté un siège simplifié. La retenue de l'occupant est réalisée grâce à deux sangles distinctes, un baudrier et une ceinture pelvienne. L'instrumentation permet d'obtenir les informations sur les efforts de retenue, les efforts de contact entre l'occupant et l'assise ainsi que la cinématique de l'occupant. Dans cette campagne, le moyen d'essai est pérenne et pourra être reproduit dans l'avenir. De plus, les méthodes employées ainsi que les conditions initiales sont intégralement fournies. Cela permet de rendre les essais reproductibles.

Les résultats démontrent que les différences interindividuelles ont une influence sur le comportement des occupants en sous-marinage. Pour des conditions d'essais identiques, le comportement de deux individus diffère. La deuxième configuration d'essai montre qu'un occupant peut sous-mariner alors qu'un autre reste retenu. L'objectif est alors d'identifier les paramètres propres à chaque occupant qui ont mené au sous-marinage ou au contraire à la retenue. Malgré les informations disponibles telles que la géométrie du bassin en position initiale et les courbes de réponses de l'occupant, cette identification n'est pas possible sur la seule base des essais. Le sous-marinage résulte de l'équilibre instable d'un nombre de paramètres trop élevé. L'utilisation d'un outil numérique est alors un moyen permettant d'étudier cette question de façon plus approfondie.

Chapitre III. Evaluation et validation d'un modèle éléments finis d'être humain

Les résultats des neuf essais sur S.H.P.M. ont servi de référence pour la validation du modèle éléments finis d'être humain Labman. Le comportement du modèle a été confronté aux corridors définis par les réponses des trois sujets testés sur la même configuration d'essai. La comparaison des courbes de réponses du modèle aux corridors révèle de fortes similitudes au niveau des efforts dans la ceinture pelvienne et les accélérations résultantes. Les amplitudes des réponses relatives à l'effort de contact avec l'assise, l'effort baudrier et la rotation du bassin présentent des différences entre le modèle et les sujets humains.

Le modèle a été retravaillé pour améliorer la rotation du bassin et adapter sa géométrie initiale à celle des sujets humains. Le modèle amélioré a été personnalisé vis-à-vis des neuf S.H.P.M. Les paramètres de personnalisation incluent la géométrie, la raideur de la colonne lombaire et la répartition des masses de chaque sujet. Les paramètres modifiés ont apporté une meilleure corrélation entre la réponse du modèle et celle des sujets humains. Le modèle personnalisé reproduit les différents comportements observés pendant les essais.

III.1. INTRODUCTION

L'étude numérique du phénomène de sous-marinage nécessite un modèle éléments finis d'être humain biofidèle. Comme cela a été présenté dans le chapitre 1, aucun modèle d'être humain n'a encore été validé en sous-marinage. La première étape du travail numérique consiste alors à évaluer la biofidélité d'un tel modèle. Le choix du modèle éléments finis d'être humain s'est porté sur le modèle Labman, du fait des nombreuses validations qu'il a subies ainsi que de sa rapidité de calcul. Les résultats obtenus lors de la campagne d'essai servent de référence de validation des réponses du modèle.

Ce chapitre s'articule en deux temps. Pour commencer, les trois configurations d'essais sont modélisées afin d'évaluer les réponses du modèle Labman original. Plusieurs modifications sont alors apportées au modèle dans le but d'améliorer la rotation de son bassin. Le modèle retravaillé a ensuite été personnalisé par rapport aux neuf sujets humains de la campagne d'essais. La personnalisation a pour objectif principal d'évaluer l'aptitude du modèle à discriminer les différences de comportement. Les réponses de chaque modèle personnalisé, ainsi que les réponses du modèle original, sont évaluées par rapport aux réponses des S.H.P.M. par le biais de deux critères de corrélation.

III.2. SIMULATION DES TROIS CONFIGURATIONS D'ESSAIS SUR LE MODELE LABMAN

III.2.1. Introduction

Dans ce premier paragraphe, les trois configurations de la campagne d'essais S.H.P.M. sont modélisées afin d'évaluer la réponse du modèle Labman décrit dans la bibliographie. Les informations relatives à la mise en données des simulations numériques sont présentées. Les résultats sont exposés de façon analogue aux résultats de la campagne d'essais. Ils incluent les données de positionnement du modèle, l'observation du sous-marinage et les courbes de réponses.

III.2.2. Moyens et méthodes

III.2.2.1. Code de calcul éléments finis

Les simulations numériques ont été réalisées avec le code de calcul PamCrash, version 2011. Le logiciel utilisé pour les mises en données est Visual-Crash PAM 7.5.

III.2.2.2. Modélisation du moyen d'essai

III.2.2.2.a) Modélisation du bâti en corps rigides

Le bâti a été modélisé à partir de la géométrie CAO des différentes pièces qui le composent. Ces pièces sont placées dans des corps rigides. Le modèle du bâti est illustré sur la Figure 26 du Chapitre 2.

III.2.2.2.b) Modélisation des capteurs de mesure

Les capteurs utilisés lors des essais ont aussi été maillés d'après leur géométrie CAO. La mesure s'effectue par le biais d'un ressort considéré comme indéformable. Le ressort est défini par deux nœuds confondus, placés au niveau du centre de mesure du capteur. Le premier nœud du ressort appartient au corps rigide de la catapulte et le deuxième nœud est rattaché au corps rigide englobant les pièces au-dessus de la mesure. La masse du corps rigide situé au-dessus du ressort de mesure est imposée de sorte qu'elle soit identique à la masse des pièces réelles.

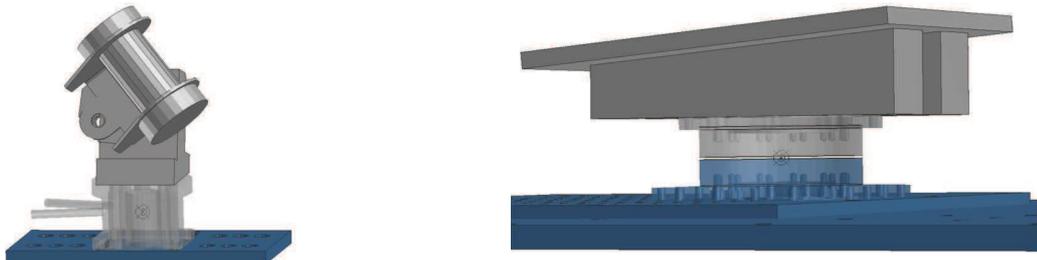


Figure 45. Modélisation des capteurs de mesure. A gauche, un capteur d'effort ceinture pelvienne. A droite, le capteur d'effort assise.

III.2.2.2.c) Modélisation des ceintures

Comme décrit dans le chapitre 2, la longueur de sangle enroulée dans l'enrouleur constitue un des paramètres de la matrice d'essai. Pour définir les trois conditions d'essais dans le modèle, il a fallu prendre en compte ce paramètre, c'est-à-dire la réponse de l'ensemble sangle/enrouleur pour les deux longueurs de sangle.

L'extrémité de la sangle telle qu'elle est conçue dans le modèle est illustrée sur la Figure 46. La sangle est constituée d'éléments membrane dans la partie principale. Les extrémités sont formées d'éléments barre. Les éléments barre en gris sur la Figure 46 modélisent la réponse de la sangle seule soumise à un essai de traction, alors que l'élément barre extrême, en bleu, reproduit le comportement de la sangle enroulée dans l'enrouleur.

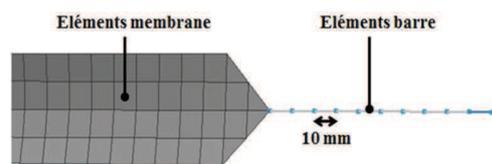


Figure 46. Modélisation des ceintures: réponse de l'ensemble sangle et longueur de sangle dans l'enrouleur.

Le calage des différentes réponses a été réalisé en trois temps. Les résultats des essais de traction de la sangle seule, présentés dans le Chapitre 2, sur la Figure 30, ont été adaptés à une sangle de 1100 mm, longueur approximative du baudrier et de la ceinture pelvienne. Dans une première simulation, les propriétés des éléments membranes ont été adaptées afin que le comportement d'une sangle maillée corresponde au comportement de la sangle seule. Ensuite, les éléments barre, mesurant 10 mm, ont été ajoutés. La courbe définissant leur comportement en traction a été ajustée de sorte que l'ensemble sangle/barre grise réponde de la même façon que la sangle seule.

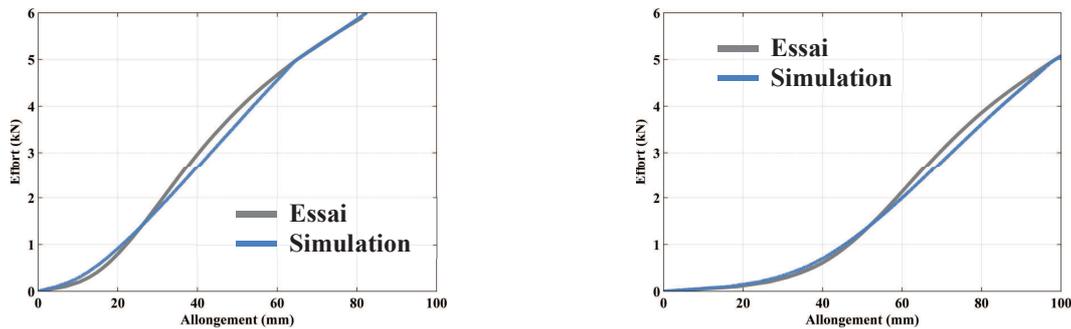


Figure 47. Comparaison de la réponse de l'ensemble sangle/enrouleur soumis à un essai de traction. En gris, la courbe d'essai. En bleu, la courbe de simulation. A gauche, la réponse pour une longueur de 50-60 cm dans l'enrouleur. A droite, la réponse pour 80 cm.

III.2.2.3. Caractéristiques du modèle Labman

III.2.2.3.a) Données générales

Ce paragraphe fournit quelques chiffres relatifs au modèle Labman utilisé dans cette partie numérique. Depuis la description de Lizee et al. 1998, le nombre d'éléments a évolué. Le modèle utilisé est constitué de 25 251 éléments solides, 22 266 éléments coques et 1 085 éléments 1D, pour une masse totale de 71 kg. Le pas de temps minimal du modèle est de 0,82 μ s. Les jambes du modèle ne sont pas celles décrites dans le travail de Lizee et al. 1998. Elles ont été remplacées par les jambes du modèle HUMOS2. Le rachis et le bassin du modèle sont les structures anatomiques les plus sollicitées lors du phénomène de sous-marinage. La présentation des caractéristiques du modèle se concentre donc sur ces deux zones.

III.2.2.3.b) Rachis

Le rachis thoracique et le rachis lombaire du modèle sont illustrés sur la Figure 48. Les vertèbres, en gris sur la figure, sont des éléments solides considérés comme des corps rigides. Les disques, représentés en noir, sont aussi modélisés par des éléments solides. Le matériau implémenté pour ces entités est un matériau visco-élastique linéaire, défini par le module de compressibilité K et par la loi :

$$G(t) = G_0 + (G_\infty - G_0)e^{-\beta t}$$

Dans cette loi, G_0 et G_∞ sont respectivement les modules de cisaillement à court et long terme et β est le facteur de perte.

Les propriétés du matériau, fournies dans Lizee et al. 1998, sont égales à :

- $G_0 = 3,57 \text{ MPa}$
- $\beta = 1 \text{ ms}^{-1}$
- $G_\infty = 2,68 \text{ MPa}$
- $K = 16,7 \text{ MPa}$



Figure 48. Illustration du rachis et du bassin du modèle Labman.

III.2.2.3.c) Bassin

Le modèle de bassin décrit par Renaudin et al. 1993 constitue la base du modèle utilisé dans ce travail. La géométrie n'a pas changé, seules des modifications ont été apportées sur les propriétés matériaux. Dans la première génération du modèle de bassin, deux hypothèses ont été faites. La première, décrite dans le chapitre 1, est basée sur le travail de Dalstra et al. 1993, qui considèrent que l'os spongieux a un effet négligeable sur le comportement mécanique du bassin. C'est pourquoi il n'est pas représenté dans le modèle. La seconde hypothèse consiste à ne pas prendre en compte les trois articulations du bassin, à savoir la symphyse pubienne antérieure et les articulations sacro-iliaques (A.S.I.) postérieures droite et gauche. Renaudin et al. 1993 ont considéré qu'en chargement latéral, il n'existe pas de mouvement relatif au niveau des articulations et ont donc modélisé l'os comme une structure continue. Cette simplification a été discutée dans Lizee et al. 1998.

Suite à une évolution du modèle, en interne, ces articulations ont été représentées. Cette évolution du modèle n'a pas été publiée. Les différentes épaisseurs des éléments coques constituant le bassin sont détaillées sur la Figure 49. Les lois matériau pour l'os cortical et pour les articulations sont toutes les deux des lois élastiques. Par conséquent, ce modèle de bassin ne permet pas de simuler les éventuelles fractures. Le coefficient de Poisson est de 0,3 pour les deux. Le module d'Young de l'os cortical correspond à la valeur de la catégorie « bassin moyen » présentée par Song et al. 2006, c'est-à-dire 29 500 MPa et celui des articulations vaut 4 800 MPa. Rappelons que les nœuds appartenant à l'acétabulum sont placés dans un corps rigide.

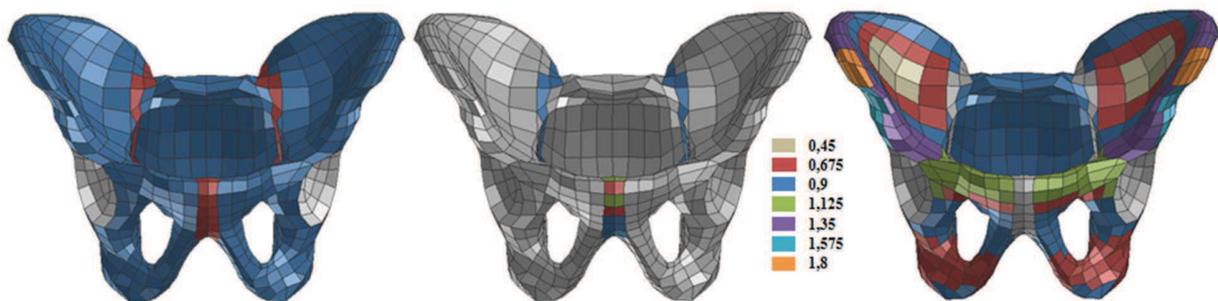


Figure 49. Description du bassin du modèle Labman. L'os cortical, en bleu, sur l'image de gauche, a été séparé des articulations du bassin, en rouge. Les sept épaisseurs des éléments coques sont associées à des couleurs distinctes.

III.2.2.4. Positionnement du modèle Labman dans le siège

Le maillage du modèle Labman correspond à une position assise donnée. Le modèle n'est pas doté d'un positionneur permettant de bouger les membres et d'adapter sa position au siège simplifié des essais. Par conséquent deux étapes préliminaires ont été réalisées. La première étape consiste à appliquer une rotation à l'ensemble du modèle Labman et la deuxième est une simulation de mise en place dans le siège.

III.2.2.4.a) Rotation du modèle complet

Comme décrit au chapitre 1, le modèle Labman représente un homme moyen en position assise. Lizee et al. 1998 ont décrit l'orientation du bassin par le biais de l'angle du plan pelvien antérieur avec la verticale. Pour rappel, l'angle indiqué dans la publication est de 30° , soit un angle de l'axe PI de 60° . Cet angle a été mesuré sur le modèle Labman brut, *i.e.* le modèle avec lequel ce travail de simulations numériques a débuté. La mesure obtenue n'est pas 60° mais 50° . Il est possible que des modifications aient été apportées au cours des années, sans apparaître dans la littérature.

De plus, la position de ce modèle brut ne semble pas correspondre avec une position adoptée dans un siège automobile. En effet, comme l'illustre la Figure 50, le dos du modèle brut (en gris) est droit et sa tête est penchée en avant. La norme FMVSS208, décrivant les préconisations de positionnement des mannequins, indique que la tête du mannequin doit être verticale. La géométrie de la tête du modèle Labman provenant du mannequin Hybrid III 50° , la rotation a été calculée de façon à remplir les conditions exposées par la norme FMVSS208. Le modèle Labman après rotation de 10° vers l'arrière est représenté en bleu sur la Figure 50. Notons que cette rotation a été appliquée au modèle complet. Par conséquent, l'orientation du bassin a été modifiée, l'angle de l'axe PI vaut alors 40° .

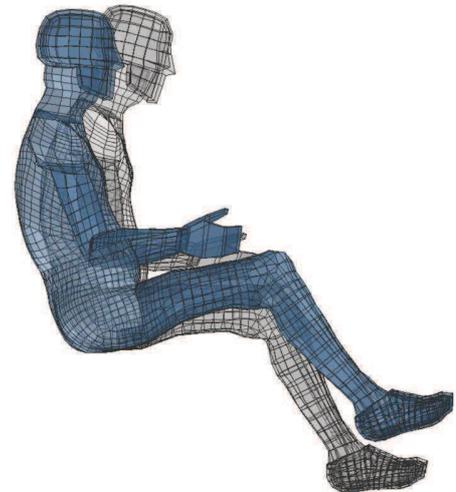


Figure 50. Rotation du modèle Labman de 10° vers l'arrière afin de faire correspondre sa position à un siège automobile.

III.2.2.4.b) Simulation de mise en place dans le siège

La simulation de mise en place du modèle se déroule sur cinq secondes de façon à ne pas provoquer de déformations trop violentes. Le modèle Labman est placé dans sa position finale. C'est le bâti qui est déplacé de sorte qu'il déforme le maillage du modèle et l'adapte à la géométrie du siège et de l'appui-pieds. La Figure 51 illustre d'un côté la position initiale des éléments et de l'autre la position finale avec le modèle mis en place, pour la géométrie des configurations 1 et 2. Une deuxième simulation de positionnement est effectuée pour la géométrie de la configuration 3, avec l'assise inclinée et l'appui-pieds rapproché de l'assise.



Figure 51. Positionnement du modèle Labman dans le siège (exemple pour les configurations 1 et 2).

Les coordonnées du milieu des points H pour les configurations 1 et 2 d'une part et pour la configuration 3 d'autre part sont représentées sur la Figure 52. Ces coordonnées sont comparées aux nuages de points calculés pour les neuf S.H.P.M. (cf. Tableau 11 du Chapitre 2). La figure montre que la position du modèle ne se situe pas au centre du nuage de points formé par les S.H.P.M. Les coordonnées X et Z du milieu des points H du modèle sont un compromis entre le nuage de points et la géométrie du modèle. Placer la coordonnée Z entre -80 et -85 mm engendre un écrasement du maillage des éléments des fessiers trop important. Il en est de même pour la position en X. Le bas du dossier est plus raide, du fait du bloc de polystyrène. Par conséquent, une position plus reculée que celle présentée déforme les éléments du bas du dos et dégrade la qualité des éléments.

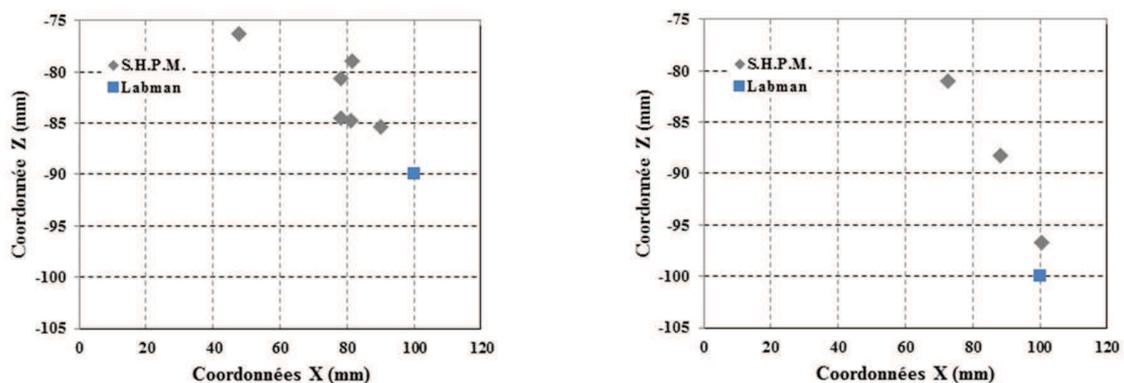


Figure 52. Nuages des milieux des points H gauche et droit pour les S.H.P.M. et le modèle. A gauche, les coordonnées des points pour les configurations 1 et 2. A droite, les coordonnées des points pour la configuration 3.

III.2.2.5. Mise en données de la simulation catapulte

Après positionnement du modèle Labman dans le siège, le maillage déformé est récupéré afin de mettre en données la simulation catapulte. La loi de décélération de chaque configuration est imposée au nœud maître du corps rigide de la catapulte. Le pas de temps minimal du modèle complet est de 0,55 μ s.

Le coefficient de frottement associé au contact du modèle d'être humain avec l'assise est de 0,2 conformément à la valeur calculée grâce aux efforts d'interaction avec l'assise au chapitre 2. Ce même coefficient a été appliqué aux contacts du baudrier et de la ceinture pelvienne avec le modèle.

Une difficulté a été rencontrée au niveau des pénétrations entre les sangles et le modèle. En effet, sur les premières simulations, vers 90 ms, la ceinture pelvienne et le baudrier pénétraient le maillage du modèle Labman. La ceinture pelvienne se retrouvait bloquée à l'intérieur du maillage et ne pouvait plus glisser sur le bassin. La solution adoptée pour pallier ce problème est d'augmenter l'épaisseur de l'interface de contact entre la sangle et le maillage du modèle d'une part, et de diminuer le pas de temps en le forçant à 0,35 μ s d'autre part. L'épaisseur de contact est passée de 2 mm à 5 mm.

III.2.2.6. Post-traitement des simulations

La modélisation des capteurs permet d'obtenir les mêmes courbes d'interaction entre le modèle Labman et l'environnement qu'en essai. L'export des courbes issues des simulations s'effectue avec le logiciel Visual Viewer 7.5. Les courbes sont traitées de façon identique à celles obtenues en essais, à savoir le même filtrage et la même correction de l'effet de l'accélération de la catapulte sur les mesures d'efforts. Le format d'export des courbes est le format ISO. De même que pour les essais, seules les 120 premières millisecondes des simulations sont étudiées.

Du fait des similitudes observées sur les deux extrémités du baudrier et de la ceinture pelvienne, seuls les efforts résultants dans l'extrémité supérieure du baudrier et dans l'extrémité gauche de la ceinture pelvienne sont présentés. La résultante de l'effort de contact avec l'assise est aussi tracée.

Afin de comparer la cinématique du modèle à la cinématique des sujets humains, des sorties ont été implémentées sur quatre nœuds du modèles. La Figure 53 représente la situation des différentes mesures. Ces nœuds se situent au niveau des vertèbres T1 et T12 et au niveau des deux points H. La position des nœuds de mesure sur les vertèbres a été approximée grâce au pointage des boîtiers capteurs placés sur T1 et T12. Le nœud est lié au corps rigide de chaque vertèbre. Le repère local associé à la sortie nodale, représenté sur la Figure 53, est proche de celui obtenu en essai. L'axe Y du repère local est confondu avec l'axe Y anatomique. Les sorties nodales sur les points H sont exprimées directement dans le repère global.

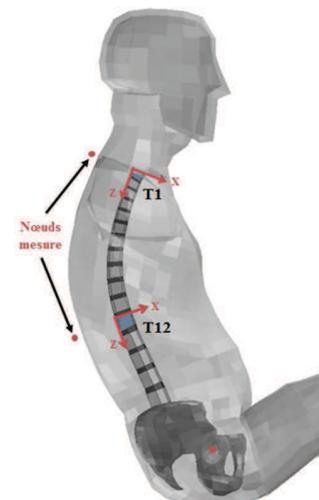


Figure 53. Situation des mesures réalisées sur le modèle Labman. De façon analogue aux essais S.H.P.M., des mesures cinématiques sont réalisées en T1, T12 et au niveau du milieu des points H.

A cause de la forte rotation du haut du thorax autour du baudrier, seule l'accélération résultante mesurée en T1 est représentée. Au niveau de la vertèbre T12, l'intégration de la vitesse angulaire et l'accélération résultante sont mesurées. La cinématique du bassin est décrite par les mêmes courbes qu'en essai, à savoir son accélération résultante, le déplacement suivant l'axe X du milieu des deux points H et sa rotation autour de l'axe Y. L'angle relatif entre la ceinture pelvienne et le bassin n'est pas fournie pour ces simulations puisque l'orientation initiale du bassin n'est pas identique aux S.H.P.M. Seule la rotation du bassin est évaluée.

En tout, neuf courbes servent d'éléments de comparaison pour l'évaluation de la biofidélité du modèle Labman.

III.2.2.7. Comparaison aux corridors S.H.P.M.

Les réponses du modèle Labman sont comparées aux corridors définis par les réponses des sujets humains. Ces corridors sont construits à partir de l'enveloppe des différentes réponses. En d'autres termes, pour chaque valeur temporelle, le minimum et le maximum des trois réponses des S.H.P.M. sont calculés et permettent de tracer la surface couverte par l'ensemble de ces réponses.

III.2.3. Résultats

Les résultats des simulations du modèle original pour chacune des trois configurations concernent les informations sur sa position initiale, l'occurrence du sous-marinage et ses courbes de réponses comparées aux corridors S.H.P.M.

III.2.3.1. Données de positionnement

Les données de positionnement du modèle original pour chaque configuration sont fournies dans le Tableau 14. L'angle de la cuisse et l'angle moyen de la ceinture pelvienne par rapport à l'horizontale se situent dans les fourchettes mesurées pour les trois sujets humains de chaque configuration d'essai. Par contre l'angle tibia est plus élevé.

Tableau 14. Données de positionnement du modèle Labman original.

	Coordonnées point H (mm)		Angles bassin (deg)			Angle cuisse (deg)	Angle tibia (deg)	Angle moyen ceinture pelv. (deg)
	X	Z	Angle axe PI	Angle axe HI	Pente sacrée			
Config.1	100	-90	40	-2	-6	19	56	36
Config. 2	100	-90	40	-2	-6	19	56	49
Config. 3	100	-100	40	-2	-6	24	63	38

III.2.3.2. *Sous-marinage*

Le sous-marinage n'a été observé que pour la première configuration, aux environs de 110 ms. Cette tendance diffère des essais S.H.P.M. pour lesquels le sous-marinage est plus précoce pour la configuration 3. L'analyse des courbes de réponses fournit quelques éléments d'explication.

III.2.3.3. *Réponses du modèle Labman par configuration*

Les réponses du modèle pour chaque configuration sont rassemblées sur la Figure 38, la Figure 40 et la Figure 42. La Figure 38 rassemble les courbes d'interaction entre l'occupant et l'environnement. La résultante de l'effort de contact avec l'assise se situe à l'intérieur des trois corridors jusqu'à 60 ms. Passé ce temps, l'effort continue d'augmenter alors que celui des sujets humains diminue.

Concernant la mesure dans l'extrémité supérieure du baudrier, la montée en effort présente une pente similaire, mais est plus précoce pour le modèle Labman. L'amplitude de l'effort est toujours plus importante pour le modèle d'être humain.

L'effort dans la ceinture pelvienne, mesuré sur le modèle, est inclus dans les corridors des deux premières configurations. Il est plus élevé que les efforts produits par les sujets humains pour la troisième configuration. Cet effort redescend à une valeur plus faible pour le modèle pendant la phase de rebond.

La Figure 40 concerne la cinématique du bassin. L'accélération résultante du bassin entre dans les corridors définis par les réponses normalisées des S.H.P.M. L'accélération est plus faible durant la phase de rebond, ce qui est cohérent avec les observations faites sur l'effort mesuré dans la ceinture pelvienne.

La rotation du bassin du modèle Labman est similaire à celle des trois sujets de la configuration 1. Pour ce qui est des deux autres configurations, le bassin du modèle Labman tourne moins vite que celui des sujets humains. Par conséquent la courbe de rotation du bassin du modèle s'éloigne des corridors à partir de 80 ms et 70 ms pour les configurations 2 et 3 respectivement. Cette faible rotation pour la configuration 3 peut être une des raisons expliquant l'absence de sous-marinage du modèle.

Les corridors d'avancée du bassin sont relativement étroits du fait qu'ils ne sont construits qu'à partir de deux courbes. Rappelons qu'une des voies de mesure n'a pas fonctionné correctement dans le boîtier du bassin pour les sujets #632, #636 et #639. L'avancée du bassin du modèle Labman se situe dans la partie supérieure des trois corridors. Le déplacement est plus précoce et son amplitude est plus faible. Cette plus faible amplitude est probablement liée à la rotation du bassin et à l'effort de contact avec l'assise.

La Figure 42 présente les mesures cinématiques sur les vertèbres T1 et T12. L'accélération résultante de la vertèbre T1 est plus faible pour le modèle Labman. Cela semble incohérent avec les efforts observés dans le baudrier supérieur. En effet, l'accélération résultante de T1 est liée à l'effort appliqué dans la partie supérieure du thorax. Une répartition de la masse du thorax différente entre le modèle Labman et les sujets humains pourrait être une explication. En effet, si la masse du thorax du

modèle est plutôt concentrée dans sa partie supérieure, ce qui ne semble pas être le cas pour les sujets de notre campagne, l'effort baudrier supérieur peut alors être surévalué. L'aspect lésionnel de la cage thoracique, non représenté sur le modèle Labman, est aussi une hypothèse envisageable.

L'accélération résultante de la vertèbre T12 du modèle est plus proche des corridors S.H.P.M. Seule la configuration 2 présente une amplitude plus faible.

Enfin, l'intégration de la vitesse angulaire mesurée en T12, fournissant une approximation de la rotation de la vertèbre du modèle, s'inscrit dans les mêmes gammes d'amplitudes que les sujets humains.

III.2.4. Conclusion

Le modèle Labman original présente un comportement proche des sujets humains en ce qui concerne les efforts dans la ceinture pelvienne ou les accélérations résultantes, pour les trois configurations. Cependant il présente des limites, notamment au niveau de la rotation de son bassin, de l'effort de contact avec l'assise et de l'effort dans le baudrier.

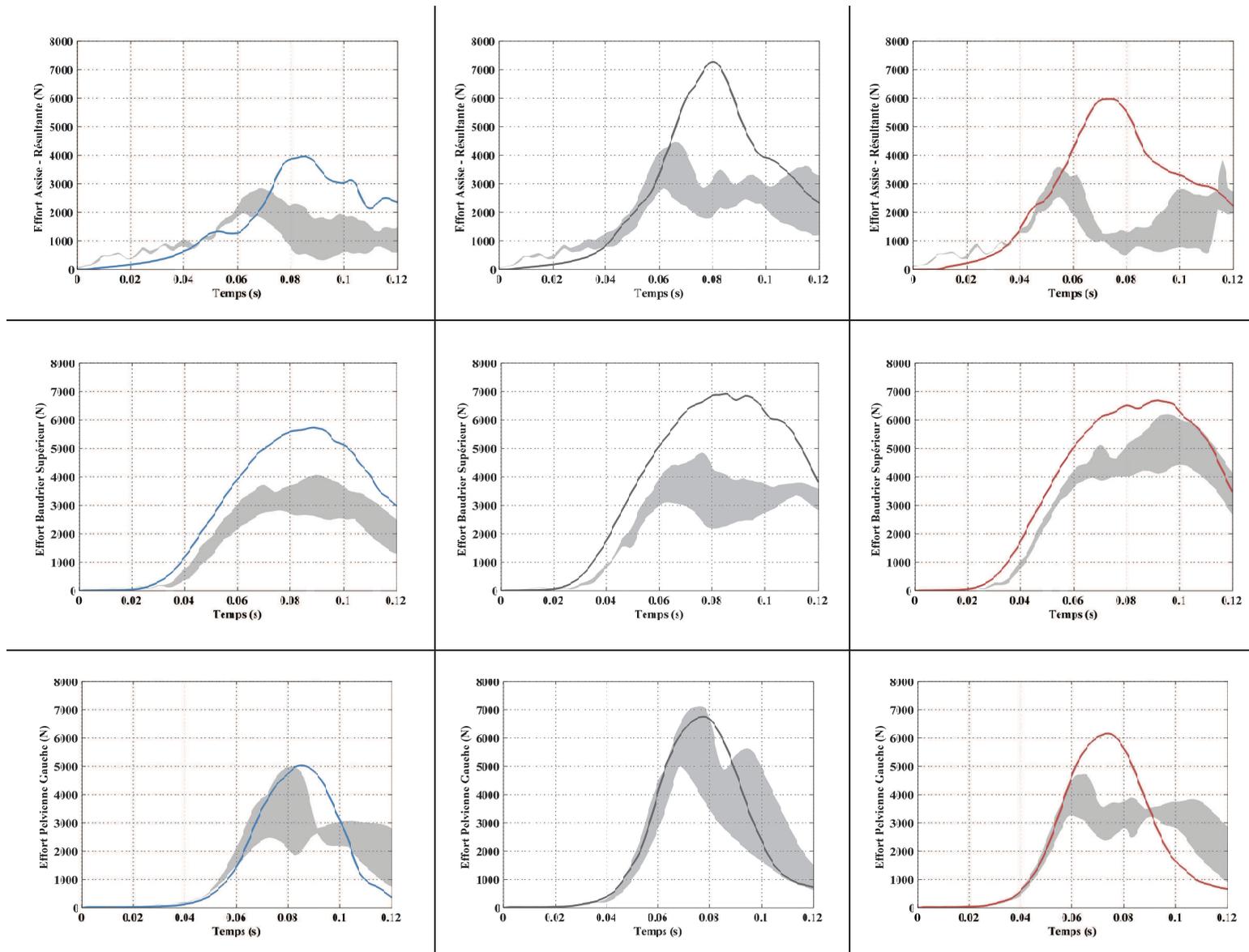


Figure 54. Comparaison de la réponse du modèle Labman original avec les corridors S.H.P.M. Courbes d'effort assise résultant (en haut), courbes d'effort résultant dans le baudrier supérieur (au milieu) et courbe d'effort résultant dans la ceinture pelvienne côté gauche (en bas) pour les trois configurations d'essai. A gauche, la configuration 1, au milieu, la configuration 2, à droite, la configuration 3.

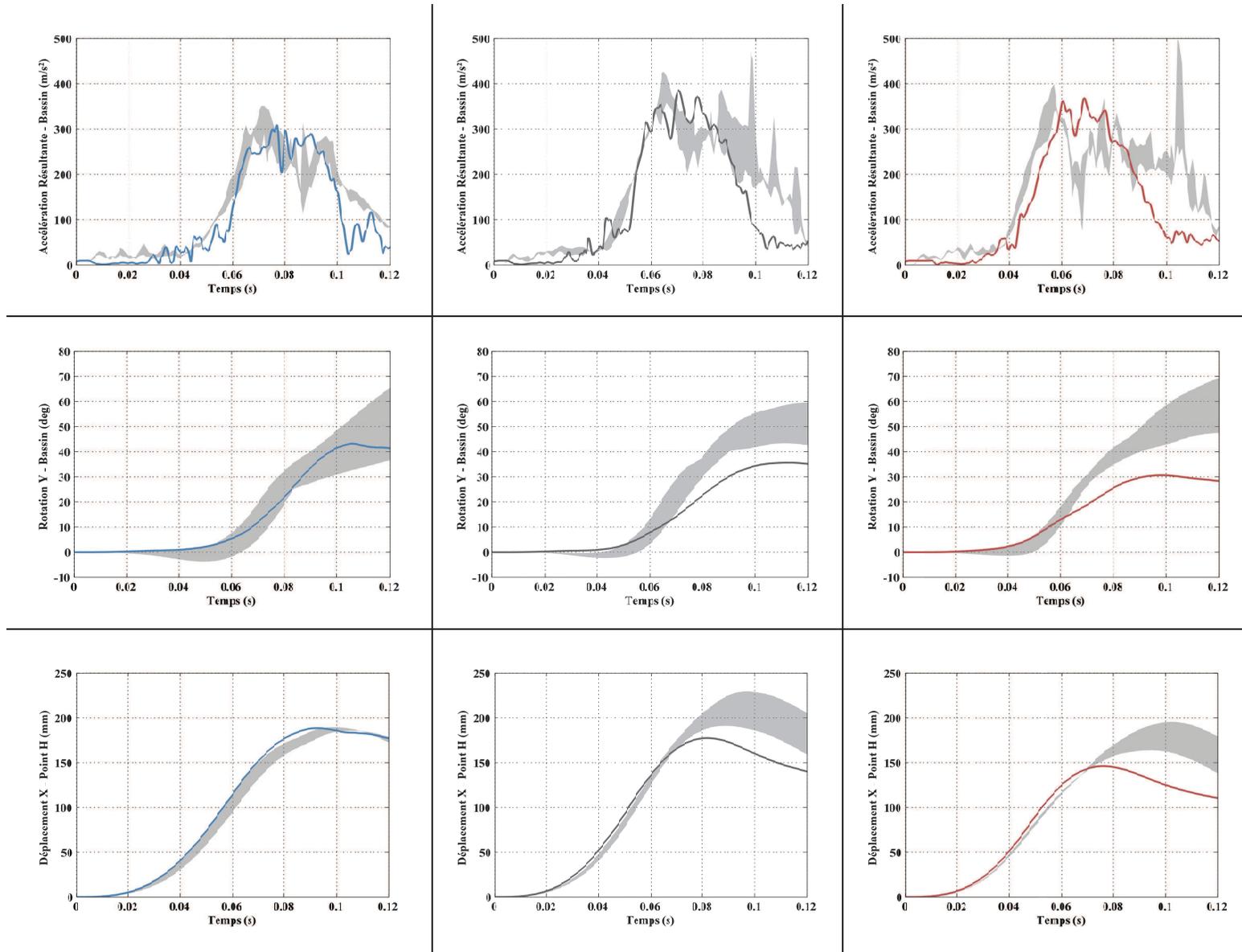


Figure 55. Comparaison de la réponse du modèle Labman original avec les corridors S.H.P.M. Courbes d'accélération résultante du bassin (en haut), de rotation du bassin (au milieu) et d'avancée du bassin (en bas) pour les trois configurations d'essai. A gauche, la configuration 1, au milieu, la configuration 2, à droite, la configuration 3.

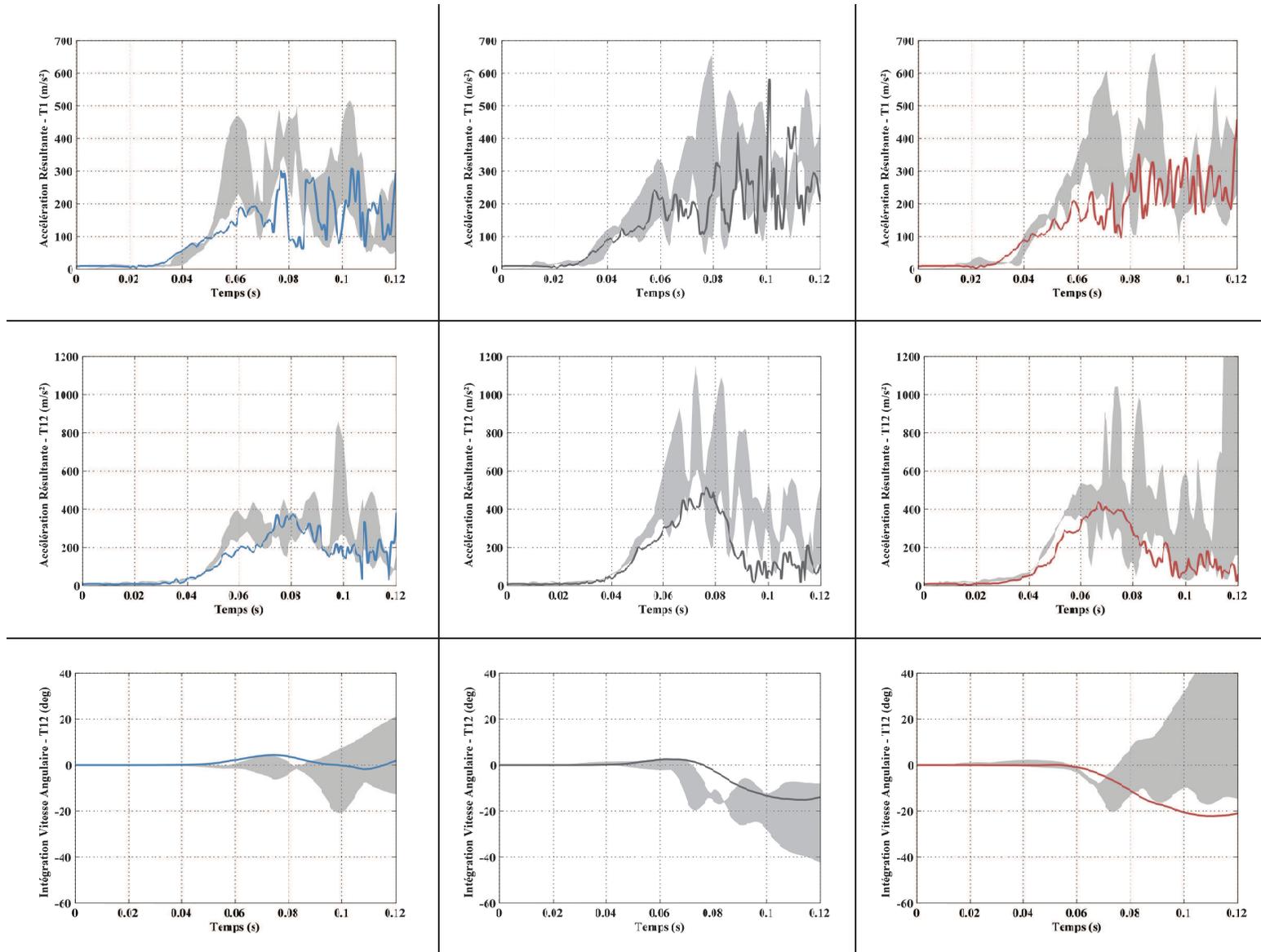


Figure 56. Comparaison de la réponse du modèle Labman original avec les corridors S.H.P.M. Courbes d'accélération résultante de la vertèbre T1 (en haut), de la vertèbre T12 (au milieu) et d'intégration de la vitesse angulaire de T12 (en bas) pour les trois configurations d'essai. A gauche, la configuration 1, au milieu, la configuration 2, à droite, la configuration 3.

III.3. PERSONNALISATION DU MODELE LABMAN

III.3.1. Introduction

L'objectif de cette partie est de vérifier l'aptitude du modèle Labman à discriminer les différences de comportements suivant les caractéristiques propres de l'occupant. Cette validation est réalisée par le biais de la personnalisation du modèle vis-à-vis des neuf sujets humains de la campagne d'essais.

Le modèle original est d'abord retravaillé de façon à le préparer pour la personnalisation. Les différentes modifications apportées sont décrites. Les méthodes employées pour la personnalisation du modèle sont ensuite détaillées. Deux critères ont été choisis pour examiner et quantifier les similitudes entre les réponses du modèle et celles des sujets humains. Les résultats comparent non seulement les valeurs de ces critères pour le modèle original et pour le modèle personnalisé, mais aussi les courbes de réponses dans leur ensemble.

III.3.2. Moyens et méthodes

III.3.2.1. *Modifications préalables du modèle original*

Le modèle Labman original a été modifié avant l'étape de personnalisation. Les modifications apportées concernent la géométrie du modèle d'une part, afin de s'approcher de la géométrie globale des neuf sujets. Les propriétés mécaniques du sacrum ainsi que la modélisation de la colonne lombaire ont aussi été revues.

III.3.2.1.a) Modification de l'orientation du bassin

Du fait de la rotation de 10° vers l'arrière du modèle complet, le bassin n'a plus son orientation initiale. De plus, si on compare les valeurs des angles de la pente sacrée et de l'axe PI par rapport à la bibliographie, on constate que le bassin se retrouve trop rétroversé.

Le bassin a alors été repositionné comme à l'origine par le biais d'une simulation numérique. Dans cette simulation, le maillage du bassin est placé dans un corps rigide. Le centre de gravité de ce corps rigide est placé au milieu des deux points H. La rotation, dont la courbe est tracée sur la Figure 57, est appliquée autour d'un axe parallèle à l'axe Y, passant par ce centre de gravité. Du fait de la définition du repère global, la rotation doit être négative pour engendrer une rotation vers l'avant. Le changement d'orientation est illustré sur la Figure 58. La rotation est appliquée sur une seconde, avec une courbe de type sigmoïde, de façon à déformer le maillage autour du bassin sans sollicitation violente.

Cette orientation du bassin permet de se rapprocher des positions initiales des bassins des S.H.P.M. de la campagne d'essai.

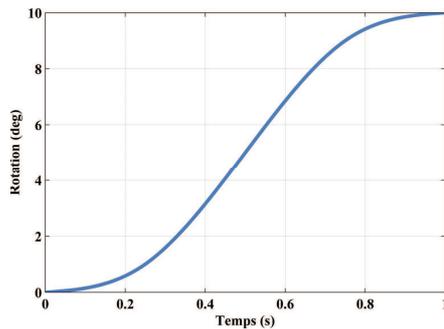


Figure 57. Courbe de rotation imposée au bassin.

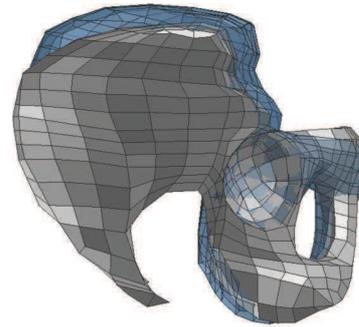


Figure 58. Modification de l'orientation du bassin: rotation de 10° vers l'avant. En gris, le bassin original, en bleu, le bassin modifié.

III.3.2.1.b) Modification de l'orientation du thorax

La deuxième modification du modèle s'est concentrée sur le thorax. En effet, le positionnement des sujets dans le siège, décrit au chapitre 2, et leur maintien en position nécessite que le dos soit plaqué sur le dossier du siège. Le modèle original a un dos droit, position adoptée normalement sur un siège automobile. De plus, la préconisation de la norme FMVSS208 est de placer la tête verticale. Ici, le modèle est personnalisé par rapport aux sujets de la campagne d'essais. La position initiale du thorax et de la tête du modèle a donc été adaptée pour reproduire celle des sujets.

Le changement d'orientation du thorax est représenté sur la Figure 59. Ce changement d'orientation a été obtenu par l'intermédiaire d'une simulation numérique. Dans cette simulation, le dossier du siège est placé dans un corps rigide. Les membres inférieurs ainsi que le bassin sont maintenus fixes. Un champ d'accélération suivant l'axe X est appliqué aux nœuds du maillage afin d'obtenir un chargement homogène sur tout le thorax et ainsi le plaquer contre le dossier. Le fichier d'animation de la simulation présentant la géométrie la plus proche de celle des S.H.P.M. est exporté afin de récupérer les coordonnées des nœuds du nouveau maillage.

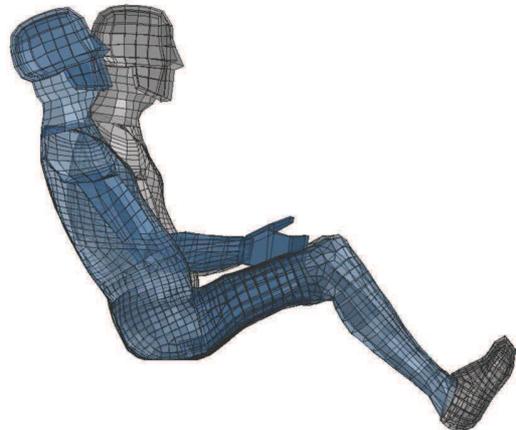


Figure 59. Comparaison de l'enveloppe du Labman original (gris) et du Labman dont le thorax a été modifié (bleu).

III.3.2.1.c) Modification de la raideur du sacrum

L'observation des animations du comportement du modèle original sur les trois configurations révèle que le sacrum entre en contact avec l'assise rigide. Ce contact apparaît aux alentours de 70 ms. Ce phénomène s'observe moins sur siège réel, du fait de la mousse qui recouvre l'armature du siège et de la

forme du bossage anti-sous-marinage. Les caractéristiques mécaniques du sacrum, dans ce type de mouvement son inconnues. L'observation des animations montre que le sacrum ne se déforme pas au cours du contact avec l'assise. Or, cette partie du bassin n'est pas indéformable.

Pour tenter d'améliorer ce comportement, la raideur des éléments coque du sacrum a été diminuée. Ne disposant pas d'informations sur les propriétés mécaniques réelles du sacrum, la valeur du module d'Young a été choisie après plusieurs essais. L'objectif de cette modification est non seulement de diminuer les efforts de contact avec l'assise mais aussi de faciliter la rotation du bassin vers l'arrière. Cependant, la déformation du maillage ne doit pas être excessive. Elle doit rester réaliste et ne pas dégrader les performances du modèle. La valeur de module d'Young retenue est de 2 950 MPa, soit une valeur divisée par dix par rapport à la valeur originale.

III.3.2.1.d) Modification de la colonne lombaire

La modélisation de la colonne lombaire a aussi été modifiée. Les éléments solides modélisant les disques intervertébraux ne régissent plus le comportement entre deux vertèbres. Un élément unidimensionnel, élément 1D, à six degrés de liberté a été placé entre deux vertèbres consécutives de la colonne lombaire. Les nœuds extrêmes de cet élément 1D appartiennent au corps rigide de chacune des deux vertèbres respectivement. L'avantage de ce type d'élément est la possibilité de contrôler son comportement selon chaque degré de liberté et dans notre cas de personnaliser la réponse mécanique de la colonne lombaire. La Figure 60 représente la colonne originale, telle qu'elle est décrite dans le paragraphe I.4.4.1, et la colonne modifiée avec les éléments unidimensionnels placés aux cinq niveaux intervertébraux suivant : L1-L2, L2-L3, L3-L4, L4-L5 et L5-S1.

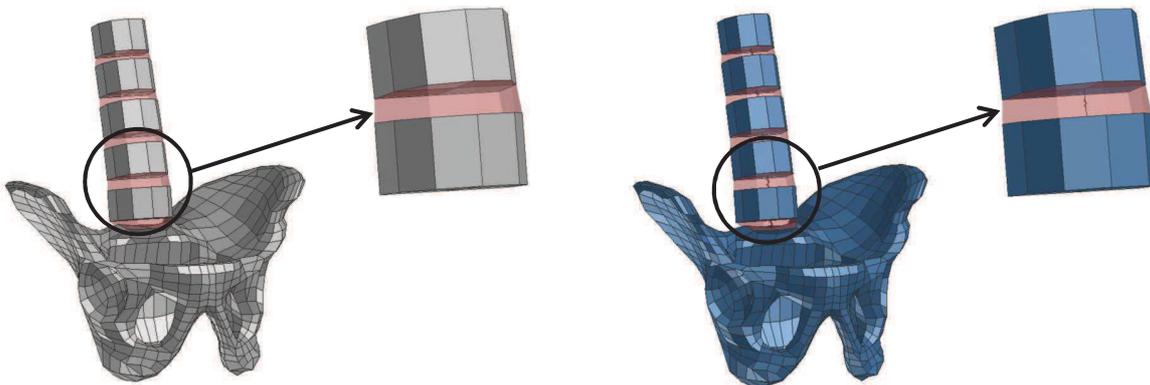


Figure 60. Modification de la colonne lombaire du modèle. A gauche, la colonne originale. A droite, la colonne modifiée.

Le comportement mécanique de deux vertèbres consécutives est difficile à caractériser sur l'être humain. Réaliser des essais en isolant chaque degré de liberté sans être perturbé par les autres est une tâche complexe. Parmi les différentes études publiées sur le sujet, Panjabi et al. 1994 ainsi que Guan et al. 2007 fournissent les réponses $\text{moment} = f(\text{rotation})$ pour chaque niveau intervertébral de la colonne lombaire. La comparaison des réponses en flexion/extension et en inclinaison latérale de ces deux

études est fournie en Annexe 7. Panjabi et al. 1994 présentent les réponses de la colonne lombaire pour les trois mobilités de la colonne décrites au chapitre 1, contrairement à Guan et al. 2007. De plus, les amplitudes de mouvement testées par Panjabi et al. 1994 sont plus importantes et font apparaître les butées des mouvements. Pour ces raisons, ce sont les courbes de cette étude qui ont été implémentées dans la colonne lombaire du modèle Labman.

Il est important de souligner que chaque élément 1D placé aux cinq niveaux intervertébraux est associé à un repère local. Les courbes associées à chaque mouvement sont définies dans ce repère local. La définition de ce type d'élément dans PamCrash impose que l'axe X du repère local corresponde à l'axe défini par les deux nœuds extrêmes. Il n'a donc pas été possible d'imposer le même repère local que celui décrit dans Panjabi et al. 1994. Ces deux repères sont illustrés sur la Figure 61. Une conséquence directe est que les courbes tirées de la publication ne peuvent pas être implémentées avec les mêmes signes. En effet, un mouvement de flexion correspond à une rotation positive autour de l'axe X du repère local de Panjabi et al. 1994 alors qu'il est défini par une rotation négative autour de l'axe Y du repère local associé à l'élément 1D.



Figure 61. Repères locaux employés pour la description des courbes de comportement de chaque niveau intervertébral. A gauche, le repère décrit dans Panjabi et al. 1994. A droite, le repère local associé à l'élément 1D liant deux vertèbres.

Comme cela a été décrit au chapitre 1, la liaison entre deux vertèbres consécutives est équivalente à une articulation à trois degrés de liberté. Le Tableau 15 répertorie les numéros des courbes associées à chaque degré de liberté de l'élément 1D, pour chaque niveau intervertébral. Ces courbes sont représentées sur la Figure 62.

La même courbe est affectée pour les trois translations. La pente de cette courbe a été choisie de façon à bloquer les trois translations sans faire chuter le pas de temps associé aux éléments. En effet, plus la raideur de l'élément augmente, plus le pas de temps associé à l'élément diminue.

Les courbes 611, 612, 623 et 624 ont été modifiées par rapport à celles décrites dans Panjabi et al. 1994 de façon à avoir une abscisse strictement croissante.

Tableau 15. Numéros des courbes associées à chaque élément 1D entre deux vertèbres lombaires.

Liaison	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L5-S1
<i>Translations (TX, TY, TZ)</i>	601	601	601	601	601
<i>Rotation axiale, torsion (RX)</i>	611	612	613	614	615
<i>Flexion (RY)</i>	621	622	623	624	625
<i>Inclinaison latérale (RZ)</i>	631	632	633	634	635

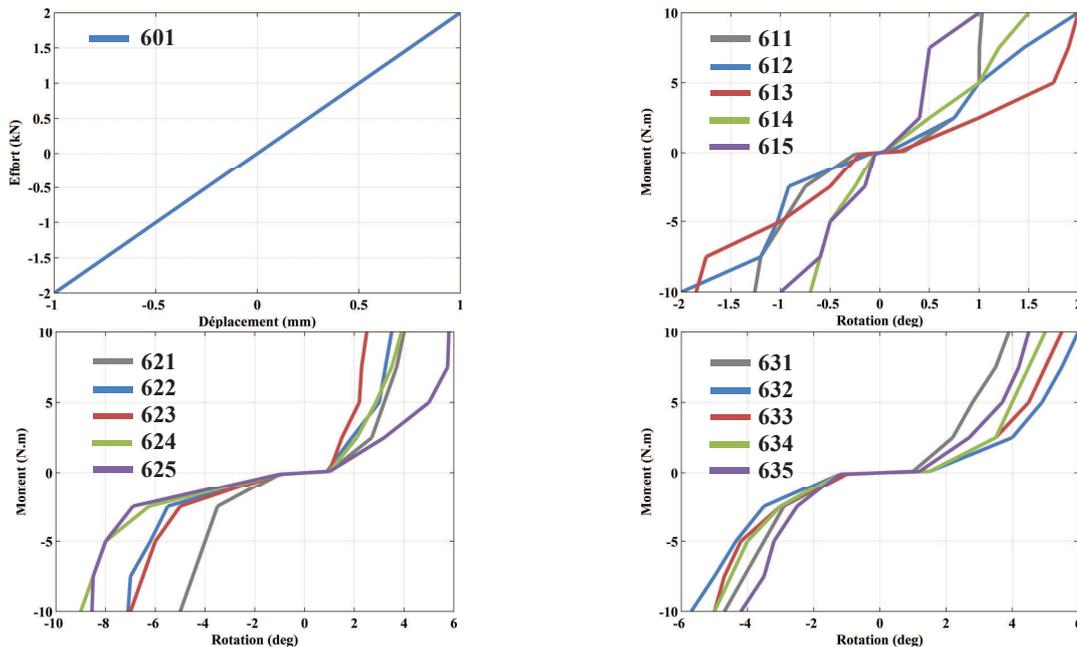


Figure 62. Lois de comportement des éléments 1D de la colonne lombaire. En haut à gauche : les courbes d'effort/déplacement. En haut à droite : les courbes de torsion. En bas à gauche : les courbes de flexion Y. En bas à droite : les courbes de flexion Z.

III.3.2.2. Méthodes de personnalisation

La personnalisation du modèle Labman a été réalisée à trois niveaux différents. Le premier niveau concerne la géométrie. Le maillage du modèle a été déformé afin que l'anthropométrie du modèle personnalisé corresponde à celle du S.H.P.M. étudié. Une attention particulière a été portée à la déformation de l'os du bassin. Ensuite, la raideur de la colonne lombaire a été adaptée par le biais des courbes de comportement des éléments unidimensionnels placés entre les vertèbres. Enfin, la personnalisation se termine par la répartition des masses dans le modèle.

III.3.2.2.a) Personnalisation de la géométrie

La géométrie du modèle Labman a été personnalisée en utilisant la méthode de krigeage dual, une méthode d'interpolation d'origine statistique. Le principe général du krigeage dual ainsi que son application dans le cadre de la déformation de maillage est décrit en Annexe 8.1. Pomero et al. 2004 et Mitton et al. 2006 ont utilisé cette méthode pour la déformation de structures osseuses, respectivement les vertèbres et le bassin. Besnault et al. 1998 l'ont appliquée pour la déformation d'un maillage de bassin. La fonction de krigeage dual, définissant le déplacement à appliquer à chaque point de l'espace, se calcule grâce à des points de référence dont on indique la position de départ (points de contrôle) et la position d'arrivée (points d'évaluation).

La déformation s'applique au modèle Labman positionné dans le siège. Cela permet de s'affranchir d'un nouveau positionnement, coûteux en temps de calcul. La personnalisation géométrique a été réalisée

en deux temps. La première étape concerne la déformation du bassin du modèle. Les points de référence utilisés pour la déformation sont représentés sur la Figure 63. Les points de contrôle sont constitués des coordonnées des nœuds du maillage du modèle Labman correspondant à ces points de référence. Les points d'évaluation, quant à eux, sont les coordonnées de ces mêmes points de référence sur le maillage des bassins reconstruits et replacés en position initiale. Notons que l'orientation de la pente sacrée n'est pas prise en compte. Seule la position du point milieu du plateau sacré est personnalisée. La rotation nécessaire au bassin du modèle pour atteindre la valeur calculée sur les sujets de la campagne n'est pas réalisable pour les neuf sujets. En particulier, pour le sujet #633, le bassin doit être tourné de 34° vers l'avant, ce qui engendre des déformations trop importantes des éléments solides de l'abdomen et de la courbure de la colonne lombaire. La solution choisie a été de garder l'orientation de la pente sacrée du modèle Labman de base et de déformer le reste du bassin pour qu'il corresponde au bassin du S.H.P.M. dans sa position initiale.

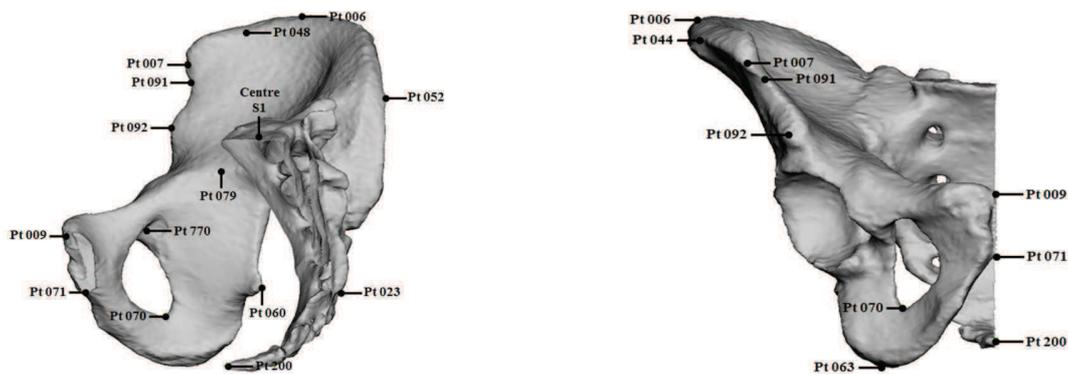


Figure 63. Points de référence ayant servi à la déformation du modèle de bassin.

Pour la deuxième déformation, c'est-à-dire celle qui adapte le reste du maillage aux dimensions du sujet cible, les nœuds de référence utilisés pour la déformation du bassin sont figés. En d'autres termes, les points de contrôle du bassin sont égaux aux points d'évaluation. Cela impose à ces points de rester dans leur position. Les dimensions anthropométriques personnalisées sont la hauteur du buste, la largeur des épaules, la longueur des membres inférieurs (Figure 64) ainsi que la largeur et la profondeur du thorax et de l'abdomen (Figure 65). Les conditions aux limites liées à la géométrie du siège et de l'appui-pieds servent de points fixes à cette déformation, en plus des points fixes définis par les points du bassin. Ces points fixes sont représentés en rouge sur la Figure 64.

La personnalisation de la hauteur du buste, de la largeur des épaules et de la position initiale des jambes (*i.e.* la longueur des membres inférieurs) est réalisée de façon similaire. Les points de référence sur lesquels s'appuie la personnalisation de ces trois entités sont illustrés sur la Figure 64.

La hauteur du buste est calculée entre le nœud situé au sommet de la tête et le nœud situé dans l'axe du thorax, en contact avec l'assise. Le déplacement du nœud du sommet de la tête nécessaire pour atteindre

la hauteur du buste du sujet cible est calculé. Le point de contrôle est constitué du nœud situé au sommet de la tête sur le modèle initial et le point d'évaluation est défini par les coordonnées de ce même nœud auquel on a appliqué le déplacement.

Les points de contrôle servant à la personnalisation de la largeur des épaules sont les deux points extrêmes situés sur les épaules. Le déplacement de chacun de ces nœuds est calculé par rapport au plan de symétrie du modèle de façon à atteindre la largeur des épaules du sujet cible. Les points d'évaluation sont constitués des points translétés.

La position initiale des jambes est personnalisée grâce au pointage des cuisses et du tibia réalisé avant l'essai catapulte. Le point d'intersection des deux droites définies par le pointage respectif de la cuisse et du tibia est approximé. Cette approximation sert de point d'évaluation pour la déformation des jambes du modèle. Le point de contrôle équivalent se situe au sommet du genou du modèle. Cette opération est appliquée au côté gauche et droit.

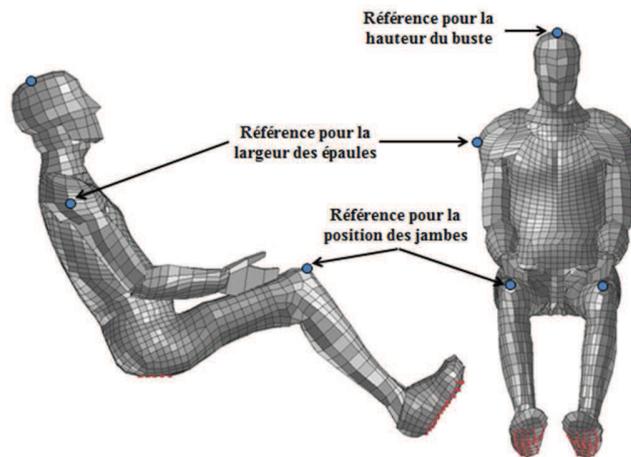


Figure 64. Description des points de références servant à la personnalisation de la hauteur du buste, la largeur des épaules et la position des jambes (points bleus) et des points fixes (points rouge) utilisés pour la personnalisation de la géométrie.

La personnalisation des dimensions du thorax et de l'abdomen ne s'appuie pas directement sur les nœuds du maillage. La même méthode a été appliquée pour ces deux zones. Un exemple² de déformation de l'abdomen seul, connaissant les valeurs cibles de sa largeur et sa profondeur, est illustré sur la Figure 65. L'intersection d'un plan orthogonal à l'axe du thorax avec la surface externe de l'abdomen du modèle est calculée (étape 1). Cette intersection définit un contour fermé (étape 2). Une quinzaine de points sont équirépartis sur ce contour (étape 3). Un repère local est associé à ce contour. Son axe Z est défini comme la normale au plan du contour, c'est-à-dire le plan orthogonal à l'axe du thorax. L'axe Y est confondu avec l'axe Y anatomique (*cf.* chapitre 1). L'axe X est égal au produit vectoriel des axes Y et Z. Le centre de ce repère est calculé au centre de gravité des points du contour. Les deux points ayant les coordonnées X minimales et maximales définissent la profondeur de l'abdomen et les deux points ayant les

² Les points fixes utilisés dans cet exemple ne correspondent pas à notre cas d'application.

coordonnées Y minimales et maximales définissent la largeur. Ces quatre points sont représentés par les points noirs. Le point situé dans le dos reste fixe. Trois nouveaux points sont calculés de sorte à obtenir la largeur et la profondeur cibles (étape 4). En prenant les points noirs comme points de contrôle et les points bleus comme points d'évaluation, une fonction de krigeage est calculée et appliquée à la quinzaine de nœuds du contour. Cela permet d'obtenir la position cible des quinze points (étape 5). Les quinze points sur le contour du modèle original définissent les points de contrôle de la déformation de l'abdomen et les quinze points krigés deviennent les points d'évaluation (étape 6). Les points rouges sont les points fixes utilisés pour l'exemple de déformation. Le résultat de la déformation du volume est représenté sur les images 7, 8 et 9. Les enveloppes du modèle initial et personnalisé sont mises en transparent pour rendre compte de la différence entre les deux.

Le plan du thorax passe par les aisselles et le plan de l'abdomen passe par les E.I.A.S. du bassin.

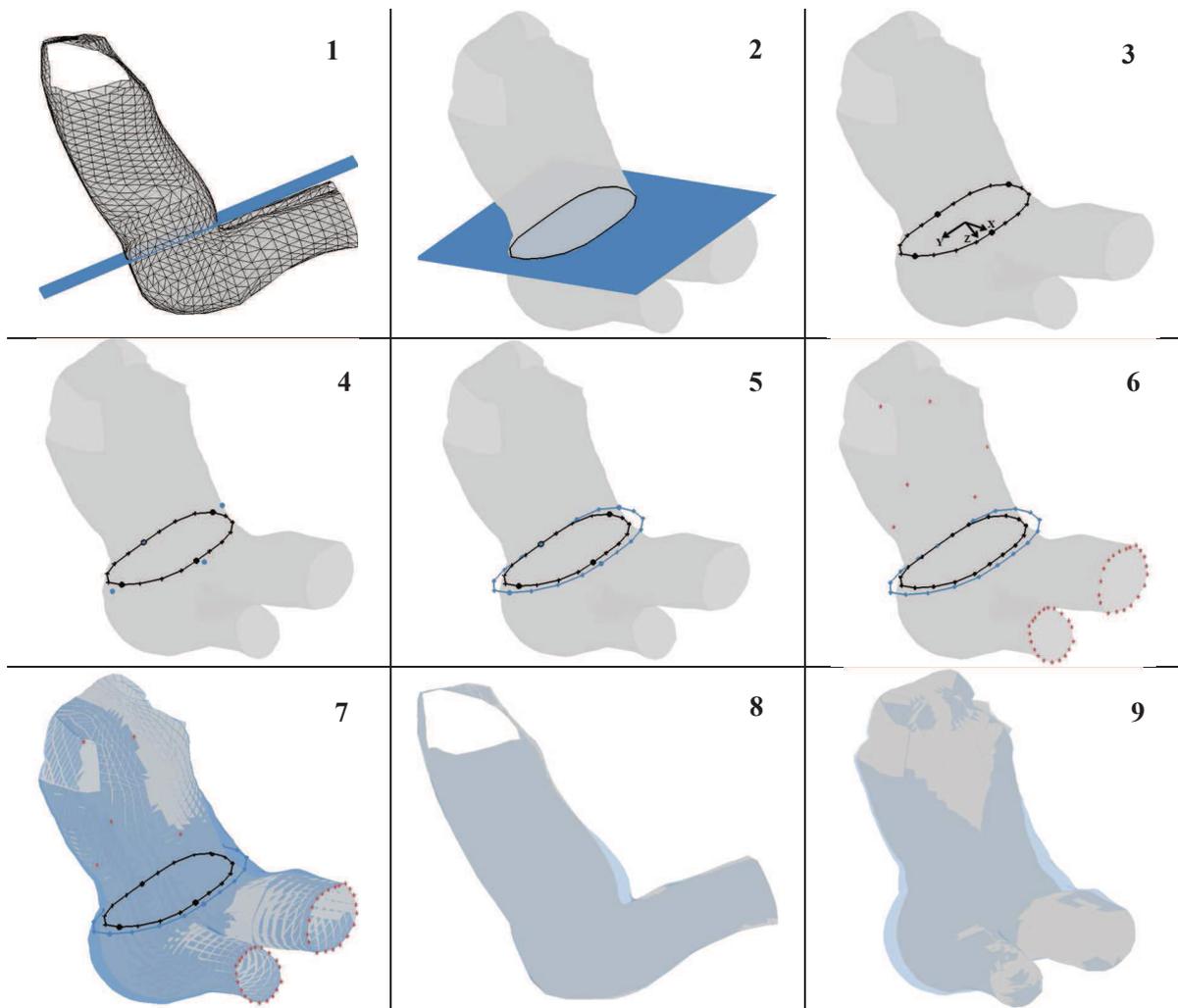


Figure 65. Description des étapes permettant de définir les points de contrôle (en noir) et les points d'évaluation (en bleu) pour la personnalisation de dimensions du thorax et de l'abdomen. Cette illustration concerne la partie abdomen pour simplifier l'explication.

Remarque : Le choix d'une quinzaine de points calculés sur le contour est un compromis pour éviter le phénomène d'arête qui peut se produire en cas de points insuffisants, et la surcontrainte de la matrice de déformation dans le cas d'un nombre de points trop grand.

III.3.2.2.b) Personnalisation de la raideur de la colonne lombaire

Une simulation numérique s'approchant des essais de flexion statique réalisés sur les neuf S.H.P.M. avant essai a été mise en place. Cela permet de comparer la réponse du modèle à celle des sujets et d'adapter les courbes de flexion (RY) implémentées dans les éléments unidimensionnels de la colonne lombaire.

Le principe est illustré sur la Figure 66. Pendant la première seconde de simulation, la sangle placée sur le thorax est tirée afin de le coupler avec le dossier. Le bassin, placé dans un corps rigide, est fixé. Une rotation de 50° est alors appliquée au thorax sur 160 ms. De façon analogue aux essais, le moment M_y est mesuré au niveau du plateau sacré.

Un coefficient de proportionnalité est appliqué aux courbes de flexion de Panjabi et al. 1994 afin de s'approcher du comportement des neuf S.H.P.M. Etant données les similitudes de certaines réponses, trois lois ont été définies : souple, moyenne et raide. La réponse du modèle pour chacune de ces trois lois est représentée et comparée aux réponses des S.H.P.M. associés sur la Figure 67, la Figure 68 et la Figure 69 respectivement.

Les coefficients multiplicatifs des courbes de flexion et les numéros de sujets correspondant à chaque personnalisation sont rassemblés dans le Tableau 16. Pour la colonne souple, les courbes de flexion ont été multipliées par 0,5. La colonne moyenne correspond aux courbes originales. La colonne la plus raide est obtenue pour un facteur multiplicatif égal à 2,5.

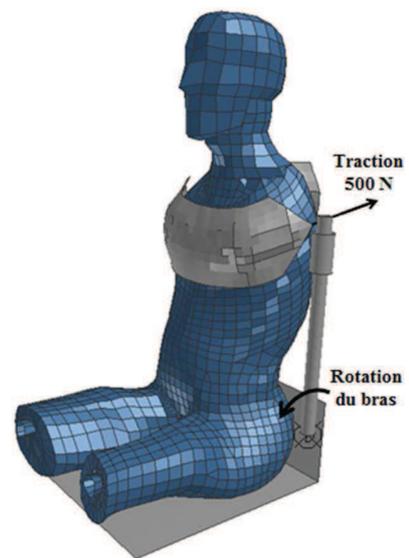


Figure 66. Simulation de flexion statique sur le modèle Labman.

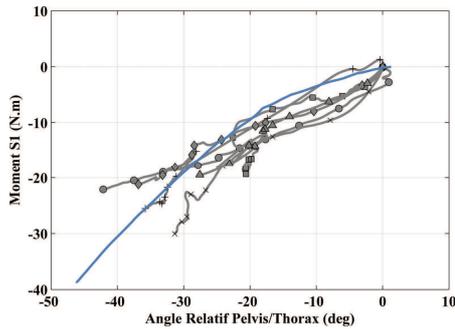


Figure 67. Comparaison de la réponse en flexion du modèle Labman (en bleu) avec colonne lombaire « souple » aux réponses des S.H.P.M. associés.

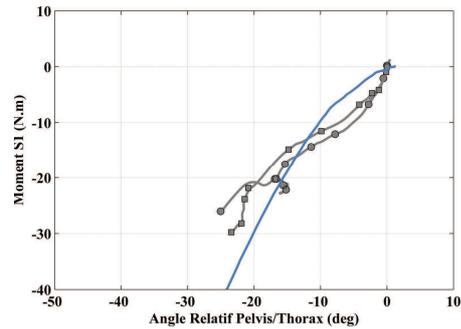


Figure 68. Comparaison de la réponse en flexion du modèle Labman (en bleu) avec colonne lombaire « moyenne » aux réponses des S.H.P.M. associés.

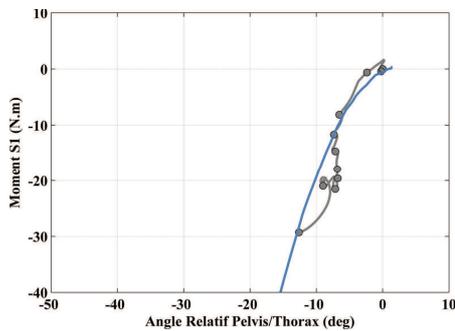


Figure 69. Comparaison de la réponse en flexion du modèle Labman (en bleu) avec colonne lombaire « raide » aux réponses des S.H.P.M. associés.

Tableau 16. Coefficients multiplicatifs appliqués aux courbes de flexion de Panjabi et al. 1994 pour chacun des trois comportements de la colonne lombaire et les numéros de S.H.P.M. personnalisés avec ces lois.

Loi	Coefficient multiplicatif	Sujets
<i>Souple</i>	0,5	#633, #634, #635 #636, #637, #638
<i>Moyenne</i>	1	#632, #639
<i>Raide</i>	2,5	#631

III.3.2.2.c) Personnalisation de la répartition de la masse

Comme l'ont souligné States 1973 et Leung et al. 1982, la répartition de la masse joue un rôle dans la cinématique de l'occupant. Pour cette raison, elle constitue la troisième étape de personnalisation. Cette étape est effectuée après déformation du modèle afin de disposer du bon volume total.

La masse des jambes est d'abord personnalisée grâce aux mesures réalisées après essais (cf. Tableau 9 du Chapitre 2). Les jambes du modèle personnalisé sont isolées comme illustré sur la Figure 70. Les densités des éléments solides et des éléments coques des jambes du modèle sont ajustées de façon à obtenir la masse des jambes du sujet cible. Les densités sont ajustées par un coefficient de proportionnalité appliqué aux densités originales du modèle Labman.

Dans un deuxième temps, les densités des éléments solides et des éléments coques du reste du modèle sont modifiées pour atteindre la masse totale du sujet cible.

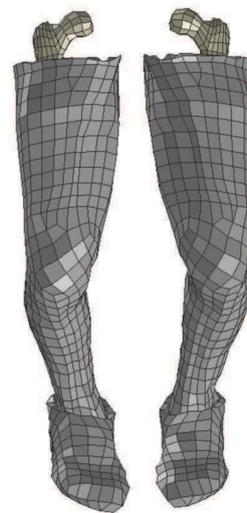


Figure 70. Isolement des jambes du modèle pour la personnalisation de leur masse.

III.3.2.3. Post-traitement des simulations

III.3.2.3.a) Comparaison des réponses des modèles par rapport aux essais

La comparaison des réponses du modèle Labman personnalisé par rapport au S.H.P.M. cible a pour objectif d'évaluer la biofidélité du modèle. La superposition des courbes, la comparaison des extrema ou du temps auquel ceux-ci apparaissent ne constituent pas des critères objectifs ni représentatifs.

La méthode d'évaluation de la biofidélité du modèle choisie ici est celle qui a été décrite dans Xu et al. 2000 et Nusholtz et al. 2007. Cette méthode examine trois indicateurs différents, appelés amplitude, forme et phase et schématisés sur la Figure 71. Ces trois indicateurs, basés sur le calcul de la corrélation croisée, déterminent le niveau de similitude entre deux courbes.

L'amplitude (Eq. 1) est décrite par le rapport entre les normes des deux signaux. La norme d'un signal est calculée par l'équation Eq. 2.

La fonction $p(x,y,h)$ définie par l'équation Eq. 3 permet le calcul des indicateurs de forme et de phase. Le déphasage entre deux courbes est égal à la valeur de h qui maximise la fonction $p(x,y,h)$.

Le coefficient permettant de quantifier la similitude de forme entre deux courbes est obtenu par l'équation Eq. 4. Il est égal à la valeur de la fonction $p(x,y,h)$ pour un déphasage nul.

En général, une analyse complète des réponses des modèles personnalisés et des sujets humains requiert les trois indicateurs. Dans notre cas, le terme de phase n'a pas été jugé pertinent puisque les courbes sont tronquées au moment du sous-marinage. L'interprétation des valeurs des critères d'amplitude et de forme est la suivante : plus ils sont proches de la valeur 1, plus la similitude entre les courbes est importante.

Les valeurs de ces deux critères sont comparées par le biais d'un code couleur afin de rendre compte des différences apportées par la personnalisation. La couleur rouge est affectée au critère le plus faible et la couleur verte pour la valeur la plus élevée. Lorsque les deux chiffres après la virgule sont identiques, les deux valeurs sont indiquées en orange.

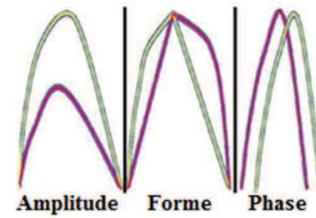


Figure 71. Représentation schématique des trois indicateurs de la corrélation croisée [adapté de Nusholtz et al. 2007].

$$\text{Amplitude} = \frac{\|x\|}{\|y\|} \quad \text{Eq. 1}$$

$$\|x\| = \int_{-\infty}^{+\infty} x^2(t)dt \quad \text{Eq. 2}$$

$$p(x,y,h) = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} x(t)y(t+h)dt}{\sqrt{\int_{-\infty}^{+\infty} x^2(t)dt \int_{-\infty}^{+\infty} y^2(t)dt}} \quad \text{Eq. 3}$$

$$p(x,y,0) = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} x(t)y(t)dt}{\sqrt{\int_{-\infty}^{+\infty} x^2(t)dt \int_{-\infty}^{+\infty} y^2(t)dt}} \quad \text{Eq. 4}$$

III.3.2.3.b) Courbes de réponses des modèles personnalisés

Même si les deux critères étudiés sont objectifs vis-à-vis de la quantification de la similitude entre deux courbes, l'interprétation des valeurs obtenues ne doit pas s'affranchir de l'analyse des courbes complètes. Deux réponses particulières ont été présentées dans ce chapitre, les autres réponses étant fournies en Annexe 9.2 pour ne pas alourdir la lecture. Ces courbes sont à la fois représentées pour le modèle original, le modèle personnalisé et le sujet humain correspondant. Les courbes du modèle original pour chacune des trois configurations d'essai sont dupliquées pour les trois sujets de cette configuration. Pour chaque simulation, les courbes sont fournies jusqu'au temps du début du sous-marinage. Ces valeurs temporelles se situent dans le Tableau 12 du Chapitre 2. Concernant les deux essais pour lesquels le sous-marinage n'a pas été observé, les courbes sont représentées sur 120 ms.

Les deux réponses choisies pour illustrer les différences et similitudes entre le modèle et le sujet humain sont l'effort dans la ceinture pelvienne et l'angle relatif entre la ceinture et le bassin. La raison pour laquelle ces deux réponses ont été choisies est, comme l'ont montré Uriot et al. 2006, qu'elles jouent un rôle primordial dans l'accrochage de la ceinture par le bassin. Un effort maximal important dans la ceinture pelvienne favorise un bon accrochage de la ceinture. Concernant l'angle relatif entre la ceinture et le bassin, il a été indiqué qu'un angle faible limite le risque de glissement de la ceinture. Comme cela a été expliqué au chapitre 2, les courbes d'angle relatif entre la ceinture et le bassin sont tracées à partir de 50 ms. Cela limite la fenêtre temporelle d'observation de la courbe, mais cette fenêtre correspond à la phase la plus critique du choc vis-à-vis de l'apparition du sous-marinage.

III.3.3. Résultats

De même que pour les essais sur S.H.P.M., les résultats des modèles personnalisés incluent les données de positionnement et l'observation du sous-marinage. Les valeurs obtenues pour les critères d'amplitude et de forme, pour le modèle original d'une part, et pour le modèle personnalisé, d'autre part, sont rassemblées sous forme de tableau.

Pour illustrer la comparaison entre la géométrie du bassin du S.H.P.M. et celle du bassin déformé, les superpositions des deux bassins sont présentées en Annexe 8.2. L'image a été prise en vue de côté, dans l'orientation adoptée en position initiale.

III.3.3.1. Données de positionnement

Le Tableau 11 rassemble les mêmes données de positionnement que le Tableau 11 du Chapitre 2. Comme cela a été décrit dans le paragraphe III.3.2.2.a), l'orientation de la pente sacrée n'a pas été personnalisée. Cette donnée n'est donc pas significative et par conséquent n'apparaît pas dans le tableau.

La méthode de personnalisation impose que les coordonnées du point H ainsi que les angles du bassin soient strictement identiques à ceux des essais S.H.P.M. Pour les angles de la cuisse, du tibia et de

la ceinture pelvienne, l'écart maximal est respectivement de 4°, 7,5° et 4°. Les écarts angulaires sur la cuisse et le tibia proviennent du fait qu'un unique point a servi pour la personnalisation des jambes. Les circonférences des membres inférieurs n'ont pas été prises en compte. La masse des jambes a été ajustée par l'intermédiaire des densités et non du volume des segments anatomiques.

Tableau 17. Données de positionnement des modèles Labman personnalisés.

		Coordonnées point H (mm)		Angles bassin (deg)		Angle cuisse (deg)	Angle tibia (deg)	Angle moyen ceinture pelv. (deg)
		X	Z	Angle axe PI	Angle axe HI			
<i>Config. 1</i>	#631	90,2	-85,4	59	5	25	58	38
	#632	78,3	-84,5	55	-6,2	20	59	42
	#633	47,8	-76,3	77	25	14	45	37
<i>Config. 2</i>	#634	81,1	-84,7	77	24,5	21	50	47
	#635	81,4	-78,9	67	16,5	10	42	45
	#636	78,1	-80,6	70	13,8	23	57	53
<i>Config. 3</i>	#637	72,6	-81	66	22,5	24	53	35
	#638	88,2	-88,3	70	17	28	58	37
	#639	100,4	-96,7	56	5,3	24	61	39

III.3.3.2. *Sous-marinage*

Le sous-marinage n'a été observé que pour les modèles personnalisés vis-à-vis des sujets #632 et #639, aux environs de 100 ms pour les deux. Cela est cohérent avec les essais S.H.P.M. puisque ces deux sujets sont ceux qui ont sous-mariné le plus tôt pour leurs configurations respectives. De plus, ce sont les deux sujets ayant sous-mariné sans présenter de fracture du bassin.

III.3.3.3. *Réponses des modèles personnalisés*

Les critères d'amplitude et de forme sont calculés pour les deux modèles Labman (original et personnalisé), en comparaison avec les réponses des neuf S.H.P.M. Cela permet d'évaluer le comportement des deux modèles par rapport au comportement des sujets humains et d'examiner l'influence de la personnalisation.

Afin de ne pas alourdir la lecture du chapitre, les quatre-vingt-un graphes comparant les réponses du modèle original et du modèle personnalisé avec les réponses des sujets humains post-mortem sont fournis dans l'Annexe 9.2. Seules les courbes d'effort dans la ceinture pelvienne et d'angle relatif entre la ceinture et le bassin sont présentées. Du fait de la courte période sur laquelle l'angle relatif est calculable, les courbes de rotation du bassin sont aussi représentées dans l'Annexe 9.2.

III.3.3.3.a) Critère d'amplitude

Le Tableau 18 fournit les valeurs calculées pour le critère d'amplitude pour le modèle original d'une part et le modèle personnalisé d'autre part par rapport aux réponses des sujets de la campagne d'essai. La différence des moyennes du critère pour chaque réponse, entre le modèle original et personnalisé, est illustrée par le code couleur défini au paragraphe III.3.2.3.a).

Mis à part l'effort de contact avec l'assise et la rotation du bassin, en moyenne, la personnalisation a globalement amélioré le critère d'amplitude. Notons que pour la rotation du bassin, la diminution du critère d'amplitude est inférieure à 0,01 (couleur orange). Le déplacement du bassin présente la meilleure corrélation parmi les neuf réponses étudiées. Les améliorations les plus notables apportées par la personnalisation concernent l'effort dans la ceinture pelvienne, l'angle relatif entre la ceinture et le bassin ainsi que l'intégration de la vitesse angulaire de T12. La reproduction de l'effort dans la ceinture pelvienne ainsi que de l'angle relatif sont les paramètres les plus importants au regard de l'étude du sous-marinage. En regardant les valeurs au cas par cas, on constate que certaines simulations ont obtenu un score supérieur à 0,95 ce qui est considéré par Xu et al. 2000 comme une corrélation excellente. Citons, par exemple, le modèle Labman personnalisé par rapport aux sujets #634 ou #635, pour l'effort dans la ceinture pelvienne.

Les réponses les moins bien corrélées en amplitude sont l'effort assise, l'effort baudrier, l'accélération de T1 et de T12 ainsi que l'approximation de la rotation T12. Ces différences d'amplitude ont été observées dans le paragraphe III.2.3.3, pour la comparaison du modèle original par rapport aux corridors des réponses obtenues en essais. L'effort de contact avec l'assise est trop élevé, tout comme l'effort dans le baudrier supérieur. Les réponses pour lesquelles les scores sont les moins élevés concernent principalement la partie thoracique du modèle, c'est-à-dire la partie qui n'a pas été retravaillée.

L'analyse croisée du Tableau 18 avec la superposition des courbes en Annexe 9.2 révèle que ce critère d'amplitude peut induire une interprétation erronée. Cette mauvaise interprétation concerne, ici, la courbe d'approximation de la rotation de T12. En effet, pour les sujets #631 et #632, le critère indique que le modèle original fournit une meilleure réponse que le modèle personnalisé. Or, si un observateur regarde les différentes courbes, sans regarder le critère, celui-ci tendrait à trouver la réponse du modèle personnalisé meilleure. L'effet inverse est observé pour les sujets #634 et #637 pour lesquels le modèle personnalisé présente une meilleure valeur du critère que le modèle original alors que la réponse de ce dernier semble plus proche de celle du sujet étudié. Cela vient du fait que le critère d'amplitude ne fait pas de discrimination suivant le signe de la courbe. Cette discrimination est faite par le critère de forme.

Tableau 18. Valeurs du critère d'amplitude pour les neuf réponses étudiées pour le modèle original et le modèle personnalisé vis-à-vis des réponses S.H.P.M. Vert : critère le plus élevé entre le modèle original et personnalisé. Rouge : critère le plus faible. Orange : différence non significative entre les deux.

		#631	#632	#633	#634	#635	#636	#637	#638	#639	Moy.
Effort assise	<i>Labman original</i>	0,721	0,808	0,847	0,582	0,270	0,207	0,436	0,595	0,708	0,575
	<i>Labman perso.</i>	0,718	0,621	0,679	0,440	0,354	0,215	0,453	0,467	0,517	0,496
Effort baudrier	<i>Labman original</i>	0,271	0,537	0,451	0,505	0,392	0,207	0,540	0,603	0,489	0,444
	<i>Labman perso.</i>	0,353	0,678	0,692	0,449	0,638	0,211	0,649	0,889	0,634	0,577
Effort pelvienne	<i>Labman original</i>	0,889	0,494	0,943	0,925	0,663	0,513	0,637	0,872	0,541	0,720
	<i>Labman perso.</i>	0,801	0,629	0,775	0,997	0,965	0,731	0,946	0,936	0,804	0,843
Accélération bassin	<i>Labman original</i>	0,896	-	0,832	0,837	0,902	-	0,907	0,787	-	0,860
	<i>Labman perso.</i>	0,969	-	0,916	0,863	0,785	-	0,840	0,895	-	0,878
Angle relatif ceinture/bassin	<i>Labman original</i>	0,914	0,633	0,463	0,620	0,996	0,951	0,613	0,693	0,933	0,757
	<i>Labman perso.</i>	0,915	0,920	0,777	0,833	0,962	0,982	0,877	0,815	0,833	0,879
Rotation bassin	<i>Labman original</i>	0,870	0,397	0,681	0,483	0,550	0,539	0,916	0,911	0,574	0,658
	<i>Labman perso.</i>	0,677	0,732	0,503	0,411	0,768	0,923	0,740	0,511	0,601	0,652
Déplacement bassin	<i>Labman original</i>	0,969	-	0,748	0,918	0,891	-	0,812	0,890	-	0,871
	<i>Labman perso.</i>	0,995	-	0,907	0,851	0,767	-	0,899	0,957	-	0,896
Accélération T1	<i>Labman original</i>	0,450	0,379	0,241	0,361	0,644	0,512	0,372	0,466	0,475	0,433
	<i>Labman perso.</i>	0,527	0,421	0,490	0,287	0,792	0,643	0,441	0,448	0,455	0,500
Accélération T12	<i>Labman original</i>	0,714	0,617	0,663	0,662	0,499	0,265	0,614	0,491	0,531	0,562
	<i>Labman perso.</i>	0,803	0,817	0,887	0,764	0,709	0,431	0,936	0,802	0,541	0,743
Rotation T12	<i>Labman original</i>	0,868	0,925	0,605	0,157	0,541	0,152	0,082	0,098	0,059	0,388
	<i>Labman perso.</i>	0,626	0,368	0,484	0,655	0,876	0,688	0,661	0,203	0,314	0,542

III.3.3.3.b) Critère de forme

Les valeurs du critère de forme sont reportées dans le Tableau 19. La moyenne est aussi calculée et associée au même code couleur que pour le critère d'amplitude.

Les scores obtenus pour ce critère sont plus élevés que le critère d'amplitude. L'approximation de la rotation de T12 mise à part, toutes les réponses présentent une corrélation supérieure à 0,9. L'effort dans le baudrier, l'effort dans la ceinture pelvienne, l'accélération du bassin, l'angle relatif de la ceinture par rapport au bassin, ainsi que le déplacement du bassin atteignent des valeurs du critère supérieures ou égales à 0,95. La valeur 1 a même été rencontrée pour plusieurs simulations.

Dans l'ensemble la personnalisation a aussi amélioré la corrélation de la forme des réponses, même si les évolutions du critère sont très faibles. Les améliorations les plus significatives concernent l'effort de contact avec l'assise et la rotation du bassin, le critère de forme passant respectivement de 0,918 à 0,956 et de 0,958 à 0,973.

Comme cela a été souligné dans le paragraphe précédent, certaines valeurs du critère de forme sont négatives pour l'approximation de la rotation T12. Cela concerne les comparaisons aux sujets #631 et #632 pour le modèle original et aux sujets #634 et #637 pour le modèle personnalisé. Ces valeurs négatives sont observées lorsque les deux courbes n'ont pas le même signe.

Tableau 19. Valeurs du critère de forme pour les neuf réponses étudiées pour le modèle original et le modèle personnalisé vis-à-vis des réponses S.H.P.M. Vert : critère le plus élevé entre le modèle original et personnalisé. Rouge : critère le plus faible. Orange : différence non significative entre les deux.

		#631	#632	#633	#634	#635	#636	#637	#638	#639	Moy.
Effort assise	<i>Labman original</i>	0,920	0,891	0,895	0,914	0,922	0,930	0,915	0,900	0,980	0,918
	<i>Labman perso.</i>	0,945	0,945	0,933	0,973	0,955	0,963	0,962	0,946	0,981	0,956
Effort baudrier	<i>Labman original</i>	0,997	0,998	0,995	0,997	0,994	0,976	0,996	0,991	0,996	0,993
	<i>Labman perso.</i>	0,996	0,987	0,993	0,999	0,991	0,965	0,997	0,997	0,998	0,991
Effort pelvienne	<i>Labman original</i>	0,991	0,976	0,999	0,999	0,996	0,958	0,997	0,992	0,995	0,989
	<i>Labman perso.</i>	0,999	0,981	0,997	0,994	0,991	0,984	0,997	0,997	0,997	0,993
Accélération bassin	<i>Labman original</i>	0,971	-	0,975	0,973	0,961	-	0,966	0,946	-	0,965
	<i>Labman perso.</i>	0,979	-	0,973	0,970	0,970	-	0,950	0,966	-	0,968
Angle relatif ceinture/bassin	<i>Labman original</i>	0,999	1,000	0,996	0,988	0,993	0,999	0,997	0,997	0,999	0,997
	<i>Labman perso.</i>	0,999	1,000	0,998	0,998	0,997	1,000	0,999	0,999	1,000	0,999
Rotation bassin	<i>Labman original</i>	0,997	0,996	0,880	0,957	0,992	0,987	0,935	0,884	0,994	0,958
	<i>Labman perso.</i>	0,998	0,997	0,940	0,999	0,993	0,996	0,972	0,870	0,989	0,973
Déplacement bassin	<i>Labman original</i>	1,000	-	0,999	0,998	0,995	-	1,000	1,000	-	0,999
	<i>Labman perso.</i>	1,000	-	0,999	0,999	0,996	-	0,999	0,999	-	0,999
Accélération T1	<i>Labman original</i>	0,866	0,950	0,895	0,894	0,821	0,819	0,941	0,963	0,947	0,900
	<i>Labman perso.</i>	0,957	0,950	0,852	0,934	0,857	0,813	0,954	0,975	0,959	0,917
Accélération T12	<i>Labman original</i>	0,914	0,971	0,956	0,986	0,833	0,928	0,983	0,992	0,977	0,949
	<i>Labman perso.</i>	0,954	0,932	0,892	0,950	0,857	0,857	0,932	0,984	0,945	0,923
Rotation T12	<i>Labman original</i>	-0,94	-0,85	0,786	0,547	0,878	0,920	0,813	0,836	0,899	0,431
	<i>Labman perso.</i>	0,813	0,627	0,682	-0,03	0,927	0,956	-0,73	0,751	0,926	0,546

III.3.3.3.c) Courbes

Comme expliqué au paragraphe III.3.2.3.b), l'analyse des critères d'amplitude et de forme ne peut pas être dissociée des courbes complètes. Par conséquent, les courbes d'effort dans la ceinture pelvienne et d'angle relatif entre la ceinture et le bassin pour les neuf simulations comparatives sont présentées sur la Figure 72 et la Figure 73 respectivement.

Les courbes d'effort mesuré au niveau de la ceinture pelvienne sont toutes très proches en ce qui concerne la montée en effort. Le modèle semble donc être représentatif au niveau de l'écrasement des tissus mous au début du choc. Il apparaît que pour le sujet #633, l'amplitude de l'effort est meilleure pour le modèle original. Cela ne signifie pas que le modèle original est plus représentatif que le modèle personnalisé puisque la masse totale n'est pas identique, le modèle original pèse 71 kg contre 54 kg pour le sujet #633. Les courbes du modèle personnalisé sont, dans la majorité des cas, plus proches des courbes des sujets humains.

L'amélioration apportée par la personnalisation est plus visible sur les courbes d'angle relatif, sur la Figure 73. La personnalisation de la géométrie du bassin a permis d'avoir le bon angle relatif initial et, par conséquent, de mieux reproduire l'interaction entre la ceinture et le bassin au cours du choc que pour le modèle original. La prise en compte des conditions initiales est donc un paramètre important.

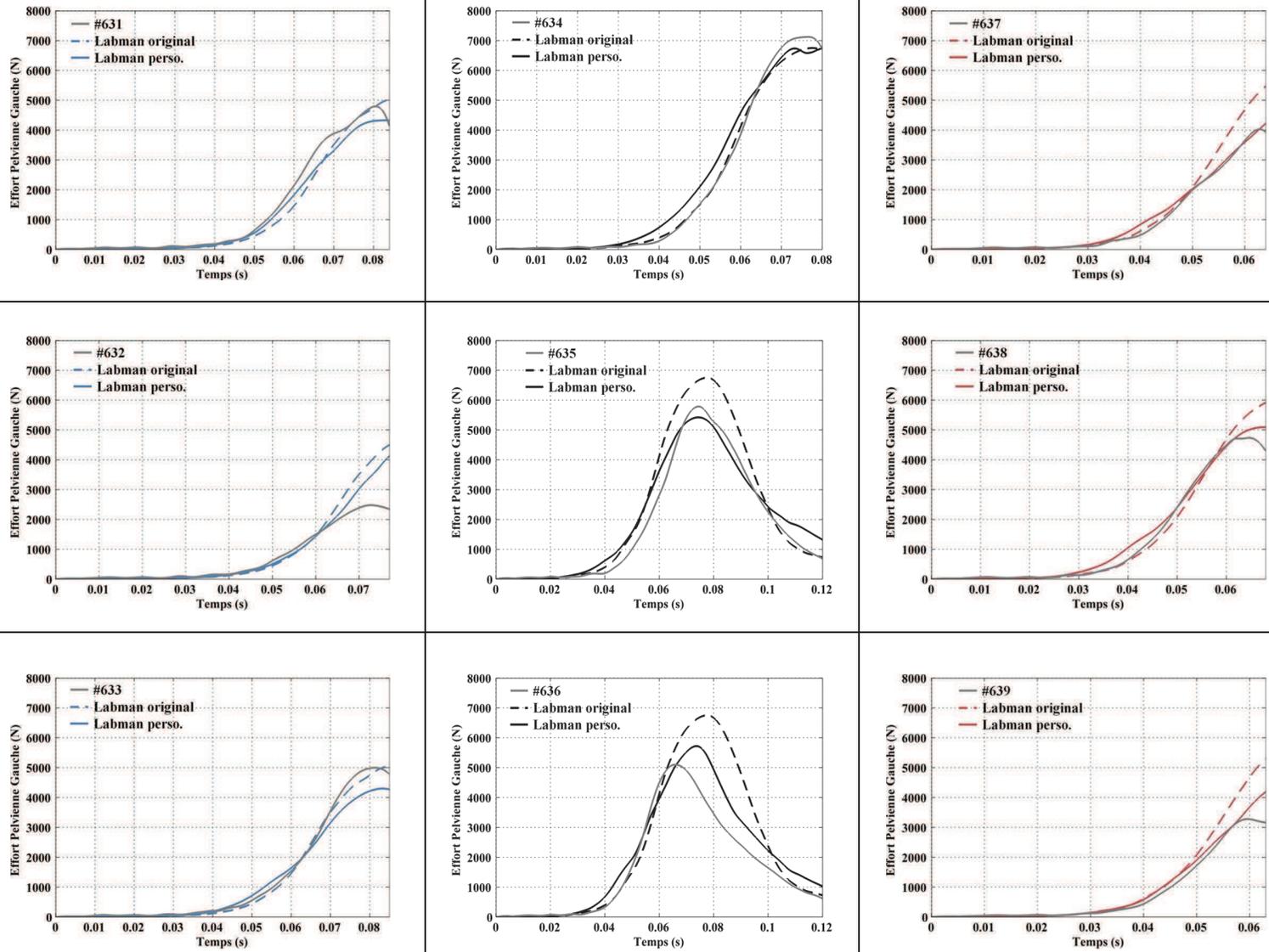


Figure 72. Comparaison des courbes d'effort dans la ceinture pelvienne entre le modèle original, le modèle personnalisé et les neuf S.H.P.M.

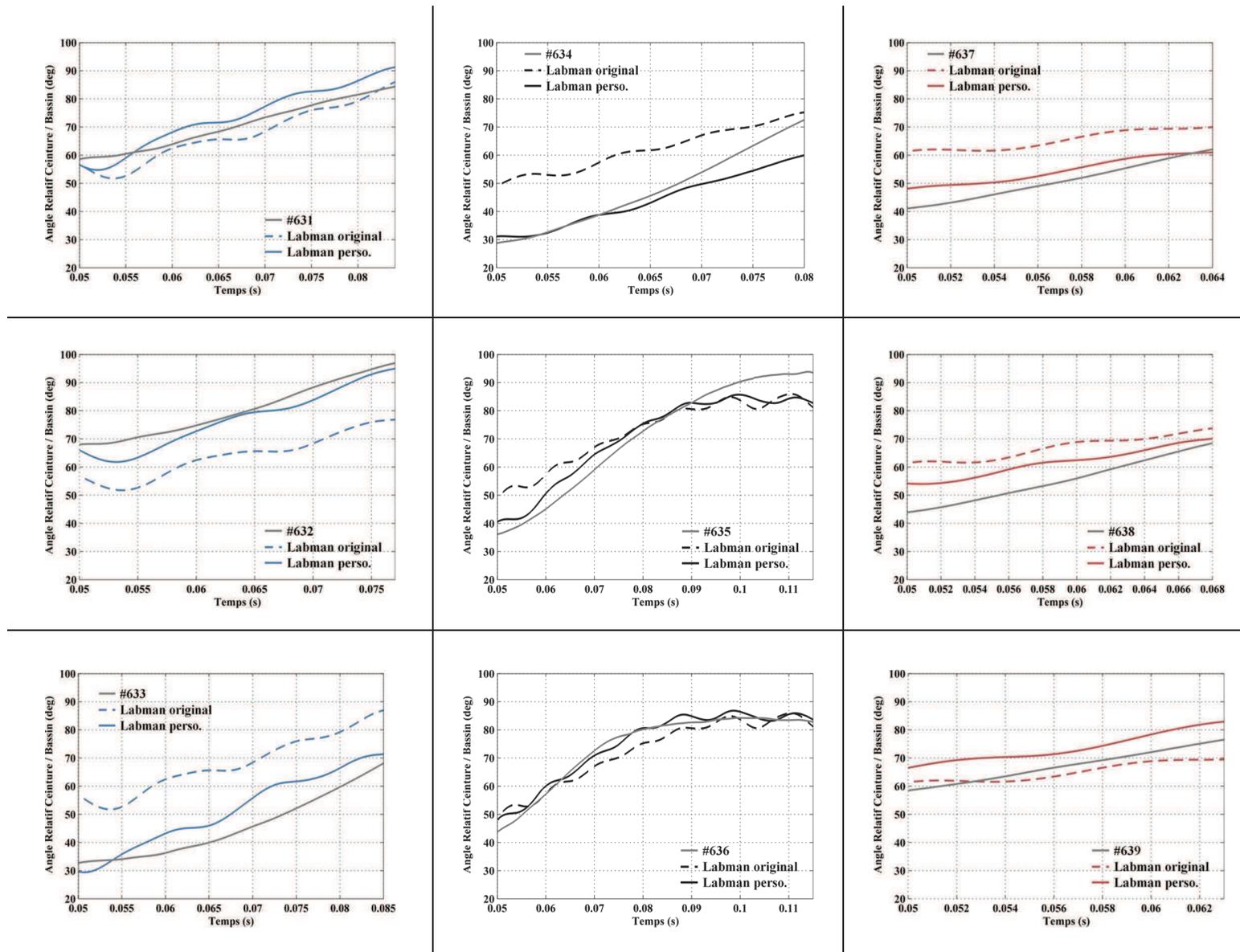


Figure 73. Comparaison des courbes d'angle relatif entre la ceinture et le bassin entre le modèle original, le modèle personnalisé et les neuf S.H.P.M.

III.3.4. Conclusion

Cette étape a permis d'évaluer la biofidélité du modèle Labman vis-à-vis de deux critères objectifs. Ces deux critères quantifient la similitude de deux courbes vis-à-vis de leur amplitude et de leur forme. Les valeurs obtenues montrent que les réponses du modèle Labman sont très bien corrélées au niveau de leur forme et qu'elles le sont moins en amplitude. En d'autres termes, le modèle répond de façon semblable aux sujets humains mais dans des amplitudes différentes.

Dans sa version originale le modèle d'être humain présente déjà un comportement satisfaisant vis-à-vis des sujets humains. La personnalisation a amélioré des réponses jouant un rôle important dans le phénomène de sous-marinage, telles que l'effort dans la ceinture pelvienne et l'angle relatif entre la ceinture et le bassin. La personnalisation a notamment permis de mieux reproduire la rotation du bassin vers l'avant au début du choc pour les sujets #633, #634 et #635. La modification des paramètres caractérisant les sujets s'avère donc pertinente pour discriminer les différences de comportement observées.

III.4. DISCUSSION

Ce chapitre est consacré à l'évaluation de la biofidélité du modèle Labman et à sa validation en sous-marinage. Les résultats obtenus lors de la campagne d'essais sur sujets humains post-mortem ont servi de référence pour cette étape. C'est la raison pour laquelle la définition de la matrice d'essais a impliqué trois configurations menant à des comportements différents. Il est difficile de conclure sur la biofidélité d'un modèle sur la base d'une seule configuration d'essai. La personnalisation du modèle original vis-à-vis des neuf sujets de la campagne a permis de discriminer les différents comportements observés. L'interaction avec la ceinture pelvienne et l'angle relatif entre la ceinture et le bassin sont correctement reproduits par le modèle.

Bien que les courbes de réponses du modèle présentent de fortes corrélations au regard de la forme, le modèle Labman révèle quelques limites concernant l'amplitude de ses réponses. Commençons par les efforts de contact avec l'assise. Malgré l'amélioration apportée par la réduction de la raideur du sacrum, l'amplitude de cet effort reste trop élevée. Cela peut provenir de la modélisation du matériau des fessiers. Dans le modèle Labman, les éléments solides autour des cuisses, de l'abdomen et des fessiers sont associés à un matériau type mousse. Une raideur du matériau trop élevée pourrait expliquer la différence d'amplitude.

L'effort au niveau du baudrier est aussi toujours trop élevé, malgré une montrée en effort correctement corrélée. Le bilan lésionnel des différents S.H.P.M. montre que tous ont subi des fractures des côtes. Les simulations ont donc été testées avec un matériau pouvant reproduire des fractures. La diminution de l'amplitude de l'effort n'est pas suffisante pour conclure que les fractures sont la seule cause de cette

différence entre le modèle et les sujets humains. Cela paraît étonnant compte tenu des nombreux tests de validation appliqués au thorax (*cf.* chapitre 1). L'interaction du baudrier avec le thorax présente aussi quelques différences. L'enroulement de celui-ci autour du baudrier ainsi que le phénomène de sous-costage, apparaissant lorsque la sangle se coince sous les côtes de l'occupant, sont difficiles à modéliser. Même si l'objectif de ce travail de thèse ne concerne pas la biofidélisation du thorax, plusieurs tests, notamment l'augmentation du coefficient de frottement entre le thorax et le baudrier, visant à simuler le phénomène de sous-costage, montrent que l'interaction entre le baudrier et le thorax a une influence sur le reste de la cinématique du modèle. La retenue du thorax a un effet sur l'effort de contact avec l'assise ainsi que sur la rotation de la vertèbre T12.

Les mesures cinématiques au niveau des vertèbres T1 et T12 présentent une faible corrélation entre les réponses du modèle et celles des S.H.P.M. Ces mesures sont non seulement très bruitées mais aussi incomplètes. A l'inverse du bassin, les mesures réalisées lors des essais ne permettent pas de reconstruire la cinématique complète. Seule une approximation de la rotation peut être pratiquée et du fait de la différence de comportement du thorax, les valeurs des critères évaluant les similitudes d'amplitude et de forme sont faibles.

Le choix concernant la personnalisation géométrique du bassin s'est porté sur la méthode de krigeage dual. Il aurait été possible d'inclure le maillage reconstruit du bassin cible dans le modèle Labman. Cela permet d'obtenir la géométrie stricte de l'os. Cependant, à cause des différences d'orientation et de forme, cela engendre de nombreuses pénétrations dans le maillage. L'avantage de la méthode de krigeage dual est qu'elle permet de déformer l'entourage en même temps qu'elle adapte la géométrie bassin à celle du bassin cible. La superposition des géométries reconstruites et déformées, en Annexe 8.2, rend compte de la proximité des deux géométries. L'utilisation de la méthode de krigeage dual est donc adaptée à la personnalisation géométrique du modèle

Comme cela a été cité dans le chapitre 2, les essais de flexion n'ont pu être pratiqués qu'en sollicitation statique afin de ne pas détériorer la colonne des sujets. La personnalisation de la colonne du modèle Labman est donc basée sur un comportement statique mais sollicitée de façon dynamique dans les simulations sur catapulte. La question qui se pose est de savoir si le comportement en statique est représentatif du comportement en dynamique.

La personnalisation de la masse nécessite une plus grande finesse. Ici, seule la masse des jambes et la masse totale sont connues. Les masses de chaque segment anatomique sont personnalisées de façon proportionnelle au modèle original. Il serait intéressant de connaître la répartition de masse du sujet pour un nombre plus important de segments corporels, tels que les bras, la partie supérieure du thorax ou la partie inférieure. Comme cela a été soulevé, la répartition de la masse sur le thorax peut influencer sa

retenue. Certains occupants peuvent avoir leur masse plutôt concentrée dans la partie supérieure ou au contraire dans l'abdomen.

Les modèles personnalisés par rapport aux sujets #632 et #639 ont tous les deux sous-mariné aux environs de 100 ms. Rappelons que pendant la campagne d'essais, ces deux sujets sont ceux qui ont sous-mariné sans révéler de fractures du bassin. Leur courbe d'effort dans la ceinture pelvienne semble indiquer que le bassin n'est pas parvenu à accrocher la ceinture. La personnalisation a donc permis de prédire l'apparition du sous-marinage pour ces deux sujets, même si le temps auquel il s'est produit est plus tardif. Cela peut provenir d'un glissement moins important de la ceinture sur le bassin, dû au comportement mécanique des tissus placés entre la ceinture et le bassin.

Le choix des critères pour l'évaluation des réponses du modèle par rapport aux réponses des sujets humains post-mortem s'est porté sur les critères d'amplitude et de forme, basés sur la méthode de corrélation croisée, décrits par Nusholtz et al. 2007. Ces deux critères sont statistiquement objectifs pour quantifier les similitudes entre deux courbes. Cependant, une des limites liées à ces critères, décrite dans la littérature, est qu'ils ne représentent pas la physique du phénomène observé. Pour cette raison, l'interprétation des valeurs obtenues ne doit pas s'affranchir de l'analyse des courbes complètes. Comme l'a montré la comparaison au sujet #633, le modèle original a obtenu un meilleur score en amplitude de l'effort dans la ceinture pelvienne alors que sa masse totale est supérieure de 17 kg. De plus, le calcul du critère sur les courbes d'approximation de la rotation de T12, a révélé que deux courbes de signe opposé, *i.e.* deux rotations en sens inverse, peuvent être considérées comme semblables du point de vue du critère d'amplitude. Les deux critères doivent donc être interprétés sans perdre de vue les conditions implémentées dans la simulation.

La présentation des résultats de la campagne d'essais sur S.H.P.M. a mis l'accent sur l'apparition des fractures au niveau du bassin. Les résultats présentés dans ce chapitre ont été obtenus par des simulations sur le modèle Labman implémenté avec un bassin élastique. Cette version ne permet donc pas de reproduire les fractures. C'est la raison principale pour laquelle la biofidélité du modèle n'est évaluée que par rapport aux réponses avant sous-marinage et/ou fracture du bassin. Des tests ont été pratiqués en implémentant les trois lois élastiques parfaitement plastiques avec rupture présentées par Song et al. 2006. Ces tests n'ont pas révélé de résultats concluants, les ischions se fracturent parfois avant les épines iliaques antéro-supérieures. L'étude des fractures du bassin dans le cadre du sous-marinage nécessite un travail d'approfondissement. Celles-ci sont non seulement liées à la géométrie du bassin, à ses propriétés mécaniques, elles-mêmes définies par l'épaisseur et la minéralisation de l'os cortical, et au chargement appliqué sur l'os. L'épaisseur de l'os cortical est délicate à mesurer sur les images scanner. En effet, l'épaisseur de l'os est parfois inférieure à la résolution des images ce qui rend la mesure très imprécise.

Dans le cadre de notre étude, la personnalisation ne concerne que la géométrie du bassin, les propriétés matériaux ont été implémentées de façon identique pour tous les sujets.

Le travail de personnalisation réalisé dans ce troisième chapitre a permis d'une part de valider le comportement du modèle éléments finis d'être humain en sous-marinage mais aussi de démontrer l'utilité de la personnalisation et la pertinence des paramètres personnalisés. En effet, les différences de comportement liées aux caractéristiques de chaque occupant ont été reproduites. Dans l'hypothèse de l'inadéquation des paramètres, les réponses du modèle auraient pu s'éloigner de celles des sujets. Le modèle original reproduit correctement le comportement d'un individu dont les caractéristiques sont dans la moyenne de la population. La personnalisation présente l'avantage de pouvoir examiner d'autres comportements, pour des caractéristiques individuelles différentes.

III.5. CONCLUSION

La campagne d'essais présentée dans le deuxième chapitre a servi de référence pour le travail de validation du modèle d'être humain. La version originale du modèle Labman a d'abord été évaluée par rapport aux corridors S.H.P.M. Le modèle original présente d'excellents scores de corrélation au regard de la forme des courbes de réponses. Il présente cependant de moins bons résultats en ce qui concerne l'amplitude des réponses. Le modèle a ensuite été retravaillé afin d'être personnalisé par rapport aux neuf sujets de la campagne d'essais. Cette personnalisation a permis de montrer l'aptitude du modèle à reproduire les différences de comportement observées en essais.

La personnalisation du modèle a été réalisée de façon globale. Les paramètres modifiés ont apporté une meilleure corrélation entre la réponse du modèle et celle des sujets humains, ce qui montre leur influence sur le comportement en sous-marinage. Cependant, ils ont tous été traités simultanément. Par conséquent, cela ne permet pas d'identifier l'effet de chacun sur le sous-marinage de façon séparée.

Chapitre IV. Etude du sous- marinage sur le modèle éléments finis d'être humain

Après sa validation, le modèle d'être humain a servi d'outil pour approfondir la compréhension de la cinématique du bassin au cours du choc, d'une part, et d'autre part, pour examiner l'influence de plusieurs paramètres propres à chaque occupant sur l'apparition du sous-marinage.

Le bilan des moments a été calculé de façon à estimer l'effet du contact avec l'assise, de la ceinture pelvienne, de la colonne lombaire ainsi que des hanches sur la rotation du bassin. La méthode d'obtention du bilan a d'abord été validée pour ensuite isoler les différentes contributions. Les résultats confirment l'influence prépondérante de l'effort de la ceinture pelvienne sur la rotation du bassin vers l'arrière. Le contact avec l'assise produit soit une rotation vers l'avant, soit une rotation vers l'arrière selon que l'on se place au début ou à la fin du choc. La colonne lombaire empêche la rotation du bassin vers l'arrière. Enfin, les hanches n'ont qu'une faible influence par rapport aux trois autres composantes.

Dans un deuxième temps, deux études de sensibilité ont été réalisées. La première a été menée sur des paramètres globaux, à savoir la répartition des masses, la raideur de la colonne lombaire et l'orientation initiale du bassin. La deuxième a été concentrée sur la géométrie du bassin et les tissus mous qui l'entourent. Les mêmes méthodes que celles décrites dans le chapitre 3 ont été utilisées. L'analyse des résultats montre que la répartition de la masse plus importante au niveau des jambes, la raideur de la colonne lombaire faible ainsi que l'orientation du bassin vers l'arrière favorisent l'apparition du sous-marinage. En ce qui concerne le bassin, l'ouverture des ailes iliaques, l'avancée et la hauteur des E.I.A.S. par rapport au point H, la profondeur de l'échancrure iliaque ainsi que l'épaisseur de tissus mous sur l'abdomen ont un effet sur l'apparition du sous-marinage.

IV.1. INTRODUCTION

Dans le chapitre précédent, le modèle éléments finis d'être humain a été confronté aux résultats de la campagne d'essais sur S.H.P.M. Les différentes étapes de ce chapitre ont permis de montrer que ce modèle peut être utilisé dans le cadre d'une étude numérique sur le sous-marinage.

Deux études visant à améliorer la compréhension du phénomène du sous-marinage ont été menées sur ce modèle. La première concerne l'analyse de la cinématique du bassin. Le sous-marinage est en partie lié à la rotation du bassin au cours du choc. Cette rotation résulte des différents moments produits par le contact avec l'assise, la ceinture pelvienne, la colonne lombaire ainsi que les hanches. La deuxième partie est constituée d'une étude de sensibilité sur le modèle afin de faire ressortir l'influence de plusieurs paramètres liés à l'occupant. Ces paramètres ont été scindés en deux catégories, à savoir des paramètres globaux incluant la répartition de la masse entre les jambes et le thorax, la raideur de la colonne lombaire et l'orientation initiale du bassin et des paramètres liés à la géométrie du bassin et aux tissus mous qui l'entourent.

IV.2. BILAN DES EFFORTS/MOMENT SUR LE BASSIN DU MODELE LABMAN

IV.2.1. Introduction

Le sous-marinage est lié à la cinématique du bassin au cours du choc. Celle-ci dépend de l'ensemble des efforts extérieurs exercés sur le système bassin isolé, provenant de la colonne lombaire, des membres inférieurs, du contact avec l'assise et pour finir de la ceinture pelvienne. L'influence de chacune de ces quatre contributions sur la rotation du bassin est difficilement quantifiable sur les essais S.H.P.M. Cependant, il est possible d'accéder à ces données sur le modèle éléments finis d'être humain.

La méthode permettant de récupérer les mesures d'efforts et de moments appliqués au bassin a d'abord été validée sur le modèle Labman dont le bassin a été placé dans un corps rigide. Cette méthode a ensuite été utilisée sur six simulations, pour lesquelles le bassin est déformable. Ces simulations incluent les trois configurations d'essais avec le modèle générique et les trois simulations avec le modèle personnalisé. Le moment M_y total a été scindé pour isoler le moment induit par chacune des quatre contributions et examiner leur effet sur la rotation du bassin.

IV.2.2. Moyens et méthodes

IV.2.2.1. Hypothèses de calcul

Puisqu'on s'intéresse essentiellement à la rotation du bassin autour de l'axe Y, le calcul du bilan des efforts et moments est réalisé dans le plan xOz . Les données que l'on cherche à calculer sont les efforts F_x et F_z et le moment M_y .

IV.2.2.2. Validation du calcul des efforts et moments

L'étape de validation consiste à vérifier que les mesures effectuées respectent le principe fondamental de la dynamique. Pour cela, il est nécessaire de placer le bassin dans un corps rigide.

IV.2.2.2.a) Equations de validation

Les deux équations servant à la validation du calcul des efforts et moments sur le bassin du modèle correspondent aux équations Eq. 5 et Eq. 6.

Dans Eq. 5, \vec{F}_i représentent les efforts extérieurs s'exerçant sur le solide, m est la masse du solide et \vec{a} correspond à l'accélération linéaire du centre de gravité.

Dans Eq. 6, $M_{\vec{F}_i/CG}$ concernent l'ensemble des moments appliqués au solide, J_Y est le moment d'inertie du solide et $\ddot{\theta}$ est l'accélération angulaire du solide. Toutes ces données sont calculées par rapport à l'axe Y, au centre de gravité du solide.

$$\sum_i \vec{F}_i = m\vec{a} \quad \text{Eq. 5}$$

$$\sum_i M_{\vec{F}_i/CG} \Big|_Y = J_Y \ddot{\theta} \quad \text{Eq. 6}$$

IV.2.2.2.b) Modification du modèle pour la validation

Le modèle Labman utilisé dans ces simulations de validation a dû être modifié. En effet, afin de récupérer les accélérations linéaires et angulaires du centre de gravité du bassin, l'ensemble du maillage du bassin a été placé dans un corps rigide. Le bassin du modèle a été isolé puis compilé pour récupérer les coordonnées du centre de gravité, sa masse totale et son moment d'inertie principale I_{yy} . Ces données sont fournies dans le Tableau 20 pour les trois configurations testées. Ces données ont été imposées au corps rigide du bassin. Une sortie a été appliquée sur le centre de gravité du corps rigide pour récupérer les données cinématiques.

Tableau 20. Coordonnées du centre de gravité, masse et inertie principale I_{yy} du bassin du modèle Labman pour les trois configurations.

	Coordonnées CG bassin			Masse (kg)	I_{yy} (kg.m ²)
	x	y	z		
Config. 1 et 2	57	0,8	-111,6	1,35	5,61e9
Config. 3	57	0,8	-121,6		

IV.2.2.2.c) Post-traitement des simulations

Cinématique du bassin

La sortie cinématique sur le nœud maître du corps rigide du bassin permet d'obtenir l'évolution temporelle de ses coordonnées ainsi que les mesures d'accélération linéaires et angulaires.

Efforts et moments appliqués

Les efforts et moments qui s'appliquent sur le bassin proviennent de la gravité, de la colonne lombaire, des hanches et du contact défini entre le maillage du bassin et les éléments qui l'entourent. Le poids du bassin, calculé au centre de gravité du bassin n'a qu'une influence sur la composante Z du bilan d'efforts.

Chaque moment appliqué au bassin se calcule par l'une des équations Eq. 7 ou Eq. 8. L'équation Eq. 7 exprime le moment $\overrightarrow{M_{\vec{F}/O}}$ d'une force \vec{F} , appliquée au point P, par rapport au point O. Si le moment au point O n'est pas nul, l'équation de transport du moment, Eq. 8, est appliquée. Lorsque le moment d'une force (appliquée en P) est connu en un point O, il est possible de le recalculer en n'importe quel point Q de l'espace. Dans notre cas, le point Q de l'équation Eq. 8 représente le centre de gravité du bassin.

$$\overrightarrow{M_{\vec{F}/O}} = \overrightarrow{OP} \wedge \vec{F} \quad \text{Eq. 7}$$

$$\overrightarrow{M_{\vec{F}/Q}} = \overrightarrow{M_{\vec{F}/O}} + \overrightarrow{OQ} \wedge \vec{F} \quad \text{Eq. 8}$$

Les efforts et moments provenant de la colonne lombaire sont mesurés dans l'élément unidimensionnel reliant la vertèbre L5 au plateau sacré. Comme décrit au Chapitre 3, cet élément est associé à un repère local, illustré sur la Figure 60. Les mesures liées à cet élément sont exprimées dans le repère local. La cinématique des nœuds définissant le repère est exportée afin de recalculer les mesures d'efforts et moments dans le repère global. Seul le nœud par lequel s'appliquent les efforts et moments provenant de la colonne lombaire présente un moment non nul.

La description du modèle Labman, dans le chapitre 1, indique que la liaison entre la tête fémorale et l'acétabulum est faite par un élément à une dimension à trois degrés de liberté. Cet élément simule une liaison rotule, les moments dans l'articulation sont donc nuls. De même qu'au niveau de la colonne lombaire, les efforts sont exprimés dans le repère local associé aux deux éléments (un élément par côté). La même méthode est appliquée pour recalculer les mesures dans le repère global.

Pour obtenir les efforts dus au contact défini entre le maillage du bassin et les éléments qui l'entourent, une section d'effort est définie sur les zones d'intérêt. Cette sortie permet de récupérer les efforts de contact sur la zone définie dans la section. Plusieurs tests de validation ont été réalisés en discrétisant les zones d'applications des efforts de contact sur le maillage du bassin plus ou moins finement. Ces tests ont

montré que, du fait de la discrétisation des zones du bassin, l'approximation de la position du point d'application des efforts ne permet pas d'obtenir les bilans d'efforts et de moments corrects. Il s'est alors avéré nécessaire de déclarer une section pour chaque nœud du bassin.

IV.2.2.3. Influence des quatre composantes

L'objectif de cette partie est d'isoler le moment induit par le contact avec l'assise, la ceinture pelvienne, la colonne lombaire ainsi que les hanches sur la rotation du bassin vers l'arrière. Le bilan des moments a été calculé pour six simulations différentes, dans lesquelles les propriétés mécaniques du bassin n'ont pas été modifiées. En effet, cette étude vise à mieux comprendre la cinématique qui a été observée lors de la campagne d'essais. Or, le fait de placer le bassin dans un corps rigide modifie cette cinématique. Après validation de la méthode de calcul du bilan des moments, il a donc été possible de l'appliquer aux simulations décrites dans le chapitre 3.

Les trois premières simulations sont réalisées sur le modèle Labman générique, placé dans les trois configurations d'essais. Les trois autres sont pratiquées sur le modèle personnalisé par rapport aux sujets #631, #632 et #636. Le choix s'est porté sur ces trois modèles, car ils ont non seulement une personnalisation différente du comportement de la colonne lombaire mais leur comportement en sous-marinage est distinct. #631 a sous-mariné mais a présenté une fracture, #632 a sous-mariné sans endommager son bassin et #636 n'a pas sous-mariné. De plus, #636 a été choisi plutôt que #635 du fait de l'excellente corrélation de la rotation du bassin entre le sujet humain et le modèle personnalisé.

Les quatre composantes dont on souhaite étudier l'influence sur la rotation du bassin ont été isolées, comme illustré sur la Figure 74. Le calcul du moment M_y induit par la colonne lombaire et les hanches est le même que dans l'étape de validation. Pour isoler le moment lié au contact avec l'assise et avec la ceinture pelvienne, les contributions de chaque nœud appartenant respectivement aux zones rouge et bleue sont sommées. L'évolution des coordonnées X et Z de chaque nœud du bassin est exportée. Le calcul du centre de gravité est ici approximé par la moyenne des coordonnées de l'ensemble des nœuds du maillage. Les masses nodales n'étant pas identiques sur l'ensemble du maillage du bassin, cette approximation ne donne pas exactement la position du centre de gravité réel. En position initiale, la moyenne des coordonnées des nœuds du bassin donne un point situé en (-67 ; 0,8 ; -100,6) pour les configurations 1 et 2, soit un écart de 10 mm sur l'axe X et l'axe Z.

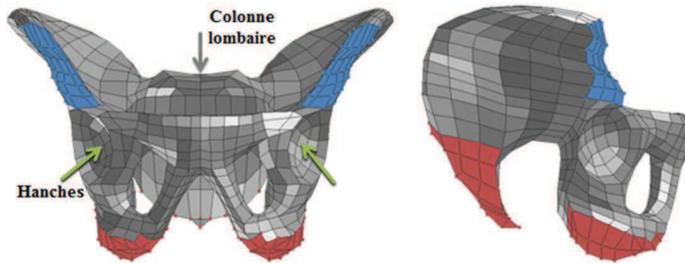


Figure 74. Illustration des quatre composantes isolées pour le calcul du moment M_y qu'elles engendrent sur le bassin.

IV.2.3. Résultats

IV.2.3.1. Validation du calcul des efforts et moments

Les résultats des trois simulations de validation incluent la comparaison des courbes de bilans des efforts F_x et F_z et du moment M_y par rapport aux bilans cinématiques, *i.e.* le second membre des équations Eq. 5 et Eq. 6, présentées sur la Figure 75, ainsi que le calcul des critères d'amplitude, de forme et de phase décrits au Chapitre 3, paragraphe III.3.2.3.a) rassemblés dans le Tableau 21.

Le critère de phase est nul pour chaque comparaison, ce qui indique que les courbes sont synchronisées. Le bilan d'efforts est acceptable à excellent en vis-à-vis de la forme de la courbe puisque les valeurs des critères sont supérieures à 0,8. L'amplitude est moins bien corrélée du fait des oscillations des courbes. Le bilan des moments présente des écarts plus importants puisqu'il cumule les erreurs sur les bilans des efforts F_x et F_z .

Trois simulations ont été réalisées pour tenter de comprendre la provenance des différences. Chacune de ces simulations isole l'effet de la colonne lombaire, des hanches et des contacts sur le bassin. Les résultats ont montré que la méthode de calcul pour l'effet de la colonne lombaire et des hanches permet de superposer parfaitement les courbes d'efforts et moments aux courbes de bilans cinématiques, ce qui n'est pas le cas pour les efforts de contact. Ces écarts semblent donc être dus à l'export des mesures dans les sections d'effort. Cependant, l'explication de ces écarts n'a pas été identifiée. Malgré ces écarts, la méthode de calcul permet d'obtenir une bonne approximation de l'ensemble des efforts et moments appliqués au bassin.

Tableau 21. Valeurs des critères d'amplitude (à gauche) et de forme (à droite) pour la validation du calcul des bilans d'efforts F_x et F_z et de moment M_y .

	Bilan F_x	Bilan F_z	Bilan M_y	Bilan F_x	Bilan F_z	Bilan M_y
Config. 1	0,840	0,796	0,780	0,996	0,889	0,654
Config. 2	0,883	0,719	0,993	0,991	0,904	0,640
Config. 3	0,913	0,852	0,699	0,991	0,879	0,622

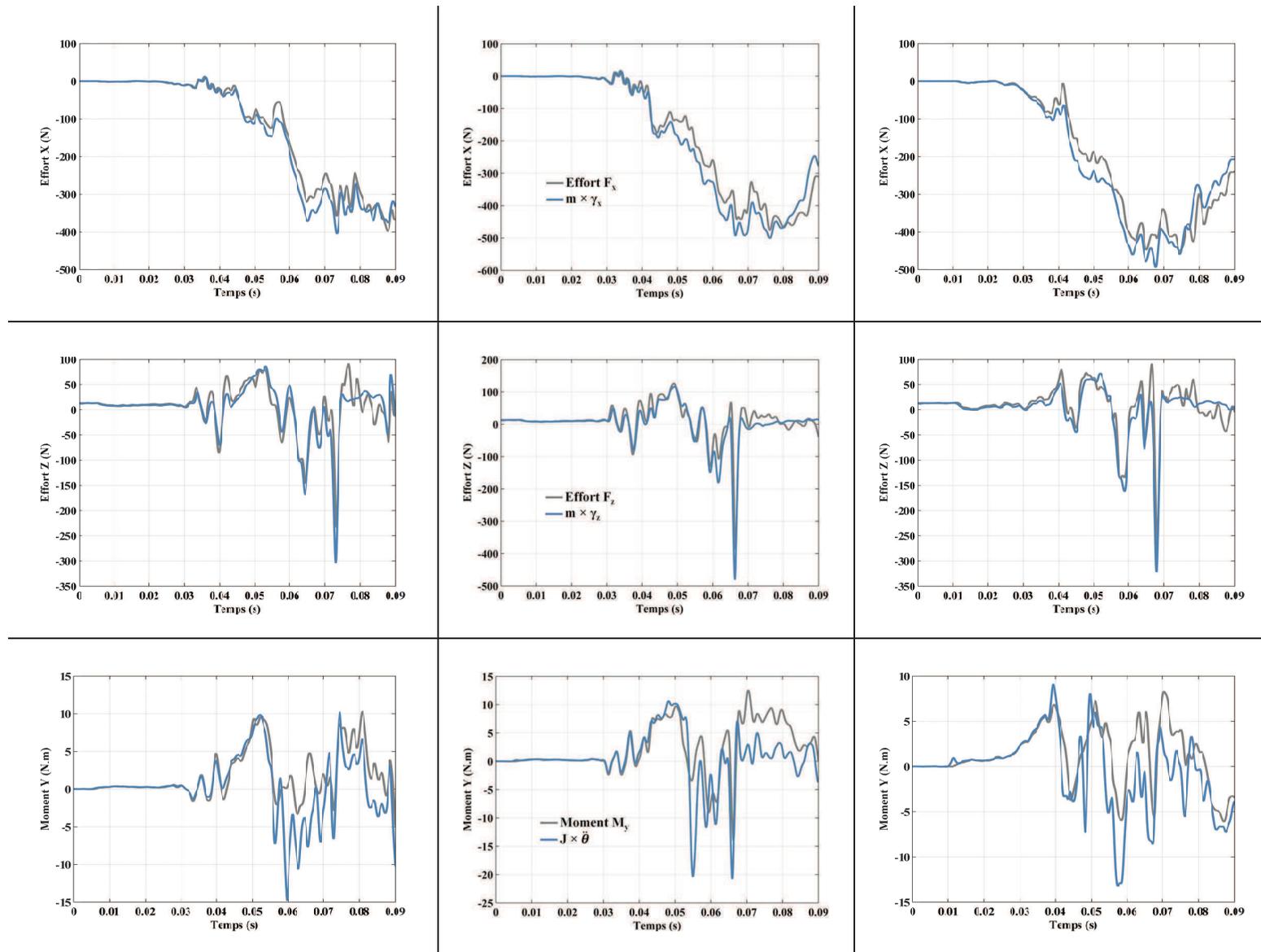


Figure 75. Superposition des courbes pour la validation du calcul du bilan d'efforts F_x et F_z et de moment M_y . A gauche, la configuration 1. Au milieu, la configuration 2. A droite, la configuration 3.

IV.2.3.2. Influence des quatre composantes

Les courbes du moment M_y engendré par chacune des quatre contributions, pour six simulations menées sur le modèle Labman sont présentées sur la Figure 76. Les courbes sont présentées jusqu'à 90 ms, ce qui correspond à la phase de chargement du bassin. La phase de rebond ne correspond pas à la problématique de cette étude. Rappelons qu'un moment positif entraîne une rotation du bassin vers l'arrière.

Il n'est pas surprenant d'observer l'influence prépondérante de l'effort dans la ceinture pelvienne sur la rotation du bassin vers l'arrière. Ces différents graphes montrent que l'effort de contact avec l'assise tend à faire tourner le bassin vers l'arrière au début du choc puis vers l'avant. La colonne lombaire induit une rotation du bassin vers l'avant, de façon plus ou moins prononcée selon la raideur de la colonne lombaire. La contribution des hanches est la plus faible des quatre, voire inexistante.

Les bilans sur les simulations des trois configurations d'essais montrent des différences, même si celles-ci restent relativement faibles. Le contact avec l'assise influence peu la rotation du bassin pour la première configuration, par rapport aux deux autres. En ce qui concerne la configuration 3, la ceinture pelvienne tend à faire tourner le bassin plus tôt. Si on s'intéresse au moment lié à l'effort de contact avec l'assise sur ces trois configurations, on observe qu'il favorise la rotation du bassin vers l'arrière au début du choc. Au début du choc, le point d'application de l'effort de contact avec l'assise se situe au niveau des ischions. Les ischions étant situés en avant par rapport au centre de gravité du bassin et l'effort résultant étant principalement vertical (*cf.* Chapitre 2, calcul approximatif de l'angle du vecteur résultant avec l'horizontale), le moment induit est positif. Le moment lié à la colonne lombaire ne permet pas d'empêcher la rotation du bassin vers l'arrière. Du fait de la rotation du bassin, le contact avec l'assise diminue au niveau des ischions, au profit du sacrum. Le sacrum se situe en arrière du centre de gravité du bassin. Par conséquent, le signe du moment change et l'effort de contact avec l'assise tend à empêcher la rotation du bassin vers l'arrière. Le bilan des configurations 2 et 3 mettent en évidence l'effet de l'inclinaison de l'assise. Lorsque l'assise est inclinée de 5° , à la configuration 3, l'angle de l'effort résultant de contact est d'environ 73° , contre environ 80° pour l'assise horizontale. Cela engendre un moment moins important.

Les simulations avec le modèle personnalisé présentent des bilans plus distincts. Ces trois simulations permettent d'observer l'influence de la raideur de la colonne lombaire. Rappelons que le sujet #631 a la colonne la plus raide, #632 a une raideur moyenne et #636 a la colonne la plus souple. Plus la colonne est raide, plus elle tend à faire tourner le bassin vers l'avant.

En considérant que le modèle Labman personnalisé est représentatif des sujets testés, ces trois bilans permettent de mieux comprendre le comportement des sujets en essai. Pour rappel, la rotation du bassin des sujets #631, #632 et #636, à 90 ms, sont respectivement de 30° , 40° et 40° . La colonne plus raide du

sujet #631 et la faible contribution de l'effort de contact avec l'assise n'ont pas favorisé la rotation de son bassin. Le bassin du sujet #632 a mieux tourné. D'une part, sa colonne est plus souple que le sujet #631. D'autre part, la position de ses ischions est plus avancée par rapport au centre de gravité du bassin que pour le sujet #631, ce qui explique que le moment lié à l'effort de contact avec l'assise soit plus important. Le bilan du sujet #636 est très différent des deux autres. En effet, les moments liés au contact avec l'assise et à la ceinture pelvienne se superposent jusqu'à 80 ms. Son bassin est plus antéversé que les deux autres. Par conséquent, le contact avec le sacrum apparaît plus tard. De plus, les animations de la simulation numérique montrent que, du fait de la géométrie du bassin, le contact des ischions sur l'assise dure plus longtemps que les deux autres. Le moment négatif lié au contact avec le sacrum est alors compensé par le contact avec les ischions. Dans les deux autres simulations, la rotation du bassin implique que les ischions ne restent pas en contact avec l'assise.

En comparant les bilans des sujets #632 et #636, on constate que les contributions des quatre composantes sont différentes. Les moments liés à la ceinture pelvienne et à la colonne lombaire sont plus importants pour le sujet #632 alors que le moment lié au contact avec l'assise est plus faible. Les quatre composantes principales influençant la cinématique du bassin ont eu des contributions différentes qui ont mené à la même amplitude de rotation du bassin.

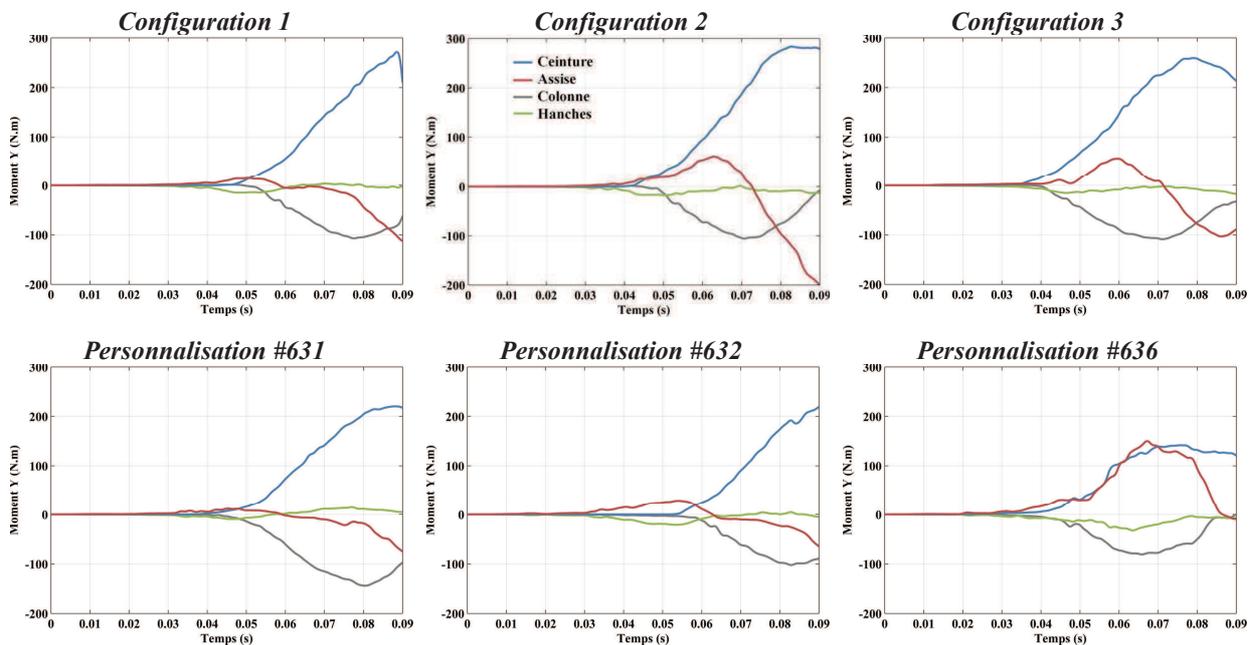


Figure 76. Influence des quatre composantes sur la rotation du bassin pour six simulations avec le modèle Labman. En bleu, la ceinture pelvienne. En rouge, l'assise. En gris, la colonne lombaire. En vert, les hanches.

IV.2.4. Discussion

La modélisation par éléments finis de l'être humain permet d'obtenir des mesures qui ne sont pas accessibles sur les sujets humains post-mortem. En particulier, ces mesures permettent de réaliser le bilan des moments sur le bassin. Ce travail a pour objectif d'apporter une meilleure compréhension concernant la rotation du bassin. Les contributions du contact avec l'assise, de la ceinture pelvienne, de la colonne lombaire et des hanches ont été isolées afin d'étudier leur influence et leur importance vis-à-vis de la cinématique du bassin. Les six simulations sur lesquelles le bilan des moments a été calculé ont montré que la ceinture pelvienne a un rôle prépondérant dans la rotation du bassin vers l'arrière. Le contact avec l'assise, quant à lui, a un double rôle puisqu'au début du choc, il favorise la rotation vers l'arrière alors qu'il l'empêche en fin de choc. La colonne lombaire engendre une rotation vers l'avant. Sa contribution augmente avec sa raideur. Enfin, les hanches ont une influence très limitée. Cela est principalement dû à la proximité entre les points H et le centre de gravité du bassin.

Les résultats de ces bilans doivent cependant être nuancés. Pour commencer, la validation du calcul des efforts et moments semble indiquer que certains efforts dus au contact défini entre le maillage du bassin et les éléments qui l'entourent n'ont pas été pris en compte. De plus, même si le modèle éléments finis d'être humain présente de fortes corrélations avec les réponses mesurées lors de la campagne sur S.H.P.M., il ne représente pas entièrement le comportement de l'être humain. Entre autres, la modélisation de la zone des hanches n'a jamais été validée par rapport à des essais sur sujets humains. Dans ce calcul, seules les quatre contributions mentionnées ont été examinées. La rotation du bassin n'est pas uniquement liée à ces composantes. Les efforts induits par le mouvement des viscères ont aussi un rôle dans la rotation du bassin. Leur modélisation n'étant pas validée et leur rôle en sous-marinage n'étant pas prouvé, ils n'ont pas été pris en compte.

L'analyse seule des différents bilans ne permet pas de prédire l'apparition du sous-marinage. Ces bilans n'apportent qu'une meilleure compréhension des conditions ayant engendré la rotation du bassin. Or, la rotation du bassin, seule, n'est pas un critère pertinent pour l'étude du sous-marinage. L'angle relatif entre la ceinture pelvienne et le bassin est un meilleur indicateur, comme cela a été présenté dans les deux premiers chapitres. La probabilité de sous-mariner est plus élevée si cet angle est important. Pour illustrer cela, les réponses du modèle Labman correspondantes aux bilans des trois configurations d'essais, ont été superposées dans l'Annexe 9.1. Si on analyse uniquement les courbes de rotation du bassin pour prédire l'apparition du sous-marinage, la deuxième configuration se situe entre les deux autres. A l'opposé, les courbes d'angle relatif entre la ceinture et le bassin montrent une probabilité de sous-mariner supérieure pour les configurations 1 et 3, ce qui est représentatif des observations faites lors de la campagne d'essais. Ces remarques sont semblables pour les trois bilans calculés sur le modèle Labman personnalisé. Le bilan des moments sur les sujets #632 et #636 engendrent des amplitudes de

rotation égales. Les courbes d'angle relatif entre la ceinture et le bassin, quant à elles, indiquent 105° et 80° respectivement, à 90 ms. Cela correspond au comportement observé en essais puisque le sujet #632 a sous-mariné mais pas le sujet #636.

La comparaison des différents bilans a permis de comprendre l'influence des paramètres de la matrice d'essai tel que l'inclinaison de l'assise ou encore d'apporter des éléments de compréhension vis-à-vis des différences de cinématiques entre deux individus. Les sujets #632 et #636 ont atteint des rotations d'amplitudes identiques par des biais différents. La configuration d'essai sur laquelle les deux sujets ont été testés n'est pas la seule explication puisque les différences sont plus importantes qu'entre les bilans des configurations 1 et 2. D'autres paramètres, liés aux caractéristiques du sujet ont dû jouer un rôle.

IV.2.5. Conclusion

Le calcul du bilan des moments appliqués au bassin a permis de mettre en évidence les contributions du contact avec l'assise, de la ceinture pelvienne, de la colonne lombaire et des hanches sur la rotation du bassin. La ceinture pelvienne a un rôle prépondérant sur la rotation. Elle favorise toujours la rotation vers l'arrière alors que le contact avec l'assise influence les deux sens de rotation. La colonne lombaire empêche la rotation vers l'arrière. L'influence des hanches est faible et dépend de la position relative du point H par rapport au centre de gravité du bassin.

Cette étude a mis en relief les limites associées à l'interprétation de la rotation du bassin seule. La rotation du bassin du modèle Labman est du même ordre de grandeur pour les trois configurations d'essais et pourtant la probabilité d'observation du sous-marinage est différente. Le sous-marinage est indéniablement lié à la rotation du bassin mais cette rotation est plus pertinente si elle est couplée à l'orientation de la ceinture pelvienne. Comme l'ont souligné Uriot et al. 2006, l'accrochage de la ceinture par le bassin dépend non seulement de l'angle relatif entre la ceinture et le bassin mais aussi de la position du point de contact entre la ceinture et le bassin, de la géométrie du bassin et de l'effort dans la ceinture pelvienne.

IV.3. INVESTIGATION SUR L'INFLUENCE DES PARAMETRES INDIVIDUELS

IV.3.1. Introduction

La campagne d'essais sur S.H.P.M. démontre qu'en plus de la géométrie de l'environnement de retenue, les différences interindividuelles ont une influence sur l'apparition du sous-marinage. Dans le chapitre précédent, l'étape de personnalisation a permis d'améliorer la réponse du modèle Labman vis-à-vis des réponses des sujets. Cette étape a posé les bases de la modification des paramètres individuels sur le modèle. Or, la personnalisation traite tous les paramètres simultanément. L'objectif de cette partie est d'examiner l'influence de ces paramètres sur la cinématique de l'occupant et sur l'accrochage de la ceinture par le bassin indépendamment les uns des autres, par le biais d'une étude de sensibilité sur le modèle d'être humain.

IV.3.2. Moyens et méthodes

IV.3.2.1. Simulation de base pour l'étude de sensibilité

Cette étude de sensibilité est réalisée sur la deuxième configuration d'essai, avec le modèle Labman retravaillé pour la personnalisation. Le choix s'est porté sur cette configuration car, sur les essais S.H.P.M., c'est celle qui a présenté la plus faible probabilité de sous-marinage. De ce fait, elle a paru être la configuration la plus pertinente pour étudier l'influence des paramètres individuels sur l'apparition du sous-marinage.

IV.3.2.2. Modification des paramètres de l'étude

Les paramètres dont l'influence sur le sous-marinage est étudiée, ont été scindés en deux groupes. Dans un premier temps, l'effet de paramètres globaux incluant la répartition de la masse, la raideur de la colonne lombaire et l'orientation initiale du bassin a été examiné. Dans un second temps, l'étude s'est concentrée sur l'influence de la géométrie du bassin, par le biais de cinq paramètres.

IV.3.2.2.a) Etude de paramètres globaux

Dans l'étude de l'influence de paramètres globaux, trois paramètres ont été traités. Ces paramètres sont la répartition de la masse, la raideur de la colonne lombaire et l'orientation initiale du bassin. Un plan d'expérience complet sur ces trois paramètres, associés à deux valeurs chacun, a été mis en place. Le plan complet est constitué de 2^3 simulations.

Modification de la répartition de la masse

La répartition de la masse est modifiée de la même façon que pour la personnalisation du modèle Labman. La méthode est décrite dans le paragraphe III.3.2.2.c).

Pour ces simulations, la masse totale du modèle reste identique, ainsi que les densités des éléments coques du bassin. La masse des jambes varie de $\pm 25\%$ par rapport à la masse du modèle Labman servant de base à cette étude. Les jambes du modèle de base pèsent 22,8 kg, ce qui donne 17 kg et 28,5 kg pour les jambes « légères » et « lourdes » respectivement.

Modification de la raideur de la colonne lombaire

L'influence de la raideur de la colonne lombaire a été observée sur le bilan des moments appliqués au bassin dans le paragraphe précédent. Ici, elle est étudiée sur la réponse globale du modèle.

Les deux raideurs extrêmes de la colonne lombaire ont été testées dans cette étude de sensibilité. Elles correspondent aux deux lois de comportement présentées sur la Figure 67 et la Figure 69 du paragraphe III.3.2.2.b). Rappelons que ces lois correspondent aux comportements observés sur les essais de flexion statique réalisés sur les neuf sujets humains post-mortem.

Modification de l'orientation du bassin

La modification de l'orientation du bassin s'effectue par la même simulation numérique que celle décrite dans le paragraphe III.3.2.1.a).

Le bassin est tourné de $\pm 10^\circ$ par rapport à la position de la simulation de base (Figure 77). Ici, on souhaite voir comment l'orientation initiale du bassin, seule, influence la cinématique et l'interaction de l'occupant avec l'environnement de retenue. La géométrie du bassin est ensuite traitée indépendamment de l'orientation.

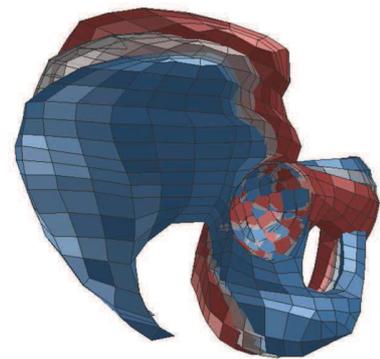


Figure 77. Modification de l'orientation du bassin par rapport à l'orientation de base.

IV.3.2.2.b) Etude de la géométrie du bassin

L'influence de la géométrie du bassin a été traitée séparément car ce paramètre a semblé essentiel dans le phénomène du sous-marinage. Ici, un plan d'expérience complet mettant en jeu cinq paramètres, associés à deux valeurs chacun, a été réalisé. Le plan complet est constitué de 2^5 simulations.

Sur les cinq paramètres étudiés, quatre concernent la géométrie du bassin. Ils sont illustrés sur la Figure 78. Le cinquième est lié aux tissus mous qui l'entourent. Le premier paramètre, l'ouverture de l'aile iliaque, correspond à l'angle que fait le plan défini par l'E.I.A.S., l'E.I.A.I. et le point postérieur de la crête iliaque avec le plan sagittal. Les deuxième et troisième paramètres sont appelés avancée E.I.A.S. et hauteur E.I.A.S. Ils sont caractérisés par la position relative, suivant les axes X et Z respectivement, de l'épine iliaque antéro-supérieure par rapport au point H. L'avancée de l'E.I.A.S. permet de traiter des angles de l'axe HI différents. Le quatrième paramètre concerne la profondeur de l'échancrure iliaque

antérieure. Ce paramètre est égal à la distance entre le point 91 et son projeté sur la droite passant par l'E.I.A.S. et l'E.I.A.I. Le dernier paramètre est l'épaisseur des tissus mous séparant les épines iliaques antéro-supérieure de la ceinture pelvienne. Il est calculé dans le plan orthogonal au thorax, passant par les E.I.A.S. L'intersection de ce plan avec la peau du sujet, ou du modèle d'être humain, définit un contour. La valeur minimale entre ce contour et les deux E.I.A.S. donne l'épaisseur des tissus mous.

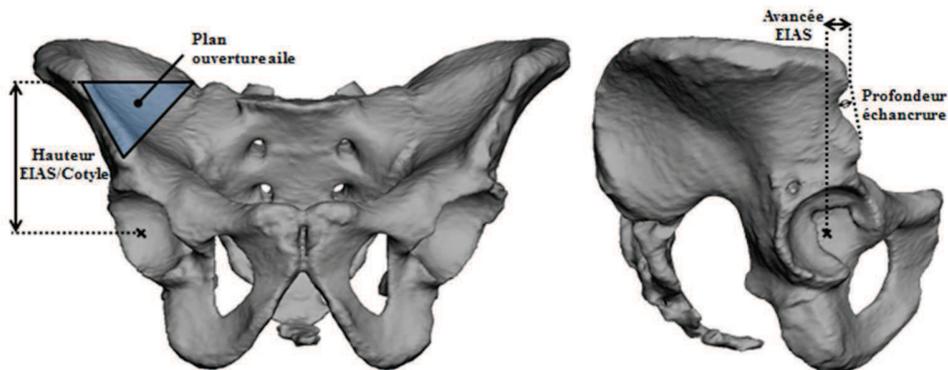


Figure 78. Définition des paramètres utilisés pour l'étude de sensibilité sur la géométrie du bassin.

Ces cinq paramètres ont été calculés pour chacun des neuf bassins replacés en position initiale. Les valeurs sont fournies en Annexe 1. L'épaisseur de tissus mous devant les E.I.A.S. a été mesurée sur les données scanner. La moyenne et l'écart type de ces paramètres sont présentés dans le Tableau 22. Ces valeurs sont elles-mêmes les moyennes pour les deux côtés du bassin. La normalité de la distribution des paramètres sur les neuf S.H.P.M. a été vérifiée par un test de Lilliefors, permettant de tester l'ajustement à loi normale lorsque les effectifs sont faibles. Les valeurs inférieure et supérieure définies par l'équation Eq. 9 et Eq. 10 respectivement ont été calculées. Elles permettent de prendre en compte 95% de la population. La valeur inférieure de l'épaisseur de tissus mous étant négative, elle n'est pas prise en compte dans la suite.

$$\text{Valeur inférieure} = \text{Moyenne} - 2 \times \text{Ecart-type} \quad \text{Eq. 9}$$

$$\text{Valeur supérieure} = \text{Moyenne} + 2 \times \text{Ecart-type} \quad \text{Eq. 10}$$

A titre de comparaison, les valeurs calculées pour le modèle Labman modifié sont aussi fournies. Le bassin du modèle se situe dans la partie haute des valeurs d'ouverture et d'avancée des épines iliaques antéro-supérieures. Les mesures de hauteur des E.I.A.S. et de profondeur de l'échancrure correspondent à des valeurs moyennes. L'épaisseur de tissus mous est proche de la limite supérieure définie par notre échantillon de population. Notons que les sujets humains post-mortem sont souvent des personnes âgées plus maigres que la population réelle.

Tableau 22. Valeurs des cinq paramètres liés au bassin sur les S.H.P.M. : moyenne, écart-type, moyenne $\pm 2 \times$ écart-type et comparaison aux valeurs du modèle Labman.

Valeurs paramètres	Moyenne	Ecart type	Moy. - 2*Ecart type	Moy. +2*Ecart type	Valeur Labman
<i>Ouverture (deg)</i>	23	11	1,5	45	35
<i>Avancée EIAS/Point H (mm)</i>	-19	15	-50	12	9,5
<i>Hauteur EIAS (mm)</i>	80	8	63	97	70
<i>Profondeur Echancrure (mm)</i>	9	2	5	13	8
<i>Epaisseur tissus mous (mm)</i>	11	9	-6	29	24,4

Le maillage du bassin du modèle Labman a été déformé de façon à ce que les valeurs des cinq paramètres correspondent aux valeurs cibles de chacune des trente-deux simulations. La méthode de déformation est la même que celle décrite dans le chapitre 3, pour la personnalisation du modèle Labman. Chaque valeur de paramètre définit la construction des points de contrôle et d'évaluation nécessaires à la déformation du bassin. Comme l'ont souligné Kallieris et al. 1982 par rapport à leur campagne d'essais sur S.H.P.M., la position initiale de la ceinture est adaptée à la géométrie de chaque occupant. Ici, la position du point milieu de la ceinture pelvienne reste quasiment fixe pour toutes les simulations ayant la même valeur pour le paramètre d'épaisseur de tissus mous. Cette position varie de ± 6 mm suivant X et de ± 5 mm suivant Z. Par contre, lorsque l'épaisseur de tissus mous augmente, la position du point milieu de la ceinture pelvienne avance, en moyenne, de 25 mm suivant X et s'élève, en moyenne, de 16 mm suivant l'axe Z.

La valeur inférieure pour l'avancée des E.I.A.S. par rapport au point H, fournie dans le Tableau 23, engendre des déformations trop importantes des éléments proches des épines iliaques. Par conséquent, pour ce paramètre, les valeurs extrêmes ont été choisies de façon symétrique par rapport à une avancée nulle des E.I.A.S. L'amplitude de l'avancée est de 20 mm. De même, les deux valeurs d'épaisseur de tissus mous ne correspondent pas à celles mesurées sur les images scanner. La valeur inférieure est la valeur minimale permise par l'épaisseur des éléments séparant le bassin de l'enveloppe externe du modèle. En dessous de cette valeur, le volume des éléments n'est plus positif. Les valeurs finales utilisées pour le plan d'expérience sont rassemblées dans le Tableau 23.

Tableau 23. Valeurs des cinq paramètres utilisées dans le plan d'expérience.

Valeurs paramètres	Val Inf	Val Sup
<i>Ouverture (deg)</i>	1,5	45
<i>Avancée EIAS/Point H (mm)</i>	-20	20
<i>Hauteur EIAS (mm)</i>	63	97
<i>Profondeur Echancrure (mm)</i>	5	13
<i>Epaisseur tissus mous (mm)</i>	15	50

IV.3.2.3. Post-traitement des simulations

Le post-traitement des simulations des deux études de sensibilité a été effectué de façon analogue. Les résultats d'observation du sous-marinage ont d'abord été rassemblés dans un tableau pour tenter de faire ressortir les premières tendances.

Les résultats des trente-deux simulations de l'étude de sensibilité sur la géométrie du bassin ont été analysés en utilisant la méthode de l'analyse de la variance ou ANOVA, pour *ANalysis Of VAriance*. L'ANOVA est une technique statistique permettant de comparer les moyennes de plusieurs populations. Dans notre cas, elle est appliquée afin d'étudier l'effet des cinq paramètres sur l'effort maximal dans la ceinture pelvienne et l'angle relatif maximal entre la ceinture et le bassin.

Les résultats indiqués par l'ANOVA sont confirmés dans chaque cas par un test de Lilliefors pour vérifier la normalité de la distribution des résidus. Le diagramme Quantile-Quantile permettant d'évaluer graphiquement la pertinence de l'ajustement d'une distribution donnée à une loi normale théorique est représenté. Les p-values pour les effets principaux et les interactions d'ordre 1 sont ensuite rassemblées dans un tableau. La p-value est la probabilité de rejeter la probabilité d'égalité des moyennes alors qu'elle est vraie. En d'autres termes, si la p-value est proche de 0, cela signifie que le paramètre étudié a une influence sur la réponse étudiée. Les effets principaux, c'est-à-dire les effets de chaque paramètre seul, sont représentés sur des graphiques appelés diagrammes en boîte ou boîtes à moustache, d'après la traduction de *Box and Whiskers Plot*. Enfin, les graphes d'interactions sont fournis pour les interactions significatives.

En ce qui concerne l'étude de l'influence des paramètres globaux, l'ANOVA n'a pas pu être utilisée du fait du faible nombre de simulations. Les résultats ont donc été traités un peu différemment. Les effets principaux sur l'effort maximal dans la ceinture pelvienne et sur l'angle relatif maximal sont illustrés graphiquement. Pour chaque paramètre, la moyenne des maxima est calculée sur les simulations où le paramètre traité est constant. La moyenne est alors comparée entre la valeur inférieure et la valeur supérieure du paramètre. Lorsque deux paramètres ont un effet l'un sur l'autre, les graphes d'interactions sont aussi représentés.

IV.3.3. Résultats

Les résultats des différentes simulations de cette étude de sensibilité sont rassemblés pour tenter de faire ressortir les paramètres influents sur l'apparition du sous-marinage. Les effets des paramètres globaux sont d'abord présentés, suivis des effets de la géométrie du bassin.

IV.3.3.1. Influence des paramètres globaux

IV.3.3.1.a) Influence sur l'apparition du sous-marinage

Le Tableau 24 rassemble les caractéristiques de chacune des huit simulations de cette première étude de sensibilité, ainsi que les informations relatives à l'observation du sous-marinage. Le sous-marinage n'a été observé que pour deux simulations. Les deux paramètres constants pour les simulations 5 et 7 sont la répartition de la masse et l'orientation initiale du bassin. La raideur de la colonne lombaire a eu un effet sur le temps d'observation du sous-marinage. Pour la colonne la plus raide, le sous-marinage a été retardé.

Tableau 24. Résultats d'observation du sous-marinage pour les huit simulations traitant l'influence des paramètres globaux. Lorsque le sous-marinage a été observé, le temps auquel il apparaît est reporté.

	Répartition de la masse	Raideur de la colonne lombaire	Orientation du bassin	Sous-Marinage (O/N)	Temps sous-marinage (ms)
<i>Simulation 1</i>	Jambes légères	Souple	Arrière	N	-
<i>Simulation 2</i>	Jambes légères	Souple	Avant	N	-
<i>Simulation 3</i>	Jambes légères	Raide	Arrière	N	-
<i>Simulation 4</i>	Jambes légères	Raide	Avant	N	-
<i>Simulation 5</i>	Jambes lourdes	Souple	Arrière	O	95
<i>Simulation 6</i>	Jambes lourdes	Souple	Avant	N	-
<i>Simulation 7</i>	Jambes lourdes	Raide	Arrière	O	100
<i>Simulation 8</i>	Jambes lourdes	Raide	Avant	N	-

IV.3.3.1.b) Influence sur les réponses du modèle

La Figure 79 présente les graphes d'influences principales des trois paramètres sur l'effort maximal dans la ceinture pelvienne (à gauche) et sur l'angle relatif maximal entre la ceinture et le bassin (à droite).

Concernant l'influence de la répartition de la masse, la Figure 79 montre que si la masse est répartie dans les jambes plutôt que dans le thorax, l'effort dans la ceinture pelvienne augmente. L'allègement des jambes, équivalent à l'alourdissement du thorax, entraîne une augmentation de l'effort boudrier et de la rotation de T12 vers l'avant. Cette rotation plus importante de T12 engendre une rotation plus faible du bassin vers l'arrière. Il en résulte un angle relatif plus faible entre la ceinture et le bassin. Cela est en accord avec les préconisations décrites par Adomeit et Heger 1975.

La raideur de la colonne, sur la plage de comportement étudiée, a un effet moins important sur l'effort maximal dans la ceinture pelvienne que la répartition de la masse. Augmenter la raideur de la colonne lombaire a comme effet d'augmenter l'effort maximal dans la ceinture pelvienne et de diminuer l'angle relatif maximal. Si la colonne est plus raide, le couplage entre le thorax et le bassin est plus important. Cela a pour conséquence un transfert d'effort plus important du thorax sur la retenue de la ceinture pelvienne. De plus, le bilan bassin a montré que plus la colonne est raide, plus elle empêche la

rotation du bassin vers l'arrière, ce qui s'observe sur un angle relatif plus faible entre la ceinture et le bassin.

Les deux graphes d'influence montrent que le fait d'avoir tourné le bassin initialement vers l'avant a diminué l'effort maximal dans la ceinture pelvienne ainsi que l'angle relatif maximal entre la ceinture et le bassin. L'orientation initiale du bassin détermine non seulement l'angle relatif initial entre la ceinture et le bassin mais la comparaison des courbes de rotation a révélé qu'elle influence aussi l'amplitude de rotation du bassin. Lorsque le bassin est le plus antéversé, l'amplitude de rotation est plus importante. C'est ce qui a été observé dans le paragraphe IV.2.3.2, pour le sujet #636. Le moment positif induit par le contact avec les ischions dure plus longtemps quand le bassin est initialement tourné vers l'avant. Le contact avec le sacrum est plus tardif ce qui permet au bassin de tourner plus.

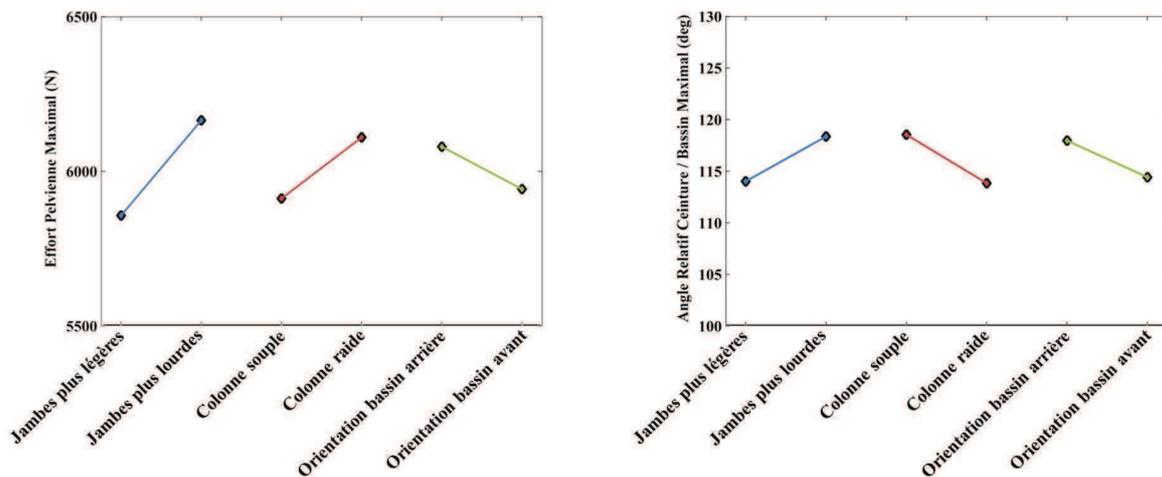


Figure 79. Influences principales des trois paramètres globaux sur l'effort maximal dans la ceinture pelvienne et l'angle relatif maximal entre la ceinture et le bassin.

Les interactions entre les trois paramètres n'ont présenté d'influence que sur l'angle relatif maximal entre la ceinture et le bassin. Seules les interactions entre la répartition des masses et la raideur de la colonne lombaire, d'une part, et entre la répartition des masses et l'orientation initiale du bassin d'autre part, sont significatives. Les deux graphes illustrant ces interactions sont représentés sur la Figure 80.

L'axe des abscisses correspond aux deux valeurs du premier paramètre. Deux droites sont tracées. La première droite (en bleu) concerne la valeur inférieure du deuxième paramètre et la seconde (en rouge) est tracée pour la valeur supérieure. Le point P11, sur le graphe situé à gauche de la Figure 80, correspond à la moyenne des efforts maximaux dans la ceinture pelvienne pour les simulations associant à la fois la valeur inférieure pour le paramètre 1 (répartition des masses) et le paramètre 2 (raideur de la colonne). La construction des quatre autres points est similaire. Ce graphe permet de rendre compte de l'influence de l'interaction des deux paramètres sur la réponse étudiée, *i.e.* l'effort maximal dans la ceinture pelvienne ou l'angle relatif maximal.

Le premier graphe, à gauche, indique que l'influence de la répartition des masses sur l'angle relatif maximal entre la ceinture et le bassin est inversée selon la raideur de la colonne lombaire. Lorsque la colonne lombaire est plus raide, l'alourdissement des jambes augmente l'angle relatif maximal.

Les observations sont identiques pour l'interaction entre la répartition des masses et l'orientation initiale du bassin. La répartition des masses a moins d'effet sur l'angle relatif maximal si le bassin est initialement tourné vers l'arrière.

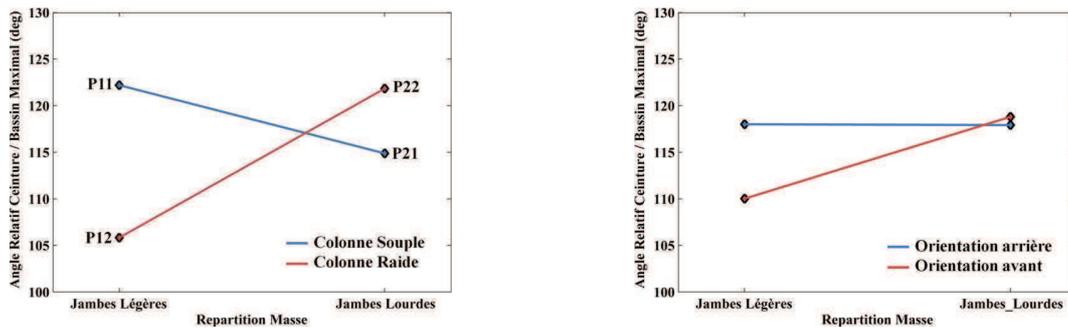


Figure 80. Graphes d'interactions pour les interactions les plus significatives entre les paramètres globaux.

IV.3.3.2. Influence de la géométrie du bassin

IV.3.3.2.a) Influence sur l'apparition du sous-marinage

Les résultats d'observation du sous-marinage pour les trente-deux simulations sont reportés dans le Tableau 25. Lorsque le sous-marinage a été observé, le temps auquel la ceinture s'est échappée a été reporté dans le tableau.

Trois paramètres ressortent principalement pour ce qui concerne l'apparition du sous-marinage. Ces paramètres sont l'ouverture des ailes iliaques, l'avancée et la hauteur des E.I.A.S. Aucune des simulations pour lesquelles les épines iliaques antéro-supérieures sont en avant par rapport au point H n'a sous-mariné. D'un autre côté, lorsque les E.I.A.S sont en retrait par rapport au point H, l'apparition du sous-marinage dépend de la valeur de l'ouverture et de la hauteur des E.I.A.S. Lorsque cette dernière est la plus faible ($1,5^\circ$), toutes les simulations présentent du sous-marinage. D'un autre côté, lorsque les ailes sont plus ouvertes, il faut ajouter une faible hauteur aux E.I.A.S. pour que le modèle sous-marine.

Parmi les douze simulations pour lesquelles le sous-marinage a été observé, il apparaît que l'épaisseur des tissus mous peut avoir deux effets sur le temps de sous-marinage. Pour les simulations 5 à 8, plus l'épaisseur est faible, plus le sous-marinage apparaît tôt. A l'inverse, pour les simulations 17 à 20, c'est l'augmentation de l'épaisseur des tissus mous qui a avancé l'apparition du sous-marinage. Ces observations concernant l'influence de l'épaisseur des tissus mous sont développées dans le paragraphe suivant. De plus, pour les huit premières simulations, *i.e.* les simulations pour lesquelles l'ouverture des ailes est la plus faible et les E.I.A.S. sont en retrait par rapport au point H, la hauteur des E.I.A.S.

influence la moyenne du temps de sous-marinage. Ce dernier augmente si la hauteur des épines iliaques antéro-supérieures augmente.

Tableau 25. Résultats d'observation du sous-marinage pour les trente-deux simulations traitant l'influence de la géométrie du bassin. Lorsque le sous-marinage a été observé, le temps auquel il apparaît est reporté.

	Ouverture	Avancée EIAS/Point t H	Hauteur EIAS/Point H	Profondeur échancrure	Epaisseur tissus mous	Sous- Marinage (O/N)	Temps sous- marinag e (ms)
<i>Simulation 1</i>	Inf	Inf	Inf	Inf	Inf	O	78
<i>Simulation 2</i>	Inf	Inf	Inf	Inf	Sup	O	78
<i>Simulation 3</i>	Inf	Inf	Inf	Sup	Inf	O	78
<i>Simulation 4</i>	Inf	Inf	Inf	Sup	Sup	O	78
<i>Simulation 5</i>	Inf	Inf	Sup	Inf	Inf	O	86
<i>Simulation 6</i>	Inf	Inf	Sup	Inf	Sup	O	95
<i>Simulation 7</i>	Inf	Inf	Sup	Sup	Inf	O	87
<i>Simulation 8</i>	Inf	Inf	Sup	Sup	Sup	O	96
<i>Simulation 9</i>	Inf	Sup	Inf	Inf	Inf	N	
<i>Simulation 10</i>	Inf	Sup	Inf	Inf	Sup	N	
<i>Simulation 11</i>	Inf	Sup	Inf	Sup	Inf	N	
<i>Simulation 12</i>	Inf	Sup	Inf	Sup	Sup	N	
<i>Simulation 13</i>	Inf	Sup	Sup	Inf	Inf	N	
<i>Simulation 14</i>	Inf	Sup	Sup	Inf	Sup	N	
<i>Simulation 15</i>	Inf	Sup	Sup	Sup	Inf	N	
<i>Simulation 16</i>	Inf	Sup	Sup	Sup	Sup	N	
<i>Simulation 17</i>	Sup	Inf	Inf	Inf	Inf	O	93
<i>Simulation 18</i>	Sup	Inf	Inf	Inf	Sup	O	85
<i>Simulation 19</i>	Sup	Inf	Inf	Sup	Inf	O	96
<i>Simulation 20</i>	Sup	Inf	Inf	Sup	Sup	O	85
<i>Simulation 21</i>	Sup	Inf	Sup	Inf	Inf	N	
<i>Simulation 22</i>	Sup	Inf	Sup	Inf	Sup	N	
<i>Simulation 23</i>	Sup	Inf	Sup	Sup	Inf	N	
<i>Simulation 24</i>	Sup	Inf	Sup	Sup	Sup	N	
<i>Simulation 25</i>	Sup	Sup	Inf	Inf	Inf	N	
<i>Simulation 26</i>	Sup	Sup	Inf	Inf	Sup	N	
<i>Simulation 27</i>	Sup	Sup	Inf	Sup	Inf	N	
<i>Simulation 28</i>	Sup	Sup	Inf	Sup	Sup	N	
<i>Simulation 29</i>	Sup	Sup	Sup	Inf	Inf	N	
<i>Simulation 30</i>	Sup	Sup	Sup	Inf	Sup	N	
<i>Simulation 31</i>	Sup	Sup	Sup	Sup	Inf	N	
<i>Simulation 32</i>	Sup	Sup	Sup	Sup	Sup	N	

IV.3.3.2.b) Influence sur les réponses du modèle

La Figure 81 présente les diagrammes Quantile-Quantile relatifs à la distribution des résidus calculés sur les deux ANOVA. La première ANOVA a été réalisée sur l'effort maximal dans la ceinture pelvienne et la deuxième sur l'angle relatif maximal entre la ceinture et le bassin. Ces diagrammes, ainsi que le test de Lilliefors, confirment que les distributions des résidus suivent une loi normale. Sans cette vérification, les résultats de l'ANOVA ne peuvent pas être utilisés.

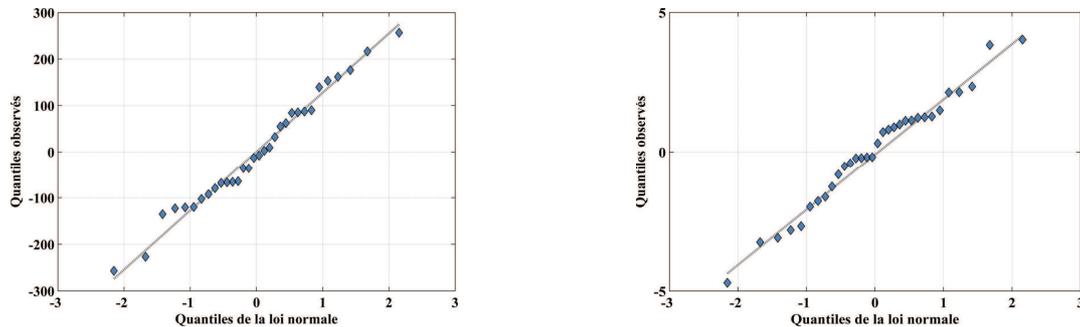


Figure 81. Diagramme Quantile-Quantile sur la distribution des résidus de l'ANOVA appliquée à l'effort maximal dans la ceinture pelvienne (à gauche) et à l'angle relatif maximal entre la ceinture et le bassin (à droite).

Le Tableau 26 rassemble les p-values obtenues pour les effets principaux et les interactions des cinq paramètres sur l'effort maximal dans la ceinture pelvienne ainsi que l'angle relatif maximal entre la ceinture et le bassin. Les interactions ne sont étudiées qu'à l'ordre 1, c'est-à-dire entre deux paramètres. Les résultats de ce tableau confirment les résultats observés dans le Tableau 25. Les paramètres d'ouverture, d'avancée et de hauteur des E.I.A.S. ont une influence sur les deux réponses étudiées. Notons que l'épaisseur des tissus mous a aussi été détectée comme ayant un effet sur l'effort maximal dans la ceinture pelvienne. Cette influence est en partie due à la différence de 1 kg induite par l'augmentation ou la diminution du volume des éléments devant les épines iliaques. Le Tableau 26 indique aussi que la profondeur de l'échancrure iliaque a un effet sur l'angle relatif maximal entre la ceinture et le bassin.

Quatre interactions semblent significatives pour l'effort maximal dans la ceinture pelvienne. Elles concernent l'interaction entre l'ouverture des ailes et l'avancée des E.I.A.S., entre l'ouverture des ailes et la hauteur des E.I.A.S., entre l'ouverture des ailes et l'épaisseur des tissus mous et pour finir entre l'avancée et la hauteur des E.I.A.S. En ce qui concerne l'angle relatif, cinq interactions ont été détectées comme significatives. Il s'agit des interactions entre l'ouverture des ailes et la hauteur des E.I.A.S., entre l'ouverture des ailes et la profondeur de l'échancrure, entre l'avancée et la hauteur des E.I.A.S., entre l'avancée des E.I.A.S. et la profondeur de l'échancrure et pour finir, entre la hauteur des E.I.A.S. et la profondeur de l'échancrure.

Tableau 26. p-values pour les effets principaux et les interactions sur l'effort maximal dans la ceinture pelvienne et l'angle relatif maximal entre la ceinture et le bassin.

Paramètres	Valeurs de p Effort maximal dans la ceinture pelvienne	Valeurs de p Angle relatif ceinture / bassin maximal
<i>Ouverture</i>	p<0,001	p<0,001
<i>Avancée EIAS/Point H</i>	p<0,001	p<0,001
<i>Hauteur EIAS/Point H</i>	p<0,001	p<0,001
<i>Profondeur échancrure</i>	0,37	0,08
<i>Epaisseur tissus mous</i>	p<0,001	0,40
<i>Ouverture × Avancée EIAS/Point H</i>	p<0,001	0,65
<i>Ouverture × Hauteur EIAS/Point H</i>	p<0,001	p<0,001
<i>Ouverture × Profondeur échancrure</i>	0,91	0,10
<i>Ouverture × Epaisseur tissus mous</i>	0,01	0,72
<i>Avancée EIAS/Point H × Hauteur EIAS/Point H</i>	0,09	p<0,001
<i>Avancée EIAS/Point H × Profondeur échancrure</i>	0,63	0,07
<i>Avancée EIAS/Point H × Epaisseur tissus mous</i>	0,85	0,63
<i>Hauteur EIAS/Point H × Profondeur échancrure</i>	0,71	0,09
<i>Hauteur EIAS/Point H × Epaisseur tissus mous</i>	0,22	0,23
<i>Profondeur échancrure × Epaisseur tissus mous</i>	0,81	0,56

Les boîtes à moustaches, permettant de visualiser graphiquement les effets de chaque paramètre indépendamment des autres sur les deux réponses étudiées, sont reproduites sur la Figure 82. Sur chaque boîte, le trait central représente la médiane, les bords correspondent aux 25^e et 75^e percentiles, les tirets extrêmes s'étendent aux valeurs extrêmes non considérées comme aberrantes. Les valeurs aberrantes sont généralement marquées individuellement. Aucune n'a été détectée dans notre cas.

L'influence de chacun des cinq paramètres sur l'effort dans la ceinture pelvienne et sur l'angle relatif entre la ceinture et le bassin, indiquée par les p-values, sont graphiquement représentées. D'après la Figure 82, l'ouverture des ailes et l'avancée des E.I.A.S. sont les paramètres les plus influents pour les deux réponses. L'influence de la hauteur des E.I.A.S. par rapport au point H sur les deux réponses et l'influence de la profondeur de l'échancrure sur l'angle relatif maximal sont plus légères.

L'effort maximal dans la ceinture pelvienne augmente lorsque l'ouverture des ailes iliaques ou l'avancée des E.I.A.S. augmentent. Une distance importante entre les E.I.A.S. et le point H permet aussi d'augmenter l'effort maximal dans la ceinture pelvienne. La profondeur de l'échancrure, quant à elle n'a pas d'influence sur la mesure d'effort. Comme cela a été indiqué précédemment, l'augmentation de l'effort liée à l'augmentation de l'épaisseur des tissus mous n'est peut-être due qu'au changement de masse du modèle.

Concernant l'angle relatif entre la ceinture et le bassin, les mêmes évolutions des paramètres d'ouverture des ailes, d'avancée et de hauteur des E.I.A.S. semblent favoriser l'accrochage de la ceinture. L'augmentation de l'ouverture des ailes a fait diminuer l'angle maximal. Il en est de même pour

l'avancée des E.I.A.S. Lorsque les E.I.A.S. sont initialement en retrait par rapport au point H, l'angle initial entre la ceinture et le bassin est plus important. Les conditions initiales sont donc défavorables à l'accrochage de la ceinture. En moyenne, l'angle de l'axe HI vaut $\pm 14^\circ$ pour chaque valeur de ce paramètre. Les écarts sur l'angle relatif maximal sont plus faibles pour la valeur supérieure de la hauteur des E.I.A.S. L'effet de ce paramètre est plus faible que les deux autres mais l'augmentation de la hauteur des E.I.A.S. tend à diminuer l'angle relatif entre le bassin et la ceinture. Pour finir, du point de vue de la médiane, la profondeur de l'échancrure a tendance à augmenter l'angle relatif maximal. En d'autres termes, une profondeur d'échancrure iliaque importante favorise l'accrochage de la ceinture pelvienne.

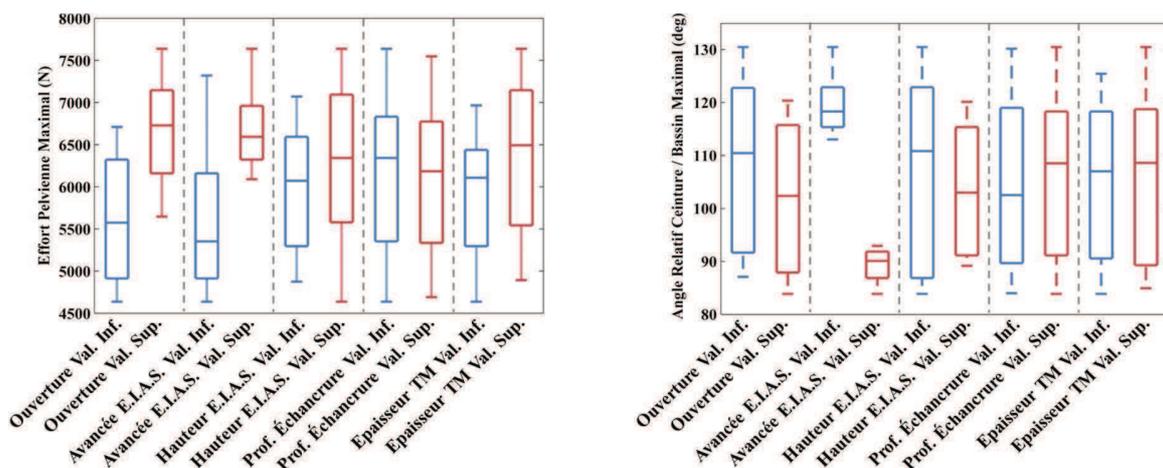


Figure 82. Influences principales des cinq paramètres liés au bassin sur l'effort maximal dans la ceinture pelvienne et l'angle relatif maximal entre la ceinture et le bassin.

Les différents graphes d'interactions sont représentés sur la Figure 83. Ces graphes sont tracés dans la colonne de gauche pour l'effort maximal dans la ceinture pelvienne et dans la colonne de droite pour l'angle relatif maximal entre la ceinture et le bassin. Du fait du doute sur la pertinence de l'influence de l'épaisseur des tissus mous, les graphes n'ont été calculés que pour l'interaction entre l'ouverture des ailes et l'avancée des E.I.A.S., entre l'ouverture des ailes et la hauteur des E.I.A.S. et entre l'avancée et la hauteur des E.I.A.S., en ce qui concerne la réponse liée à l'effort maximal dans la ceinture pelvienne. Le paramètre lié à l'avancée des E.I.A.S. présentant les effets principaux les plus significatifs, il a été choisi en paramètre 1 sur les graphes où il apparaît. D'après le Tableau 26, cinq interactions ont une influence significative sur l'angle relatif maximal entre la ceinture et le bassin. Sur ces cinq interactions, trois sont liées à la profondeur de l'échancrure. Pour ces trois interactions, l'effet de ce paramètre est identique. Par conséquent, le graphe est tracé pour l'interaction présentant la p-value la plus faible. Les graphes d'interactions, pour l'angle relatif maximal entre la ceinture et le bassin, concernent donc les interactions

entre l'avancée des E.I.A.S. et la profondeur de l'échancrure, entre l'ouverture des ailes et la hauteur des E.I.A.S. et entre l'avancée et la hauteur des E.I.A.S.

Le graphe situé en haut à gauche de la Figure 83 indique que l'influence de l'ouverture des ailes iliaques sur l'effort maximal dans la ceinture pelvienne est plus importante lorsqu'elle est associée à une position des E.I.A.S. en retrait par rapport au point H. Le graphe situé à gauche, au milieu, montre que l'effort maximal est peu influencé par l'augmentation de la hauteur des E.I.A.S. si les ailes iliaques ont une faible ouverture. Par contre, lorsque les ailes iliaques ont une ouverture plus grande, la hauteur des E.I.A.S. augmente l'influence sur l'effort maximal. Le dernier graphe de la colonne de gauche concerne l'interaction entre l'avancée des E.I.A.S. et leur hauteur. Ici, la pente varie faiblement par rapport aux deux graphes précédents. L'augmentation de l'effort maximal est plus faible si les E.I.A.S. sont plus hautes. En d'autres termes, l'augmentation de la hauteur des E.I.A.S. atténue l'effet de l'augmentation de leur avancée.

Les graphes situés sur la partie droite concernent l'angle relatif maximal entre la ceinture et le bassin. La profondeur de l'échancrure iliaque a peu d'effet sur l'angle relatif maximal lorsque les E.I.A.S. sont en retrait par rapport au point H. Par contre, lorsqu'elles sont en avant, une échancrure iliaque plus profonde augmente l'angle relatif maximal, c'est-à-dire que cela favorise l'accrochage de la ceinture. D'après le graphe situé au milieu, à droite, la probabilité d'observer du sous-marinage est plus élevée si une faible ouverture des ailes iliaques est couplée à une faible hauteur des E.I.A.S. La hauteur des E.I.A.S. ne semble pas avoir d'effet pour une ouverture des ailes plus importante. Enfin, ce que montre le troisième graphe est que la protection contre le sous-marinage est dégradée si le retrait en arrière des E.I.A.S est couplé à une faible hauteur.

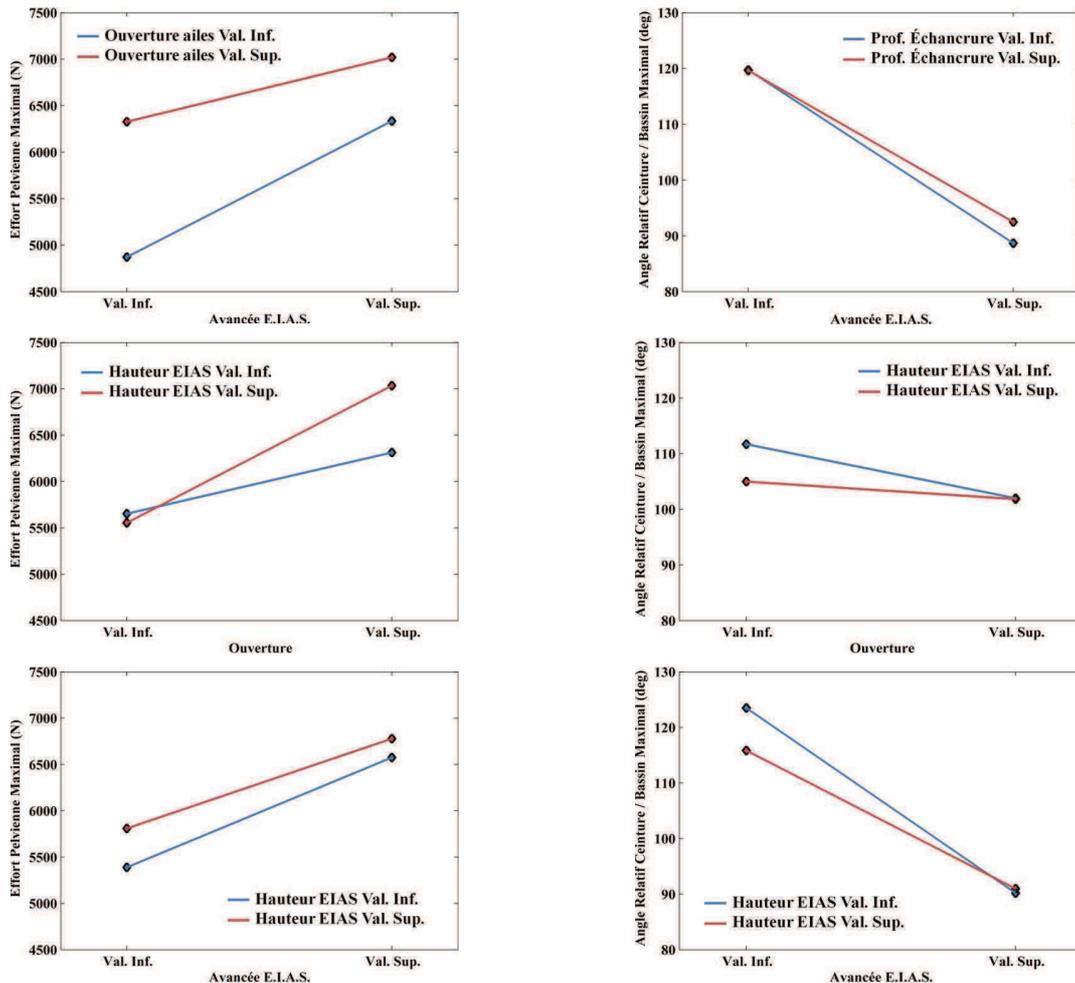


Figure 83. Graphes d'interactions pour les interactions ayant les p-values < 0,001.

IV.3.4. Discussion

Cette étude de sensibilité a permis d'examiner l'influence de plusieurs paramètres liés à l'occupant sur le sous-marinage. Pour caractériser cette influence, deux courbes de réponses en particulier ont été étudiées du fait de leur lien avec l'accrochage de la ceinture par le bassin. Ces deux mesures sont l'effort maximal dans la ceinture pelvienne et l'angle relatif maximal entre la ceinture et le bassin. Un effort important et un angle relatif faible sont deux facteurs favorisant l'accrochage de la ceinture et par conséquent diminuant la probabilité de sous-marinage.

Les paramètres étudiés ont été scindés en deux parties. D'un côté, trois paramètres globaux ont été confrontés pour étudier leur influence sur les réponses du modèle Labman. Ces trois paramètres sont la répartition de la masse, la raideur de la colonne lombaire et l'orientation initiale du bassin. Deux valeurs différentes ont été affectées à chaque paramètre. D'un autre côté, l'influence de la géométrie du bassin et des tissus mous qui l'entourent a été étudiée par le biais d'un second plan d'expérience complet. Cinq paramètres associés à deux valeurs chacun ont été définis. Le bassin du modèle d'être humain a été

déformé pour obtenir toutes les géométries définies par les valeurs des paramètres. La principale difficulté de l'étude de l'influence de la géométrie du bassin concerne la définition des paramètres géométriques du bassin, à savoir l'ouverture des ailes, l'avancée des E.I.A.S, leur hauteur et la profondeur de l'échancrure. Il a d'abord fallu quantifier ces paramètres pour pouvoir définir les points de contrôle et d'évaluation nécessaires à l'application de l'algorithme de déformation. La déformation s'applique à tout le bassin, ce qui ajoute une contrainte pour gérer les déformations. La deuxième difficulté est liée à la position relative initiale de la ceinture par rapport au bassin. Comme décrit dans le paragraphe IV.3.2.2.b), la position du point milieu de la ceinture reste quasiment identique pour des épaisseurs de tissus mous identiques. En revanche, cette position s'adapte lorsque l'épaisseur de tissus mous varie. Ce choix a été fait afin de maîtriser la position relative initiale entre la ceinture et le bassin. L'objectif a été de s'affranchir au maximum de l'influence des déformations sur la position initiale relative pour les quatre premiers paramètres.

L'étude de sensibilité sur les paramètres globaux a fait ressortir l'effet de la répartition de la masse, de la raideur de la colonne lombaire et de l'orientation initiale du bassin sur les réponses du modèle. Même si les influences se sont révélées plus faibles que pour la géométrie, les résultats ont montré que lorsque la masse est plutôt répartie au niveau des jambes, cela augmente l'angle relatif entre le bassin et la ceinture. Plus la colonne lombaire est raide, plus l'effort maximal dans la ceinture pelvienne augmente et plus l'angle relatif maximal diminue. Enfin, Si le bassin est rétroversé, cela tend à favoriser l'apparition du sous-marinage. En ce qui concerne les différentes interactions, l'association de l'alourdissement des jambes avec la rétroversion du bassin a eu comme conséquence le sous-marinage du modèle.

L'analyse statistique réalisée sur les résultats du plan d'expérience traitant de l'influence de la géométrie du bassin a fait ressortir, d'une part, l'effet de trois paramètres principaux et d'autre part a permis d'étudier les interactions entre ces paramètres. Ces trois paramètres concernent l'ouverture des ailes iliaques, l'avancée et la hauteur des E.I.A.S. par rapport au point H. Les effets principaux ont montré qu'une faible ouverture des ailes iliaques, le retrait et une hauteur faible des épines iliaques antéro-supérieures par rapport au point H favorisent l'apparition du sous-marinage. Le retrait des E.I.A.S. en arrière influence principalement l'angle relatif initial entre la ceinture et le bassin. Cette condition initiale est défavorable à l'accrochage de la ceinture par le bassin. Pour ce qui est de la hauteur des E.I.A.S., l'angle initial de l'axe HI, en moyenne, n'est pas influencé. Ici, c'est la position relative initiale du point milieu de la ceinture pelvienne par rapport aux E.I.A.S. qui a influencé l'accrochage de la ceinture. Si la ceinture est initialement basse par rapport aux épines iliaques, elle a plus de chances de s'accrocher au bassin. L'étude des différentes interactions, quant à elle, permet de comprendre quelles associations de valeurs de paramètres permettent de limiter ou au contraire d'accroître la probabilité de sous-mariner. En effet, la profondeur de l'échancrure n'a pas révélé d'influence lorsqu'elle est étudiée seule. Par contre,

associée aux autres paramètres géométriques, il est ressorti qu'une échancrure iliaque profonde favorise l'accrochage de la ceinture pelvienne. Un autre exemple est que le retrait des E.I.A.S. par rapport au point H produit moins de chances de sous-mariner si les ailes iliaques sont plus ouvertes.

Les deux indicateurs utilisés pour évaluer l'accrochage de la ceinture par le bassin sont pertinents. Cependant, du fait de la complexité du phénomène du sous-marinage, ils peuvent présenter quelques limites.

L'angle relatif entre la ceinture et le bassin, mesuré par rapport à l'axe reliant le point H aux E.I.A.S. ne doit pas être dissocié du point de contact entre la ceinture et le bassin, comme l'illustre sur la Figure 84. Si la ceinture se situe sur la partie haute des ailes iliaques (ceinture rouge), elle est plus encline à s'échapper que si elle est placée au niveau des E.I.A.I. (ceinture bleue). Dans les deux positions de ceinture, l'angle relatif entre la ceinture pelvienne et l'axe HI est identique.

Comme l'ont montré Uriot et al. 2006, un effort important dans la ceinture pelvienne favorise l'accrochage de la ceinture. Cependant, il favorise aussi la rotation du bassin vers l'arrière.

L'influence de l'épaisseur des tissus mous entre la ceinture et le bassin a été observée principalement sur le temps d'apparition du sous-marinage. Dans un cas, l'augmentation de cette épaisseur a avancé l'apparition du sous-marinage et dans l'autre, elle l'a retardée. En d'autres termes, l'influence de ce paramètre dépend des combinaisons des autres paramètres géométriques associés. La Figure 85 illustre les deux cas de figure possibles. Le premier cas de figure, illustré dans la partie supérieure de la Figure 85, est cohérent avec les observations faites par Uriot et al. 2006. Dans leur campagne d'essais sur S.H.P.M., l'absence d'accrochage de la ceinture par le bassin a été observée dans les cas où l'épaisseur de tissus sur les E.I.A.S. était la plus importante. Cette tendance a aussi été suggérée par le comportement des sujets #632 et #639. L'augmentation de l'épaisseur des tissus mous implique que le point milieu de la ceinture pelvienne se déplace par rapport aux épines iliaques antéro-supérieures. La ceinture pelvienne se situe alors plus haut par rapport aux E.I.A.S. et augmente la probabilité de sous-mariner. Le deuxième cas de figure, illustré dans la partie inférieure de la Figure 85, rejoint l'analyse de States 1973. Dans son article, il écrit que le contenu abdominal, en se déplaçant vers l'avant, peut avoir un effet de retenue de la ceinture sur le bassin. En effet, pendant le choc, le déplacement du volume de l'abdomen peut créer un bourrelet au-dessus de la ceinture pelvienne, l'empêchant de glisser au-dessus du bassin.



Figure 84. Illustration de la limite de l'angle relatif entre la ceinture pelvienne et le bassin comme critère de sous-marinage.

Pour finir, l'influence de la géométrie du bassin sur le sous-marinage a été examinée par le biais de quatre paramètres. L'ouverture des ailes iliaques et la profondeur de l'échancrure ne dépendent pas de l'orientation du bassin en position assise. Dans ce cas, on parle de paramètres anatomiques, par opposition aux paramètres positionnels comme l'avancée et la hauteur des E.I.A.S. par rapport au point H. Ces derniers sont liés à l'orientation du bassin dans laquelle ils sont calculés. Par conséquent, il est difficile d'obtenir les distributions de ces deux paramètres positionnels sur la population. Si on dispose de la géométrie du bassin d'un individu, il est possible de calculer les différents paramètres dans le repère anatomique par exemple. Cependant, comme cela a été décrit au chapitre 1, l'orientation du repère anatomique en position assise dépend de chaque individu. C'est pour cette raison que l'orientation du bassin et la géométrie du bassin ont été traitées séparément.

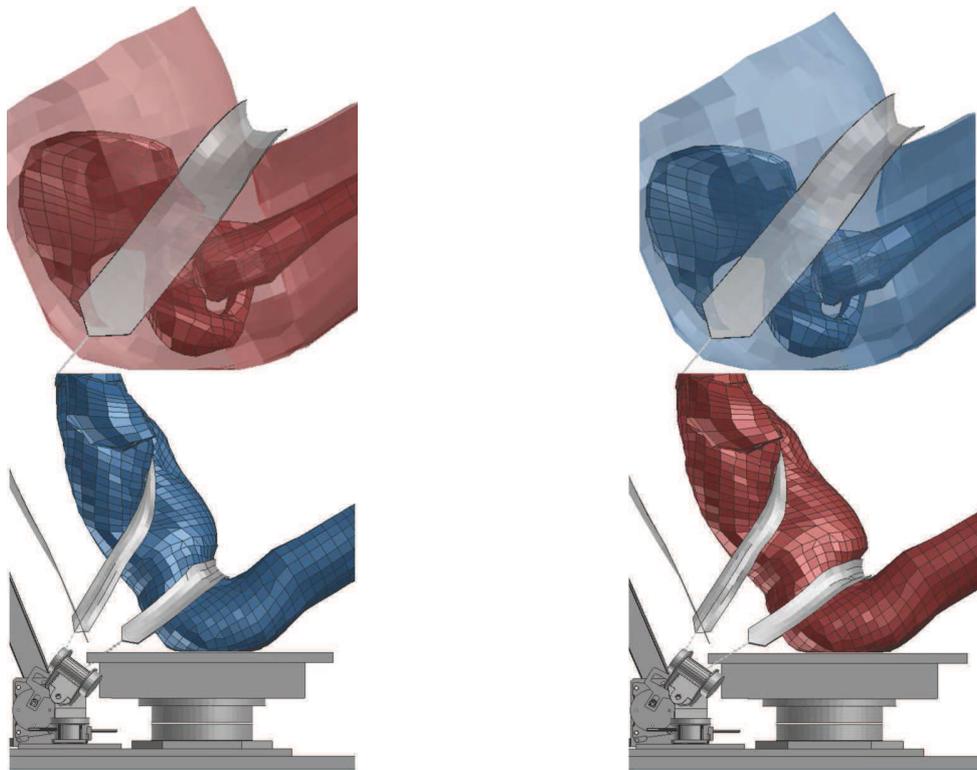


Figure 85. Illustration de l'influence de l'épaisseur des tissus mous sur la probabilité de sous-marinage. En haut, l'augmentation de l'épaisseur de tissus mous favorise l'apparition du sous-marinage. En bas, l'influence est inversée.

IV.3.5. Conclusion

Afin d'examiner l'influence de paramètres liés à l'occupant du véhicule sur le phénomène de sous-marinage, une étude de sensibilité a été mise en place. L'étude s'est portée sur l'effet de paramètres globaux et de paramètres ciblés sur la géométrie du bassin. Les résultats ont montré que la répartition de la masse plus importante au niveau des jambes, la raideur de la colonne lombaire faible ainsi que l'orientation du bassin vers l'arrière favorisent l'apparition du sous-marinage. L'étude réalisée sur la géométrie du bassin a permis de montrer l'influence de cinq paramètres, à savoir l'ouverture des ailes iliaques, l'avancée et la hauteur des E.I.A.S. par rapport au point H, la profondeur de l'échancrure, ainsi que l'épaisseur de tissus mous en regard aux E.I.A.S.

IV.4. CONCLUSION

Les deux études numériques réalisées dans ce chapitre ont permis d'apporter des éléments de compréhension concernant le phénomène de sous-marinage. D'une part, le calcul du bilan des moments appliqués au bassin offre une visualisation des contributions du contact avec l'assise, de la ceinture pelvienne, de la colonne lombaire et des hanches sur la rotation du bassin. La rotation du bassin est un paramètre important dans le phénomène du sous-marinage. Cependant, utilisée seule, elle ne constitue par un indicateur sur la probabilité d'observer le sous-marinage. Pour cela, elle doit être couplée à l'orientation de la ceinture pelvienne. D'autre part, l'étude de sensibilité réalisée sur plusieurs paramètres associés à l'occupant fait ressortir l'influence qu'ils ont sur le sous-marinage.

Discussion générale

Les quatre chapitres de ce mémoire ont permis de décrire la démarche adoptée pour tenter de comprendre et de caractériser la différence de comportement de deux occupants, soumis aux mêmes conditions de choc, vis-à-vis du phénomène du sous-marinage.

Dans un premier temps, les différentes études traitant du sous-marinage, publiées dans la littérature, ont été analysées. Cette analyse a d'abord permis d'apporter les bases de la compréhension du phénomène et de dresser le tableau des connaissances disponibles. Il est apparu que les facteurs liés à l'environnement, c'est-à-dire le système de retenue et le siège, réduisant l'apparition du sous-marinage sont connus. A l'inverse, la littérature a présenté des manques en ce qui concerne l'influence des paramètres liés à l'occupant. Peu d'informations ont été rencontrées à ce sujet et les conclusions ont essentiellement été établies à partir d'essais sur mannequins ou modèles de mannequins. Les deux études apportant des éléments de compréhension à partir d'essais sur sujets humains post-mortem sont celles de Leung et al. 1979 et Uriot et al. 2006. La première a montré l'influence de l'orientation du segment joignant l'E.I.A.S. et l'échancrure iliaque. Dans la deuxième étude, les auteurs ont observé que l'épaisseur des tissus mous entre le bassin et la ceinture a eu un effet sur l'accrochage de la ceinture sur le bassin. Une autre limite a été identifiée lors de l'étude de la littérature, concernant les campagnes d'essais sur S.H.P.M. Les caractéristiques du moyen d'essai employé et celles des sujets humains ainsi que les conditions initiales n'ont pas été assez documentées dans les publications pour permettre leur modélisation ou leur reproduction. Par conséquent, les résultats de ces études n'ont pas pu être utilisés pour la validation du modèle éléments finis d'être humain.

La seconde étape a donc consisté à mettre en place une nouvelle campagne d'essais. Plusieurs contraintes ont été imposées lors de la définition du moyen d'essai, des configurations d'essai et du déroulement de chaque essai. Concernant le moyen d'essai, le choix s'est porté sur l'utilisation d'un siège et d'un moyen de retenue simplifiés, assurant la reproductibilité des essais et permettant leur modélisation. Trois configurations d'essais, menant à des interactions avec l'environnement ainsi que des cinématiques différentes ont été définies. Chaque configuration a été réalisée sur trois sujets humains. Cela a permis d'obtenir des données de référence pour trois conditions de choc distinctes et de démontrer l'effet des différences interindividuelles sur le comportement en sous-marinage.

Les résultats de la campagne d'essai ont servi de support pour la troisième partie du travail. Le modèle Labman, décrit dans l'étude bibliographique, a d'abord été évalué sur les trois configurations d'essais, vis-à-vis des corridors définis par les réponses des trois sujets de chaque configuration. Quelques modifications ont été apportées, afin non seulement d'améliorer la rotation de son bassin, mais aussi d'adapter sa géométrie initiale à celle des sujets humains. Après ces quelques modifications, le modèle a été personnalisé par rapport aux neuf S.H.P.M. La personnalisation a été traitée au niveau de la géométrie du modèle, de la raideur de la colonne lombaire et pour finir, au niveau de la répartition des masses entre

les jambes et le reste du corps. Cette étape a confirmé l'aptitude du modèle éléments finis d'être humain à étudier le phénomène du sous-marinage. De plus, cela a permis de définir la méthode pour examiner l'influence de plusieurs paramètres liés à l'occupant sur le sous-marinage.

La dernière étape s'est concentrée d'une part, sur la compréhension de la cinématique du bassin au cours du choc et d'autre part, sur l'étude de l'influence de plusieurs paramètres propres à chaque occupant sur l'apparition du sous-marinage. L'utilisation d'un modèle éléments finis d'être humain a permis d'accéder aux mesures d'efforts et moments appliqués sur le bassin. Les contributions du contact avec l'assise, de la ceinture pelvienne, de la colonne lombaire et des hanches ont été isolées dans le bilan des moments pour identifier leur influence sur la rotation du bassin. Le rôle de la ceinture pelvienne est apparu comme le plus important. Le bilan des moments a montré que le contact avec l'assise tend à favoriser la rotation vers l'arrière au début du choc, puis à l'empêcher. La colonne lombaire provoque une rotation du bassin vers l'avant. Les hanches, quant à elles, n'ont qu'une très faible influence. Après l'analyse du bilan des moments appliqués au bassin, une étude de sensibilité a été pratiquée sur le modèle. L'influence, sur l'apparition du sous-marinage, de paramètres globaux, incluant la répartition des masses, la raideur de la colonne et l'orientation initiale du bassin, ainsi que de paramètres ciblés sur la géométrie du bassin a été examinée. L'influence des trois paramètres globaux a été séparée de celle de la géométrie du bassin. La répartition des masses, la raideur de la colonne et l'orientation initiale ont révélé des influences plus faibles sur l'observation du sous-marinage que les paramètres géométriques du bassin. La combinaison d'une répartition des masses plus importante au niveau des jambes avec une orientation initiale du bassin vers l'arrière a mené au sous-marinage du modèle. La géométrie du bassin, quant à elle, a été traitée par le biais d'un plan d'expérience mettant en jeu cinq paramètres, affectés chacun à deux valeurs. Ces cinq paramètres sont l'ouverture des ailes iliaques, l'avancée et la hauteur des E.I.A.S. par rapport au point H (mesurées en lorsque le bassin est en position initiale dans le siège), la profondeur de l'échancrure iliaque et l'épaisseur de tissus mous séparant les E.I.A.S. de la ceinture. Une analyse statistique a été réalisée pour identifier l'influence de chacun des paramètres sur l'apparition du sous-marinage et l'aptitude du bassin à accrocher la ceinture. L'ouverture des ailes ainsi que la position relative des E.I.A.S. par rapport au point H ont présenté les influences les plus significatives. L'influence de l'épaisseur des tissus mous, quant à elle, dépend des valeurs des autres paramètres géométriques.

Les différentes étapes réalisées dans ce travail ont permis d'apporter des éléments de réponses à la problématique initiale et d'approfondir la compréhension du phénomène de sous-marinage. Cependant, il ne faut pas perdre de vue les hypothèses et simplifications qui ont été faites. Pour commencer, le siège et le système de retenue ont été simplifiés par rapport aux systèmes rencontrés sur les véhicules. L'interaction de l'occupant avec le siège est différente entre une assise rigide et une armature recouverte de mousse. La retenue, bien qu'elle s'apparente à une ceinture 3-points classique a aussi été modifiée

pour des raisons de reproductibilité des essais et d'interaction avec l'occupant. L'objectif de la campagne d'essais n'était pas d'évaluer un siège ou un système de retenue mais d'obtenir des données de référence dans des conditions de sous-marinage, de façon à examiner l'interaction entre la ceinture et le bassin. La limite relative à l'étude d'un phénomène sur des sujets humains post-mortem a toujours été soulevée dans les études concernées. Cependant, tout le monde s'accorde à dire que les S.H.P.M. restent les meilleurs substituts à l'être vivant dans des conditions de chocs violents et que, dans ces conditions, l'absence de tonus musculaire n'affecte pas la cinématique de l'occupant. La difficulté principale qui a été rencontrée pendant la campagne d'essais concerne le positionnement des sujets dans le siège et la représentativité de la position par rapport à la réalité. La position adoptée dans un siège étant propre à chacun, aucune cible n'a pu être définie pour asseoir les sujets. Il a donc été nécessaire de mettre en place une procédure de positionnement. La comparaison des orientations initiales des neuf sujets par rapport aux données de la littérature a indiqué que la procédure a tendance à antéverser les bassins. Cette orientation initiale différente de la littérature peut aussi être liée à la géométrie du siège.

Malgré l'aptitude du modèle éléments finis à reproduire la cinématique des différents S.H.P.M. au début du choc, il n'est pas entièrement représentatif de l'être humain. Les chapitres 3 et 4 ont mis en évidence plusieurs axes d'améliorations. Le modèle a révélé une bonne prédiction de l'apparition du sous-marinage pour les sujets #632 et #639 ainsi qu'une excellente corrélation avec les deux sujets n'ayant pas sous-mariné pendant la campagne, à savoir les sujets #635 et #636. L'analyse des différences de comportement entre le modèle et les sujets semble indiquer que la cause la plus plausible de ces différences serait liée à la modélisation des tissus mous autour du bassin, notamment en ce qui concerne le glissement relatif de la ceinture et du bassin. Le comportement en compression des éléments situés à l'interface entre la ceinture et l'os du bassin apparaît réaliste puisque les efforts dans la ceinture pelvienne sont très bien reproduits. Les réponses du modèle Labman reproduisent correctement celles des S.H.P.M. au début du choc, c'est-à-dire pendant la phase de compression des tissus mous. Lorsque la ceinture commence à glisser sur le bassin, les réponses s'écartent. La ceinture semble donc moins apte à glisser sur le bassin du modèle par rapport aux S.H.P.M. Cela a eu comme conséquence la sur-évaluation du temps de sous-marinage pour les sujets #632 et #639. L'interaction entre la ceinture et le bassin est un des aspects principaux dans le cadre de l'étude du sous-marinage. En effet, le glissement relatif de la ceinture par rapport au bassin détermine la position du point d'application des efforts de la ceinture sur le bassin. Comme l'a montré l'analyse du bilan des moments, la ceinture a un rôle prépondérant dans la rotation du bassin. Si le point d'application de l'effort est incorrect, le moment produit l'est aussi, ce qui implique une cinématique différente du bassin. Le point d'application de l'effort sur le bassin a une deuxième conséquence. En effet, il peut engendrer la fracture du bassin. Le bassin est un os résistant dans son ensemble, mais lorsque la ceinture glisse sur la partie supérieure des ailes iliaques, la concentration des efforts sur les épines

iliaques antéro-supérieures peut provoquer la rupture de l'os. Ces fractures ont été observées pour cinq sujets sur les neuf. L'interprétation des signaux de jauges de déformation n'a pas permis de conclure quant à la synchronisation des événements relatifs au glissement de la ceinture et à la fracture. La fracture est-elle une conséquence du sous-marinage ou est-ce l'inverse ? Le modèle n'a pas permis de répondre à la question puisqu'il ne reproduit pas les fractures du bassin. Plusieurs tests ont été réalisés avec les trois lois élastiques parfaitement plastiques avec rupture présentées par Song et al. 2006, sans apporter de résultats concluants. Cet aspect nécessite une étude plus approfondie. Il faudrait non seulement caractériser la résistance de l'os du bassin sur les conditions de chargement observées en sous-marinage mais aussi être capable de personnaliser les lois matériaux à chaque individu. Le modèle éléments finis d'être humain peut donc être amélioré, en ciblant le travail d'amélioration sur la validation du comportement mécanique des tissus mous qui entourent le bassin et sur la compréhension du phénomène de fractures du bassin. Les pistes relatives aux lois matériaux des tissus mous autour du bassin concernent le cisaillement des éléments et leur raideur en traction.

Conclusion et perspectives

La stratégie et la méthode employées dans ce travail ont participé à la compréhension du phénomène de sous-marinage, défini par le glissement de la ceinture pelvienne au-dessus des épines iliaques antéro-supérieures. Tenant compte des connaissances déjà disponibles dans la littérature, le travail a été concentré sur la caractérisation des différents comportements en sous-marinage selon l'occupant placé dans le siège. L'étude de l'influence des paramètres liés à l'occupant a montré les différents effets de la répartition de la masse, de la raideur de la colonne, de l'orientation initiale du bassin ainsi que de sa géométrie sur l'apparition du sous-marinage.

Le sous-marinage est un phénomène très complexe du fait du nombre important de paramètres qui l'influencent. Ces paramètres incluent la géométrie du système de retenue, la position initiale de l'occupant, la position relative de la ceinture pelvienne par rapport au bassin, la cinématique du bassin au cours du choc ainsi que l'aptitude du bassin à accrocher la ceinture. La validation de la biofidélité d'un modèle éléments finis d'être humain est déterminée par sa capacité à reproduire tous les éléments en jeu au cours du sous-marinage. Le modèle utilisé dans ce travail, le modèle Labman, s'est révélé être un outil pertinent pour l'étude du sous-marinage. Malgré les similitudes entre son comportement et celui des différents sujets humains post-mortem de la campagne d'essais, le modèle a laissé apparaître des limites concernant l'interaction entre la ceinture et le bassin. Les questions du glissement de la ceinture sur le bassin et des fractures des ailes iliaques doivent être approfondies afin d'apporter des améliorations à la biofidélité du modèle.

Plusieurs paramètres ayant un effet sur le phénomène ont été identifiés et décrits en détail. De plus, la méthode permettant d'adapter les caractéristiques de l'occupant au modèle d'être humain a été validée. La caractérisation du comportement de la population en sous-marinage peut être poursuivie. L'échantillon de sujets humains dans notre étude n'est composé que de neuf individus. Cela n'est pas suffisant pour caractériser la distribution des différents paramètres sur la population. Ces données peuvent cependant être obtenues grâce à la littérature ou par l'intermédiaire de nouvelles études. Les travaux tels que ceux de Clauser et al. 1969 ou Zatsiorsky et Seluyanov 1983 proposent un modèle prédictif de la masse des segments corporels en fonction de mesures anthropométriques. Comme cela a été expliqué au chapitre 3, la caractérisation du comportement de la colonne lombaire a fait l'objet de plusieurs travaux de recherche. Les études de Panjabi et al. 1994 ainsi que Guan et al. 2007 ont été menées sur des colonnes isolées. L'information recherchée, dans le cadre du sous-marinage, est le comportement de la flexion dynamique du complexe colonne / abdomen. La question de l'orientation initiale du bassin, comme celle de sa géométrie est aussi délicate. L'étude de la littérature visant à définir une cible pour l'orientation du bassin en position assise a souligné l'importance des différences interindividuelles. Plusieurs articles comme Legaye et al. 1993, Legaye et al. 1998 et Vialle et al. 2005 proposent des équations permettant de calculer l'angle de lordose lombaire à partir d'autres angles mesurés sur le rachis ou sur le bassin. Même si cela

n'a pas été identifié dans la littérature, on peut imaginer des études similaires visant à investiguer la question de la prédiction de l'orientation du bassin en position assise par rapport à des mesures géométriques sur le bassin ou les courbures du rachis. La compréhension de la position adoptée par l'occupant dans le siège est primordiale pour l'étude du sous-marinage. En effet, il est ressorti de l'étude de sensibilité que la position initiale des E.I.A.S. par rapport au point H influence l'apparition du sous-marinage. L'ouverture des ailes iliaques, quant à elle, est un paramètre anatomique, par opposition aux deux autres qui sont des paramètres positionnels.

Connaissant les distributions de ces paramètres sur la population et en s'appuyant sur la méthode de personnalisation décrite dans ce mémoire, il serait alors possible de générer plusieurs gabarits de modèles d'être humain et d'évaluer leurs différentes réponses en choc frontal. Cela pourrait alors définir des cibles de comportement pour la biofidélisation de mannequins ou encore permettre de valider de nouveaux systèmes de protection sur une population plus large qu'un individu 50^e percentile.

Références bibliographiques

- Adomeit, D., & Heger, A. (1975). Motion Sequence Criteria and Design Proposals for Restraint Devices in Order to Avoid Unfavorable Biomechanic Conditions and Submarining. *Proceedings of the 19th Stapp Car Crash Conference*, 139-165.
- Andersson, G., Murphy, R., Ortengren, R., & Nachemson, A. (1979). The Influence of Backrest Inclination and Lumbar Support on Lumbar Lordosis. *Spine, Vol. 4*, 52-58.
- Backaitis, S., Hicks, M., Prasad, P., Laituri, T., & Nadeau, J. (1995). Variability of Hybrid III Clearance Dimensions Within the FMVSS 208 and NCAP Vehicle Test Fleets and the Effects of Clearance Dimensions on Dummy Impact Responses. *Proceedings of the 39th Stapp Car Crash Conference*, 79-99.
- Baudoin, A. (2007). *Analyse en Pré et Post Opératoire de l'Articulation de la Hanche à l'Aide de Reconstruction 3D Issues de Radiographies Bi Planaires Basse Dose*. Thèse Biomécanique.
- Baudrit, P., Hamon, J., Song, E., Robin, S., & Le Coz, J.-Y. (1999). Comparative Studies of Dummy and Human Body Models Behavior in Frontal and Lateral Impact Conditions. *Proceedings of the 43rd Stapp Car Crash Conference*, 55-75.
- 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*.
- Bohlin, N. (1967). A Statistical Analysis of 28,000 Accidents with Emphasis on Occupant Restraint Value. *Proceedings of the 11th Stapp Car Crash Conference*, 455-478.
- Borchers, R., Gibson, L., Burchardt, H., & Hayes, W. (1995). Effects of Selected Thermal Variables on the Mechanical Properties of Trabecular Bone. *Biomaterials*, 545-551.
- Bouquet, R., Ramet, M., Bermond, F., & Cesari, D. (1994). Thoracic and Pelvis Human Response to Impact. *Proceedings of the 14th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*, 100-109.
- Cavanaugh, J., Nyquist, G., Goldberg, S., & King, A. (1986). Lower Abdominal Impact Tolerance and Response. *Proceedings of the 30th Stapp Car Crash Conference*, 41-63.
- Cesari, D., & Bouquet, R. (1990). Behaviour of Human Surrogates Thorax Under Belt Loading . *Proceedings of the 34th Stapp Car Crash Conference*, 73-81.
- Cesari, D., & Bouquet, R. (1994). Comparison of Hybrid III and Human Cadaver Thorax Deformations. *Proceedings of the 37th Stapp Car Crash Conference*, 65-76.
- Cesari, D., & Ramet, M. (1982). Pelvic Tolerance and Protection Criteria in Side Impact. *Proceedings of the 26th Stapp Car Crash Conference*, 145-154.
- Cesari, D., Bouquet, R., & Zac, R. (1984). A New Pelvis Design for the European Side Impact Dummy. *Proceedings of the 18th Stapp Car Crash Conference*, 1-11.

- Chabert, L., Ghannouchi, S., & Cavallero, C. (1998). Geometrical Characterisation of a Seated Occupant. *Proceedings of the 16th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*, 2073-2079.
- Couturier, S., Faure, J., Satué, R., Huguet, J., & Hordonneau, J. (2007). Procedure to Assess Submarining in Frontal Impact. *Proceedings of the ESV Conference*.
- Dalstra, M., Huiskes, R., Odgaard, A., & Van Erning, L. (1993). Mechanical and Textural Properties of Pelvic Trabecular Bone. *Journal of Biomechanics*, Vol. 26, 523-535.
- Dansereau, J., & Stokes, I. (1988). Measurements of the Three-Dimensional Shape of the Rib Cage. *Journal of Biomechanics*, Vol. 21, 893-901.
- Deng, Y. (1992). Developpement of a Submarining Model in the CAL3D Program. *Proceedings of the 36th Stapp Car Crash Conference*, 273-281.
- Fayon, A., Tarrière, C., Walfisch, G., Got, C., & Patel, A. (1975). Thorax of 3-Points Belt Wearers During a Crash (Experiments With Cadavers). *Proceedings of the 19th Stapp Car Crash Conference*, 195-223.
- Foret-Bruno, J.-Y., Hartemann, F., Thomas, C., Fayon, A., Tarrière, C., Got, C., et al. (1978). Correlation Between Thoracic Lesions and Force Values Measured at the Shoulder of 92 Belted Occupants Involved in Real Accidents. *Proceedings of the 22nd Stapp Car Crash Conference*, 271-292.
- 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. *Proceedings of the 46th Stapp Car Crash Conference*, 205-224.
- Forman, J., Lopez-Valdes, F., Lessley, D., Kindig, M., Kent, R., Ridella, S., et al. (2009). Rear Seat Occupant Safety: An Investigation of a Progressive Force-Limiting, Pretensioning 3-Point Belt System Using Adult PMHS in Frontal Sled Tests. *Proceedings of the 53rd Stapp Car Crash Conference*, 49-74.
- Foutz, T., Stone, E., & Abrams, C. (1992). Effects of Freezing on Mechanical Properties of Rat Skin. *American Journal of Veterinary Research*, 788-792.
- Freeman, C., & Bacon, G. (1988). The 3-Dimensional Trajectories of Dummy Car Occupants Restrained by Seat Belts in Crash Simulations. *Proceedings of the 32nd Stapp Car Crash Conference*, 213-222.
- Gayzik, F., Moreno, D., Geer, C., Wuertzer, D., Martin, R., & Stitzel, J. (2010). Development of Full Body Geometrical Data for Finite Element Models. *Submitted to Clinical Anatomy*.
- Gray, H. (2000). *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: Bartleby.com.

- Guan, Y., Yoganandan, N., Moore, J., Pintar, F., Zhang, J., Maiman, D., et al. (2007). Moment–Rotation Responses of the Human Lumbosacral Spinal Column. *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, 1975-1980.
- Guillemot, H. (1997). *Etude Biomécanique du Bassin en Choc Latéral Automobile*. Thèse Biomécanique.
- Guillemot, H., Besnault, B., Robin, S., Got, C., Le Coz, J.-Y., Lavaste, F., et al. (1997). Pelvic Injuries in Side Impact Collisions: A Field Accident Analysis and Dynamic Tests on Isolated Pelvic Bones. *Proceedings of the 41st Stapp Car Crash Conference*, 91-100.
- Guillemot, H., Got, C., Besnault, B., Lavaste, F., Robin, S., Le Coz, J.-Y., et al. (1998). Pelvic Behavior in Side Collisions: Static and Dynamic Tests on Isolated Pelvic Bones. *Proceedings of the 16th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*, 1412-1424.
- Haland, Y., & Nilson, G. (1991). Seat Belt Pretensioners to Avoid the Risk of Submarining – A Study of Lap belt Slippage Factors. *13th International Conference on Experimental Safety*, 1060-1068.
- Henderson, J., & Wyllie, J. (1973). Seat Belts - Limits of Protection: a Study of Fatal Injuries Among Belt Wearers. *Proceedings of the 17th Stapp Car Crash Conference*, 35-66.
- Horn, B. (1987). Closed-Form Solution of Absolute Orientation Using Unit Quaternions. *Journal of the Optical Society of America A*, 629-642.
- Horsch, J., & Hering, W. (1989). A Kinematic Analysis of Lap belt Submarining for Test Dummies. *Proceedings of the 33rd Stapp Car Crash Conference*, 281-288.
- 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., Kisanuki, Y., Wantanabe, I., Furuu, K., Miki, K., & Hasegawa, J. (2002). Development of a Finite Element Model of the Total Human Model for Safety (THUMS) and Application to Injury Reconstruction. *Proceedings of the IRCOBI*.
- Kallieris, D., Mellander, H., Schmidt, G., Barz, J., & Mattern, R. (1982). Comparison Between Frontal Impact Tests With Cadavers and Dummies in a Simulated True Car Restrained Environment. *Proceedings of the 26th Stapp Car Crash Conference*, 353-367.
- Kamina, P. (1997). *Anatomie Clinique - Tome I: Anatomie Générale*. Maloine.
- Kapandji, I. (1986). *Physiologie Articulaires*. Paris: Maloine.
- Kimpara, H., Lee, J., Yang, K., King, A., Iwamoto, M., Watanabe, I., et al. (2005). Development of a Three-Dimensional Finite Element Chest Model for the 5th Percentile Female. *Proceedings of the 49th Stapp Car Crash Conference*, 251-269.
- Kroell, C., Schneider, D., & Nahum, A. (1971). Impact Tolerance and Response of the Human Thorax . *Proceedings of the 15th Stapp Car Crash Conference*, 84-134.

- Kroell, C., Schneider, D., & Nahum, A. (1974). Impact Tolerance and Response of the Human Thorax II. *Proceedings of the 18th Stapp Car Crash Conference*, 383-457.
- Lamielle, S., Cuny, S., Foret-Bruno, J.-Y., Petit, P., Vezin, P., Verriest, J.-P., et al. (2006). Abdominal Injury Patterns in Real Frontal Crashes: Influence of Crash Conditions, Occupant Seat and Restraint Systems. *Proceedings of the 50th A.A.A.M. Conference*, 109-124.
- Lazennec, J.-Y., Charlot, N., Gorin, M., Roger, B., Arafati, N., Bissery, A., et al. (2004). Hip-Spine Relationship: a Radio-Anatomical Study for Optimization in Acetabular Cup Positioning. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 136-144.
- Legaye, J., Duval-Beaupère, G., Hecquet, J., & Marty, C. (1998). Pelvic Incidence: A Fundamental Pelvic Parameter for Three-Dimensional Regulation of Spinal Sagittal Curves. *European Spine Journal*, 99-103.
- Legaye, J., Hecquet, J., Marty, C., & Duval-Beaupère, G. (1993). Equilibre Sagittal du Rachis - Relations Entre Bassin et Courbures Rachidiennes Sagittales en Position Debout. *Rachis, Vol. n°5*, 215-226.
- Leung, Y., Tarrière, C., Fayon, A., Mairesse, P., & Banzet, P. (1981). An Anti-Submarining Scale Determined from Theoretical and Experimental Studies Using Three-Dimensional Geometrical Definition of the Lap-Belt. *Proceedings of the 25th Stapp Car Crash Conference*, 685-729.
- Leung, Y., Tarrière, C., Fayon, A., Mairesse, P., Delmas, A., & Banzet, P. (1979). A Comparison Between Part 572 Dummy and Human Subject in the problem of Submarining. *Proceedings of the 23rd Stapp Car Crash Conference*, 677-719.
- Leung, Y., Tarrière, C., Lestrelin, D., Hureau, J., Got, J., Guillon, F., et al. (1982). Submarining Injuries of 3 Pt. Belted Occupants in Frontal Collisions – Description, Mechanisms and Protection. *Proceedings of the 26th Stapp Car Crash Conference*, 173-205.
- Levine, R., Patrick, L., Begeman, P., & King, A. (1978). Effect of Quadriceps Function on Submarining. *Proceedings of the 22nd A.A.A.M. Conference*, 319-329.
- Lizee, E., Robin, S., Song, E., Bertholon, N., Le Coz, J.-Y., Besnault, B., et al. (1998). Development of a 3D Finite Element Model of the Human Body. *Proceedings of the 42nd Stapp Car Crash Conference*, 337-360.
- MacLaughlin, T., Sullivan, L., & O'Connor, C. (1989). Experimental Investigation of Rear Seat Submarining. *Proceedings of the 20th International Conference on the Experimental Safety Vehicle*, 261-271.
- Martin, J.-L., Lardy, A., & Compigne, S. (2010). Specificities of Rear Occupant Protection Analysis of French Accident Data. *Proceedings of IRCOBI Conference*, 315-318.
- McElhaney, J., Paver, J., McCrackin, H., & Maxwell, G. (1983). Cervical Spine Compression Responses. *Proceedings of the 27th Stapp Car Crash Conference*, 163-177.

- Michaelson, J., Forman, J., Kent, R., & Kuppa, S. (2008). Rear Seat Occupant Safety: Kinematics and Injury of PMHS Restrained by a Standard 3-Point Belt in Frontal Crashes. *Proceedings of the 52nd Stapp Car Crash Conference*, 295-325.
- Mitton, D., Deschênes, S., Laporte, S., Godbout, S., Bertrand, S., de Guise, J., et al. (2006). 3D Reconstruction of the Pelvis from Bi-Planar Radiography. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol. N°9*, 1-5.
- Nusholtz, G., Hsu, T., & Byers, L. (2007). A Proposed Side Impact ATD Bio-Fidelity Evaluation Scheme Using Cross-Correlations Approach. *Proceedings of the ESV Conference*.
- Nusholtz, G., Hsu, T., Gracian Luna, M., DiDomenico, L., & Kochekserraii, S. (2010). The Consequences of Average Curve Generation: Implications for Biomechanics Data. *Proceedings of the 54th Stapp Car Crash Conference*, 1-18.
- Nyquist, G., & Murton, C. (1975). Static Bending Response of the Human Lower Torso. *Proceedings of the 19th Stapp Car Crash Conference*, 513-541.
- Nyquist, G., & Patrick, L. (1976). Lumbar and Pelvic Orientation of the Vehicle Seated Volunteers. *Proceedings of the 20th Stapp Car Crash Conference*, 667-696.
- Panjabi, M., Krag, M., Summers, D., & Videman, T. (1985). Biomechanical Time-Tolerance of Fresh Cadaveric Human Spine Specimens. *Journal of Orthopaedic Research*, 292-300.
- Panjabi, M., Oxland, T., Takata, K., Goel, V., Duranceau, J., & Krag, M. (1993). Articular Facets of the Human Spine. Quantitative Three-Dimensional Anatomy. *Spine, Vol. 18*, 1298-1310.
- Panjabi, M., Oxland, T., Yamamoto, I., & Crisco, J. (1994). Mechanical Behavior of the Human Lumbar and Lumbosacral Spine as Shown by Three-Dimensional Load-Displacement Curves. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 413-424.
- Parkin, S., MacKay, G., & Cooper, A. (1993). How Drivers Sit in Cars. *Proceedings of the 37th A.A.A.M. Conference*, 375-388.
- Patrick, L., & Andersson, A. (1974). Three Point Harness Accident and Laboratory Data Comparison. *Proceedings of the 18th Stapp Car Crash Conference*, 201-282.
- Patrick, L., & Levine, R. (1975). Injury to Unembalmed Belted Cadavers in Simulated Collisions. *Proceedings of the 19th Stapp Car Crash Conference*, 79-115.
- Patrick, L., & Trosien, K. (1971). Volunteer, Anthropometric Dummy, and Cadaver Responses with Three and Four Point Restraints. *Society of Automotive Engineers*, 256-280.
- Pelker, R., Friedlaender, G., Markham, T., Panjabi, M., & Moen, C. (1984). Effects of Freezing and Freeze-Drying on the Biomechanical Properties of Rat Bone. *Journal of Orthopaedic Research*, 405-411.

- Pomero, V., Mitton, D., Laporte, S., de Guise, J., & Skalli, W. (2004). Fast Accurate Stereoradiographic 3D-Reconstruction of the Spine Using a Combined Geometric and Statistic Model. *Clinical Biomechanics, Vol N°19*, 240-247.
- Potier, P. (2010). *Contribution Méthodologique à la Thanatomécanique et à la Thanatométrie*. Thèse Génie Mécanique.
- Reed, M., & Schneider, L. (1996). Lumbar Support in Auto Seats: Conclusion from a Study of Preferred Driving Posture. *SAE Technical Paper 960478*, 19-28.
- Renaudin, F., Guillemot, H., Lavaste, F., Skalli, W., Lesage, F., & Pecheux, C. (1993). A 3D Finite Element Model of Pelvis in Side Impact. *Proceedings of the 37th Stapp Car Crash Conference*, 249-258.
- Reynolds, H., Snow, C., & Young, J. (1981). *Spatial Geometry of the Human Pelvis*. Civil Aeromedical Institute, Federal Aviation Administration (FAA), Oklahoma City.
- Robbins, D., Schneider, L., Snyder, R., Pflug, M., & Haffner, M. (1983). Seated Posture of Vehicle Occupants. *Proceedings of the 27th Stapp Car Crash Conference*, 199-224.
- Robin, S. (2001). HUMOS Human Model For Safety - A Joint Effort Towards the Development of Refined Human-Like Car Occupant Model. *Proceedings of the 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicle (ESV)*.
- Rouhana, S., Horsch, J., & Kroell, C. (1989). Assessment of Lap-Shoulder Belt Restraint Performance in Laboratory Testing. *Proceedings of the 33rd Stapp Car Crash Conference*, 243-256.
- Ruan, J., El-Jawahri, R., Barbat, S., & Prasad, P. (2005). Biomechanical Analysis of Human Abdominal Impact Responses and Injuries through Finite Element Simulations of a Full Human Body Model. *Proceedings of the 49th Stapp Car Crash Conference*, 343-366.
- Ruan, J., El-Jawahri, R., Chai, L., Barbat, S., & Prasad, P. (2003). Prediction and Analysis of Human Thoracic Impact Responses and Injuries in Cadaver Impacts Using a Full Human Body Finite Element Model. *Proceedings of the 47th Stapp Car Crash Conference*, 299-321.
- SAE J211. (2007). *Instrumentation for Impact Test - Part 1:Electronic Instrumentation*. Society of Automotive Engineers.
- Sari-Ali, E., Lazennec, J.-Y., Gorin, M., & Saillant, G. (2005). Etude Comparative des Valeurs des Paramètres de l'Equilibre Sagittal Lombo-Pelvien Entre les Positions Debout et Assise. *Édition Sauramps*, 35-46.
- Schmidt, G., Kallieris, D., Barz, J., & Mattern, R. (1974). Results of 49 Cadaver Tests Simulating Frontal Collision of Front Seat Passengers. *Proceedings of the 18th Stapp Car Crash Conference*, 283-291.

- 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. *Proceedings of the 53rd Stapp Car Crash Conference*, 1-48.
- Song, D., Brun-Cassan, F., Le Coz, J.-Y., Mack, P., Tarrière, C., & Lavaste, F. (1993). Finite Elements Simulation of the Occupant/Belt Interaction: Chest and Pelvis Deformation, Belt Sliding and Submarining. *Proceedings of the 26th Stapp Car Crash Conference*, 13-33.
- Song, E., Trosseille, X., & Guillemot, H. (2006). Side Impact: Influence of Impact Conditions and Bone Mechanical Properties on Pelvic Response Using a Fracturable Pelvis Model. *Proceedings of the 50th Stapp Car Crash Conference*, 75-95.
- Stalnaker, R., McElhaney, J., Roberts, V., & Trollope, M. (1973). Human Torso Response to Blunt Trauma. *Proceedings of the Symposium, "Human impact response-measurement and simulation"* (pp. 181-199). General Motors Research Laboratories: New York-London Plenum Press.
- States, J. (1970). Restraint System Effectiveness in Racing Crashes. *Proceedings of the 11th Annual Meeting of the AAAM*, 173-191.
- States, J. (1973). Trauma Evaluation Needs. *Human Impact Response: Measurement and Simulation*.
- States, J. (1980). Safety Belts and Seat Designs – An Insight from Racing. *A.A.A.M. Proceedings*, 437-445.
- Talantikite, Y., Bouquet, R., Ramet, M., Guillemot, H., Robin, S., & Voiglio, E. (1998). Human Thorax Behaviour for Side Impact. Influence of Impact Masses and Velocities. *Proceedings of the 16th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*, 1542-1549.
- Tarrière, C. (1973). Proposal for a Protection Criterion as Regards Abdominal Internal Organs. *A.A.A.M. Proceedings*, 371-382.
- Thompson, A., Gayzik, F., Moreno, D., Rhyne, A., Vavalle, N., & Stitzel, J. (2012). A Paradigm for Human Body Finite Element Model Integration from a Set of Regional Models. *Biomedical Sciences Instrumentation*, 423-430.
- Trochu, F. (1993). A Contouring Program Based on Dual Kriging Interpolation. *Engineering with Computers*, 160-177.
- Uriot, J., Baudrit, P., Potier, P., Trosseille, X., Petit, P., Guillemot, H., et al. (2006). Investigations on the Belt-to-Pelvis Interaction in Case of Submarining. *Proceedings of the 50th Stapp Car Crash Conference*, 53-73.
- Veziin, P., & Verriest, J.-P. (2005). Development of a Set of Numerical Human Models for Safety. *Proceedings of the 19th International Technical Conference on Enhanced Vehicle Safety (ESV)*.

- Vialle, R., Levassor, N., Rillardon, L., Templier, A., Skalli, W., & Guigui, P. (2005). Radiographic Analysis of the Sagittal Alignment and Balance of the Spine in Asymptomatic Subjects. *The Journal of Bone & Joint Surgery, Vol. n°87*, 260-267.
- Viano, D. (1989). Biomechanical Responses and Injuries in Blunt Lateral Impact. *Proceeding of the 33rd Stapp Car Crash Conference*, 113-142.
- Voggenreiter, G., Ascherl, R., Fruh, H., Blumel, G., & Schmidt-Neuerburg, K. (1995). Preservation and Sterilization of Cortical Bone - Biomechanical Studies of the Rat. *Unfallchirurg*, 53-58.
- Walfisch, G., Fayon, A., Leung, Y., Tarrière, C., Got, C., & Patel, A. (1979). Synthesis of Abdominal Injuries in Frontal Collisions with Belt-Wearing Cadavers Compared with Injuries Sustained by Real-Life Accident Victims. Problems of Simulation with Dummies and Protection Criteria. *Proceedings of IRCOBI*, 151-164.
- Williams, J. (1970). The Nature of Seat Belt Injuries. *Proceedings of the 14th Stapp Car Crash Conference*, 44-65.
- Woo, S., Orlando, C., Camp, J., & Akeson, W. (1986). Effects of Postmortem Storage by Freezing on Ligament Tensile Behavior. *Journal of Biomechanics, Vol. 19*, 399-404.
- Xu, L., Agaram, V., Rouhana, S., Hultman, R., Kostyniuk, G., McCleary, J., et al. (2000). Repeatability Evaluation of the Pre-Prototype NHTSA Advanced Dummy Compared to the Hybrid III. *SAE Technical Paper 2000-01-0165*.
- Yang, K., Hu, J., White, N., King, A., Chou, C., & Prasad, P. (2006). Development of Numerical Models for Injury Biomechanics Research: A Review of 50 Years of Publications in the Stapp Car Crash Conference. *Proceedings of the 50th Stapp Car Crash Conference*, 429-490.

Annexes

Annexe 1. DONNEES ANTHROPOMETRIQUES DES NEUF S.H.P.M.

Les mesures anthropométriques, ayant servies à caractériser les paramètres de personnalisation, sont rassemblées dans le Tableau A1.1. Ces mesures ont soit été réalisées par l'équipe du C.E.E.S.A.R., responsable de la préparation et de l'instrumentation des sujets, soit obtenues grâce aux images scanner. La Figure A1.1 illustre les mesures liées à l'anatomie générale.

Tableau A1.1. Mesures anthropométriques relatives aux neuf S.H.P.M. de la campagne d'essais.

	#631	#632	#633	#634	#635	#636	#637	#638	#639
<i>Masse totale (kg)</i>	59,5	69,5	54	79	57	61,5	57	58	71
<i>Masse des jambes (kg)</i>	19,45	19,65	17,1	23,1	19,9	12,8	15,95	18,35	25,35
<i>Stature (cm)</i>	171,5	167	163	170	161	171	161,5	170,5	162
<i>Largeur des épaules (cm)</i>	40	41	39	44	34,5	38	40	40,5	40,5
<i>Hauteur du buste (cm)</i>	89,5	84,5	86	92	89,5	88	85,5	91,5	85
<i>Largeur du thorax (cm)</i>	32,5	33,2	29,1	31,9	28,1	29,7	28,4	30	34,5
<i>Profondeur du thorax (cm)</i>	23,9	25,7	21,6	24,1	21,9	23,7	22,3	23,6	24
<i>Largeur de l'abdomen (cm)</i>	31,8	35,3	32,5	35,4	33	33,1	32,6	29,7	36,8
<i>Profondeur de l'abdomen (cm)</i>	21,4	23,7	25,3	27,5	24,6	23,4	21,9	20	25,1
<i>Longueur de la cuisse (cm)</i>	48	51,5	43,5	44	45,5	46	44,5	46	46,5
<i>Longueur de la jambe (cm)</i>	51,5	54	49,5	52	46,5	62,5	49,5	51	51
<i>Ouverture (deg)</i>	21,12	20,47	29,42	24,52	18,87	17,95	43,13	5,00	28,10
<i>Avancée E.I.A.S./Point H (mm)</i>	-7,63	10,06	-36,	-37	-21,6	-20	-26,7	-25,9	-7,21
<i>Hauteur E.I.A.S./Point H (mm)</i>	87,05	91,57	77,56	81,34	73,23	81,75	64,47	84,71	77,53
<i>Profondeur échancrure (mm)</i>	7,29	7,74	7,49	12,25	7,20	9,13	7,56	8,84	11,67
<i>Epaisseur tissus mous (mm)</i>	3,30	22,25	4,00	21,60	9,35	5,10	5,60	8,00	24,00

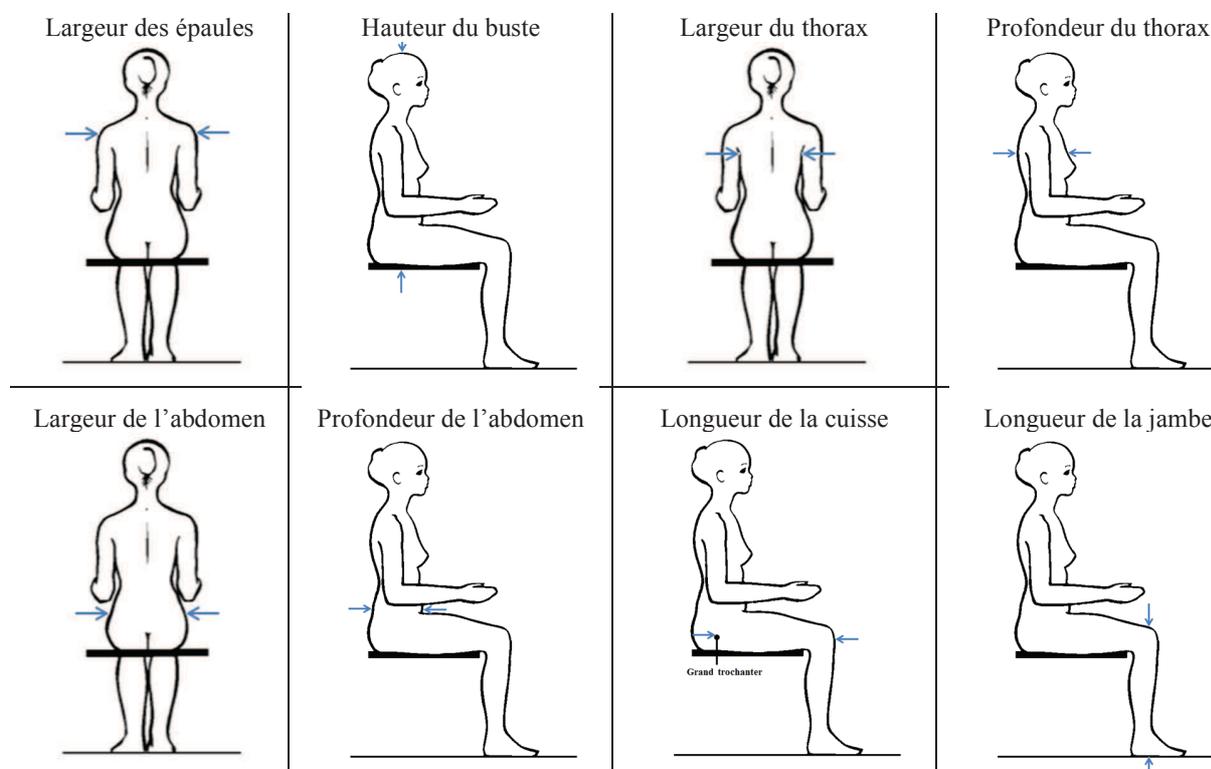


Figure A1.1. Illustration des différentes mesures anthropométriques.

Annexe 2. DESCRIPTION DE LA METHODE DE RECALAGE (HORN 1987)

Cette annexe permet de comprendre la méthode de recalage de points décrite dans Horn 1987. Dans ce travail de thèse, cette méthode a été utilisée pour deux applications. La première application concerne le calcul de la matrice de passage d'un repère à un autre, à partir des coordonnées d'au moins trois points dans ces deux repères. Cela a été utilisé pour connaître l'orientation des axes de mesures des capteurs montés sur le bassin, en position initiale, dans le repère global. De plus, cette méthode permet de replacer un point dans l'espace, connaissant sa position relative par rapport à un nuage de points. De façon analogue à la première application, il est nécessaire de connaître les coordonnées d'au moins trois points dans deux repères différents. A partir de la position relative, dans un des deux repères, du point que l'on souhaite recalculer, par rapport à ce nuage de points, il est possible de recalculer sa position dans le deuxième repère. Il a ainsi été possible de calculer la position des vis sur le bassin reconstruit à partir des coordonnées des points anatomiques obtenues sur bassin décharné.

La description de la méthode de recalage est précédée de quelques rappels sur les changements de repères.

Annexe 2.1. Rappels sur les changements de repère

Soit E un espace vectoriel muni d'une base B définie par les vecteurs (\mathbf{e}_i) et soit B' une « nouvelle base » de E définie par les vecteurs (\mathbf{e}'_i). Ces deux bases de E sont indexées par $\{1 \dots n\}$ où $n = \dim(E)$. Dans notre cas, l'espace est constitué de trois dimensions, c'est-à-dire $n = 3$.

La matrice de passage de la base B vers la base B', $\mathbf{P}_{B \rightarrow B'}$ contient en colonnes les coordonnées des vecteurs de la nouvelle base B' exprimés dans l'ancienne base B. Autrement dit :

$$\mathbf{P}_{B \rightarrow B'} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} \text{ avec } \begin{cases} \mathbf{e}'_1 = a_{11}\mathbf{e}_1 + a_{21}\mathbf{e}_2 + a_{31}\mathbf{e}_3 \\ \mathbf{e}'_2 = a_{12}\mathbf{e}_1 + a_{22}\mathbf{e}_2 + a_{32}\mathbf{e}_3 \\ \mathbf{e}'_3 = a_{13}\mathbf{e}_1 + a_{23}\mathbf{e}_2 + a_{33}\mathbf{e}_3 \end{cases}$$

Le changement de coordonnées d'un vecteur, ou d'un point est obtenu grâce à la matrice de passage. Prenons un vecteur que l'on exprime dans les deux bases B et B' :

$$\mathbf{V} = \sum_{i=1}^3 x_i \mathbf{e}_i = \sum_{i=1}^3 x'_i \mathbf{e}'_i \text{ avec } \begin{cases} \mathbf{e}'_1 = a_{11}\mathbf{e}_1 + a_{21}\mathbf{e}_2 + a_{31}\mathbf{e}_3 \\ \mathbf{e}'_2 = a_{12}\mathbf{e}_1 + a_{22}\mathbf{e}_2 + a_{32}\mathbf{e}_3 \\ \mathbf{e}'_3 = a_{13}\mathbf{e}_1 + a_{23}\mathbf{e}_2 + a_{33}\mathbf{e}_3 \end{cases}$$

Les projections sur les différents vecteurs de l'espace donnent trois équations :

$$\begin{cases} x_1 = a_{11}x'_1 + a_{12}x'_2 + a_{13}x'_3 \\ x_2 = a_{21}x'_1 + a_{22}x'_2 + a_{23}x'_3 \\ x_3 = a_{31}x'_1 + a_{32}x'_2 + a_{33}x'_3 \end{cases} \text{ ou encore } \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{pmatrix} = \mathbf{P}_{B \rightarrow B'} \begin{pmatrix} x'_1 \\ x'_2 \\ x'_3 \end{pmatrix}$$

Annexe 2.2. Méthode / Algorithme de recalage de points

La méthode décrite par Horn 1987 permet de s'affranchir des problèmes liés aux imprécisions de mesures des coordonnées des points. Dans cette publication, l'auteur présente une méthode permettant de calculer la transformation optimale entre deux systèmes de coordonnées cartésiennes, connaissant au minimum les positions de trois points dans chaque système. Autrement dit, si l'on dispose des coordonnées d'un nuage de points dans deux systèmes de coordonnées cartésiennes (ou repères) différents, R_l (pour *left*) et R_r (pour *right*), l'algorithme calcule la transformation permettant de passer d'un système à l'autre. La Figure A2.1 illustre les deux repères.

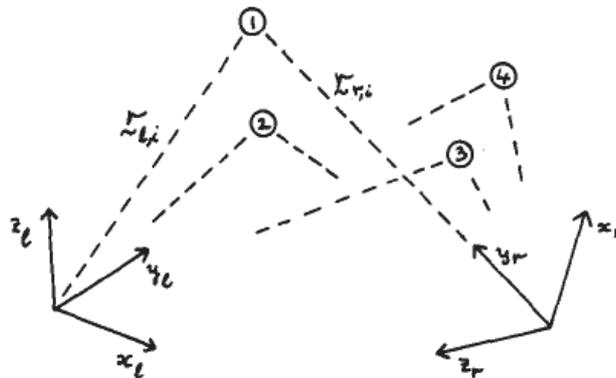


Figure A2.1. Coordonnées de quatre points sont exprimées dans deux systèmes de coordonnées (repères) différents : R_l et R_r . L'algorithme de recalage permet de connaître la matrice de passage d'un repère à l'autre [Horn 1987].

Toutes les démonstrations permettant d'aboutir au recalage optimal sont exposées dans la publication. Ici, seul le résultat est présenté. Les vecteurs sont représentés en gras, les scalaires sont dans la police normale.

Soient deux systèmes de coordonnées R_l et R_r et n points $\mathbf{P}_{l,i}$ et $\mathbf{P}_{r,i}$ (i allant de 1 à n), dont les coordonnées sont exprimées dans R_l et R_r , respectivement. Notons $\mathbf{P}_{l,i} = (x_{l,i}; y_{l,i}; z_{l,i})$ et $\mathbf{P}_{r,i} = (x_{r,i}; y_{r,i}; z_{r,i})$, les coordonnées de ces points. La méthode de Horn 1987 permet de calculer les trois variables s , \mathbf{R} et \mathbf{T} optimales telles que :

$$\mathbf{P}_{r,i} = s \times \mathbf{R} \times \mathbf{P}_{l,i} + \mathbf{T} \quad \text{Eq. 11}$$

Dans l'équation Eq. 11 :

- s est un facteur d'échelle entre les deux nuages de points.
- \mathbf{R} est la matrice de passage du repère R_r au repère R_l .
- \mathbf{T} est la translation reliant les deux repères.

Les différentes étapes de l'algorithme aboutissant aux trois variables sont :

1°/ Calcul des barycentres des n points dans chaque système de coordonnées (Eq. 12).

$$\mathbf{B}_l = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \mathbf{P}_{l,i} \text{ et } \mathbf{B}_r = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \mathbf{P}_{r,i} \quad \text{Eq. 12}$$

2°/ Soustraction des barycentres aux coordonnées des n points. On obtient les coordonnées réduites définies dans Eq. 13.

$$\mathbf{P}_{l,i}^R = \mathbf{P}_{l,i} - \mathbf{B}_l \text{ et } \mathbf{P}_{r,i}^R = \mathbf{P}_{r,i} - \mathbf{B}_r \quad \text{Eq. 13}$$

3°/ Calcul des matrices M et N dont les expressions sont données par Eq. 14 et Eq. 15.

$$\mathbf{M} = \begin{pmatrix} S_{xx} & S_{xy} & S_{xz} \\ S_{yx} & S_{yy} & S_{yz} \\ S_{zx} & S_{zy} & S_{zz} \end{pmatrix} \text{ avec } S_{xx} = \sum_{i=1}^n x_{l,i}^R \times x_{r,i}^R \text{ et } S_{xy} = \sum_{i=1}^n x_{l,i}^R \times y_{r,i}^R \dots \quad \text{Eq. 14}$$

$$\mathbf{N} = \begin{pmatrix} S_{xx} + S_{yy} + S_{zz} & S_{yx} - S_{zy} & S_{zx} - S_{xz} & S_{xy} - S_{yx} \\ S_{yx} - S_{zy} & S_{xx} - S_{yy} - S_{zz} & S_{xy} + S_{yx} & S_{zx} + S_{xz} \\ S_{zx} - S_{xz} & S_{xy} + S_{yx} & -S_{xx} + S_{yy} - S_{zz} & S_{yz} + S_{zy} \\ S_{xy} - S_{yx} & S_{zx} + S_{xz} & S_{yz} + S_{zy} & -S_{xx} - S_{yy} + S_{zz} \end{pmatrix} \quad \text{Eq. 15}$$

4°/ Calcul de la valeur propre maximale de la matrice N et du vecteur propre associé :

$$\mathbf{V}_p = (q_0 \quad q_x \quad q_y \quad q_z)^T$$

5°/ Ce vecteur propre est le quaternion unitaire permettant de calculer la matrice de rotation R (Eq. 16) du repère R_r au repère R_l .

$$\mathbf{R} = \mathbf{M}_{R_r \rightarrow R_l} = \begin{pmatrix} q_0^2 + q_x^2 - q_y^2 - q_z^2 & 2(q_x q_y - q_0 q_z) & 2(q_x q_z + q_0 q_y) \\ 2(q_x q_y + q_0 q_z) & q_0^2 - q_x^2 + q_y^2 - q_z^2 & 2(q_y q_z - q_0 q_x) \\ 2(q_x q_z - q_0 q_y) & 2(q_y q_z + q_0 q_x) & q_0^2 - q_x^2 - q_y^2 + q_z^2 \end{pmatrix} \quad \text{Eq. 16}$$

6°/ Calcul du facteur d'échelle s entre les deux nuages de points ainsi que de la translation T (Eq. 17 et Eq. 18) :

$$s = \left(\sum_{i=1}^n \|\mathbf{P}_{r,i}^R\|^2 / \sum_{i=1}^n \|\mathbf{P}_{l,i}^R\|^2 \right)^{1/2} \quad \text{Eq. 17}$$

$$\mathbf{T} = \begin{pmatrix} x_{B_r} \\ y_{B_r} \\ z_{B_r} \end{pmatrix} - s \times \mathbf{R} \times \begin{pmatrix} x_{B_l} \\ y_{B_l} \\ z_{B_l} \end{pmatrix} \quad \text{Eq. 18}$$

Annexe 3. POSITIONNEMENT DES S.H.P.M.

Les vues de côté de la position initiale des différents S.H.P.M. et de la géométrie du siège sont représentées sur la Figure A3.1. La position du point H (losanges) ainsi que le pointage du fémur et tibia droits sont reportés (traits pleins). L'axe Z a été inversé pour une meilleure visualisation de l'ensemble.

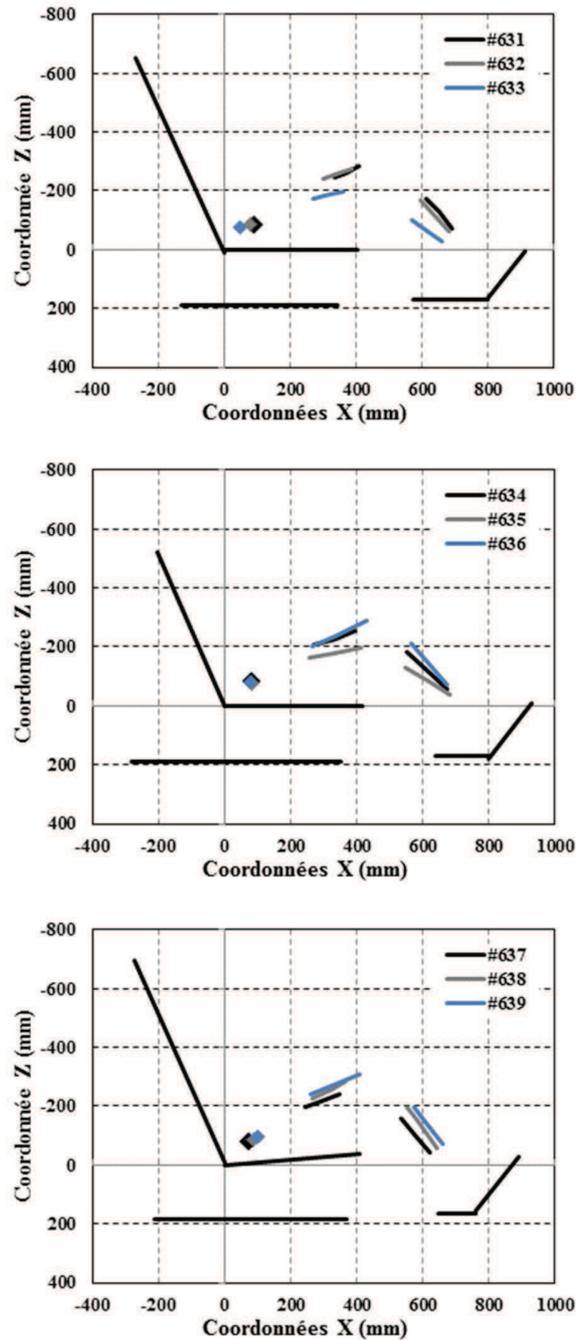


Figure A3.1. Positionnement des trois S.H.P.M. d'une même configuration. En haut, la configuration 1, au milieu, la configuration 2, en bas, la configuration 3.

Annexe 4. COORDONNEES DES POINTS DE REFERENCE DES BASSINS

Les coordonnées des trente-quatre points de référence cités dans le mémoire, exprimés dans le repère anatomique, sont rassemblées dans le Tableau A4.1.

Tableau A4.1. Coordonnées des trente-quatre points de référence des bassins dans le repère anatomique.

	#631			#632			#633			#634			#635			#636			#637			#638			#639			Labman				
	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y
1M	-53	0	72	-66	0	32	-66	0	40	-54	1	72	-56	3	93	-69	-3	64	-54	3	61	-64	2	73	-69	3	24	-64	0	45		
6G	-66	144	109	-126	123	78	-98	136	81	-74	122	113	-48	134	110	-94	121	94	-60	135	95	-94	117	112	-105	125	77	-74	128	91		
6D	-62	-145	106	-123	-122	75	-99	-137	78	-74	-123	112	-50	-125	112	-102	-137	82	-50	-129	100	-95	-121	112	-97	-126	74	-74	-128	91		
8G	6	120	88	-44	118	78	-18	121	82	7	112	90	21	108	71	-13	109	85	10	125	67	6	111	87	-19	106	78	-14	110	69		
7D	6	-123	86	-50	-121	80	-20	-120	84	7	-116	89	22	-110	76	-13	-119	81	15	-121	70	5	-102	90	-17	-112	73	-14	-110	69		
9M	51	0	17	34	0	31	45	0	30	51	-1	20	49	2	7	40	-1	28	48	2	21	49	1	24	48	1	25	44	0	25		
10G	-74	31	74	-87	27	35	-86	26	41	-77	31	71	-72	31	97	-87	26	65	-73	31	63	-82	32	78	-86	41	28	-82	26	48		
10D	-70	-36	75	-82	-28	36	-88	-29	42	-74	-27	75	-74	-27	95	-90	-34	65	-71	-24	66	-83	-28	78	-85	-30	28	-82	-26	48		
12M	-93	0	72	-103	-1	32	-102	-1	38	-92	2	71	-91	3	94	-100	-4	64	-92	2	61	-101	2	75	-104	2	24	-96	0	45		
23M	-115	1	-24	-111	1	-54	-106	0	-44	-125	-4	-15	-108	1	26	-122	-5	-23	-111	-1	2	-122	3	-10	-116	1	-43	-118	0	-10		
200M	-40	8	-65	-18	-3	-82	-24	-2	-73	-50	-6	-76	-46	-3	-41	-40	7	-76	-53	0	-59	-40	2	-67	-23	-4	-60	-64	0	-60		
41G	-45	150	95	-91	138	72	-76	146	72	-56	138	102	-23	147	97	-78	133	87	-48	147	84	-72	140	98	-83	136	75	-58	133	87		
41D	-43	-149	92	-93	-140	73	-76	-147	70	-52	-143	97	-26	-142	98	-86	-147	75	-43	-141	85	-72	-135	98	-76	-137	72	-58	-133	87		
44G	-29	145	100	-83	138	79	-55	140	83	-27	131	104	1	131	98	-52	125	94	-19	140	82	-32	127	103	-54	128	84	-48	129	86		
44D	-27	-145	97	-79	-137	79	-58	-141	81	-27	-136	103	1	-130	97	-48	-138	88	-20	-137	87	-40	-128	106	-52	-131	80	-48	-129	86		
48G	-35	128	105	-88	119	81	-59	125	86	-32	115	109	-7	118	101	-56	110	93	-21	123	85	-39	112	104	-61	114	85	-56	116	89		
48D	-32	-128	102	-85	-119	78	-61	-127	86	-32	-120	108	-6	-117	101	-55	-124	87	-22	-119	90	-48	-110	107	-59	-117	81	-56	-116	89		
52G	-133	44	20	-134	44	-22	-133	43	-3	-135	37	25	-122	50	51	-133	39	3	-130	46	29	-135	48	27	-148	41	-12	-137	45	35		
52D	-131	-42	20	-134	-45	-25	-136	-40	-2	-134	-36	26	-121	-45	54	-134	-50	-4	-127	-42	30	-139	-42	25	-148	-37	-11	-137	-45	35		
60G	-48	47	-35	-39	47	-49	-41	44	-44	-57	44	-33	-45	49	-13	-36	46	-46	-49	40	-29	-49	41	-30	-43	50	-47	-38	60	-48		
60D	-49	-45	-33	-40	-47	-49	-40	-42	-45	-56	-45	-31	-46	-48	-9	-40	-51	-48	-48	-39	-26	-51	-42	-33	-38	-46	-46	-38	-60	-48		
63G	1	55	-78	27	42	-75	29	41	-71	8	49	-82	-11	50	-64	19	46	-74	-1	40	-75	1	49	-74	30	60	-75	-6	55	-77		
63D	-2	-53	-78	28	-42	-74	27	-40	-72	9	-46	-81	-12	-49	-65	16	-48	-75	-4	-36	-73	1	-49	-76	30	-58	-75	-6	-55	-77		
70G	11	45	-45	17	46	-46	20	41	-38	6	45	-49	-4	48	-37	14	46	-44	5	44	-41	7	42	-41	25	51	-50	17	40	-45		
70D	10	-44	-45	20	-47	-45	20	-38	-38	6	-42	-49	-4	-47	-37	12	-48	-45	4	-42	-41	4	-43	-42	27	-50	-50	17	-40	-45		
71M	44	1	-17	36	1	-15	45	0	-8	40	0	-26	33	0	-20	40	-1	-7	37	2	-12	37	0	-8	42	0	-16	41	0	-16		
770G	20	45	7	9	46	11	23	45	13	24	44	2	21	51	2	14	45	11	22	41	8	21	47	12	13	45	5	14	34	0		
770D	17	-45	7	11	-47	12	20	-41	14	20	-47	2	20	-48	4	11	-49	11	23	-41	7	19	-45	13	16	-45	6	14	-34	0		
79G	-31	64	33	-43	61	14	-43	62	24	-35	59	34	-21	65	37	-38	61	25	-32	63	32	-33	66	38	-46	61	16	-30	52	14		
79D	-29	-62	36	-43	-63	14	-41	-59	22	-34	-62	38	-25	-62	39	-42	-68	24	-31	-60	33	-38	-62	38	-46	-59	13	-30	-52	14		
91G	1	112	78	-40	110	61	-18	113	66	-2	104	70	15	105	58	-13	105	64	4	116	57	1	106	70	-23	100	60	-16	100	61		
91D	1	-114	77	-40	-111	58	-20	-112	67	-1	-107	69	14	-104	59	-16	-114	64	8	-104	55	-3	-100	75	-23	-102	57	-16	-100	61		
92G	9	105	46	-15	101	42	-2	101	52	12	95	57	22	98	38	4	100	49	16	96	39	11	104	50	-2	90	43	1	91	37		
92D	12	-103	47	-18	-106	40	-5	-101	55	14	-98	53	20	-98	44	2	-102	40	16	-94	40	10	-100	50	-2	-89	41	1	-91	37		

Annexe 5. DESCRIPTION DES MESURES

Annexe 5.1. Filtrages

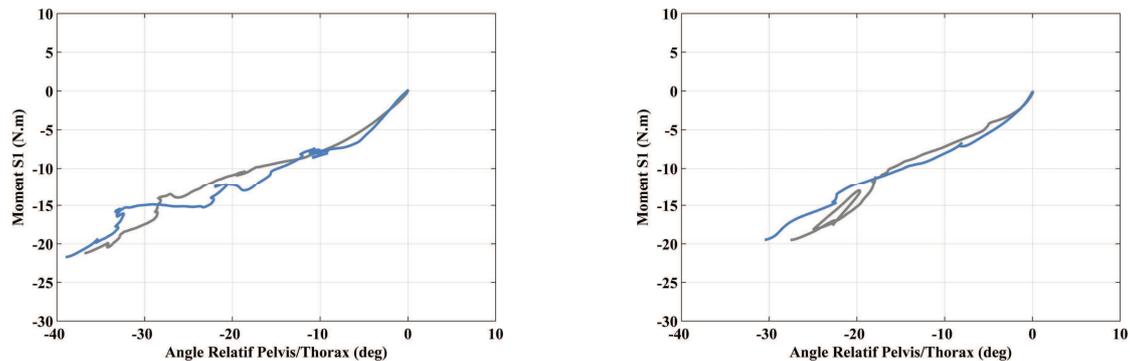
Les réponses mesurées lors des essais et présentées sur les différents graphiques ont été filtrées. Les filtres utilisés pour chaque type de mesure sont décrits dans le Tableau A5.1 pour ce qui concerne le moyen d'essai et dans le Tableau A5.2 pour les mesures liées aux sujets humains.

Mesures sur le moyen d'essai		Filtrage
Catapulte	Accélération (X)	CFC60
	Accélérations (X, Y, Z)	CFC60
Siège	Efforts (X, Y, Z)	CFC60
	Moments (X, Y, Z)	CFC180
Ceintures	Efforts baudrier supérieur (X, Y, Z) et inférieur (X, Y)	CFC60
	Efforts ceinture pelvienne intérieure (X, Y, Z) et extérieure (X, Y, Z)	CFC60

Mesures sur S.H.P.M.		Filtrage
T1	Accélérations (X, Y, Z)	CFC180
	Vitesse angulaire (Y)	CFC180
	Angle (Y)	-
T12	Accélérations (X, Y, Z)	CFC180
	Vitesse angulaire (Y)	CFC180
	Angle (Y)	-
Bassin	Accélérations (X, Y, Z)	CFC180
	Vitesses angulaires (X, Y, Z)	CFC180
	Angle (Y)	-
	Jauges de déformation	CFC1000

Annexe 5.2. Répétabilité des essais de flexion statique

La répétabilité des essais de flexion statique³ a été vérifiée pour le sujet #637 et le sujet #638. La Figure A5.1 présente les deux caractéristiques Moment en S1 = f(Angle Relatif Bassin/T12) pour les deux essais de flexion. Les deux courbes obtenues présentent des formes identiques et des extrema similaires. Le protocole d'essai de flexion offre donc des résultats présentant une reproductibilité satisfaisante.



³ Le sous-marinage sollicite principalement la colonne lombaire en flexion. La reproductibilité en extension n'a donc pas été vérifiée.

Annexe 6. SYNTHÈSE DES VALEURS NOTABLES

Les valeurs maximales des réponses, le temps auquel le maximum est atteint ainsi que la valeur des réponses au moment du début du sous-marinage (appelé T_{SM}) sont regroupées dans cette annexe.

Le Tableau A6.1 rassemble les valeurs liées aux courbes d'interaction entre l'occupant et l'environnement alors que le Tableau A6.2 est constitué des valeurs liées à la cinématique de l'occupant.

Tableau A6.1. Synthèse des maxima, temps des maxima et des valeurs au moment du sous-marinage des courbes d'interaction entre l'occupant et l'environnement

			#631	#632	#633	#634	#635	#636	#637	#638	#639
<i>Effort baudrier sup</i>	<i>Max</i>	<i>Temps (ms)</i>	75,9	89,9	83,4	76,2	65,7	112,5	98,9	73,8	95,5
		<i>Effort (N)</i>	2821,3	4070,9	3659,0	4855,1	4427,1	3358,6	4655,5	4680,7	6199,6
	<i>A T_{SM}</i>	<i>Effort (N)</i>	2360,4	3325,7	3191,7	4060,3	-	-	3829,0	4428,8	4094,6
<i>Effort baudrier inf</i>	<i>Max</i>	<i>Temps (ms)</i>	74,2	90,2	82,4	76,0	65,8	63,7	96,2	73,5	95,4
		<i>Effort (N)</i>	1611,6	2604,6	1637,0	2326,4	2317,8	1635,4	2302,7	2198,6	3482,8
	<i>A T_{SM}</i>	<i>Effort (N)</i>	1524,4	2147,2	1466,6	2104,0	-	-	2099,1	2134,6	2628,2
<i>Effort pelvienne gauche</i>	<i>Max</i>	<i>Temps (ms)</i>	80,5	104,3	81,3	76,4	74,4	65,9	62,8	64,6	106,6
		<i>Effort (N)</i>	4795,2	3074,6	4996,7	7120,8	5783,6	5097,6	4026,4	4733,7	3843,6
	<i>A T_{SM}</i>	<i>Effort (N)</i>	3007,7	1886,3	2173,7	5343,7	-	-	3934,8	4724,1	3113,9
<i>Effort pelvienne droite</i>	<i>Max</i>	<i>Temps (ms)</i>	80,4	105,4	81,6	73,2	75,2	65,7	63,3	64,4	106,8
		<i>Effort (N)</i>	4675,1	2785,3	4835,3	6888,9	5826,5	4866,0	3954,7	4975,0	3443,3
	<i>A T_{SM}</i>	<i>Effort (N)</i>	1106,1	2549,5	1273,8	1780,6	-	-	1338,7	1444,1	2523,7
<i>Effort Fx contact assise</i>	<i>Max</i>	<i>Temps (ms)</i>	55,5	55,7	63,0	69,6	62,3	55,7	55,1	54,9	62,2
		<i>Effort (N)</i>	461,7	420,8	425,6	688,7	598,2	347,3	739,0	1045,6	691,4
	<i>A T_{SM}</i>	<i>Effort (N)</i>	106,8	85,2	144,7	-103,4	-	-	237,5	168,8	214,3
<i>Effort Fz contact assise</i>	<i>Max</i>	<i>Temps (ms)</i>	67,8	62,1	68,5	66,2	60,6	62,0	54,5	54,5	60,7
		<i>Effort (N)</i>	2547,2	1909,5	2797,7	4416,7	2878,0	2820,2	2404,8	3441,3	3238,2
	<i>A T_{SM}</i>	<i>Effort (N)</i>	2179,4	644,4	2007,9	3144,1	-	-	614,2	1197,5	92,0
<i>Effort résultant contact assise</i>	<i>Max</i>	<i>Temps (ms)</i>	67,9	62,3	68,9	66,1	60,8	62,1	54,7	54,6	116,0
		<i>Effort (N)</i>	2614,1	1977,6	2865,3	4482,1	2990,9	2849,9	2553,1	3613,2	3926,2
	<i>A T_{SM}</i>	<i>Effort (N)</i>	2209,6	614,0	1574,1	3365,4	-	-	1029,9	1552,1	878,1

Tableau A6.2. Synthèse des maxima, temps des maxima et des valeurs au moment du sous-marinage des courbes de cinématique

			#631	#632	#633	#634	#635	#636	#637	#638	#639
<i>Accélération T1</i>	<i>Max</i>	<i>Temps (s)</i>	79,9	82,5	103,2	76,2	115,3	78,7	111,9	83,3	88,7
		<i>Accélération (m/s²)</i>	467,5	529,5	517,2	574,1	558,8	658,5	565,1	467,6	664,0
	<i>A T_{SM}</i>	<i>Accélération (m/s²)</i>	191,1	204,8	445,6	215,5	-	-	398,4	328,5	341,0
<i>Accélération T12</i>	<i>Max</i>	<i>Temps (s)</i>	65,2	77,0	97,7	82,1	90,7	71,8	76,8	73,6	116,4
		<i>Accélération (m/s²)</i>	439,7	454,3	874,9	1098,9	630,7	1152,2	538,4	1046,4	2063,0
	<i>A T_{SM}</i>	<i>Accélération (m/s²)</i>	391,6	339,3	211,8	468,8	-	-	429,0	529,9	233,9
<i>Accélération bassin</i>	<i>Max</i>	<i>Temps (s)</i>	87,1	-	71,6	98,4	64,5	-	76,0	104,3	-
		<i>Accélération (m/s²)</i>	315,5	-	351,9	500,2	429,5	-	367,9	524,5	-
	<i>A T_{SM}</i>	<i>Accélération (m/s²)</i>	286,0	-	181,9	307,5	-	-	147,1	215,4	-
<i>Integration vitesse angulaire T1</i>	<i>Min</i>	<i>Temps (s)</i>	120,0	102,7	120,0	108,8	115,4	119,9	120,0	120,0	89,6
		<i>Rotation (°)</i>	-37,0	-6,8	-31,0	-6,6	-25,2	-14,4	-42,2	-58,9	-19,3
	<i>A T_{SM}</i>	<i>Rotation (°)</i>	-37,0	-2,3	-31,0	-6,2	-	-	-42,2	-58,9	-15,3
<i>Integration vitesse angulaire T12</i>	<i>Min</i>	<i>Temps (s)</i>	120,0	74,9	99,5	82,4	120,0	120,0	75,9	73,4	68,0
		<i>Rotation (°)</i>	-12,7	-6,4	-21,0	-17,1	-28,1	-42,4	-15,5	-20,5	-8,7
	<i>A T_{SM}</i>	<i>Rotation (°)</i>	-12,7	21,2	-7,1	-7,9	-	-	-12,2	-14,7	54,6
<i>Avancée bassin</i>	<i>Max</i>	<i>Temps (s)</i>	99,0	-	106,5	96,9	88,7	-	102,0	94,0	-
		<i>Avancée (mm)</i>	189,7	-	185,6	229,6	191,1	-	195,6	163,9	-
	<i>A T_{SM}</i>	<i>Avancée (mm)</i>	171,6	-	158,5	205,3	-	-	169,6	157,3	-
<i>Rotation bassin</i>	<i>Max</i>	<i>Temps (s)</i>	120,0	120,0	120,0	120,0	120,0	111,1	120,0	119,2	120,0
		<i>Rotation (°)</i>	36,6	65,4	59,4	59,6	51,8	43,3	59,6	47,5	69,2
	<i>A T_{SM}</i>	<i>Rotation (°)</i>	25,8	36,7	28,1	44,5	-	-	45,0	37,6	44,8
<i>Angle relatif bassin / pelvienne</i>	<i>Max</i>	<i>Temps (s)</i>	113,2	120,0	120,0	116,4	114,0	99,6	112,7	115,1	120,0
		<i>Angle (deg)</i>	91,8	138,8	99,4	95,6	93,8	84,3	101,4	93,3	132,9
	<i>A T_{SM}</i>	<i>Angle (deg)</i>	79,4	96,9	55,1	67,1	-	-	80,6	77,8	91,4

Annexe 7. COMPARAISON DES COURBES DE COMPORTEMENT DE LA COLONNE LOMBAIRE DE PANJABI ET AL. 1994 ET GUAN ET AL. 2007

L'étude de Panjabi et al. 1994 fournit les propriétés tridimensionnelles de chaque niveau intervertébral de la colonne lombaire, de la liaison L1-L2 à la liaison L5-S1. Les auteurs ont travaillé avec les colonnes lombaires complètes de neuf sujets humains post-mortem. Ils ont appliqué des moments de flexion/extension purs, des moments de torsion axiale et des moments de flexion latérale. Les mouvements intervertébraux 3D ont été déterminés par stéréophotogrammétrie.

L'objectif de l'étude de Guan et al. 2007 a été de vérifier l'hypothèse que l'articulation entre L5 et S1 se comporte différemment des articulations entre L1 et L5. Dix colonnes provenant de sujets âgés de 27 à 68 ans ont été testés en flexion/extension ainsi qu'en inclinaison latérale pour un couple égal à 4 N.m.

La comparaison des caractéristiques des cinq niveaux articulaires en flexion/extension et en inclinaison latérale est représentée sur la Figure A7.1. Les courbes de Panjabi et al. 1994 sont celles issues de la publication. L'abscisse n'est pas strictement croissante pour toutes les courbes, c'est pourquoi elles ont été modifiées pour l'implémentation dans le modèle d'être humain.

L'hypothèse de Guan et al. 2007 est vérifiée, la liaison L5-S1 est la moins raide de toutes. Les résultats des deux études sont très proches pour le mouvement d'inclinaison latérale. Elles le sont moins en flexion/extension et s'éloignent de plus en plus en remontant le long de la colonne lombaire.

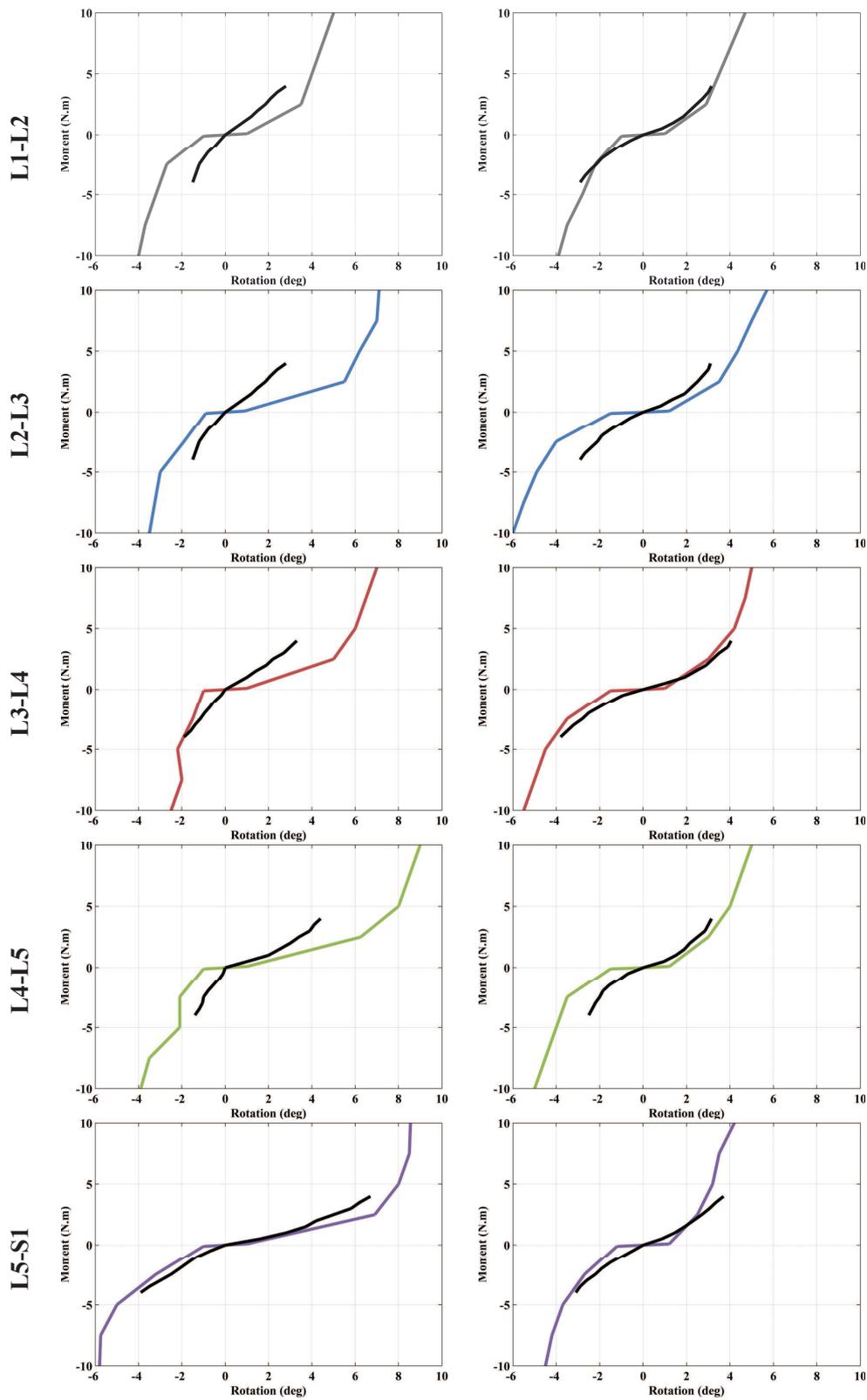


Figure A7.1. Comparaison des résultats d'essais en flexion-extension (à gauche) et en inclinaison latérale (à droite) pour chaque niveau intervertébral de Panjabi et al. 1994 et Guan et al. 2007. Les courbes de Panjabi et al. 1994 sont en couleur, celles de Guan et al. 2007 sont en noir.

Annexe 8. DESCRIPTION DE LA METHODE DE KRIGEAGE DUAL

Annexe 8.1. Explication

La méthode de krigeage dual a été utilisée pour la personnalisation géométrique du maillage du modèle. L'algorithme de déformation a été codé à partir des équations décrites dans Trochu 1993. Seules les équations principales sont reportées ici. Les vecteurs sont représentés en gras, les scalaires sont dans la police normale.

Soit M , un point de l'espace, défini par le vecteur de coordonnées $(\mathbf{X}) = (x_X, y_X, z_X)$. La méthode consiste à définir une fonction d'interpolation $u(\mathbf{X})$, définie par l'équation Eq. 19, permettant d'obtenir les coordonnées $(\mathbf{U}) = (x_U, y_U, z_U)$ du point M après déformation. Cette fonction est déterminée par un ensemble de points de référence dont on connaît la position de départ, appelés points de contrôle, de coordonnées $(\mathbf{X}_i) = (x_{X_i}, y_{X_i}, z_{X_i})$, et la position d'arrivée appelés points d'évaluation, de coordonnées $(\mathbf{U}_i) = (x_{U_i}, y_{U_i}, z_{U_i})$. Cela revient à déterminer la fonction remplissant les conditions données par l'équation Eq. 20.

$$u(\mathbf{X}) = \mathbf{U} \quad \text{Eq. 19}$$

$$u(\mathbf{X}_i) = \mathbf{U}_i \quad \text{Eq. 20}$$

La fonction d'interpolation $u(\mathbf{X})$ peut se décomposer en deux termes, comme indiqué à l'équation Eq. 21. Le premier terme $a(\mathbf{X})$ représente le comportement moyen de la fonction d'interpolation, appelée dérive du phénomène. La fonction $b(\mathbf{X})$ est appelée terme correcteur, ou terme de fluctuation.

$$u(\mathbf{X}) = a(\mathbf{X}) + b(\mathbf{X}) \quad \text{Eq. 21}$$

En trois dimensions, le terme moyen, $a(\mathbf{X})$ s'écrit selon l'équation Eq. 22.

$$a(\mathbf{X}) = a_1 + a_2 x_X + a_3 y_X + a_4 z_X \quad \text{Eq. 22}$$

Plus le point M est éloigné du point de contrôle de coordonnées (\mathbf{X}_i) , plus l'effet du point de contrôle doit être faible sur $u(\mathbf{X})$. Par conséquent il est raisonnable que le poids de la fonction de fluctuation $b(\mathbf{X})$ associé au point considéré dépende seulement de la distance euclidienne entre le point M et le point de contrôle. Trochu 1993 écrit alors la fonction $b(\mathbf{X})$ comme indiqué dans Eq. 23. Dans cette équation, N représente le nombre de points de mesures.

$$b(\mathbf{X}) = \sum_{i=1}^N b_j \times \|\mathbf{X} - \mathbf{X}_i\| \quad \text{avec} \quad \|\mathbf{X} - \mathbf{X}_i\| = \sqrt{(x - x_{X_i})^2 + (y - y_{X_i})^2 + (z - z_{X_i})^2} \quad \text{Eq. 23}$$

Le calcul de la déformation des nœuds du maillage, dans notre cas, revient à résoudre le système d'équations décrit par Eq. 24 :

$$\begin{cases} u_1(x_{X_i}, y_{X_i}, z_{X_i}) = x_{U_i} \\ u_2(x_{X_i}, y_{X_i}, z_{X_i}) = y_{U_i} \\ u_3(x_{X_i}, y_{X_i}, z_{X_i}) = z_{U_i} \end{cases} \quad \text{Eq. 24}$$

Ce système d'équation peut s'écrire sous la forme matricielle de l'équation Eq. 25. Dans ce système les vecteurs $\mathbf{a}_i = (a_{i1} \ a_{i2} \ a_{i2})$ et $\mathbf{b}_i = (b_{i1} \ b_{i2} \ b_{i2})$ correspondent aux coefficients des fonctions d'interpolation u_i du système d'équations Eq. 24.

$$\begin{pmatrix} & & & 1 & x_{X1} & y_{X1} & z_{X1} \\ & & & 1 & \vdots & \vdots & \vdots \\ & & & 1 & x_{XN} & y_{XN} & z_{XN} \\ 1 & & & 0 & 0 & 0 & 0 \\ x_{X1} & 1 & & 0 & 0 & 0 & 0 \\ y_{X1} & x_{Xj} & x_{XN} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ z_{X1} & y_{Xj} & y_{XN} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ & z_{Xj} & z_{XN} & 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{b}_1 \\ \vdots \\ \mathbf{b}_N \\ \mathbf{a}_1 \\ \mathbf{a}_2 \\ \mathbf{a}_3 \\ \mathbf{a}_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{U}_1 \\ \vdots \\ \mathbf{U}_N \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \text{Eq. 25}$$

Annexe 8.2. Illustration : bassins déformés du Labman

La géométrie du bassin du Labman personnalisée est superposée à celle du bassin S.H.P.M. reconstruit sur la Figure A8.1. Les positions présentées sont celles qui ont été recalées par rapport à la position initiale dans le siège.

Les épines iliaques antéro-supérieures, chaque acétabulum, les ischions et le point inférieur du sacrum se superposent. Du fait de la grossièreté du maillage du bassin, les branches ilio-pubiennes et le sacrum sont plus volumineux que sur la géométrie réelle.

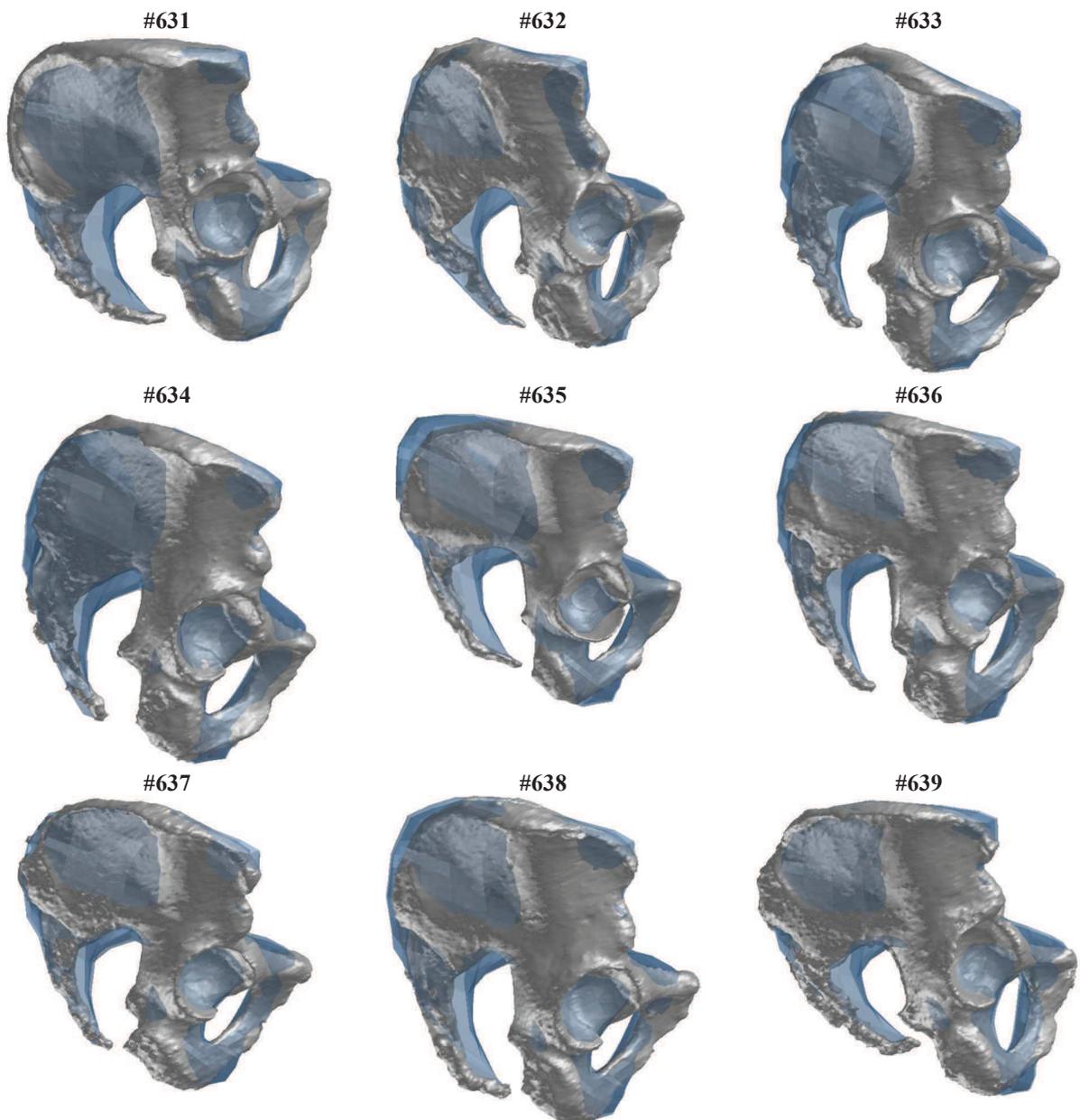


Figure A8.1. Comparaison de la géométrie des neuf bassins reconstruits et replacés en position assise avec le bassin du Labman personnalisé.

Annexe 9. REPONSES DES DIFFERENTS MODELES LABMAN

Annexe 9.1. Réponses du modèle Labman modifié sur les trois configurations d'essais

Les réponses du modèle Labman ayant servi de base à l'étape de personnalisation, pour les trois configurations d'essais, sont représentées sur la Figure A9.1.

Annexe 9.2. Comparaison des réponses du modèle original et des modèles personnalisés aux réponses des S.H.P.M. correspondants

Les courbes de réponses du modèle original, du modèle personnalisé et du sujet humain correspondant, pour les neuf essais de la campagne, sont superposées sur la Figure A9.2 à la Figure A9.10.

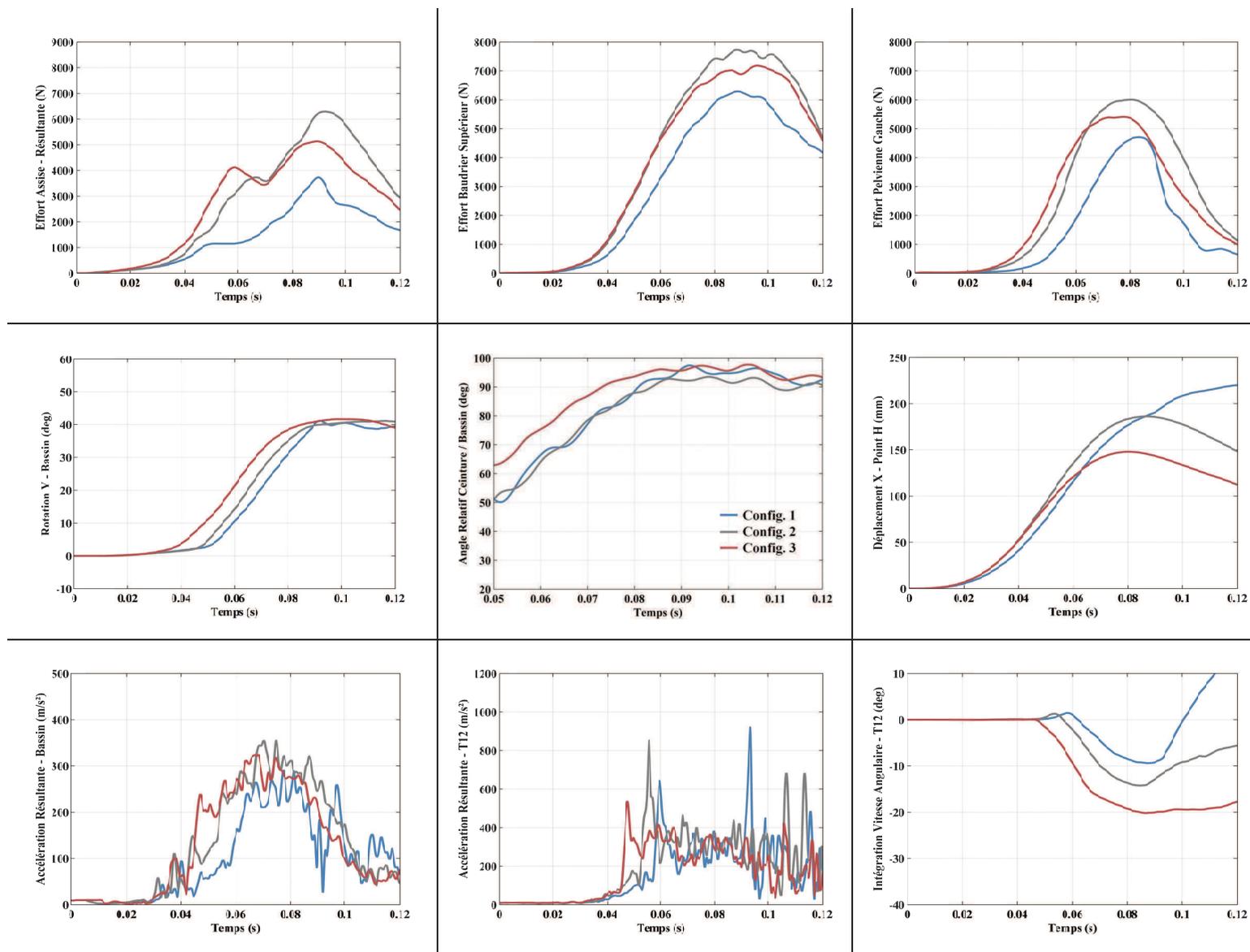


Figure A9.1. Comparaison des réponses du modèle Labman modifié pour les trois configurations d'essais.

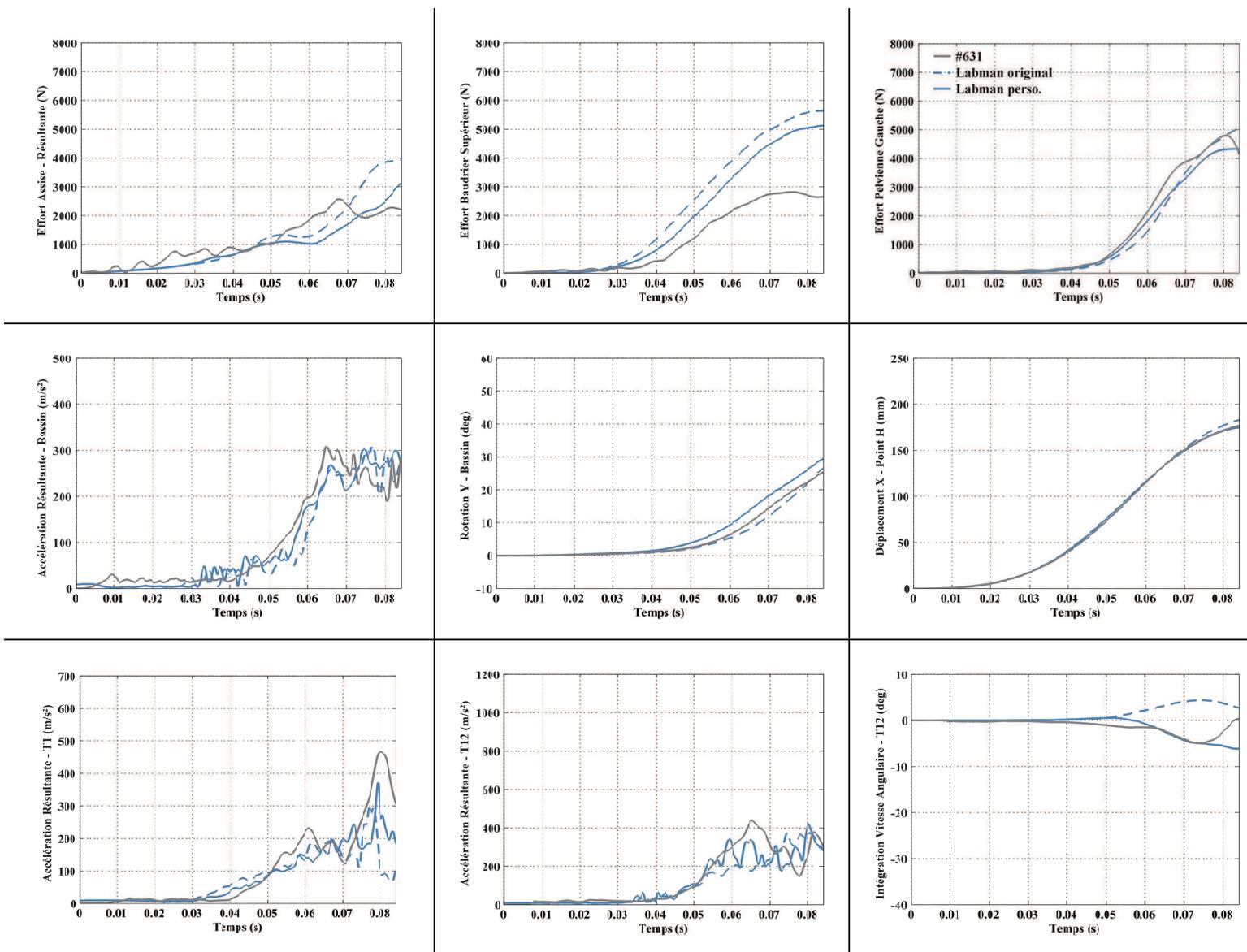
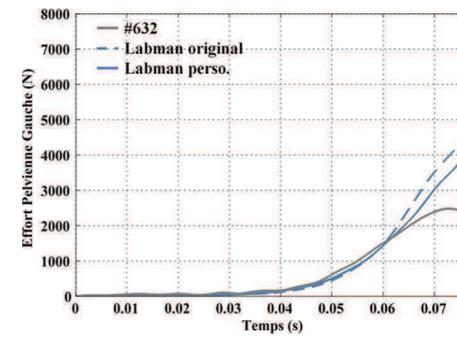
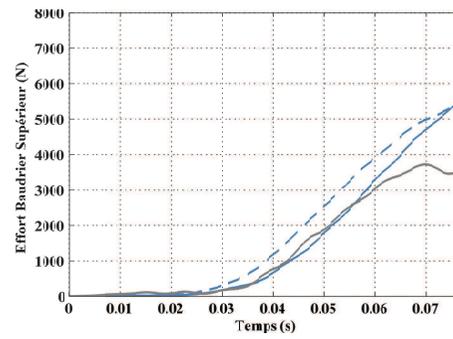
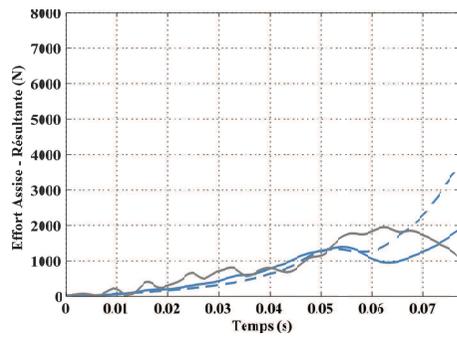
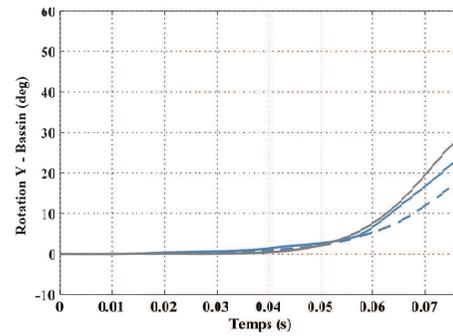


Figure A9.2. Comparaison des réponses du sujet #631 (gris) avec celles du Labman personnalisé (traits pleins bleus) et du Labman original (pointillés bleus).



Donnée S.H.P.M. non disponible



Donnée S.H.P.M. non disponible

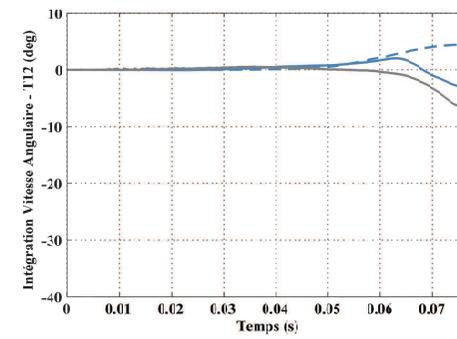
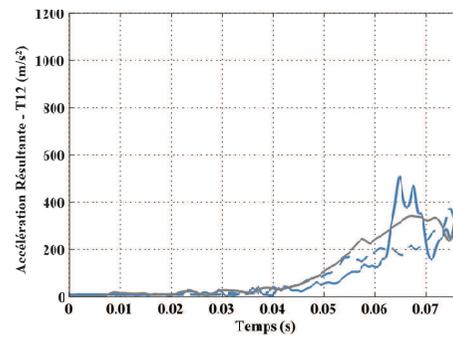
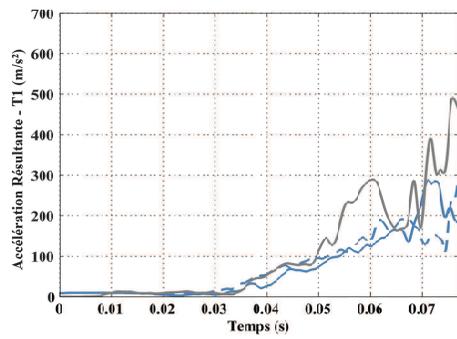


Figure A9.3. Comparaison des réponses du sujet #632 (gris) avec celles du Labman personnalisé (traits pleins bleus) et du Labman original (pointillés bleus).

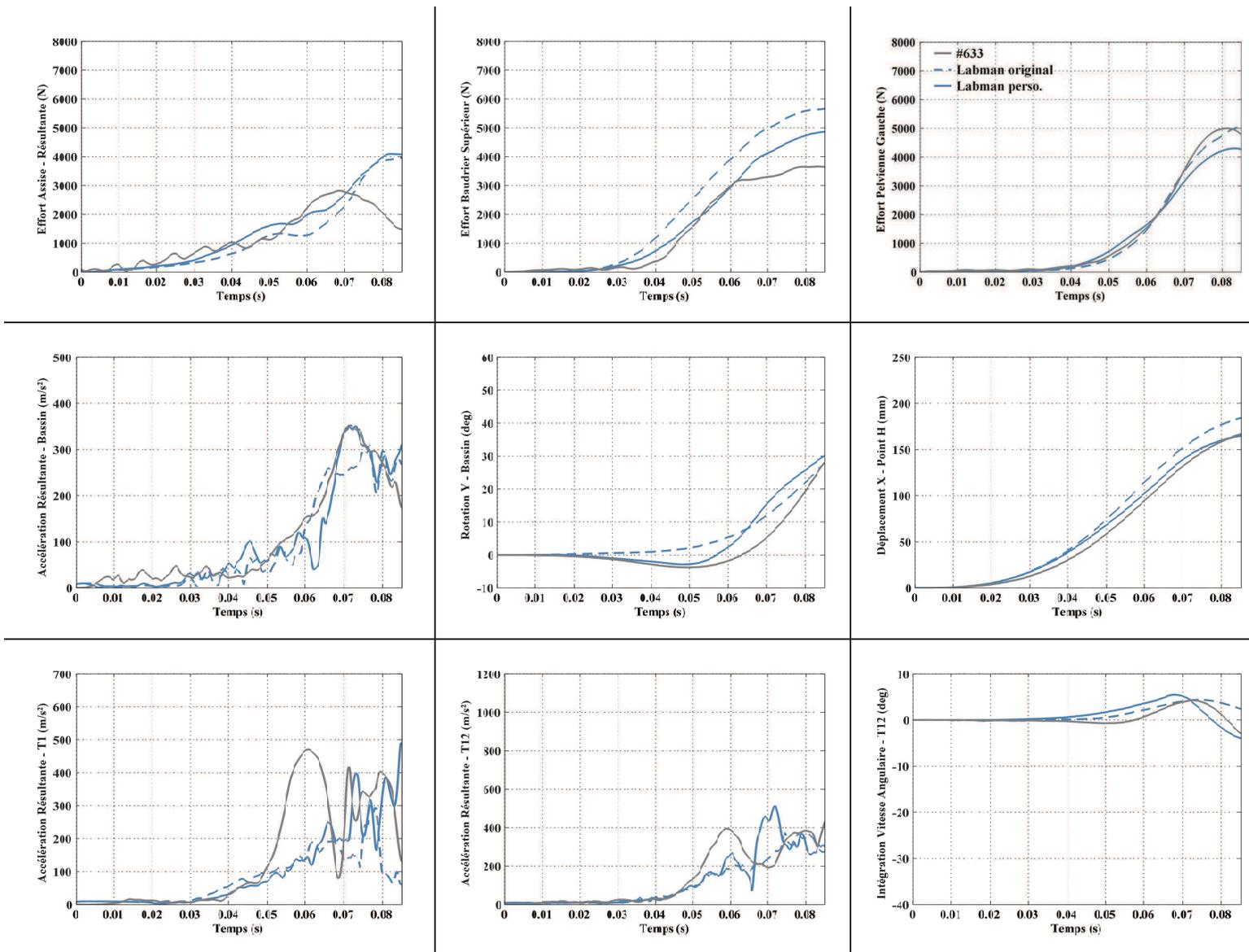


Figure A9.4. Comparaison des réponses du sujet #633 (gris) avec celles du Labman personnalisé (traits pleins bleus) et du Labman original (pointillés bleus).

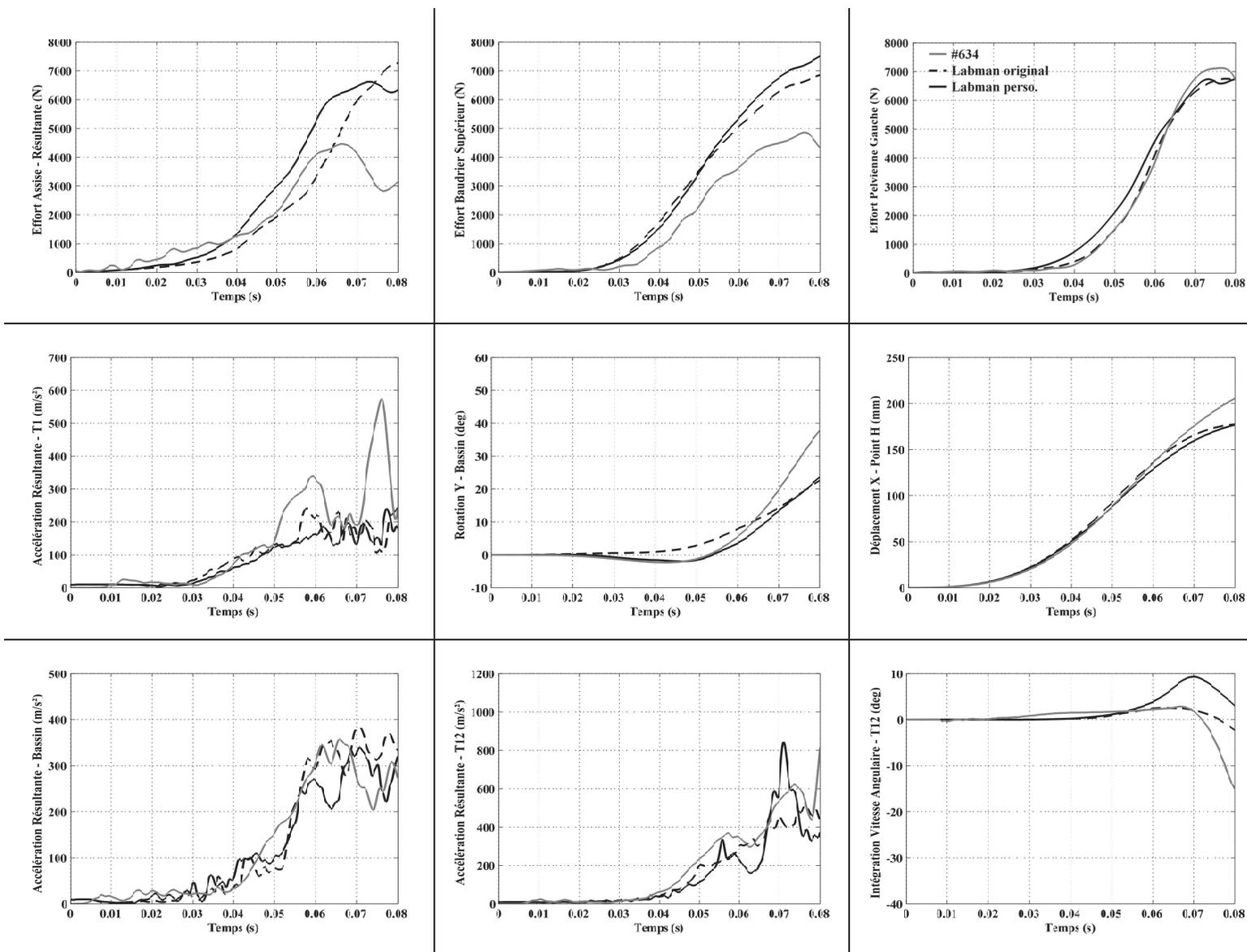


Figure A9.5. Comparaison des réponses du sujet #634 (gris) avec celles du Labman personnalisé (traits pleins noirs) et du Labman original (pointillés noirs).

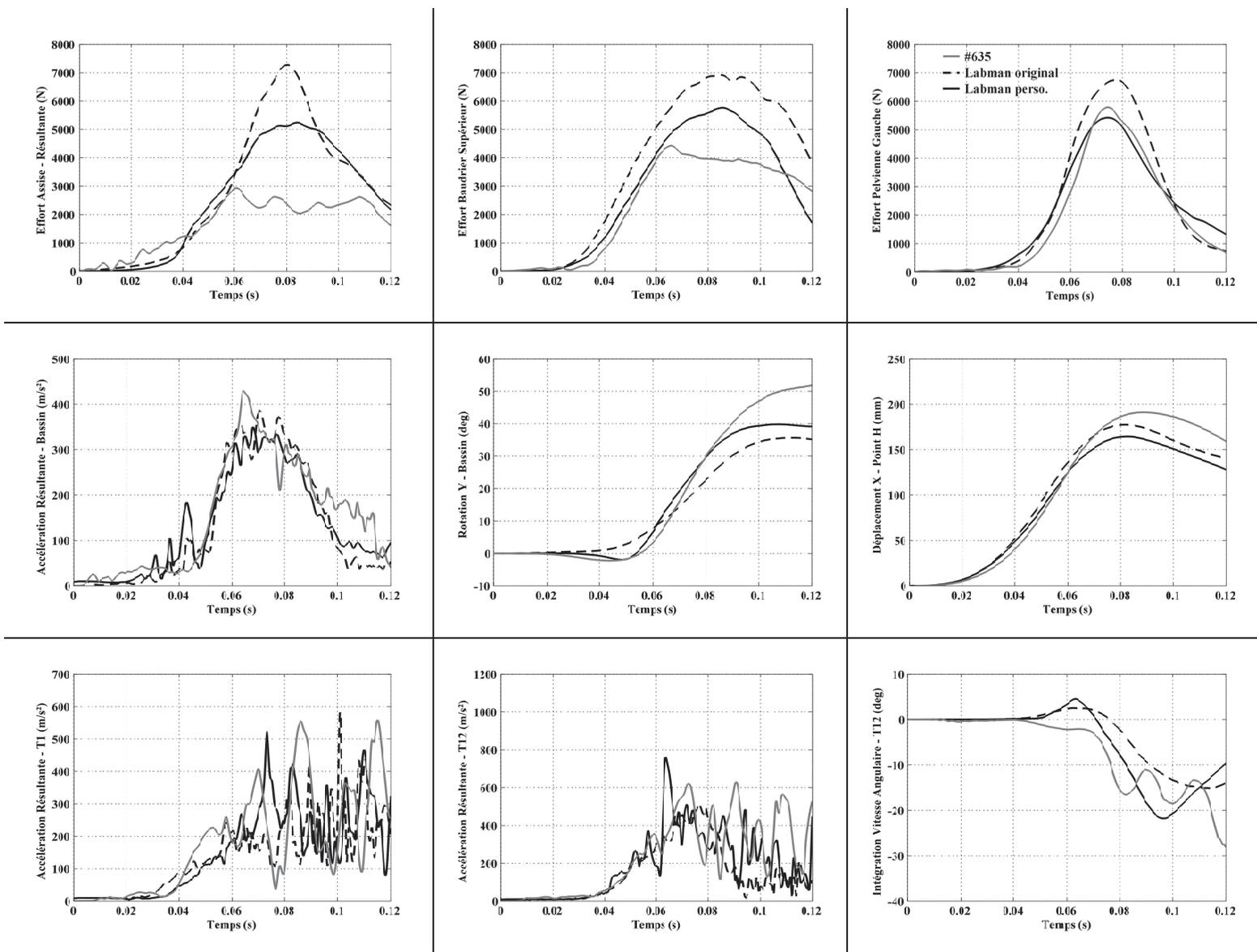


Figure A9.6. Comparaison des réponses du sujet #635 (gris) avec celles du Labman personnalisé (traits pleins noirs) et du Labman original (pointillés noirs).

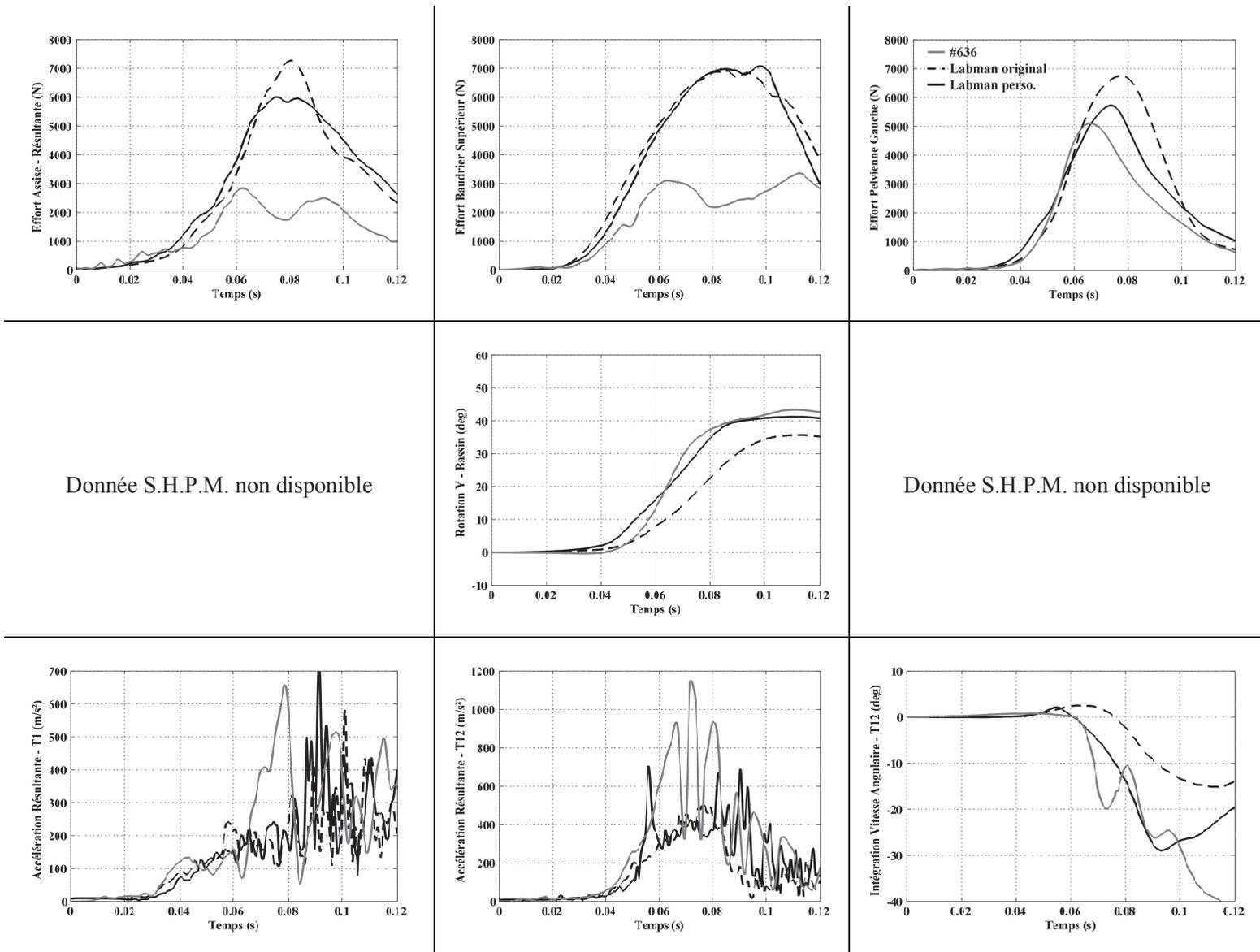


Figure A9.7. Comparaison des réponses du sujet #636 (gris) avec celles du Labman personnalisé (traits pleins noirs) et du Labman original (pointillés noirs).

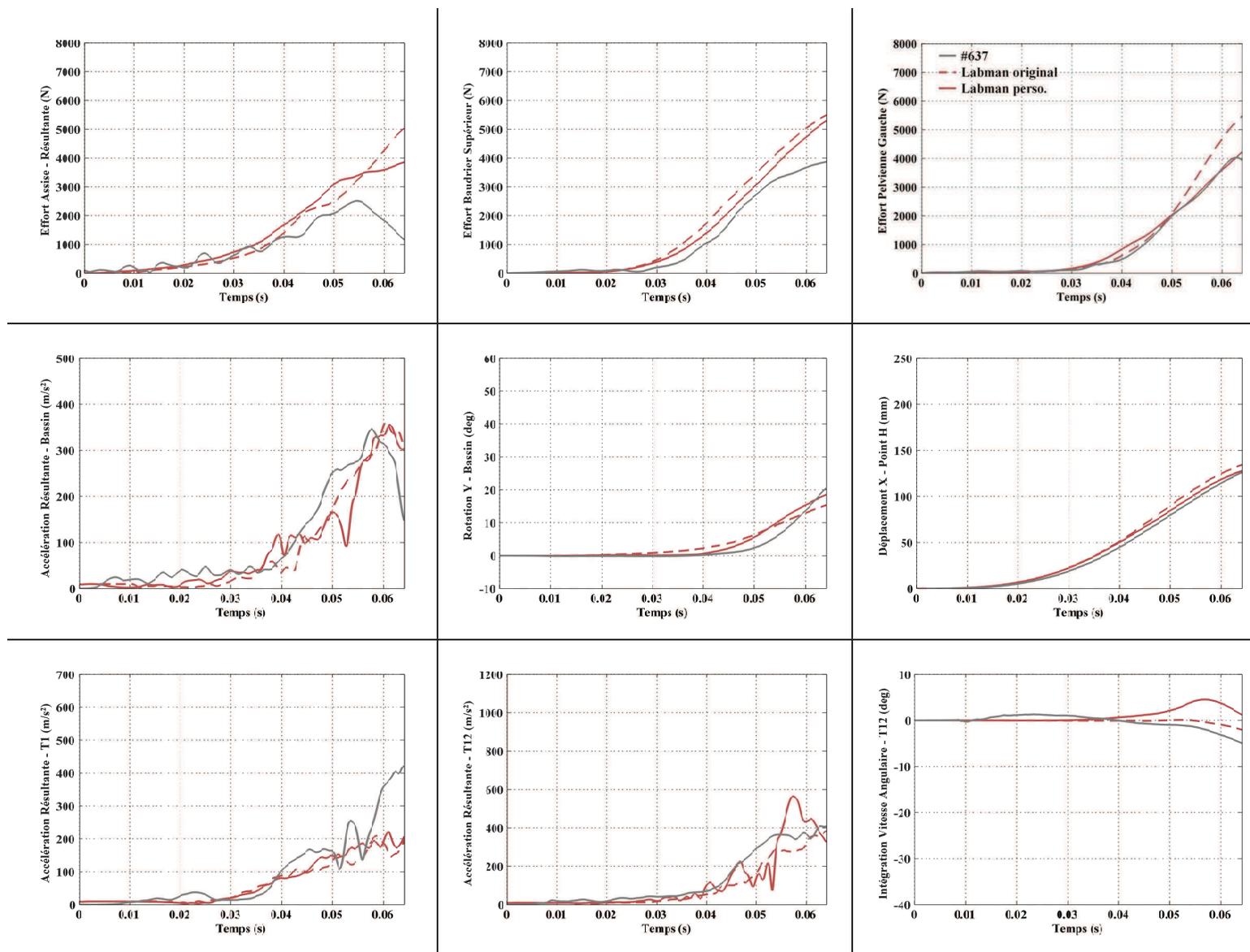


Figure A9.8. Comparaison des réponses du sujet #637 (gris) avec celles du Labman personnalisé (traits pleins rouges) et du Labman original (pointillés rouges).

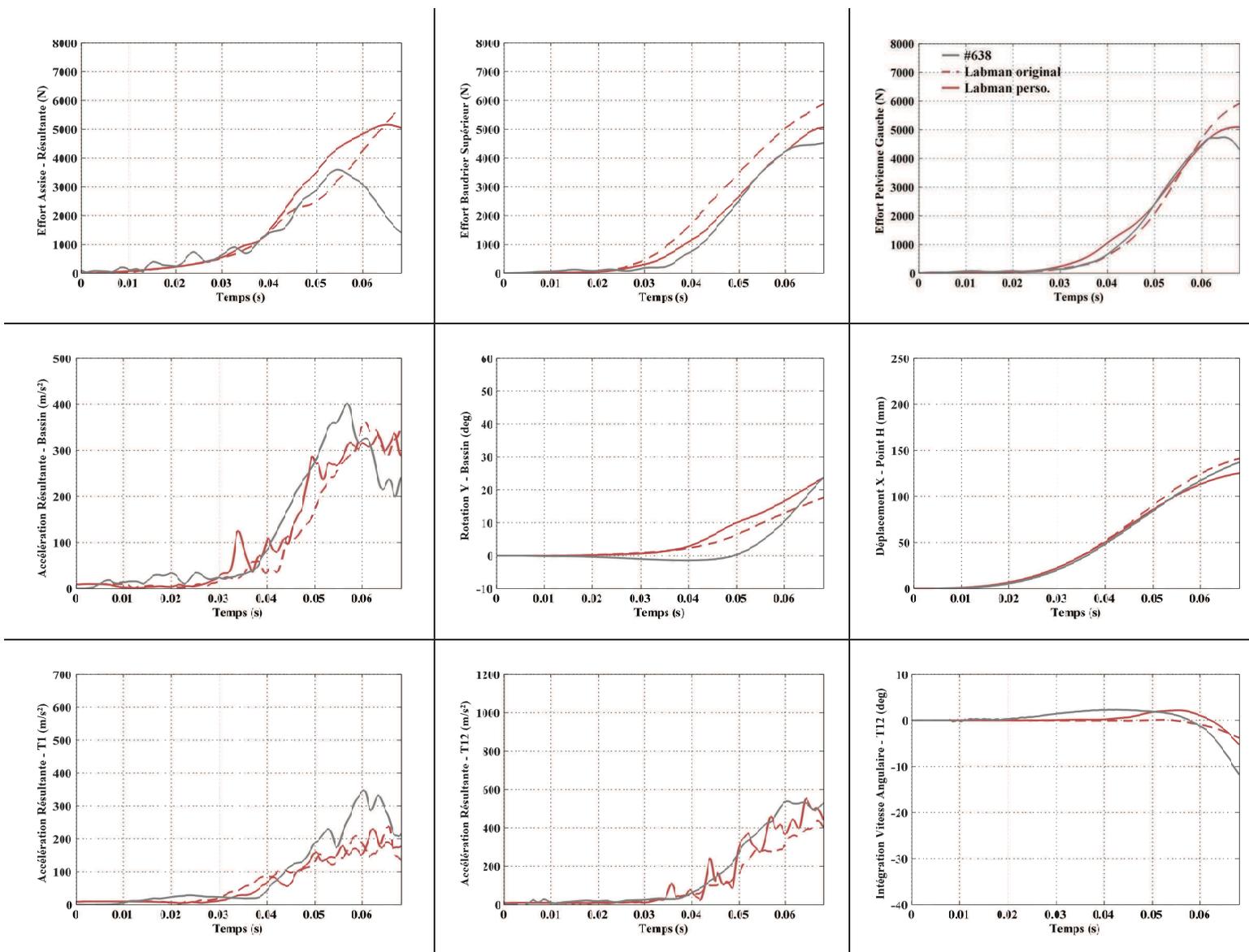


Figure A9.9. Comparaison des réponses du sujet #638 (gris) avec celles du Labman personnalisé (traits pleins rouges) et du Labman original (pointillés rouges).

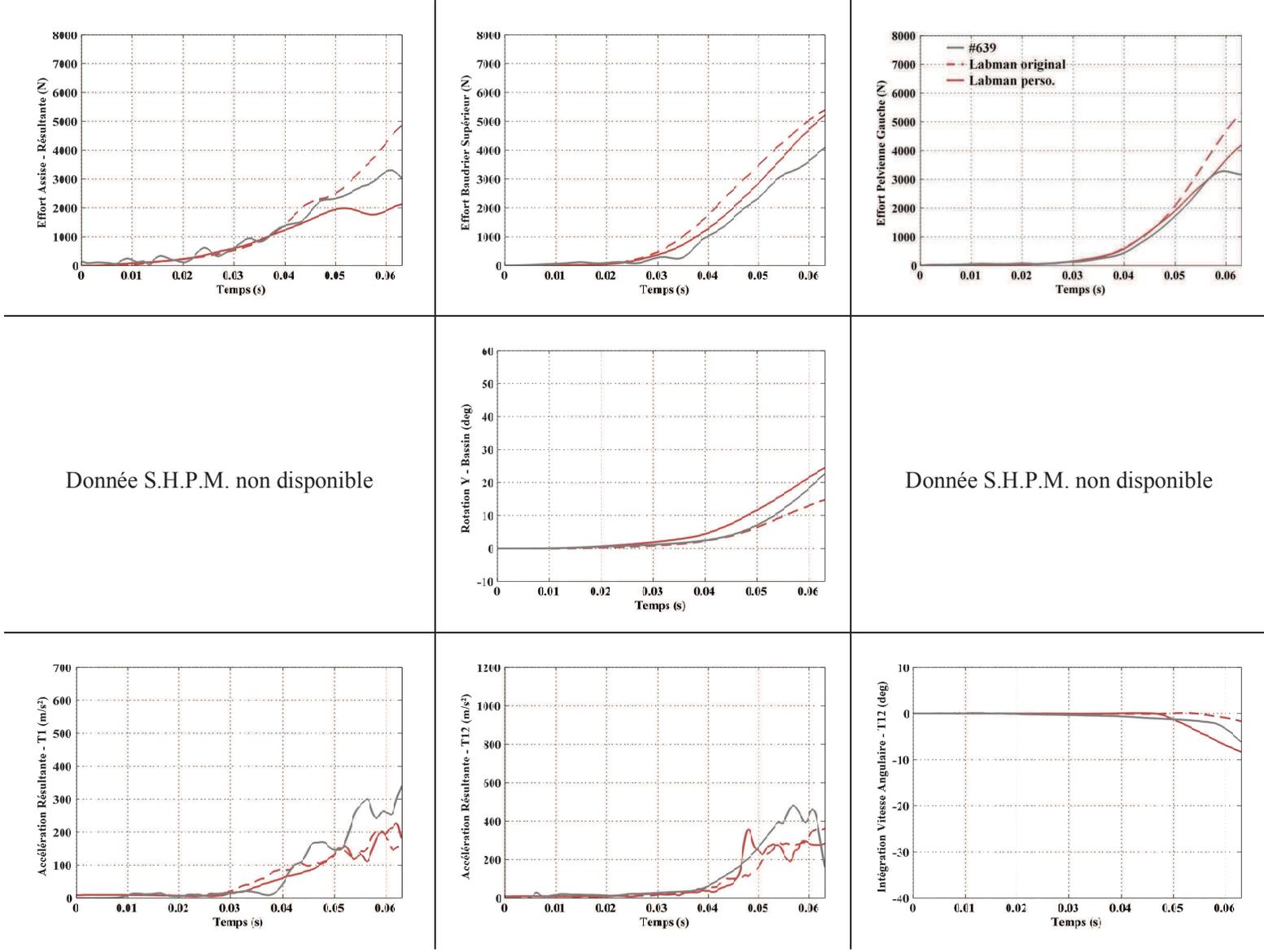


Figure A9.10. Comparaison des réponses du sujet #639 (gris) avec celles du Labman personnalisé (traits pleins rouges) et du Labman original (pointillés rouges).

Résumé

Le sous-marinage, apparaissant lorsque la ceinture pelvienne glisse au-dessus des épines iliaques antéro-supérieures (E.I.A.S.) du bassin, est la cause principale des lésions abdominales sévères. Ce phénomène, conditionné par l'angle relatif entre la ceinture pelvienne et le bassin, est fortement lié à la cinématique du bassin au cours du choc. Cette dernière dépend des efforts et moments qui y sont appliqués, provenant principalement de la colonne lombaire, des hanches, du contact avec l'assise du siège ainsi que de la ceinture pelvienne. L'objectif est de caractériser le comportement de la population au regard du sous-marinage. Cela passe par l'identification des paramètres individuels influents sur le phénomène et par l'étude de leur distribution sur la population. Pour cela, neuf essais sur sujets humains post-mortem (S.H.P.M.) ont été effectués dans un environnement simplifié. Trois configurations de choc, chacune testée sur trois sujets, ont été définies. Les résultats ont ensuite servi de base pour la validation d'un modèle éléments finis d'être humain. Le modèle a été amélioré de façon globale vis-à-vis des corridors définis par les réponses S.H.P.M. et personnalisé au niveau de la géométrie, de la répartition des masses et du comportement de la colonne lombaire pour correspondre à chacun des neuf sujets. La personnalisation de ces paramètres a permis de reproduire les comportements observés en essais. Enfin, le modèle a été utilisé dans une étude numérique pour approfondir la compréhension de la cinématique du bassin, d'une part, et identifier les paramètres individuels influençant le sous-marinage, d'autre part. La répartition des masses, la raideur de la colonne lombaire et l'orientation initiale du bassin influencent l'apparition du sous-marinage. L'ouverture des ailes iliaques, la position des E.I.A.S par rapport au point H, la profondeur de l'échancre iliaque et l'épaisseur des tissus entre le bassin et la ceinture jouent aussi un rôle.

Mots-clés : sous-marinage, choc frontal, essais SHPM, modèle éléments finis, personnalisation

Abstract

Submarining occurs in frontal crashes when the lap belt slides over the anterior superior iliac spine (ASIS) and is the principal cause of AIS 3+ abdominal injuries. Submarining is the consequence of the pelvis kinematics relative to the lap belt, driven by the equilibrium of forces and moments applied to the pelvis. The four main components playing a role in the pelvis kinematics are the lumbar spine, the hips, the seat pan and the lap belt. The purpose is to characterize the population behavior regarding submarining. This requires to identify individual parameters having an effect on submarining and to examine their distribution among the population. A nine post-mortem human subject (PMHS) sled test campaign was carried out on a simplified environment. Three test configurations were defined. Each configuration was realized on three PMHS. The test results were used as reference data for a human finite element model validation. The model was improved to better fit the PMHS corridor responses and then personalized regarding the geometry, the mass distribution and the lumbar spine behavior to obtain nine models matching each PMHS. The personalized models responses were consistent with the PMHS ones. Finally, the human model was used in a numerical study. The numerical study was aimed at deepen the understanding of the pelvis kinematics on the one hand, and investigate the influence of several individual parameters on submarining on the other hand. The mass distribution, the lumbar spine stiffness and the initial pelvis orientation have revealed an influence on the submarining observation. The iliac wing angle, the position of the ASIS relative to the H-point, the iliac notch depth and the thickness of the soft tissues between the pelvis and the lap belt were also identified to have an effect on submarining.

Keywords: submarining, frontal impact, PMHS experiments, finite element model, personalization