



HAL
open science

Contribution à la compréhension du comportement de l'abdomen lors d'un chargement dynamique frontal par une ceinture de sécurité

S. Lamielle

► **To cite this version:**

S. Lamielle. Contribution à la compréhension du comportement de l'abdomen lors d'un chargement dynamique frontal par une ceinture de sécurité. Sciences du Vivant [q-bio]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2008. Français. NNT: . tel-00543990

HAL Id: tel-00543990

<https://theses.hal.science/tel-00543990>

Submitted on 7 Dec 2010

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

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

THESE

Présentée devant

L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD – LYON 1

Pour l'obtention du

DILOME DE DOCTORAT

Formation doctorale de Mécanique

Ecole doctorale MEGA (Mécanique, Energétique, Génie civile, Acoustique)

par

Sophie LAMIELLE

Sujet de la thèse

**Contribution à la compréhension du comportement de
l'abdomen lors d'un chargement dynamique frontal par une
ceinture de sécurité**

Soutenue le 7 juillet 2008 devant la Commission d'examen

Jury

P. Drazetic	Professeur (LAMIH, Valenciennes)	Rapporteur
P. Chabrand	Professeur (Université Méditerranée)	Rapporteur
J.P. Verriest	Directeur de Recherches (LBMC, Lyon)	Directeur de thèse
P. Vezin	Chargé de Recherches (LBMC, Lyon)	Co-directeur
X. Trosseille	Docteur en Mécanique - Chef de groupe en biomécanique LAB PSA Peugeot-Citroën Renault	Examineur
P. Petit	Docteur en Mécanique - Chargé de Recherches LAB PSA Peugeot-Citroën Renault	Examineur
M. Lance	Professeur (UCB-Lyon 1)	Président

Laboratoires de recherches : Laboratoire de Biomécanique et de Mécanique des Chocs UMR T9406 (INRETS-UCBL, Lyon) et Laboratoire d'Accidentologie, et de Biomécanique PSA Peugeot-Citroën Renault (LAB, Nanterre).

Introduction.....	7
Chapitre 1 : Position du problème, contexte et définition	11
1.1. Anatomie de l'abdomen.....	13
1.1.1. Anatomie structurelle.....	14
1.1.1.1. Les organes pleins	14
1.1.1.2. Les organes creux.....	15
1.1.1.3. Positions des organes abdominaux.....	16
1.1.2. Informations influant sur la mécanique.....	17
1.1.3. Variantes anatomiques	17
1.2. Typologie de chargement de l'abdomen	24
1.2.1. Revue des études d'accidentologie [7; 8].....	24
1.2.2. Etude d'accidents sur les données de la base du LAB.....	26
1.2.3. Conclusion.....	29
1.3. Revue des essais biomécaniques existants.....	31
1.3.1. Essais reproduisant l'impact du volant avec l'abdomen	31
1.3.2. Essais de compression abdominale par airbag.....	37
1.3.3. Essais de chargement par une ceinture de sécurité.....	40
1.4. Critères de blessure.....	48
1.5. Modélisation du comportement de l'abdomen	53
1.5.1. Modèles analytiques	53
1.5.2. Modèles éléments finis.....	54
1.6. Discussion, conclusions et objectif du travail	59
Chapitre 2: Dispositif expérimental et protocole.....	65
2.1. Description du banc d'essais	67
2.2.1. Description générale	67
2.2.2. Positionnement des sujets.....	70
2.2.3. Ajustement du montage selon les sujets et réglage de la précontrainte.....	71
2.2.3.1. Ajustement en fonction de la taille des sujets	71
2.2.3.2. Ajustement en fonction de la corpulence des sujets.....	72
2.2.3.3. Précontrainte :	73
2.3. Description des sujets.....	75
2.3.1. Conservation.....	75
2.3.2. Anthropométrie.....	76
2.3.3. Préparation.....	76
2.4. Instrumentations utilisées.....	77
2.4.1. Instrumentation de la ceinture et du dossier.....	77
2.4.1.1. Ceinture	77
2.4.1.2. Dossier.....	78
2.4.2. Instrumentation des sujets	79
2.4.3. Radiographies sur le moyen d'essais.....	81
2.4.4. Vidéographie	82
2.5. Traitement du signal.....	82
2.5.1. Acquisition des mesures.....	82
2.5.2. Validation et compensation des capteurs d'effort.....	83
2.5.3. Utilisation des mesures.....	83
2.5.4. Matrices d'essais	84
2.5.4.1. Essais MHA	84
2.5.4.2. Essais PRT.....	84

Chapitre 3: Mise en œuvre de la vidéographie tridimensionnelle.....	85
3.1 Principe général.....	87
3.2 Mise en œuvre.....	88
3.2.1 Choix du type de mires	88
3.2.2 Positionnement des caméras et précautions	88
Calibration.....	90
3.2.3 Suivis des mires – Acquisition des trajectoires	91
3.3 Précision de la reconstruction.....	92
3.4 Validation des trajectoires reconstruites	93
 Chapitre 4 : Analyse des mesures.....	 97
4.1 Résultats des essais simulant le phénomène du sous marinage : Essais MHA	
100	
4.2 Résultats des essais simulant le phénomène de mauvais positionnement de la	
ceinture : Essais PRT	106
4.3 Discussion et Conclusion	112
4.3.1 Chargements très différents.....	112
4.3.2 Effets de masse et de viscosité	112
4.3.3 Raideur statique.....	113
4.3.4 Tendance inversée entre l'effort dossier et l'effort au niveau de l'abdomen.....	113
4.3.5 Différence entre les mesures accélérométriques et les données obtenues par le suivi de	
mires 114	
 Chapitre 5 : Etude de la déformation 3D de l'enveloppe externe de	
l'abdomen	117
5.1 Reconstruction 3D de la surface	119
5.2 Exploitation des déformées	120
5.3.1 Etude du profil de la ceinture	120
5.3.2 Comparaison des déformées entre PRT et MHA	122
5.3.3 Etude de la variation de volume	123
5.3 Discussion et conclusion.....	127
 Chapitre 6 : Comportement viscoélastique sous chargement dynamique	129
6.1 Objectifs du modèle masses – ressorts – amortisseurs.....	131
6.2 Choix du modèle et détermination des paramètres physiques.....	131
6.3 Etude de l'inversion entre l'effort dossier et l'effort au niveau de l'abdomen	
139	
6.4 Application du modèle à d'autres résultats d'essais de la littérature.....	141
6.3.2 Essais de Hardy [20]	141
6.3.1 Essais de Trosseille [23]	142
6.3.3 Essais de Foster [24]	143
6.5 Discussion et conclusion.....	144

Chapitre 7: Examen des critères lésionnels et proposition d'un éventuel critère	147
7.1. Autopsie	149
7.2. Radiographie et mesures de pression	151
7.3. Critère de blessure	153
7.4. Discussion et conclusion.....	155
Chapitre 8 : Proposition de modélisation et de validation du comportement interne de l'abdomen.....	161
8.1. Modèles initiaux	163
8.1.1. Géométrie et caractéristiques de l'abdomen du modèle être humain HUMOS2.....	163
8.1.2. Modélisation du moyen d'essais et positionnement de HUMOS2	165
8.1.3. Personnalisation du modèle numérique	168
8.1.3.1. Utilisation de la méthode d'interpolation par RBF (Radial basis function).....	168
8.1.3.2. Applications sur les 8 sujets	168
8.1.3.3. Validation de la mise à l'échelle.....	173
8.2. Méthodes de validation des modèles.....	173
8.2.1. Mesures globales	174
8.2.2. Déformée de la paroi abdominale	174
8.2.3. Mesures de volume	175
8.3. Simulation des essais et résultats	176
8.3.1. Modèle MHA111.....	176
8.3.2. Modèle PRT052	179
8.3.3. Conclusions	182
8.4. Discussion et proposition d'amélioration.....	183
8.4.1. Perte de volume	183
8.4.1.1. Résultats de la simulation avec HUMOS2 modifié pour l'essai MHA111	187
8.4.1.2. Résultats de la simulation avec HUMOS2 modifié pour l'essai PRT052.....	190
8.4.2. Amélioration de la déformée observée dans les régions inférieures	193
8.5. Conclusion sur la modélisation	195
Discussion générale	197
Conclusion générale	203
Bibliographie	205
Annexes.....	211
Liste des figures et des tableaux.....	225

Introduction

Le bilan des accidents de la route recensés en 2006 en France par l'Observatoire national de la sécurité routière s'élève à 82993 accidents corporels, 4972 personnes décédées à trente jours et 105980 blessés. Ce bilan présente une diminution de 4,6 % du nombre d'accidents corporels, de 10,8 % du nombre de personnes tuées et de 5,1 % du nombre de blessés par rapport à 2005. En 20 ans, le nombre d'accidents mortels a diminué de 55 %, le nombre de blessés grave de 36 % et le nombre de blessés légers de 68 %. Ces fortes diminutions sont dues en partie à l'amélioration constante des systèmes de sécurité passive.

Les raisons de cette diminution sont mises en valeur au sein d'une étude d'accidentologie regroupant 11 000 voitures accidentées, 19 000 occupants et 48 000 lésions codées, réalisée par Forêt-Bruno en 2001 au laboratoire d'accidentologie et de biomécanique (LAB) commun aux constructeurs Renault et PSA Peugeot-Citroën [1]. Les lésions sont classées au sein d'un territoire corporel selon une échelle de sévérité (échelle AIS : Abbreviated Injury Scale) variant de 1 (blessures mineures) à 6 (au-delà de toute ressource thérapeutique) [2] (Tableau 1.1). Cette étude montre que les taux de mortalité des occupants avant ceinturés impliqués en choc frontal, pour une même vitesse de choc sont divisés par près de quatre entre les voitures datant de 1985 à 1990 et celles de 1998 et plus (de 13,4 % à 3,4 %). Cette forte réduction de la gravité s'explique par une rigidification des structures de l'habitacle permettant de préserver l'espace vital, associée aux développements de nouveaux systèmes de protection tels que les airbags et limiteurs d'effort dans la ceinture. Ces améliorations ont permis de réduire de 80 à 90 % les lésions graves de la tête et du thorax qui étaient les lésions les plus fréquentes. L'étude comparative de la répartition de ces lésions, pour 100 lésions sévères, codées AIS 4+, sur trois segments corporels, pour des voitures datant de 1980 à 1990 et celles de 1996 et plus, corrobore cette tendance. Cette répartition est pour la tête, le thorax et l'abdomen respectivement de 39, 41 et 20 pour les voitures anciennes et de 13, 25 et 62 pour les voitures plus récentes. La mise en place de ces solutions a donc eu pour conséquence une forte diminution des lésions sur les organes vitaux que sont le cerveau et le cœur, engendrant une forte diminution générale des accidents mortels. Mais l'effet indirect de ces améliorations est la mise en relief de l'importance des lésions au niveau de l'abdomen. Certes, ces

dernières ont également baissé, mais de manière moins significative. Par ailleurs, le développement de solution de protection conduit à l'utilisation de dispositifs pyrotechniques comportant un risque lorsque les occupants ne sont pas dans la position nominale de conduite (OOP : Out of position). C'est le cas de la prétension. Toutes ces considérations font, désormais, de l'abdomen un segment prioritaire de la sécurité passive. C'est la raison pour laquelle le LAB et l'INRETS ont décidé de proposer un travail de thèse sur l'étude des lésions de l'abdomen, au travers d'expérimentations et de modélisations.

Le but de notre étude est de contribuer à la compréhension du comportement mécanique de l'abdomen et des mécanismes lésionnels afin d'améliorer les modèles numériques d'abdomen dont le comportement au choc doit être aussi proche que possible de celui de l'être humain et nous permettre de valider les comportements que l'on cherche à reproduire. Ces améliorations doivent permettre de prédire les lésions abdominales et ainsi d'aider à la conception de nouvelles solutions pour réduire celles-ci.

Pour des raisons de coût et de gain de temps, les simulations numériques sont largement utilisées dans le secteur automobile pour l'évaluation des risques encourus par un occupant. Les modèles numériques d'être humain sont développés et validés à partir de données issues d'essais sur sujets humains post mortem, comportant des mesures internes lorsque cela est possible. Par exemple la mesure de la déformation des os sous charge peut se faire aisément par des expérimentations. Mais l'abdomen étant entièrement constitué d'organes mous, la caractérisation de sa réponse en choc pose une multitude de problèmes intrinsèques, insolubles par les méthodes habituelles. Contrairement aux os, il est impossible de poser des capteurs sans que ceux-ci n'interfèrent directement sur les phénomènes mesurés ou ne participent aux lésions. De plus l'abdomen contient des organes d'une grande diversité. Des organes pleins comme le foie, les reins ou encore le pancréas côtoient des organes creux tels que les intestins ou l'estomac. Les propriétés mécaniques de ces organes diffèrent naturellement, et de surcroît, le comportement global est fortement influencé par la répartition spatiale de ceux-ci, la disposition de leurs points d'ancrages, le taux de remplissage pour les organes creux, la répartition des fluides selon la phase de digestion, tout ceci couplé à une disparité inter-individu.

Pour faire face à cette complexité, il a été décidé de coordonner les efforts de deux laboratoires, le LAB et le Laboratoire de Biomécanique et de Mécanique des Chocs (LBMC) Unité mixte de recherche de l'INRETS et de l'Université Claude Bernard Lyon1. Dans le présent travail, l'accent a été mis sur la mesure externe sur corps entier des déformations abdominales permettant de constituer une base de référence pour la validation de modèles numériques du segment abdominal. Un autre travail est en cours sur le comportement mécanique de certains éléments internes constituant l'abdomen, leur tolérance au choc et les critères de blessures associés. Ainsi certains aspects du travail expérimental développés ici seront en fait exploités ailleurs.

Le mémoire qui présente les résultats du présent travail commence par un rappel anatomique puis une étude bibliographique sur les typologies de chargement de l'abdomen, les essais biomécaniques réalisés, les différents critères de blessure élaborés et les modèles analytiques et numériques disponibles (Chapitre 1). Cette revue bibliographique sert de base pour la définition des objectifs de notre étude, l'élaboration du protocole et le choix des mesures à réaliser. Le dispositif expérimental ainsi que les techniques de mesures sont exposés au Chapitre 2. La mise en place des mesures de déformations externes est expliquée dans le Chapitre 3. L'analyse des résultats de ces essais est faite sur deux niveaux. La première approche est une approche « macroscopique » basée sur le comportement global de l'abdomen (Chapitre 4) dont les grands principes du comportement sont reproduits au travers d'un modèle analytique (Chapitre 6). La seconde approche est une approche « microscopique ». Cette analyse permet, à partir de l'exploitation des déformées (Chapitre 5), de faire des hypothèses sur le comportement des organes abdominaux et de fournir des outils de validation dans le but d'améliorer la formulation des modèles numériques au niveau de l'abdomen (Chapitre 8). Des méthodes de validation des modèles numériques pour simuler le comportement interne de l'abdomen sont définies dans ce chapitre, avec des ouvertures pour procéder à leur amélioration. Un critère de blessure abdominal essentiellement basé sur l'analyse « macroscopique » est proposé au Chapitre 7. L'ensemble de cette approche et de ces protocoles expérimentaux fournit donc des bases et des méthodes de validation d'un modèle numérique prédictif de lésions abdominales.

Chapitre 1

Position du problème, contexte et définition

1.1. Anatomie de l'abdomen.....	13
1.1.1. Anatomie structurelle.....	14
1.1.1.1. Les organes pleins.....	14
1.1.1.2. Les organes creux.....	15
1.1.1.3. Positions des organes abdominaux.....	16
1.1.2. Informations influant sur la mécanique.....	17
1.1.3. Variantes anatomiques.....	17
1.2. Typologie de chargement de l'abdomen	24
1.2.1. Revue des études d'accidentologie [6].....	24
1.2.2. Etude d'accidents sur les données de la base du LAB.....	26
1.2.3. Conclusion.....	29
1.3. Revue des essais biomécaniques existants.....	31
1.3.1. Essais reproduisant l'impact du volant avec l'abdomen.....	31
1.3.2. Essais de compression abdominale par airbag.....	37
1.3.3. Essais de chargement par une ceinture de sécurité.....	40
1.4. Critères de blessure.....	48
1.5. Modélisation du comportement de l'abdomen	53
1.5.1. Modèles analytiques.....	53
1.5.2. Modèles éléments finis.....	54
1.6. Discussion, conclusions et objectif du travail	59

Dans ce cadre de focalisation de la sécurité sur l'abdomen, notre étude se décompose ainsi :

Une première étude anatomique de l'abdomen d'un point de vue structurel et comportement mécanique, associée aux différents types de chargement, nous permettra de poser les bases pour la compréhension des essais biomécaniques existants. Sur la base de ces essais, différents critères de blessures seront discutés. Puis, nous comparerons les modèles existants de l'abdomen, à savoir analytiques et éléments finis. Enfin une discussion permettra de conclure sur les apports de ces recherches pour nos futurs essais.

Code AIS	Lésion
0	Non lésé
1	mineure
2	modérée
3	sérieuse
4	sévère
5	critique
6	untraitable

Tableau 1.1: Echelle de classification des lésions : AIS.

1.1. Anatomie de l'abdomen

L'abdomen est la plus grande cavité du corps humain. Entourée latéralement et antérieurement par les muscles abdominaux ainsi que postérieurement par la colonne lombaire, la cavité abdominale est située sous le diaphragme et au dessus du bassin. L'abdomen n'est pas une région homogène, deux types de viscères abdominaux se distinguent, les organes pleins (foie, rate, reins, pancréas) et les viscères creux (intestins, estomac) dont le comportement diffère lors d'une sollicitation mécanique.

Les viscères abdominaux sont impliqués dans les fonctions digestive, urinaire et de reproduction. Leurs tailles et positions peuvent alors être très variables. Cette flexibilité est assurée par une membrane fine, le péritoine qui recouvre l'intérieur de la paroi abdominale et entoure chaque organe de la cavité abdominale. Cette membrane molle contient un fluide garantissant un faible coefficient de frottement entre les organes et la paroi ainsi qu'entre les organes eux-mêmes.

Les organes abdominaux sont principalement protégés par la cage thoracique et les muscles du tronc. Cependant, les côtes inférieures qui couvrent en partie l'abdomen sont moins stables que les côtes supérieures de la cage thoracique puisque non directement reliées au sternum. La localisation des organes peut donc jouer un rôle important dans l'étude des lésions. Le Tableau 1.2 récapitule la localisation, les caractéristiques et la fonction des différents organes abdominaux. Cette description est basée sur l'« anatomie humaine » de Rouvière et Delmas [3] et du « précis d'anatomie clinique » de Kamina [4].

1.1.1. Anatomie structurelle

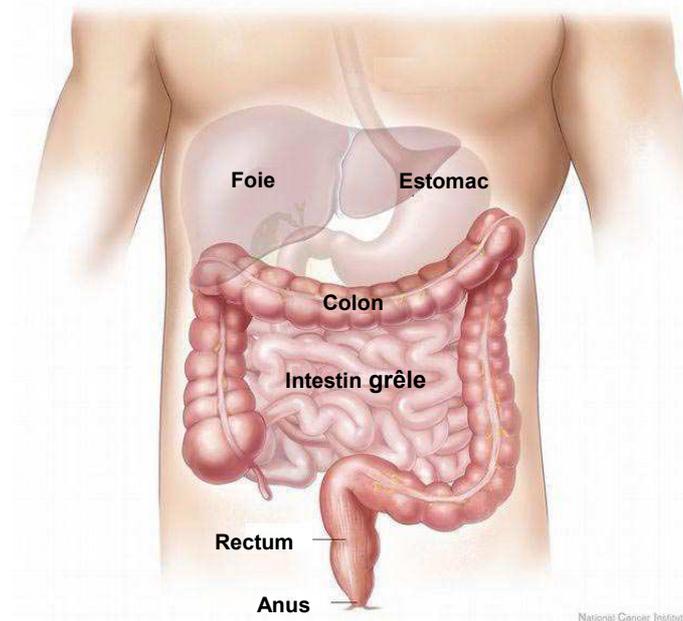


Figure 1.1: Représentation de certains organes abdominaux : foie, estomac, colon, intestin grêle et rectum
[www.fightcolorectalcancer.org/patients/diagnosis/retreatment.htm].

1.1.1.1. Les organes pleins

Les organes pleins sont le foie, la rate, les reins gauche et droit, le pancréas, les glandes surrénales et les ovaires (chez la femme). Les organes sont soit spongieux, soit remplis de sang. Deux de ces organes reçoivent chez le vivant au repos 44 % du débit cardiaque (5l/min) : les reins (0,5% du poids corporels) et le foie (2,5% du poids corporel) [5]. De ce fait, ces organes sont remplis de sang et peuvent être considérés comme incompressibles. La fixation des organes pleins est assurée par les réseaux vasculaires veineux et artériels, les ligaments (attaches directes des organes à la paroi

abdominale) et la pression intra abdominale (la pression des viscères environnants et la tonicité de la paroi abdominale). La mobilité des organes est limitée par la paroi antérolatérale de l'abdomen dont la partie supérieure bénéficie partiellement d'une protection costale réalisée par les côtes 8, 9, 10, 11 et 12. Du fait de leur localisation et de leurs attaches, les organes pleins présentent peu de mobilité.

1.1.1.2. Les organes creux

Les organes creux se composent de l'estomac, de l'intestin grêle, comprenant le duodénum et le jéjuno-iléon, du colon et de la vessie. Ces organes sont tous représentés sur la Figure 1.1. Pour les organes creux, deux types d'attaches coexistent selon qu'ils sont reliés à d'autres organes ou à la paroi abdominale. La membrane reliant un segment du tube digestif à la paroi abdominale se nomme le méso et prend le suffixe du segment associé comme le mésocolon, le mésoduodénum ou le mésentère (concernant l'intestin grêle). La membrane reliant des organes abdominaux entre eux, qu'ils soient creux ou pleins, se nomme l'omentum. Ces membranes sont vascularisées et présentent une plus grande souplesse que les ligaments.

L'estomac est relié au diaphragme par le ligament gastro-phrénique, au foie par le petit omentum et au colon par le grand omentum. Toutes ces attaches de l'estomac réduisent sa mobilité dans l'abdomen. Le jéjuno-iléon fait suite à l'estomac par l'intermédiaire du duodénum. Ce dernier possède une mobilité réduite du fait de sa position ancrée dans le pancréas. Le jéjuno-iléon quant à lui est relié à la paroi abdominale par le mésentère et présente une grande mobilité. Le tube digestif se continue ensuite dans le colon pour se terminer par le rectum. Le côlon a une position en forme de cadre, que l'on appelle le cadre colique. On distingue alors trois parties, le côlon ascendant, le côlon transverse et enfin le colon descendant. Les côlons ascendant et transverse sont étroitement reliés à la paroi postérieure de l'abdomen. Le côlon transverse est maintenu en position par ses extrémités au moyen de deux ligaments, un à droite qui le relie au duodénum et un à gauche qui le relie au diaphragme. Ces ligaments maintiennent en place le cadre colique. Le côlon transverse est donc la partie la plus mobile du côlon.

1.1.1.3. Positions des organes abdominaux

La position des organes dans la cavité abdominale est importante pour comprendre les mécanismes lésionnels. Les Figure 1.2 et Figure 1.3 ainsi que le Tableau 1.2 détaillent le positionnement relatif des organes entre eux ainsi que vis-à-vis des structures osseuses. Comme on le constate sur la Figure 1.2, les reins et le pancréas ont une position postérieure par rapport aux autres organes. Ils sont dits rétro péritonéaux puisqu'ils se situent dans la cavité arrière séparée de la cavité antérieure par une membrane fine, le péritoine. Antérieurement aux reins, se trouvent l'intestin grêle et le côlon. Le côlon transverse avec son méso côlon sépare la cavité abdominale en deux étages : l'étage sus-mésocolique étant la partie de l'abdomen se situant au dessus du côlon transverse et l'étage sous-mésocolique, la partie se situant sous le colon transverse. Les organes sus-mésocolique sont principalement le foie, la rate, le pancréas et l'estomac et sont partiellement protégés par la cage thoracique. Les organes sous-mésocolique sont l'intestin grêle et le côlon.

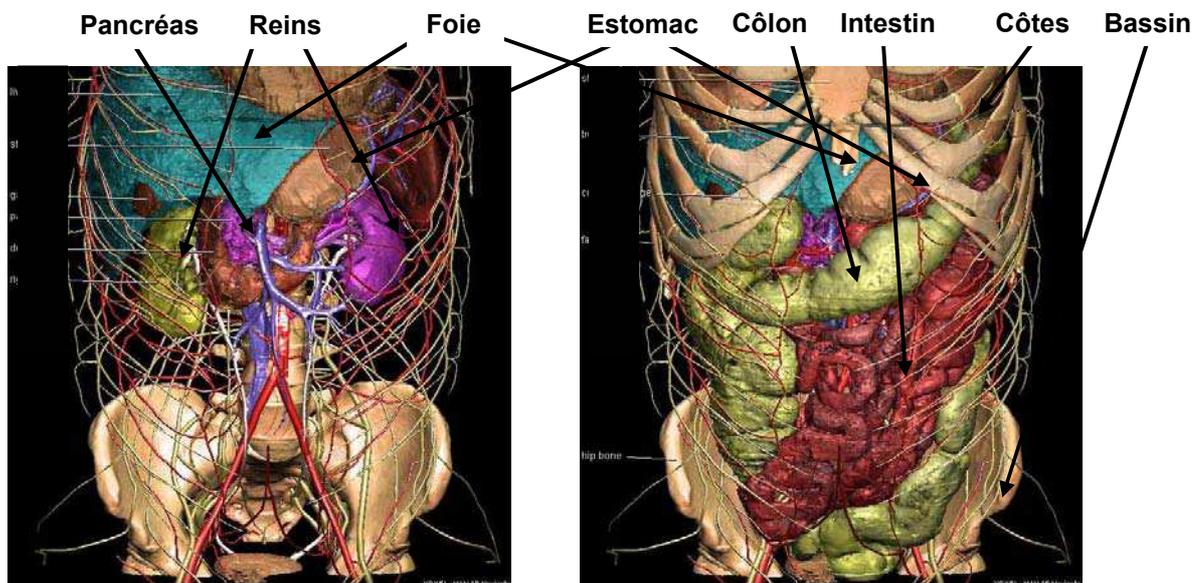


Figure 1.2: Répartition des organes pleins [Visible Human].

Figure 1.3: Répartition des organes abdominaux [Visible Human].

La partie inférieure de l'abdomen contenant des segments de l'intestin grêle et du côlon présente aussi une protection osseuse par le bassin. Les anses de l'intestin grêle recouvrent le côlon descendant et sont au premier plan, avec le côlon ascendant, lors d'une compression abdominale. De plus, les organes en regard de la colonne vertébrale comme le pancréas, une partie du foie et les anses grêles, ont plus de risque

d'écrasement sur celle-ci lors d'un choc frontal que les organes qui se trouvent de part et d'autre. La connaissance de la position des organes dans la cavité abdominale est importante pour interpréter les lésions observées et connaître le risque lésionnel selon le type de sollicitation. Cependant, la position de ces organes est supposée dépendante de la position du sujet. En effet, le péritoine assurant une plus grande mobilité entre les organes, peut permettre une disposition différente des organes selon que le sujet soit assis, debout ou allongé.

1.1.2. Informations influant sur la mécanique

Les caractéristiques des organes sont présentées dans le Tableau 1.2. La composition des organes varie selon que ceux-ci sont pleins ou creux. Cette spécificité permet de supposer des comportements mécaniques différents selon leur type. Tous les organes creux présentent approximativement la même structure en cinq couches de membranes superposées avec des orientations différentes, leur conférant ainsi une bonne résistance mécanique. Cependant les différences de localisation, de taille et de moyens de fixation de ces organes engendrent des réponses mécaniques différentes pour une même sollicitation.

Chaque organe plein a son propre comportement. Certains organes comme le foie et la rate sont des organes remplis de sang, d'autres sont granuleux comme le pancréas. La rate et le pancréas sont des organes très friables, le foie et la rate ont des cohésions faibles ce qui diminue leur résistance. Par contre la capsule rénale qui protège le rein est très résistante. Il y a autant de comportements que d'organes. A cette analyse de comportement mécanique propre à chaque organe, s'ajoute une diversité des moyens de fixation et de leurs résistances conférant une très grande variabilité dans le comportement global.

1.1.3. Variantes anatomiques

Deux grands types de variantes doivent être pris en compte dans la description des organes et de leur organisation au sein de la cavité abdominale. En effet, des variantes anatomiques inter-individus peuvent être rencontrées ainsi que des variantes liées au fonctionnement des organes. La première observation faite sur les sujets est la différence dans la disposition et la longueur du côlon et des anses grêles. La

disposition du côlon et sa taille dépendent de la taille du thorax du sujet. Si le thorax est long et étroit comme le montre la Figure 1.4, le côlon sera long et sinueux. Par contre si le thorax est court et large, le côlon sera plus court et sa disposition sera rectiligne comme le montre la Figure 1.5.

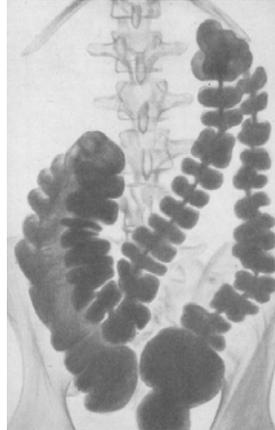
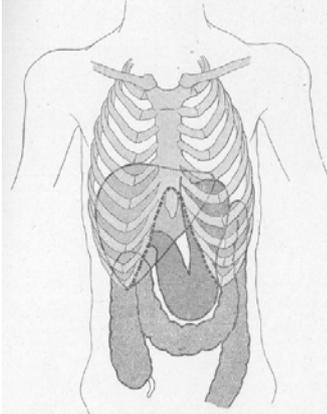


Figure 1.4: Disposition du côlon pour des thorax long et étroit (à droite : cliché radiographique d'un patient debout) [6].

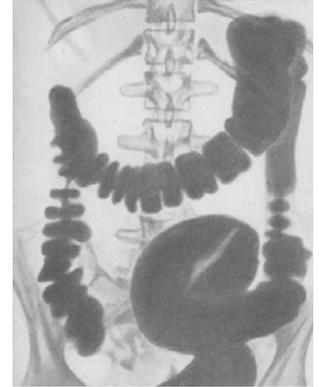
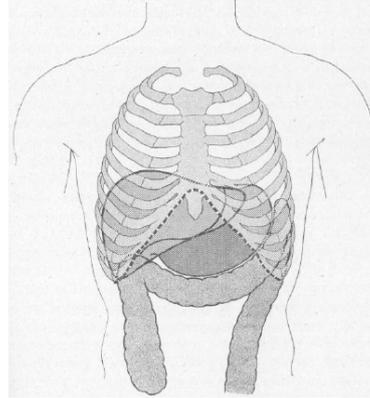


Figure 1.5: Disposition du côlon pour des thorax court et large (à droite : cliché radiographique d'un patient debout) [6].

De même, on observe une variation de longueur des anses grêles allant de 5 à 10 m selon les individus. Cette longueur est dépendante comme pour le côlon de la taille du thorax ainsi que de celle du bassin. Néanmoins cette longueur n'est pas dépendante de la taille de la cavité abdominale. Il existe également des variantes dans la disposition des anses selon les individus (Figure 1.6).

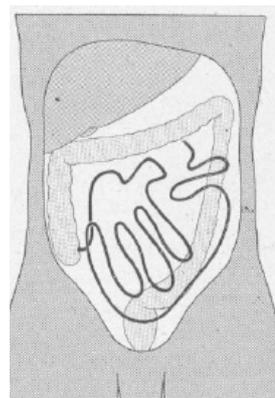
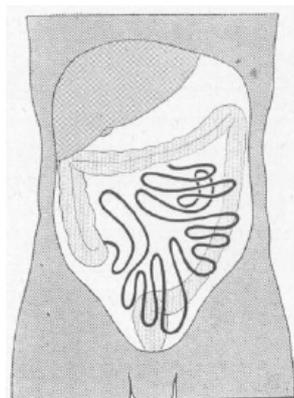


Figure 1.6: Variantes dans la disposition des anses grêles.

Les autres organes comme le foie et la rate par exemple connaissent des différences également en taille mais aussi en masse selon les individus. Ces différences sont

importantes à considérer dans la compréhension des mécanismes lésionnels. Par exemple, selon la taille du foie, sa protection par le grill costal peut varier notablement.

De par la fonction même des organes, leur géométrie et leur comportement peuvent être modifiés. Les anses grêles ont une forme différente selon les différentes phases de digestion, selon qu'elles sont totalement vides ou plus ou moins remplies. Vides, elles ont l'aspect d'un ruban épais et aplati. Remplies, elles ont une forme cylindrique. De plus, le tube digestif, n'est pas nécessairement rempli de manière uniforme. L'aspect du contenu dépend de l'état de la phase de la digestion : on peut y trouver quelques bulles de gaz, du liquide, des aliments plus ou moins avancés dans leur phase de décomposition. De même un estomac plein ne va pas se comporter de la même façon et remplir le même espace abdominal qu'un estomac vide. La rate a également des dimensions différentes au cours de la digestion. Le comportement mécanique de ces organes peut donc aussi dépendre de l'état physiologique dans lequel ils se trouvent lors de la sollicitation.

Toutes ces différences qu'elles soient géométriques, physiologiques ou mécaniques, doivent être considérées pour la compréhension des mécanismes lésionnels. Elles peuvent engendrer entre deux individus des comportements différents des organes pour une même sollicitation.

Organes	Topographie	Caractéristiques	Fonctions	Moyens de fixation	Description médicale de la tenue mécanique
Estomac	<p>Organe thoraco abdominal</p> <ul style="list-style-type: none"> - Entre T12 et L1 - Gauche de la ligne médiane - Partie supérieure protégée par les côtes 5 à 9 - Partie inférieure reposant sur le côlon 	<ul style="list-style-type: none"> - Variables en fonction de sa compliance importante $L_{moy} = 25 \text{ cm}$ $E_{moy} = 8 \text{ à } 9 \text{ cm}$ $l_{moy} = 10 \text{ à } 12 \text{ cm}$ - Forme variable selon les sujets, leur position et son état de réplétion 	<ul style="list-style-type: none"> - Fonction de conduit et de réservoir - Réservoir où s'achève la trituration des aliments 	<ul style="list-style-type: none"> - Ligament gastro-phrénique qui le fixe au diaphragme (assez rigide) - Ligament gastro-hépatique, gastro-splénique et gastro-colique - Partie inférieure très mobile 	<p>Composé de 5 tuniques :</p> <ul style="list-style-type: none"> - tunique séreuse = péritoine - la sous séreuse = tissu conjonctif lâche comprenant petits vaisseaux et nerfs - la musculuse : très puissante, assure le brassage des aliments grâce à 3 épaisseurs : 1 longitudinale, 1 circulaire et 1 oblique - la sous muqueuse = mince lame de tissu cellulaire lâche - la muqueuse : épaisse et résistante
Duodénum	<ul style="list-style-type: none"> - Situé contre la paroi postérieure de l'abdomen - Projection entre L1 et L4 en arrière et au dessus de l'ombilic en avant 	<ul style="list-style-type: none"> - Forme de C enroulé autour du pancréas - $L = 20 \text{ à } 25 \text{ cm}$ - diamètre de 4 cm 	<ul style="list-style-type: none"> - Fonction de digestion des aliments 	<p>Partie du tube digestif la plus fixée :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Solidaire au pancréas - Mésoduodénum - Muscle suspenseur qui le relie au diaphragme 	<p>Même composition que pour l'estomac</p>
Jéjunum et iléum	<ul style="list-style-type: none"> - Anses d'abord horizontales puis verticales - Les 4/5 étant à gauche de la ligne médiane - Anses couvrent le côlon à gauche 	<ul style="list-style-type: none"> - $L = 6 \text{ m}$ (augmente avec la taille du sujet) - Diamètre de 3mm à la partie proximale et de 2 cm à la partie terminale - Environ 15 à 16 flexuosités 	<ul style="list-style-type: none"> - Fonction essentielle est l'absorption des aliments - Organe contractile : mouvements de brassage et de propagation 	<ul style="list-style-type: none"> - Suspension à la paroi dorsale abdominale par le mésentère 	<p>Même composition que pour l'estomac</p>

Organes	Topographie	Caractéristiques	Fonctions	Moyens de fixité	Description médicale de la tenue mécanique
Mésentère	Racine du mésentère commence à gauche de L2 puis descend obliquement à droite pour se terminer à droite de L5	Méso à double lame péritonéale - racine longue de 15 à 18 cm - L de son attache intestinale = 6 m - Hauteur maximale de 15 cm - Epaisseur variable (diminue de la racine au bord)	- Innervation et vascularisation du jejunum et iléum	- Bord libre sinueux se confondant avec les anses intestinales - Un bord adhérent à la paroi dorsale : racine du mésentère	- Tissu graisseux avec artère et veine mésentériques
Côlon	- Cadre entourant le jéjunum et l'iléum en 5 parties - 1 ^{ère} partie : Caecum : dans la fosse iliaque droite - Côlon ascendant jusqu'à l'angle colique droit situé au niveau de la 10 ^{ème} côte entre le rein et le foie - Côlon transverse de l'angle colique droit au gauche en suivant la courbure de l'estomac (angle colique gauche se situant à hauteur de la 8 ^{ème} côte sous la rate et la queue du pancréas) - Côlon descendant étant sous les anses grêles - Sigmoides situé dans le pelvis	- L de 1.5 m - Diamètre diminue de 8 cm au caecum à 3 cm au sigmoïde	Assure la concentration et le transit du bol fécal	- Ligament phrénocolique droit et gauche lie l'angle colique droit et gauche respectivement au diaphragme - Mésocolon reliant les différentes parties du côlon à la paroi postérieure de l'abdomen - Grand omentum relie le côlon transverse à l'estomac - Côlon droit et gauche accolé à la partie extérieure - Côlon transverse plus libre	Même composition que pour l'estomac

Organes	Topographie	Caractéristiques	Fonctions	Moyens de fixité	Description médicale de la tenue mécanique
Foie	<ul style="list-style-type: none"> - Une face diaphragmiquie - Une face viscérale - Versant droit du foie entièrement sous costal sur une hauteur de 5 à 6 cm, de la 8^{ème} à la 12^{ème} côte 	<ul style="list-style-type: none"> - M =1500g (2-3% du poids du corps) - Contient 800 à 900 g de sang - L =28 cm - H =16 cm - l =8cm 	<ul style="list-style-type: none"> - Rôle essentiel dans le métabolisme des glucides, des protéines et des lipides - Production de la bile qui permet d'éliminer dans les substances toxiques de l'organisme et favorise la digestion 	<ul style="list-style-type: none"> - Ligaments falciforme et rond le lient au diaphragme - Ligaments coronaire et triangulaire le lient à la paroi postérieure de l'abdomen - Petit omentum relie le foie à l'estomac - Veines hépatiques qui solidarisent le foie et la veine cave inférieure 	<ul style="list-style-type: none"> - Le foie est ferme à la palpation - Matité à la percussion - Faible cohésion (sensible aux lésions) - Recouvert partiellement par une tunique séreuse et entièrement par une tunique fibreuse - Organe constitué de lamelles qui ont une disposition radiaire autour d'une veine centrale. Entre 2 lamelles se trouvent des vaisseaux
Pancréas	<ul style="list-style-type: none"> - Organe rétropéritonéal - Situé en avant de L1 et L2 - Entre le duodénum et la rate - En arrière de l'estomac 	<ul style="list-style-type: none"> - 3 parties : la tête, le corps et la queue - L =15 cm - l =7 cm (tête) - l =2 à 3 cm (corps) - e =2 cm M= 80g 	<ul style="list-style-type: none"> - Secrète des enzymes digestives - Assure la régulation de la glycémie 	<ul style="list-style-type: none"> - Solidaire du duodénum dans lequel il est enclavé - Fixé à la paroi dorsale par le mésoduodénum rétropancréatique - Queue : seule partie mobile 	<ul style="list-style-type: none"> - Consistance ferme - Aspect granuleux - Se déchire facilement

Organes	Topographie	Caractéristiques	Fonctions	Moyens de fixité	Description médicale de la tenue mécanique
Rate	<p>Organe thoraco-abdominal</p> <ul style="list-style-type: none"> - Entièrement cachée par l'estomac - S'étend entre les 9^{ème} et 11^{ème} côtes - Ne dépasse pas, de face, le rebord costal gauche 	<ul style="list-style-type: none"> - M =200g - L =12 cm - l =7 cm - e =4 cm 	<ul style="list-style-type: none"> - Réservoir de sang - Produit des lymphocytes - Epure le sang - Détruit des globules rouges - Fabrique l'hémoglobine 	<ul style="list-style-type: none"> - Ligaments gastro-splénique, spléno-rénal - Maintenu par les viscères l'entourant - Reposant sur le ligament phrénico-colique 	<ul style="list-style-type: none"> - Consistance ferme - Matité à la percussion - Cohésion faible - Rate friable - constitué de 2 enveloppes : la séreuse, superficielle et la capsule, profonde - séreuse = péritoine - Capsule = lame de tissus conjonctifs dense et riche en fibres élastiques
Reins	<p>Organes rétropéritonéaux</p> <ul style="list-style-type: none"> - De chaque côté de la colonne vertébrale - Entre T11 et L3 (rein gauche) - Entre T12 et L3 (rein droit) - En avant rein droit : le foie - en avant rein gauche : la rate au pôle supérieur et l'estomac 	<ul style="list-style-type: none"> - L =12 cm - l =6 cm - e =3 cm - M = 140 g (homme) - M= 125g (femme) 	<ul style="list-style-type: none"> - Epure l'organisme de ses déchets par la production d'urine - Fabrique des hormones 	<ul style="list-style-type: none"> - Fascia rénal et capsule qui le lient à la paroi postérieure - Pédicule vasculaire qui le lie au diaphragme 	<ul style="list-style-type: none"> - Consistance ferme - Parenchyme entouré par une capsule fibreuse très résistante - Parenchyme composé d'une partie médullaire et d'une corticale

Tableau 1.2 : Description des principaux organes abdominaux.

1.2. Typologie de chargement de l'abdomen

Afin de comprendre les causes des lésions au niveau de l'abdomen, il est nécessaire au préalable de s'intéresser aux données provenant d'accidents réels. Deux types de données sont utilisés, les études d'accidents provenant de la littérature ainsi que des renseignements sur de nombreux accidents disponibles et accessibles dans la base du LAB Renault-PSA-Citroën. Une étude détaillée d'accidents ayant entraîné des lésions abdominales a été réalisée grâce à ces données.

1.2.1. Revue des études d'accidentologie [7; 8]

Nahum en 1970 [9] a analysé des données d'accidents réels impliquant 972 occupants dans 604 voitures construites entre 1960 et 1969. Vingt pour cent des occupants portaient une ceinture ventrale et 1% une ceinture deux points thoracique. L'auteur distingue les voitures sorties entre 1960 et 1966 et celles sorties après 1967, date à laquelle sont apparues les colonnes de direction avec absorbeur d'énergie. Le risque abdominal et la cause des lésions pour les conducteurs, les passagers avant et les passagers arrière de ces deux catégories de voiture sont analysés.

Pour les conducteurs, le risque d'encourir des lésions modérées à sévères au niveau de l'abdomen a diminué de 19,8% à 16,5% entre 1960 et 1969. Entre 1960 et 1966, les lésions sont dues à 55% au contact avec le volant et à 4% au chargement par la ceinture de sécurité. Entre 1967 et 1969, les proportions sont respectivement de 21% et 11%. Pour les passagers avant, le risque a augmenté de 10% à 15,3%. Pour les voitures sorties entre 1960 et 1966, les causes sont à 38% le contact avec l'intérieur du véhicule et à 8% le chargement par la ceinture de sécurité. Pour les voitures sorties entre 1967 et 1969, les causes sont à 30% le contact avec l'intérieur du véhicule et à 15% le chargement par la ceinture. Enfin, pour les passagers arrière, le risque a diminué de 12,5% à 2,2% et les causes sont passées de 57% pour le siège avant à 100% pour la ceinture de sécurité. Les lésions, entre 1960 et 1966, sont à 71% modérées à sévères et sont, entre 1967 à 1969, à 100% mineures. L'amélioration des voitures ainsi que des systèmes de retenue a permis de diminuer le risque de lésions au niveau de l'abdomen ainsi que leur sévérité ; cependant, la ceinture apparaît comme une cause grandissante des lésions abdominales. Ce phénomène sera appelé dans les années 1970, le syndrome de la ceinture de sécurité.

Concernant la typologie des lésions, deux études sont utilisées, celle de Bondy en 1980 [10] et celle de Rouhana en 1998 [11]. Bondy étudie la base de données américaine NCSS (The National Crash Security Study) et constate qu'en choc frontal, les organes les plus lésés sont le foie (39%), la rate (25%) et l'appareil digestif (16%). Les causes de ces lésions sont le contact à 51% avec le volant, à 26% avec l'intérieur et à 1% avec la ceinture de sécurité. Rouhana étudie la fréquence des lésions abdominales ainsi que les contacts responsables de ces lésions dans la base de données américaine NASS (The National Accident Sampling System) de 1988 à 1994. Les organes les plus fréquemment lésés sont le foie à 38%, la rate à 23% et l'appareil digestif à 17%. Les éléments associés à ces lésions sont (68%) le volant, (17%) la ceinture de sécurité et (14%) l'airbag. Cette répartition des éléments associés est différente de celle obtenue par Bondy et justifiée par l'utilisation plus fréquente des ceintures de sécurité sur la période d'étude de Rouhana. Ce dernier met également en relation les lésions observées avec les éléments heurtés. Le volant est le plus souvent associé aux lésions du foie (34%) et de la rate (14%). La ceinture est associée aux lésions des organes digestifs (48%) pour les passagers ayant une ceinture trois points et aux lésions de la rate (11%) pour les passagers ayant une ceinture deux points thoracique.

Dans ces deux études, les lésions des organes abdominaux pleins comme le foie et la rate sont prédominants avec comme cause principale la pénétration du volant. La ceinture, quant à elle, et principalement la ceinture ventrale, est responsable des lésions des organes digestifs.

Dans ces études américaines, il est important de souligner que la plupart des occupants ne sont pas ceinturés, le port de la ceinture n'étant pas obligatoire dans tous les Etats. Malheureusement, dans ces études, la proportion des occupants ceinturés et non ceinturés est rarement documentée. De plus, dans le parc automobile américain, on trouve divers systèmes de retenue : les ceintures ventrales, les ceintures deux points thoraciques et les ceintures trois points. Il est intéressant de compléter et approfondir ces données par des études sur les bases de données françaises où les ceintures trois points sont majoritaires.

Dans ce but, une étude détaillée d'accidents établie sur la base de données du LAB Renault-PSA-Citroën a été réalisée.

1.2.2. Etude d'accidents sur les données de la base du LAB

Cette étude a été réalisée en 2005. Elle a pour but de comprendre les mécanismes lésionnels au niveau de l'abdomen lors d'un choc frontal. Pour ce faire, les influences de plusieurs paramètres tels que la sévérité du choc, la position de l'occupant dans la voiture, l'âge de l'occupant et les différents systèmes de retenue, sont étudiés à la fois sur le risque abdominal ainsi que sur les lésions observées au niveau de l'abdomen. Les lésions sélectionnées sont des lésions modérées à sévères, codées 3+ sur l'échelle AIS. Le risque abdominal est défini comme le rapport entre le nombre d'occupants ayant des lésions abdominales d'AIS 3+ (des lésions sérieuses à grave) et le nombre d'occupants impliqués dans les accidents.

Cette étude a fait l'objet d'un article en 2006 [12]. Ce paragraphe résume les principaux résultats.

La base de données utilisée s'étendait de 1970 à 2005 et contenait 14 000 véhicules accidentés, 25 000 occupants et 65 000 lésions répertoriées. La sévérité du choc est évaluée par la mesure d'une vitesse équivalente (EES : vitesse à laquelle la voiture devrait heurter un mur rigide pour obtenir la même déformation que celle observée) et par le recul de la planche de bord. Différents configurations de retenue sont étudiées : les occupants non ceinturés et les occupants ceinturés soit avec une ceinture statique, soit avec une ceinture avec enrouleur.

		Risque abdominal	Répartitions des lésions	
			Organes creux	Organes pleins
Sévérité du choc	EES	3% à 50 km/h 25% à 80km/h	50%	50%
	Recul planche de bord	5% pour recul <24 cm 29% pour recul > 25 cm	55% 25%	45% 75%
Système de retenue	Non ceinturés	14.5%	23%	77%
	Ceintures statiques	16.2%	58%	42%
	Ceintures avec enrouleurs	7%		
Situation de l'occupant	Conducteur ceinturé	7.5%	52%	48%
	Passager avant ceinturé	10%	63%	37%
	Passager arrière ceinturé	17%	69%	31%
	Conducteur non ceinturé	15%	21%	79%
	Passager avant non ceinturé	9%	29%	71%
	Passager arrière non ceinturé	3%	26%	74%
Age		↑ avec âge		

Tableau 1.3: Tableau récapitulatif des résultats obtenus dans l'étude d'accidentologie.

Résultats

Le Tableau 1.3 résume les résultats obtenus. On remarque que le risque abdominal augmente avec la sévérité du choc qui est directement corrélé avec la distance de recul de la planche de bord. Pour des reculs de la planche de bord inférieurs à 24 cm, les lésions des organes creux sont prédominantes. La tendance s'inverse pour des reculs supérieurs à 25 cm. Plus le choc est sévère et plus l'on observe des lésions aux organes abdominaux pleins. Le risque abdominal est plus élevé pour des occupants ceinturés avec une ceinture statique que ceux ceinturés avec une ceinture avec enrouleur. Pour les occupants non ceinturés, le risque abdominal est équivalent au risque obtenu pour les ceintures statiques. Il faut cependant faire très attention aux conclusions hâtives. Le risque calculé pour les occupants non ceinturés est sous estimé. En effet, les occupants décédés sur le lieu de l'accident, ne sont pas présents dans cette base de données puisque leur autopsie est soumise à approbation des familles. Etant donné que les occupants non ceinturés représentent la majorité des décédés, on ne peut pas conclure sur l'efficacité apportée par les ceintures statiques sur le risque abdominal. Par contre on observe une nette diminution du risque avec l'introduction des ceintures avec enrouleur. Cette diminution du risque, pour les mêmes raisons que précédemment est sous estimée vis-à-vis des occupants non ceinturés.

Une nette distinction dans la typologie des lésions est observée entre les occupants non ceinturés et les ceinturés quel que soit le système de retenue. Les lésions des organes pleins sont prédominantes pour les occupants non ceinturés alors que ce sont les lésions des organes creux qui le sont pour les occupants ceinturés. Les occupants les plus vulnérables sont les passagers arrière ceinturés et les conducteurs non ceinturés. On constate également que le risque abdominal augmente avec l'âge.

Interprétations et conclusion

Le risque abdominal augmente avec la sévérité du choc et décroît considérablement avec l'apparition des ceintures avec enrouleur dans les voitures. Ces ceintures apportent un meilleur couplage entre l'occupant et le siège, ce qui confère une meilleure retenue en cas de choc. Les occupants non ceinturés les plus vulnérables sont les conducteurs. En effet, lors d'un choc, ils entrent en contact avec le volant. Les passagers quand à eux, rencontrent des structures plus molles. Les organes pleins comme le foie et la rate sont les plus touchés pour les occupants non ceinturés.

Concernant les occupants ceinturés, les passagers arrière ont le plus grand risque d'avoir des lésions abdominales. Les lésions des organes creux comme l'intestin et celles du mésentère sont les plus fréquentes pour les occupants ceinturés.

La ceinture est prévue pour être positionnée, lors d'un chargement dynamique, sur les crêtes iliaques, parties osseuses du bassin, qui sont plus résistantes que les parties molles de l'abdomen. Dans certains cas, la ceinture est correctement placée sur les crêtes iliaques mais, lors du choc, le bassin s'enfonce dans le siège en avançant. La ceinture glisse vers le haut en passant des crêtes iliaques vers l'abdomen, ce qui provoque le chargement de l'abdomen par la ceinture. Ce chargement est localisé sur les organes creux. C'est le phénomène de sous marinage. Les conducteurs sont moins touchés par ce phénomène car leur mouvement est limité par la colonne de direction et parce que la localisation des boucles de ceinture par les sièges séparés garantit un meilleur positionnement. Par contre, les passagers arrière sont les plus vulnérables. Ceci peut s'expliquer par une position plus variable des passagers comparée à celle des conducteurs. Les passagers ont un espace disponible plus important que les conducteurs qui sont contraints dans leur position de conduite. Cette liberté de déplacement favorise le phénomène de sous marinage.

1.2.3. Conclusion

Le syndrome de la ceinture de sécurité est apparu dans les années 70 avec la mise en place de ce dispositif dans les voitures. Ce phénomène traduit l'apparition de lésions abdominales induites par la ceinture. L'amélioration des systèmes de retenue ayant fortement réduit la fréquence des lésions à la tête et au thorax, il est important dorénavant de s'intéresser aux lésions abdominales. L'étude accidentologique précédente montre que les lésions abdominales des occupants ceinturés avec des ceintures trois points touchent principalement les organes creux. Une des hypothèses formulée est que ces lésions sont imputables au phénomène de sous marinage.

De plus, dans de nombreux cas, la position de la ceinture peut être mal ajustée : au lieu d'être positionnée sur les crêtes iliaques, elle est placée sur l'abdomen. Il existe des systèmes permettant de coupler, lors d'un choc, l'occupant à son siège par prétension de la ceinture : les prétensionneurs. Ces dispositifs, de nature pyrotechnique, assurent une meilleure retenue. Si la ceinture est positionnée sur l'abdomen au moment de la prétension, elle va charger dynamiquement l'abdomen. Ce phénomène est principalement observé pour les passagers. Leur position, plus relâchée que celle des conducteurs, favorise ce mauvais placement de la ceinture de sécurité. Ce cas peut également se produire quand les occupants ont des vêtements épais : la ceinture est placée au dessus des vêtements et ne repose pas sur le bassin mais directement sur l'abdomen. Ce mauvais positionnement a pour conséquence, comme le phénomène de sous marinage, le chargement dynamique de l'abdomen par la ceinture de sécurité.

L'amélioration de la protection de l'occupant lors d'un accident de voiture nécessite la connaissance de la réponse du corps humain, des mécanismes de blessures et de la tolérance humaine face à ce choc. Ceci passe nécessairement par le biais d'une expérimentation extrapolée de la réalité en appliquant dans des conditions parfaitement contrôlées un impact sur une structure biologique (animaux, sujets anatomiques) plus ou moins représentative de l'être humain vivant. L'analyse du comportement au choc de ces structures ainsi que les dommages subis permet d'avoir accès aux mécanismes de production des blessures et d'établir une relation entre la violence de l'impact et le degré de gravité de la blessure. Ces essais vont fournir de

nouvelles données permettant d'améliorer et de valider les modèles prédictifs de lésions dont les modèles éléments finis font partie.

Dans la suite nous allons répertorier tout d'abord les tests biomécaniques existants, les critères de tolérance abdominale définis et enfin les modèles disponibles pour simuler le comportement de l'abdomen en situation de choc.

1.3. Revue des essais biomécaniques existants

De nombreux tests biomécaniques ont été réalisés pour analyser les mécanismes et critères de blessures de l'abdomen : des tests de compression et d'impact sur différents sujets, des animaux vivants ou morts, des cadavres humains, des volontaires ou encore des organes isolés de cadavres ou d'animaux.

Concernant les tests sur volontaires, l'étude ne peut se faire que dans un domaine de faible énergie, infra lésionnel. Ces tests sont utilisés pour obtenir des informations générales comme la raideur du corps humain par exemple. Par contre, les tests sur cadavres ou animaux peuvent reproduire le comportement du corps dans le domaine lésionnel avec des conditions de chargement extrêmes. L'inconvénient réside dans le fait que les tissus dénués de vie n'ont pas le même comportement que les tissus vivants. La comparaison faite entre des animaux vivants et des animaux morts de la même espèce permet d'extrapoler chez l'homme le comportement des tissus vivants de l'homme en fonction de la réponse des cadavres. Les réponses obtenues sont normalisées afin d'être regroupées pour définir un corridor de réponses qui pourra être utilisé pour le développement de mannequins.

Les essais rapportés dans la littérature peuvent être classés d'après le type de sollicitation appliquée. En choc frontal, trois grandes familles de tests biomécaniques sont mises en œuvre pour reproduire les lésions abdominales subies dans des accidents de la route. Des essais reproduisant l'impact avec le volant, la compression de l'abdomen par l'airbag et enfin le chargement de l'abdomen par la ceinture de sécurité.

Bien que notre étude s'intéresse principalement au chargement de l'abdomen par une ceinture de sécurité, il est intéressant de présenter également les autres tests biomécaniques sur l'abdomen. Ces tests ont contribué à l'élaboration et à la validation des modèles éléments finis ainsi qu'à la définition des critères de tolérance.

1.3.1. Essais reproduisant l'impact du volant avec l'abdomen

Ce type d'impact simule le contact entre le volant et l'abdomen d'un conducteur principalement non ceinturé lors d'un choc frontal. La Figure 1.7 illustre ce phénomène.

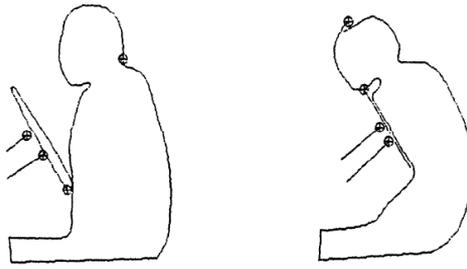


Figure 1.7 : Positions du volant lors d'un choc frontal - à gauche : position initiale, à droite : position à 50ms (Nusholtz,[13]).

Les essais dynamiques en choc frontal avec un impacteur rigide ont débuté dans les années 1970 avec Beckam [14], Stalnaker [15] et Trollope [16] sur des singes anesthésiés. Les résultats de ces études sont regroupés et analysés par Stalnaker [15] en 1985. Trois autres études sur cadavres humains suivirent, celles de Cavanaugh en 1986 [17], de Viano en 1989 [18], de Nusholtz en 1985 [13] et 1994 [19] et plus récemment celle de Hardy et al. en 2001 [20].

Les principales différences concernant les conditions de chargement dans les tests réalisés jusqu'à présent sont la localisation de l'impact (partie inférieure ou partie supérieure de l'abdomen), la masse de l'impacteur de 18 à 64 kg, la vitesse d'impact qui varie de 5 à 17 m/s et les conditions de retenue du sujet (avec ou sans appui postérieur). Quatre études différentes, essentiellement focalisées sur la construction de corridors sont comparées dans le Tableau 1.4.

		Stalnaker et al. (1985) (review)	Cavanaugh et al. (1986)	Nusholtz (1994)	Hardy et al. (2001)
Sujets		4 espèces différentes de primates anesthésiés	- 12 cadavres (8 hommes et 4 femmes), moy : 55 ans, 1.71m, 70kg - Pressurisation du système vasculaire	- 6 cadavres moy : 54 ans, 1.71m, 57kg - Pressurisation du système vasculaire	- 10 cadavres (6 hommes et 4 femmes) : moy : 78 ans, 1.70m, 68kg - Pressurisation du système vasculaire
Impacteur		Barre en magnésium Piston pneumatique	Barre en aluminium Piston pneumatique	Semi-jante de volant Pendule	Barre Pendule
	Dimension	L = 203.6 mm l = 12.7, 25.4, 50.8 mm	L = 318 mm D = 25 mm	Non précisée	D = 25 mm
	masse	Non précisée	32 ou 64 kg	18 kg	48 kg

Vitesse d'impact	V = 8.4 à 17 m/s	V = 6 m/s (5 tests) V = 10.4 m/s (7 tests dont L1)	V = 4 à 11 m/s	Position libre : V = 6 m/s (2 sup et 3 mid) V = 9 m/s (1 sup et 3 mid) Position fixe : V=3 (2), 6 (3) et 9(2) m/s
Configuration du choc	Partie postérieure libre	Assis, position droite Jambes horizontales Partie postérieure libre	Assis sur un support mobile	Assis, position droite Jambes sur un plastique courbé Bras dessus la tête Partie postérieure libre + fixe
Localisation impact	<u>Haute</u> : point haut du diaphragme (T8 : xiphoïde) <u>Médiane</u> : entre le point haut et bas du diaphragme (entre T8-L2) : T11 <u>Basse</u> : dessus des cotes iliaques (L4)	1 au niveau de L1 (partie supérieure) 11 au niveau de L3 (partie inférieure)	Au niveau de L2	Position libre : 3 au niveau de T11 (partie supérieure) 6 au niveau de L3 2 essais sur un seul cadavre Position fixe : 7 tests sur 1 cadavre en L3 Pendule arrêté à 200 mm de pénétration
Instrumentation	Accéléromètres Impacteur Vidéo rapide (5000i/s)	Accéléromètres : -crâne (9) -côtes et sternum (8) - T1, T12 et L3 (tri axes) - uniaxe sur impacteur Vidéos rapides : cibles placés sur les accéléromètres de la colonne. Capteur effort impacteur	Accéléromètres : -T12 (3 axes) - Impacteur Capteur effort sur impacteur Vidéos (1000 i/s) rapides, marqueurs sur accéléromètres en T12	Accéléromètres : -T1 -L3 ou L4, T11 - S1 ou S2 - Sternum Vidéos rapides (1000i/s) : marqueurs sur la colonne
Mesures	Force/Déflexion	Force/Déflexion	Force/Déflexion	Force/Déflexion
Résultats	Forme de la courbe : Montée-plateau-Montée	Pas la forme de Stalnaker, pas de plateau	Adomen non sensible à la vitesse de chargement initialement	- Forme de Stalnaker pour l'impact partie supérieure - Etude de l'influence de la masse du sujet et de la rigidité de la colonne
Corridors	- Normalisation entre primates - Extrapolation animal à humain - Un pour Frontal + latéral - Un pour région médiane (T11)	2 corridors définis pour la partie inférieure de l'abdomen (L3): 1 pour chaque vitesse (6 et 10 m/s)	Etude de critère de lésions (détaillée dans la suite) sur la base d'énergie transférée ou absorbée et non directement des lésions	2 corridors définis pour 6 et 9 m/s pour partie inférieure (L3) Normalisation des réponses

Autopsie	<p><u>Haut</u> (13 cas) :</p> <ul style="list-style-type: none"> - 1 AIS1 intestin - tous les cas foie (AIS 1à6) - 4 pancréas (AIS3-5) - 3 rate (AIS2/4) <p><u>Milieu</u> (5 cas) :</p> <ul style="list-style-type: none"> -2 intestins AIS 3&1 -1 foie AIS2 -2 rate AIS 3&5 -3 pancréas AIS 3,3&5 <p><u>Bas</u> (5cas) :</p> <ul style="list-style-type: none"> 4 intestins AIS1,3&4 	<ul style="list-style-type: none"> - 2 cas seulement de lacération d'organes abdominaux (foie AIS4 et rate AIS3) lors de l'impact en L3 + rupture du mésentère - 4 cas de rupture de cotes 	Non utilisée car essai à base vitesse avant les essais concernés	<p>Dos Libre :</p> <p><u>L3 6m/s</u> (4 sujets):</p> <ul style="list-style-type: none"> - tous les cas rupture de côtes - tous les cas, lacération du foie - 1 intestin, déchirure du caecum - 3 déchirures spléniques <p><u>L3 9m/s</u> (2 sujets):</p> <ul style="list-style-type: none"> - fractures de côtes - 1 cas de multiples lacérations du foie <p><u>T11 6m/s</u> (2 sujets) :</p> <ul style="list-style-type: none"> - ruptures de côtes ds les 2 - 2 déchirures du foie - déchirure de la rate <p><u>T11 9m/s</u> (1 sujet) :</p> <ul style="list-style-type: none"> - rupture côtes - déchirure du diaphragme - foie : déchirure, déchirure capsule + ligaments falciforme - rate : déchirure <p>Dos fixe :</p> <ul style="list-style-type: none"> rupture de côtes
----------	---	--	--	---

Tableau 1.4: Comparaison de différentes études sur la tolérance abdominale en choc frontal lors d'un impact avec une structure rigide.

Réponse biomécanique :

Tous les tests montrent une forte sensibilité de l'abdomen à la vitesse de pénétration. Mais il n'est pas possible de savoir a priori si cette sensibilité dépend des masses mises en jeu, de la viscosité de l'abdomen ou des deux réunies. Cette dépendance est fonction, selon Nusholtz, de l'amplitude et de la vitesse du transfert d'énergie qui sont influencées par la relation entre la masse impactant et la masse effective du système. Stalnaker propose en 1985 une courbe typique de force / pénétration pour la réponse abdominale humaine. Pour ce faire, les données de ses essais sur différentes espèces de primates sont normalisées. La normalisation permet de comparer des réponses issues de sujets ayant des anthropométries différentes. La méthode utilisée définit une relation entre la réponse du sujet et ses caractéristiques physiques. Ainsi les réponses

obtenues sont modifiées afin d'estimer la réponse correspondante à un sujet d'anthropométrie moyenne.

La courbe proposée se compose de 3 segments (Figure 1.8) : forme montée-plateau-montée ou en double pics. Il explique le segment I comme représentant le premier contact avec l'abdomen, la force au niveau de l'impacteur augmentant rapidement. Cette partie va dépendre de la masse abdominale mais aussi de la largeur de l'impacteur. Le segment II représente la compression abdominale initiale, la force reste constante alors que la pénétration augmente. L'effet de la viscosité des organes abdominaux, qui va dépendre de la vitesse d'impact [17], conditionne la pente des segments I et II [20]. Le segment III correspond à une compression des organes abdominaux eux mêmes.

Cette forme de courbe est obtenue dans tous les essais réalisés par Nusholtz avec quelques différences : Les animaux plus petits et une vitesse d'impact plus faible tendent à produire seulement le segment II ou III ; les animaux plus gros et des vitesses d'impact plus élevées produisent un segment I plus court, la force initiale atteint des valeurs plus élevées en un laps de temps plus court.

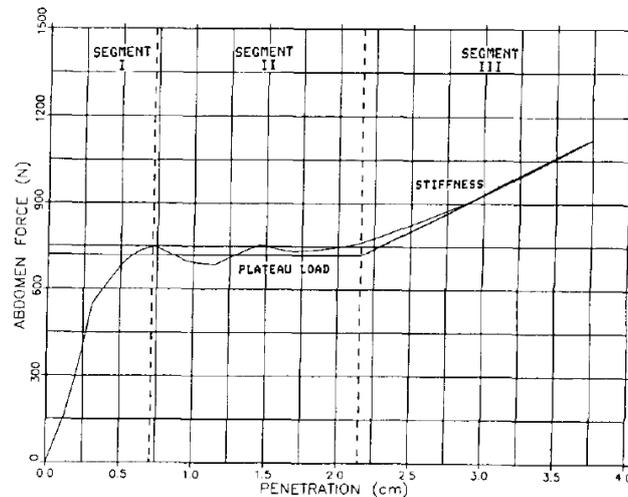


Figure 1.8 : Courbe typique de Force/Pénétration (montée-plateau- montée) décrite par Stalnaker pour des impacts avec barre rigide [Stalnaker, 1985].

Cavanaugh compare dans son étude les courbes de réponse qu'il a obtenues à celle de Stalnaker. Les courbes de chargement de l'abdomen en fonction de la déflexion sont linéaires et ne présentent pas les trois phases observées par Stalnaker. Cavanaugh calcule ainsi une raideur apparente de l'abdomen en déterminant une droite moyenne utilisant les moindres carrés. Les raideurs obtenues varient de 20,1 à 101,2 kN/m et

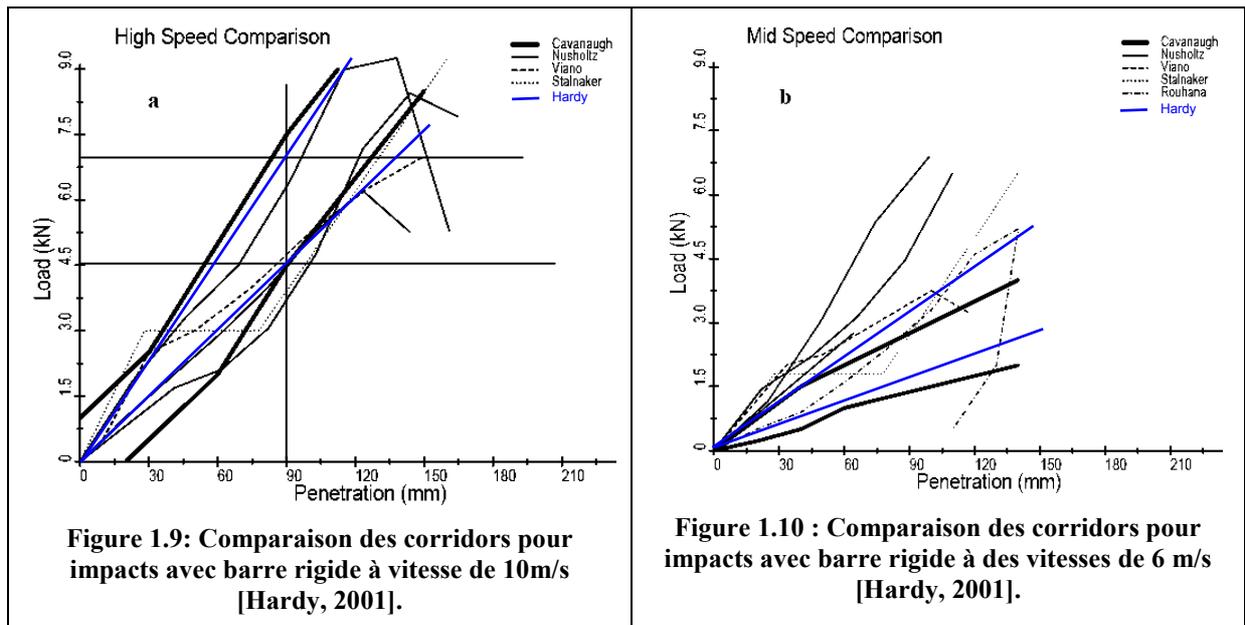
augmentent avec la vitesse de sollicitation et la masse de l'impacteur. Une bonne corrélation est obtenue entre la raideur apparente de l'abdomen et la vitesse de l'impacteur ainsi qu'entre cette même raideur et l'énergie cinétique de l'impacteur. L'auteur définit des corridors à deux vitesses différentes (6 et 10 m/s) et constate que la raideur apparente obtenue est plus faible que celle obtenue par Stalnaker. Les raisons qu'il énonce pour expliquer cette différence sont multiples. Elles concernent la localisation de l'impact, la taille de l'impacteur, le choix des sujets et leur position et enfin la méthode de normalisation. La forme de la courbe effort-pénétration définie par Stalnaker est, comme le constatent Cavanaugh et Hardy, observable pour des impacts au niveau supérieur de l'abdomen où il y a une implication des côtes.

Concernant les essais de Hardy en dos libre au niveau inférieur de l'abdomen, les réponses à 9 m/s atteignent un effort double de celui obtenu à 6 m/s à une pénétration plus faible. Hardy explique ce phénomène par le comportement visqueux de l'abdomen. Ce comportement est sensible à l'amplitude et la vitesse de transfert de l'énergie comme l'a également suggéré Nusholtz. La raideur apparente obtenue dans les essais à moyenne et haute vitesse de sollicitation est comparable à celle obtenue par Cavanaugh.

Les différences de courbes de chargement entre les essais en dos libre et ceux en dos fixe sont expliquées par des effets de masse. Les essais en dos fixe permettent de s'affranchir des effets de flexion de la colonne et de la mise en mouvement de la masse totale du sujet. Les résultats obtenus dans ces essais confirment le fait que la réponse de l'abdomen est dépendante de la vitesse de sollicitation. Cependant la contribution relative des masses et de la viscosité n'est pas connue.

Corridors :

Des corridors pour les courbes force-pénétration sont définis pour permettre l'évaluation des mannequins. Chaque auteur a construit ses propres corridors et les a comparés aux existants. Ces corridors sont représentés sur la Figure 1.9 et la Figure 1.10.



Bien que les courbes définissant les corridors à 10 m/s (Figure 1.9) présentent des formes différentes, il y a un accord général sur la raideur apparente de l'abdomen. La Figure 1.10 montre qu'à 6 m/s, les courbes présentent des différences importantes imputables aux caractéristiques de l'impacteur ainsi qu'à la localisation de l'impact. Dans tous les cas, la raideur apparente obtenue dans les essais à 10 m/s (70 kN/m) est en moyenne plus de deux fois plus élevée que celle obtenue pour les essais à 6 m/s (30 kN/m).

1.3.2. Essais de compression abdominale par airbag

Le but de l'étude de Hardy [20] est de développer un outil reproduisant de façon contrôlable et répétable le chargement de l'abdomen par déploiement à haute vitesse d'un airbag. Une étude préalable sur le déploiement d'un airbag passager en situation confinée (OOP) est réalisée sur 3 cadavres. Ces essais sont réalisés avec des conditions différentes de distance par rapport à l'abdomen et de vitesse de déploiement. Les courbes de la pénétration en fonction du temps obtenues sont utilisées pour alimenter un modèle d'airbag. Toutes les données sont récapitulées dans le Tableau 1.5.

Dénomination	Chargement par airbag	Simulation airbag par impacteur
But	Fournir la vitesse de pénétration de l'airbag sur un abdomen de cadavre	Méthode contrôlable et répétable de simulation du déploiement d'un AB en OOP
Sujets	3 cadavres	3 cadavres
Impacteur	Airbag passager	Substitut : - impacteur cylindrique en alu (D=7.6cm et L=20cm) avec bord arrondi pour ne pas avoir des effets de bords lors de la pénétration, attaché à un piston pneumatique - sac gonflé à 1.6Mpa, relâchement de la pression 7,6 cm après pénétration
Vitesse d'impact et compression	Non disponible	V= 13 m/s (déduit des essais en OOP)
Configuration du choc	Déploiement d'un airbag en OOP 3 tests de déploiement en statique : - airbag agressif initialement en contact avec le sujet (4 cm entre le socle de l'airbag et le sujet) - airbag moins agressif sans espace entre socle de l'airbag et sujet - airbag moins agressif avec un espace initial entre le socle de l'airbag et le sujet Dans tous les cas, le dos est fixe	6 tests sur 3 cadavres : 1 ^{er} sujet : 1/ dos libre 2/ dos fixé avec attache en U 3/ dos fixé avec dossier rigide 4/ idem 3 2 ^{ème} et 3 ^{ème} : dos fixé (car cadavre bouge peu donc facilite la mesure de la pénétration)
Localisation impact	L3 au niveau de l'ombilic	L3 au niveau de l'ombilic
Instrumentation	- Capteur de force monté entre l'airbag et son socle pour mesurer intensité de déploiement - 2 tiges placées à travers l'abdomen pour mesurer compression antéropostérieure de l'abdo - Cibles placées sur les tiges - Disques suturés sur le derme abdominal de chaque côté de l'ombilic	- Accéléromètre impacteur - Capteur de pression au niveau du piston (entre piston et tête) insensible à l'accélération - Vidéo rapide
Mesures	- Force engendrée par déploiement de l'AB - mesure pénétration = f(t) - vitesse de pénétration par des vidéos rapides (analyse du mouvement des cibles)	- Mesure de la force d'interaction avec l'abdomen par accélération et pression - Pénétration
Résultats	- Pénétration plus faible avec les espaces - Moins de lésions abdo en éloignant l'AB et le rendant moins agressif - Vitesse de pénétration de 13 m/s	- Evite le contact des structures autres que les organes abdo (côtes,...) - Evite la dépendance sur des AB spécifiques, gaz, etc... - Mesure force d'interaction qui n'est pas faisable avec AB - Outil contrôlable, répétable

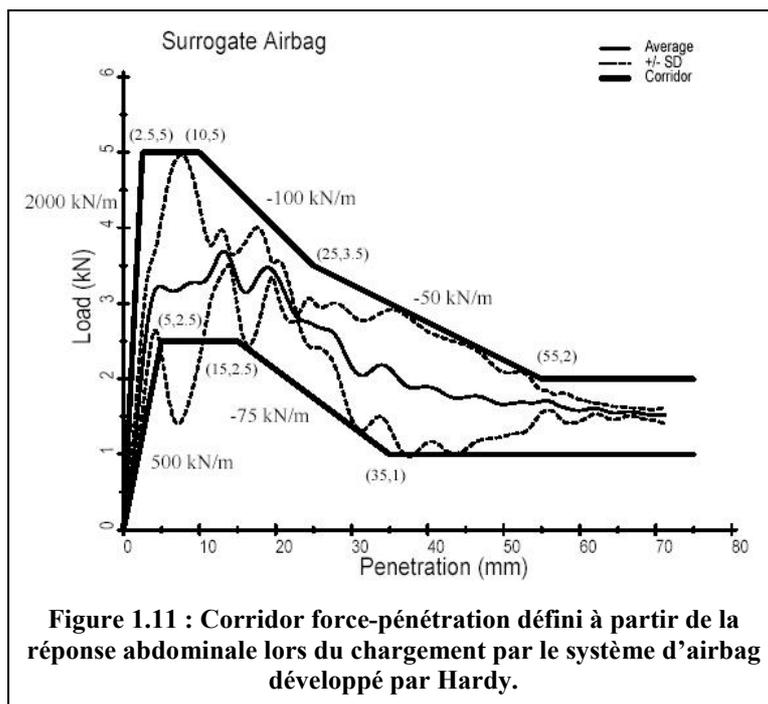
Corridors		Raideur initiale : 1250 kN/m (10 fois la raideur avec un chargement ceinture)
Autopsie	<ul style="list-style-type: none"> - Déchirure du foie & de la rate - Multiples déchirure du mésentère - Déchirure du péritoine - Déchirure du colon 	<p>Lésions comparables mais mineures par rapport au AB passager existant du au fait que simule les 1^{ère} phases du déploiement de l'AB.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Déchirure du foie et de sa capsule

Tableau 1.5: Essai de Hardy sur le déploiement d'airbag en situation confinée et développement d'un outil pouvant le reproduire de façon contrôlable et répétable.

Le modèle de l'airbag est constitué par une chambre souple gonflable placée sur le sujet et impactée par un tube cylindrique. La vitesse de l'impacteur est définie à partir des courbes obtenues lors des essais de déploiement en OOP. Outre l'avantage de contrôler les paramètres de l'expérience comme la force de chargement grâce aux mesures de pression et d'accélération, ce système permet de reproduire les tests sans charger directement les côtes et le bassin. Ce système reproduit la phase initiale de chargement de l'abdomen par le déploiement d'un airbag.

Corridor :

La Figure 1.11 présente les corridors force-pénétration pour le chargement par un airbag. La raideur apparente de l'abdomen est comprise entre 500 et 2000 kN/m. Cette raideur est définie par les pentes initiales des droites haute et basse du corridor définissant la phase de montée de l'effort.



1.3.3. Essais de chargement par une ceinture de sécurité

Les essais de compression dynamique de l'abdomen par une ceinture permettent de reproduire l'interaction qui se produit entre la ceinture ventrale et l'abdomen lors d'un choc automobile. Les essais ont pour but d'étudier de manière contrôlable et répétable l'interaction ceinture/abdomen. Les sujets sont principalement des porcs morts (Rouhana [21]) ou anesthésiés (Miller [22]) et des cadavres humains (Hardy [20], Trosseille [23], Foster [24]). Ces mêmes essais avec des mannequins comme le THOR [23] et l'Hybrid III permettent de comparer la réponse des sujets à celle des mannequins afin d'évaluer leur biofidélité. Rouhana en 2001 [25] utilise les réponses des essais de Hardy [20] pour élaborer un abdomen rempli de silicone pour le mannequin HIII afin d'améliorer son comportement.

Les essais de Miller en 1989 [22] portent sur 25 porcs anesthésiés, placés sur le dos et chargés par une ceinture au niveau de la 4^{ème} vertèbre lombaire (correspondant à la 3^{ème} lombaire pour l'homme) à des vitesses comprises entre 3,7 et 6,3 m/s au moyen d'une machine hydraulique. Le système utilisé est présenté sur la Figure 1.12. Rouhana en 1989 [21] réalise des essais identiques sur 15 porcs morts à des vitesses comprises entre 0,2 et 5,3 m/s. Des corridors force pénétration sont définis afin d'évaluer et d'améliorer les réponses des mannequins de chocs.

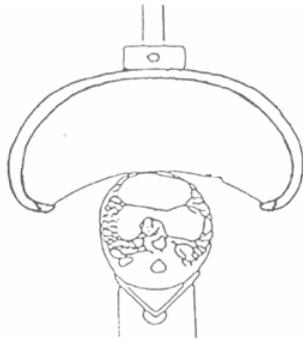


Figure 1.12: Dispositif expérimental de Miller et Rouhana (1989).

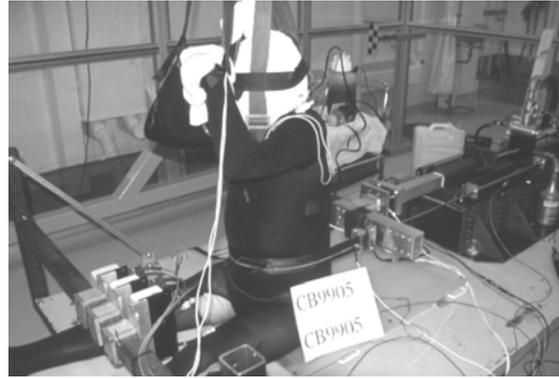


Figure 1.13: Dispositif expérimental de Hardy en dos libre (2001).

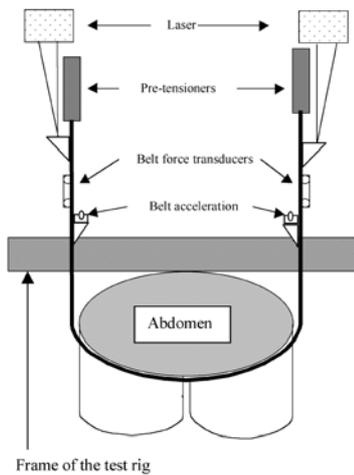


Figure 1.14: Dispositif expérimental de Trosseille (2002).

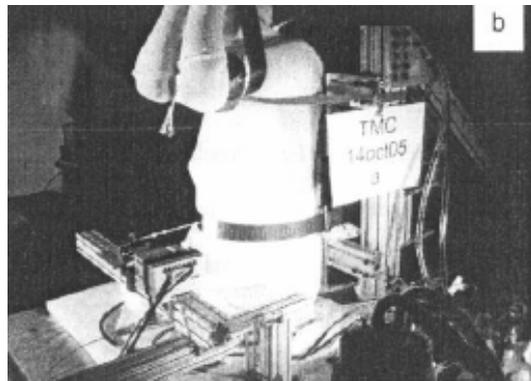


Figure 1.15: Dispositif expérimental de Foster (2006).

Les dispositifs d'essais sur cadavres de Hardy en 2001, de Trosseille en 2002 et de Foster en 2006 [20; 23; 24] sont présentés respectivement Figure 1.13, Figure 1.14 et Figure 1.15 et les modalités détaillées dans le Tableau 1.6. La configuration des essais est la même, la ceinture placée transversalement sur l'abdomen charge celui-ci symétriquement.

	Hardy et al. (2001)	Trosseille et al. (2002)	Foster et al. (2006)
Sujets	- 3 cadavres non embaumés - Pressurisation - Trachéotomie	- 6 cadavres frais - Pressurisation - Trachéotomie	- 8 cadavres non embaumés - Pressurisation Trachéotomie
Chargement	Symétrique Ceinture standard	Symétrique Ceinture standard Prétensionneurs (1 ou 2) 2 types différents	Symétrique Ceinture standard Prétensionneurs (1 ou 2) 2 types différents B (énergie moyenne) C (énergie faible)
Configuration du choc	Assis, position droite Jambes horizontales Bras dessus la tête Partie postérieure libre & fixe	Assis, position droite Jambes sur un plastique courbé Bras au dessus de la tête Dos soutenu	Assis, position droite Jambes horizontales Bras au dessus de la tête Dos fixe
Localisation impact	<u>Cadavre 1</u> : 2 tests au niveau mi abdomen avec dos fixe et libre. <u>Cadavres 2&3</u> : Tests avec dos libre mais à 2 localisations différentes : Impact mid (niveau ombilic) et partie inférieure basse	Partie inférieure L3 4 tests avec 1 prétensionneurs type 1 (8g de propergol à 3.5 kJ) + limiteur d'effort 2 tests avec 2 prétensionneurs type 2 (0.8g de propergol à 4 kJ) de chaque coté de la ceinture.	Au niveau de l'ombilic entre crêtes iliaques et les côtes 9 essais 2 avec C (sur même sujet) 3 avec B sur 3 sujets 4 avec 2 B (sur 4 sujets)
Vitesse d'impact et compression	V = 3 à 5m/s C = 26-37%	V = 8.2 à 11.7 m/s C = 25-32%	V = 4 à 13.3 m/s C = 25-55%
Instrumentation	- Capteurs efforts ceinture (avec inertie compensée) -3 potentiomètres filaires (ceinture) - Laser (déplacement de L3 relativement au vérin) - Déplacement du vérin (potentiomètre linéaire, capteur de vitesse et accéléromètres)	- Capteurs efforts uniaxe de chaque coté de la ceinture (avec inertie non compensée) - Accéléromètres uni axe (mesure accélération parallèle à la ceinture) - laser (mesure du déplacement) - Vidéos rapides, cibles devant et sur le coté gauche du cadavre, sur la ceinture	- Capteurs effort ceinture - Laser : mesure pénétration - Vidéos (2000i/s) : déflexion par suivi de mires
Mesures	Force/Pénétration	Force/Pénétration	Force/Pénétration
Corridors	Corridor pour chargement au niveau de l'ombilic (mid) pour une moyenne (3 m/s pour 90 mm de pénétration)	Modèle Ressort Amortisseur	Corridor pour essais avec B (7m/s) et essais avec 2B (9m/s)

Autopsie	Seuls des ruptures de côtes sont observées	<ul style="list-style-type: none"> - Rupture du mésentère (2 cas) - Rupture de la rate - Lésions au foie 	Lésions sur essais avec 2B <ul style="list-style-type: none"> -Lacérations du foie (3 sujets) - Déchirure rate (2sujets)
----------	--	--	--

Tableau 1.6: Comparaison des études sur la tolérance abdominale en choc frontal lors d'un chargement dynamique par la ceinture de sécurité – Essais sur SHPM.

Réponse biomécanique

Les courbes d'effort en fonction de la pénétration obtenues dans les essais de Miller présentent une phase de chargement linéaire. L'auteur en déduit des raideurs apparentes de l'ordre de 30 kN/m (+/- 10 kN/m) pour des vitesses variant de 1,6 à 6,6 m/s. Ces raideurs sont corrélées avec la vitesse de sollicitation. La phase de décharge est verticale. Les lésions observées lors de ces essais sont des contusions aux organes creux, mésentère, intestin et duodénum.

Hardy compare ses essais avec dos fixe et dos libre pour une sollicitation au niveau de l'ombilic. Il remarque que la raideur apparente de l'abdomen est la même jusqu'à 45 mm de pénétration (120 kN/m en moyenne) et ensuite l'effort pour l'essai en dos fixe augmente plus rapidement que celui en dos libre. Ce n'est seulement qu'à hautes pénétrations que l'influence du dos fixe se fait ressentir. Les organes sont comprimés contre la colonne vertébrale pour les sujets en dos fixe alors que, pour les essais en dos libre, la mise en mouvement du tronc et donc de la colonne limite cette compression. Concernant la comparaison des essais sollicitant l'abdomen au niveau de l'ombilic et l'abdomen au niveau bas, il constate que ces derniers atteignent des niveaux d'effort plus élevés mais que la raideur initiale apparente est sensiblement la même.

Trosseille déduit des courbes obtenues lors de ses essais sur cadavre un comportement non linéaire et non élastique de l'abdomen. Il définit un modèle masse ressort amortisseur pour reproduire le comportement de l'abdomen. Le développement de son modèle est détaillé dans le paragraphe 1.5.1. Il développe également un modèle analytique pour le mannequin de choc THOR. Il remarque que dans les conditions de ses essais, c'est-à-dire pour des vitesses variant de 8,2 à 11,7 m/s et des pénétrations de 58 à 76 mm, la composante visqueuse est prédominante sur la raideur statique de l'abdomen. Son étude ne conduit pas à proposer un critère lésionnel mais apporte des

informations importantes sur le fait que les conditions de chargement doivent être renseignées lorsque que l'on détermine des valeurs de critères de tolérance. Ces critères sont développés dans le paragraphe 1.4.

Foster compare ses résultats au corridor de Hardy et étudie les critères lésionnels. Ses courbes d'effort – pénétration, contrairement aux autres réponses disponibles dans la littérature, présentent un minimum local pour les essais à 7 m/s et un maximum local pour les essais à 9 m/s.

Foster mesure la pénétration de deux façons ; l'une est mesurée au niveau des brins de la ceinture (déflexion) et l'autre par laser au niveau de l'ombilic (pénétration). Il remarque que les pénétrations atteignent un maximum plus élevé et plus tardif que les déflexions et le justifie par l'inertie de la masse abdominale. De plus il observe que les vitesses de déflexion sont plus importantes que les vitesses de pénétration. Il souligne que comme Trosseille mesure la déflexion et la vitesse de déflexion au niveau de la ceinture, ce dernier sous estime les pénétrations et sur estime les vitesses de chargement. Les pénétrations de Foster varient de 49 à 138 mm pour des vitesses variant de 4 à 13,3 m/s et celles de Trosseille de 58 à 76 mm pour des vitesses variant de 8,2 à 11,7 m/s. Les vitesses de pénétration obtenues par Trosseille se situent dans la plage de celles mesurées par Foster, par contre les pénétrations obtenues par Foster sont plus élevées que celles de Trosseille. Foster attribue cette différence au fait que les mesures réalisées sont des mesures de pénétrations (point de mesure au niveau de l'ombilic) alors que Trosseille mesure des déflexions (au niveau de la ceinture).

Corridors et modèles

Les corridors construits à partir des différents essais ainsi que la réponse du modèle de Trosseille sont présentés Figure 1.16. Foster définit dans son étude deux corridors, un pour des vitesses de 7 m/s et un pour des vitesses de 9 m/s. Son corridor pour des vitesses de 7 m/s est représenté Figure 1.16 en cohérence avec les autres corridors. Contrairement au corridor défini par Hardy, celui de Miller est linéaire et la raideur apparente de l'abdomen est 4 fois plus faible que celle définie par Hardy. Ce dernier explique cet écart par la différence dans le mode de sollicitation. En effet, la surface de contact entre la ceinture et l'abdomen est plus faible dans les essais de Miller que dans ceux de Hardy. Dans les autres essais, la ceinture entoure l'abdomen. Trosseille compare les réponses de son modèle au corridor défini par Hardy. La réponse se trouve en dessous du corridor. Trosseille attribue cette différence au fait que le

corridor de Hardy est construit avec ses essais en dos libre, contrairement au modèle de Trosseille qui est établi pour des essais avec dos fixe. Foster compare ses corridors à celui de Hardy. Il obtient une raideur apparente plus élevée que celle obtenue par Hardy et attribue cette différence à la vitesse de chargement de l'abdomen. Dans les essais de Foster, la vitesse de chargement atteint son maximum à faible pénétration alors qu'elle atteint son maximum à mi pénétration dans les essais de Hardy. Ceci résulte comme l'explique Foster d'une accélération plus brusque de la masse abdominale entraînant une raideur apparente plus élevée.

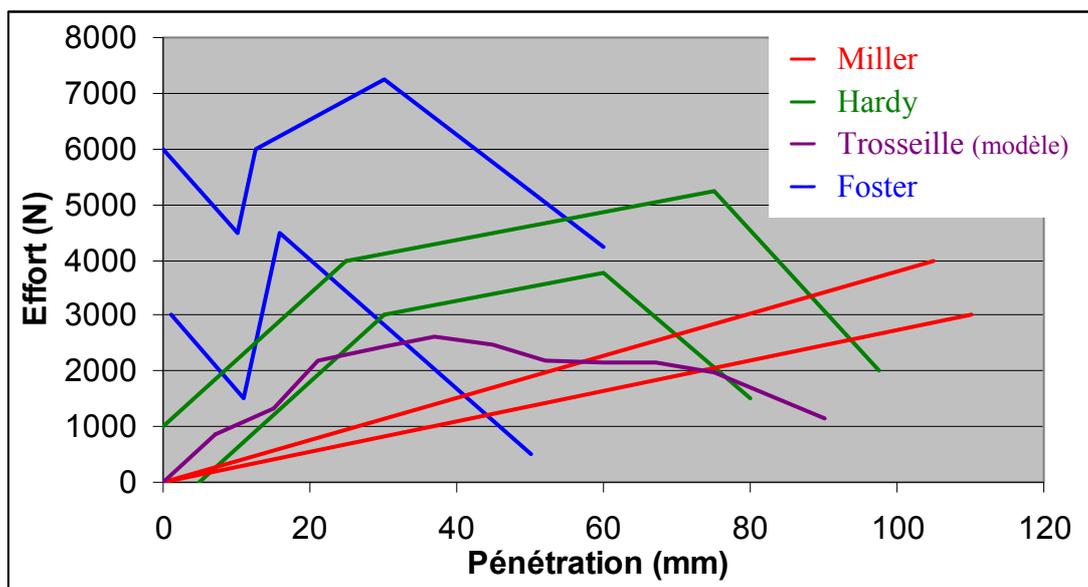


Figure 1.16: Comparaison des corridors des différents essais de chargement de l'abdomen par une ceinture et de la réponse du modèle de Trosseille.

Deux autres études [26; 27] de chargement par ceinture complètent ces essais dont les résultats obtenus conditionneront les choix que nous allons faire par la suite et apporteront des éléments de réponses sur des questions importantes.

L'accidentologie souligne que le phénomène de sous marinage est à l'origine des lésions abdominales. Uriot en 2006 [26] identifie les paramètres responsables du glissement de la ceinture sur le bassin et compare l'interaction entre le bassin et la ceinture pour des cadavres et différents mannequins (HIII et THOR). Des simulations sur un modèle représentant le mannequin de choc Hybrid III amélioré sont également réalisées. Ce qui nous intéresse est la vitesse à laquelle la ceinture pénètre dans l'abdomen lors du phénomène de sous marinage. Des photos des simulations à 80, 85, 90 et 95 ms sont présentées sur la Figure 1.17. Au bout de 90 ms (photo en bas à

gauche), on remarque que la ceinture glisse du bassin et commence à charger l'abdomen. La vitesse de pénétration du point central de la ceinture par rapport à la vertèbre T12 en fonction du temps est présentée sur la Figure 1.18. A l'instant du sous marinage (90 ms), on relève une vitesse de chargement de l'ordre de 4 m/s. Dans cette étude, Uriot s'intéresse uniquement à l'interaction entre le bassin et la ceinture. L'abdomen du mannequin n'est pas biofidèle ainsi la vitesse de la ceinture au-delà de sa vitesse de glissement n'est pas exploitable.

Kent développe en 2006 [27] un modèle correspondant à l'abdomen d'un enfant de 6 ans. Dans son étude, il réalise des essais en statique et en dynamique de chargement de l'abdomen par une ceinture et étudie l'influence des muscles sur la réponse de l'abdomen. Les vitesses de chargement dynamique varient de 4 à plus de 6 m/s. Il constate que, dans ces gammes de vitesse, les muscles n'ont pas d'influence sur la réponse. Par contre, il constate un effet de raideur dans les tests quasi statiques dû à la stimulation des muscles. Ces résultats sont très intéressants. En effet, dans la plupart des essais, des sujets humains post mortem sont utilisés. Ces sujets n'ont plus de tonus musculaire et la question de l'influence de ce manque de tonicité sur la réponse est légitime. Cette question est d'autant plus importante au niveau de l'abdomen où les muscles (les grands droits ou muscles abdominaux) sont puissants. L'étude de Kent assure que lors de sollicitation dynamique de l'abdomen par une ceinture, l'action des muscles sur la réponse de celui-ci est négligeable.

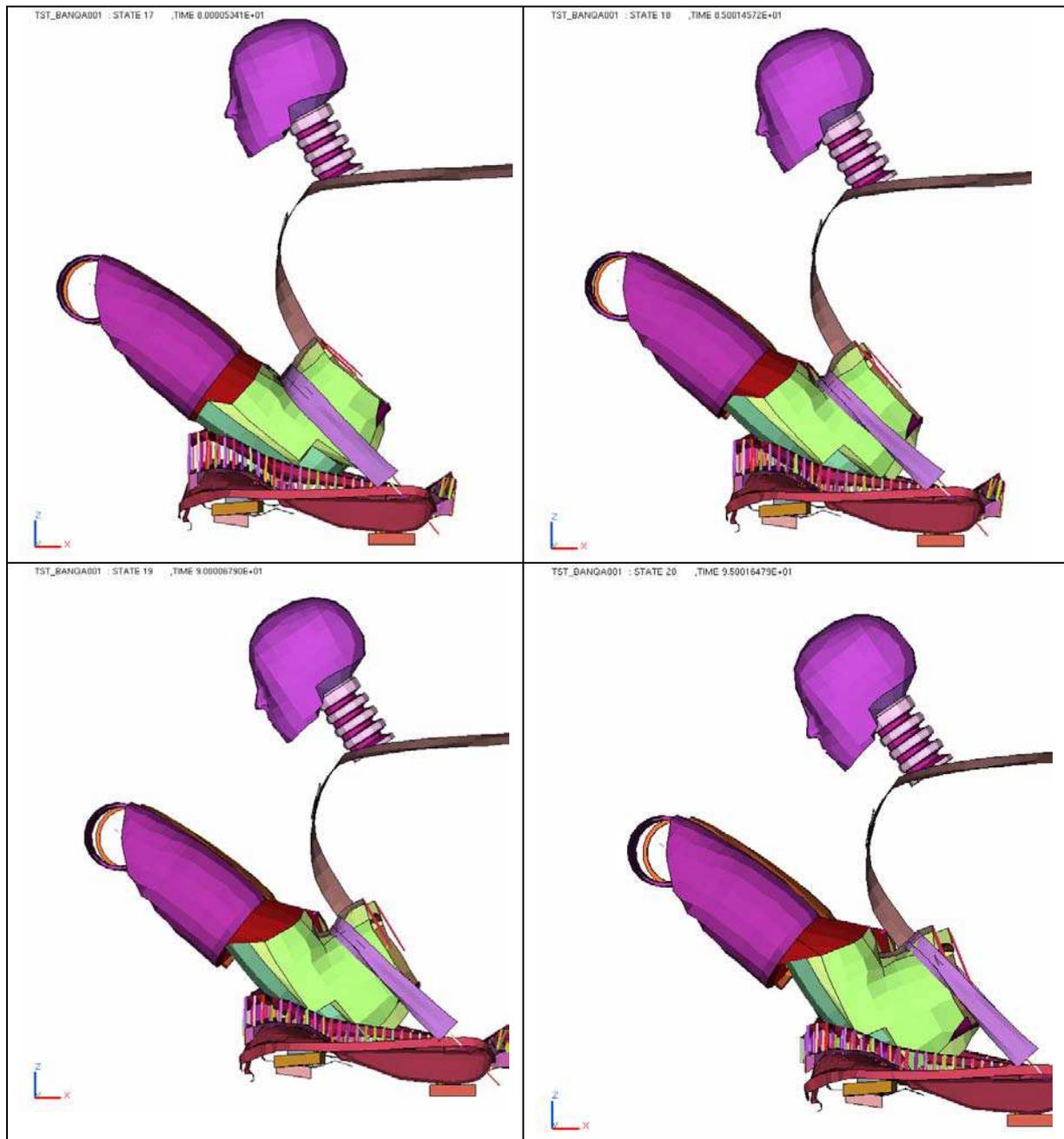


Figure 1.17: Simulations du sous marinage avec le mannequin de choc HIII amélioré à des instants différents, au bout de 80 ms (haut gauche), 85 ms (haut droit), 90 ms (bas gauche), 95 ms (bas droit).

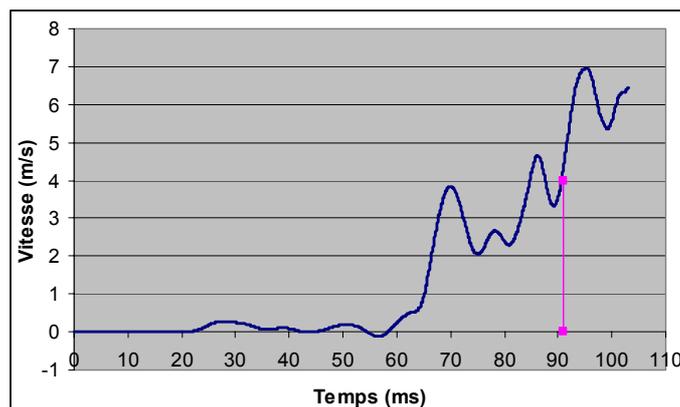


Figure 1.18: Vitesse de pénétration du point central de la ceinture par rapport à la vertèbre T12 lors du phénomène de sous marinage pour une simulation avec le mannequin HIII.

1.4. Critères de blessure

Pour utiliser les mannequins de choc comme outil d'évaluation de la protection de l'occupant, il est nécessaire d'établir un lien entre les valeurs des paramètres physiques mesurés et l'apparition de lésions. Grâce aux mesures faites lors des essais biomécaniques sur sujets humains ou animaux et aux autopsies réalisées, il est possible d'associer les lésions observées à ces paramètres. Si ces paramètres, que ce soit une compression, une vitesse, une accélération, un effort, une pression ou alors une combinaison de ceux-ci, sont capables de prédire le risque lésionnel dans toutes les configurations d'essais, on les considèrera comme des critères. Deux méthodes permettent de déterminer un critère. Soit l'on identifie le mécanisme responsable des lésions lors d'un choc : dans ce cas, on lui associe une mesure pour ensuite mettre en relation la mesure avec les lésions. Soit, on ne connaît pas le mécanisme lésionnel et on réalise une analyse statistique sur plusieurs paramètres. Dans ce cas, pour que l'analyse soit pertinente, les paramètres étudiés ne doivent pas être corrélés.

Les critères utilisés pour l'abdomen, leur élaboration et leur signification sont détaillés ci-dessous.

Historiquement, le premier critère utilisé pour les lésions abdominales est la mesure de la compression. Cependant, Lau constate en 1981 [28] que des lésions apparaissent pour des compressions entre 30 et 40 % à des vitesses faibles. Par contre, à des vitesses supérieures à 12 m/s, il constate que les lésions apparaissent pour des

compressions de l'ordre de 10 à 20 %. Viano trouve également que la compression est un bon indicateur de lésions si les vitesses de chargement restent inférieures à 3 m/s [29]. Ces observations nous confirment que le comportement de l'abdomen est sensible à la vitesse. Lau, lors d'essais réalisés à une compression constante de 16 % et des vitesses variant de 5 à 20 m/s sur des lapins anesthésiés, constate que la vitesse est un paramètre que l'on doit prendre en compte pour la définition du critère. De ces expériences, Lau et Viano en 1986 [30], proposent un critère dit visqueux, produit de la compression $C(t)$ par la vitesse $V(t)$ dont certaines variantes sont utilisées. L'une d'elle, définie par Rouhana en 1985 [31], est le rapport du produit de la vitesse par la compression, par un moins la compression ($V \cdot C / (1 - C)$). Une autre variante utilisée est le produit du maximum de compression par la vitesse maximale de pénétration ($C_{\max} \cdot V_{\max}$). Stalnaker en 1985 [32] et Miller en 1991 [33] lors d'essais avec des impacteurs trouvent une bonne corrélation entre le critère visqueux et la sévérité des lésions. Certains critères peuvent également se baser sur l'effort maximum ou alors la pression intra abdominale [22]. D'autres tiennent compte de la force d'impact et de sa durée [34]. Par contre, l'accélération étant généralement mesurée sur une partie osseuse, elle n'est pas adaptée pour traduire le comportement des tissus mous [29]. D'autres critères représentant l'énergie d'impact [35] sont définis par le produit de la force par la compression ($F \cdot C$) ou alors le produit de la force maximum par la compression maximale ($F_{\max} \cdot C_{\max}$).

Chaque auteur définit un critère adapté à ses conditions d'essais, c'est-à-dire à un type de chargement et une sollicitation (vitesse, compression, etc..) donnés. Les critères obtenus pour les lésions abdominales sont donc différents. Cependant, un critère n'est défini comme tel que s'il est valable dans n'importe quel type de chargement et n'importe quelle sollicitation. Ceci est difficilement réalisable et en pratique, les bilans lésionnels sont corrélés à plusieurs paramètres physiques disponibles afin de constater d'une éventuelle relation entre eux. Les corrélations obtenues sont plus ou moins bonnes mais la définition d'un critère unique est délicate.

Après l'association d'un paramètre ou d'une combinaison de paramètres avec une lésion, une valeur seuil de ce critère est définie. Elle correspond à la valeur du paramètre au-delà duquel une lésion est susceptible d'apparaître. Des courbes de risque évaluant la probabilité d'avoir des lésions en fonction de la valeur du critère sont disponibles dans la littérature. Stalnaker [32] dans ses essais avec un impacteur

rigide sur des singes anesthésiés, obtient un seuil pour le critère visqueux ($V \cdot C$) de 3,83 m/s, pour la pression et une limite pour la compression. De même les essais avec impacteur de Miller [33] suggèrent un risque de 25 % de lésion abdominale AIS 4+ pour un $V \cdot C$ de 1,29 m/s.

N'ayant aucune connaissance du mécanisme lésionnel lors du chargement de l'abdomen par une ceinture, Miller [22] étudie par une analyse statistique la corrélation entre, d'une part, le maximum de compression (C_{max}), l'effort maximal (F_{max}), la pression maximale (P_{max}), le produit de l'effort maximal par la compression maximale ($F_{max} \cdot C_{max}$) et, d'autre part, la probabilité d'avoir une lésion grave à sévère (AIS 3+). Elle obtient la meilleure corrélation pour le produit $F_{max} \cdot C_{max}$. Cependant, elle constate que la régression logistique simple ne permet de considérer qu'un seul mécanisme lésionnel. Or lors du phénomène de sous marinage, elle explique qu'il existe à la fois un chargement quasi statique des organes abdominaux par la ceinture et également un chargement dynamique dû au mouvement de l'occupant. Elle utilise de ce fait la régression logistique multiple prenant comme paramètres d'entrée du modèle statistique la compression maximale C_{max} et le produit VC_{max} et compare les coefficients de corrélation obtenus à ceux des autres modèles. Elle obtient un meilleur coefficient de corrélation pour la régression multiple que pour les régressions simples. Elle en déduit que les lésions induites par un chargement par ceinture au niveau inférieur de l'abdomen sont dues à deux mécanismes lésionnels définis par vitesse de pénétration et le taux de compression. Elle obtient pour un risque de 25 % de lésions AIS 4+, une C_{max} de 48 % et un VC_{max} de 1,4 m/s. Elle propose également un risque de 50 % de lésions AIS 4+ pour une F_{max} de 4,72 kN (ceci pour des vitesses inférieures à 3 m/s).

Trosseille dans son étude trouve un $V \cdot C$ maximum de 1,6 m/s et un F_{max} de 7,5 kN [23]. Les valeurs des critères obtenus dans l'étude de Foster [24] ainsi que les valeurs précédentes sont répertoriées dans le Tableau 1.7. Les fourchettes de valeurs données par Foster correspondent au maximum des valeurs pour lesquelles il n'y a pas eu de lésions et au minimum de ces valeurs pour lesquelles il y a eu des lésions. Il constate que l'apparition des lésions est fortement liée à l'augmentation de l'énergie des prétensionneurs. Des lésions n'apparaissent que dans la configuration d'essais avec les prétensionneurs de plus haute énergie. Il étudie également l'influence de la compression, de la pénétration, de la vitesse, et des combinaisons de ces paramètres

sur l'apparition des lésions. Cependant, ces paramètres semblent corrélés. En effet, la compression augmente avec l'énergie du système de chargement. De même, la compression, la pénétration et la vitesse sont étroitement liées, la pénétration et la compression augmentent avec la vitesse de façon presque linéaire. Ainsi, comme tous les paramètres sont corrélés, si un paramètre est lié au risque lésionnel, les autres paramètres seront également valables. Pour identifier le paramètre responsable des lésions, une étude de décorrélation aurait été nécessaire.

Critère	V (m/s)	V*C (m/s)	V _{max} *C _{max} (m/s)	F _{max} *C _{max} (kN)	F _{max} (kN)	C _{max} (%)
Stalnaker	-	3.83	-	-	-	60%
Miller	-	1.4	-	2	4.72 (50% AIS4+)	48% (v=3-6 m/s)
Trosseille	-	1.6	-	-	7.5	-
Foster	7.5-8.5	2.9-4.1	1.2-1.8	2.8-3.6	7.9- 8.3	38- 44

Tableau 1.7: Valeurs seuil des critères de blessure pour les essais de chargement ceinture.

Les critères utilisés sont variables selon les auteurs : de plus, lorsqu'un même critère est utilisé, on observe des valeurs qui peuvent être très différentes. Ces divergences sont dues à des chargements différents selon les essais. En effet, le système de chargement, les surfaces et les vitesses de chargement, les sujets utilisés sont des facteurs intervenant dans les mécanismes lésionnels. Si l'on considère le V*C, on observe que sa valeur limite est la plus élevée pour Stalnaker lors de ces essais avec impacteur sur des singes anesthésiés. Miller et Trosseille ont des valeurs de V*C équivalentes mais des F_{max} variant du simple au double. Les vitesses de sollicitation sont deux fois plus faibles dans les essais de Miller que dans ceux de Trosseille. Cette différence peut expliquer cet écart observé dans les F_{max}. De plus, la surface de chargement entre les essais de Miller et de Trosseille est différente. La ceinture vient englober le sujet dans les essais de Trosseille alors que dans ceux de Miller le chargement de l'abdomen ne comprend pas les bords latéraux de l'abdomen. De même la compression maximale obtenue est différente selon les essais.

Ainsi, pour un même type de sollicitation, par exemple avec une ceinture de sécurité, on observe que valeurs des critères utilisés peuvent être très différents. Ceci peut être dû au système de chargement, aux sujets utilisés et à la vitesse de sollicitation par exemple. De ce fait, il est important comme l'a précisé Trosseille, de documenter le

critère utilisé avec les conditions de l'essai. Les valeurs obtenues pourront alors être comparées.

1.5. Modélisation du comportement de l'abdomen

1.5.1. Modèles analytiques

Les modèles analytiques permettent de comprendre et de reproduire avec des paramètres simples le comportement de l'abdomen.

Comme nous l'avons vu précédemment dans la revue bibliographique des essais, il existe autant de corridors que de séries d'essais. Les réponses obtenues sont dépendantes du type de sollicitation, c'est-à-dire du moyen de chargement, de la vitesse, des sujets utilisés, etc.... Pour s'affranchir des sollicitations différentes et afin de comparer ses essais aux essais existants, Trosseille [23] a développé un modèle analytique permettant de reproduire le comportement de l'abdomen. Ce modèle appliqué au sujet humain comporte un ressort et un amortisseur en parallèle afin de reproduire le comportement viscoélastique de l'abdomen observé dans les essais. Le modèle est représenté sur la Figure 1.19. De ses courbes d'effort en fonction de la pénétration, il détermine les raideurs statiques (à vitesse nulle c'est-à-dire à pénétration maximale). D'après les résultats de ses différents essais, il constate que la raideur statique peut être considérée comme une fonction linéaire de la pénétration. Ainsi pour implémenter la raideur de son modèle, il moyenne les valeurs obtenues. Il définit ensuite un effort dynamique qui correspond à l'effort total auquel il soustrait l'effort statique. L'effort dynamique est ensuite tracé en fonction de la vitesse de pénétration. La linéarité de cette courbe suggère l'utilisation d'un amortisseur linéaire pour définir le modèle. Les valeurs obtenues sont 12,9 kN/m pour la raideur et 765 Ns/m pour l'amortissement. L'auteur compare la réponse du modèle avec les corridors définis par Hardy comme nous l'avons précédemment vu au paragraphe 1.3.3.

Un modèle de ce type est également implémenté pour reproduire le comportement abdominal du mannequin de choc (THOR). Une masse est ajoutée au modèle précédent (Figure 1.20). La comparaison du mannequin THOR et du cadavre montre que la raideur statique de l'abdomen du mannequin est plus élevée que celle du cadavre (deux fois plus élevée pour une pénétration de 80 mm). Par contre le coefficient d'amortissement est quatre fois plus faible pour l'abdomen de mannequin que pour celui des cadavres.

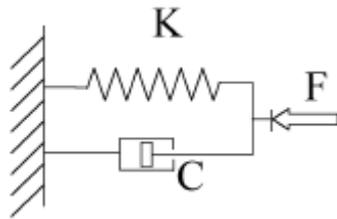


Figure 1.19: Modèle analytique de Trosseille pour le sujet humain.

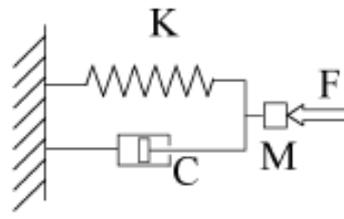


Figure 1.20: Modèle analytique de Trosseille pour le mannequin THOR.

Ces modèles analytiques sont simples à mettre en œuvre et permettent de comprendre le comportement de l'abdomen en identifiant les paramètres influents.

1.5.2. Modèles éléments finis

Grâce à l'amélioration des moyens de calcul, se développent de plus en plus de modèles numériques notamment par éléments finis. Les essais virtuels de crash se substituent alors progressivement aux essais avec mannequins. En effet, les modèles sont moins coûteux et permettent de représenter la complexité du corps humain tant en terme de géométrie que de comportement mécanique. Chaque partie du corps humain est détaillée et comporte sa propre loi de comportement. L'intérêt de ces modèles est de pouvoir reproduire le comportement global de l'être humain lors d'un choc, tout en étant capable d'analyser l'évolution des contraintes ainsi que les déplacements et les déformations de chacun des organes. Cette finesse de modélisation autorise la prédiction des lésions ainsi que leur localisation.

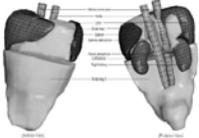
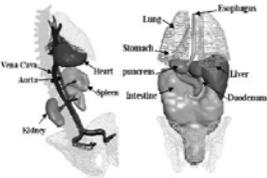
Dans la suite, nous allons faire une synthèse des modèles numériques existants et développés pour le choc frontal en se focalisant sur la description de l'abdomen.

Les modèles répertoriés Tableau 1.8 sont des modèles numériques d'être humain correspondant à un 50^{ème} percentile homme. Différents degrés de détails, de caractéristiques sont présents au niveau des organes abdominaux. Les organes pleins comme le foie, la rate et les reins sont représentés dans tous les modèles. L'estomac est représenté par sa géométrie dans deux modèles, contrairement aux intestins qui sont modélisés par un ou plusieurs sacs. Les attaches entre les différents organes sont principalement simulées par des interfaces de contact. Certains vaisseaux sont modélisés. Les propriétés affectées à chaque organe sont issues d'expériences ou sont

ajustées lors de simulations préliminaires afin d'améliorer la réponse globale du modèle. Ces propriétés sont également répertoriées dans le Tableau 1.8.

Les modèles ont pour but de reproduire la cinématique de l'occupant ainsi que les réponses globales d'effort et de pénétration obtenues dans plusieurs configurations d'essais que l'on a vu dans le paragraphe 1.3. En choc frontal, ces modèles sont tous validés avec les essais d'impacteur de Cavanaugh. Parmi ceux-ci, un modèle est de plus validé avec les essais de barre rigide de Hardy, et deux autres avec les essais de barre rigide et de chargement ceinture de Hardy. Dans le processus de validation des modèles, il est préférable d'utiliser les courbes de réponses en fonction du temps obtenues dans les différents essais expérimentaux simulés. Cependant, comme les modèles ne peuvent généralement pas représenter la taille et la masse de tous les sujets utilisés, les corridors sont les plus fréquemment utilisés pour la validation de ces modèles numériques.

Le but de ces modèles est également d'estimer le risque lésionnel des différents organes internes selon les configurations de chocs. Certaines études sur ces modèles évaluent les critères de blessure à partir des critères développés au paragraphe 1.4 qui se basent sur des mesures globales. D'autres étudient les mesures de pression et les contraintes dans les organes disponibles dans la formulation des calculs par éléments finis afin de les comparer aux tolérances de ces organes disponibles dans la littérature. Ces valeurs limites sont essentiellement déterminées par des essais de traction et de compression sur les organes isolés. Cependant, la prédiction des lésions au niveau des organes abdominaux, grâce aux modèles numériques, est encore peu développée, particulièrement pour les lésions des organes creux.

	Code	Géométrie	Eléments	Propriétés	Validation
<p>Lizee 1998 [36]</p> <p>LABMan</p>	Radioss		<ul style="list-style-type: none"> - Organes abdominaux représentés par un sac - Briques, propriétés solide - Muscles - Brique - Peau abdomen - Membrane - Peau viscères - Membrane 	<p>K/G₀/G_∞/β (MPa/kPa/kPa/-)</p> <p><i>Abdomen</i> – VE* linéaire : 0.166/36/27/1</p> <p><i>Muscles</i> – VE* : 0.25/115/86/1</p> <p><i>Peau abdomen</i> – Elastique E=10 MPa, ν=0.3</p> <p><i>Peau viscères</i> – Elastique E=5 MPa, ν=0.4</p>	<p>Frontal :</p> <ul style="list-style-type: none"> - barre rigide Cavanaugh 1986 <p>Latéral :</p> <ul style="list-style-type: none"> - pendule Viano 1989
<p>Lee and Yang 2001 [37; 38]</p> <p>WSUHAM</p> 	Pam-Crash	Visible Human Project	<p>35 000 éléments</p> <ul style="list-style-type: none"> - Organes pleins – Briques, propriétés solide Foie, Reins, Rate - Organes creux représentés par 3 sacs - Membrane - Diaphragme et certains vaisseaux - Membranes - Peau - Solide - Muscle- Solide 	<p>E₁/E₂ (MPa) - η₁</p> <p><i>Foie</i> – VE* non linéaire : 0.195/0.10 - 4</p> <p><i>Rate</i> - VE* non linéaire : 0.488/0.25 - 4</p> <p><i>Reins</i> - VE* non linéaire : 0.352/0.15 - 10</p> <p>ρ/E/ν (kg/m³/MPa)</p> <p><i>Organes creux</i> (Sac) <i>Diaphragme / Vaisseaux</i> - Elastique : 1000/3/0.3</p> <p><i>Peau - Muscles</i> : Mouse élastique : E=1MPa</p>	<p>Frontal :</p> <ul style="list-style-type: none"> -barre rigide Cavanaugh 1986 - barre rigide Hardy 2001 - chargement ceinture Hardy 2001 - <p>Latéral :</p> <ul style="list-style-type: none"> - pendule Viano 1989 - test lâché Walfish 1980
<p>Iwamoto 2002 [39]</p> <p>THUMS</p> 	PamCrash / Ls-Dyna	Visible Human Project	<p>80 000 éléments</p> <ul style="list-style-type: none"> - Organes pleins – Briques, propriétés : Solide Foie, Reins, Rate, Pancreas - Organes creux représentés par un sac - Solide Estomac, Intestins - Peau - Membrane - Muscle- Barre 	<ul style="list-style-type: none"> - Organes pleins - VE* - Organes creux - VE* - Peau - Elastique - Muscle- Elastique 	<p>Frontal :</p> <ul style="list-style-type: none"> - barre rigide Cavanaugh 1986

	Code	Géométrie	Eléments	Propriétés	Validation
Projet européen 2006 [40-43] HUMOS2 	Radioss / PamCrash		<ul style="list-style-type: none"> - Organes pleins - Brique, propriétés solide recouvert de coques : Foie, Reins, Rate - Organes creux - Solide : Estomac, intestins représentés par un sac - Diaphragme - Membrane - Peau – Membrane + Solide - Muscle- Solide 	$K/G_0/G_\infty/\beta$ (MPa/kPa/kPa/-) <i>Foie</i> –VE* linéaire : 0.166/45/36/1 <i>Rate</i> –VE* linéaire : 0.25/54/40/1 <i>Reins</i> –VE* linéaire : 0.166/45/36/1 <i>Estomac</i> –VE* linéaire : 0.25/54/40/1 <i>Intestins</i> –VE* linéaire : 0.001/36/27/1 Diaphragme - Elastique : $E=0.1$ MPa, $\nu=0.3$ Peau - Membrane – Plastique $E=1$ MPa, $\nu=0.3$ Peau - Solide – VE* : $K=0.25$ MPa, $G_0=155$ et $G_\infty=86$ kPa, $\beta=1$ Muscle - Mousse VE* : $E=0.53$ MPa, $\nu=0.43$	Frontal : - barre rigide Cavanaugh 1986 - barre rigide Hardy 2001 - chargement ceinture Hardy 2001 Latéral : - Pendule Viano 1989
Ruan. 2006 [44; 45]	Ls-Dyna	Visible Human Project	<ul style="list-style-type: none"> - Organes pleins : Briques, propriétés solide Foie, Rate, Reins - Organes creux représentés par un sac: Solide - Diaphragme : Membrane 	$K/G_0/G_\infty/\beta$ (MPa/kPa/kPa/-) <i>Foie</i> –VE* linéaire : 2.875/230/43.6/0.635 <i>Rate</i> –VE* linéaire : 2.875/230/43.6/0.635 <i>Reins</i> –VE* linéaire : 2.875/230/43.6/0.635 <i>Abdomen</i> –VE* linéaire : 0.145/15.03/5.01/0.635 $E/\sigma_y/\nu$ (MPa/kPa/-) <i>Diaphragme</i> – Elastique plastique : 27/125/0.35	Frontal : - barre rigide Cavanaugh 1986 - barre rigide Hardy 2001 Latéral : - pendule Viano 1989

Tableau 1.8: Synthèse des modèles numériques existants, de leurs principales caractéristiques au niveau de l'abdomen.

* VE: Viscoélastique

1.6. Discussion, conclusions et objectif du travail

Avec l'amélioration de la protection de la tête et du thorax, l'abdomen est devenu un segment corporel prioritaire à protéger lors d'accidents automobiles. L'accidentologie nous fournit des pistes sur les mécanismes lésionnels et la typologie des lésions. Les lésions abdominales pour les occupants ceinturés sont principalement imputables à deux phénomènes : l'un est le sous marinage et l'autre est un mauvais positionnement initial de la ceinture de sécurité qui conduit à un chargement lors de la prétension. Ces phénomènes entraînent principalement des lésions aux organes creux comme les intestins et le mésentère. De plus, les modèles numériques du corps humain par éléments finis étant peu développés au niveau de l'abdomen et particulièrement au niveau des organes creux, notre étude s'oriente naturellement vers le chargement de l'abdomen par une ceinture de sécurité.

De nombreuses études relevées dans la littérature ont pour but de comprendre la réponse de l'abdomen, de déterminer les mécanismes lésionnels et la tolérance abdominale face à un chargement ceinture. L'objectif de notre travail est de compléter et améliorer la base des résultats obtenus grâce à des essais biomécaniques sur sujets humains. L'intérêt de se baser sur les essais existants est double. Premièrement, la mise en place de conditions d'essais similaires va permettre la comparaison de nos essais à une base de données existante et validée. Deuxièmement, les enseignements tirés de ces essais nous permettent d'enrichir nos propres essais (matrice d'essais améliorée), ainsi que d'augmenter le nombre de mesures pour améliorer la compréhension de ces deux phénomènes. Le choix des mesures est inspiré des résultats, des questions soulevées et conclusions des études précédentes. L'ensemble des données permet d'améliorer notre compréhension du comportement de l'abdomen afin d'améliorer les modèles numériques d'être humain pour les rendre biofidèles et dans un objectif plus global d'obtenir un modèle prédictif de lésions.

La partie expérimentale de l'étude a pour objectifs de :

- Développer un dispositif expérimental permettant de reproduire de façon simple et exploitable à la fois le chargement de l'abdomen lors du phénomène de sous marinage et lors du mauvais positionnement initial de la ceinture
- De générer un jeu de données de références sur SHPM pour le développement et la validation des modèles éléments finis sous deux types de sollicitations.

Ces deux sollicitations impliquent le chargement dynamique direct de l'abdomen par la ceinture ; néanmoins les vitesses de pénétration de la ceinture au niveau de l'abdomen sont différentes. Lors du phénomène de sous marinage, la vitesse de chargement de l'abdomen par la ceinture est de l'ordre de 4 m/s. Les prétensionneurs quant à eux génèrent des vitesses de chargement de l'ordre de 8 m/s. Les sollicitations choisies afin de compléter la base de données existante sont représentées sur la Figure 1.21.

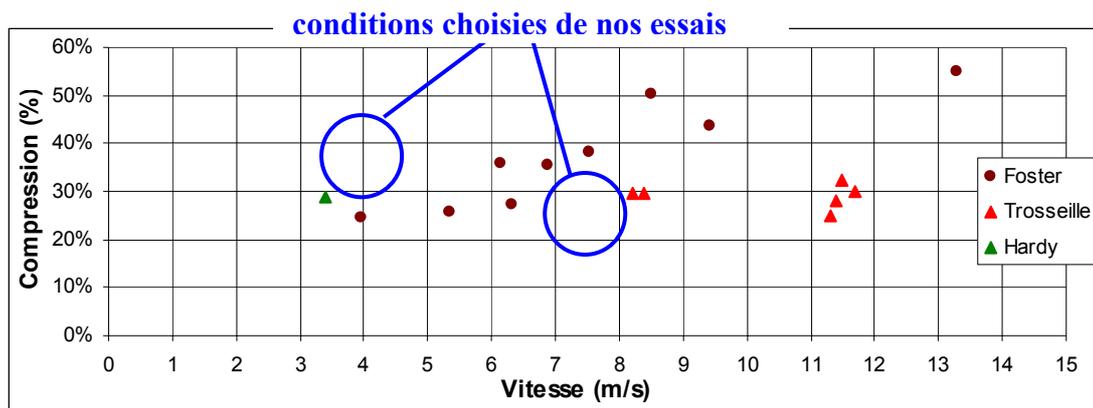


Figure 1.21: Positionnement sur un graphique de compression en fonction de la vitesse de nos essais par rapport à ceux de la littérature.

Comme nous l'avons vu dans le paragraphe 1.3.3, les études de l'abdomen peuvent se diviser en deux catégories. Celles de Miller et Rouhana [21; 22] portant sur le chargement de l'abdomen de porc : elles sont écartées puisque la position allongée confère aux organes une position différente de la position de conduite. En revanche, les études de Hardy, Trosseille et Foster [20; 23; 24] portent sur des sollicitations de l'abdomen humain en position assise, reproduisant plus fidèlement les conditions de conduite recherchées. Le dispositif expérimental développé doit ainsi reproduire au mieux les conditions de chargement de l'abdomen correspondant aux situations

réelles. On choisit d'ajouter aux mesures mentionnées dans la littérature une mesure de l'effort en sortie, l'effort appliqué par le sujet sur le dossier (appelé par simplicité effort dossier). En effet, de nombreuses études ne statuent pas sur les effets de masse, de viscosité ou une combinaison des deux qui jouerait un rôle sur le comportement de l'abdomen. La mesure de l'effort du sujet sur le dossier devrait lever en partie cette incertitude. Si l'effort dossier est différent de l'effort au niveau de l'abdomen, on peut conclure que des effets de masse interviennent sur le comportement de l'abdomen. De même, comme nous l'avons vu dans le paragraphe 1.5.2, les modèles éléments finis sont peu développés au niveau de l'abdomen et particulièrement au niveau des organes creux. Or les phénomènes étudiés mettent en jeu ce type d'organes. Dans les essais existants, les données enregistrées sont très globales, elles concernent des mesures d'effort et de déplacement en un point. De plus ces données sont des mesures externes. En effet, étant données la complexité et la diversité inter-organes et inter-individus des organes abdominaux, il est difficile d'envisager des mesures internes comme le déplacement d'un organe par exemple. Certains organes sont très friables, d'autres ont des cohésions faibles : une instrumentation de ces organes entraînerait leur fragilisation. Une autre façon d'aborder le problème est de mesurer la déformation externe de l'abdomen au cours du chargement. Le suivi de la paroi externe de l'abdomen peut nous apporter des informations sur le mouvement des masses en interne et ainsi améliorer notre compréhension du comportement abdominal. Des mesures de pressions au niveau de la trachée et des plèvres doivent permettre également de compléter les informations sur le mouvement et le comportement des organes. En effet, si l'on observe par exemple une augmentation importante de la pression endotrachéale, cela suppose un mouvement des organes vers la cage thoracique. Enfin des radiographies réalisées sur le moyen d'essais permettront également de valider certaines hypothèses émises sur le comportement interne et d'interpréter certaines lésions obtenues. En effet, si l'organe lésé est en regard avec la ceinture avant et après l'essai, la lésion sera essentiellement due au chargement direct de cet organe par la ceinture.

Le moyen d'essais est comparable à ceux utilisés par Hardy, Trosseille et Foster. Afin de solliciter uniquement l'abdomen, sans mettre en jeu ni le bassin, ni les côtes, la

ceinture est placée horizontalement au dessus des crêtes iliaques du sujet dans l'espace disponible entre le bassin et les premières côtes. Cet espace a pour ordre de grandeur la largeur d'une ceinture de sécurité ce qui permet un positionnement unique et reproductible de la ceinture. Ce choix, également utilisé dans les essais de Hardy, Trosseille et Foster, permet de ne solliciter que les parties molles, ce qui facilite l'interprétation des données expérimentales. Ainsi les raideurs apparentes observées seront comparables et les efforts mesurés sur les brins de la ceinture sont facilement transposables en effort au niveau de l'abdomen. De plus, le chargement est symétrique (chargement identique sur chaque brin de la ceinture) afin de s'affranchir des mouvements de cisaillement éventuels entre la ceinture et la paroi externe de l'abdomen, qui compliqueraient l'analyse.

Lors d'un choc automobile, un occupant ceinturé n'est pas fixe contre son siège mais est animé d'un mouvement de recul. Cependant, nous avons choisi pour des raisons de facilité et afin de documenter simplement l'effort au niveau du dossier, de s'affranchir de la cinématique du sujet dans ces essais. Cette configuration est reproduite par Hardy, Trosseille et Foster (Hardy étudie néanmoins également le cas où le sujet est libre). La mise en place des essais en dos libre est plus lourde en terme de moyen d'essais et de mesures. En effet, la position du sujet au cours de l'essai n'est pas maîtrisée, d'autres systèmes de retenue du sujet doivent alors être mis en œuvre. De plus, des mesures supplémentaires doivent être effectuées pour connaître finalement la pénétration et l'effort au niveau de l'abdomen en éliminant la contribution de la masse en mouvement. Ce choix du dos fixe du sujet facilite l'exploitation des données et apporte une information intéressante sur le comportement de l'abdomen grâce à l'effort mesuré au niveau du dossier.

Le dispositif choisi reproduit le chargement de l'abdomen lors du phénomène de sous marinage et celui du mauvais positionnement de la ceinture de sécurité. Les conditions d'essais sont simplifiées par rapport aux conditions réelles (mono-prétensionneur, mousse dans le dossier impliquant un mouvement de recul, ceinture non horizontale,...) lorsque ces phénomènes se produisent. Ces simplifications ont pour but de faciliter la compréhension du comportement de l'abdomen lors de ces types de chargement et la maîtrise des conditions aux limites en vue de leurs modélisations en éléments finis.

Nous présenterons dans un premier temps le protocole expérimental et les différents résultats associés, puis l'étude de la pertinence des critères lésionnels disponibles dans la littérature pour nos essais et enfin l'élaboration et l'amélioration de modèles. Un modèle analytique sur le principe du modèle de Trosseille sera déterminé. L'amélioration du modèle numérique grâce aux nouvelles données sera finalement réalisée.

Chapitre 2

Dispositif expérimental et protocole

2.1.	Description du banc d'essais	67
2.2.1.	<i>Description générale</i>	67
2.2.2.	<i>Positionnement des sujets.....</i>	70
2.2.3.	<i>Ajustement du montage selon les sujets et réglage de la précontrainte.....</i>	71
2.2.3.1.	<i>Ajustement en fonction de la taille des sujets</i>	71
2.2.3.2.	<i>Ajustement en fonction de la corpulence des sujets.....</i>	72
2.2.3.3.	<i>Précontrainte :.....</i>	73
2.3.	Description des sujets.....	75
2.3.1.	<i>Conservation.....</i>	75
2.3.2.	<i>Anthropométrie.....</i>	76
2.3.3.	<i>Préparation.....</i>	76
2.4.	Instrumentations utilisées.....	77
2.4.1.	<i>Instrumentation de la ceinture et du dossier.....</i>	77
2.4.1.1.	<i>Ceinture</i>	77
2.4.1.2.	<i>Dossier.....</i>	78
2.4.2.	<i>Instrumentation des sujets</i>	79
2.4.3.	<i>Radiographies sur le moyen d'essais.....</i>	81
2.4.4.	<i>Vidéographie</i>	82
2.5.	Traitement du signal.....	82
2.5.1.	<i>Acquisition des mesures.....</i>	82
2.5.2.	<i>Validation et compensation des capteurs d'effort.....</i>	83
2.5.3.	<i>Utilisation des mesures.....</i>	83
2.5.4.	<i>Matrices d'essais</i>	84
2.5.4.1.	<i>Essais MHA</i>	84
2.5.4.2.	<i>Essais PRT.....</i>	84

Comme nous l'avons vu précédemment, les lésions de l'abdomen sont imputables à deux phénomènes différents. L'un est un mauvais positionnement initial de la ceinture de sécurité, l'autre le phénomène de sous marinage. Afin d'étudier et de comprendre ces deux phénomènes, deux configurations d'expérimentations biomécaniques ont été mises au point et réalisées. Dans les deux cas, le banc d'essais utilisé est identique, seul le système de chargement diffère. Pour les essais de mauvais positionnement, le chargement est réalisé à l'aide d'un prétensionneur de ceinture de sécurité alors que pour ceux de sous marinage, il est produit par l'intermédiaire d'un vérin hydraulique.

Dans la suite nous allons décrire précisément le banc d'essais, les sujets utilisés lors des expérimentations, les mesures réalisées ainsi que le traitement du signal associé.

2.1. Description du banc d'essais

2.2.1. Description générale

Le principe du dispositif pour les deux configurations d'essais est illustré par les schémas de la Figure 2.1 et la Figure 2.2 et une vue globale est présentée sur la Figure 2.3. Il comporte un siège muni d'un dossier en aluminium sur lequel le sujet est assis. Afin de mesurer les efforts transmis au le dossier par le torse du sujet, le dossier est séparé de l'assise et relié à une partie solidaire du bâti par l'intermédiaire d'un capteur d'effort. L'assise est, quant à elle, solidaire du bâti. La ceinture est placée horizontalement au dessus des crêtes iliaques du sujet et acheminée grâce à des renvois jusqu'au système de chargement. Ce dernier est soit un prétensionneur, soit un vérin dynamique. Les prétensionneurs utilisés sont des dispositifs pyrotechniques, utilisés dans la voiture Laguna 2 de marque Renault. Le vérin utilisé est un vérin hydraulique de traction ayant une vitesse maximale de 0,7 m/s.

Dans le cas du chargement par prétensionneur, les deux brins de la ceinture sont reliés entre eux par des brides et attachés au prétensionneur grâce à une boucle de ceinture (Figure 2.2). Dans le cas du vérin, il est nécessaire d'utiliser des bras de levier afin de multiplier la vitesse de chargement (Figure 2.1). En effet, les vitesses constatées, lors de sous-marinage, sont de l'ordre de 4 m/s, or la vitesse du vérin utilisé est seulement de 0,7 m/s. Pour cela, des bras de levier sont construits avec plusieurs positions

d'ancrage pour les brins afin de permettre des sollicitations à des vitesses différentes. Quatre positions d'ancrage sont prévues pour des vitesses de chargement de 2, 3, 4 et 5 m/s. L'attache de la ceinture aux bras de levier est réalisée par l'intermédiaire d'un capteur d'effort (Figure 2.5). L'objectif du chargement avec le vérin est d'atteindre une vitesse constante le plus rapidement possible. La consigne maximale du vérin est une montée en effort de 15000 N en 35 ms. Pour atteindre le but fixé, on impose la consigne maximale en effort afin que le vérin atteigne le plus rapidement possible sa vitesse maximale de 0,7 m/s. Ensuite, le chargement est arrêté lorsque que la valeur de pénétration désirée est atteinte.

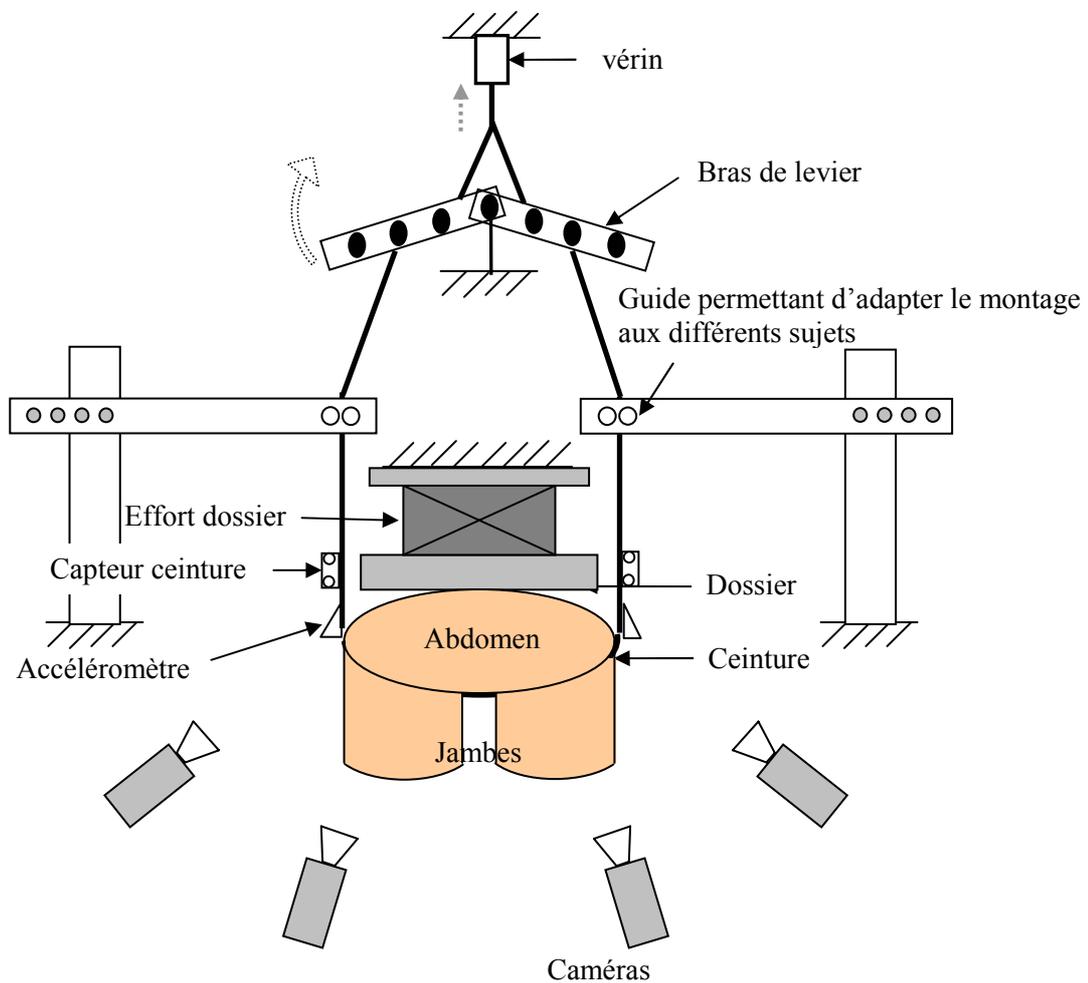


Figure 2.1: Schéma du dispositif expérimental avec vérin (vue de dessus).

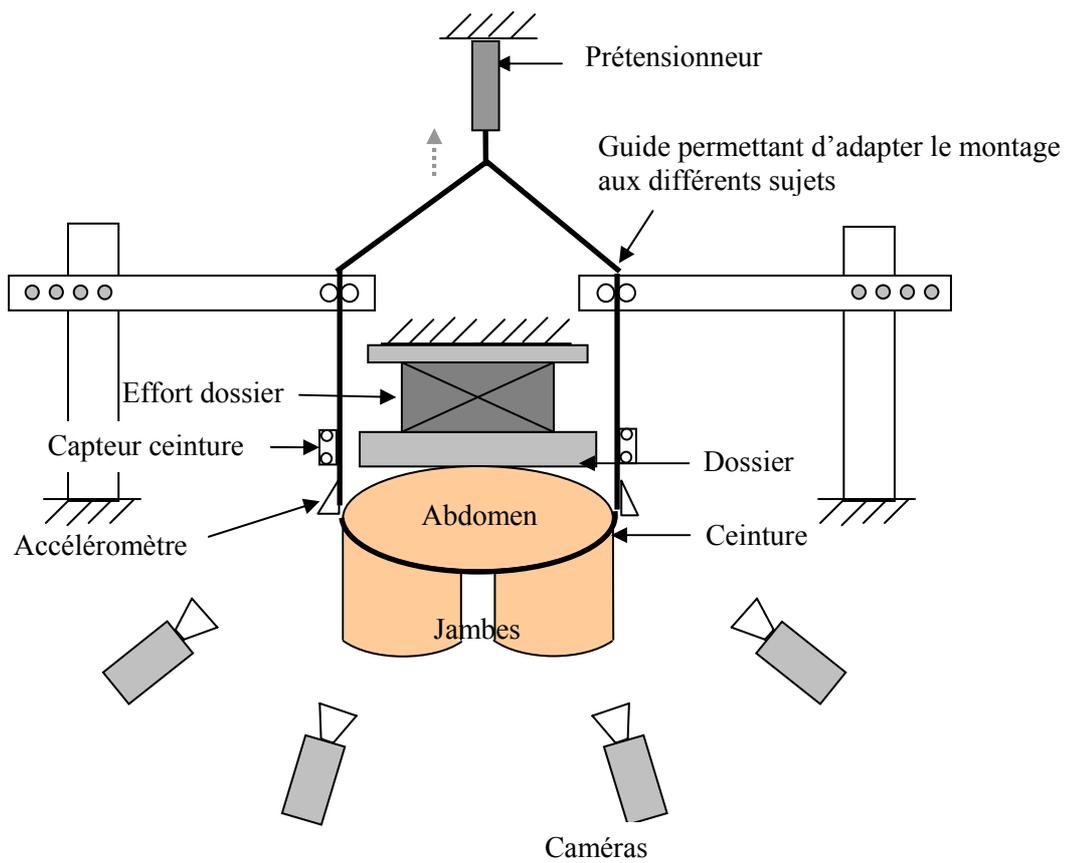


Figure 2.2: Schéma du dispositif expérimental avec prétensionneur (vue de dessus).

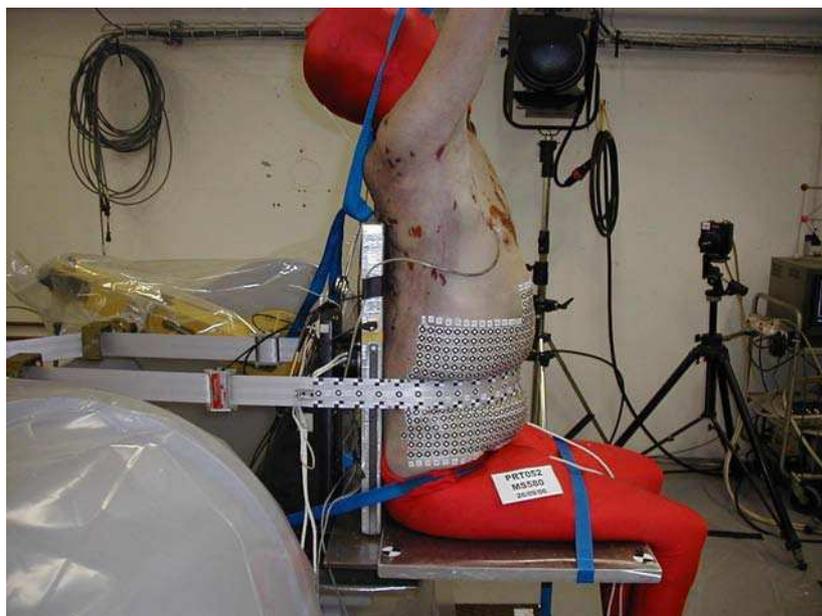


Figure 2.3: Vue globale du sujet en place pour chargement de l'abdomen.

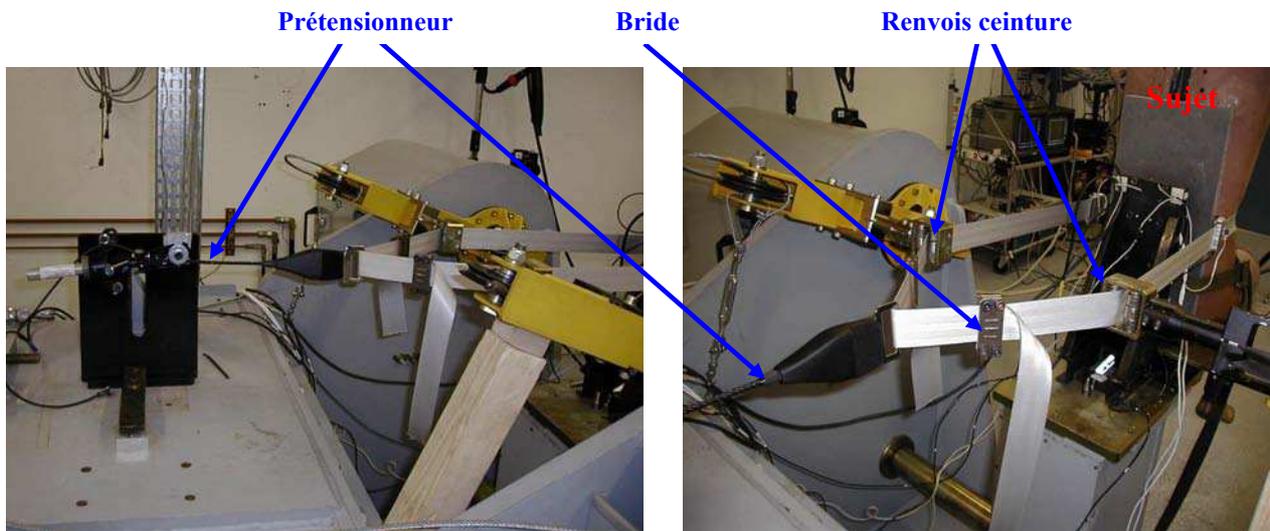


Figure 2.4: Montage chargement avec prétensionneur.

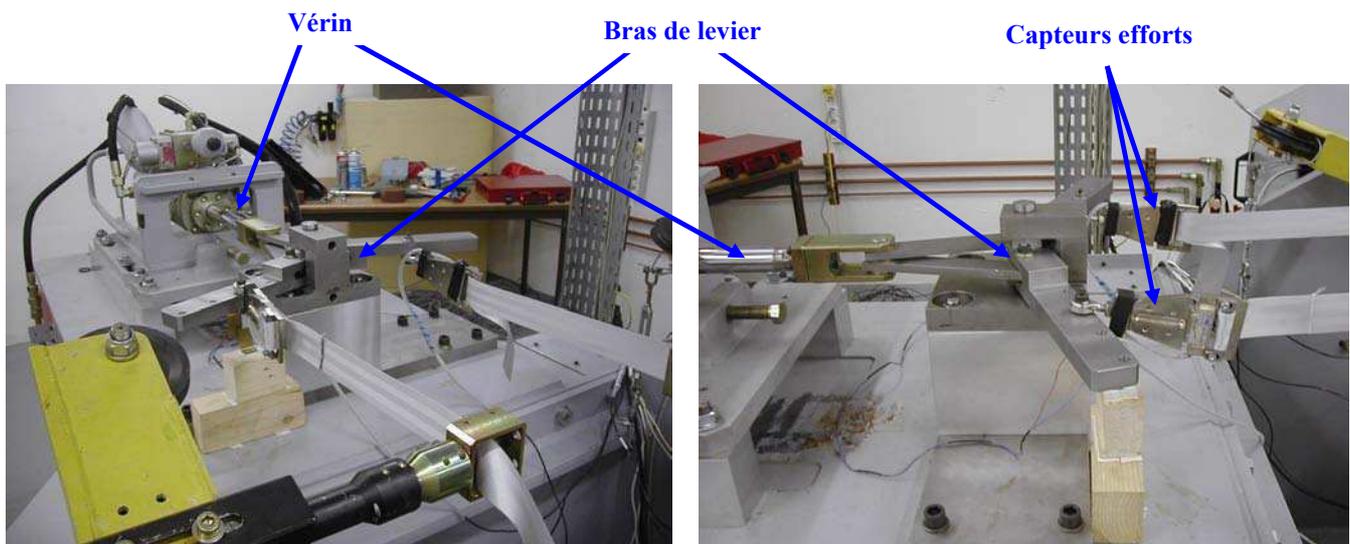


Figure 2.5: Montage chargement avec vérin.

2.2.2. Positionnement des sujets

- Le sujet est assis, les cuisses reposent sur l'assise (Figure 2.6) de part et d'autre du plan médian.
- Le dos, du bassin jusqu'à la partie haute du thorax est en appui contre le dossier afin de s'affranchir des déplacements éventuels du sujet qui pourraient perturber la mesure de l'effort au niveau du dossier.

- Le bassin et les cuisses sont fixés sur l'assise par une sangle (Figure 2.3). Ces fixations évitent au sujet de glisser et permettent de maintenir le bassin en place contre le dossier.

- Les bras sont placés au dessus de la tête (Figure 2.7) principalement pour libérer le champ de vision sur l'abdomen. Cette position des bras permet également de redresser le sujet et ainsi de bien le positionner contre le dossier. Compte tenu du découplage existant entre les omoplates et le thorax, on suppose que l'étirement des bras du sujet n'a pas d'influence sur l'organisation interne des organes abdominaux. Seul un étirement de la peau est susceptible de se produire. De plus, ce positionnement est le même pour tous les essais, ainsi cela ne perturbe en rien la comparaison de nos essais entre eux. Pour les essais disponibles dans la littérature, les bras sont également placés hors du champ de vision de l'abdomen.

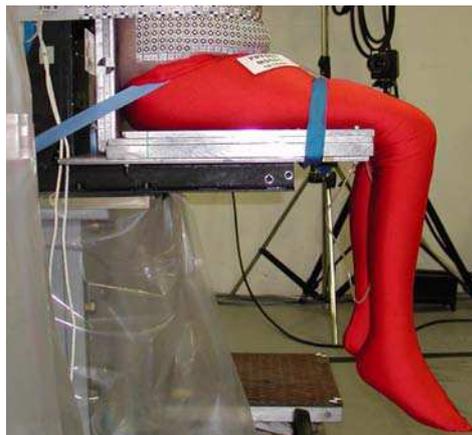


Figure 2.6: Attaches bassin et cuisses.



Figure 2.7: Attaches bras.

2.2.3. Ajustement du montage selon les sujets et réglage de la précontrainte

2.2.3.1. Ajustement en fonction de la taille des sujets

Par simplicité, on impose que le plan formé par le prétensionneur et les deux renvois de ceinture soit horizontal et fixé en hauteur. La ceinture est positionnée au dessus des crêtes iliaques du sujet. Cette hauteur étant dépendante de l'anthropométrie des sujets, il est donc nécessaire de concevoir un système de réglage de l'horizontalité de la

ceinture. Dans notre montage, la position de l'assise est réglable en hauteur, cependant deux contraintes se sont posées.

Une des contraintes impose que la mobilité du siège en hauteur couvre toutes les anthropométries différentes, c'est-à-dire une plage de variation entre la distance crête iliaque-siège de 180 à 260 mm environ. Une deuxième contrainte concerne la position du capteur d'effort au niveau du dossier. En effet le dossier étant relié au siège, il bouge également en hauteur avec celui-ci. Considérant que l'axe de la ceinture ne varie pas en hauteur, si l'on fait varier en hauteur le siège, le capteur d'effort va se trouver décentré par rapport à l'axe de chargement. Il faut alors tenir compte de la plage de fonctionnement du capteur dans l'axe perpendiculaire à notre axe principal de mesure. Compte tenu de l'étendue de mesure de ce capteur dans cet axe, le décentrage toléré du capteur d'effort par rapport à l'axe de chargement est de plus ou moins 20 mm. Ainsi si l'on a une variation plus importante, il faudra ajouter des cales en dessous du sujet. De ce fait le capteur d'effort est placé à la position correspondant à la fourchette haute des anthropométries vu que l'on ne peut descendre le siège que de 20 mm, ce qui correspondrait à une distance crête iliaque-siège de 260 mm. Pour les sujets plus petits, deux cales de 10 mm et une cale de 20 mm sont prévues. Ces cales permettent de remonter le sujet sans bouger la hauteur du siège. Par ailleurs, l'horizontalité de la ceinture est vérifiée avec un niveau à laser.

2.2.3.2. Ajustement en fonction de la corpulence des sujets

Pour assurer un chargement symétrique, il est nécessaire que les brins de la ceinture soient parallèles. Compte tenu que la largeur de l'abdomen dépend des sujets, les renvois de la ceinture doivent être réglables en largeur. Pour ceci des vis de réglage ainsi qu'une rallonge sont prévues à cet effet (Figure 2.8).

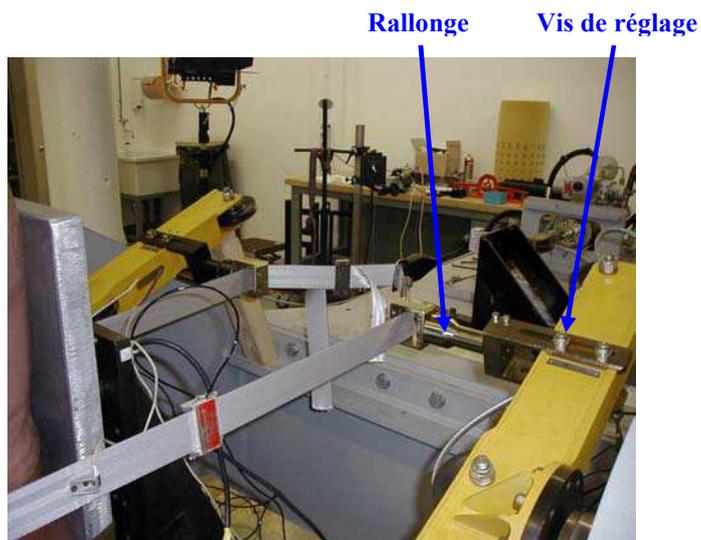


Figure 2.8: Réglage en largeur du guidage de la ceinture.

Pour assurer la répétabilité entre les essais, il est nécessaire de positionner la ceinture de la même manière à chaque essai. Nous avons vu comment régler l'horizontalité et le parallélisme entre les brins, il reste à appliquer à la ceinture une même tension initiale pour chacun des essais.

2.2.3.3. Précontrainte :

Une précontrainte est appliquée sur la ceinture afin de s'assurer que celle-ci est bien couplée au sujet avant le chargement dynamique. La précontrainte permet également de reproduire la même prétention initiale de la ceinture dans tous les essais. Une précontrainte de 20 N, identique aux essais réalisés par Foster, est appliquée. Selon les configurations d'essais, le système de réglage de la précontrainte est différent. La valeur de la précontrainte est lue directement sur les capteurs d'effort.

Pour les essais avec prétensionneur, celui-ci est placé sur une plaque mobile. La Figure 2.9 présente le système de réglage. Le serrage du manillon fait reculer l'équerre de fixation du prétensionneur qui tend alors la ceinture. Une fois la valeur de la précontrainte obtenue, le montage est bridé.

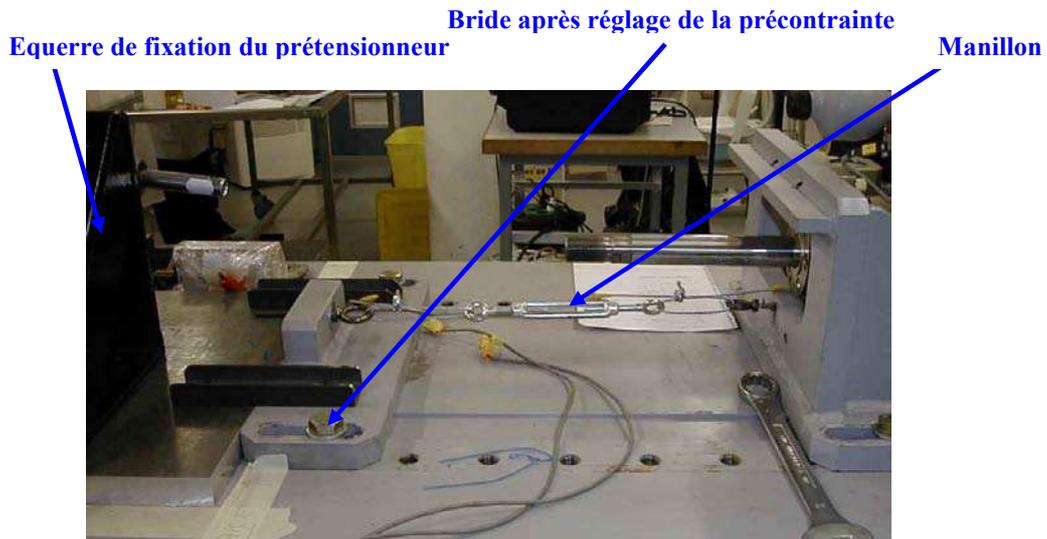


Figure 2.9: Réglage de la précontrainte pour les essais avec prétensionneur.

Pour les essais avec vérin, le réglage de la précontrainte se fait par le recul du vérin. Une vis placée à l'avant du vérin permet de faire reculer le vérin et ainsi reculer les bras de levier et tendre la ceinture (Figure 2.10). Le montage est bridé une fois la valeur de la précontrainte atteinte.

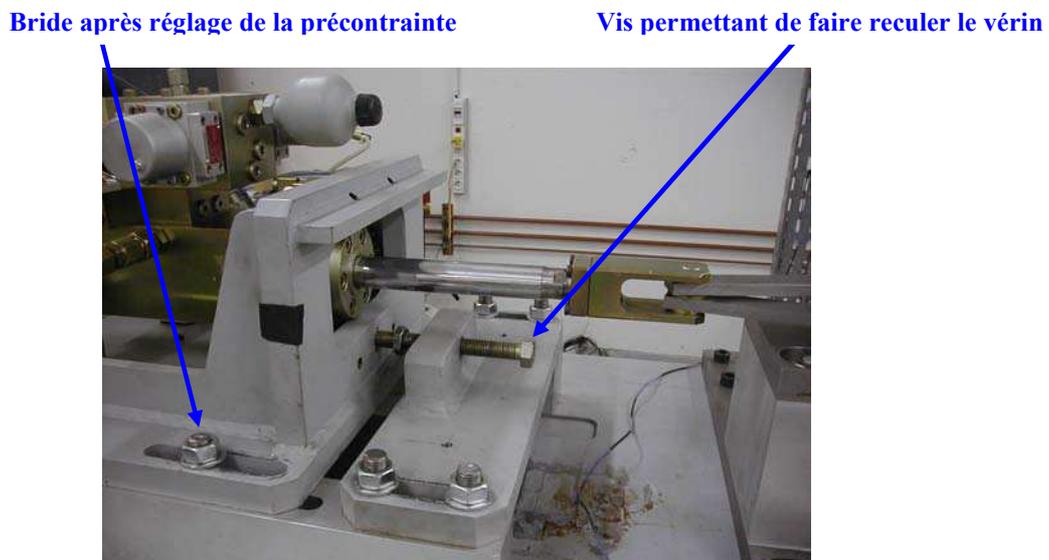


Figure 2.10: Réglage de la précontrainte pour les essais avec vérin.

Tous ces réglages permettent d'être répétitif d'un essai à l'autre en terme de positionnement du sujet et de la ceinture.

2.3. Description des sujets

2.3.1. Conservation

Au total, 8 sujets humains post mortem (SHPM) nous ont été fournis par le service du Don du corps de la Faculté de Médecine des Saints Pères (Paris). Quatre sujets sont testés dans chacune des configurations. Les sujets sont soit conservés dans une chambre à 4°C si l'essai est réalisé, au plus, dans les 15 jours suivants la réception du corps soit dans une chambre à -30°C si la durée de conservation du sujet est supérieure. La différence dans le type de conservation des sujets est due à l'approvisionnement des sujets. En effet, l'approvisionnement en corps est variable et pour s'assurer d'une activité constante, il est nécessaire de congeler les sujets. De nombreuses études sur les effets de la congélation montrent que les propriétés mécaniques des os, ligament, tendon et peau ne sont pas altérées par ce moyen de conservation des sujets [46; 47; 48; 49; 50; 51; 52]. Pour ce qui est du muscle, Van Ee montre que la dégradation des propriétés mécaniques des muscles n'est pas liée à la congélation mais à la phase de rigidité cadavérique qui apparaît dans les premières heures suivant la mort. La technique de congélation des sujets est considérée comme acceptable même si les effets de ce moyen de conservation sur les propriétés mécaniques de tous les tissus ne sont pas connues et principalement pour les tissus mous.

Cependant quelques précautions doivent être prises. Le temps nécessaire pour que la décongélation du corps à température ambiante soit complète est de 30h, le corps atteint une température de 10°C en 48h (étude interne réalisée par le CEESAR par P. Potier grâce à sept thermocouples implantés à l'intérieur du sujet à différents endroits). Ces données varient d'un sujet à l'autre. Lorsque l'on travaille sur des sujets congelés, le sujet est sorti à température ambiante le vendredi soir pour réaliser un essai en début de semaine. Le temps nécessaire pour que la température d'un sujet conservé à 4°C atteigne la température ambiante est de 12h. Dans nos essais, les sujets sont placés sur le moyen d'essais la veille de l'essai en début de matinée.

2.3.2. Anthropométrie

Les principales données anthropométriques des 8 sujets sont listées dans le Tableau 2.1.

	Sexe	Taille (cm)	Poids (kg)	Age (ans)	Etat	Abdomen	
						Epaisseur (mm)	Largeur (mm)
PRT052- MS580	M	162.5	54	72	Frais	222	284
PRT053- MS581	M	153	56	85	Frais	254	275
PRT065- MS582	M	172.5	72	88	Décongelé	243	284
PRT066-MS583	M	172	77	82	Décongelé	258	322
MHA111-MS586	M	175.5	77	74	Frais	287	340
MHA115-MS587	M	180	78	82	Décongelé	268	317
MHA151-MS588	M	166.5	69	88	Frais	249	300
MHA155-MS589	M	169	60	88	Frais	234	290

Tableau 2.1: Anthropométrie des sujets.

L'épaisseur et la largeur de l'abdomen sont mesurées sur le moyen d'essais lorsque le sujet est positionné et la ceinture prétendue. Ces mesures sont réalisées dans le plan de la ceinture. Un schéma explicatif est présenté sur la Figure 2.11.

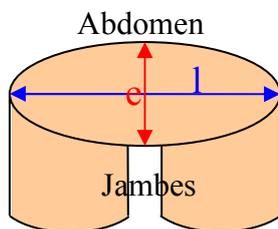


Figure 2.11: Vue de dessus de la coupe du sujet dans le plan de la ceinture – Mesure de l'épaisseur (rouge) et de la largeur (bleu) de l'abdomen.

2.3.3. Préparation

Le but de la préparation des SHPM est de restituer le mieux possible les caractéristiques d'un sujet vivant. En effet, après la mort, les poumons ne sont plus remplis d'air, le diaphragme et les organes abdominaux remontent dans la cage thoracique. De plus, le sang se diffuse dans l'organisme, les vaisseaux sanguins se trouvent alors collabés.

On insuffle, avant l'essai, 2,5l d'air dans les poumons du sujet afin de respecter la position des différents organes. Cette opération est réalisée lorsque le sujet est positionné sur le moyen d'essais

On revascularise également le système artériel pour redonner une géométrie et une consistance aux vaisseaux. Le liquide utilisé pour la revascularisation est déterminé en

fonction des objectifs. Afin d'avoir un complément d'information sur la disposition des organes en interne et le positionnement de la ceinture par rapport à ceux-ci, des radiographies sont réalisées sur le moyen d'essais. Le liquide utilisé pour la revascularisation doit être du liquide radio opaque. De l'iode et du sulfate de baryum dilué sont testés. L'iode n'est pas stable, en très peu de temps, il est diffusé dans tout le corps. Il n'est donc pas utilisable pour la réalisation de radiographie sur SHPM. Le sulfate de baryum, s'est avéré stable dans le temps.

2.4. Instrumentations utilisées

L'instrumentation du banc et des sujets est la même dans les deux configurations. Elle a pour but de mesurer les accélérations et les efforts au niveau de la ceinture, l'effort au niveau du dossier ainsi que la pression dans la trachée et les plèvres. Des vidéos rapides (4000 images/s) sont prises pendant l'essai afin de reconstruire la déformée externe de l'abdomen grâce au suivi des mires placées sur l'abdomen du sujet. Dans les essais avec prétensionneur, des radiographies latérales de l'abdomen du sujet sont réalisées sur le moyen d'essais avant et après essai.

Toutes les caractéristiques des capteurs sont présentées dans le Tableau 2.2.

2.4.1. Instrumentation de la ceinture et du dossier

2.4.1.1. Ceinture

Sur la ceinture (Figure 2.12), sont placés au plus près du sujet :

- Un capteur d'effort sur chaque brin, mesurant l'effort dans la direction du chargement. Le capteur d'effort est cousu sur la ceinture pour éviter son glissement pendant l'essai.
- Un accéléromètre sur chaque brin, mesurant l'accélération dans la direction du chargement. Ces accéléromètres permettent par intégration de déduire la vitesse de chargement et la pénétration de la ceinture lors de l'essai.

Le fait de mesurer l'effort et l'accélération sur chaque brin permet de valider la symétrie du chargement de l'abdomen.

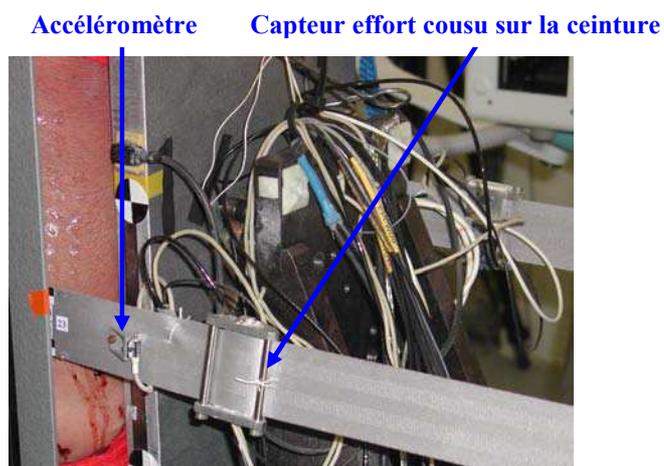


Figure 2.12: Capteur d'effort et accéléromètre sur la ceinture.

Des mires sont également collées sur la ceinture afin de suivre le mouvement de celle-ci au cours de l'essai. Deux types de mires sont utilisés, des mires rectangulaires sur les extrémités et deux mires circulaires identiques à celle de l'abdomen au centre (Figure 2.13). Les rangées de mires sont numérotées pour faciliter l'analyse.

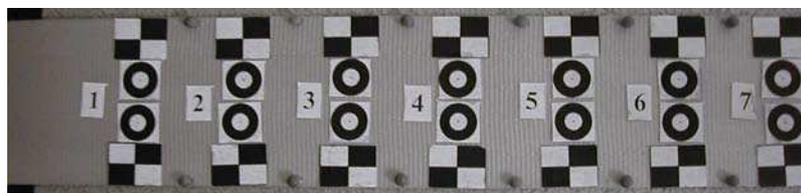


Figure 2.13: Mires collées sur la ceinture pour le suivi du déplacement.

2.4.1.2. Dossier

Pour étudier les effets de masse sur le comportement de l'abdomen, le dossier est instrumenté d'un capteur d'effort six axes (Figure 2.14). En plus de l'intérêt évident pour la mesure de l'effort dossier selon l'axe de la ceinture, les autres composantes mesurées nous apportent des informations sur la répartition des masses et des efforts lors du chargement.

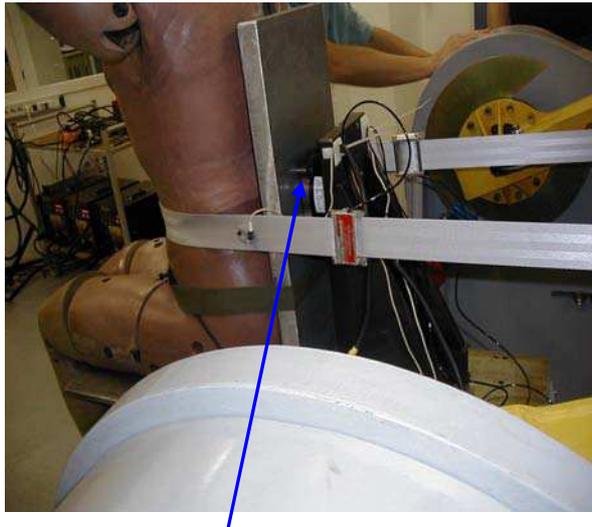


Figure 2.14: Vue $\frac{3}{4}$ arrière gauche du dossier montrant le capteur de mesure d'effort.

Les mesures réalisées par les capteurs sont validées et présentées dans l'annexe 1.

2.4.2. Instrumentation des sujets

Des capteurs de pression sont implantés au niveau des plèvres et de la trachée :

- Le capteur trachéal est introduit à environ 2-3 cm au dessus de la bifurcation trachéale, à peu près au regard d'une ligne horizontale joignant les 2 premières articulations sternocostales

- Les capteurs pleuraux sont insérés grâce à une incision pratiquée au niveau du 5^{ème} espace intercostal en regard de la partie postérieure de l'arc moyen. Le capteur est ensuite implanté dans la cavité pleurale à 3-4 cm de l'incision suivant un axe dirigé en haut et en arrière. Ceci positionne le capteur de façon relativement postérieure, à peu près en regard de la 5^{ème} côte.

De plus afin de suivre la déformée de la paroi externe de l'abdomen, des mires circulaires sont collées sur l'abdomen. Ces mires sont présentées sur la Figure 2.13, le cercle extérieur noir a un diamètre de 10 mm et celui intérieur blanc de 5 mm. Le choix de la taille des mires sera justifié par la suite. Le collage des mires sur l'abdomen est réalisé en plusieurs étapes. Pour faciliter le collage sur l'abdomen une bande de mires est collée sur un support papier avec une colle en aérosol repositionnable (Figure 2.15). On place ensuite une goutte de colle cyano acrylate sur

chacune des mires (Figure 2.16). Enfin on place cette rangée sur l'abdomen (Figure 2.17). Le nombre de mires collées sur l'abdomen est variable selon la dimension de l'abdomen des sujets (le nombre de mires varie de 670 à 1200).



Figure 2.15: Découpe des rangées sur les peignes de mires prédécoupés.

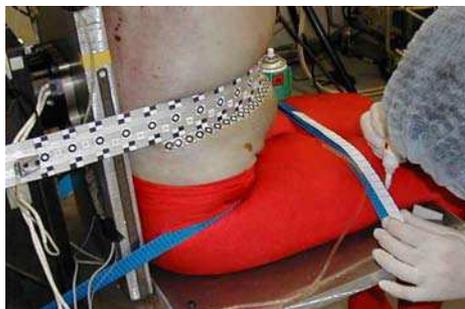


Figure 2.16: Mise en place de la colle acrylique sur les mires.



Figure 2.17: Collage des mires sur l'abdomen.

Emplacement	Mesure	Axes	Capteur	Sensi mV/unit	EM	Unité	Gain
Ceinture	Accéléromètre - à Droite	-X	E7264_AAB41J	0.228	2000	G	10
	- à Gauche	-X	E7264_AAB16J	0.344	2000	G	10
	Effort - à Droite		FN4060_98	0.0114	15000	N	299
	- à Gauche		FN4060_100	0.0112	15000	N	304
	Accélero Effort - à Droite	+X	M64_A001532	0.1437	2000	G	10
		+Y	EGA_R04318	0.142	500	G	40
Sujet	Pression - Pleurale D		E8514_10141	2.325	138	kPa	15
	- Pleurale G		EPI_W01	0.2191	345	kPa	67
	- Trachéale		E8514_10173	0.7354	345	kPa	20
Dossier	Effort	+Z	D1708_116FX	0.0099	1334	N	387
		+Y	D1708_116FY	0.0099	1334	N	387
		+X	D1708_116FZ	0.0038	2254	N	605
	Moment	+Z	D1708_116MZ	0.0167	1130	Nm	271
		+Y	D1708_116MY	0.0167	1130	Nm	271
		+X	D1708_116MX	0.0252	452	Nm	449
	Accéléromètre	-X	EGA_R04328	0.1510	500	G	40

Tableau 2.2: Caractéristiques des différents capteurs utilisés.

2.4.3. Radiographies sur le moyen d'essais

Des radiographies de profil (Figure 2.18) sont réalisées sur le moyen d'essais. Pour ce faire, le système vasculaire du sujet est injecté avec une solution radio opaque de sulfate de baryum. Des billes de plomb d'un diamètre de 3 mm sont collées sur les bords inférieur et supérieur de la ceinture ainsi que sur la partie médiane de l'abdomen (Figure 2.19).



Figure 2.18: Radiographies sur le banc d'essais.

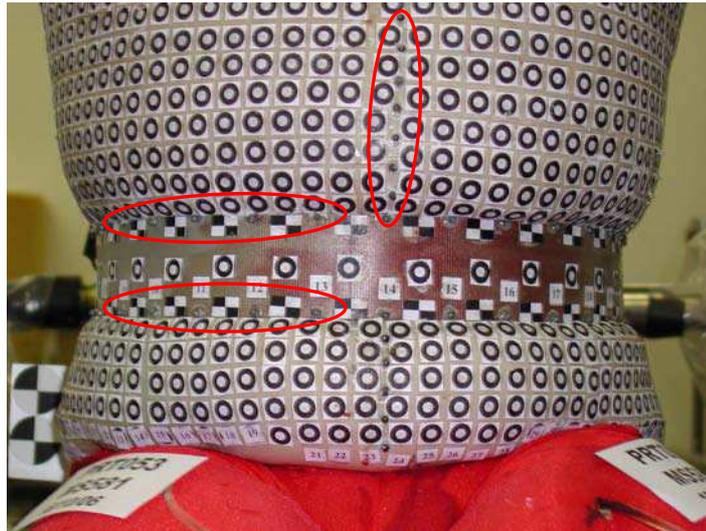


Figure 2.19: Billes de plomb visibles sur les bords inférieur et supérieur de la ceinture, ainsi que sur la ligne médiane de l'abdomen.

Ces radiographies permettent, grâce à l'observation de la vascularisation, de distinguer la position des organes dans la cavité abdominale. La ceinture et le profil de l'abdomen sont également identifiables sur ces radiographies. Ces deux informations permettent de déterminer dans un premier temps la position de la ceinture par rapport à des repères anatomique comme les vertèbres lombaires et les crêtes iliaques. Elles permettent également de connaître la position de la ceinture par rapport à certains organes internes et aussi expliquer certaines lésions. En effet, si l'organe concerné se trouve en regard de la ceinture, le chargement direct de cet organe est probable.

Dans les essais PRT, la ceinture gardant sa position finale, des radiographies du sujet sont également réalisées après chargement apportant des informations sur le

mouvement interne des organes. Ces informations permettent aussi de comparer les essais entre eux et ainsi de tenter de comprendre les différences de bilans lésionnels. La pertinence d'une radiographie après essai est moindre dans les essais MHA, puisque la ceinture revient à sa position initiale.

2.4.4. Vidéographie

Quatre caméras, disposées tout autour de l'abdomen, permettent de suivre le mouvement des mires pendant l'essai avec une fréquence d'acquisition de 4000 images/seconde et une résolution de 1024x512 pixels. Ainsi, grâce à une analyse que l'on verra ultérieurement, le suivi des mires nous permet de reconstruire la déformation tridimensionnelle de la paroi externe de l'abdomen.

2.5. Traitement du signal

2.5.1. Acquisition des mesures

La chaîne d'acquisition utilisée est un boîtier Kayser (Stationary MiniDau). La fréquence maximale d'acquisition de ces chaînes est de 20 kHz. D'après le théorème de Shannon, si l'on veut reconstituer un signal à partir de ses échantillons, la fréquence d'échantillonnage minimale doit être le double de la fréquence (ou de la composante fréquentielle) maximale du signal. En pratique on utilise un filtre passe bas sur lequel on ajuste la fréquence de coupure à une valeur supérieure à celle qui nous intéresse. La fréquence d'échantillonnage est réglée à plus du double de cette fréquence de coupure. Les phénomènes dynamiques ont des fréquences de l'ordre de 1,5 kHz. On choisit donc un filtre passe bas digital de 4 kHz (filtre anti repliement) et une fréquence d'acquisition maximale de 20 kHz afin d'obtenir le plus d'informations possibles.

Toutes les données provenant des capteurs sont filtrées selon un CFC (Channel Frequency Class) 1000 comme le stipule la norme SAE J211 [53].

2.5.2. Validation et compensation des capteurs d'effort

Avant de réaliser les essais, les différentes mesures obtenues par les capteurs d'effort sont validées notamment pour vérifier la compensation de la masse des capteurs. Les essais de validation sont détaillés en Annexe. Les mesures des capteurs effort ceinture et effort dossier sont validées en statique et en dynamique. Les erreurs obtenues en dynamique sont respectivement de 0.5% et 3% pour chacun des capteurs. Ces faibles erreurs obtenues sans compenser la masse des capteurs, valident une utilisation directe de leurs mesures.

2.5.3. Utilisation des mesures

L'effort au niveau de l'abdomen est obtenu en sommant les efforts mesurés sur chaque brin de la ceinture. En faisant l'hypothèse d'une déformation uniforme de l'abdomen dans le plan défini par la ceinture, on calcule le déplacement de la ceinture au centre de l'abdomen comme étant la moyenne des déplacements de chaque brin par double intégration de l'accélération (Figure 2.20). La vitesse de pénétration est également calculée par simple intégration de l'accélération et en faisant la moyenne de la vitesse obtenue sur chacun des brins de la ceinture. Ces mesures de déplacement et de vitesse sont comparées aux données provenant du suivi de la mire centrale de la ceinture (pénétration). Il est important de noter que le suivi de cette mire centrale ceinture nous renseigne sur une mesure ponctuelle alors que l'intégration de l'accélération fournit une déformation globale qui tient compte de l'élongation de la ceinture.

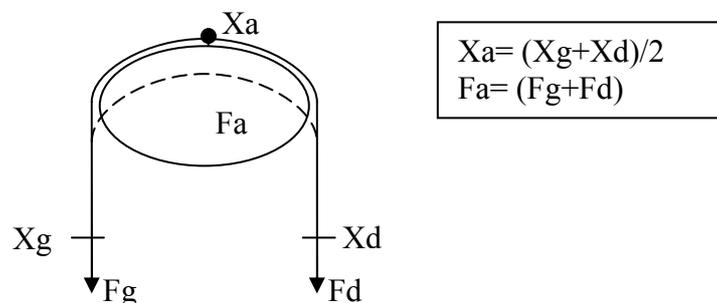


Figure 2.20: Mesure de pénétration et d'effort au niveau de l'abdomen (hypothèses identiques à celles de Trosseille [23]).

2.5.4. Matrices d'essais

2.5.4.1. Essais MHA

Dans les essais MHA, différents niveaux de sollicitations en termes de compression et vitesse de pénétration sont testés. La matrice d'essais est résumée dans le Tableau 2.3. La vitesse de pénétration est choisie grâce aux simulations du sous marinage disponibles dans la littérature (approximativement 4 m/s). Les valeurs de pénétration et de vitesse sont choisies de telle sorte que ces deux paramètres ne soient pas corrélés. Pour cela, la matrice d'essais est choisie telle que les vitesses soient équivalentes à celle obtenue lors du phénomène de sous-marinage, et les pénétrations de manière à ce qu'elles ne soient pas simplement une fonction linéaire de la vitesse.

Essai	Vitesse de pénétration	Compression
MHA111-MS586	4 m/s	30%
MHA115-MS587	5 m/s	40%
MHA151-MS588	4 m/s	40%
MHA155-MS589	5 m/s	30%

Tableau 2.3: Matrice d'essais des essais avec vérin.

2.5.4.2. Essais PRT

Le prétensionneur est un dispositif pyrotechnique. Son chargement (vitesse de chargement et course) va dépendre de la résistance au déploiement qu'il rencontre. Dans les conditions habituelles d'utilisation, la vitesse de chargement d'un prétensionneur de ce type est estimée en moyenne de 8 m/s. Dans ce type de configuration, aucune valeur cible en terme de vitesse et de compression n'est définie, les résultats dépendront des sujets.

Chapitre 3

Mise en œuvre de la vidéographie tridimensionnelle

3.1	Principe général.....	87
3.2	Mise en œuvre.....	88
3.2.1	<i>Choix du type de mires</i>	<i>88</i>
3.2.2	<i>Positionnement des caméras et précautions</i>	<i>88</i>
3.2.3	<i>Calibration</i>	<i>90</i>
3.2.4	<i>Suivis des mires – Acquisition des trajectoires</i>	<i>91</i>
3.3	Précision de la reconstruction.....	92
3.4	Validation des trajectoires reconstruites	93

La vidéographie tridimensionnelle permet, après calibration de l'espace de mesure, de déterminer les coordonnées instantanées dans l'espace de points à partir d'images vidéo de ces points. La méthode utilisée est une méthode de transformation linéaire directe : DLT (Direct Linear Transformation) [54; 55; 56; 57].

3.1 Principe général

La méthode DLT permet de définir une transformation linéaire permettant le passage des coordonnées bidimensionnelles des objets obtenues par un système de prise de vues en leurs coordonnées tridimensionnelles réelles.

La forme générale de la transformation $(x,y,z) \rightarrow (u,v)$ pour un point est :

$$u = \frac{L_1X + L_2Y + L_3Z + L_4}{L_9X + L_{10}Y + L_{11}Z + 1}$$

$$v = \frac{L_5X + L_6Y + L_7Z + L_8}{L_9X + L_{10}Y + L_{11}Z + 1}$$

Pour résoudre ce système, il est nécessaire de déterminer les 11 coefficients (L_1 à L_{11}). Ceux ci décrivent des paramètres physiques caractérisant les caméras, à savoir, leur position, leur orientation, leur focale, etc.... Une phase de calibration est alors utilisée pour la détermination de ces coefficients. Connaissant d'une part les coordonnées 3D d'au moins 6 points de l'espace, non coplanaires et, d'autre part les coordonnées 2D des images de ces points, il est alors possible de déterminer les 11 coefficients de la matrice de passage. Ensuite pour déterminer les coordonnées 3D à partir des coordonnées 2D et des 11 coefficients, il est nécessaire que l'objet soit au moins visible par deux caméras (si une seule caméra : indétermination 3 inconnues et 2 équations). Le détail des équations est présenté dans l'Annexe 2.

3.2 Mise en œuvre

3.2.1 Choix du type de mires

Les mires utilisées sont des mires circulaires d'un diamètre intérieur de 5 mm et d'un diamètre extérieur de 10 mm comme nous l'avons précédemment vu au paragraphe 2.4.2.

Le choix de ce type de mire est conditionné par le logiciel de suivi de mires (Falcon eXtra[®]). Le suivi de mires est automatique et certaines mires sont prédéfinies dans le logiciel afin de faciliter leur reconnaissance. Cette taille de mires est choisie selon plusieurs critères. Les réglages des caméras dans nos essais sont tels qu'un pixel correspond approximativement à un millimètre. Pour faciliter le suivi de mires, il est nécessaire que chaque mire soit définie par plusieurs pixels. Cependant, plus les mires sont grandes, moins elles reproduisent fidèlement le comportement de l'abdomen. De plus, comme nous le verrons dans la suite, les mires seront les nœuds d'un modèle par éléments finis. Dans le modèle être humain (HUMOS2), la taille des mailles de la paroi externe de l'abdomen est comprise entre 15 et 20 mm. Ainsi, un diamètre de mires de 10 mm apparaît comme un bon compromis pour assurer un suivi de mires précis, une représentation fidèle des mouvements de la paroi externe et une cohérence avec le modèle numérique Humos2.

3.2.2 Positionnement des caméras et précautions

Quatre caméras sont utilisées pour la reconstruction afin de couvrir l'ensemble du volume abdominal. Chaque mire doit être vue au moins par deux caméras si l'on veut déterminer ses coordonnées 3D. Les caméras sont disposées de telle sorte que toutes les mires couvrant la paroi externe de l'abdomen de nos sujets soient visibles à chaque instant par au moins deux de ces quatre caméras. La disposition des caméras est schématisée sur la Figure 3.1, les caméras utilisées pour la reconstruction sont les caméras représentées en gris clair (Face gauche, coté gauche, face droit et coté droit). Les caméras sont positionnées sur un cercle d'un rayon de deux mètres dans le même plan que la ceinture située à un mètre de hauteur environ. Il faut éviter que les caméras qui permettent la reconstruction ne soient pas en vis-à-vis et que l'éclairage ne provoque pas de reflet sur les mires. Plus les caméras sont nombreuses, plus les

données sont redondantes et plus la résolution est précise. Ainsi si les mires sont visibles par plus de deux caméras, la reconstruction sera améliorée. Cependant, pour plus de précision il est nécessaire d'avoir un champ le plus réduit possible. Dans nos essais, le champ des caméras est cadré sur l'abdomen. La position des caméras ne permet que très rarement que des mires soient vues par plus de deux caméras.

Lors de grandes déformations, certaines mires et notamment celles situés près de la ceinture ne sont plus accessibles à certaines caméras. Deux caméras supplémentaires représentées en gris foncé sur la Figure 3.1 (face et coté) permettent d'obtenir les déformations de face et de profil de l'abdomen et de pallier cette perte de mires en permettant d'interpoler les trajectoires manquantes. Ces données peuvent alors compléter celles obtenues lors de la reconstruction essentiellement dans la zone médiane de l'abdomen et près de la ceinture où certaines mires ne sont plus visibles.

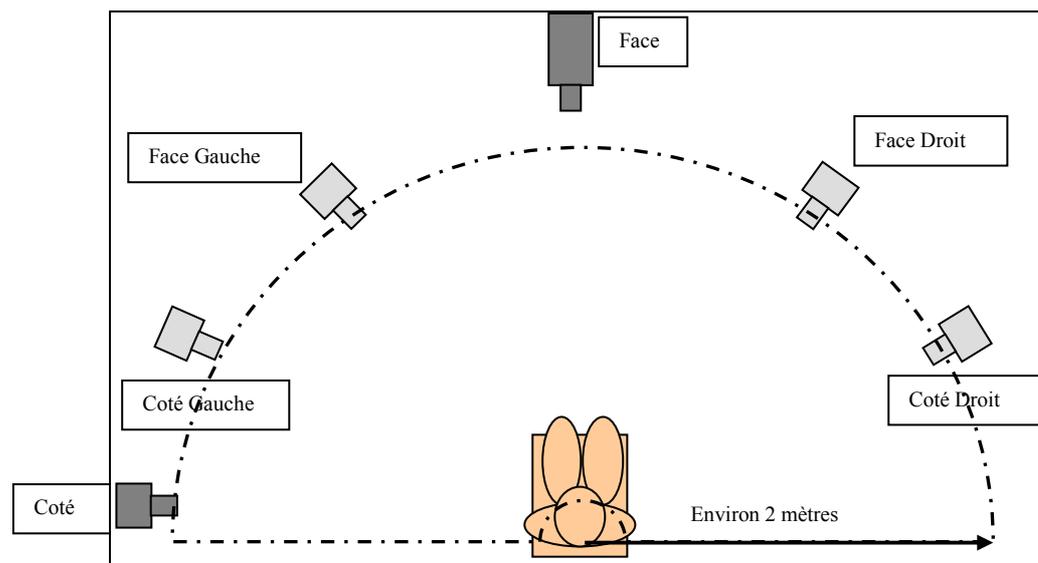


Figure 3.1: Positionnement des caméras.

Calibration

L'espace est calibré en filmant une structure géométrique de la taille du champ d'enregistrement et pourvue de sphères dont les coordonnées 3D sont connues. La structure géométrique doit remplir au mieux le champ de vision des caméras. En effet, un objet de calibration ayant des dimensions inférieures au champ visuel, réduit la qualité de la calibration, et impose une extrapolation des données pour les points en dehors de la zone calibrée. La redondance des objets de calibration contribue à l'amélioration de celle-ci. De manière évidente, les caméras sont calibrées en fonction de leur position relative à l'objet et du réglage du zoom sur celles-ci. Ainsi, le réglage des caméras se fait avant la procédure de calibration, et tout nouveau réglage des caméras entraîne une nouvelle calibration.

L'objet utilisé pour la calibration de l'espace de mesure est présenté Figure 3.2. Ses 24 sphères réparties dans un volume $60 \times 60 \times 60 \text{ cm}^3$ couvrent le volume de l'abdomen dans tous les essais.

La calibration est réalisée après l'essai. En effet, la position, la netteté et la taille du champ d'observation sont réglées sur le volume abdominal de nos sujets et sur leurs mires. Il est donc plus facile de réaliser la calibration après l'essai.

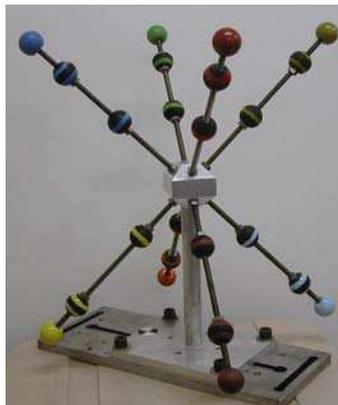


Figure 3.2: Objet de calibration.

On place l'objet de calibration à la place du sujet et on prend quatre images de cet objet avec les 4 caméras qui servent pendant l'essai et dont les paramètres et la position ne sont pas modifiés. Pour une calibration optimale, la position de l'objet doit être telle que toutes les sphères soient visibles par toutes les caméras. Ensuite

connaissant la position des sphères dans le repère de l'objet, il suffit, pour déterminer les coordonnées 3D de chaque sphère dans le repère de l'essai, de connaître la position de l'objet dans le repère de l'essai. Pour ce faire on utilise un bras de mesure 3D (Bras ROMER® ayant une précision du centième de millimètre). Enfin, grâce au même logiciel que pour le suivi de mires, on peut déterminer les coordonnées 2D de chacune des sphères sur chaque image de chaque caméra.

Connaissant les coordonnées 3D de chacune des sphères ainsi que leur correspondant en coordonnées 2D sur chaque image de chaque caméra, on détermine les 11 paramètres de la DLT par la résolution de l'équation (2). Cette résolution d'équation est implémentée sous Matlab®.

3.2.3 Suivis des mires – Acquisition des trajectoires

Chaque essai est filmé simultanément par les quatre caméras à 4000 i/s. Cette acquisition permet d'obtenir les coordonnées bidimensionnelles de chacune des mires dans le plan image de chaque caméra toutes les 0,25 ms. Pour initier le suivi, il est nécessaire d'identifier manuellement les mires sur la première image de chacune des caméras. Ceci permet d'associer les mires communes sur les différentes vues. Ensuite un suivi semi-automatique des mires est effectué sur toutes les images de toutes les vues. Le logiciel utilisé pour la reconnaissance et le suivi des mires est le logiciel FALCON eXtra®.

Dans certains cas, un manque de contraste ou une position particulière de la mire (en général lorsque la mire est très déformée) empêche le suivi automatique. Les mires concernées sont alors pointées manuellement jusqu'à ce que le suivi automatique soit de nouveau possible. Dans les zones où la pénétration est importante, de nombreuses mires ne sont plus visibles par une, voire les deux caméras. Ces zones sont principalement celles situées près de la ceinture où l'abdomen fait plisse et cache des mires (Figure 3.3). Dans ces cas, le suivi est arrêté. La visibilité de ces mires n'est récupérée que vers la fin de l'essai. Le nombre de mires perdues est variable selon les essais. Une solution à ce problème de perte de mires sera proposée au paragraphe 5.1.

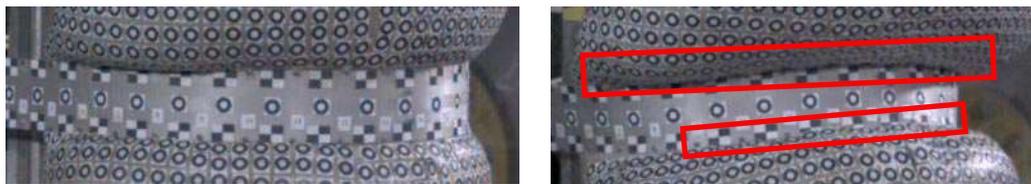


Figure 3.3: Zoom sur la zone de la ceinture, à gauche à $t=0\text{ms}$ et à droite $t=24\text{ms}$.

Zones de pertes de mires : encadrées en rouge sur l'image de droite.

3.3 Précision de la reconstruction

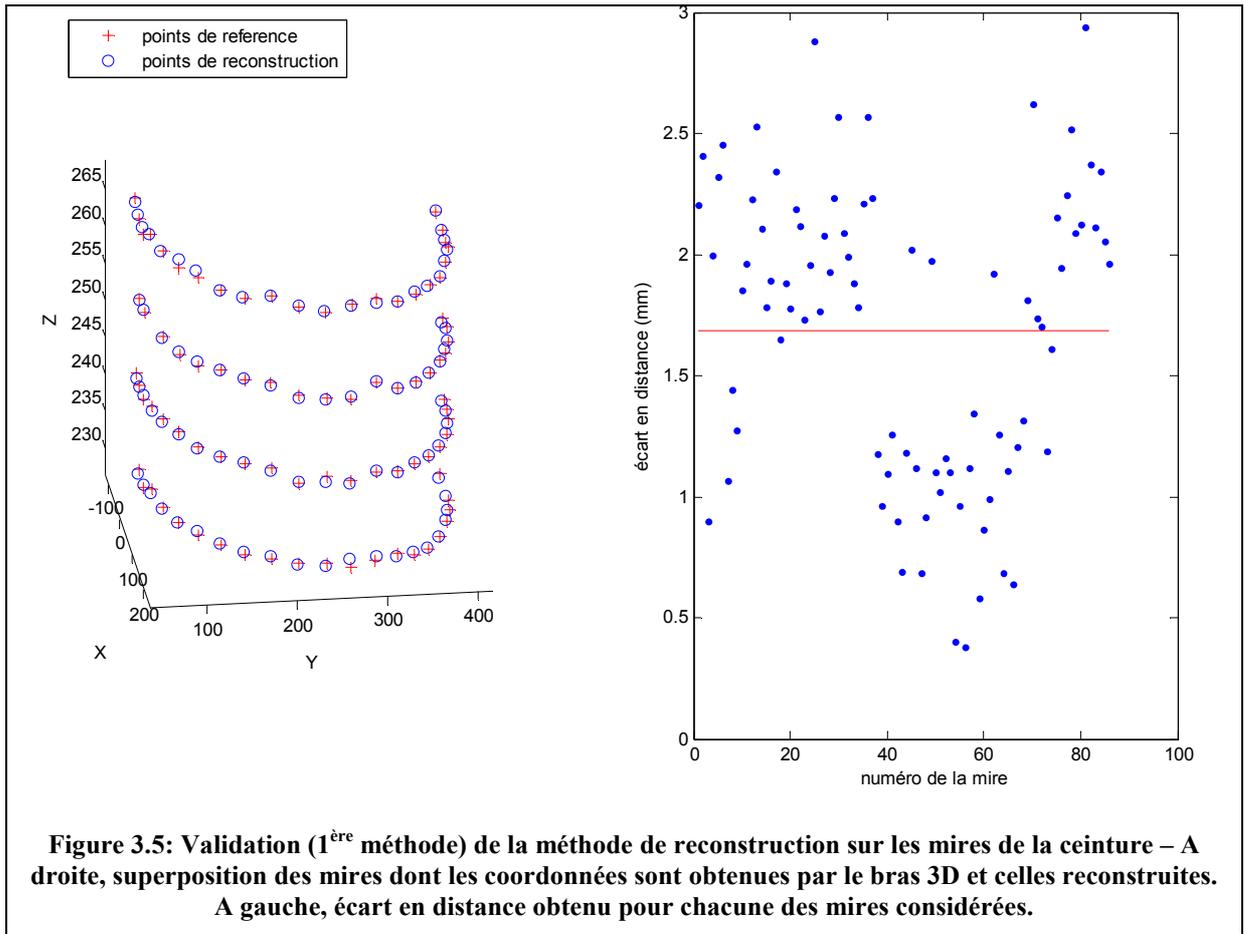
La précision de la reconstruction 3D est évaluée par 2 méthodes :

- La première méthode utilisée consiste à comparer les coordonnées 3D des mires placées sur l'abdomen obtenues par reconstruction à l'état initial et mesurées au bras 3D avant l'essai. Les écarts entre les 3 coordonnées ainsi que l'écart en distance, pour les mires situées sur la ceinture, sont présentés graphiquement sur la Figure 3.5. L'erreur maximale obtenue de 3 mm (Tableau 3.1) est acceptable sachant que le diamètre intérieur des mires est de 5 mm et que le pointage avec le bras 3D ne se fait pas idéalement au centre de la mire.

- La deuxième méthode consiste à calculer par reconstruction la longueur d'une baguette étalon que l'on déplace à différents endroits de l'espace (Figure 3.4). Cette méthode permet également de quantifier l'erreur obtenue si l'on ne se trouve pas dans l'espace calibré. La baguette est longue de 180 mm, l'erreur maximale de reconstruction obtenue est de 1,5 mm soit 0,8%.



Figure 3.4: Baguette étalon utilisée pour l'évaluation de la précision de la méthode de reconstruction.



	dX	dY	dZ	Distance
Maximum	2,27	2,88	2,18	2,95
Moyenne	0,46	1,18	0,43	1,77

Tableau 3.1: Moyenne et maximum des erreurs obtenus lors de la validation de la méthode de reconstruction sur les mires de la ceinture (1^{ère} méthode).

3.4 Validation des trajectoires reconstruites

Afin de valider les déformées de la paroi abdominale obtenues par le suivi des mires, on a comparé le déplacement de la ceinture calculé par la double intégration de l'accélération et la trajectoire reconstruite d'une mire se situant près de l'accéléromètre. Les positions de l'accéléromètre et de la mire sont représentées sur la Figure 3.6.

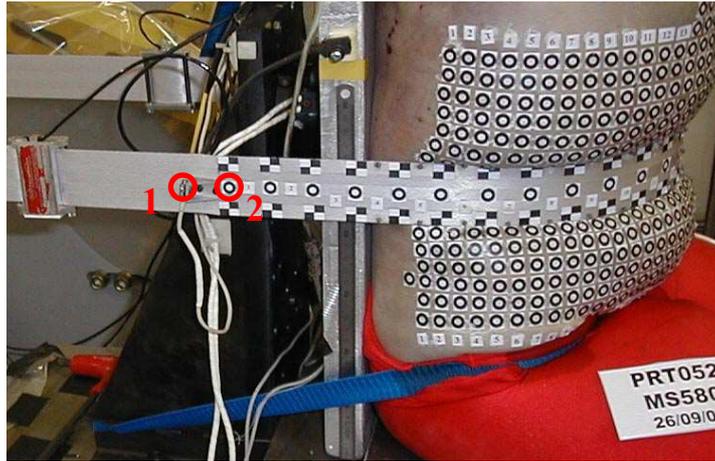


Figure 3.6: Position de l'accéléromètre (1) et de la première mire (2) sur le brin droit de la ceinture.

La comparaison des trajectoires obtenues d'une part par double intégration de l'accélération, et d'autre part par le suivi de la mire située au plus proche de l'accéléromètre est présentée sur la Figure 3.7. L'erreur au maximum de pénétration est de 1 mm. L'écart observé entre les deux courbes peut s'expliquer par la dérive des accéléromètres (double intégration de la composante continue du signal).

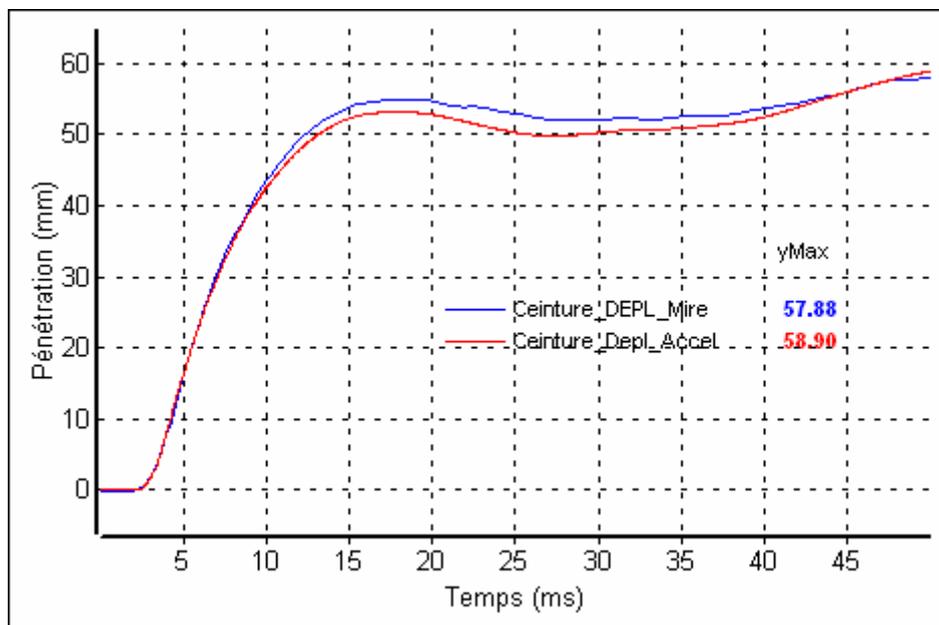


Figure 3.7: Comparaison du déplacement de la ceinture obtenu par la double intégration de la mesure de l'accéléromètre (courbe rouge) et celui obtenu par le suivi de la mire la plus proche de l'accéléromètre (courbe bleue).

Cette méthode de reconstruction tridimensionnelle permet, ménageant quelques précautions d'utilisation, de déterminer à partir de vidéographies, les coordonnées et

les trajectoires tridimensionnelles de points d'intérêt. Cette méthode a l'avantage d'être simple d'usage. En effet, il n'est pas nécessaire de connaître les paramètres des caméras (position, focale,...), il suffit de calibrer l'espace d'étude.

En s'assurant que le volume de calibration englobe le volume d'étude, on obtient une erreur maximale de 3 mm pour une mire d'un diamètre de 5 mm.

Chapitre 4

Analyse des mesures

4.1.	Résultats des essais simulant le phénomène du sous marinage : Essais MHA	100
4.2.	Résultats des essais simulant le phénomène de mauvais positionnement de la ceinture : Essais PRT	106
4.3.	Discussion et Conclusion	112
4.3.1.	<i>Chargements très différents</i>	<i>112</i>
4.3.2.	<i>Effets de masse et de viscosité</i>	<i>112</i>
4.3.3.	<i>Raideur statique.....</i>	<i>113</i>
4.3.4.	<i>Tendance inversée entre l'effort dossier et l'effort au niveau de l'abdomen.....</i>	<i>113</i>
4.3.5.	<i>Différence entre les mesures accélérométriques et les données obtenues par le suivi de mires</i>	<i>114</i>

L'analyse des résultats est réalisée sur deux niveaux.

La première approche est une approche « macroscopique » où l'on analyse des mesures et des déplacements globaux (4.1 et 4.2). Elle permet d'avoir une vision globale du comportement de l'abdomen. Dans cette approche, un modèle masse ressort représentant le comportement de l'abdomen est défini (6.1). Ce modèle permet de comprendre les principes pilotant le comportement de l'abdomen et de comparer nos essais à ceux de la littérature.

La deuxième approche est une approche « microscopique » dans laquelle les déformées externes et les radiographies sont exploités afin de faire des hypothèses sur le comportement interne de l'abdomen (5.1 et 7.2). Cette analyse permet d'apporter de nouvelles données de validation des modèles éléments finis au niveau de l'abdomen (8.2).

Les essais réalisés, comme nous l'avons vu précédemment, ont pour but d'étudier deux phénomènes survenant lors du chargement de l'abdomen par une ceinture de sécurité. Deux campagnes d'essais sont mises en œuvre pour reproduire ces deux phénomènes. Quatre essais sont réalisés dans chaque configuration sur 4 SHPM différents. Ces essais nous fournissent une base de données de 8 essais sur 8 sujets humains que l'on doit analyser.

Dans la suite, les résultats des deux configurations d'essais sont analysés séparément puis comparés.

Pour plus de clarté, les efforts mesurés sur chaque brin de la ceinture et rapportés au milieu de l'abdomen (2.5.3) sont nommés « efforts au niveau de l'abdomen ». Les mesures de pénétration obtenues par la mesure des accéléromètres et rapportées au centre de l'abdomen par l'hypothèse réalisée au paragraphe 2.5.3 sont nommées dans la suite de l'exposé « déplacement de la ceinture ». Les mesures obtenues par le suivi de mires sur l'abdomen sont nommées « pénétration ». Concernant la compression, il sera précisé si celle-ci provient du calcul issu pénétration ou du déplacement.

4.1. Résultats des essais simulant le phénomène du sous marinage : Essais MHA

Dans les essais MHA, différents niveaux de sollicitations en termes de compression et vitesse de pénétration sont testés. Les résultats expérimentaux ainsi que les valeurs ciblées sont présentés dans le Tableau 4.1. La différence entre les résultats expérimentaux et les cibles est essentiellement due à une réponse différente et non prévisible des sujets face aux différentes sollicitations.

Essai	Valeurs obtenues		Valeurs ciblées	
	Vitesse de pénétration	Compression	Vitesse	Compression
MHA111-MS586	3.3 m/s	27.8 %	4 m/s	30 %
MHA112-MS587	4.6 m/s	40.6 %	5 m/s	40 %
MHA115-MS588	4.7 m/s	38.6 %	4 m/s	40 %
MHA151-MS589	3.9 m/s	40 %	5 m/s	30 %

Tableau 4.1: Valeurs ciblées et obtenues de vitesse de pénétration et de compression de la matrice d'essais.

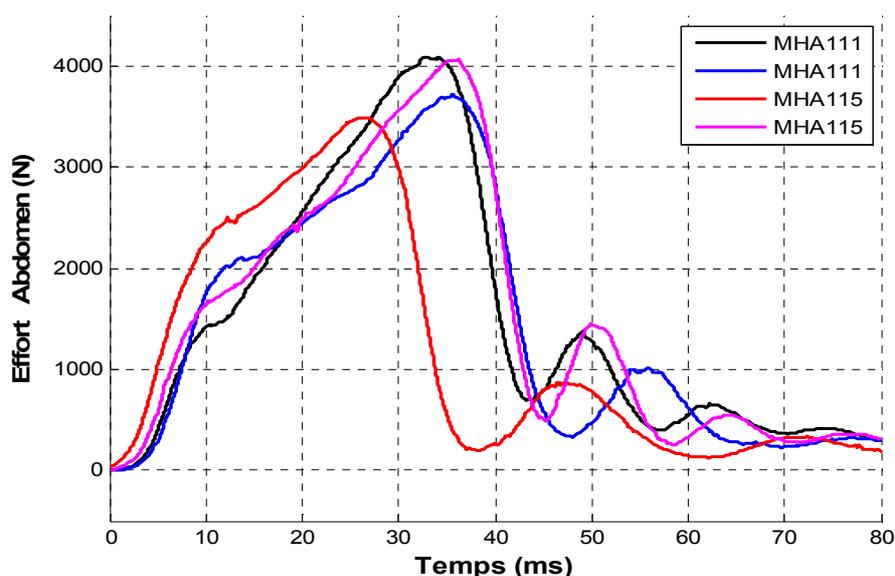


Figure 4.1: Efforts obtenus par la somme des mesure obtenues par les capteurs d'effort ceinture droit et gauche pour chaque essai.

Le chargement de l'abdomen présente deux phases distinctes (Figure 4.1). Une phase de chargement rapide de l'abdomen jusqu'à 10 ms puis une phase de chargement de l'abdomen plus lente jusqu'à 25 ms. La durée de chargement de l'abdomen est en moyenne de 35 ms. La phase de décharge de l'abdomen est brève, moins de 5 ms.

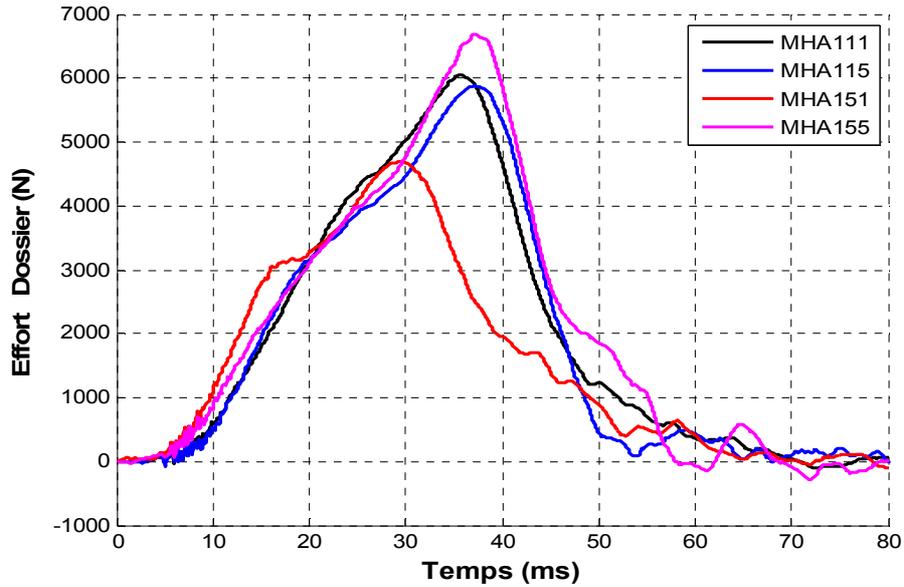


Figure 4.2: Effort au niveau du dossier pour chaque essai.

L'effort au niveau du dossier (Figure 4.2) présente les mêmes tendances que l'effort au niveau de l'abdomen.

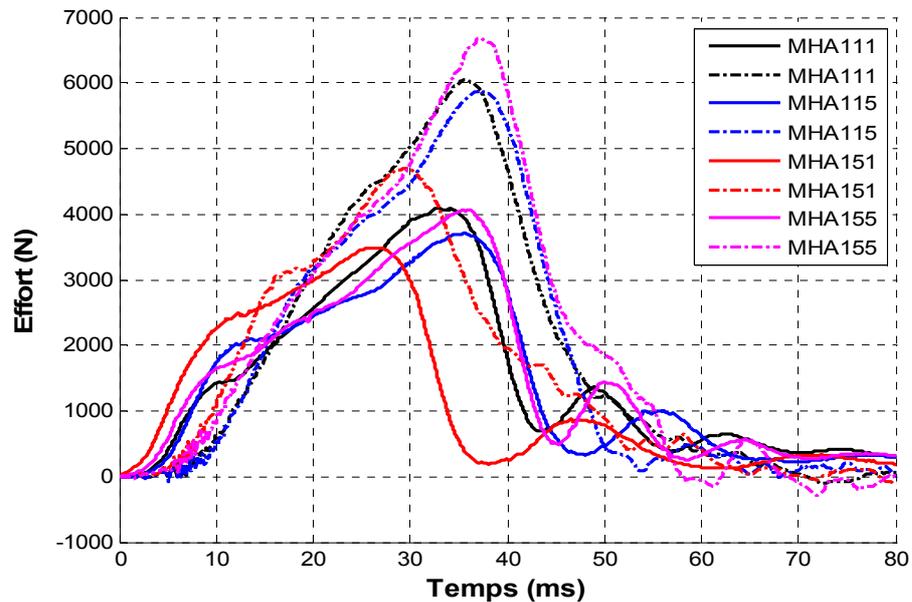


Figure 4.3: Superposition des efforts au niveau de l'abdomen (trait plein) et dossier (pointillé).

La Figure 4.3 présente les courbes d'effort au niveau de l'abdomen et du dossier. On constate que dans tous les essais, l'effort au niveau du dossier est supérieur et déphasé de 2 ms par rapport à l'effort au niveau de l'abdomen. Par contre, l'effort au niveau de l'abdomen monte plus rapidement que l'effort au niveau du dossier pendant les 15 premières millisecondes.

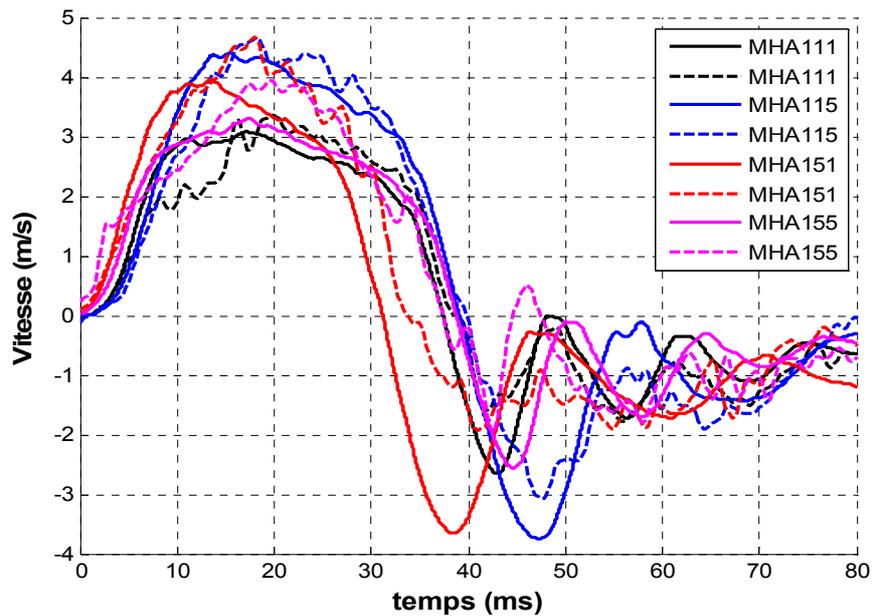


Figure 4.4: Comparaison de la vitesse au niveau de l'abdomen obtenue par dérivation du déplacement (trait plein) et de la vitesse au niveau de l'abdomen obtenue par dérivation de la pénétration (pointillé).

Les vitesses de pénétration des différents essais obtenues par la mesure des accéléromètres (vitesse de déplacement) et celles obtenues par le suivi de mire (vitesse de pénétration) sont superposées sur la Figure 4.4. On constate que les profils des vitesses sont les mêmes avec une tendance à être légèrement plus élevés dans l'analyse des films. La vitesse de chargement présente une montée à sa vitesse maximale en 10 ms puis présente un plateau à vitesse maximum pendant 30 ms.

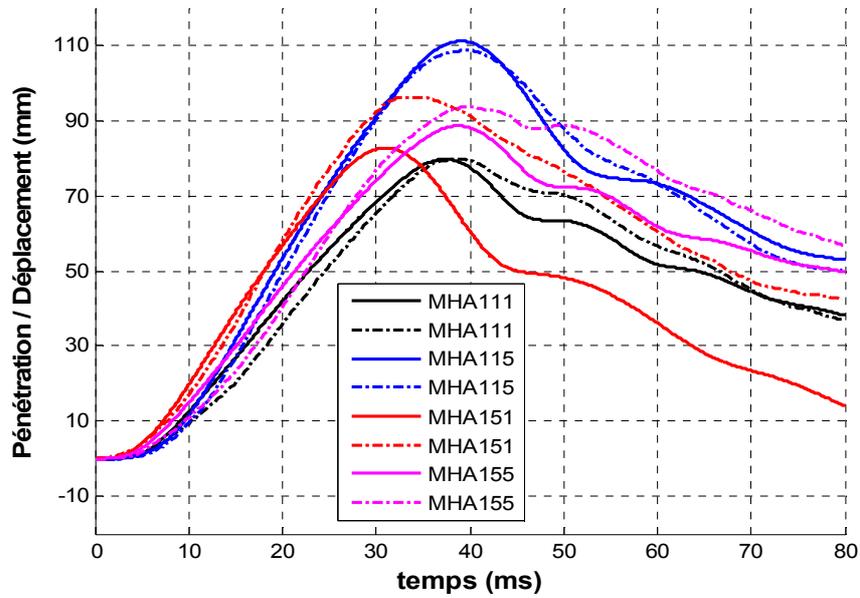


Figure 4.5: Comparaison du déplacement obtenu par double intégration de l'accélération au niveau des accéléromètres (trait plein) et de la pénétration obtenue par le suivi des mires ceinture situées au centre de l'abdomen (pointillé).

Les courbes de pénétration et de déplacement des différents essais obtenues par la mesure des accéléromètres et celles obtenues par le suivi de mire sont superposées sur la Figure 4.5. Les courbes sont sensiblement comparables avec une tendance à être plus élevées pour les pénétrations. Le temps de montée à pénétration / déplacement maximale est de 40 ms en moyenne.

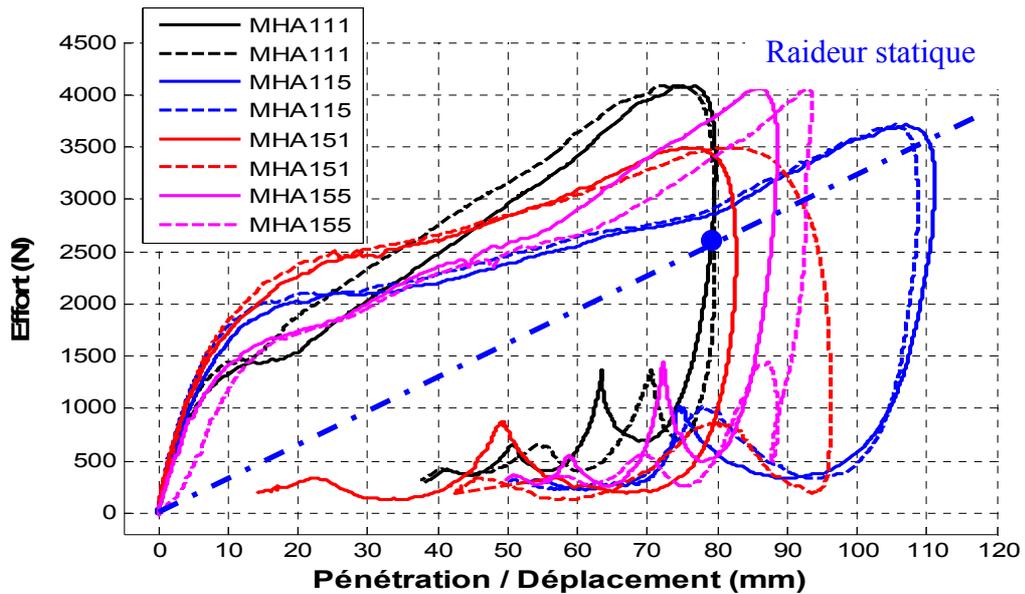


Figure 4.6: Courbes effort-déplacement (trait plein) obtenues avec le déplacement déduit des mesures d'accélération et courbes effort-pénétration (pointillé) obtenues avec la pénétration déduite du suivi de mires.

La Figure 4.6 présente la comparaison des courbes d'effort au niveau de l'abdomen en fonction de la pénétration issue de l'analyse des films et en fonction du déplacement calculé à partir de l'accélération.

La Figure 4.7 présente la comparaison de ces mêmes courbes avec la compression au lieu de la pénétration. La compression est calculée en divisant la pénétration/déplacement par l'épaisseur initiale de l'abdomen (mesure de l'épaisseur décrite dans le paragraphe 2.3.2). L'utilisation de la compression permet de s'affranchir des différences entre les sujets en terme d'épaisseur de l'abdomen. Cependant, on remarque que les courbes gardent la même dispersion, ce qui montre que la pénétration et le déplacement ne sont pas fonction de l'épaisseur des sujets dans ces cas.

Les courbes d'effort en fonction de la pénétration et du déplacement ou celles en fonction de la compression présentent deux phases distinctes lors de la phase de chargement. On retrouve les deux phases de l'effort au cours du temps. On remarque une phase de chargement à faible pénétration/déplacement puis une phase où l'effort et la pénétration/déplacement augmentent progressivement. La phase de décharge est

rapide, l'effort diminue à pénétration/déplacement maximale puis la pénétration/déplacement tend à revenir à zéro à effort minimal.

La raideur statique est calculée lorsque la vitesse est nulle, c'est-à-dire à pénétration/déplacement maximal. Les raideurs statiques calculées à partir de la pénétration et du déplacement sont présentées dans le Tableau 4.2. Les efforts engendrés en plus de l'effort statique sont dus à l'effet dynamique du chargement. La raideur statique est tracée pour l'essai MHA111 sur la Figure 4.6. Dans ces essais, la pénétration maximale est à effort presque maximal, la raideur statique est élevée (en moyenne de l'ordre de 28 kN/m pour la raideur obtenue avec les pénétrations et de 35 kN/m pour celle obtenue avec les déplacements).

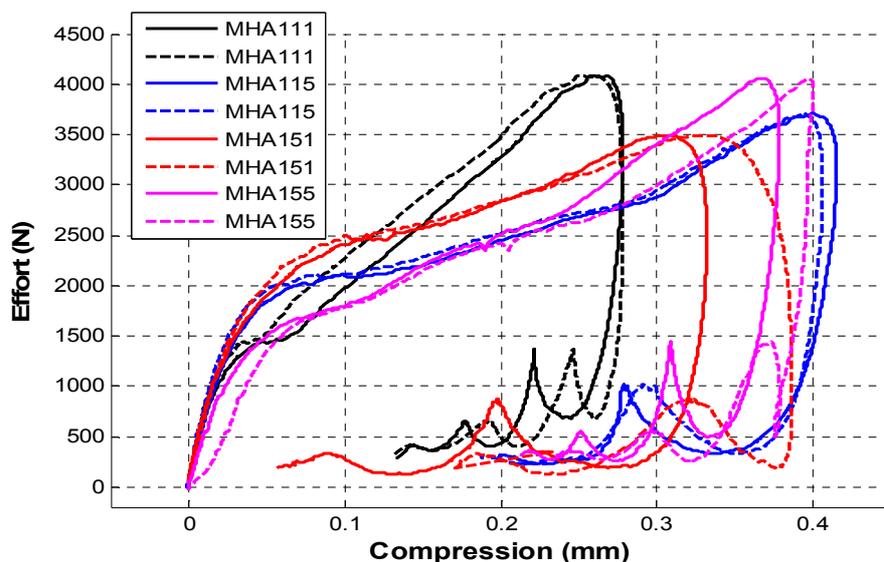


Figure 4.7: Courbe Effort-Compression : celle obtenue avec la compression déduite des réponses des accéléromètres (trait plein) et celle obtenue avec la compression déduite du suivi (pointillé).

Le Tableau 4.2 présente une synthèse des différentes mesures faites ainsi que les données obtenues par l'analyse de films.

Essai	MHA111	MHA115	MHA151	MHA155
Effort Abdomen	4086 N	3719 N	3491 N	4062 N
Effort Dossier	6054 N	5879 N	4704 N	6692 N
Vitesse de déplacement (accéléromètres)	3.1 m/s	4.4 m/s	3.9 m/s	3.3 m/s
Vitesse de pénétration (analyse de films)	3.3 m/s	4.6 m/s	4.7 m/s	3.9 m/s
Déplacement (accéléromètres)	79.7 mm	111.1 mm	82.6 mm	88.6 mm
Pénétration (analyse de films)	79.6 mm	108.7 mm	96.2 mm	93.6 mm
Compression abdominale (accéléromètres)	27.8 %	41.5 %	33.2 %	37.8 %
Compression abdominale (analyse de films)	27.7 %	40.6 %	38.6 %	40 %
Epaisseur sujet assis avec précontrainte	286.7 mm	267.6 mm	249 mm	234 mm
Epaisseur sujet allongé	/	200 mm	180 mm	160 mm
Raideur statique (déplacement)	42.0 kN/m	28.9 kN/m	29.7 kN/m	39.5 kN/m
Raideur statique (pénétration)	30.1 kN/m	27.1 kN/m	12.0 kN/m	42.1 kN/m

Tableau 4.2: Synthèse des résultats des essais MHA.

Dans les essais MHA, les différences observées entre la mesure et le suivi des mires est faible (moins de 5% en moyenne) sauf pour l'essai MHA151 où la pénétration atteint un maximum plus élevé que le déplacement. Les résultats obtenus par le suivi des mires et ceux obtenus par les mesures sont en accord.

De plus, l'effort au niveau de l'abdomen et celui au niveau du dossier sont différents (l'effort au niveau du dossier est supérieur à celui au niveau de l'abdomen). Ceci est dû aux effets de masse dans le comportement de l'abdomen.

Enfin, on constate que la raideur statique dans les essais MHA est assez élevée (28 kN/m).

4.2. Résultats des essais simulant le phénomène de mauvais positionnement de la ceinture : Essais PRT

Dans les essais PRT, le même type de prétensionneur est utilisé pour chaque essai. On peut alors comparer les courbes entre elles. Les variations obtenues ne sont pas dues au système de chargement mais à la diversité des sujets et de leurs réponses face à une même sollicitation.

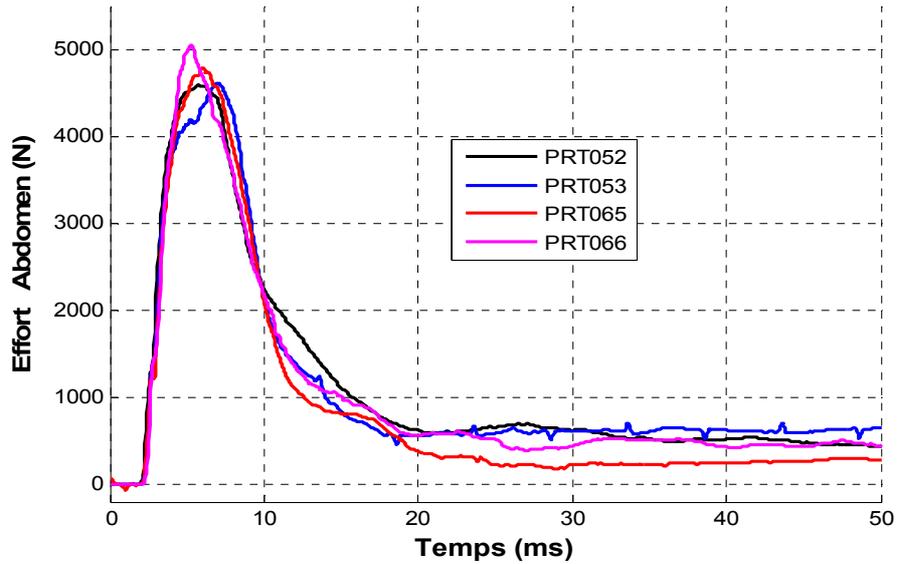


Figure 4.8: Effort obtenu par la somme des valeurs d'effort ceinture droit et gauche pour chaque essai.

L'effort au niveau de l'abdomen atteint son effort maximum moyen de 4700 N en 5 ms. Les efforts sont sensiblement équivalents dans tous les essais (Figure 4.8).

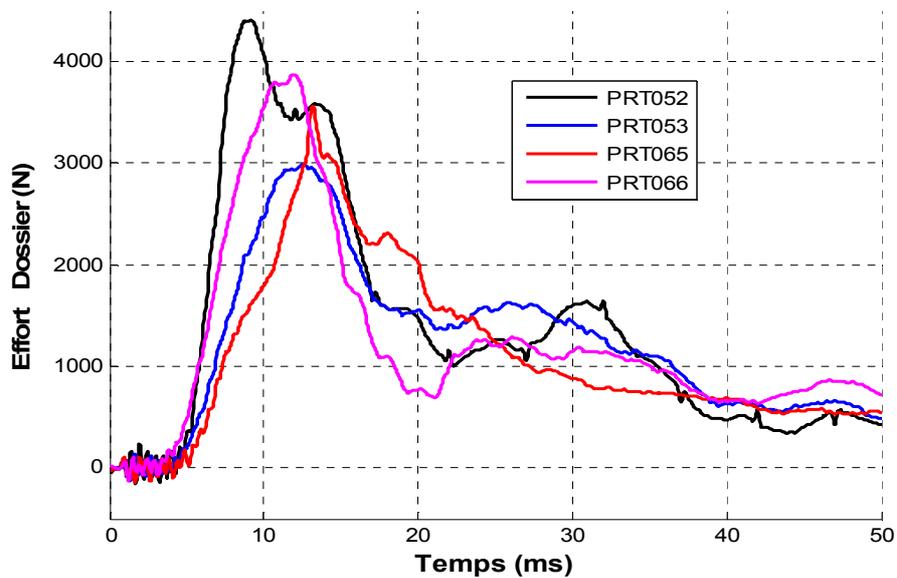


Figure 4.9: Effort au niveau du dossier pour chaque essai.

Les efforts au niveau du dossier sont différents en termes d'amplitude et de temps de montée (Figure 4.9). L'effort atteint un maximum moyen de 3600 N en 12 ms.

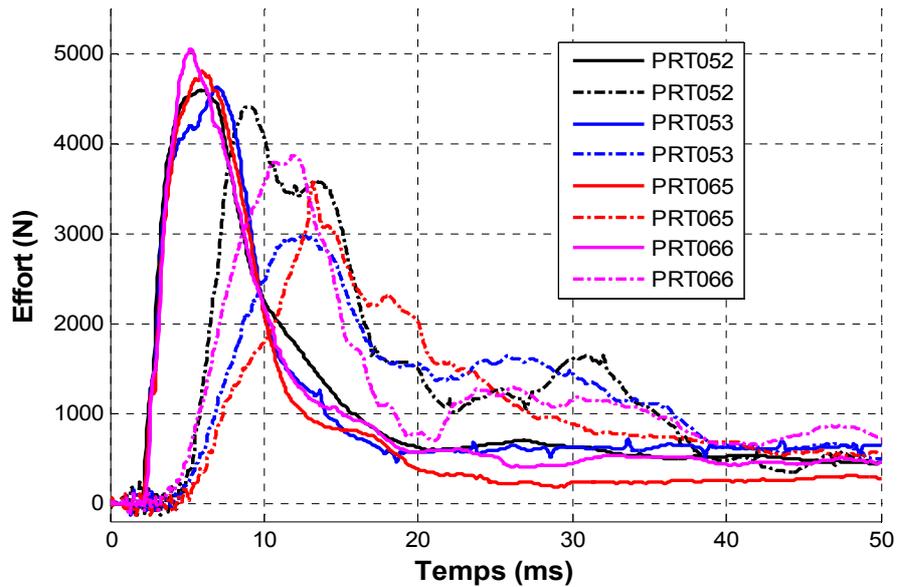


Figure 4.10: Superposition des efforts au niveau de l'abdomen (trait plein) et dossier (pointillé).

La Figure 4.10 présente la superposition des efforts au niveau du dossier et ceux au niveau de l'abdomen. On constate que pour tous les essais, l'effort au niveau du dossier est inférieur à celui au niveau de l'abdomen et est déphasé d'environ 5 ms.

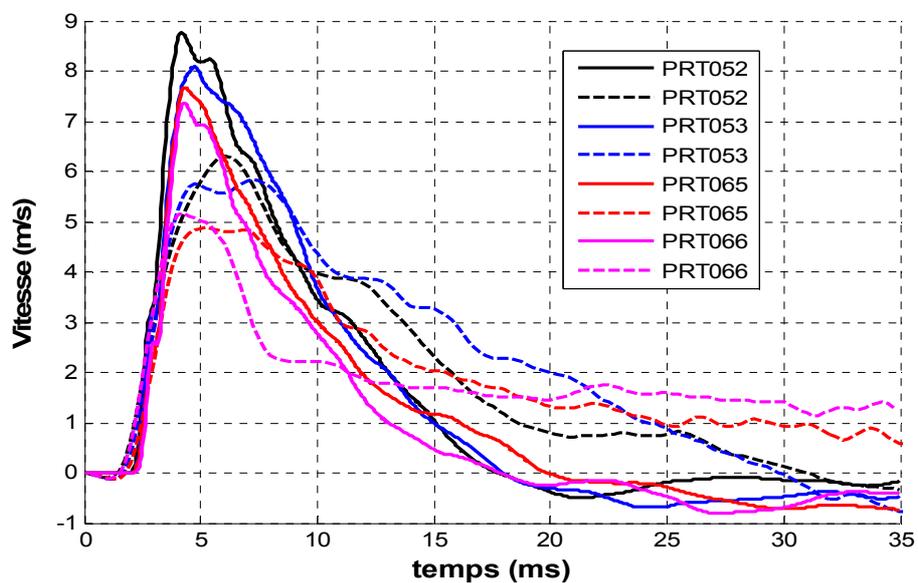


Figure 4.11: Comparaison de la vitesse de déplacement de la ceinture au niveau de l'abdomen obtenue par intégration de l'accélération au niveau des accéléromètres (trait plein) et de vitesse de pénétration obtenue par le suivi des mires ceinture situées au centre de l'abdomen (pointillé).

Les vitesses de pénétration des différents essais obtenues à partir de la mesure des accéléromètres (vitesse de déplacement) et celles obtenues par le suivi de mire

(vitesse de pénétration) sont superposées sur la Figure 4.11. On constate que la vitesse de pénétration obtenue par l'analyse de films est plus faible que la vitesse de déplacement obtenue par les mesures. Les allures de courbes sont sensiblement identiques pour tous les essais.

La vitesse de déplacement atteint son maximum moyen de 8 m/s en 4,5 ms ; elle varie selon les essais de 7 à 8,6 m/s. La vitesse de pénétration atteint son maximum en 5 ms avec une moyenne de 6 m/s et varie de 5 à 7 m/s selon les essais.

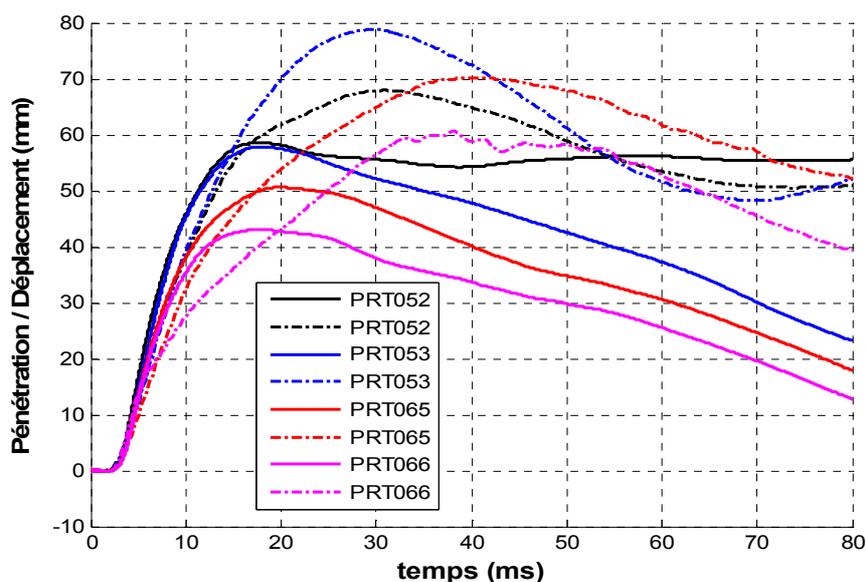


Figure 4.12: Comparaison du déplacement obtenu par double intégration de l'accélération au niveau des accéléromètres (trait plein) et de la pénétration obtenue par le suivi des mires ceinture situées au centre de l'abdomen (pointillé).

Les courbes de déplacement obtenues à partir de la mesure des accéléromètres et de pénétration obtenues par le suivi de mire pour les différents essais sont superposées sur la Figure 4.12. On constate que les pénétrations sont plus élevées et atteignent leur maximum plus tardivement que les déplacements.

L'allure des courbes de déplacement est équivalente dans tous les essais mais le maximum atteint est variable. Les déplacements atteignent leur maximum en moyenne en 15 ms. La pénétration est différente selon les essais.

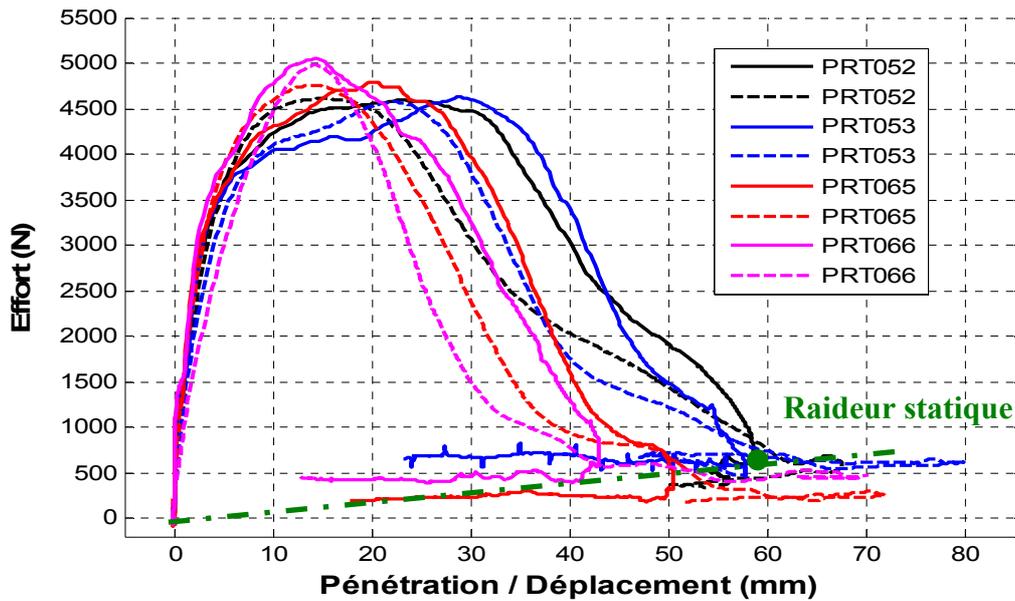


Figure 4.13: Courbes effort-déplacement déduite des réponses des accéléromètres (trait plein) et effort-pénétration déduite du suivi de mires (pointillé).

La Figure 4.13 présente la comparaison des courbes d'effort au niveau de l'abdomen en fonction de la pénétration pour les données provenant de l'analyse des films et du déplacement provenant des mesures. La Figure 4.14 présente la comparaison de ces mêmes courbes avec la compression au lieu de la pénétration et du déplacement. Les courbes gardent la même dispersion, ce qui montre que la pénétration n'est pas fonction de l'épaisseur des sujets dans ces cas.

Les courbes d'effort en fonction de la pénétration et du déplacement présentent trois phases. Une phase de montée en effort à faible pénétration, une phase où la pénétration augmente très rapidement et une phase de décharge où l'effort diminue fortement pendant que la pénétration augmente légèrement. Les pénétrations ne reviennent pas à leur état initial car le prétensionneur laisse la ceinture sous tension à pénétration presque maximale.

La raideur statique est calculée lorsque la vitesse est nulle, c'est-à-dire à pénétration/déplacement maximal. Les valeurs des raideurs statiques obtenues avec les pénétrations et celles obtenues avec les déplacements pour chaque essai sont présentées dans le Tableau 4.3. La raideur statique pour l'essai PRT052 est tracée sur la Figure 4.13. Dans ces essais, la pénétration maximale est atteinte lorsque l'effort est

presque minimal, la raideur statique est relativement faible (en moyenne de l'ordre de 7 kN/m pour la raideur obtenue avec les pénétrations et de 12 kN/m pour celle obtenue avec les déplacements). Les efforts engendrés en plus de l'effort statique sont donc dus à l'effet dynamique du chargement. Dans cette partie, on peut définir une raideur apparente prenant en compte les effets de masse ou de viscosité.

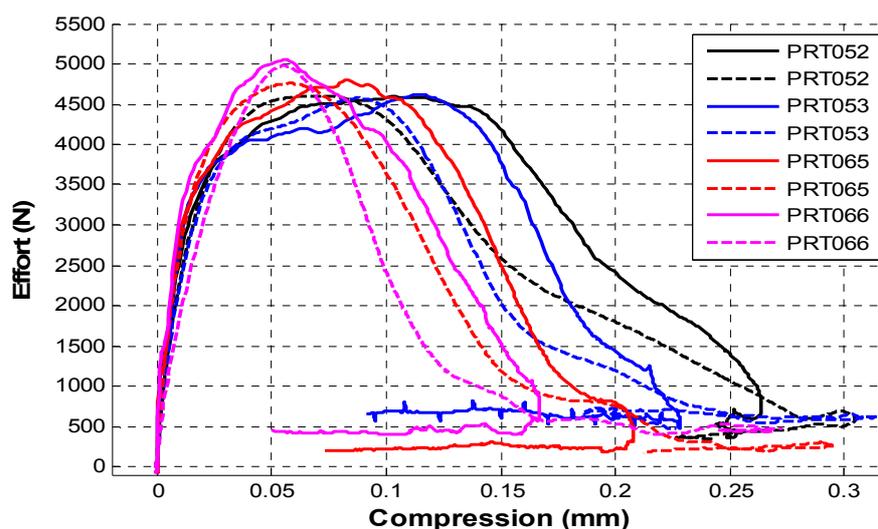


Figure 4.14: Courbe Effort-Compression : celle obtenue avec la compression déduite des réponses des accéléromètres (trait plein) et celle obtenue avec la compression déduite du suivi (pointillé).

Le Tableau 4.3 présente une synthèse des différentes mesures faites ainsi que les données obtenues par l'analyse de films.

Essai	PRT052	PRT053	PRT065	PRT066
Effort Abdomen	4594N	4626 N	4797 N	5052 N
Effort Dossier	4399 N	2989 N	3562 N	3870 N
Vitesse de déplacement (accéléromètres)	8.6 m/s	8 m/s	7.5 m/s	7.2 m/s
Vitesse de pénétration (analyse de films)	6.3 m/s	5.8 m/s	4.9 m/s	5.1 m/s
Déplacement (accéléromètres)	58.8 mm	58 mm	50.6 mm	43.1 mm
Pénétration (analyse de films)	67.9 mm	78.8 mm	70.2 mm	60.6 mm
Compression abdominale (accéléromètres)	26.5 %	22.8 %	20.8 %	16.7 %
Compression abdominale (analyse de films)	30.5 %	31.5 %	29.6 %	26.9 %
Epaisseur sujet assis avec précontrainte	222mm	254 mm	243 mm	258 mm
Raideur statique (déplacement)	13.0 kN/m	9.9 kN/m	7.7 kN/m	16.9 kN/m
Raideur statique (pénétration)	9.0 kN/m	7.9 kN/m	3.5 kN/m	8.2 kN/m

Tableau 4.3: Synthèse des résultats pour les essais PRT.

On observe que la vitesse de pénétration obtenue par le suivi de la mire centrale de la ceinture est plus faible que la vitesse de déplacement obtenue par la mesure. Cette

remarque est également valable pour la pénétration et le déplacement jusqu'à 15 ms. Or, on a montré au paragraphe 3.4, que la double intégration de l'accélération fournissait des déplacements sensiblement identiques aux pénétrations mesurées au même endroit par suivi de mire.

De plus, on constate que les efforts dossier et l'effort au niveau de l'abdomen sont différents (l'effort au niveau de l'abdomen est supérieur à celui au niveau du dossier). Cette constatation nous permet d'affirmer que des effets de masse interviennent dans le comportement de l'abdomen.

Enfin, on constate que la raideur statique dans les essais PRT est de l'ordre de 7 kN/m.

4.3. Discussion et Conclusion

4.3.1. Chargements très différents

Les courbes de chargement sont très différentes entre les deux configurations d'essais. Dans les essais PRT, les vitesses sont supérieures à celles des essais MHA et les montées en vitesse sont elles aussi nettement supérieures. La réponse en effort de l'abdomen à ce chargement montre l'aspect dynamique de celui-ci. Dans les essais MHA, les compressions sont supérieures à celles des essais PRT, la raideur statique est quatre fois plus élevée dans les essais MHA que dans les essais PRT. La réponse en effort de l'abdomen traduit la prépondérance de l'aspect statique dans le comportement de l'abdomen pour une telle sollicitation.

4.3.2. Effets de masse et de viscosité

La mesure de l'effort au niveau du dossier a pour but de discriminer les effets d'inertie de ceux de la viscosité. En effet, si l'effort au niveau du dossier est équivalent à celui au niveau de l'abdomen, on peut conclure que seuls des effets de viscosité interviennent. Cependant, dans nos essais, on observe des efforts différents, ce qui signifie que des effets de masse interviennent et s'additionnent aux effets de viscosité.

4.3.3. Raideur statique

La raideur statique dans les essais MHA est le triple (35 kN/m) de celle obtenue dans les essais PRT (12 kN/m). Or dans les essais MHA, les pénétrations obtenues sont plus élevées que celles des essais PRT. Cela permet de supposer la non-linéarité de la raideur statique de l'abdomen en fonction du déplacement. En effet, la Figure 4.15 l'effort statique mesuré à déplacement maximal en fonction du déplacement. On constate que cet effort est une fonction cubique du déplacement (2,97).

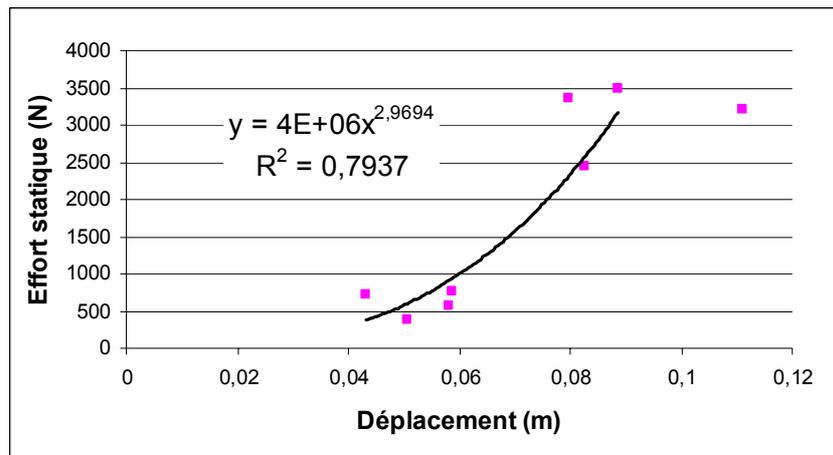


Figure 4.15: Raideur statique pour les différents essais

4.3.4. Tendances inversées entre l'effort dossier et l'effort au niveau de l'abdomen

L'effort au niveau du dossier est inférieur à l'effort au niveau de l'abdomen dans les essais PRT, cette tendance est inversée dans les essais MHA. Des effets de masse et de viscosité interviennent dans le comportement de l'abdomen, les efforts au niveau du dossier reflètent des interactions entre les masses produisant un effort de sortie supérieur à l'effort d'entrée dans un cas et inversement dans l'autre cas. Des phénomènes de résonance interviennent et peuvent être à l'origine de cette inversion dans les efforts. Afin de mieux comprendre cette tendance, un modèle analytique est développé au chapitre 6.

4.3.5. Différence entre les mesures accélérométriques et les données obtenues par le suivi de mires

On observe une différence entre les mesures de vitesse et de déplacement obtenues par la mesure de l'accélération sur chaque brin de la ceinture et rapportée au centre de la ceinture et les mesures de vitesse et de pénétration obtenues par le suivi de la mire centrale de la ceinture. Cette différence est essentiellement observée dans les essais PRT.

Dans les essais PRT, le déplacement atteint son maximum lorsque l'effort n'agit plus sur les brins de la ceinture, c'est-à-dire à 20 ms. Jusqu'à cet instant les déplacements sont supérieurs aux pénétrations. Au-delà de 20 ms, le déplacement mesuré au niveau de la ceinture décroît et la pénétration obtenue au niveau de l'abdomen continue à augmenter (Figure 4.12). Les maxima atteints sont donc plus élevés que ceux des déplacements des brins de la ceinture (d'environ 25%) et apparaissent plus tardivement.

La différence observée entre les mesures de pénétration et de déplacement peut être expliquée pour la première partie, c'est-à-dire avant 20 ms, par l'élongation de la ceinture entre ces deux points de mesure. En effet, la ceinture utilisée est une ceinture standard qui s'allonge de 9 % sous un effort de 10 kN. L'effort atteint sa valeur maximale de 2 kN en 5 ms. La distance entre l'accéléromètre situé sur un brin et le point central de la ceinture est de 300 mm. Ceci entraîne une élongation de la ceinture de 6 mm. L'écart observé entre les courbes de pénétration et de déplacement en fonction du temps vers 10 ms est d'environ 5 mm, ce qui est en accord avec l'élongation de la ceinture. Par contre cette élongation de la ceinture n'explique pas le phénomène observé au-delà de 20 ms.

Au-delà de 20 ms, la pénétration continue à s'accroître alors que les brins de la ceinture ne sont plus en mouvement. Ce phénomène peut être expliqué soit par une modification du profil de la ceinture que nous exploitons au chapitre suivant, soit par la mise en mouvement de la masse abdominale qui continue à bouger par inertie. Dans les essais MHA, cette différence observée entre pénétration et déplacement est moindre (de l'ordre de 14%). Ceci signifie que lors d'un chargement plus lent, la pénétration observée au centre de l'abdomen est proche de celle obtenue en sortie du système de chargement, l'abdomen réagit en phase avec le chargement.

Compte tenu des différences observées dans les chargements MHA et PRT, le comportement de l'abdomen est sensible à la vitesse de chargement. De plus, les efforts au niveau du dossier et les différences de pénétration entre le suivi de mire et les mesures accélérométriques permettent d'affirmer que des effets de masse sont présents dans la réponse de l'abdomen.

Ainsi, on peut déduire de ces observations que le couplage d'effets de masse et de viscosité intervient dans le comportement de l'abdomen.

Chapitre 5

Etude de la déformation 3D de l'enveloppe externe de l'abdomen

5.1.	Reconstruction 3D de la surface	119
5.2.	Exploitation des déformées	120
5.3.1.	<i>Etude du profil de la ceinture</i>	<i>120</i>
5.3.2.	<i>Comparaison des déformées entre PRT et MHA</i>	<i>122</i>
5.3.3.	<i>Etude de la variation de volume</i>	<i>123</i>
5.3.	Discussion et conclusion.....	127

Grâce à la vidéographie tridimensionnelle, les trajectoires des mires placées sur la paroi externe de l'abdomen des différents sujets sont connues. Dans ce chapitre, nous allons voir comment pallier le problème de la perte de certaines mires puis comment exploiter les déformations externes afin de déduire et de comprendre le comportement en interne de l'abdomen.

5.1. Reconstruction 3D de la surface

Les profils des abdomens obtenus sont modélisés en éléments finis. Le but de ce modèle est d'être capable de simuler le déplacement des mires qui n'ont pu être vues par les caméras. Dans un premier temps, un maillage de type membrane est généré avec un nœud pour chaque mire. L'évolution de la position des nœuds est imposée par les mesures expérimentales de déplacement des mires. Néanmoins si une mire sort du champ de vision, son déplacement est calculé par le modèle éléments finis. Pour cela, une géométrie et une propriété mécanique sont conférées au modèle. La géométrie est basée sur les mires reconstruites qui servent de nœuds au maillage. La surface externe est représentée par des éléments de type membrane. Les paramètres de la propriété mécanique imposée, proche de celle des muscles, sont estimés à partir d'une comparaison visuelle des simulations et des déformées réelles. Dans ces simulations, les déplacements obtenus par le suivi sont imposés aux nœuds correspondants. Des essais de raideur de membrane sont alors réalisés afin de déterminer un module d'Young de sorte que les nœuds qui ne sont pas visibles suivent de façon continue la déformation correspondant aux autres trajectoires. La valeur du module d'Young implémentée est de 50000 MPa (le module d'Young des muscles étant de 0,5 MPa). La Figure 5.1 présente les vues d'une caméra à trois instants différents (0ms, 10ms et 26ms) et la reconstruction correspondante. Les trajectoires extrapolées seront utilisées dans la suite avec précaution.

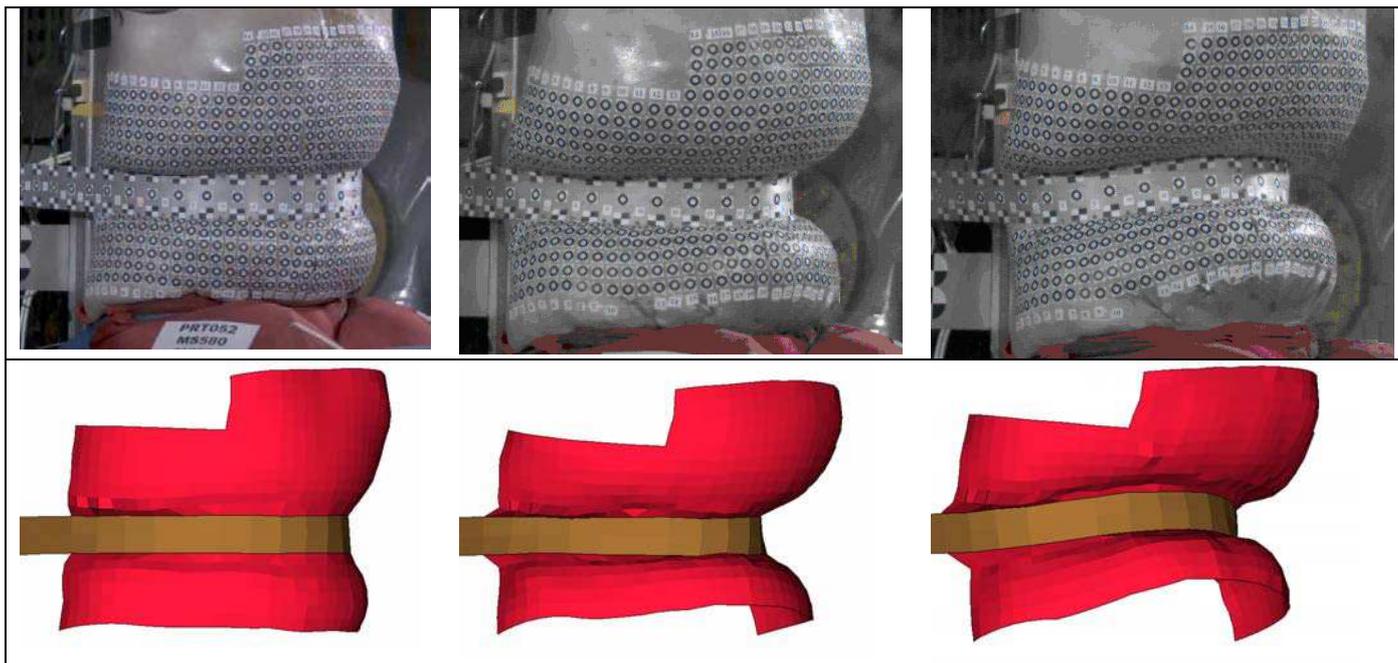


Figure 5.1: Comparaison visuelle des déformées externes de l'abdomen (partie supérieure) avec leur reconstruction 3D maillée (partie inférieure) à $t=0\text{ms}$ (à gauche), $t=10\text{ms}$ (au centre) et $t=26\text{ms}$ (à droite).

5.2. *Exploitation des déformées*

5.2.1. *Etude du profil de la ceinture*

Dans l'analyse des mesures au Chapitre 4, on a constaté une différence dans la comparaison des déplacements et des pénétrations entre les essais PRT et MHA. Dans les essais MHA, on observe que les déplacements obtenus grâce aux accéléromètres et les pénétrations déduites du suivi de mires sont similaires. Ce qui n'est pas le cas pour les essais PRT. L'étude des profils de la ceinture dans ces deux types de sollicitations apportent des informations intéressantes sur la déformation de celle-ci.

Le profil de la ceinture ainsi que les mesures de déplacement et de pénétration réalisées sont présentées sur la Figure 5.2 pour un essai MHA (MHA115) et sur la Figure 5.3 pour un essai PRT (PRT066).

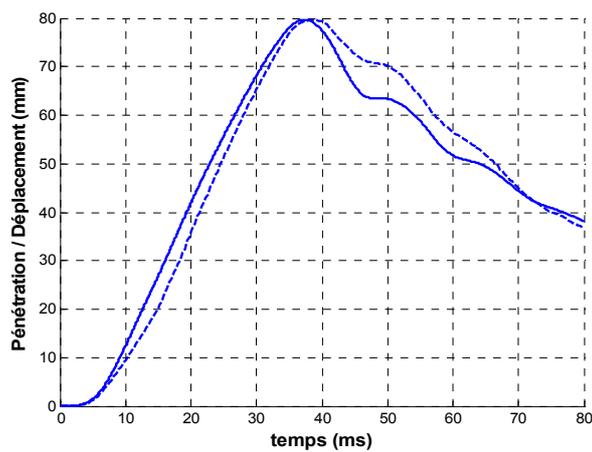


Figure 5.2: Essai MHA115. A gauche : Courbes de pénétration et de déplacement pour le point central de la ceinture ; à droite : Vue de dessus de la ceinture à différents instants : état initial, $t=20$ ms, $t=30$ ms, $t=40$ ms, $t=60$ ms superposés sur les extrémités des brins de la ceinture.

De l'observation des profils de la ceinture à différents instants pour les essais MHA (Figure 5.2), on retrouve que le déplacement et la pénétration sont similaires. De plus, on observe une déformation uniforme de la ceinture lors de ce type de sollicitation.

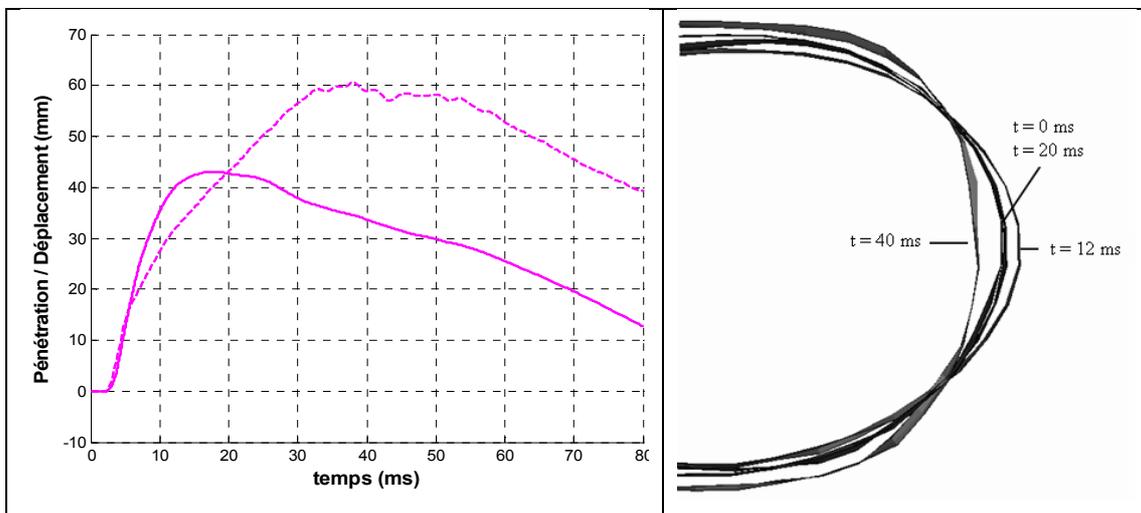


Figure 5.3: Essai PRT066. A gauche : Courbes de pénétration et de déplacement pour le point central de la ceinture ; à droite : Vue de dessus de la ceinture à différents instants : état initial, $t=12$ ms, $t=20$ ms, $t=40$ ms superposés sur les extrémités des brins de la ceinture.

Lors de la superposition des profils de la ceinture à différents instants pour les essais PRT (Figure 5.3), on retrouve les différentes phases observées lors de l'analyse des mesures : Avant 20 ms, le déplacement de la ceinture est supérieur à la pénétration et

inversement au delà de 20 ms. A 20 ms, pénétration et déplacement du point central de la ceinture sont confondus. Dans ce type de sollicitation, on constate une déformation non uniforme de la ceinture. Ce qui explique les différences observées entre la mesure de déplacement et celle de pénétration. Cette différence peut également être expliquée par des effets d'inertie intervenant dans le comportement de l'abdomen dû à la rapidité du chargement avec prétensionneur. Ces effets de masse sont également visibles sur la vue de profil de la ceinture à différents instants pour les essais PRT (Figure 5.4) où l'on observe un mouvement vertical de la ceinture.

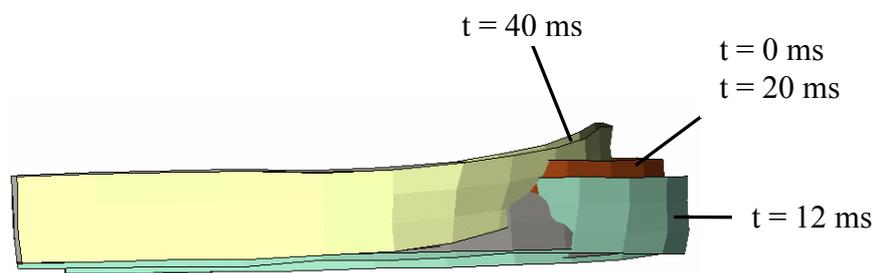


Figure 5.4: Vue de profil de la ceinture pour l'essai PRT066 à différents instants : état initial, t=12 ms, t=20 ms et t=40 ms.

5.2.3. Comparaison des déformées entre PRT et MHA

Afin de comparer les profils de déformation obtenus dans les différents essais, les déformées à différents instants sont superposées sur la Figure 5.5 pour deux essais MHA et deux essais PRT.

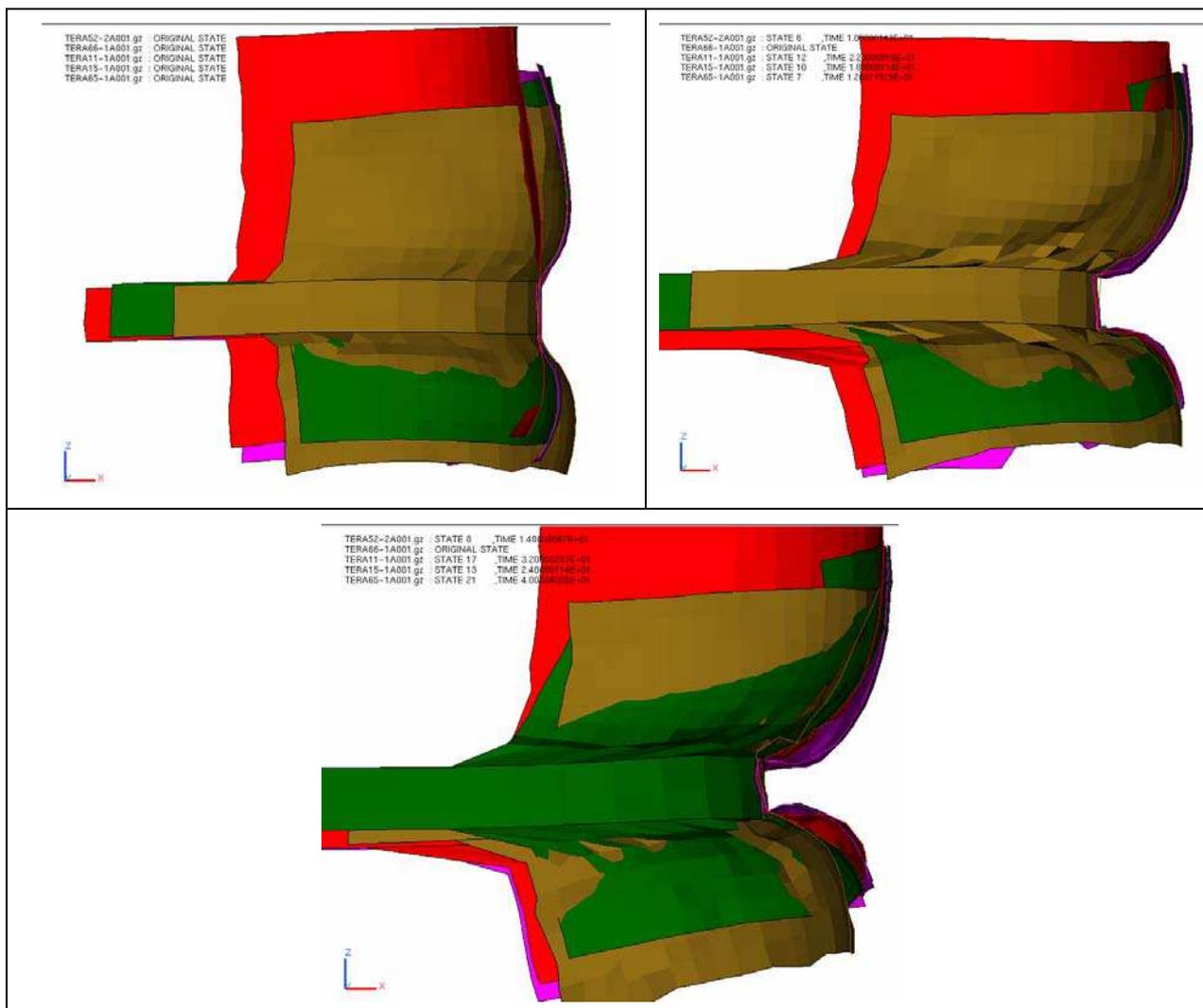


Figure 5.5: Superposition des déformées des essais MHA111 (rose), MHA115 (rouge), PRT052 (vert) et PRT065 (beige) à l'état initial (haut gauche), pour des pénétrations de 40 mm (haut droite) et de 70 mm (bas).

Même si les profils des déformées des différents essais sont légèrement différents à l'état initial, on constate qu'à une pénétration de 40 mm, les déformées sont similaires. A une pénétration de 70 mm, on constate, pour les essais MHA, que la partie basse de l'abdomen a une tendance à avoir un mouvement vers le haut plus prononcé.

5.2.4. Etude de la variation de volume

Compte tenu de l'hypothèse émise sur le caractère peu compressible du volume abdominal du fait des caractéristiques de son contenu, il est intéressant de se rendre compte du mouvement de la masse abdominale lors de l'essai.

Une surface plane est définie par une rangée de mires. Cette surface est continue jusqu'aux nœuds constituant le dossier. On définit alors un volume entre deux surfaces consécutives. Ainsi grâce à la modélisation par éléments finis de l'essai, on obtient la variation de volume au cours du temps dans chacune des sections délimitées par une rangée de mires. L'étude de la variation de volume par section est présentée sur la Figure 5.6 pour l'essai PRT052 et sur la Figure 5.7 pour l'essai MHA111.

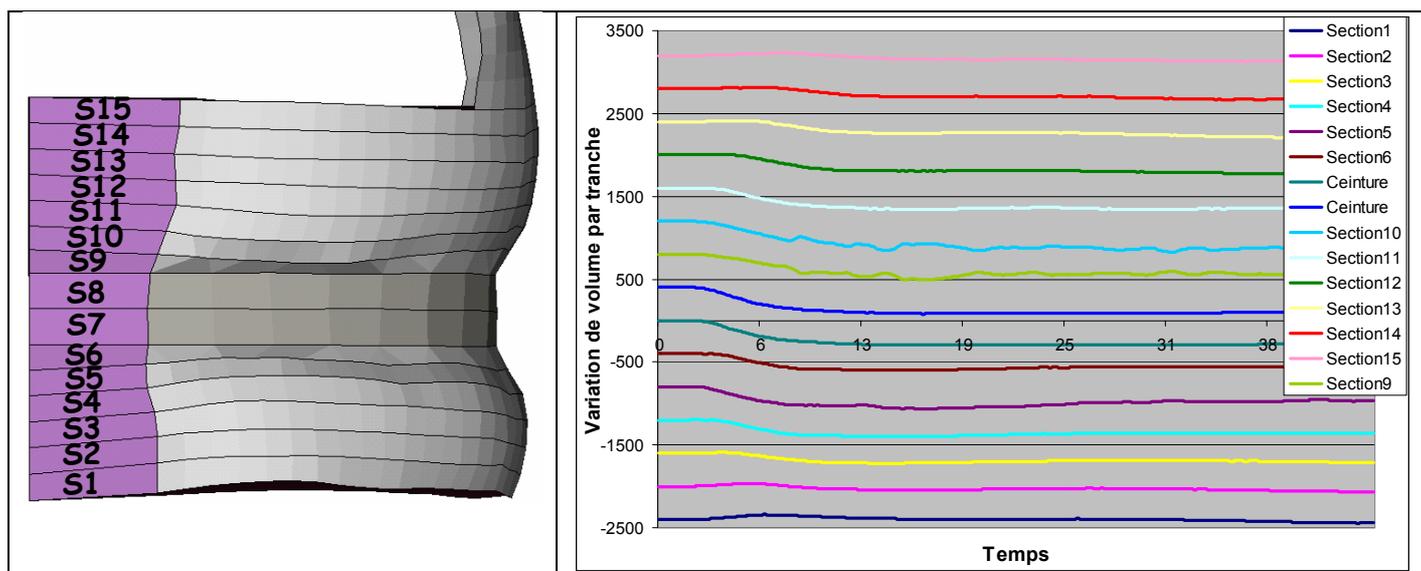


Figure 5.6: Etude de la variation de volume par tranche pour l'essai PRT052.

Lors de l'essai PRT052 (Figure 5.6), le volume étudié est de 11,7 l. On constate une perte totale de 3l dans le volume étudié. La variation de volume de toutes les sections considérées est négative. Les sections situées à proximité de la ceinture sont celles dont la perte de volume est la plus importante (de l'ordre de 300 à 400 ml). On observe que les sections les plus extrêmes ont une perte de volume plus faible.

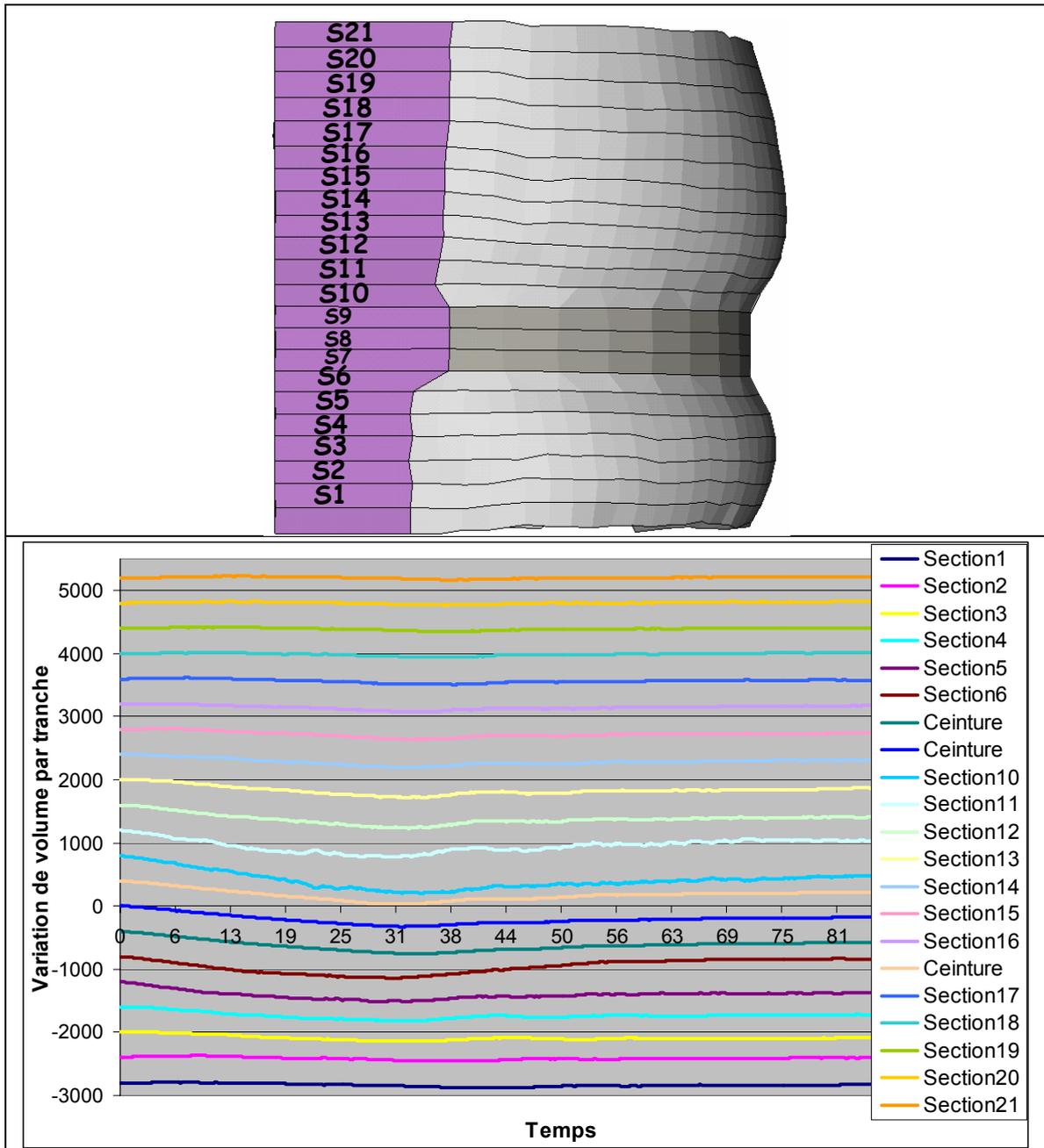


Figure 5.7: Etude de la variation de volume par tranche pour l'essai MHA111.

Lors de l'essai MHA111 (Figure 5.7), le volume étudié est de 14l. On constate une perte totale de 2,8l dans le volume étudié. Les sections situées à proximité de la ceinture sont celles dont la perte de volume est la plus importante (de l'ordre de 200 à 300 ml). On constate également que la variation de volume est négative pour toutes les sections sauf pour les sections inférieures (1 et 2) et les sections supérieures (de 18 à 21). Cette variation positive est cependant très faible, de l'ordre de 10 à 15 ml pour les sections 1, 2, 18 et 19 et de l'ordre de 40 à 45 ml pour les sections 20 et 21.

On observe dans tous les essais des pertes de volume dans la section de l'abdomen étudiée. Compte tenu de notre hypothèse émise sur l'incompressibilité de l'abdomen, on peut supposer que la masse abdominale se propage dans la cage thoracique et dans le bassin.

Les radiographies réalisées avant et après essai avec le sujet en place permettent de confirmer cette hypothèse. En effet, par rapport aux vertèbres lombaires qui sont des repères anatomiques fixes d'une radiographie à une autre, on constate que la coupole diaphragmétique située au niveau du milieu de la vertèbre thoracique T11 dans la radiographie réalisée avant l'essai (Figure 5.8-gauche), se situe au dessus de T11 dans celle réalisée après l'essai (Figure 5.8-droite). Ceci laisse supposer une remontée des organes abdominaux dans la partie thoracique.

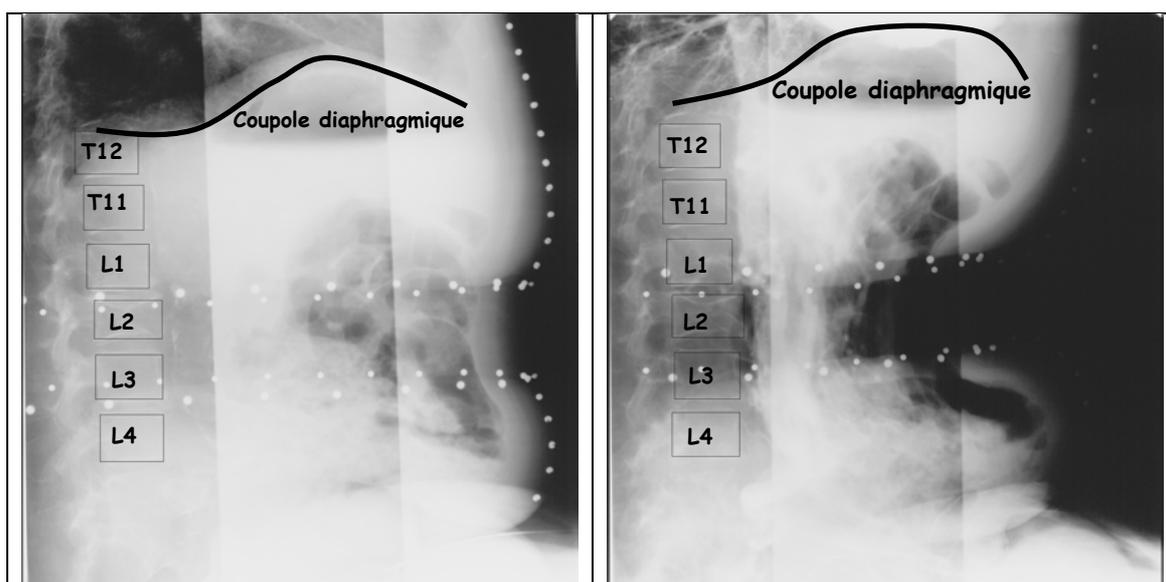


Figure 5.8: Radiographies réalisées sur le moyen d'essais pour le PRT052, avant l'essai à gauche et après l'essai à droite.

Le volume déplacé ne peut être évalué à partir des radiographies. Il faudrait pour cela connaître la surface du diaphragme et négliger les erreurs de parallaxe. Cependant, par une estimation approximative de la surface du diaphragme, de la montée de la coupole diaphragmétique (sans tenir compte des erreurs de parallaxe), on constate que le volume déplacé ne compense pas entièrement la perte de volume mesurée lors des essais (on l'estime à environ 0,5 l). On suppose qu'une partie du volume perdu peut également

être dû aux mouvements des organes vers le bas de l'abdomen et dans le bassin. De plus, on remarque la présence de gaz dans le colon (Figure 5.8-gauche et matérialisée sur la Figure 7.1), la compressibilité de ce gaz peut également être à l'origine d'une partie de la perte de volume au niveau de la partie étudiée de l'abdomen. Cependant, la quantité de gaz présent n'est pas facilement estimable mais est supposé faible par rapport au volume des organes abdominaux.

5.3. Discussion et conclusion

Des mesures internes au niveau de l'abdomen étant difficilement réalisables, la mesure de la déformée externe de la paroi nous apporte de nouvelles données permettant de comprendre le comportement de l'abdomen. Ces données complémentaires des mesures des paramètres globaux vont permettre d'améliorer le comportement de l'abdomen des modèles éléments finis.

De nombreuses formulations sont disponibles pour représenter le comportement d'un organe. L'abdomen peut être considéré comme un matériau compressible ou non, se comporter comme un solide ou un fluide. Les interfaces entre les organes sont multiples : elles peuvent être de simples contacts et des vides peuvent apparaître dans la cavité abdominale, ou elles peuvent être de type collé et la paroi de chaque organe est reliée à un autre organe ou une autre paroi, etc. Ces choix dans les formulations ont des conséquences sur le comportement mécanique global du modèle de l'abdomen. La comparaison de la réponse du modèle avec la déformée externe de l'essai va permettre de guider les choix.

D'après l'exploitation des déformées au niveau de la ceinture, il apparaît qu'en raison de l'inertie de la masse abdominale il se produit une pénétration plus élevée que les déplacements de la ceinture après 15 ms de chargement pour les essais PRT. De plus, on constate que les déformées observées entre les essais PRT et MHA, à pénétration identique, sont similaires. Enfin, l'étude de la variation de volume dans les essais montre une perte de volume dans la section abdominale étudiée. Grâce aux radiographies réalisées sur le moyen d'essais, on remarque qu'une partie du volume perdu se retrouve dans la cage thoracique, ce qui permet de valider en partie notre hypothèse sur l'incompressibilité du contenu abdominal.

Chapitre 6

Comportement viscoélastique sous chargement dynamique

6.1.	Objectifs du modèle masses – ressorts – amortisseurs.....	131
6.2.	Choix du modèle et détermination des paramètres physiques.....	131
6.3.	Etude de l'inversion entre l'effort dossier et l'effort au niveau de l'abdomen	139
6.4.	Application du modèle à d'autres résultats d'essais de la littérature.....	141
6.3.2.	<i>Essais de Hardy [20].....</i>	<i>141</i>
6.3.1.	<i>Essais de Trosseille [23].....</i>	<i>142</i>
6.3.3.	<i>Essais de Foster [24].....</i>	<i>143</i>
6.5.	Discussion et conclusion.....	144

6.1. Objectifs du modèle masses – ressorts – amortisseurs

L'objectif de cette modélisation simple et unidimensionnelle est de comprendre globalement le comportement de l'abdomen en réponse aux sollicitations appliquées et d'expliquer notamment le fait que l'effort dossier peut être, dans certains cas de chargement, supérieur à l'effort appliqué à l'abdomen par l'intermédiaire de la ceinture.

Dans un premier temps, les paramètres du modèle seront déterminés afin de reproduire les réponses obtenues dans les deux sollicitations, et vérifier que la valeur du ratio observée entre l'effort dossier et l'effort abdomen est relative au comportement de l'abdomen et non à une erreur de mesures.

Dans un deuxième temps, une fois les paramètres déterminés, ce modèle permet de comparer nos essais à ceux de la littérature. En effet, des courbes d'essais ou des corridors ne peuvent être comparés que si les conditions d'essais sont les mêmes. Le modèle permet de s'affranchir de cette contrainte et comparer ainsi les réponses.

6.2. Choix du modèle et détermination des paramètres physiques

Le modèle analytique est basé sur celui de Trosseille détaillé au paragraphe 1.5.1 et rappelé sur la Figure 6.1. Ce modèle permet de reproduire le comportement de l'abdomen lors d'un chargement dynamique par une ceinture de sécurité. Il a été validé dans la configuration des essais de Trosseille (proche de celle des essais PRT) et reproduit le déplacement et la vitesse de déplacement obtenus dans les essais.

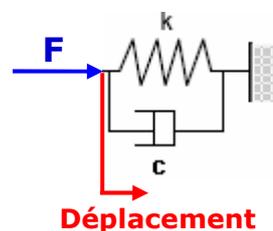


Figure 6.1: Modèle de l'abdomen de SHPM de Trosseille.

$$k=12,9\text{kN/m et } c=765 \text{ Ns/m}$$

Dans nos essais, la mesure de l'effort du sujet sur le dossier permet de constater que l'effort mesuré au niveau de l'abdomen et celui au niveau du dossier sont différents en amplitude et en phase, ce qui traduit la présence d'effets de masse. Ainsi, on améliore le modèle développé par Trosseille en ajoutant une masse. Cette masse est reliée au dossier par l'intermédiaire d'un ressort et d'un amortisseur disposés en parallèle. Le modèle utilisé est représenté sur la Figure 6.2.

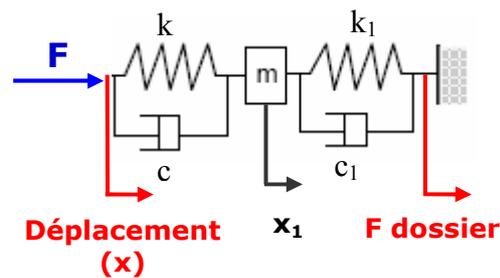


Figure 6.2: Modèle Masse-Ressort-Amortisseur utilisé

Ce modèle simple a été choisi car les mesures réalisées lors des essais permettent de déterminer la cinématique de la masse unique grâce à l'équation suivante:

équation 1

où x est le déplacement de la masse

On constate que quelque soit la masse choisie, un jeu de paramètres (k , k_1 , c , et c_1) peut être déterminé afin de reproduire avec le modèle les réponses en effort et en déplacement obtenues lors des essais. Ce modèle est une généralisation du modèle de Trosseille qui, lui, considérait une masse infinie. La masse choisie pour la détermination des paramètres du modèle est la masse correspondant au volume monitoré lors de l'essai MHA111 en considérant une densité de 1, à savoir 14 kg. La masse étant supposée constante, la perte de volume observée dans les sections étudiées doit correspondre à un gain de volume dans les régions supérieures (thorax) et inférieures (bassin). L'hypothèse de la masse constante peut être vérifiée en calculant le déplacement du centre de gravité du volume monitoré et en le confrontant au déplacement x_1 de la masse du modèle 1D. Le déplacement du centre de gravité obtenu grâce aux déformées pour l'essai MHA111 est de 18,4 mm. Le déplacement

de la masse dans le modèle est de 17 mm, ce qui est cohérent avec les mesures et valide l'hypothèse de masse constante.

Le déplacement x_1 de la masse est alors obtenu grâce à l'équation 1. Les autres paramètres du modèle peuvent ensuite être déterminés de la façon suivante :



La méthode de détermination des paramètres est celle définie par Trosseille et rappelée au paragraphe 1.5.1.

Sur la Figure 6.3 est représenté l'effort dossier en fonction de x_1 pour les différents essais. Dans certains cas, l'énergie finale est plus élevée que l'énergie initiale. Ce gain d'énergie n'est pas réaliste.

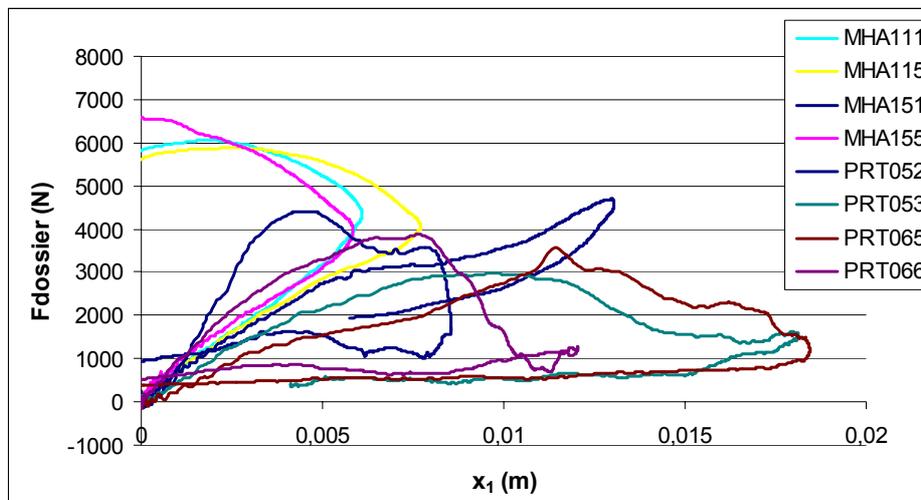


Figure 6.3: Effort dossier en fonction du déplacement de la masse

La forme des courbes étant très sensible à l'effort dossier, on s'autorise à appliquer des coefficients correcteurs sur l'effort dossier afin de rendre ces courbes cohérentes, avec dissipation d'énergie. On s'autorise alors dans la réponse du modèle une erreur de 20% sur les mesures afin que celles-ci soient cohérentes. Les coefficients appliqués sont présentés dans le Tableau 6.1.

Test	Coefficient correcteur
MHA111	0.79
MHA115	0.8
MHA151	0.92
MHA155	0.77
PRT052	0.9
PRT053	1.2
PRT065	1.22
PRT066	1

Tableau 6.1: Coefficients correcteurs

Les courbes d'efforts dossier avec coefficients correctifs sont représentées en fonction de x_1 sur la Figure 6.4. On observe cependant, grâce aux deux types de sollicitations, que la raideur statique n'est pas une fonction linéaire du déplacement (cf paragraphe 4.3.3) mais en est une fonction cubique. Les coefficients utilisés pour corriger l'effort dossier sont optimisés afin de définir une raideur statique k_1 suivant une loi cubique de la pénétration et identique pour tous les essais. La raideur statique est présentée sur la Figure 6.4 ().

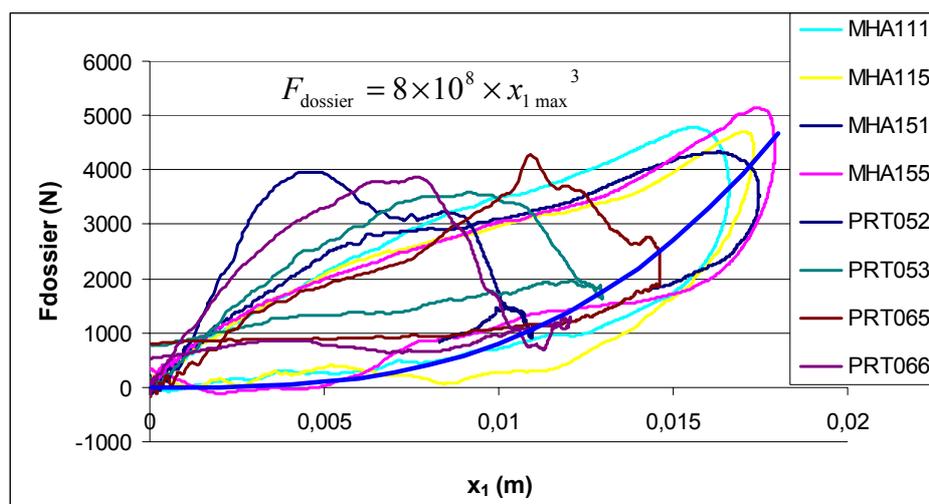


Figure 6.4: Effort dossier corrigé en fonction du déplacement de la masse.

Afin de déterminer c_1 , l'effort dossier minoré de est représenté en fonction de v_1 () sur la Figure 6.5.

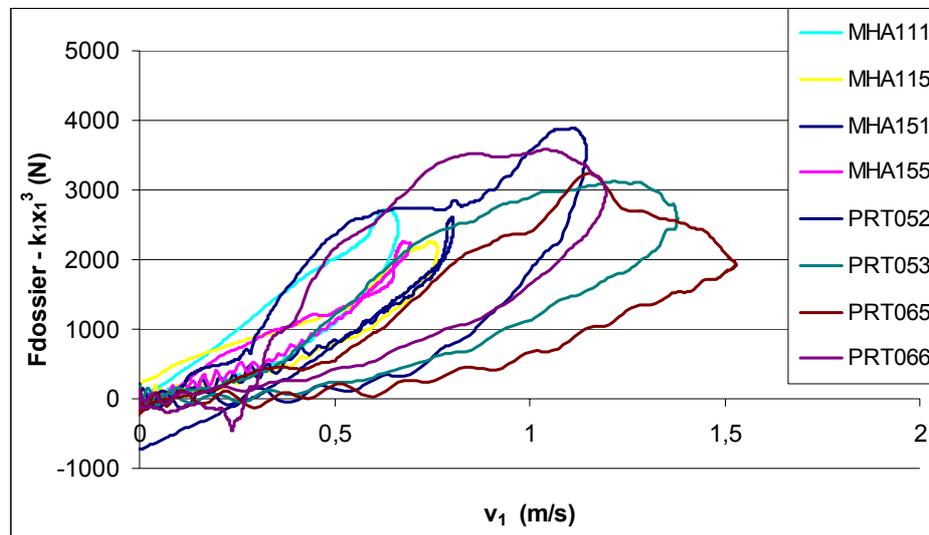


Figure 6.5: Fdossier minoré de en fonction de la vitesse de la masse.

On constate des valeurs de c_1 différentes pour les essais PRT et pour les essais MHA.

k est déterminé suivant la même méthode en utilisant l'effort au niveau de l'abdomen en fonction de la différence entre le déplacement de l'abdomen et le déplacement de la masse () et est représenté sur la Figure 6.6. k est une fonction cubique du déplacement et k moyen est défini par : .

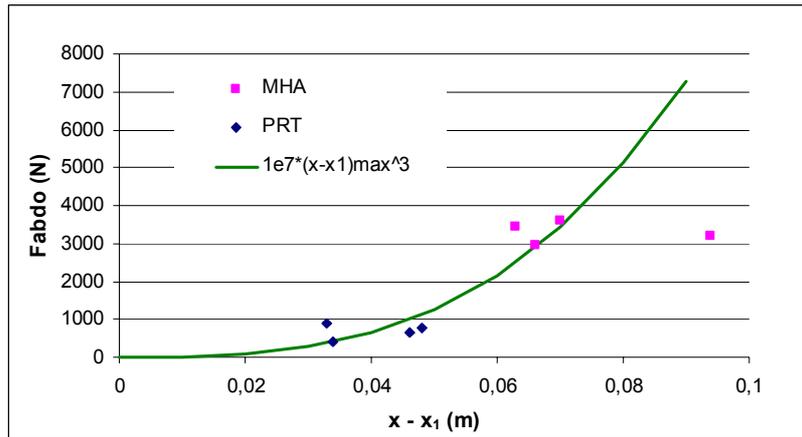


Figure 6.6: Effort au niveau de l'abdomen en fonction de ()

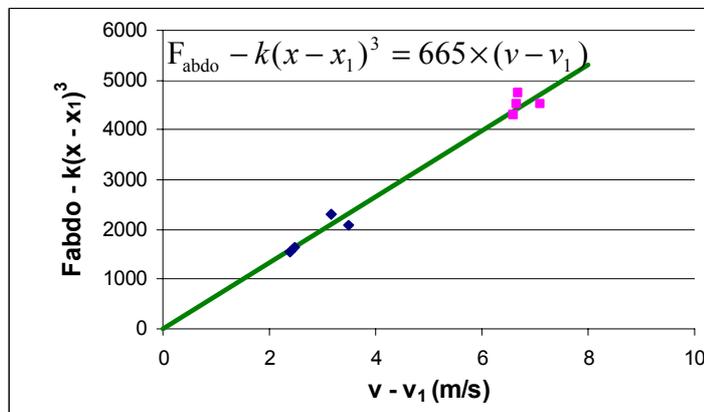


Figure 6.7: $F_{abdo} - k(x - x_1)^3$ en fonction de $(v - v_1)$

C est représenté sur la Figure 6.7 et est une fonction linéaire de la vitesse de déplacement.

Les valeurs des paramètres pour les différents essais sont répertoriées dans le Tableau 6.2.

Test	K	C	K ₁	C ₁
MHA111	1.5e7	650	8e8	8000
MHA115	4e6	600	8e8	5000
MHA151	1e7	724	8e8	5000
MHA155	1e7	661	8e8	7000
PRT052	7e6	640	8e8	2500
PRT053	7e6	650	8e8	1500
PRT065	2e7	680	8e8	800
PRT066	3e7	710	8e8	1700
Moyenne	1.3e7	665	8e8	3940

Tableau 6.2: Paramètres du modèle pour chaque essai

Le modèle masse-ressort-amortisseur est implémenté sous Excel®. On choisit d'imposer l'effort mesuré au niveau de l'abdomen et de comparer les déplacements et les vitesses de déplacement obtenus par le modèle avec ceux mesurés pendant les essais. La méthode utilisée pour la résolution des équations différentielles est la méthode de Runge Kutta d'ordre 4.

Les réponses du modèle obtenues avec les jeux de paramètres répertoriés dans le Tableau 6.2 sont présentées sur la Figure 6.8 pour l'essai MHA115 et sur la Figure 6.9 pour l'essai PRT053.

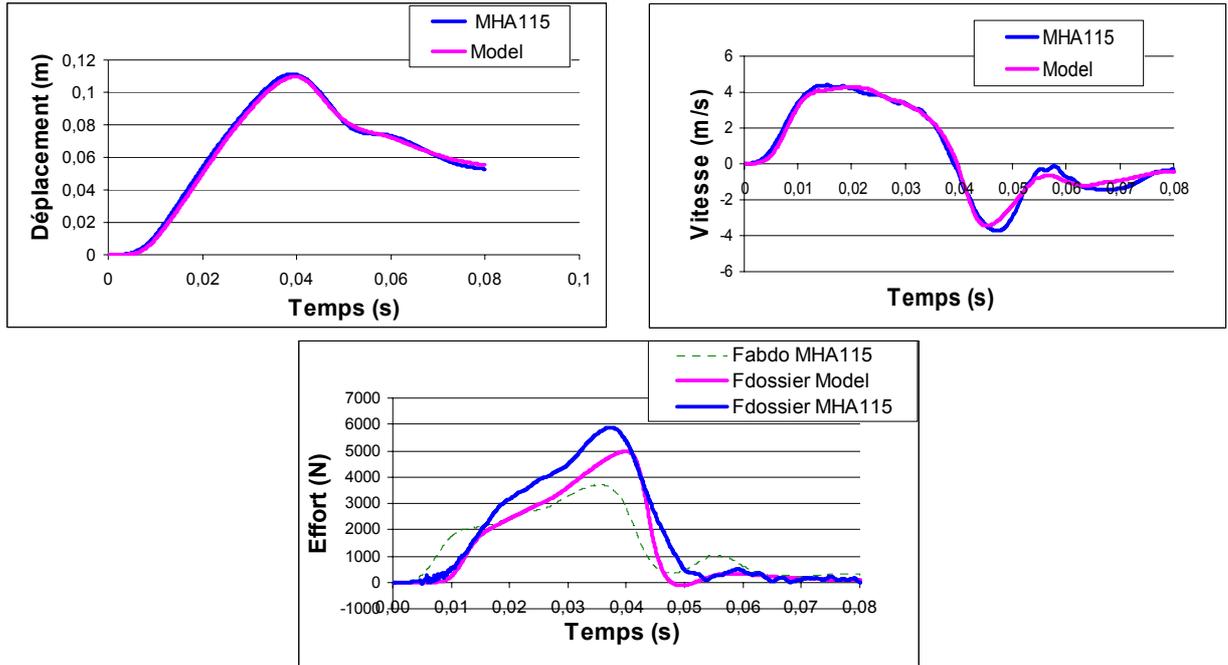


Figure 6.8: Comparaisons des déplacements (haut à gauche), des vitesses de déplacements (haut à droite) et d'efforts au niveau du dossier obtenues avec le modèle masse-ressort-amortisseur (courbes roses) et celles obtenues les essais (courbes bleues) pour un essai MHA – l'effort au niveau de l'abdomen est superposé aux courbes d'effort (partie inférieure, courbe verte).

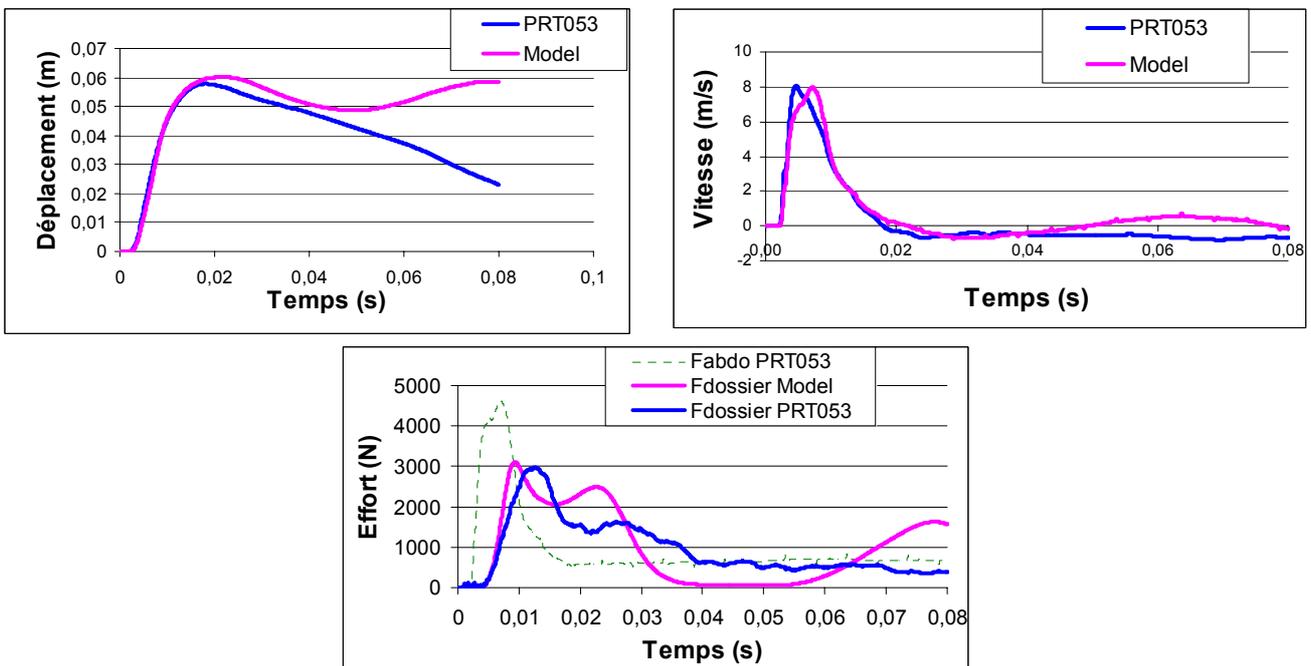
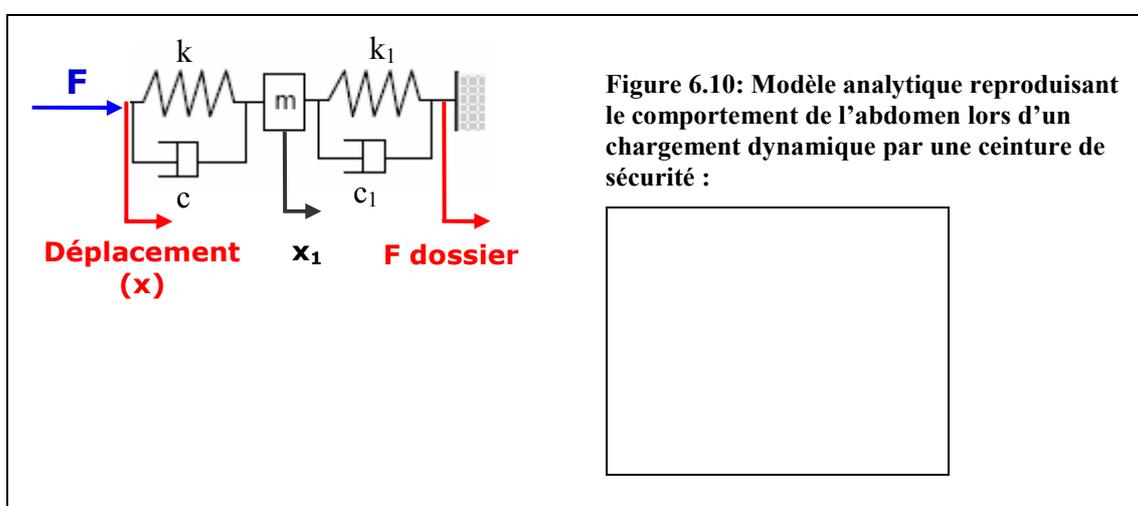


Figure 6.9: Comparaisons des déplacements (haut à gauche), des vitesses de déplacements (haut à droite) et d'efforts au niveau du dossier obtenues avec le modèle masse-ressort-amortisseur (courbes roses) et celles obtenues les essais (courbes bleues) pour un essai PRT – l'effort au niveau de l'abdomen est superposé aux courbes d'effort (partie inférieure, courbe verte).

Les réponses du modèle sont satisfaisantes compte tenu de la simplicité de la modélisation. En effet le comportement de l'abdomen est réduit à un comportement en masse, raideur et amortisseur unidimensionnel et reproduit pourtant de façon pertinente les phénomènes observés lors des essais et dans les deux types de sollicitations (inversion des efforts, effets de masse,...). Le modèle a été également testé sur les autres essais PRT et MHA et les réponses sont également satisfaisantes. Nous pouvons considérer que ce modèle défini sur la Figure 6.10 représente dans sa simplicité le comportement de l'abdomen en chargement dynamique par une ceinture de sécurité.



6.3. Etude de l'inversion entre l'effort dossier et l'effort au niveau de l'abdomen

Le modèle déterminé ci-dessus permet de reproduire le comportement de l'abdomen lors des deux types de sollicitations, MHA et PRT. Il permet notamment de reproduire les tendances de l'effort dossier à être supérieur à l'effort au niveau de l'abdomen pour les essais MHA et inversement pour les essais PRT. Grâce à ce modèle simple, il est possible d'étudier ce phénomène en s'intéressant à l'influence de la sollicitation sur les efforts.

Pour ce faire, on utilise comme effort d'entrée un sinus, de la forme $A\sin(\omega t + \phi)$, sur lequel on peut aisément étudier l'influence de l'amplitude (A) et de la pulsation du signal (ω). On constate que l'amplitude du signal n'a pas d'influence sur le rapport entre l'effort au niveau de l'abdomen et celui au niveau du dossier. Par contre la

fréquence, qui caractérise le temps de montée et de la durée de l'impact permet d'inverser les tendances entre les efforts. La Figure 6.11 présente les résultats obtenus concernant la variation de la pulsation de la sollicitation. Le rapport des amplitudes entre l'effort dossier et l'effort d'entrée est égal à 1 pour une pulsation de 115 rad/s. Pour des pulsations inférieures, le rapport est supérieur à 1 et pour des pulsations supérieures, le rapport est inférieur à 1. Le comportement de l'abdomen dépend donc de la fréquence d'excitation.

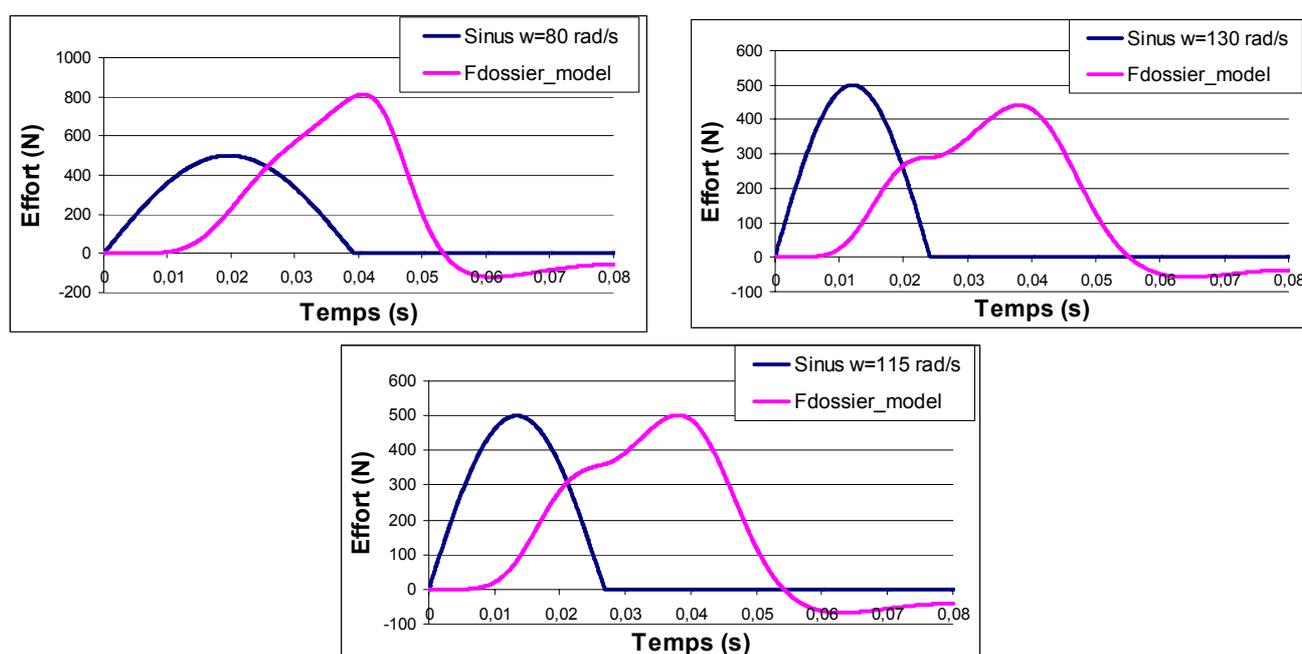


Figure 6.11: Influence de la pulsation de la sollicitation (w) de l'effort d'entrée ($F=A*\sin(wt+f)$ en bleu) sur l'effort au niveau du dossier (rose).

On constate dans les essais que la période de l'effort au niveau de l'abdomen pour les essais PRT est d'environ 40 ms et de 100 ms pour les essais MHA. Ces caractéristiques temporelles des signaux correspondent respectivement à des pulsations de 157 rad/s et de 63 rad/s ($\frac{2\pi}{T}$ où T est la période du signal) et à des fréquences respectivement de 25 Hz et de 10 Hz. Ainsi, pour des pulsations inférieures à 115 rad/s c'est-à-dire une fréquence de sollicitation inférieure à 18 Hz, l'effort au niveau du dossier est supérieur à l'effort au niveau de l'abdomen. C'est le cas des essais MHA où la fréquence de sollicitation est de 10 Hz. Pour des pulsations supérieures à 115 rad/s, c'est-à-dire des fréquences supérieures à 18 Hz, ce qui est le cas dans les essais PRT, l'effort au niveau du dossier est inférieur à l'effort au niveau de l'abdomen.

La différence observée au niveau de la réponse de l'effort au niveau du dossier dans les deux configurations peut donc être expliquée par les caractéristiques temporelles de la sollicitation.

6.4. Application du modèle à d'autres résultats d'essais de la littérature

Le modèle développé ci-dessus avec les paramètres moyens est utilisé dans la suite de l'étude pour simuler les essais de chargement dynamique sur SHPM avec une ceinture de sécurité décrits dans la littérature. Les trois essais disponibles sont analysés: les essais de Hardy (2001), ceux de Trosseille (2002) et ceux de Foster (2006). Les types de chargement sont identiques à ceux de nos essais.

L'effort au niveau du dossier n'étant pas mesuré dans ces essais, les comparaisons des essais avec les réponses du modèle sont basées sur le déplacement et la vitesse de déplacement.

On impose l'effort en entrée du modèle et on compare les vitesses et le déplacement calculés par le modèle avec les réponses obtenues par chaque auteur des essais.

6.3.2. Essais de Hardy [20]

Dans les essais de Hardy, un seul essai a été réalisé avec le dos fixe. Cet essai a été simulé avec le modèle masse-ressort-amortisseur et les réponses en déplacement et vitesse de déplacement sont comparées aux courbes expérimentales et représentés sur la Figure 6.12.

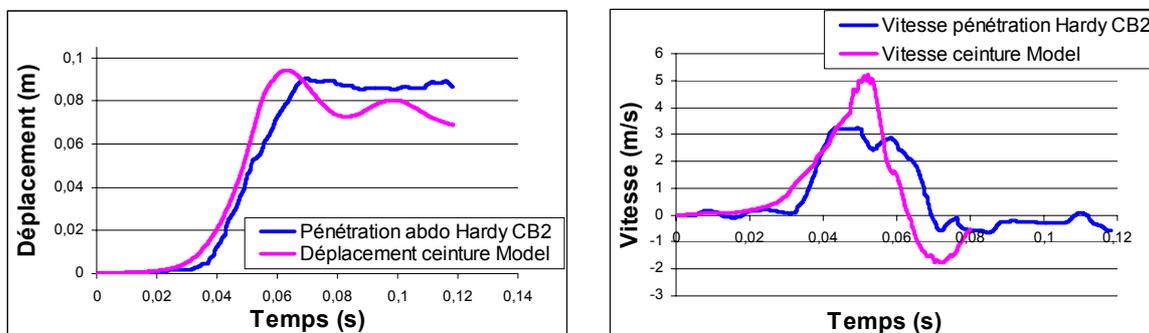


Figure 6.12: Comparaison des réponses du modèle (roses) avec les courbes expérimentales (bleues) pour l'essai dos fixe CB2 de Hardy.

On constate que le déplacement obtenu par le modèle est comparable à celle mesurée par Hardy. Par contre, la vitesse de déplacement obtenue par le modèle est le double de celle mesurée.

Les paramètres du modèle analytique sont déterminés avec des sujets ayant en moyenne la taille et la corpulence d'un 50^{ème} percentile homme. L'essai de Hardy est réalisé sur un sujet humain femme et est le second essai sur ce sujet. Les différences observées entre les réponses et celles du modèle peuvent être attribuées à des réponses différentes selon la morphologie des sujets ou suite à des chargements successifs.

6.3.1. Essais de Trosseille [23]

Dans les essais de Trosseille, deux configurations sont étudiées : une avec un prétensionneur et une autre avec deux prétensionneurs (un sur chaque brin de la ceinture). Un essai de chaque configuration est simulé.

Les comparaisons des réponses sont présentées sur la Figure 6.13 et la Figure 6.14.

Les réponses obtenues avec le modèle pour les deux configurations d'essais sont comparables à celles obtenues dans les essais de Trosseille. La comparaison est d'autant meilleure que l'on n'a pas ajusté les paramètres pour prendre en compte les différences interindividuelles.

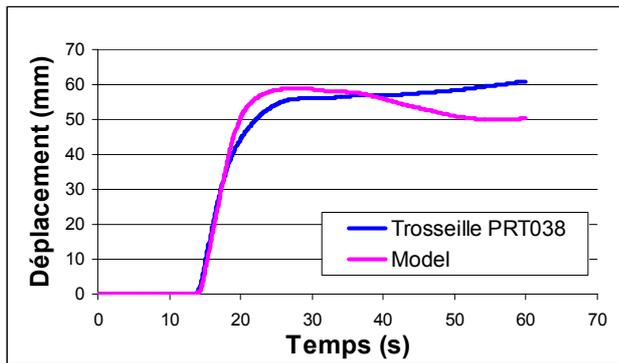
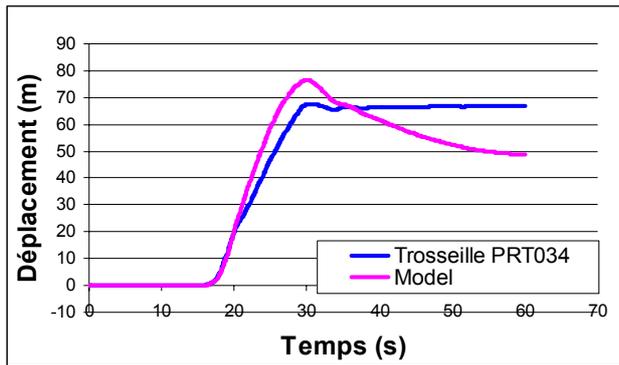


Figure 6.13: Comparaison des déplacements du modèle et de 2 essais de Trosseille (2001) (en rose le modèle, en bleu l'essai).

partie supérieure : essai avec 1 prétensionneur
partie inférieure : essai avec 2 prétensionneurs

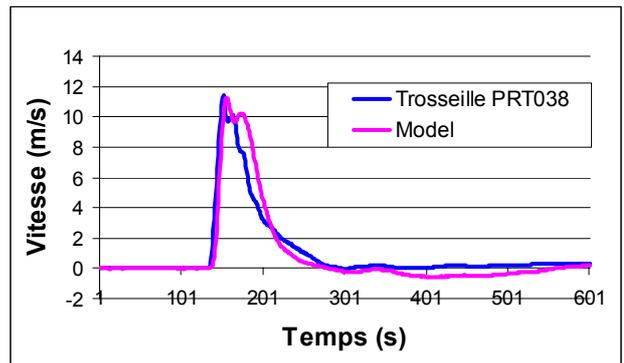
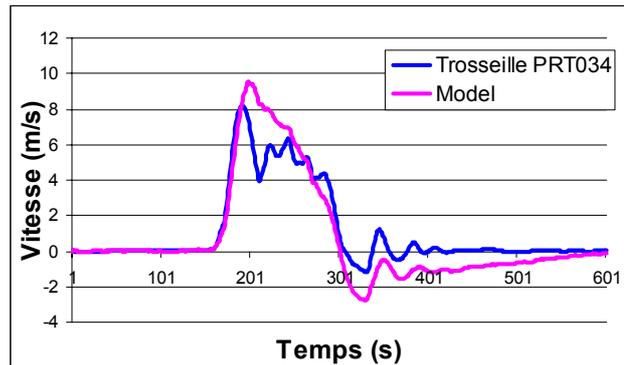


Figure 6.14: Comparaison des des vitesses de déplacement du modèle et de 2 essais de Trosseille (2001) (en rose le modèle, en bleu l'essai).

partie supérieure : essai avec 1 prétensionneur
partie inférieure : essai avec 2 prétensionneurs

6.3.3. Essais de Foster [24]

Foster utilise dans ses essais de chargement dynamique avec la ceinture de sécurité trois types de prétensionneurs d'énergies différentes. Les prétensionneurs les plus puissants étant pour les essais A. Les essais B sont des essais à moyenne énergie. Un essai B (Figure 6.15) et un essai A (Figure 6.16) ont été simulés avec le modèle masse-ressort-amortisseur et les réponses en pénétration et vitesse de pénétration sont comparées aux courbes expérimentales obtenues par Foster.

On constate que pour l'essai B3 (Figure 6.15), la réponse en vitesse du modèle est en accord avec les mesures expérimentales, cependant, la pénétration atteint une amplitude plus faible. Cette différence observée n'est pas expliquée.

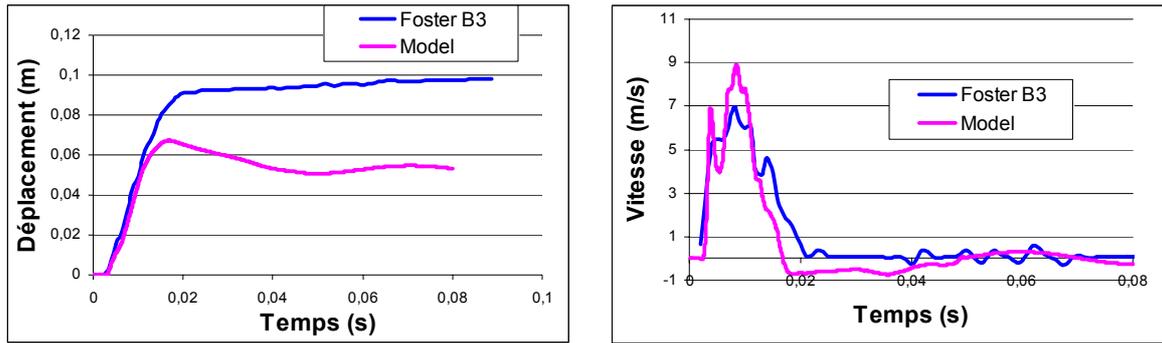


Figure 6.15: Comparaison des réponses du modèle (roses) avec les courbes expérimentales (bleues) pour l'essai B3 (7.1 m/s) de Foster.

Pour l'essai A2 (Figure 6.16), les réponses du modèle en pénétration et vitesse de pénétration sont très éloignées des réponses de l'essai. La pénétration est plus élevée que celle obtenue par le modèle et la vitesse de pénétration est plus faible. Ce qui signifie qu'il existe des effets de viscosité plus important dans les réponses de l'abdomen obtenues par Foster et celles obtenues dans nos essais. Dans l'essai A2 de Foster, le sujet utilisé est un sujet de forte corpulence (1.88 m, 111 kg, épaisseur de l'abdomen de 356 mm) comparé à ceux de nos essais (1.68 m, 67 kg et épaisseur de 255 mm). On peut supposer que plus le sujet est corpulent et plus les effets visqueux interviennent dans la réponse de l'abdomen, ce qui expliquerait la différence observée. Un autre sujet de cette série d'essais A n'a pas pu être testé du fait que les courbes expérimentales ne sont pas disponibles (interruption du suivi avec le laser).

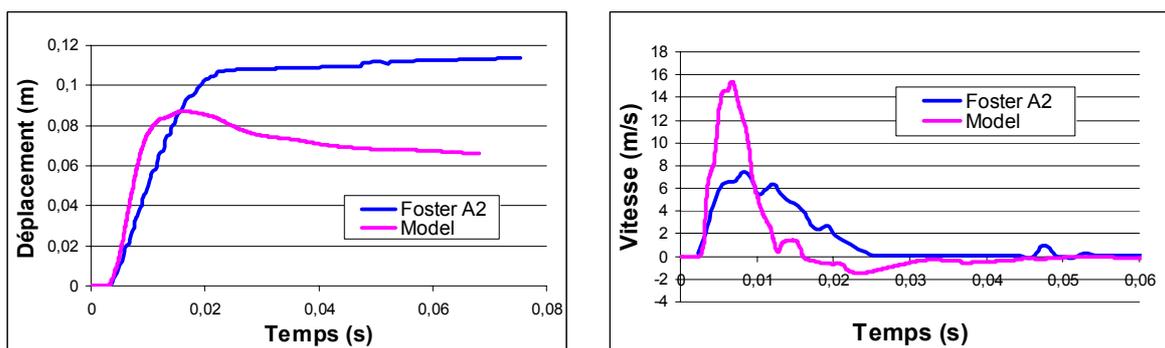


Figure 6.16: Comparaison des réponses du modèle (roses) avec les courbes expérimentales (bleues) pour l'essai A2 (6.9 m/s) de Foster.

6.5. Discussion et conclusion

Un modèle simple composé d'une masse, de deux ressorts et de deux amortisseurs est défini pour reproduire les grands phénomènes pilotant le comportement de l'abdomen lors d'un chargement dynamique par une ceinture de sécurité. Les paramètres du modèle sont définis à partir des résultats expérimentaux mais ne prennent pas en compte les différences interindividuelles.

Ce modèle permet de mettre en lumière qu'un couplage entre de la viscosité et des effets de masse intervient sur le comportement de l'abdomen, qui est également dépendant des caractéristiques temporelles de la sollicitation.

Les comparaisons entre les essais disponibles et les réponses du modèle sont mitigées. On constate que le comportement de l'abdomen représenté par le modèle est en accord avec les essais de Trosseille. On observe des différences dans les réponses de l'essai de Hardy et de celui de Foster avec les prétensionneurs les plus puissants (tests A) qui peuvent être attribuées à la variabilité des sujets. La différence observée entre la réponse du modèle et l'essai de Foster avec le prétensionneur de puissance moyenne n'est pas expliquée.

Chapitre 7

Examen des critères lésionnels et proposition d'un éventuel critère

7.1.	Autopsie	149
7.2.	Radiographie et mesures de pression	151
7.3.	Critère de blessure	153
7.4.	Discussion et conclusion.....	155

L'analyse des lésions fournit des informations complémentaires pour déterminer et comprendre le comportement de l'abdomen. Une corrélation entre les lésions et les mesures physiques pourra également être recherchée afin de comprendre quels sont les phénomènes susceptibles d'engendrer des lésions.

Grâce aux radiographies faites sur le banc d'essais et aux autopsies, on pourra faire des hypothèses selon la position des organes et de la ceinture par rapport à ceux-ci la cause des lésions.

7.1. Autopsie

Après chacun de nos essais, les sujets ont été utilisés pour d'autres essais qui ne sollicitaient pas l'abdomen. Après chaque campagne d'essais pour le sujet concerné, une autopsie minutieuse est réalisée par le technicien thanatopracteur. Un mélange d'encre de chine et d'alcool est injecté après les essais sur l'abdomen afin de faciliter le repérage des sites de lésions. Chaque organe est pris séparément et inspecté. L'intestin grêle est désolidarisé du mésentère et gonflé à l'air pour permettre une meilleure détection des lésions. Le mésentère est inspecté par transparence.

Les bilans lésionnels sont présentés dans le Tableau 7.1. Les lésions observées sont codées selon l'échelle AIS (1998). La valeur disponible entre parenthèse correspond à des éventuelles évolutions de lésions observables chez le vivant.

Deux tendances se dégagent de ces résultats. Les lésions obtenues dans les essais MHA sont des lésions majoritairement modérées (AIS2) : ce sont essentiellement des hématomes des organes creux. Les lésions obtenues dans les essais PRT sont des lésions majoritairement sérieuses (AIS3). On retrouve le même type de lésions des organes creux que pour les essais MHA avec des déchirures des organes pleins.

On remarque cependant que les lésions obtenues dans l'essai PRT052 sont modérées et celles de l'essai MHA115 sont sévères. Cette inversion de tendance pour ces deux essais peut s'expliquer par la dispersion existante entre les sujets. De plus, lors de la détermination d'un critère de blessure, il est intéressant de se placer à la limite de ce critère afin de déterminer le seuil lésionnel. On a choisi dans nos essais comme le montre la Figure 7.4 de réaliser des sollicitations proches dans les deux configurations. Ceci explique avec la diversité des sujets, la possibilité qu'un sujet

d'un essai MHA puisse avoir des lésions semblables à celles des essais PRT et inversement.

	Autopsie	Codage AIS
PRT052-MS580	- Mésentère : hématomes volumineux au niveau de l'angle duodéno-jéjunal, perforation au niveau de l'angle iléo-caecal, lésions superficielles dispersées sur les faces inférieure et supérieure - Grêle : Nombreuses abrasions disséminées jusqu'à la jonction iléo-caecale, abrasions au niveau du grêle sur le mésentère, hématomes.	2 (3) 2 (3)
PRT053-MS581	- Pancréas : hémorragie au niveau de son insertion avec le 2 ^{ème} duodénum - Mésentère : nombreux hématomes à proximité immédiate du grêle - Grêle : nombreux hématomes (paroi totalement infiltrée sur 20 cm) - Colon : Nombreux hématomes du méso côlon transverse	3 2 2 (3) 2 (3)
PRT065-MS582	- Foie : déchirure impliquant le parenchyme sur une faible profondeur - Rate : grande déchirure traversant la face diaphragmatique, déchirure profonde de la face gastrique, infiltration hémorragique du pédicule splénique - Rein : hématome rétro péritonéal droit, déchirure de l'artère rénale - Mésentère : abrasions de la face inférieure et supérieure - Grêle : infiltration de 15 cm de long, abrasion, hématomes épars - Colon : abrasion du colon transverse et déchirure du méso côlon transverse	2 4 4 1 2 (3) 3 (4)
PRT066-MS583	- Rate : grande déchirure à proximité de l'extrémité supérieure de la face diaphragmatique, déchirure profonde de la face gastrique, infiltration hémorragique du pédicule splénique - Grêle : nombreux hématomes sur les faces inférieure et supérieure - Colon : perforations au niveau du colon descendant en regard du point le plus haut de la crête iliaque - Autre : important hématome en arrière de la jonction du 3 ^{ème} et du 4 ^{ème} duodénum allant quasiment jusqu'à la veine cave inférieure	2 2 3 3
MHA111-MS586	- Rate : léger hématome sous capsulaire - Mésentère : petite abrasion sur la face inférieure - Grêle : petit hématome de la paroi de l'iléon - Colon : hématome sur toute l'épaisseur du méso-sigmoïde	2 2 2 (3)
MHA115-MS587	- Foie : lésion superficielle impliquant faiblement le parenchyme - Pancréas : hématome d'environ 30 mm allant jusqu'à la veine cave inférieure - Grêle : hématomes dans la paroi du jéjuno-iléon - Duodénum : hématome de la paroi du 2 ^{ème} duodénum - Bourse omentale : Hématome à cheval sur la face antérieure de la queue du pancréas et de la face postérieure de l'estomac, d'un diamètre de 25 mm	2 3 2 (3) 2 (3) 3
MHA151-MS588	- Jéjuno-iléon : hématome de 5 mm à proximité de l'insertion du mésentère sur l'iléon	2
MHA155-MS589	- Mésentère : petites abrasions - Grêle : 2 hématomes situés dans la portion médiane de l'iléon	0 2

Tableau 7.1: Description de lésions subies par les sujets.

Les lésions les plus fréquentes dans ces essais, sont les lésions aux organes creux, elles concernent l'intestin grêle qui est lésé dans tous les essais, le mésentère (5 essais sur 8), le colon (4 essais sur 8) et le duodénum (1 essai sur 8). Cette majorité des

lésions aux organes creux est en accord avec les lésions observées dans l'accidentologie.

Les organes pleins lésés sont la rate dans 3 essais, le foie dans 2 essais, le pancréas dans 2 essais et les reins dans 1 essai. Les lésions aux organes pleins apparaissent dans tous les essais PRT excepté dans l'essai PRT052. Ces lésions sont principalement des déchirures entraînant des valeurs d'AIS allant jusqu'à 4 (lésions sévères). Des lésions des organes pleins apparaissent dans 2 essais MHA (dont l'essai MHA115). Les lésions sont essentiellement des hématomes correspondant à des lésions modérées (AIS 2).

7.2. Radiographie et mesures de pression

Cette partie expose la collecte de données afin de mener à bien l'objectif final de cette étude ; à savoir la compréhension du comportement de l'abdomen et des mécanismes lésionnels lors d'un chargement par une ceinture de sécurité. Ces données ainsi que les analyses envisagées sont décrites dans cette thèse mais l'exploitation fine fera partie d'une thèse réalisée en parallèle.

Les radiographies du sujet sur le moyen d'essais ont pour but de fournir des données supplémentaires afin de comprendre les bilans lésionnels et les mécanismes mis en œuvre. Dans ces radiographies, comme le montre la Figure 7.1 à gauche, le profil de l'abdomen et la position de la ceinture sont observables grâce aux billes de plombs placées sur ceux-ci. Ceci permet de connaître le positionnement de la ceinture par rapport à des repères anatomiques. On remarque que pour l'essai PRT053 (Figure 7.1), la ceinture est placée au niveau des vertèbres lombaires L2 et L3. Ce positionnement peut être différent selon les sujets (en fonction de l'anthropométrie) et être à l'origine de lésions différentes (selon la disposition des organes, s'ils sont en regard ou non avec la ceinture). Les plombs dont la taille est plus grande (en rouge sur la Figure 7.1 gauche) sont les plombs les plus proches de l'appareil radiographique, c'est-à-dire le brin droit de la ceinture. Les plombs retracés en bleu se situent sur le brin gauche de la ceinture. Certaines parties sont contourées et correspondent probablement à des bulles de gaz présentes dans le colon transverse.

De plus, les radiographies fournissent une image du réseau artériel injecté (Figure 7.1 à droite). Ainsi grâce à une bonne connaissance de la vascularisation des organes, leur position peut être repérée et mise en relation avec la position de la ceinture.

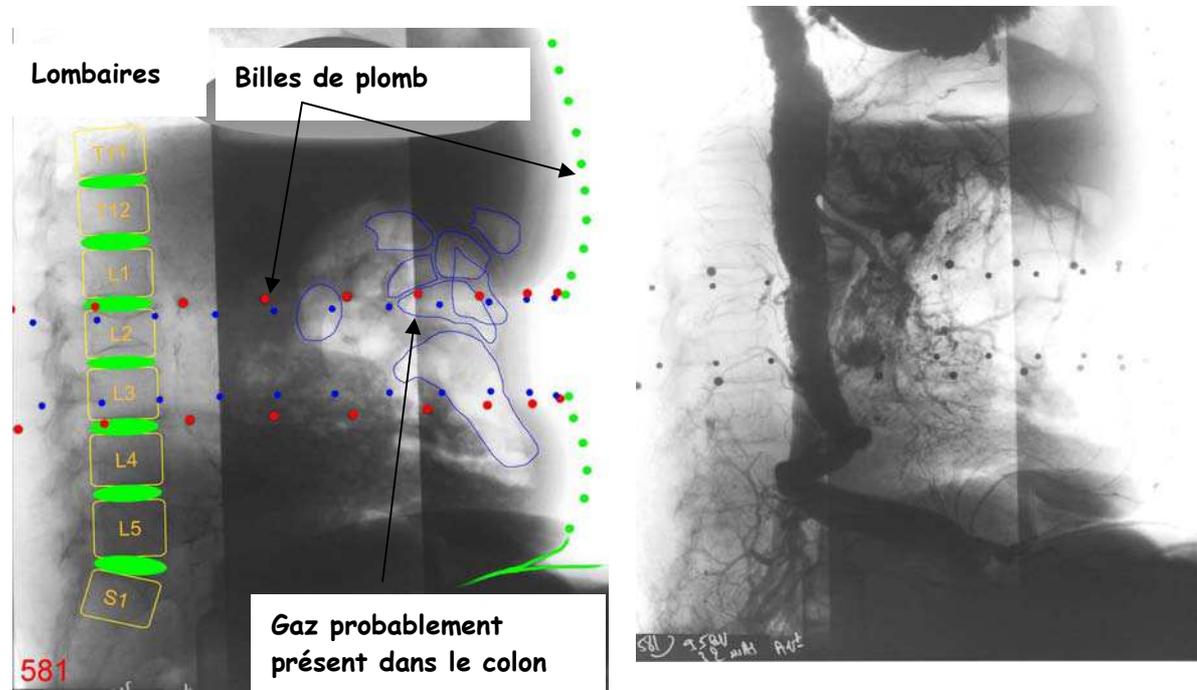


Figure 7.1: Radiographies réalisées sur le moyen d'essais. Les bandes verticales correspondent à l'ombre des écrans utilisés pour optimiser l'exposition du cliché. A gauche : radiographie avant injection et à droite : après injection de la solution de sulfate de baryum.

Les radiographies après l'essai permettent d'émettre des hypothèses sur le mouvement des organes. De plus, ces hypothèses peuvent être complétées par les mesures de pression en interne (mesures de pression trachéale et pleurales, Figure 7.2 et Figure 7.3).

Toutes ces données permettent d'améliorer notre analyse du bilan lésionnel et de faire des hypothèses sur le mouvement en interne des organes. Ces informations et celles apportées par la déformation externe de la paroi abdominale permettront d'améliorer les modèles éléments finis au niveau de l'abdomen.

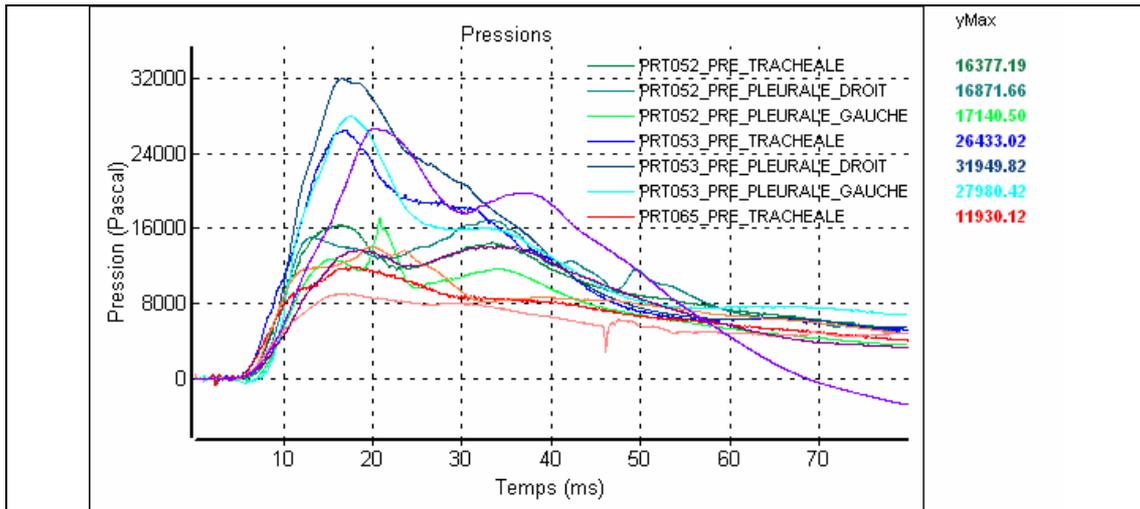


Figure 7.2: Mesures de pression trachéale et pleurales droite et gauche pour les essais PRT.

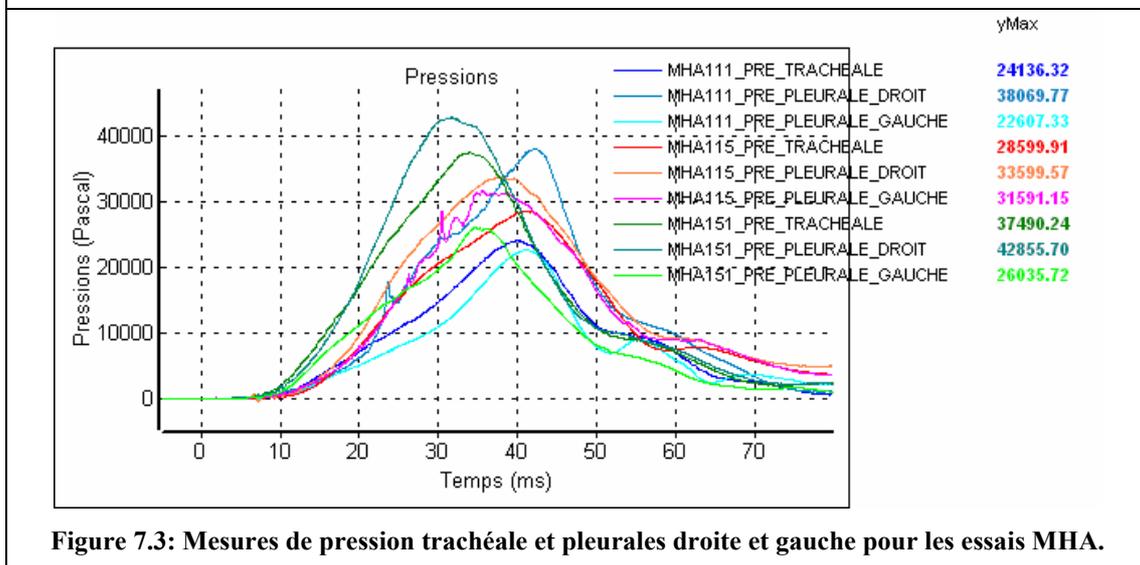


Figure 7.3: Mesures de pression trachéale et pleurales droite et gauche pour les essais MHA.

7.3. Critère de blessure

Afin de déterminer un critère discriminant les lésions AIS3+, on essaie de corréliser les lésions avec des mesures de paramètres physiques afin de déterminer quelle grandeur ou quelle composition de grandeurs est à l'origine des lésions.

Essai	Age	Sexe	Taille	Poids	Epaisseur	Largeur
PRT052	72	M	162.5	54	221.8	283.8
PRT053	85	M	153	56	253.6	274.7
PRT065	88	M	172.5	72	243.1	283.6
PRT066	82	M	172	77	257.6	321.7
MHA111	74	M	175.5	74	286.7	340
MHA115	82	M	180	78	267.6	317
MHA151	88	M	166.5	69	249	300
MHA155	88	M	169	60	234	290
PRT Moy	81.8	-	165.0	64.8	249.3	291.0
PRT σ	6.9	-	9.2	11.5	7.5	20.9
MHA Moy	83.0	-	172.8	70.3	259.3	311.8
MHA σ	6.6	-	6.1	7.8	22.8	21.9

Tableau 7.2: Récapitulatif des anthropométries des sujets des différents essais.

Le Tableau 7.2 récapitule l'anthropométrie des différents sujets. La moyenne et l'écart type des valeurs sont également renseignés dans ce tableau en fonction de la configuration d'essais (MHA ou PRT). Les résultats montrent qu'il n'y a pas de différence significative entre l'âge, le poids, la taille et les dimensions de l'abdomen des sujets utilisés pour les essais PRT et ceux utilisés pour les essais MHA.

Essai Tracking	Fabdo N	Fdossier N	V m/s	P mm	C %	A m/s ²	V*C m/s	Vm*Cm m/s	F*C N	Fm*Cm N	AIS
PRT052	4594	4399	6.3	67.9	30.5	2600	0.78	1.92	488	1401	2
PRT053	4626	2989	5.8	78.8	31.5	3055	0.75	1.83	483	1457	3
PRT065	4797	3562	4.9	70.2	29.6	2713	0.42	1.45	380	1420	4
PRT066	5052	3870	5.1	60.6	26.9	4682	0.33	1.86	322	1359	3
MHA111	4086	6054	3.3	79.6	27.7	748	0.61	0.91	1071	1132	2
MHA115	3719	5879	4.6	108.7	40.6	829	1.25	1.87	1462	1510	3
MHA151	3491	4704	4.7	96.2	38.6	752	1.18	1.81	1183	1347	2
MHA155	4062	6692	3.9	93.6	40	1410	1.06	1.56	1567	1625	2
PRT Moy	4767.3	3619.8	5.5	69.4	29.6	3262.5	0.57	1.76	418.2	1409	
PRT σ	209.7	628.9	0.6	7.5	2.0	965.9	0.23	0.21	81.2	41	
MHA Moy	3839.5	5832.3	4.1	94.5	36.1	934.7	1.02	1.54	1320.7	1403	
MHA σ	286.5	829.4	0.7	11.9	7.3	319	0.29	0.44	232.3	214	

Tableau 7.3: Mesures et différents critères candidats pour les différents essais. V : vitesse de pénétration, P : pénétration, C : compression et F : effort ceinture.

Le Tableau 7.3 regroupe les différents paramètres mesurés pendant l'essai ainsi que le calcul de certains critères utilisés dans la littérature. La moyenne et l'écart type sont donnés pour chaque configuration d'essais et pour chacune des grandeurs considérées. Les données de vitesse, de compression et de pénétration sont celles déduites de l'analyse des films.

L'effort dossier, la compression et la pénétration ont des valeurs plus élevées pour les essais MHA que pour les essais PRT. Or les essais PRT ont des bilans lésionnels plus

sévères que les essais MHA. Ces variables ne sont donc pas associées aux lésions observées. On observe un effort ceinture supérieur pour les essais PRT que pour les essais MHA. Cependant cette augmentation est faible, de l'ordre de 24%. En revanche, l'augmentation de la vitesse entre les essais PRT et les essais MHA est de 50%. La vitesse de pénétration semble être davantage associée à la présence de lésions sévères.

Concernant les critères calculés, on retrouve dans le Tableau 7.3, le critère visqueux calculé par le produit de la compression et de la vitesse de pénétration ($V \cdot C$), ainsi qu'une variante en calculant le produit de la compression maximale par la vitesse maximale ($V_m \cdot C_m$). On ne trouve pas de cohérence entre les valeurs de ces deux critères et l'apparition des lésions. Le critère visqueux ne semble pas être adapté à notre configuration d'essais. On trouve aussi dans le Tableau 7.3, un critère défini par le produit de la force par la compression et représentant l'énergie de l'impact. Ce critère est plus du double pour les essais MHA que pour les essais PRT. Ce critère n'est pas utilisable dans notre cas pour prédire les lésions. Le produit de la force maximale par la compression maximale est aussi calculé. Les valeurs sont en moyenne du même ordre de grandeur dans les deux configurations d'essais. Aucun des critères calculés ci-dessus ne permet de prédire les lésions dans nos essais.

7.4. Discussion et conclusion

Afin de comparer nos essais à ceux de la littérature, on en rappelle les principales caractéristiques.

Miller [22] réalise des essais entre 1,6 et 6,6 m/s et des compressions comprises entre 6 et 67%. Les lésions sérieuses à critiques (AIS3+) sont obtenues dans les essais dont les compressions sont supérieures à 50%. Les lésions critiques (AIS 5) se produisent majoritairement (2 sur 3) observées dans les essais dont la vitesse de chargement est supérieure à 5m/s et la compression supérieure à 50%. Plus de la moitié des essais restants (10/19) ayant des vitesses de chargement comprises entre 1,6 et 4 m/s et des compressions inférieures à 50% ont des lésions AIS2 : les autres essais sont non lésionnels. Sur les 25 essais réalisés, 17 produisent de multiples lésions aux organes creux. Ces lésions concernent par ordre de fréquence, le mésentère, l'intestin grêle, le

caecum et le colon. Des lésions de la rate sont également présentes dans trois essais où apparaissent également des lésions des organes creux. Les lésions obtenues dans les essais de Miller sont en accord avec la typologie des lésions observées dans nos essais. Ces lésions sont majoritairement des hématomes des organes creux et ceci pour des vitesses de sollicitation de 4 m/s en moyenne.

Hardy [20], dans ses essais de chargement ceinture avec et sans dos fixe, observe uniquement des fractures de côtes. Les essais lésionnels de Hardy sont les essais en dos libre.

Trosseille [23] observe des déchirures du mésentère et de l'intestin grêle dans deux essais sur six (AIS 1 et 2), des lésions critiques (AIS5) au foie et à la rate dans un essai, et, enfin, une lésions AIS2 au niveau des muscles abdominaux dans un essai.

Foster [24] quant à lui obtient uniquement des lésions des organes pleins (foie, rate et reins). Ces lésions sont majoritairement des lacérations d'organes d'AIS 3.

La Figure 7.4 présente sur un graphique représentant la compression en fonction de la vitesse le positionnement de nos essais par rapport à ceux de la littérature (ceux de Trosseille et Foster dont la configuration d'essais est semblable à la nôtre). Les essais lésionnels de la littérature sont ceux où la vitesse de pénétration est supérieure à 8m/s. La compression dans ces essais varie de 25 à 55%. Les essais PRT (en bleu) sont des essais lésionnels d'AIS égal ou supérieur à 3. Il est intéressant de constater qu'à ce niveau de compression et de vitesse, Foster n'a pas obtenu de lésion.

L'effort en fonction de la vitesse des différents essais est représenté sur la Figure 7.5. On remarque, sur ce graphique, que la force est corrélée à la vitesse malgré les différences dans les conditions d'essais, ce qui confirme l'effet visqueux de l'abdomen.

L'effort obtenu dans les essais lésionnels de Foster et de Trosseille est de 1,5 à 2 fois plus élevé que celui obtenu dans nos essais. Ce graphique montre que les niveaux d'effort dans les essais de Foster et ceux obtenus dans nos essais PRT, pour des vitesses comprises entre 5 et 7 m/s, sont du même ordre de grandeur et n'expliquent donc pas cette différence au niveau lésionnel. La configuration d'essais étant la

même, elle ne peut être à l'origine de cette différence. La procédure de réalisation des autopsies n'est que rarement décrite dans les articles ; aussi il est difficile de savoir si la procédure employée peut être à l'origine des différences constatées. S'il n'y a pas de marquage de la lésion avec un mélange d'encre de chine et alcool, la lésion peut ne pas être détectée. En effet, dans nos essais, ceux de Miller et ceux de Trosseille, la sollicitation de l'abdomen par une ceinture de sécurité engendre dans la majorité des cas des hématomes aux organes creux. Ceci n'est pas observé dans les essais de Foster. Les hématomes ne sont observables que si le sujet est injecté par une solution permettant leur marquage.

Dans tous les cas, les bilans lésionnels des essais de la littérature sont en accord avec ce que l'on observe dans nos essais. On remarque que plus la vitesse est importante et plus les lésions s'aggravent et touchent en plus des organes creux, les organes pleins. Ces résultats coïncident également avec les observations de l'accidentologie.

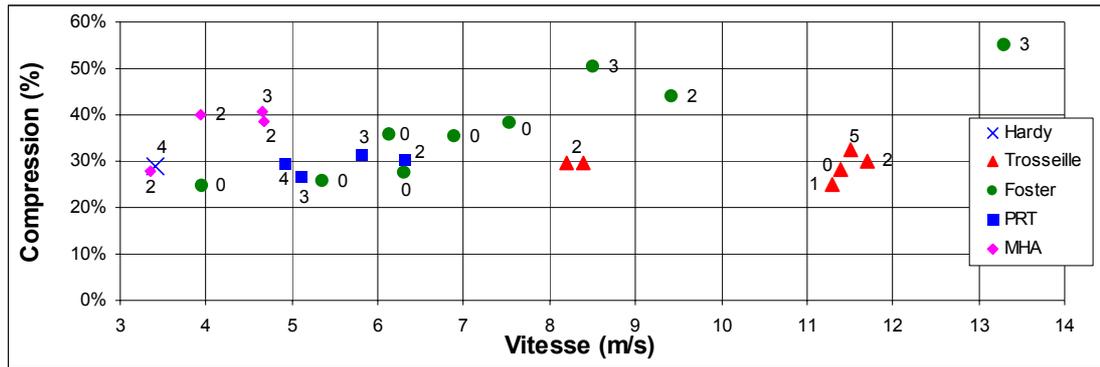


Figure 7.4: Positionnement de nos essais (tous ces essais ont produit des lésions) par rapport à ceux de la littérature en précisant le MAIS: Compression en fonction de la vitesse de pénétration.

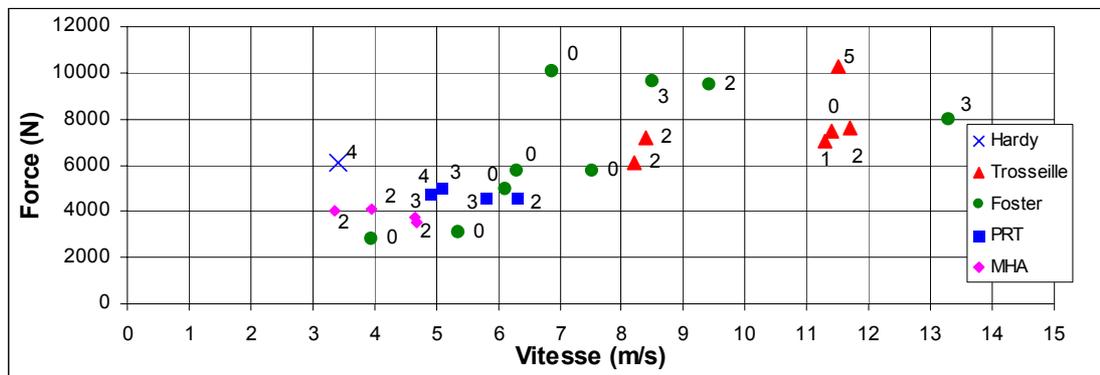


Figure 7.5: Positionnement de nos essais par rapport à ceux de la littérature en précisant le MAIS: Effort au niveau de l'abdomen en fonction de la vitesse de pénétration.

Les radiographies, le bilan lésionnel et les mesures de pression permettent d'obtenir des informations sur le comportement des organes abdominaux lors d'un chargement par la ceinture. Ces données complètent les données obtenues de la déformée externe de l'abdomen afin d'améliorer les modèles éléments finis au niveau de l'abdomen.

Une précaution particulière a été prise pour décorrélérer les différents paramètres dans les essais dans le but de déterminer un critère de blessures. Cependant, il existe une corrélation entre la vitesse et la montée en vitesse dans nos essais (Figure 7.6). En effet, les essais PRT sont des essais réalisés à des vitesses élevées avec des montées en vitesses élevées. Par contre les essais MHA sont réalisés à des vitesses plus faibles avec des montées en vitesses plus faibles. Nous ne disposons pas assez d'essais pour choisir entre la vitesse ou la montée en vitesse comme paramètres discriminants dans les mécanismes lésionnels de l'abdomen. Cependant, on constate que pour des vitesses supérieures à 5 m/s et des accélérations supérieures à 2500 m/s², les lésions

sont majoritairement sérieuses (AIS3+) et affectent tous les types d'organes abdominaux.

Cette détermination de critère lésionnel global associé au modèle masse-ressort-amortisseur permet aux industriels de disposer d'un outil directement applicable pour l'évaluation des risques lésionnels abdominaux associés aux développements de nouveaux systèmes de retenue de l'occupant de véhicules.

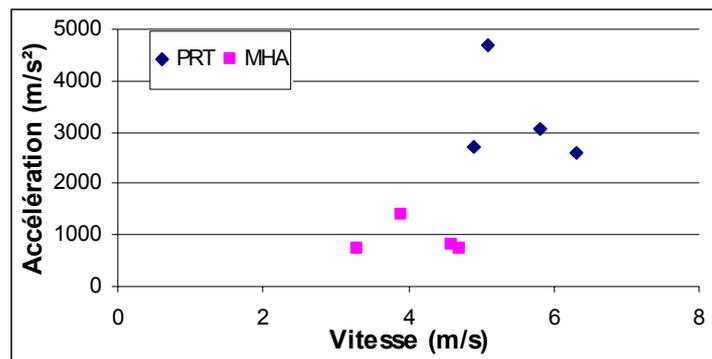


Figure 7.6: Accélération en fonction de la vitesse pour les différents essais (MHA en rose et PRT en bleu).

Chapitre 8

Proposition de modélisation et de validation du comportement interne de l'abdomen

8.1. Modèles initiaux	163
8.1.1. <i>Géométrie et caractéristiques de l'abdomen du modèle être humain HUMOS2.....</i>	<i>163</i>
8.1.2. <i>Modélisation du moyen d'essais et positionnement de HUMOS2</i>	<i>165</i>
8.1.3. <i>Personnalisation du modèle numérique</i>	<i>168</i>
8.1.3.1. <i>Utilisation de la méthode d'interpolation par RBF (Radial basis function).....</i>	<i>168</i>
8.1.3.2. <i>Applications sur les 8 sujets</i>	<i>168</i>
8.1.3.3. <i>Validation de la mise à l'échelle.....</i>	<i>173</i>
8.2. Méthodes de validation des modèles.....	173
8.2.1. <i>Mesures globales</i>	<i>174</i>
8.2.2. <i>Déformée de la paroi abdominale</i>	<i>174</i>
8.2.3. <i>Mesures de volume</i>	<i>175</i>
8.3. Simulation des essais et résultats	176
8.3.1. <i>Modèle MHA111.....</i>	<i>176</i>
8.3.2. <i>Modèle PRT052</i>	<i>179</i>
8.3.3. <i>Conclusions</i>	<i>182</i>
8.4. Discussion et proposition d'amélioration.....	183
8.4.1. <i>Perte de volume</i>	<i>183</i>
8.4.1.1. <i>Résultats de la simulation avec HUMOS2 modifié pour l'essai MHA111</i>	<i>187</i>
8.4.1.2. <i>Résultats de la simulation avec HUMOS2 modifié pour l'essai PRT052.....</i>	<i>190</i>
8.4.2. <i>Amélioration de la déformée observée dans les régions inférieures</i>	<i>193</i>
8.5. Conclusion sur la modélisation	195

La simulation de la réponse de l'abdomen au moyen d'un modèle simple, composé d'une masse, de ressorts et d'amortisseurs a permis de comprendre le comportement global de l'abdomen. Cependant, l'étude des lésions créées dans l'abdomen lors de nos essais nécessite la mise en place d'une modélisation permettant l'examen des phénomènes locaux. Ceci nous a conduit à utiliser la méthode des éléments finis, plus particulièrement le modèle d'être humain HUMOS2 développé dans le cadre d'un projet européen [40-43]. Ce modèle possède la morphologie d'un 50^{ème} percentile homme. Les simulations sont réalisées avec le logiciel RADIOSS ® d'ALTAIR.

Dans un premier temps, les réponses du modèle numérique d'être humain, placé dans les mêmes conditions d'essais que nos sujets sont comparées aux réponses de chaque sujet. Les comparaisons portent sur les mesures externes comme les efforts, la pénétration et la vitesse de chargement ainsi que la déformation externe de la paroi abdominale. La méthode utilisée pour comparer la déformation externe de nos sujets avec celle du modèle numérique consiste à personnaliser ce dernier avec les paramètres caractéristiques de chacun de nos sujets.

Dans un deuxième temps, au vu des résultats obtenus, la géométrie ou les lois de comportement du modèle être humain seront modifiées afin que sa réponse soit la plus réaliste possible et corresponde au mieux à celle obtenue lors des essais.

8.1. Modèles initiaux

8.1.1. Géométrie et caractéristiques de l'abdomen du modèle être humain HUMOS2

HUMOS2 est un modèle numérique par éléments finis d'être humain représentant l'anatomie et les caractéristiques d'un homme moyen. Ce modèle a été développé dans le but de prédire les risques lésionnels lors de chocs et ainsi améliorer la protection de l'occupant d'automobile. Bien que le modèle ait été validé au niveau de l'abdomen dans différentes configurations de choc comme nous l'avons vu au paragraphe 1.5.2, la modélisation des organes abdominaux est peu développée. Les organes pleins comme le foie, la rate et les reins ainsi que certains organes creux comme l'estomac sont détaillés. Les intestins ne sont pas détaillés mais modélisés

globalement par un sac. Les attaches entre les différents organes sont définies par des interfaces de contact. Une description sommaire de ce modèle est faite dans le paragraphe 1.5.2. Nous allons ici en rappeler les principales caractéristiques.

Les différents organes sont modélisés par des éléments brique (éléments tridimensionnels) avec une loi viscoélastique de Boltzmann. Les paramètres de cette loi pour chacun des organes sont détaillés dans le Tableau 8.1. La fonction de relaxation en cisaillement pour de tels matériaux est définie par :

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

Avec G_0 et G_∞ modules de cisaillement respectivement à court et à long terme
 β constante de temps
 K module de compressibilité

	Loi	Densité (kg/l)	K (MPa)	G_0 (MPa)	G_∞ (MPa)	β
Estomac	Boltzmann	1	0.25	0.054	0.04	1
Intestin	Boltzmann	1	0.001	0.036	0.027	1
Foie	Boltzmann	1	0.166	0.045	0.036	1
Rate	Boltzmann	1	0.25	0.054	0.04	1
Reins	Boltzmann	1	0.166	0.045	0.036	1

Tableau 8.1: Paramètres des lois définis pour caractériser le comportement chaque organe.

On remarque que les propriétés affectées aux intestins conduisent à un coefficient de Poisson négatif de 0,88 qui n'est pas réaliste pour les intestins. Le modèle a tout de même été testé avec les paramètres initiaux mais dans les modifications apportées au modèle, l'attention a été portée à ce que les paramètres des organes aient des valeurs cohérentes.

Chaque organe est entouré d'une membrane (éléments bidimensionnels) ayant les propriétés de mousse viscoélastique. Les caractéristiques de ces membranes sont les mêmes pour tous les organes et sont détaillées dans le Tableau 8.2. Cette membrane permet de représenter la capsule présente des organes pleins et la couche externe pour les organes creux (voir anatomie dans le chapitre 1).

De la peau et des muscles sont aussi définis au niveau de l'abdomen. La peau est décomposée en deux parties, une peau externe surfacique et une peau interne composée d'éléments tridimensionnels. Les caractéristiques sont également regroupées dans le Tableau 8.2.

	Loi	Densité (g/l)	E (MPa)	ν
Membrane organes - membrane	Mousse Viscoélastique	1	0.532	0.43
Peau externe - membrane	Plastique	1	1	0.3
Muscles - solide	Mousse Viscoélastique	1	0.532	0.43
Peau interne - solide	Boltzmann	1	K=0.25, G ₀ =0.155, G _∞ =0.086 (MPa), β=1	

Tableau 8.2: Paramètres de la loi des membranes recouvrant les organes, de la peau et des muscles (E étant le module d'Young et ν le coefficient de Poisson).

8.1.2. Modélisation du moyen d'essais et positionnement de HUMOS2

Il s'agit ici de modéliser les éléments permettant de placer le modèle être Humain HUMOS2 dans le même environnement et dans les mêmes conditions que ceux de nos essais. Ces éléments sont principalement le dossier, l'assise et la ceinture. Leur modélisation géométrique est réalisée grâce au logiciel Ansa®.

Aspects Géométriques :

Le dossier et l'assise sont modélisés par deux surfaces planes composées d'éléments plaques d'une épaisseur de 1 mm de dimensions égales à celles des éléments réels.

Ces surfaces sont perpendiculaires entre elles et leur position par rapport au sujet est telle que le sujet soit en appui contre ceux-ci.

La ceinture est modélisée avec des éléments plaques à un seul point d'intégration dans l'épaisseur pour reproduire au mieux un comportement de membrane. En effet, avec un point d'intégration dans l'épaisseur, il n'existe pas de moment de flexion ni d'effort de cisaillement. Par conséquent, ces éléments plaques ne subissent que des efforts du type membrane. La modélisation ainsi que les caractéristiques de la ceinture sont issues de la thèse de Song [58].

Caractéristiques mécaniques

L'assise et le dossier possèdent la même loi de comportement élastique linéaire caractérisée par un module d'Young $E = 10000 \text{ MPa}$ et un coefficient de Poisson de 0.3. La densité est de 0.78×10^{-3} .

Pour la relation contrainte/déformation de la ceinture, une loi élasto-plastique est utilisée avec une densité de 0.55×10^{-3} , un module d'Young de 2666.5 MPa , un coefficient de Poisson de 0.2 et une limite élastique de 40 MPa [58]. L'épaisseur de la ceinture est de 2 mm .

Conditions aux limites et mesure :

Deux corps rigides sont définis regroupant l'un les nœuds de l'assise et l'autre les nœuds du dossier. Les nœuds maîtres des corps rigides sont utilisés pour imposer les conditions aux limites des parties considérées. Les trois mouvements de translation et de rotation sont bloqués pour le nœud maître de l'assise afin de la rendre fixe. Le dossier est laissé libre en translation dans la direction de chargement afin de mesurer l'effort au niveau du dossier comme dans les essais.

Le capteur d'effort au niveau du dossier est représenté par un ressort possédant une raideur de 1000 kN/m .

Concernant la ceinture, un corps rigide est créé avec les quatre nœuds de chaque extrémité, un nœud maître est défini pour chaque brin. Seul le mouvement de translation dans la direction de chargement de ces nœuds maîtres est autorisé. L'effort mesuré tout au long de l'essai est imposé à ces nœuds maîtres dans la direction autorisée.

Dans les simulations, on choisit d'imposer l'effort mesuré sur chaque brin de la ceinture lors de nos essais aux brins de la ceinture du modèle.

Interface :

Avec le logiciel Radioss, l'effort de contact entre deux corps est calculé à partir de l'interaction entre leurs surfaces, dont une est considérée comme maître et l'autre comme esclave. Selon le type d'interface utilisée, la surface maître et la surface esclave peuvent se comporter de façons différentes. La surface est soit définie par ses nœuds, soit par ses segments ou encore sa surface. Dans cette modélisation, on a choisi une interface avec glissement définie entre des nœuds et une surface.

L'épaisseur de contact est de 2 mm. Le contact entre les deux corps est activé si la distance entre le nœud et la surface devient inférieure à cette épaisseur. Quand il y a contact une force est exercée sur les nœuds esclaves pour qu'ils soient repoussés de la partie maître.

Les interfaces entre le dossier et le tronc, entre l'assise et le bassin et entre la ceinture et la peau de l'abdomen sont définies de façon symétrique, chaque surface étant à la fois maître et esclave.

Le modèle HUMOS2 est positionné dans les mêmes conditions que celles des essais comme le montre la Figure 8.1. Le sujet est placé contre l'assise et le dossier. La ceinture est placée horizontalement au dessus des crêtes iliaques du modèle. Son positionnement contre le sujet est réalisé avec la méthode de mise à l'échelle que nous allons voir dans la suite.

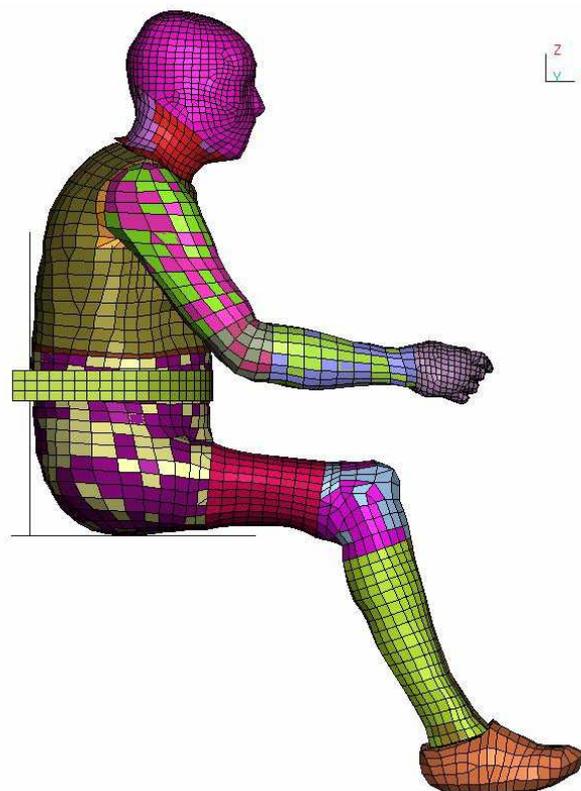


Figure 8.1: Humos2 placé dans l'environnement de nos essais (vue de profil).

8.1.3. Personnalisation du modèle numérique

Afin de comparer la déformation calculée du maillage d'un modèle numérique aux déformées externes obtenues par le suivi de mires sur les sujets, il est nécessaire de personnaliser le modèle selon la morphologie de nos différents sujets.

8.1.3.1. Utilisation de la méthode d'interpolation par RBF (Radial basis function)

La méthode d'interpolation par RBF [59] permet de déformer un nuage de points en imposant un déplacement à un nombre réduit de points du nuage, appelés *points de contrôle*, de sorte que ces points de contrôles se déplacent chacun vers un *point cible* associé (dont la position est connue) et entraînent avec eux les autres points du nuage. Cette technique est simple à utiliser et généralise la méthode des moindres carrés en permettant au modèle de passer par tous les points de mesures. En effet, elle consiste en premier lieu à définir une transformation géométrique permettant de déplacer l'ensemble des points de contrôle depuis leur position initiale vers les points cibles associés. Cette transformation est définie comme la somme de deux termes : une fonction linéaire (dans notre cas) représentant le mouvement moyen appelé *dérive* et un terme correcteur non linéaire représentant les fluctuations autour de la moyenne. La méthode de calcul est détaillée en annexe 3.

8.1.3.2. Applications sur les 8 sujets

Les points de l'abdomen reconstruit pour chaque sujet permettent de mailler les différents abdomens grâce au logiciel Ansa® (cf Chapitre 5). De plus les positions du dossier et de l'assise sont relevées pour chaque essai grâce à un bras de mesure 3D. Ceci permet de reconstruire le banc d'essais en éléments finis avec l'abdomen maillé à l'état initial.

Afin de personnaliser le modèle HUMOS2, des points de contrôles sur ce modèle doivent être associés à des points cibles de l'abdomen maillé de nos sujets. Les deux modèles initiaux sont présentés sur les Figure 8.2 et Figure 8.3.

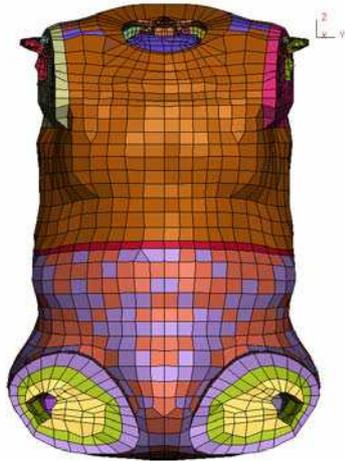


Figure 8.2: Modèle de l'abdomen de l'être Humain : HUMOS 2 (vue de face).

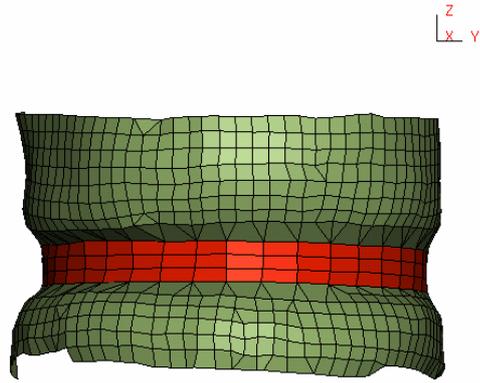


Figure 8.3: Modèle numérique issu du sujet MS581-Essai PRT052 (vue de face).

On positionne ensuite le modèle être humain dans le même système d'axe que celui défini pendant nos essais. Pour cela, on superpose le dossier de HUMOS2 avec celui du maillé de l'essai correspondant (Figure 8.4 et Figure 8.5).

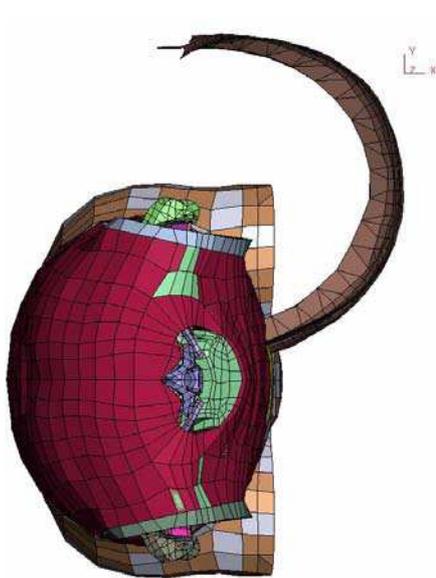


Figure 8.4: Etat initial des 2 maillages : Humos2 et celui de l'essai PRT052 (vue de dessus).

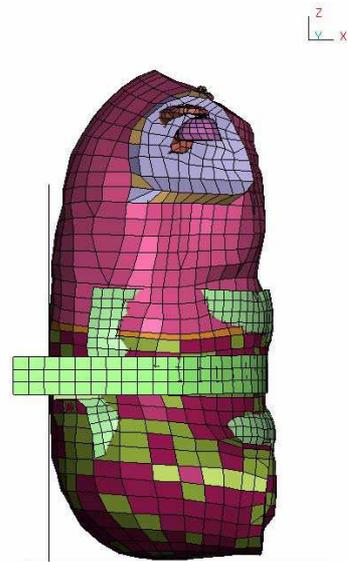


Figure 8.5: Positionnement de HUMOS2 dans le même repère que celui du maillage de l'abdomen de l'essai PRT052 (vue de profil).

Mise à l'échelle

Une fois les modèles superposés, le but est de déformer le modèle être humain afin que l'enveloppe externe initiale de l'abdomen coïncide au mieux avec celle du sujet. Pour cela, il est nécessaire d'associer les points du modèle aux points du maillage de

l'abdomen du sujet qui seront pris comme points de contrôle. Ces points serviront à calculer la transformation à appliquer à tous les nœuds du modèle être humain pour que sa morphologie externe corresponde à celle du sujet.

- Définition des points de contrôle :

La méthode choisie pour définir les points de contrôles est basée sur la recherche des plus proches voisins. Pour chaque point de l'enveloppe externe de l'abdomen de l'être humain, on recherche les trois plus proches voisins, en coordonnées cylindriques, sur le maillage de l'abdomen du sujet. Les trois plus proches voisins définissent un plan sur lequel on projette radialement le point du modèle d'être humain. Le point projeté appartient au maillage de l'abdomen du sujet, il sera le point cible du point du modèle être humain, c'est-à-dire le point sur lequel le point considéré du modèle être humain va devoir se superposer. Cette méthode est appliquée à tous les points de la paroi antérieure externe de l'abdomen du modèle être humain dans un premier temps. Chaque point du modèle être humain est associé à un point cible sur le maillage de l'abdomen du sujet (Figure 8.6).

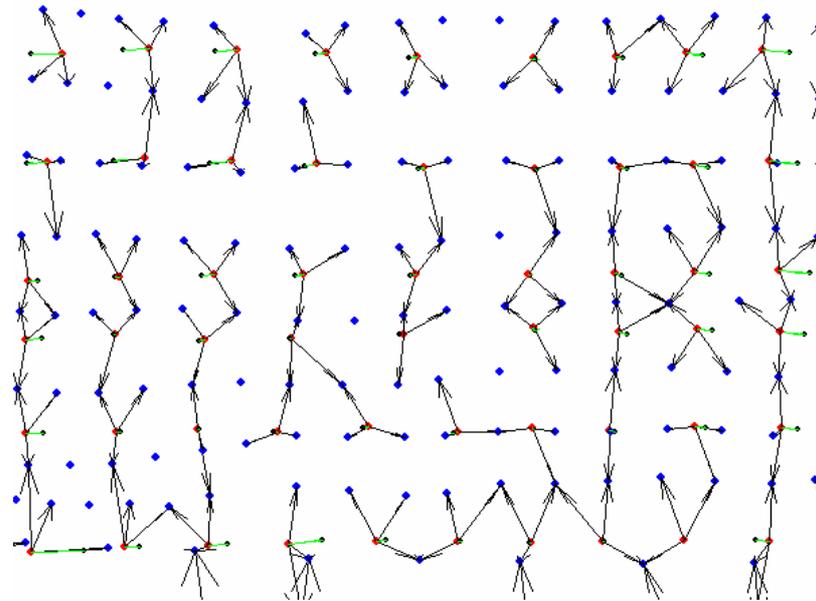
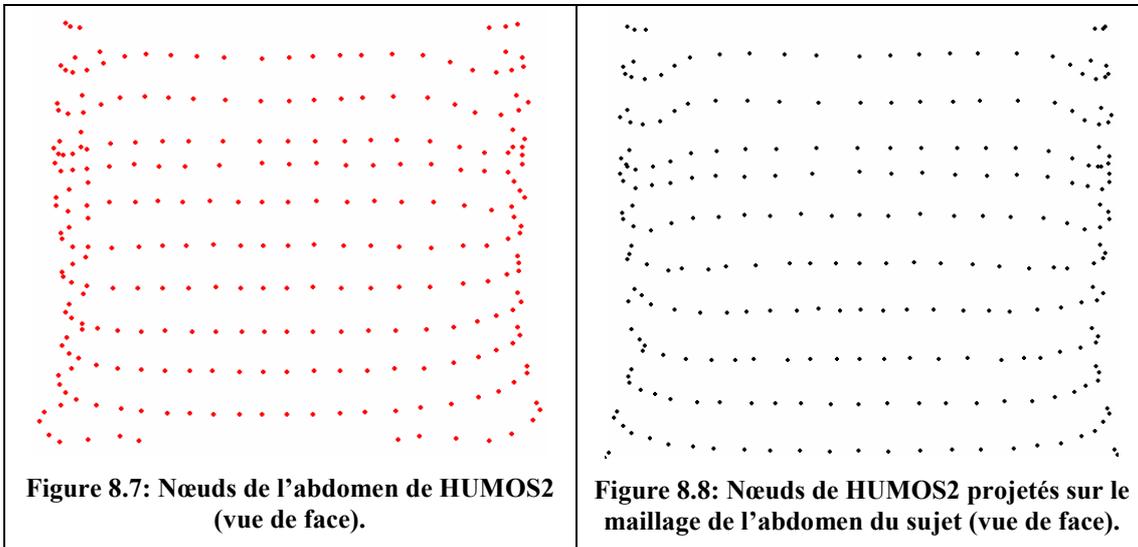


Figure 8.6: Exemple de recherche des plus proches voisins.

(●) : points d'HUMOS2, (●) : points du maillage de l'abdomen du sujet, (●) : points projetés sur le plan des 3 plus proches voisins en coordonnées cylindriques, (→) : relie points HUMOS2 avec 3 plus proches voisins du maillage de l'abdomen du sujet, (-) : relie points HUMOS2 avec son point correspondant sur le maillage de l'abdomen du sujet



- Interpolation des trajectoires :

A chacun des nœuds du maillage de l'abdomen du sujet est associée une trajectoire obtenue lors du suivi des mires placées sur l'abdomen du sujet pendant l'essai. Il est nécessaire pour la suite de déterminer les trajectoires des points cibles. On connaît les trajectoires des trois plus proches voisins de ces points cibles. On calcule grâce aux coordonnées des plus proches voisins et du point cible les coefficients barycentriques

positionnant le point cible par rapport à ses voisins. Ces mêmes coefficients sont appliqués aux trajectoires des voisins pour déterminer la trajectoire du point cible. Ces trajectoires des points cibles nous serviront comme nous allons le voir à comparer les trajectoires de ces points avec ceux correspondants sur le modèle HUMOS2 après simulation de nos essais.

- Interpolation par RBF :

L'association des points de la déformée externe de l'abdomen du modèle être humain avec les points cibles du modèle de l'abdomen de notre sujet permet de définir une transformation non linéaire. Cette transformation est alors appliquée à tous les nœuds du modèle être humain, nœuds de la surface externe mais aussi des composants internes (os, organes,...). En prenant comme référence l'enveloppe externe de notre sujet, le modèle être humain est modifié afin de se retrouver au plus proche de la morphologie de notre sujet. Les Figure 8.9 et Figure 8.10 présentent une vue globale de cette mise à l'échelle et la Figure 8.11 montre la déformation résultante des organes internes. La ceinture est aussi incluse dans cette transformation afin qu'elle soit positionnée au plus proche du modèle comme pour les essais.

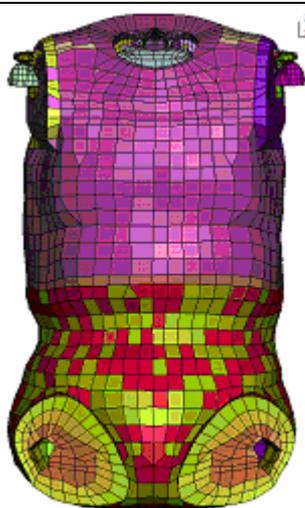


Figure 8.9: HUMOS2 de face après mise à l'échelle sur l'abdomen du sujet de l'essai PRT052.

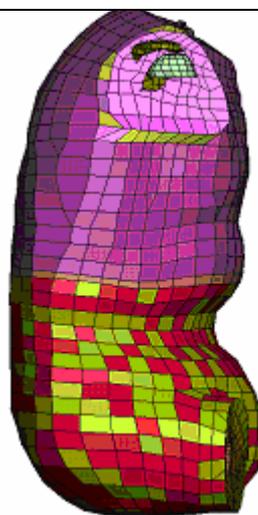


Figure 8.10: HUMOS2 de profil après mise à l'échelle sur l'abdomen du sujet de l'essai PRT052.

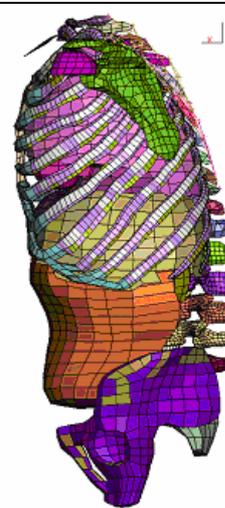


Figure 8.11: Organes internes de HUMOS 2 après mise à l'échelle sur l'abdomen du sujet de l'essai PRT052 (vue de profil).

8.1.3.3. Validation de la mise à l'échelle

Afin de valider la méthode d'interpolation, deux méthodes sont utilisées. La première est la comparaison entre la mesure de l'épaisseur de l'abdomen du modèle après l'interpolation et celle mesurée sur nos sujets. L'épaisseur sur le modèle a été calculée au nœud correspondant à la mire utilisée pour le calcul sur le sujet. L'écart entre les deux épaisseurs est inférieur au millimètre.

La deuxième méthode est une méthode de comparaison de maillage. Pour ce faire, on utilise une fonction disponible dans le logiciel Ansa. Cette fonction permet de quantifier l'écart existant entre deux éléments les plus proches des maillages. Les résultats, comparant le maillage de l'abdomen du sujet et le modèle de l'abdomen d'HUMOS2 déformé, sont présentés Figure 8.12. Si l'on ne tient pas compte de la partie supérieure où il n'y a pas de mailles pour le modèle PRT, l'erreur moyenne est inférieure à 4 mm.

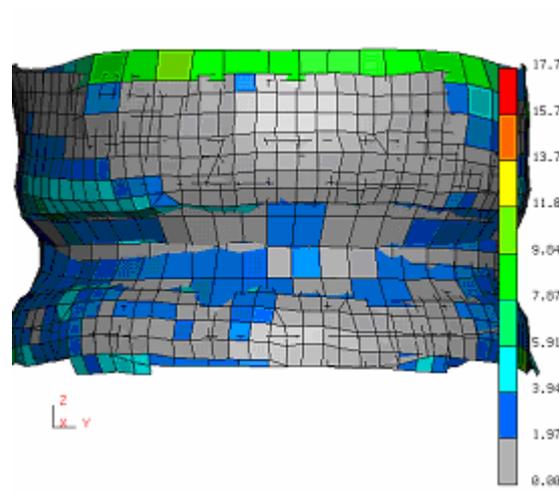


Figure 8.12: Echelle de comparaison entre le maillage cible et modèle de l'abdomen de HUMOS2 déformé (à l'instant initial) (vue de face).

Grâce à cette méthode, on obtient autant de modèles numériques que l'on a de sujets, c'est-à-dire huit. Le chargement de chacun de nos essais est simulé sur chacun de ces modèles.

8.2. Méthodes de validation des modèles

La validation des modèles numériques consiste à confronter des réponses du modèle à celles obtenues expérimentalement. L'évaluation des mesures d'effort, de pénétration et de vitesse de pénétration va nous permettre de juger de la pertinence de la réponse globale du modèle. Ce sont des validations globales qui sont généralement utilisées dans les études de la littérature sur les modèles par éléments finis.

Dans notre étude, nous avons choisi d'ajouter des mesures de déformation de la paroi externe de l'abdomen afin de faire des hypothèses sur le mouvement des organes en interne et ainsi améliorer les modèles numériques qui sont actuellement validés sur des mesures globales. Les déformées obtenues avec le modèle sont comparées à celles obtenues lors des essais. De plus, une comparaison en mesure de volume est également réalisée afin de compléter nos hypothèses sur le comportement interne des organes abdominaux.

8.2.1. Mesures globales

Les mesures réalisées pendant nos essais, telles que l'effort au niveau du dossier, la pénétration au point central de la ceinture ainsi que la vitesse de pénétration de ce point sont également obtenues avec le modèle lors de la simulation de l'essai. Afin de valider le modèle, les mesures obtenues par la simulation sont comparées à celles obtenues expérimentalement. Cette comparaison permet d'évaluer le comportement global de l'abdomen lors de ce type de sollicitation.

Les études de la littérature valident de tels modèles en confrontant les courbes d'effort en fonction de la pénétration aux corridors définis grâce aux essais expérimentaux. La définition des corridors tient compte des réponses variables selon la diversité des sujets. Dans notre étude, le modèle numérique étant mis à l'échelle sur le sujet de l'essai que l'on veut simuler, les réponses globales du modèle sont directement comparées aux courbes expérimentales.

8.2.2. Déformée de la paroi abdominale

Cette validation supplémentaire à caractère local permet de faire des hypothèses sur le comportement des organes abdominaux en interne et de comprendre quels sont les

paramètres internes à modifier pour représenter correctement le comportement externe de la paroi.

Les comparaisons de la déformée obtenue lors de l'essai et celle obtenue avec modèle sont d'abord réalisées qualitativement en les comparant visuellement puis quantitativement. On dispose comme nous l'avons vu précédemment au paragraphe 8.1.3.2 de l'association entre les mires de l'essai et les nœuds du modèle ainsi que de leurs trajectoires. Afin de quantifier l'écart entre les déformées, on calcule l'écart en distance entre la trajectoire de la mire avec celle du nœud associé sur le modèle. L'abdomen est ensuite divisé en neuf régions correspondant à des régions anatomiques comme le montre la Figure 8.13. La moyenne des écarts des mires se situant dans chacune des zones est calculée et normalisée par l'épaisseur de l'abdomen afin de comparer les modèles entre eux. Lors des comparaisons, les moyennes des écarts normalisés sont tracées en fonction du temps.

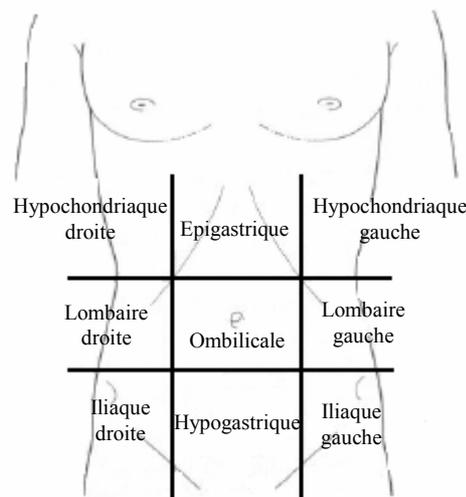


Figure 8.13: Subdivision de l'abdomen en 9 régions pour la comparaison des déformées.

8.2.3. Mesures de volume

De plus, l'information sur le mouvement des organes par la mesure du volume par tranche (cf. paragraphe 5.2) permet également d'améliorer le paramétrage et la modélisation de l'abdomen du modèle. Ainsi, sur le modèle, on calcule, comme sur les déformées, la variation de volume par tranche. Les différentes tranches du modèle sont représentées sur la Figure 8.14.

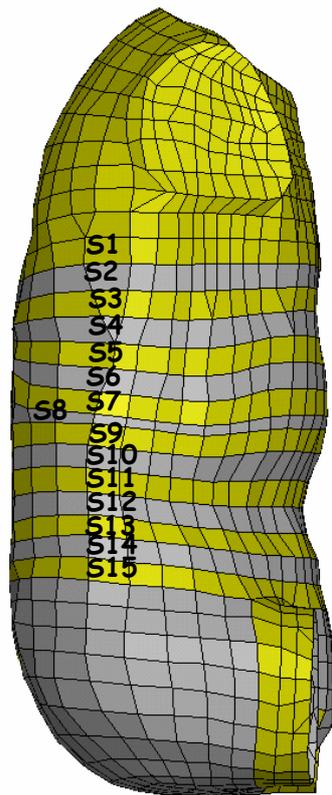


Figure 8.14: Découpe de HUMOS2 en 14 tranches pour l'étude des variations de volume (vue de profil).

8.3. Simulation des essais et résultats

Les résultats des simulations d'un essai de chaque configuration (MHA111 et PRT052) sont présentés dans ce paragraphe ainsi que les différentes comparaisons avec l'essai associé.

8.3.1. Modèle MHA111

Les résultats des simulations concernant les mesures globales sont présentés sur la Figure 8.15. Les pénétrations et vitesses de pénétration obtenues par le modèle sont comparées à celles obtenues par l'essai avec le suivi de la mire centrale de la ceinture. Les comparaisons des déformées externes de l'abdomen entre les essais et les simulations sont présentées de façon qualitative sur la Figure 8.16 et de façon quantitative sur la Figure 8.17. L'étude de la variation de volume est présentée sur la Figure 8.18.

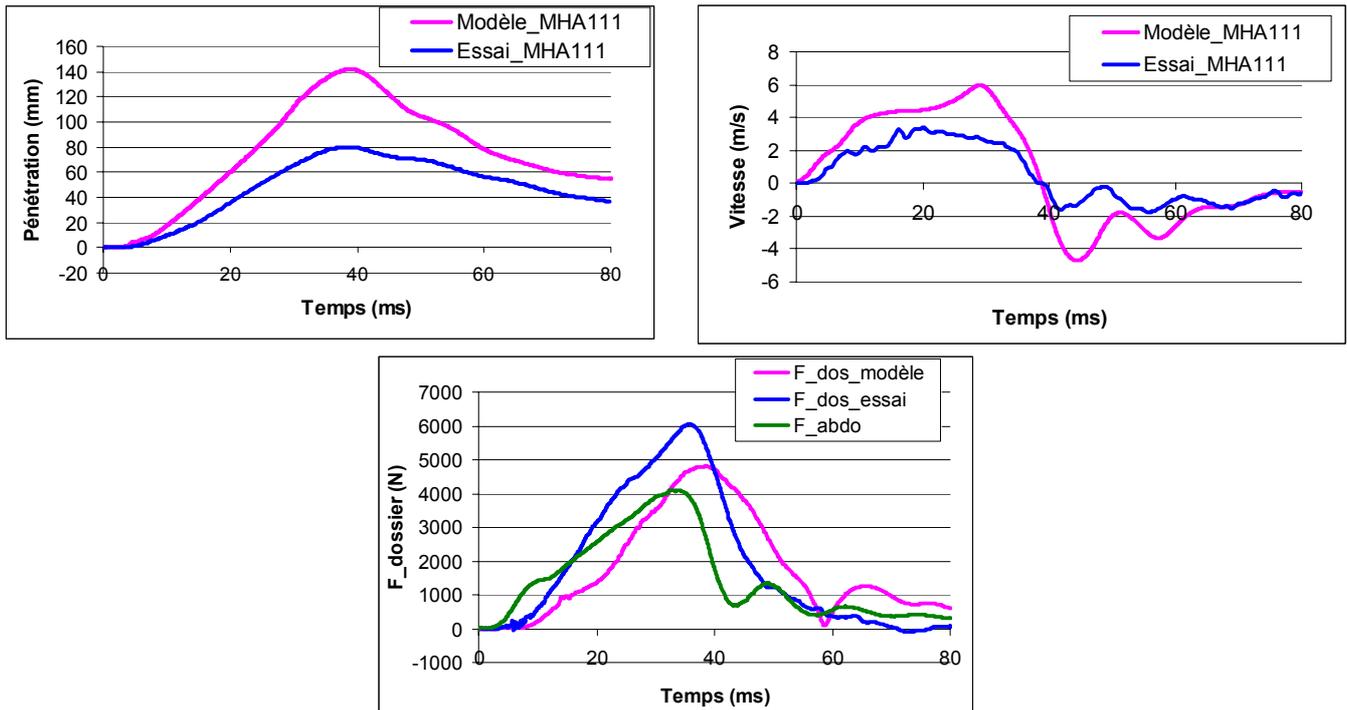


Figure 8.15: Comparaison des mesures (courbes bleues) et des résultats de la simulation (courbes roses) de l'essai MHA111 avec le modèle HUMOS2 (la courbe verte de l'effort est l'effort appliqué à l'abdomen).

L'effort au niveau du dossier obtenu avec le modèle est déphasé et inférieur à l'effort dossier obtenu dans l'essai associé. Cependant cet effort est supérieur à l'effort appliqué à l'abdomen, ce qui reproduit la tendance entre effort dossier et effort abdomen observée expérimentalement.

La pénétration et la vitesse de pénétration obtenues avec le modèle sont nettement supérieures à celles mesurées dans les essais. Cette tendance est également observée dans la comparaison des déformées si l'on s'intéresse à la partie médiane regroupant les régions lombaires droite et gauche et la région ombilicale (Figure 8.17). De plus, on observe qualitativement et quantitativement un écart important entre les déformées obtenues dans le modèle et celles de l'essai pour la partie abdominale basse, c'est-à-dire regroupant les régions iliaques droite et gauche et la région hypogastrique.



Figure 8.16: Superposition des déformées obtenue par en essai (en vert) et par la simulation avec le modèle HUMOS2 (en rose et brun) pour la configuration d'essais MHA111 à 3 instants– $t=0\text{ms}$ (à gauche), $t=14\text{ ms}$ (au centre) et $t=30\text{ ms}$ (à droite) (coupe sagittale).

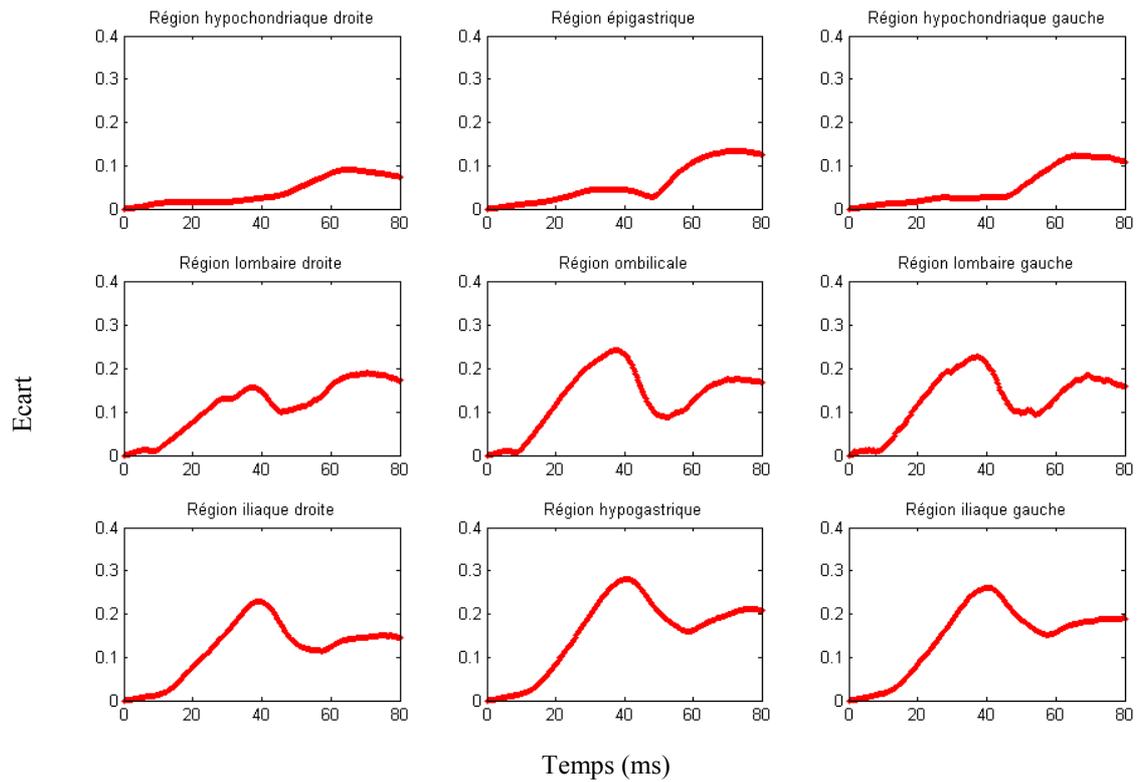


Figure 8.17: Quantification de l'écart entre les déformées du modèle HUMOS2 et celle de l'essai MHA111 – Moyenne des écarts normalisés en fonction du temps dans les 9 régions de l'abdomen.

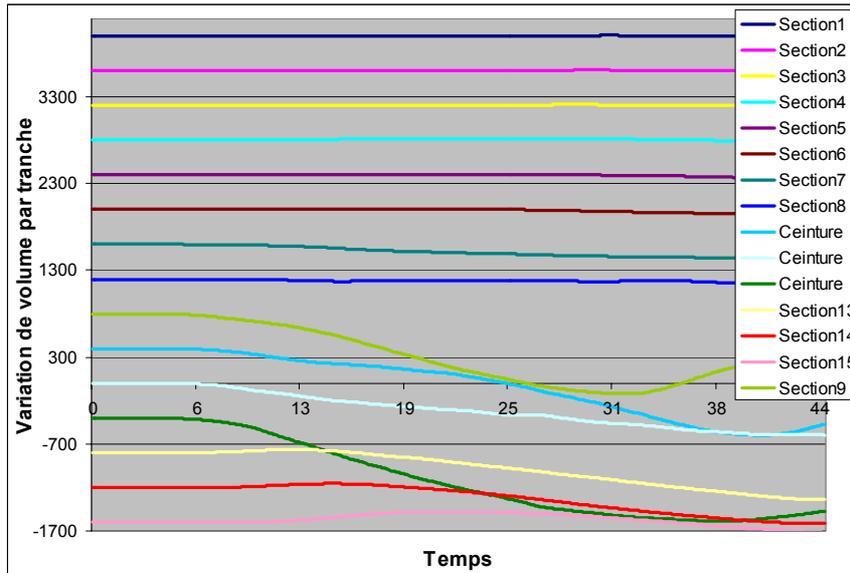


Figure 8.18: Variation de volume par tranche pour le modèle HUMOS2 simulant l'essai MHA111.

La Figure 8.18 présente la variation de volume dans les différentes tranches au cours de la simulation reproduisant l'essai MHA111. On observe une perte de volume de 5 l sur le volume total dont 3 l dans les trois sections proche de la ceinture. Dans les essais on remarque que la perte totale est de 3l avec une perte plus importante également dans les tranches de part et d'autre de la ceinture, mais d'un ordre de grandeur moindre que celui observé sur le modèle (200 à 300 ml). La perte de volume obtenue avec le modèle est donc bien supérieure à celle observée dans les essais.

8.3.2. Modèle PRT052

Les résultats des simulations concernant les mesures sont présentés sur la Figure 8.19. Les pénétrations et les vitesses de pénétration obtenues avec le modèle sont comparées à celles obtenues dans l'essai avec le suivi de la mire centrale de la ceinture. Les comparaisons des déformées externes de l'abdomen entre les essais et les simulations sont présentées de façon qualitative sur la Figure 8.20 et de façon quantitative sur la Figure 8.21. L'étude de la variation de volume est présentée sur la Figure 8.22.

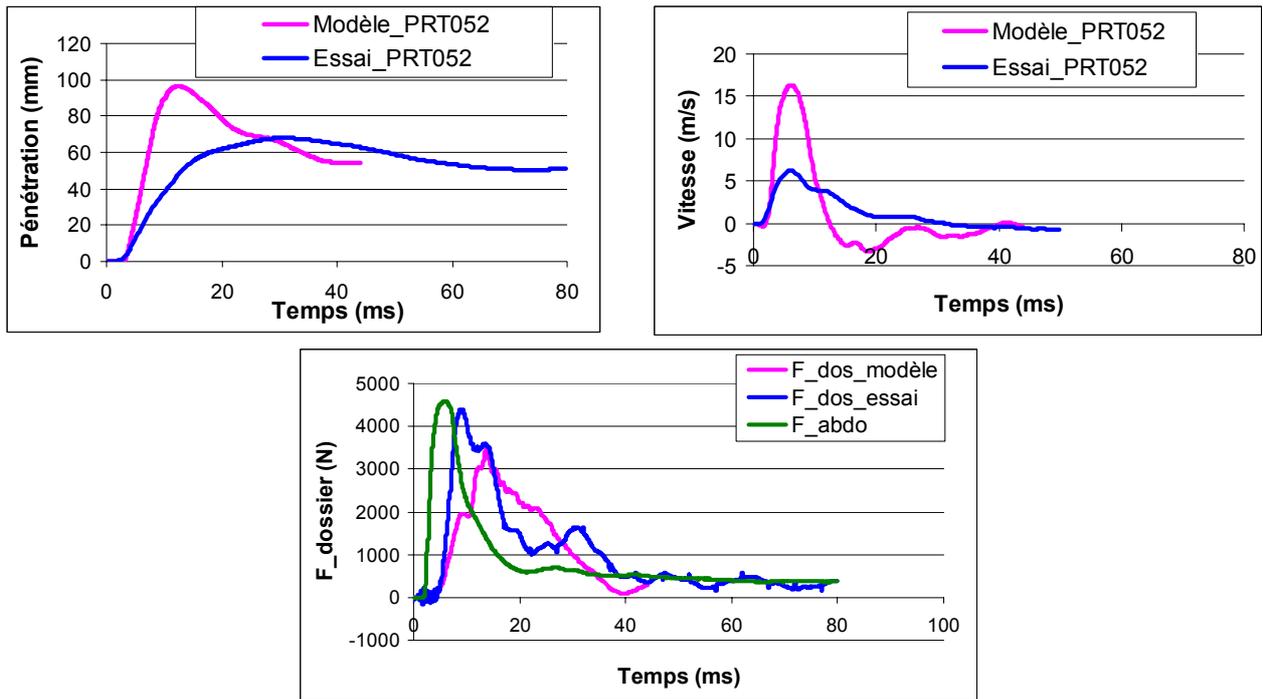


Figure 8.19: Comparaison des mesures (courbes bleues) et des résultats de la simulation (courbes roses) de l'essai PRT052 avec le modèle HUMOS2 (la courbe verte de l'effort est l'effort appliqué à l'abdomen).

L'effort au niveau du dossier obtenu avec le modèle est déphasé et inférieur à l'effort dossier obtenu dans l'essai associé. Cependant cet effort est inférieur à l'effort au niveau de l'abdomen, ce qui reproduit la tendance entre effort dossier et effort abdomen observée expérimentalement.

La pénétration et la vitesse de pénétration obtenues avec le modèle sont, comme pour le modèle MHA111, nettement supérieures à celles mesurées dans les essais. Cette tendance est également observée dans la comparaison des déformées si l'on s'intéresse à la partie médiane regroupant les régions lombaires droite et gauche et la région ombilicale (Figure 8.21). De plus, on observe qualitativement et quantitativement un écart important également dans les autres régions, qu'elles soient inférieures ou supérieures.

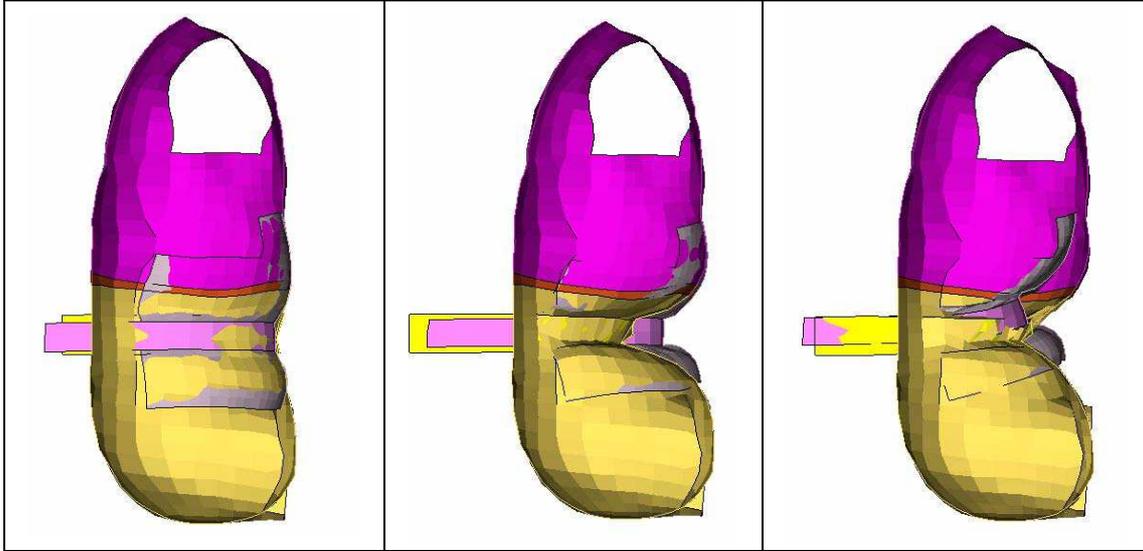


Figure 8.20: Superposition des déformées obtenues par l'essai (gris) et celles obtenues par la simulation du modèle HUMOS2 (rose et jaune) pour l'essai PRT052 à 3 instants ($t=0\text{ms}$ à gauche, $t=10\text{ms}$ au centre et $t=30\text{ms}$ à droite) (coupe sagittale).

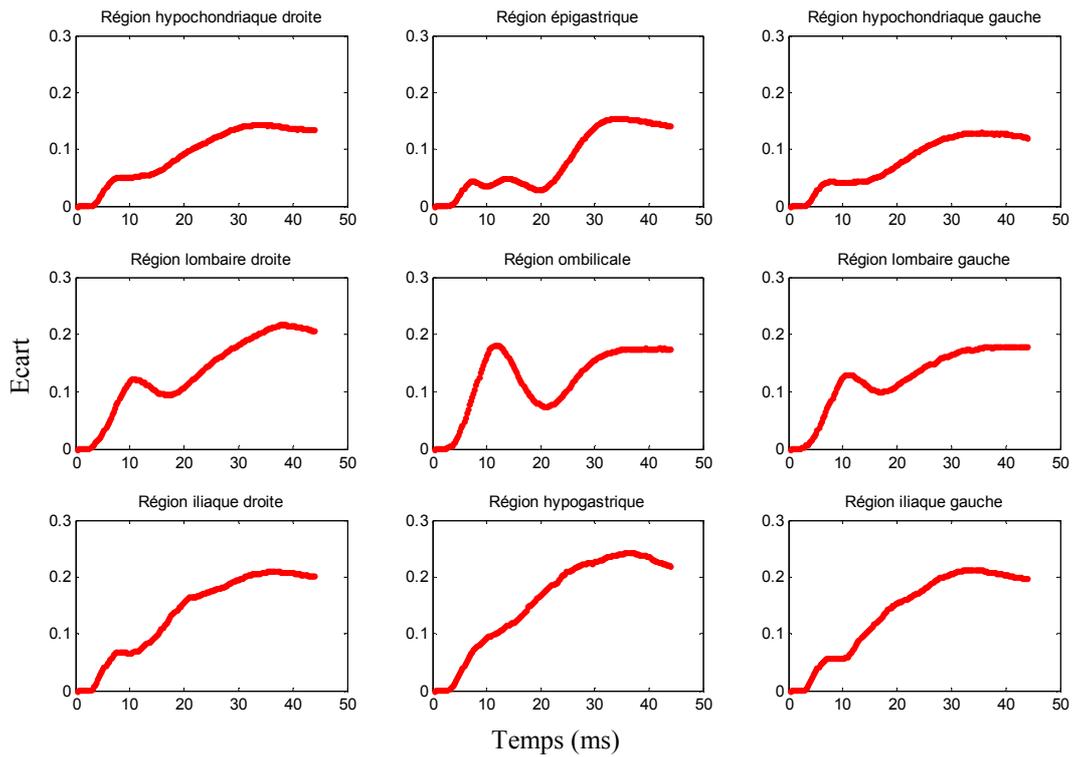


Figure 8.21: Quantification de l'écart entre les déformées du modèle HUMOS2 et celle de l'essai PRT052 – Moyenne des écarts normalisés en fonction du temps dans les 9 régions de l'abdomen.

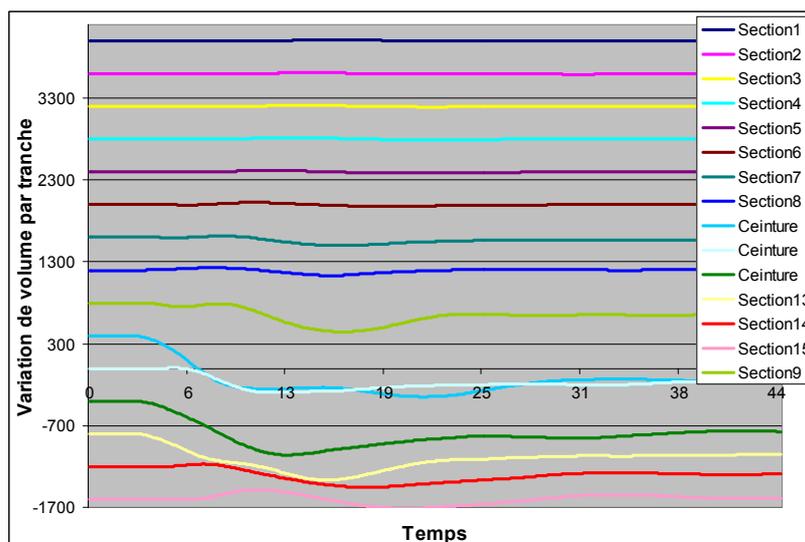


Figure 8.22: Variation de volume par tranche pour le modèle HUMOS2 simulant l'essai PRT052.

La Figure 8.22 présente la variation de volume dans les différentes tranches au cours de la simulation reproduisant l'essai PRT052. On observe une perte de volume de 3 l sur le volume ce qui est cohérent avec ce que l'on trouve dans les essais. Cependant, on observe une perte de 1,5 l dans les trois zones proches de la ceinture alors que cette perte est seulement de 300 ml dans les essais.

8.3.3. Conclusions

Dans les simulations des deux configurations d'essais, on constate que les efforts au niveau du dossier obtenus avec les modèles sont inférieurs aux efforts mesurés dans les essais. Cependant, ces efforts reproduisent la tendance de l'effort dossier et de l'effort au niveau de l'abdomen à être inversée dans les deux types d'essais. On constate également, et dans les deux configurations d'essais, que les pénétrations et les vitesses de pénétration obtenues avec les modèles sont nettement supérieures à celles observées lors des essais. De même la déformation de la partie inférieure de l'abdomen (régions iliaque droite et gauche et région hypogastrique) obtenue dans le modèle est plus importante que celle observée dans l'essai. Ces deux remarques montrent que la raideur apparente de l'abdomen des modèles n'est pas assez élevée comparée à celle de l'abdomen des sujets. Par contre pour la partie supérieure (régions hypocondriaque droite et gauche et région épigastrique), le profil obtenu lors de la simulation de l'essai MHA111 est proche de ce que l'on obtient lors de l'essai,

contrairement à la simulation de l'essai PRT052 où la partie supérieure semble plus raide que celle de l'essai, contrairement aux autres parties.

De plus, on constate dans les modèles une perte de volume plus conséquente que celle des essais. Cette perte de volume importante peut être soit due à une trop grande mobilité des organes qui s'échappent soit vers le bassin, soit vers le thorax, soit à des organes abdominaux trop compressibles. Cette hypothèse est soulevée dans le paragraphe suivant 8.4.1.

8.4. Discussion et proposition d'amélioration

8.4.1. Perte de volume

L'abdomen est une cavité remplie d'organes pleins et creux dont le contenu est essentiellement liquide, ce qui amène à la considérer comme peu compressible. Si l'on mesure le volume de la cavité abdominale du modèle (volume contenant uniquement les organes abdominaux, qui est différent des mesures de volume faites au 8.2.3) durant les simulations des essais, on constate une perte de volume de 2 litres pour l'essai PRT052 et de 3,5 litres pour l'essai MHA111. Les variations de volume des différents organes et de la cavité abdominale sont présentées sur les Figure 8.23 et Figure 8.24. On constate que la perte de volume pour les organes pleins (foie, rate et reins) est faible, par contre on observe une perte de volume de 1,2 l (PRT052) et 2,5l (MHA111), pour les intestins qui sont modélisés par un sac. La variation du volume de l'abdomen prend en compte de la variation des organes abdominaux.

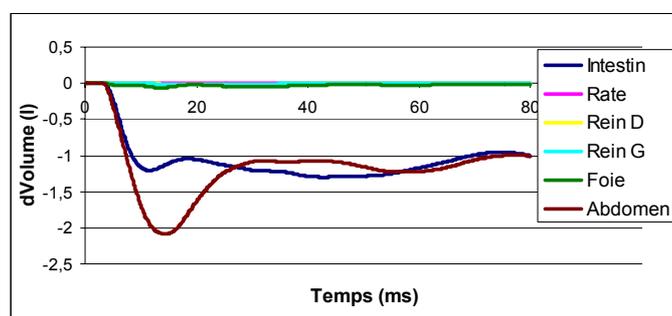


Figure 8.23: Variations de volume des organes abdominaux et de la cavité abdominale du modèle lors de la simulation de l'essai PRT052.

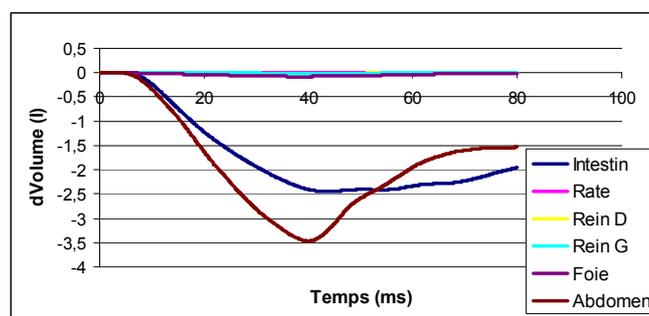


Figure 8.24: Variations de volume des organes abdominaux et de la cavité abdominale du modèle lors de la simulation de l'essai MHA111.

Cette importante perte de volume est en contradiction avec l'hypothèse faite sur le comportement du contenu abdominal. De ce fait, les lois de comportement des organes ont été modifiées afin de les rendre incompressibles en imposant en première approche un coefficient de compressibilité (K) de 1,5 pour tous les organes ; ce qui correspond à un coefficient de Poisson variant entre 0,482 et 0,488 selon le module de cisaillement des organes. Les résultats en terme de variations de volume sont présentés ci-dessous. Les résultats de variation de volume en modifiant les propriétés des organes pour les rendre incompressibles sont présentés sur la Figure 8.25 pour l'essai PRT et sur la Figure 8.26 pour l'essai MHA. On constate une perte de volume de 1,2 l pour l'essai PRT052 et de 1,7l pour l'essai MHA111.

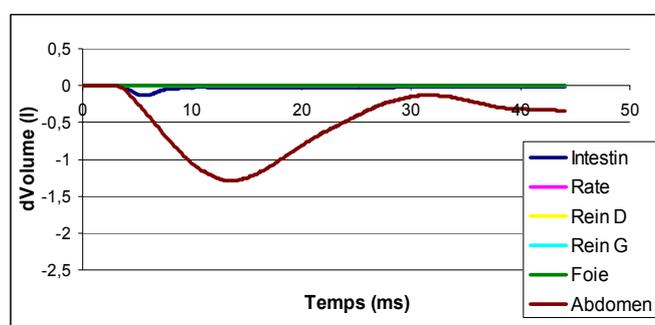


Figure 8.25: Variations de volume des organes abdominaux et de la cavité abdominale du modèle modifié lors de la simulation de l'essai PRT052.

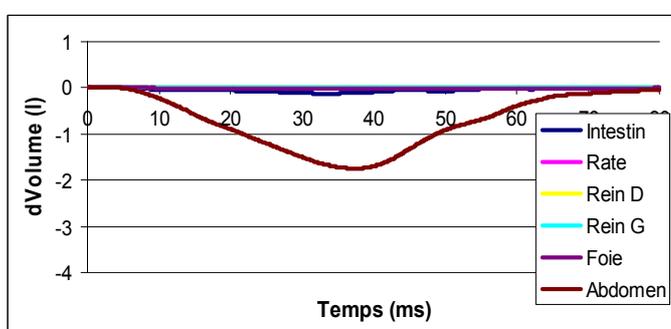


Figure 8.26: Variations de volume des organes abdominaux et de la cavité abdominale du modèle modifié lors de la simulation de l'essai MHA111.

En imposant l'incompressibilité des organes, les variations de volume ont été divisées par deux. On observe cependant une perte de volume de la cavité abdominale de 1l pour l'essai PRT et de 1,5l pour l'essai MHA. La perte de volume reste conséquente compte tenu du fait que les organes abdominaux sont considérés comme incompressibles. Le changement des propriétés des organes ne permet pas de rendre l'abdomen incompressible. Il est donc utile de s'intéresser à la modélisation des organes et leurs interactions.

La Figure 8.27 présente les cinématiques des organes abdominaux lors de la simulation de l'essai PRT052. On constate que des lacunes apparaissent dans la cavité abdominale lors du chargement. Ces lacunes ne sont pas représentatives de ce qui se passe en réalité. Les seuls « vides » existants chez les sujets réels sont éventuellement des poches de gaz dans les intestins. Cette quantité de gaz est difficilement quantifiable mais est faible par rapport au volume de la cavité abdominale. Ces

lacunes proviennent de l'imperfection du maillage et de l'absence de liaisons entre les différents organes.

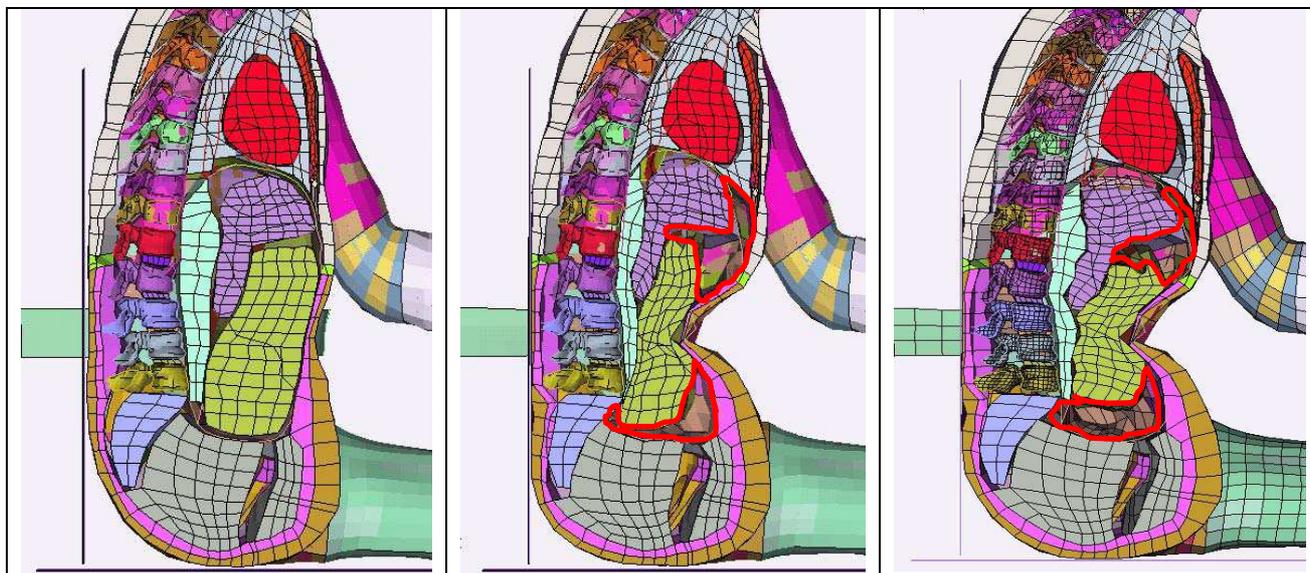


Figure 8.27: Simulation de HUMOS2 pour l'essai PRT052 à l'instant initial à gauche, au bout de 30ms au centre et de 40 ms à gauche– vue en coupe des organes et mise en évidence des lacunes dans la cavité abdominale (entourées en rouge sur les images de droite). Le foie est représenté en violet, le sac intestinal en vert et la cavité rétro péritonéale contenant les reins en bleu-vert (coupe sagittale).

Pour améliorer la modélisation de l'abdomen et afin de rendre son comportement plus réaliste, on a choisi dans un premier temps, de remplacer les organes abdominaux par un volume remplissant la cavité abdominale, avec des propriétés peu compressibles et des interfaces continues avec les éléments avoisinants afin d'éviter les lacunes. Ce volume se base sur la membrane existante de l'abdomen. Il contient tous les organes de la cavité abdominale. Les organes abdominaux contenus dans le bassin sont représentés également par des éléments volumiques. Ces deux volumes sont modélisés séparément mais des interfaces de type collées sont implémentées entre eux ce qui permet d'assurer la continuité du volume. Le volume « abdominal » est représenté en blanc sur la Figure 8.28 et le volume du « petit bassin » en bleu.

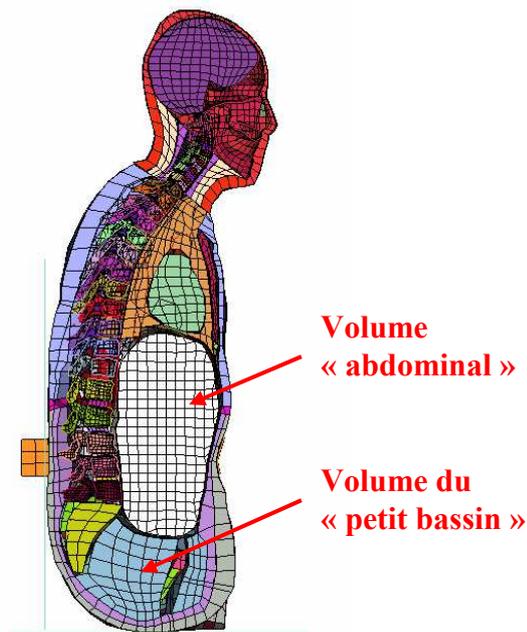


Figure 8.28: HUMOS2 modifié avec un abdomen « volumique » (coupe sagittale).

Les caractéristiques de ce volume sont définies par la moyenne des caractéristiques des organes abdominaux implémentés dans le modèle de Ruan [44; 45]. Le volume est défini par une loi viscoélastique avec une densité de 1 kg/l, un module de compressibilité de 1,5 MPa, des modules de cisaillement à court et à long terme respectivement de 205 kPa et 24 kPa et une constante de temps de 0,5. Les valeurs des paramètres sont récapitulées dans le Tableau 8.3.

	Loi	Densité (kg/l)	K (MPa)	G_0 (MPa)	G_∞ (MPa)	β	E (MPa)	Nu
Estomac	Boltzmann	1	0.25	0.054	0.04	1	0.15	0.399
Intestin	Boltzmann	1	0.001	0.036	0.027	1	0.008	-0.88
Foie	Boltzmann	1	0.166	0.045	0.036	1	0.12	0.37
Rate	Boltzmann	1	0.25	0.054	0.04	1	0.15	0.399
Reins	Boltzmann	1	0.166	0.045	0.036	1	0.12	0.37
Volume	Boltzmann	1	1.5	0.205	0.024	0.5	0.59	0.44

Tableau 8.3: Paramètres du modèle HUMOS2 non modifié et paramètres du volume implémenté.

Des simulations identiques aux précédentes, pour un essai de chacune des configurations (MHA111 et PRT052) sont réalisées sur ce modèle d'HUMOS2 modifié avec l'abdomen volumique. Les résultats des mesures globales et des déformées sont présentés ci-dessous.

8.4.1.1. Résultats de la simulation avec HUMOS2 modifié pour l'essai MHA111

Les résultats des mesures globales des simulations avec HUMOS2 modifié pour l'essai MHA111 sont présentés sur la Figure 8.29. Les comparaisons qualitative et quantitative des déformées sont présentées sur la Figure 8.30 et la Figure 8.31. Sur la Figure 8.31, est présentée également la comparaison entre les résultats de la simulation avec le modèle HUMOS2 non modifié et ceux avec HUMOS2 modifié.

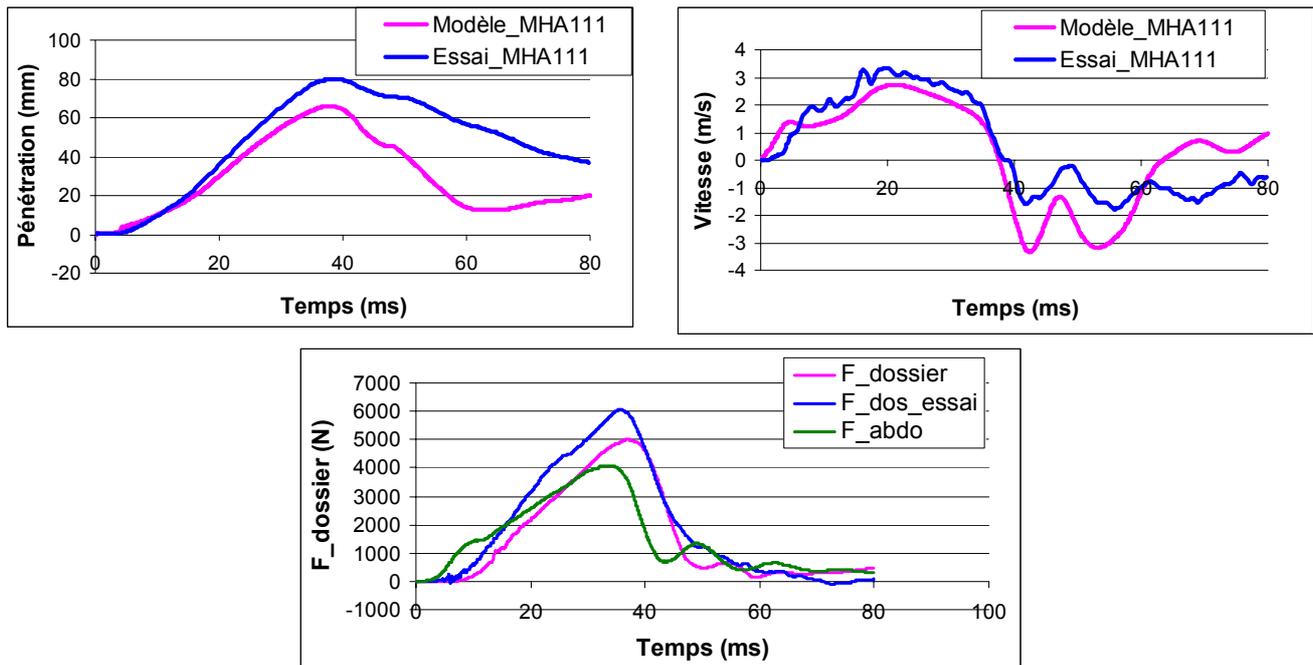


Figure 8.29: Comparaison des mesures (courbes bleues) et des résultats de la simulation (courbes roses) de l'essai MHA111 avec le modèle HUMOS2 modifié avec un abdomen « volumique » (la courbe verte de l'effort est l'effort au niveau de l'abdomen).

Les simulations des essais MHA avec le modèle HUMOS2 modifié permettent d'obtenir des réponses globales plus proches de celles des essais que le modèle non modifié. L'effort dossier obtenu par le modèle modifié est déphasé et inférieur à l'effort obtenu au cours des essais. La vitesse de pénétration obtenue avec le modèle modifié est comparable à celle de l'essai. La pénétration obtenue avec le modèle modifié est inférieure à celle de l'essai, la phase de montée reproduit celle de l'essai par contre la phase de décharge est trop rapide. On retrouve ces tendances sur les graphiques de quantification des écarts dans les régions centrales (lombaires droite et gauche et ombilicale) sur les Figure 8.30 et Figure 8.31. En effet, on remarque dans ces régions, que pendant la phase de charge, c'est-à-dire jusqu'à 45 ms, la courbe correspondant aux écarts du modèle non modifié (courbe rouge) est supérieure à celle

obtenue avec le modèle modifié (courbe bleue), et inversement lors de la phase de décharge. On observe également des déformées obtenues avec le modèle modifié plus proche de celle des essais pour les régions de la partie inférieure, également jusqu'à environ 45 ms. Par contre, pour ce qui est des régions se trouvant dans la partie supérieure de l'abdomen, on constate que les déformées obtenues avec le modèle non modifié sont plus proches de celles des essais que les déformées obtenues avec le modèle modifié.

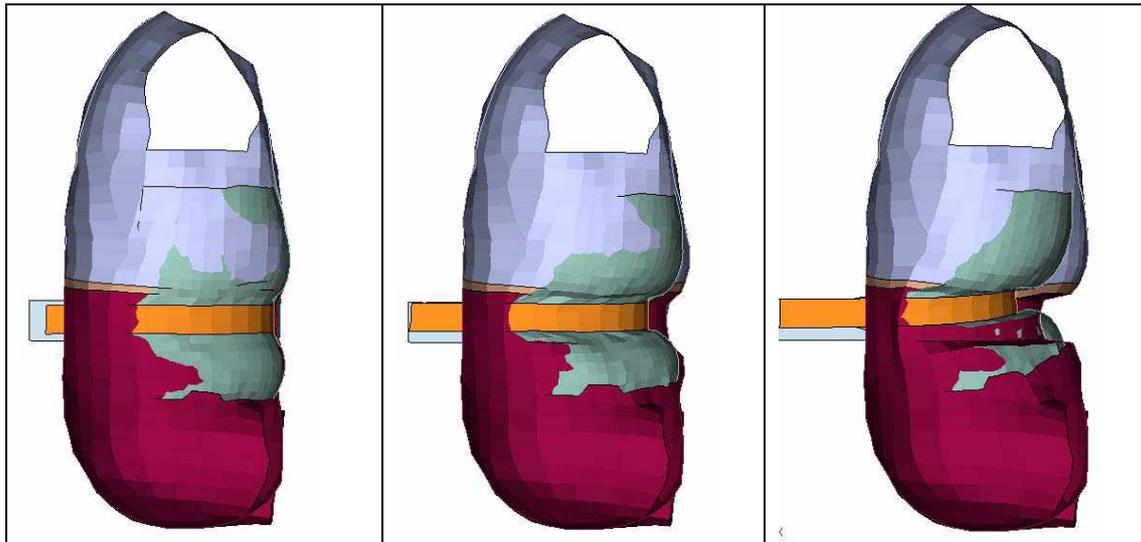


Figure 8.30: Superposition des déformées obtenue par l'essai (vert) et celle obtenue par la simulation du modèle HUMOS2 modifié (bleu et bordeaux) avec un abdomen « volumique » pour l'essai MHA111 à 3 instants ($t=0$ ms à gauche, $t=14$ ms au centre et $t=30$ ms à droite) (coupe sagittale).

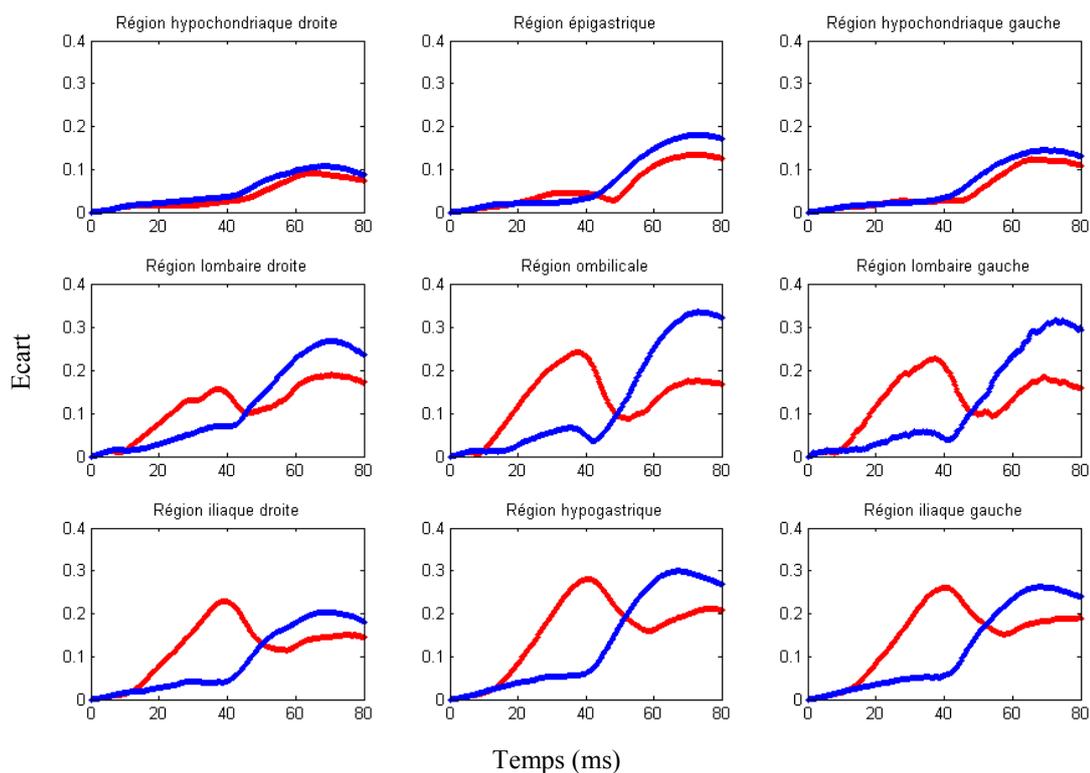


Figure 8.31: Quantification de l'écart entre les déformées des modèles (HUMOS2 non modifié (en rouge) et HUMOS2 modifié avec un abdomen « volumique » (en bleu)) et celle de l'essai MHA111– Ecarts divisés par la pénétration maximale tracés en fonction du temps sur les 9 régions de l'abdomen.

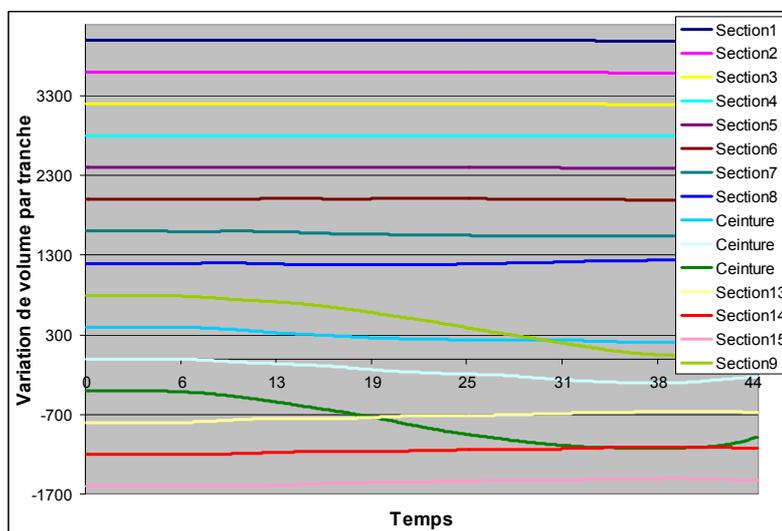


Figure 8.32: Variation de volume par tranche pour le modèle HUMOS2 modifié simulant l'essai MHA111.

La Figure 8.32 présente la variation de volume dans les différentes tranches au cours de la simulation reproduisant l'essai MHA111. On observe une perte de volume de 1,71 sur le volume total dont 1,21 dans les trois sections proche de la ceinture.

L'incompressibilité de l'abdomen réduit d'un facteur deux la perte de volume. Dans les essais on remarque que la perte totale est de 3l avec une perte plus importante également dans les tranches de part et d'autre de la ceinture, mais d'un ordre de grandeur moindre que celui observé sur le modèle (200 à 300 ml). La perte de volume est trop localisée dans les zones proches de la ceinture comparée à celle des essais.

8.4.1.2. Résultats de la simulation avec HUMOS2 modifié pour l'essai PRT052

Les résultats des mesures globales des simulations avec HUMOS2 modifié pour l'essai PRT052 sont présentés sur la Figure 8.33. Les comparaisons qualitative et quantitative des déformées sont présentées sur la Figure 8.34 et la Figure 8.35. Sur la Figure 8.35, est présentée également la comparaison entre les résultats de la simulation avec le modèle HUMOS2 non modifié et ceux avec HUMOS2 modifié.

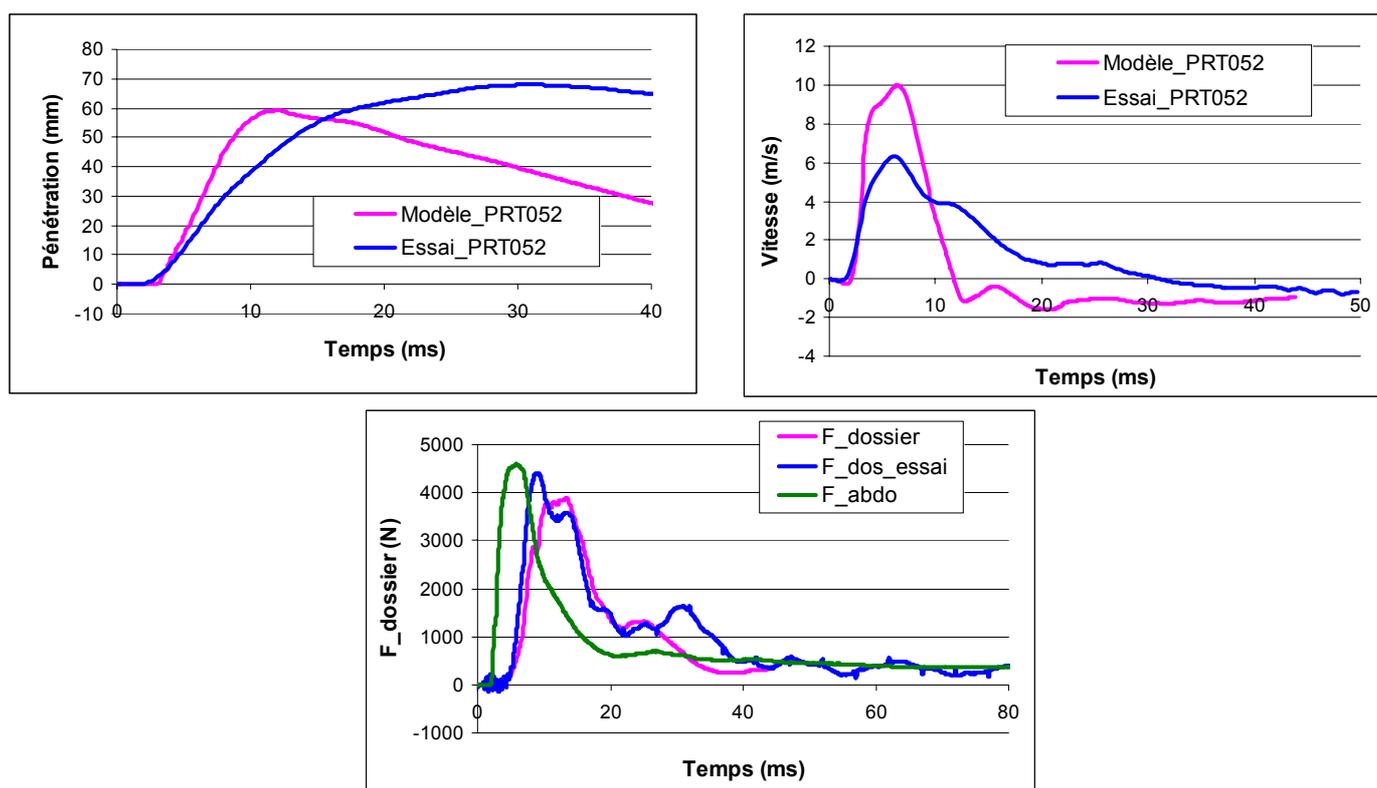


Figure 8.33: Comparaison des mesures (courbes bleues) et des résultats de la simulation (courbes roses) de l'essai PRT052 avec le modèle Humos2 modifié avec un abdomen « volumique » (la courbe verte de l'effort est l'effort au niveau de l'abdomen).

La simulation de l'essai PRT052 avec le modèle HUMOS2 modifié permet d'obtenir des réponses plus proches de celles des essais que le modèle non modifié. L'effort dossier obtenu avec le modèle non modifié est en accord avec celui mesuré lors des essais. Par contre, la vitesse de pénétration obtenue avec le modèle est trop élevée comparée à celle de l'essai et la pénétration, au contraire, pas assez élevée.

La Figure 8.34 et la Figure 8.35 présentent la comparaison des écarts entre les déformées du modèle HUMOS2 modifié avec celle de l'essai étudié. Les écarts entre les déformées du modèle HUMOS2 non modifié avec celle de l'essai sont également présentés sur la Figure 8.35. On remarque que la forme de la déformée s'approche plus de celle de l'essai dans les régions lombaires (droite et gauche) et la région ombilicale (régions correspondant au passage de la ceinture) avec le modèle modifié qu'avec celui non modifié. Cette tendance est retrouvée sur les courbes de pénétrations. Par contre, dans les autres régions, les déformées obtenues avec le modèle modifié sont légèrement plus éloignées de l'essai que celles obtenues avec le modèle non modifié.

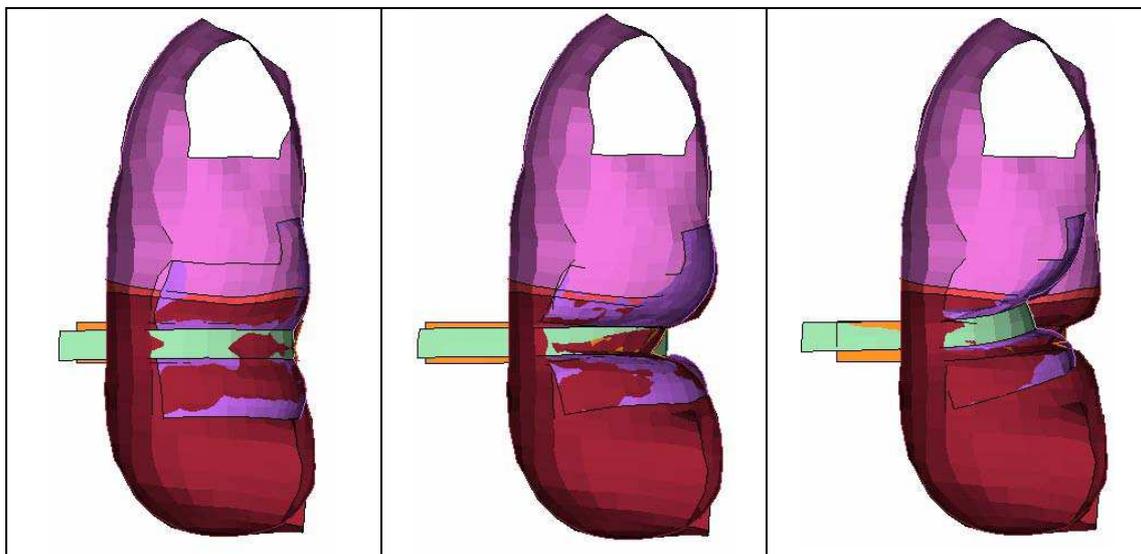


Figure 8.34: Superposition des déformées obtenue par l'essai (violet) et celle obtenue par la simulation avec le modèle HUMOS2 modifié (rose et bordeaux) avec un abdomen « volumique » pour l'essai PRT052 à 3 instants ($t=0$ ms à gauche, $t=10$ ms au centre et $t=30$ ms à droite) (coupe sagittale).

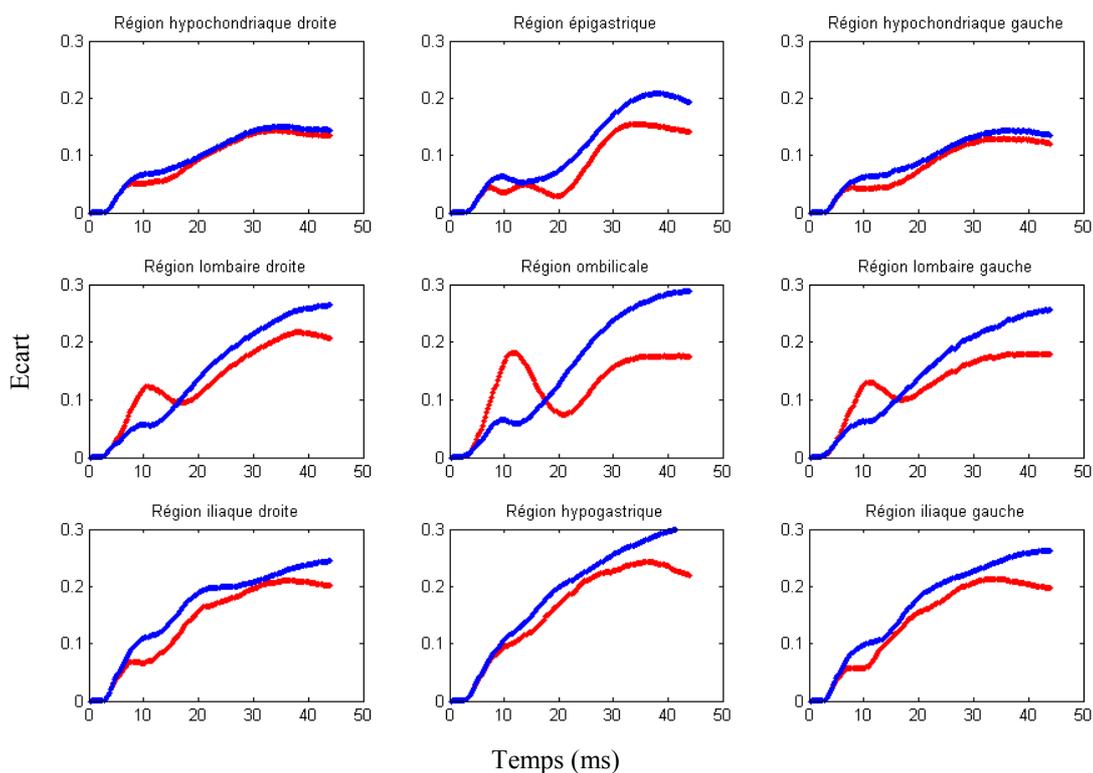


Figure 8.35: Quantification de l'écart entre les déformées des modèles (HUMOS non modifié (en rouge) et HUMOS modifié avec un abdomen « volumique » (en bleu)) et celle de l'essai PRT052 – Ecart divisés par la pénétration maximale tracés en fonction du temps sur les 9 régions de l'abdomen.

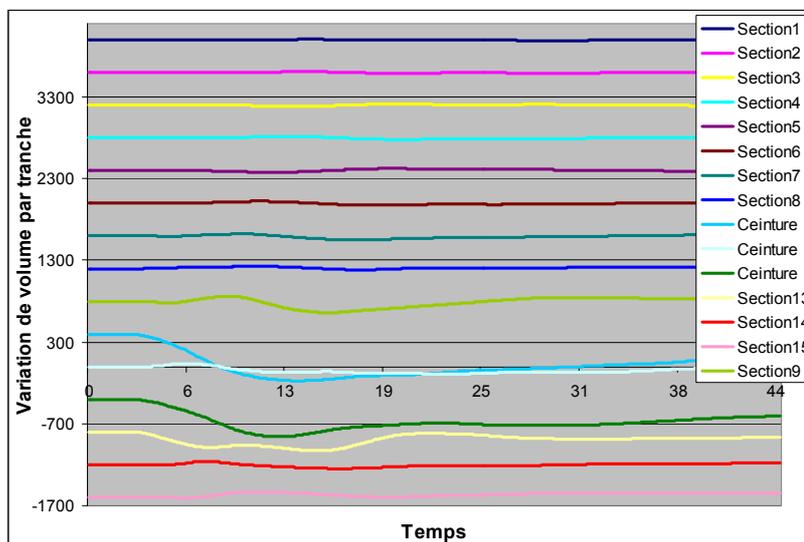


Figure 8.36: Variation de volume par tranche pour le modèle HUMOS2 modifié simulant l'essai PRT052.

La Figure 8.36 présente la variation de volume dans les différentes tranches au cours de la simulation reproduisant l'essai PRT052. On observe une perte de volume de

1,3 l sur le volume total dont 1,1 l dans les trois sections proche de la ceinture. L'incompressibilité de l'abdomen réduit, comme dans les essais MHA, d'un facteur deux la perte de volume. Dans les essais on remarque que la perte totale est de 3 l avec une perte plus importante également dans les tranches de part et d'autre de la ceinture, mais d'un ordre de grandeur moindre que celui observé sur le modèle (300 ml).

8.4.2. Amélioration de la déformée observée dans les régions inférieures

On constate, dans les deux configurations d'essais, que les déformées de la partie inférieure de l'abdomen ne reproduisent pas fidèlement celles observées sur les sujet. En effet, la géométrie du modèle utilisé ne permet pas une remontée de la partie basse de l'abdomen vers le haut du fait que cette partie est directement reliée aux cuisses. Afin de palier ce problème, une découpe a été réalisée dans le plan transverse au niveau des cuisses du modèle sur toute l'épaisseur de la peau et des muscles abdominaux. Cette découpe est présentée au travers des simulations sur la Figure 8.38.

Les mesures globales (Figure 8.37) ainsi que les déformées obtenues avec ce modèle (Figure 8.38 et Figure 8.39) sont comparées à celles obtenues dans les essais comme précédemment.

La Figure 8.37 présente la comparaison des mesures globales du modèle modifié avec découpe et celles des essais. L'effort dossier obtenu avec le modèle est proche de celui mesuré dans les essais. La pénétration et la vitesse de pénétration obtenues par le modèle sont plus proches de celles des essais que les autres modèles utilisés.

On constate de plus que les déformées de la partie inférieure de l'abdomen obtenues grâce à ce modèle sont légèrement plus proche de celles des essais que les autres modèles. Par contre, les écarts obtenus pour les déformées des autres parties avec ce modèle modifié avec l'abdomen volumique et une découpe sont comparables aux écarts obtenus avec le modèle avec le modèle modifié.

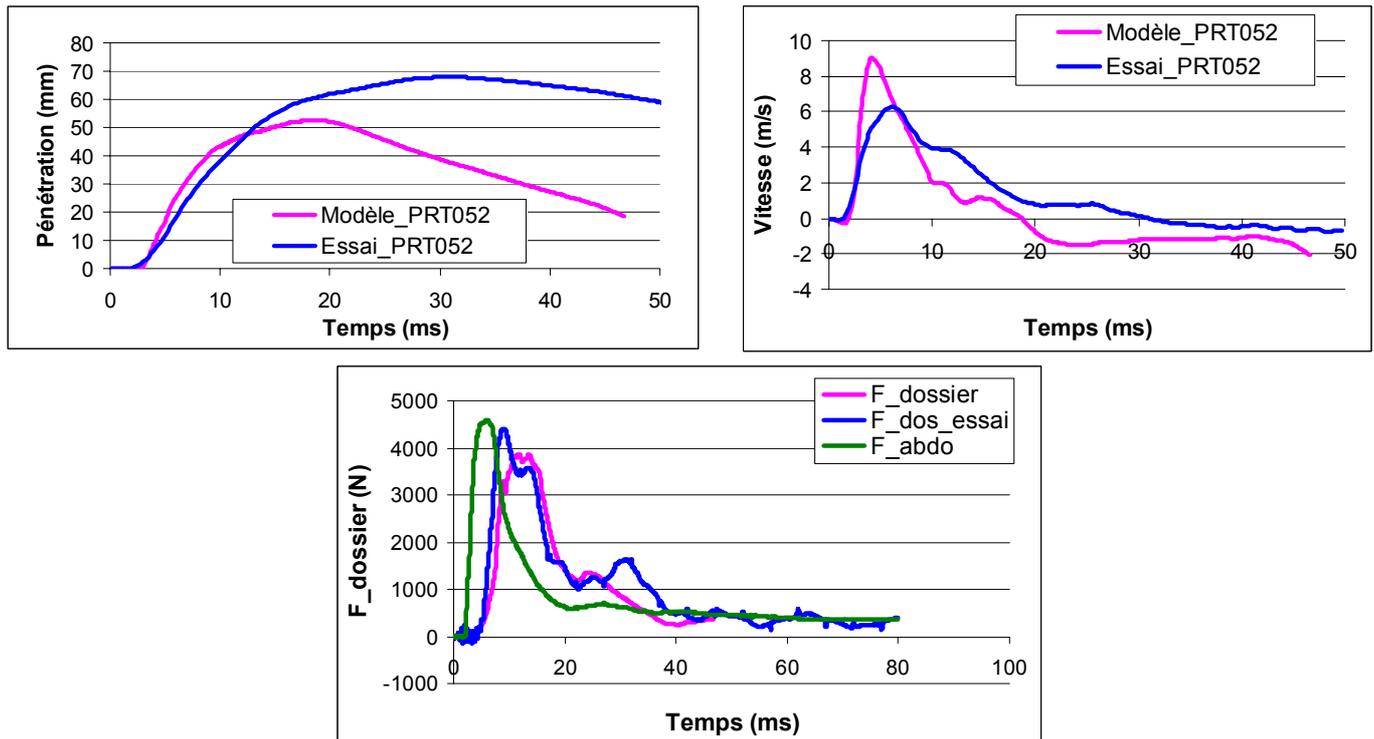


Figure 8.37: Comparaison des mesures (courbes bleues) et des résultats de la simulation (courbes roses) de l'essai PRT052 avec le modèle HUMOS2 modifié avec un abdomen « volumique » et découpe de l'abdomen (la courbe verte de l'effort est l'effort au niveau de l'abdomen).

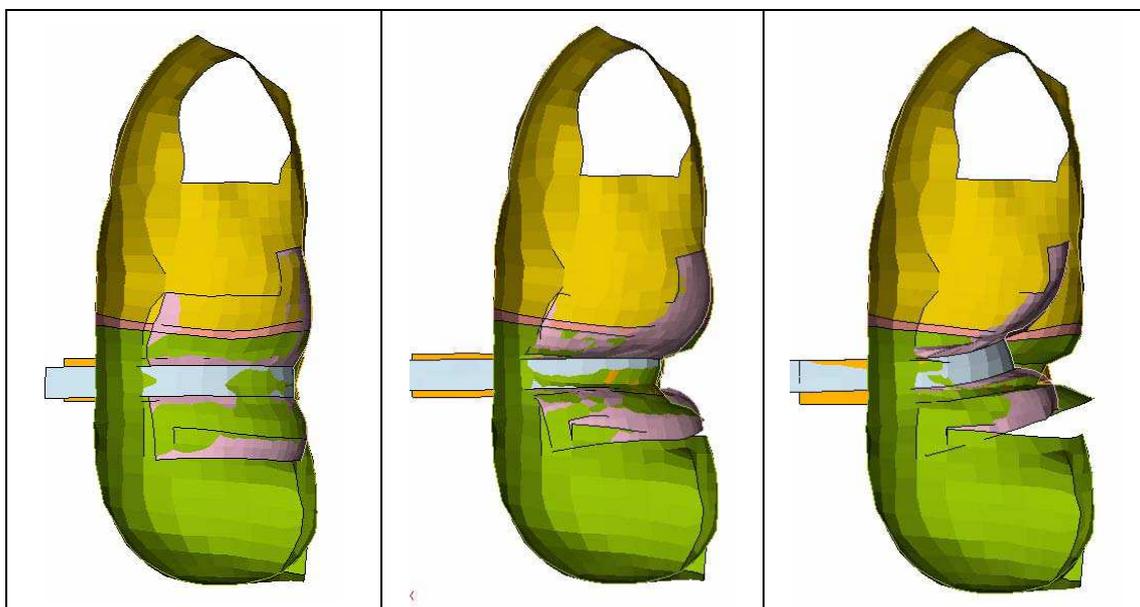


Figure 8.38: Superposition des déformées obtenue par l'essai (rose) et celle obtenue par la simulation avec le modèle HUMOS2 modifié (jaune et vert) avec un abdomen « volumique » et découpe de l'abdomen pour l'essai PRT052 à 3 instants– $t=0\text{ms}$ (à gauche), $t=10\text{ms}$ (au centre) et $t=30\text{ms}$ (à droite) (coupe sagittale).

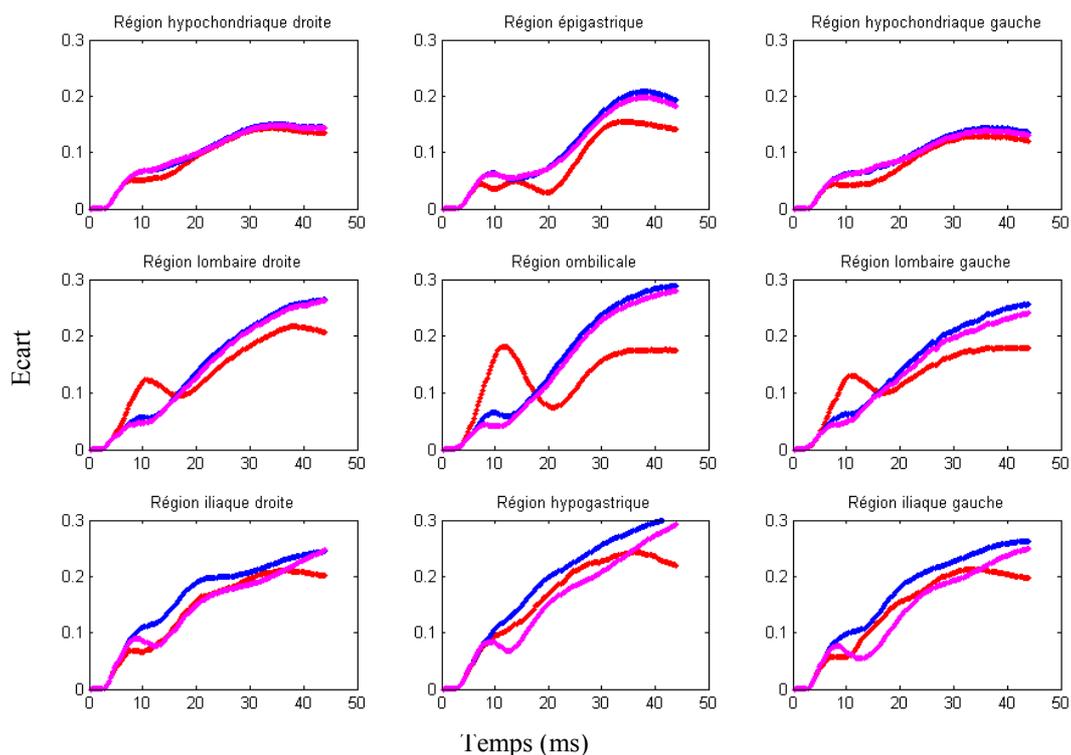


Figure 8.39: Quantification de l'écart entre les déformées des modèles (HUMOS2 non modifié (en rouge), et HUMOS2 modifié avec un abdomen « volumique » (en bleu) et HUMOS2umos modifié avec abdomen volumique et découpe (magenta)) et celle de l'essai PRT052 – Ecart divisés par la pénétration maximale tracés en fonction du temps sur les 9 régions de l'abdomen.

8.5. Conclusion sur la modélisation

Du fait de la complexité des mesures abdominales internes, les modèles numériques sont validés sur des mesures globales de pénétration et de d'effort. Afin d'améliorer le comportement des modèles au niveau de l'abdomen, trois méthodes de validation sont proposées et testées sur la modèle d'être humain HUMOS2. Ces validations concernent les comparaisons des réponses du modèles avec celles des essais des mesures globales classiques, des déformées (qualitativement et quantitativement) de la paroi externe de l'abdomen avec celles obtenues expérimentalement et l'étude de la variation de volume.

La démarche consiste à émettre des hypothèses, grâce à l'observation et l'exploitation des déformées de l'abdomen, sur le comportement interne des organes abdominaux, d'introduire les modifications du modèle s'appuyant sur ces hypothèses et ensuite de

les valider grâce à la confrontation des résultats du modèle aux réponses expérimentales.

Le modèle HUMOS2 est modifié afin de rendre le comportement de l'abdomen plus réaliste, cette amélioration consiste à rendre le contenu de la cavité abdominale incompressible (mis en place d'un abdomen volumique et changement des interfaces). On observe que cette modification améliore les différentes réponses obtenues (mesures globales, déformées et variations de volume). De plus, on constate que la modélisation du modèle au niveau de la partie basse de l'abdomen n'est pas réaliste. En effet, l'abdomen est directement relié aux cuisses, ce qui empêche le mouvement de la masse abdominale vers le haut comme on l'observe dans les essais. Pour palier ce problème, une découpe est réalisée. Cette modification améliore légèrement les déformées de la partie basse de l'abdomen.

Discussion générale

L'objectif ultime de la recherche est de définir un ou des critères de lésions abdominales utilisables par les constructeurs automobiles pour évaluer le risque de blessures encouru par un occupant lors d'un accident. Pour ceci, il était nécessaire d'identifier les lésions observées dans les accidents de la route et de comprendre les mécanismes lésionnels associés.

L'article AAAM [12] sur l'accidentologie a montré que les lésions abdominales peuvent être associées au phénomène de sous-marinage. C'est le premier mécanisme accidentel identifié. Malgré la diminution globale du nombre et de la gravité des lésions entre 1985 et 2001, la proportion des lésions abdominales par rapport aux lésions cérébrales et thoraciques a augmenté, rendant ce segment prioritaire. L'amélioration globale de la situation est due entre autres à la généralisation de moyens de retenue plus performants utilisant des systèmes actifs comme les prétensionneurs. S'est alors posée la question des risques secondaires liés à l'utilisation de ces dispositifs pyrotechniques, notamment lorsque la ceinture de sécurité n'est pas dans sa position nominale et se trouve sur l'abdomen lors de la mise à feu. Cette situation constitue un second mécanisme lésionnel qu'il convenait de prendre en compte dans cette étude.

Les lésions observées dans les accidents de la route ainsi que les études disponibles dans la littérature ne permettent pas d'accéder aux mécanismes lésionnels. De plus, il existe au niveau de l'abdomen des difficultés qui lui sont propres lorsque l'on veut réaliser des essais sur SHPM : le manque de structure osseuse rend la fixation de capteurs impossible ; la densité de son contenu étant proche de celle de l'eau, il est difficile d'y placer des capteurs métalliques. De plus, la complexité et la variabilité de sa géométrie ne permettent pas d'identifier facilement des repères anatomiques par palpation ou par radiographie.

Pour contourner cette difficulté, nous avons choisi une méthode indirecte qui consiste à étudier la réponse de l'abdomen aux deux types de chargements en faisant des bilans d'efforts et de déformations externes complets puis en construisant des modèles

éléments fins de complexités variées associées à des hypothèses comportementales et de mécanismes lésionnels. En associant les bilans d'efforts, de déformations externes et les bilans lésionnels avec les réponses des modèles numériques, on valide ou on invalide les hypothèses émises lors de la construction du modèle.

Le banc d'essais développé pour mener à bien cette étude a été volontairement choisi aussi simple que possible (siège rigide, dos fixe, ceinture horizontale chargement symétrique) dans le but:

- de minimiser son temps de développement afin de réaliser le plus possible d'essais.
- de contrôler les conditions d'essais et de faciliter l'interprétation des données (pas d'implication des côtes, pas d'effet de cisaillement de la ceinture dû au chargement non symétrique, mesure directe d'accélération et d'effort, le sujet étant en appui sur le dos)
- de permettre la reproductibilité des essais dans d'autres laboratoires
- d'être cohérent avec les essais déjà existants

La contrepartie de ce montage simple est que le chargement appliqué s'éloigne du chargement réel d'un occupant lors des deux sollicitations, en particulier en ce qui concerne le positionnement de la ceinture et le maintien du dos du sujet.

Par contre, l'acquisition des données a été très soignée avec en particulier un mirage de l'abdomen très fin qui a permis d'obtenir des profils de déformation de l'abdomen uniques. L'utilisation de la vidéographie tridimensionnelle donne une bonne précision. Cette méthode est longue à mettre en œuvre et à analyser mais est efficace et sans contact.

Afin de déterminer un critère de blessures valide dans un large éventail de conditions, il était indispensable que les grandeurs étudiées ne soient pas corrélées. Dans la plupart des essais disponibles dans la littérature, la vitesse et la pénétration sont corrélées. Dans nos essais, la précaution a été prise, autant que possible, de choisir des sollicitations dont ces paramètres étaient décorrélés et des niveaux de sollicitation permettant de se démarquer des essais existants. Cet objectif a été atteint.

La compréhension des phénomènes physiques qui conditionnent la réponse de l'abdomen a été abordée à deux niveaux : une approche macroscopique qui étudie le comportement global de l'abdomen et une approche locale qui se focalise sur les mouvements entre les organes et leurs conséquences sur les tissus.

L'étude du comportement global, grâce à un bilan d'efforts complet sur le sujet, permet d'élaborer un modèle analytique masse/ressort/amortisseur. Ce modèle s'est avéré très utile pour l'analyse des essais et la compréhension des phénomènes mis en jeu dans le comportement de l'abdomen. Il permet, grâce à un jeu de paramètres unique, de reproduire le comportement de l'abdomen et permet la comparaison de nos essais à ceux de la littérature. Les réponses du modèle sont cohérentes avec les essais de Trosseille. Par contre, on observe une divergence entre les réponses du modèle et les réponses des essais de Foster ainsi que ceux de Hardy. Ces différences peuvent être en partie expliquées par les corpulences différentes des sujets.

Par ailleurs, l'association des mesures globales et des bilans lésionnels obtenus lors des essais permet de chercher un premier critère de blessure basé sur des paramètres macroscopiques. Ainsi, ce modèle, doté d'un critère lésionnel global, est directement applicable par les industriels afin d'évaluer les risques lésionnels abdominaux associés aux systèmes de retenue des occupants de véhicules.

Cependant, les bilans lésionnels observés dans les présents essais ne s'ordonnent pas logiquement par rapport aux résultats trouvés par les autres auteurs ayant travaillé sur le sujet. D'autres essais de chargement de l'abdomen par une ceinture seraient nécessaires afin d'augmenter le nombre de données. Il serait nécessaire également de documenter les moyens de conservations des sujets et les méthodes d'autopsies réalisées afin que toutes les conditions soient réunies pour comparer les réponses des différents essais existants.

Le modèle analytique ne permettant pas d'étudier les mécanismes lésionnels en détail, il est nécessaire de les appréhender par une modélisation plus fine du contenu abdominal. L'approche adoptée permettra d'évaluer la pertinence des hypothèses sur les mouvements internes des organes par la confrontation des données d'essais avec la

réponse des modèles numériques. Ces données concernent les mesures de déformations externes de l'abdomen, des radiographies et des mesures de pression.

Dans une première approche d'étude de la réponse globale de l'abdomen, un modèle numérique contenant un abdomen uniforme a été développé. Ce modèle s'est inspiré du développement, par Rouhana, d'un abdomen pour le mannequin de choc frontal hybrid III, où seules des mesures de déformations sont réalisées.

Cette modélisation simple de l'abdomen permet cependant d'accéder à des mécanismes lésionnels et particulièrement ceux des attaches. Les lésions du mésentère étant fréquentes dans ce type de sollicitation, l'étude de sa sollicitation s'avère utile dans la compréhension des mécanismes lésionnels. Des hypothèses peuvent être émises sur les directions principales de chargement. La mesure de l'élongation de certains éléments permet de vérifier ces hypothèses.

Une modélisation plus fine des organes abdominaux est nécessaire afin d'étudier de façon plus détaillée leurs mécanismes lésionnels. Selon les sollicitations et les lésions observées, les éléments constitutifs de l'abdomen devront être modélisés : les organes pleins (foie et rate), les organes creux (intestin grêle et côlon) et/ou leurs attaches (mésentère). Les lésions pourront être évaluées sur le modèle par des taux de déformation des organes pleins et des mesures de contraintes dans les parois et/ou dans les ligaments. L'inconvénient de cette approche réside dans les multiples tâtonnements possibles avant de trouver les hypothèses convenables sans complexifier inutilement le modèle numérique de l'abdomen.

L'utilisation du modèle par éléments finis HUMOS2 s'est avérée plus compliquée que prévu. La résolution de problèmes d'interfaces inhérents au modèle a demandé initialement beaucoup de temps. L'implémentation d'un modèle simplifié en améliorant les interfaces et le comportement de l'abdomen a mis en relief les lacunes présentes dans le thorax. Ainsi pour étudier l'abdomen, il semble nécessaire d'améliorer également le thorax et l'interaction entre le thorax et l'abdomen.

La personnalisation des sujets s'est révélée utile pour confronter les déformées obtenues par les essais et le modèle. Cette méthode est prometteuse mais malheureusement, par faute de temps, l'exploitation complète des huit modèles personnalisés n'a pas été réalisée.

Les mouvements des organes et les mécanismes lésionnels associés n'ont pas été explorés, ni de façon expérimentale, ni de façon numérique. Ils font partie des priorités à envisager pour la suite de ce travail particulièrement en vue d'aboutir à des critères de blessure.

Conclusion générale

La présente thèse avait pour objectif de mieux comprendre le comportement de l'abdomen en réponse à un chargement par une ceinture de sécurité.

Le travail a porté principalement sur :

- l'analyse des lésions dans les accidents réels
- la caractérisation des lésions en fonction des deux types de chargements
Les essais de type OOP (déflexion modérée, vitesse de déflexion élevée) infligent plus de lésions sévères que les essais de type sous-marinage (déflexion élevée, vitesse de déflexion modérée). Ces dernières atteignent majoritairement les organes creux alors que les lésions obtenues dans les essais OOP atteignent les deux types d'organes abdominaux.
- la constitution d'une base de données de référence sur 8 SHPM avec une collecte très complète de données permettant de mettre en place la méthode indirecte d'étude des mouvements internes des organes abdominaux par l'utilisation des modèles par éléments finis (déformations externes, radiographies des sujets injectés par une solution de contraste sur le banc d'essai avant, et dans le cas des essais PRT, après essais, calcul de la variation de volume abdominal par tranche, scanner du dernier sujet, ...)
- l'analyse de la réponse globale de l'abdomen afin d'identifier les paramètres physiques pilotant le comportement abdominal
- le développement d'un premier modèle éléments finis simple implémenté sur le modèle HUMOS2 qui permet de reproduire le comportement global de l'abdomen et dont les réponses sont comparables à celles obtenues expérimentalement

Cette thèse a permis de mettre en évidence les principaux paramètres influençant les lésions lors du sous marinage et du mauvais positionnement de la ceinture associé à un déclenchement de prétensionneur, qui sont la vitesse de pénétration et la montée en vitesse.

La situation expérimentale choisie, dos en appui sur un dossier fixe, en autorisant la mesure de l'effort appliqué au dossier, associée à une modélisation analytique, a permis de démontrer le caractère viscoélastique, non linéaire et inertiel de l'abdomen.

La campagne d'essais a fourni des données de référence permettant d'améliorer le modèle par éléments finis HUMOS2, ainsi que de définir un critère lésionnel global.

Ce travail exploratoire et qualitatif, pose les bases pour une étude plus approfondie des mécanismes lésionnels. Une approche complémentaire sur organes isolés sera peut-être nécessaire pour mieux cerner ces mécanismes de blessure.

Bibliographie

- [1] Foret-Bruno, J. (2005). *Point sur l'évolution des lésions* (Note interne).
- [2] AAAM. (1990). *The Abbreviated Injury Scale 1990, revision updated 98*. Des Plaines, IL 60018 USA.
- [3] Rouviere, H., & A., D. (1991). *Anatomie humaine descriptive, topographique et fonctionnelle. Tome 2: Tronc*. (13ème ed.): Paris, Masson.
- [4] Kamina, P. (2004). *Précis d'anatomie clinique*: Maloine.
- [5] Dan, D. (1999). *Caractérisation mécanique du foie humain en situation de choc*. Thèse en biomécanique, Université Paris 7 - Denis Diderot, UFR Physique, Paris, France, 1 Vol., 186 pages.
- [6] Gregoire, R. (1929). *Anatomie Médico-chirurgicale de l'abdomen Tome2:Region sous thorac. de abd.* Paris: Bailliere JB et fils.
- [7] Nahum, A., & Melvin, J. (2002). *Accidental Injury: Biomechanics and Prevention*: Springer, New York.
- [8] Johannsen, H., & Schindler, V. (2005). *APROSYS review of the abdomen injury criteria*. APROSYS Deliverable, doc AP-SP51-0039.
- [9] Nahum, A., Siegel, A., & Brooks, S. (1970). *The reduction of collision injuries: past, present and future*. Proceedings of the 14th Stapp Car Crash Conference, Ann Harbor, MI, SAE ed. 700895, p33, 1970.
- [10] Bondy, N. (1980). *Abdominal injuries in the National Crash Severity Study (NCSS)*. Paper presented at the Accident Data Analysis of Occupant Injuries and Crash Characteristics, NHTSA, Washington, D.C.
- [11] Elhagediab, A. M., & Rouhana, S. W. (1998). *Patterns of abdominal injury in frontal automotive crashes*. Paper presented at the 16th ESV conference, Windsor (CANADA).
- [12] Lamielle, S., Cuny, S., Foret-Bruno, J., Petit, P. et al. (2006). Abdominal injury patterns in real frontal crashes: influence of crash conditions, occupant seat and restraint systems. *Annu Proc Assoc Adv Automot Med*, 50, 103-118.
- [13] Nusholtz, G. S., Kaiker, P. S., Huelke, D. F., & Suggitt, B. R. (1985). *Thoraco-Abdominal Response to Steering Wheel Impacts*. Proceedings of the 29th Stapp Car Crash Conference, Washington DC, SAE ed. 851737, p167, 1985.

- [14] Beckman, D. L., McElhaney, J. H., Roberts, V., & Stalnaker, R. L. (1971). Impact tolerance - Abdominal injury. *NTIS No PB204171*.
- [15] Stalnaker, R. L. (1971). *Door Crashworthiness Criteria*. Proceedings of the 15th Stapp Car Crash Conference, San Diego, CA, SAE ed. 710864, p39,1971.
- [16] Trollope, M. L., Stalnaker, R. L., McElhaney, J. H., & Frey, C. F. (1973). The mechanism of injury in blunt abdominal trauma. *J Trauma*, 13(11), 962-970.
- [17] Cavanaugh, J. M., Nyquist, G. W., Goldbert, S. J., & King, A. I. (1986). *Lower abdominal tolerance and response*. Proceedings of the 30th Stapp Car Crash Conference, Warrendale, PA, SAE ed. 861878, p41, 1986.
- [18] Viano, D. C., Lau, I. V., Asbury, C., King, A. I., & Begeman, P. (1989). Biomechanics of the human chest, abdomen, and pelvis in lateral impact. *Accid Anal Prev*, 21(6), 553-574.
- [19] Nusholtz, G. S., & Kaiker, P. S. (1994). *Abdominal Response to Steering Wheel Loading*. Paper presented at the 14th ESV Conference, Munich (Germany).
- [20] Hardy, W. N., Schneider, L. W., & Rouhana, S. W. (2001). Abdominal impact response to rigid-bar, seatbelt, and airbag loading. *Stapp Car Crash J*, 45, 1-32.
- [21] Rouhana, S. W., Viano, D. C., Jedrzejczak, E. A., & McCleary, J. D. (1989). *Assessing submarining and abdominal injury risk in the Hybrid III family of dummies*. Proceedings of the 33rd Stapp Car Crash Conference, Warrendale, PA, SAE ed. 892440, p227,1989.
- [22] Miller, M. A. (1989). The biomechanical response of the lower abdomen to belt restraint loading. *J Trauma*, 29(11), 1571-1584.
- [23] Trosseille, X., Le-Coz, J. Y., Potier, P., & Lassau, J. P. (2002). Abdominal response to high-speed seatbelt loading. *Stapp Car Crash J*, 46, 71-79.
- [24] Foster, C. D., Hardy, W. N., Yang, K. H., King, A., et al. (2006). High-speed seatbelt pretensioner loading of the abdomen. *Stapp Car Crash J*, 50, 27-51.
- [25] Rouhana, S. W., Elhagediab, A. M., Walbridge, A., Hardy, W. N., & Schneider, L. W. (2001). Development of a Reusable, Rate-Sensitive Abdomen for the Hybrid III Family of Dummies. *Stapp Car Crash J*, 45, 33-60.
- [26] Uriot, J., Baudrit, P., Potier, P., Trosseille, X., et al. (2006). Investigations on the belt-to-pelvis interaction in case of submarining. *Stapp Car Crash J*, 50, 53-73.
- [27] Kent, R., Stacey, S., Kindig, M., Forman, J., et al. (2006). Biomechanical response of the pediatric abdomen, part 1: development of an experimental

model and quantification of structural response to dynamic belt loading. *Stapp Car Crash J*, 50, 1-26.

- [28] Lau, V. K., & Viano, D. C. (1981). Influence of impact velocity on the severity of nonpenetrating hepatic injury. *J Trauma*, 21(2), 115-123.
- [29] Viano, D. C., & Lau, I. V. (1988). A viscous tolerance criterion for soft tissue injury assessment. *J Biomech*, 21(5), 387-399.
- [30] Lau, I. V., & Viano, D. C. (1986). *The viscous criterion - Bases and applications of an injury severity index for soft tissues*. Proceedings of the 30th Stapp conference, San Diego, CA, SAE ed. 861882, p189,1986
- [31] Rouhana, S. W., Lau, I. V., & Ridella, S. A. (1985). Influence of velocity and forced compression on the severity of abdominal injury in blunt, nonpenetrating lateral impact. *J Trauma*, 25(6), 490-500.
- [32] Stalnaker, R. L., & Ulman, M. (1985). *Abdominal Trauma - Review, Response, and Criteria*. Proceedings of the 29th Stapp Car Crash Conference, Washington D.C, SAE ed. 851720, p167,1985.
- [33] Miller, M. A. (1991). Tolerance to steering wheel-induced lower abdominal injury. *J Trauma*, 31(10), 1332-1339.
- [34] Stalnaker, R. L., McElhaney, J. H., & Roberts, V. (1973). Human torso response to blunt trauma. *Human Impact Response measurement and simulation*, Plenum Press, 181-199.
- [35] Rouhana, S. W., Ridella, S. A., & Viano, D. C. (1986). *The effect of limiting impact force on abdominal Injury: A preliminary study*. Proceedings of the 30th Stapp Car Crash Conference, San Diego, CA, SAE ed.861878, p189,1986.
- [36] Lizee, E., Robin, S., Song, E., & Bertholon, N. (1998). Development of a 3D Finite Element Model of the Human Body. *Stapp Car Crash J*, SAE paper no. 983152, 42, p337.
- [37] Lee, J. B., & Yang, K. H. (2001). Development of a finite element model of the human abdomen. *Stapp Car Crash J*, 45, 79-100.
- [38] Shah, C. S., Lee, J. B., Hardy, W. N., & Yang, K. H. (2004). *A partially validated finite element whole-body human model for organ level injury prediction*. Paper presented at the 2004 ASME International Mechanical Engineering Congress, Anaheim, California (USA).
- [39] Iwamoto, M., Kisanuki, Y., & Watanabe, I. (2002). *Development of a finite element model of the total human model for safety (THUMS) and application to injury reconstruction*. Paper presented at the IRCOBI Conference, Munich, Germany.

- [40] Behr, M., Arnoux, P. J., Serre, T., Bidal, S., Kang, H. S., Thollon, L., et al. (2003). A human model for road safety: from geometrical acquisition to model validation with radioss. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 6(4), 263-273.
- [41] Serre, T., Allimant, A., & Mitton, D. (2004). *Main parameters defining the external and internal human body geometry*. (HUMOS2 European project GRD2-2001-50053, Deliverable D02 of task 1.2, Reference 2SER-04-040209-E1-DB1).
- [42] Robin, S. (2001). HUMOS2: Human Model for Safety - a joint effort towards the development of refined human like car occupant models. Paper presented at the 17th ESV conference, paper no 297.
- [43] Vezin, P., Verriest, J.P.(2005). Development of a set of numerical human models for safety. Paper presented at the 19th ESV conference, paper no 05-0163.
- [44] Ruan, J. S., 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. *Stapp Car Crash J*, 49, 343-366.
- [45] Ruan, J. S., El-Jawahri, R., Rouhana, S. W., Barbat, S., et al. (2006). Analysis and evaluation of the biofidelity of the human body finite element model in lateral impact simulations according to ISO-TR9790 procedures. *Stapp Car Crash J*, 50, 491-507.
- [46] Foutz, T. L., Stone, E. A., & Abrams, C. F., Jr. (1992). Effects of freezing on mechanical properties of rat skin. *Am J Vet Res*, 53(5), 788-792.
- [47] Woo, S. L., Orlando, C. A., Camp, J. F., & Akeson, W. H. (1986). Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *J Biomech*, 19(5), 399-404.
- [48] McElhaney, J. H., Paver, J. G., McCrackin, H. J., & Maxwell, G. M. (1983). Cervical Spine Compression Responses. Proceedings of the 27th Stapp Car Crash Conference, San Diego, CA, SAE ed.831615, p134,1983.
- [49] Panjabi, M. M., Krag, M., Summers, D., & Videman, T. (1985). Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. *J Orthop Res*, 3(3), 292-300.
- [50] Borchers, R. E., Gibson, L. J., Burchardt, H., & Hayes, W. C. (1995). Effects of selected thermal variables on the mechanical properties of trabecular bone. *Biomaterials*, 16(7), 545-551.

- [51] Pelker, R. R., Friedlaender, G. E., Markham, T. C., Panjabi, M. M., & Moen, C. J. (1984). Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone. *J Orthop Res*, 1(4), 405-411.
- [52] Voggenreiter, G., Ascherl, R., Fruh, H. J., Blumel, G., & Schmit-Neuerburg, K. P. (1995). [Preservation and sterilization of cortical bone--biomechanical studies of the rat]. *Unfallchirurg*, 98(2), 53-58.
- [53] J211/1, S. o. A. E. (2003). Instrumentation for impact test - part1 - electronic instrumentation. *Society of Automotive Engineers*.
- [54] Abdel-Aziz, Y. I., & Karara, H. M. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry. *American Society of Photogrammetry*, 1-18.
- [55] Kwon, Y. H. (1994). KWON3D Motion Analysis Package 2.1 User's Reference Manual. *Anyang, Korea: V-TEK Corporation*.
- [56] Compigne, S. (2005). *Response analysis of the human shoulder submitted to lateral and oblique impact: Three-dimensionnal motion analysis and definition of injury criteria.*, Thèse en biomécanique, INSA Lyon, France, 1 Vol. 234 pages.
- [57] Walter, H. (1995). *Reconstruction de la géométrie d'un opérateur humain à partir d'enregistrements video multiples* (Rapport de stage, INRETS-LESCO N°9509).
- [58] Song, E. (1993). *Contribution à la modélisation de l'occupant impliqué dans des collisions frontales de voitures.* Thèse en biomécanique, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris, France, 1 Vol. 175 pages.
- [59] Buhmann, M. D. (2003). Radial Basis Functions (RBF): theory and implementations. Applied mathematical sciences, Cambridge University Press. *Cambridge Monographs on Applied and Computational Mathematics*, 12, 259.

Annexes

Annexe 1 : Validation des capteurs d'effort

1. Capteur effort ceinture

Ces capteurs ont été testés en statique sous presse et en dynamique en tirant avec un préensionneur sur une masse connue dotée d'un accéléromètre (Figure A.2). La mesure de l'effort capteur est comparée en statique aux données de la presse et en dynamique à la masse multipliée par l'accélération de cette masse dans l'axe de chargement.

1.1. *Validation statique*

1.1.1. Description de l'essai

- Essai sous presse
- Ceinture utilisée pour les essais SHPM : BF 95
- Capteurs effort ceinture modèle FGP : FN4060-100 (76g) utilisé pour les essais SHPM

La ceinture est maintenue dans les mors de la presse. On applique comme consigne un effort de traction de 10 kN à une vitesse 10 mm/min.

1.1.2. Mesures

- Effort presse
- Effort capteur ceinture

On mesure en sortie l'effort obtenu par le capteur d'effort ceinture. On compare les résultats avec l'effort mesuré par la presse. La fréquence d'acquisition est de 100 Hz.

1.1.3. Résultats

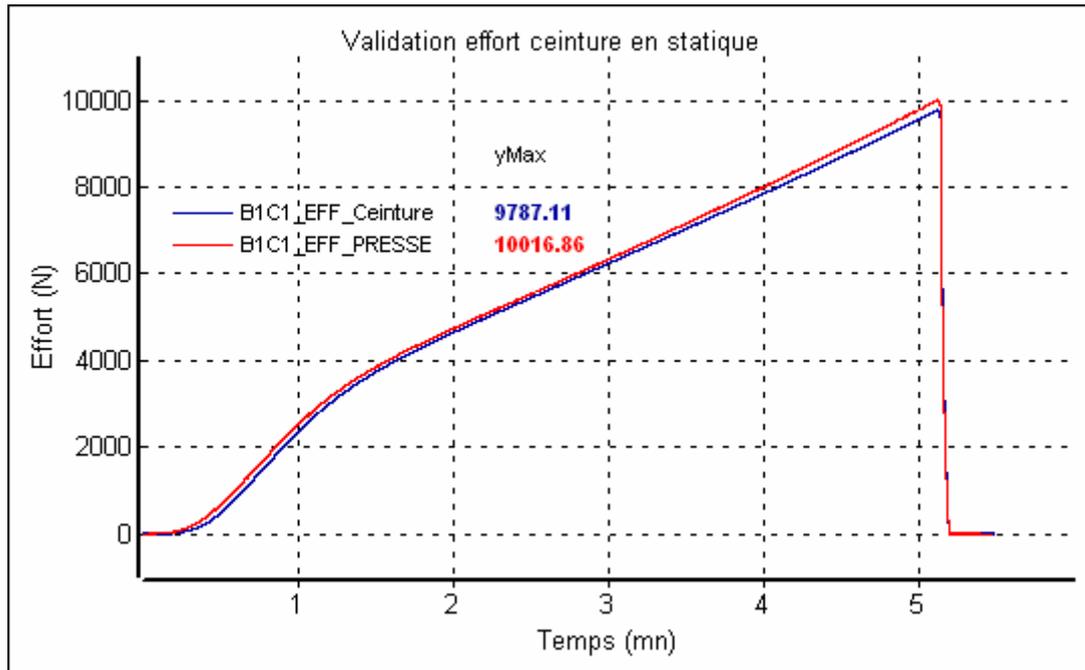


Figure A.1: Comparaison de l'effort mesuré par le capteur ceinture et celui mesuré par la presse

Sur la Figure A.1 est présenté l'écart entre l'effort mesuré par le capteur ceinture et celui mesuré par la presse. Cet écart est de 2,3 % à 10 000 N.

1.2. Validation dynamique

1.2.1. Description de l'essai

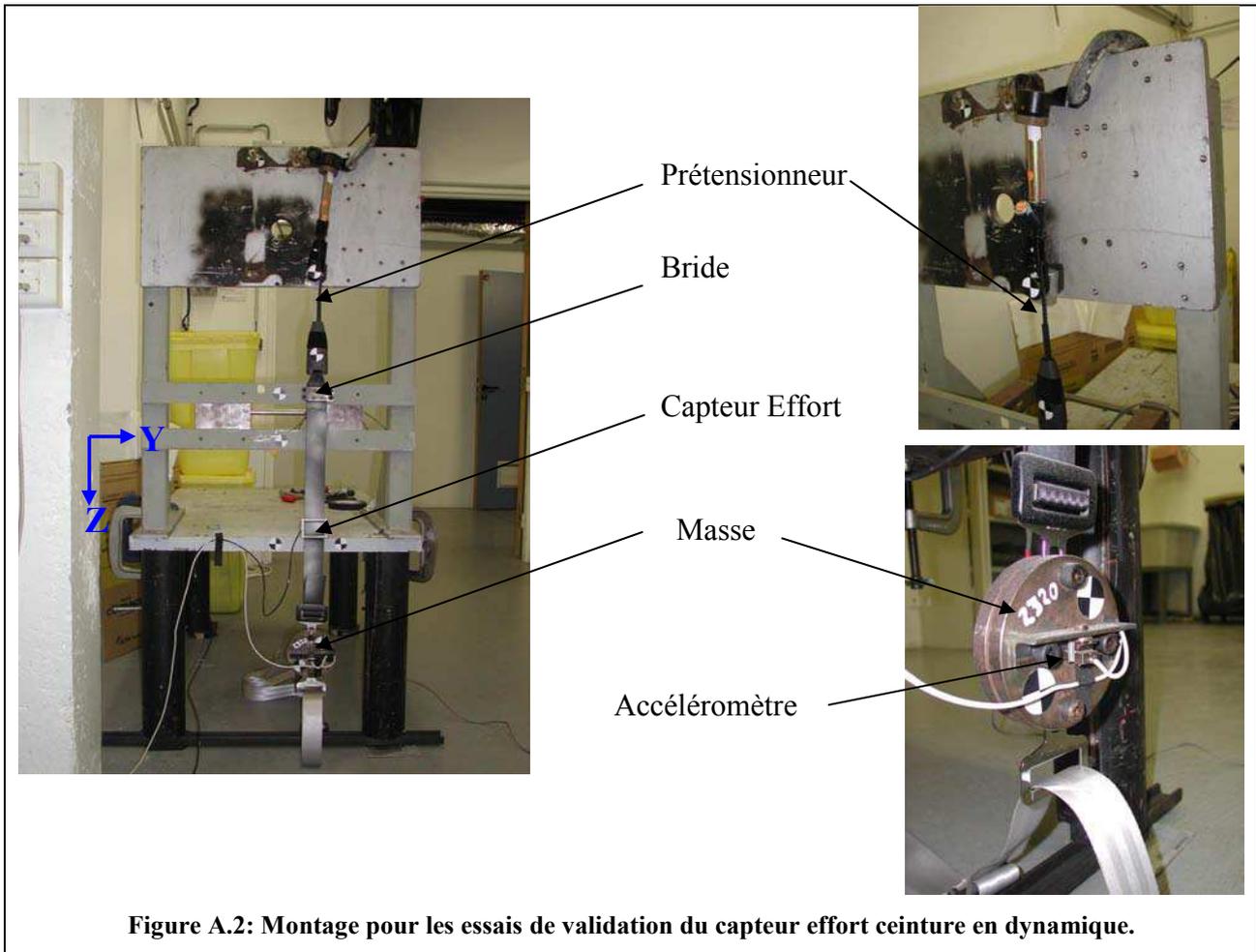
Une masse est suspendue à une ceinture, elle même accrochée à un prétensionneur qui est fixe. La masse est limitée dans ses mouvements par un morceau de ceinture attachée au bâti (Figure A.2).

- Prétensionneur droit réf : 82 00 074 864
- Ceinture utilisée pour les essais SHPM BF 95
- Masse de 2320g

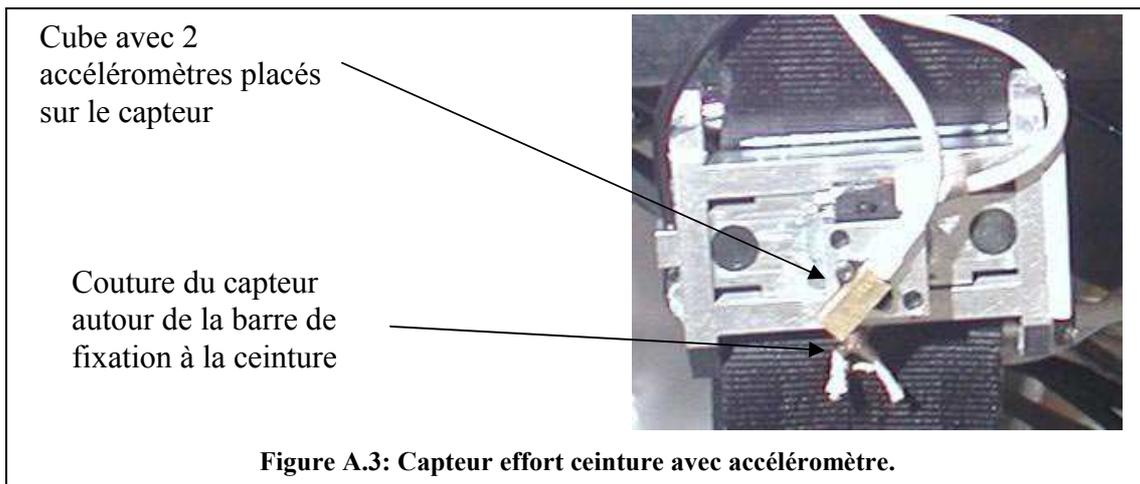
1.2.2. Mesures

- Accéléromètre sur la masse
- Effort ceinture : modèle FGP : FN4060_100, capteur effort cousu sur la ceinture
- Accéléromètres sur le capteur effort (cube) : Ay et Az
- Vidéo

On tire par l'intermédiaire d'une ceinture sur une masse connue.



Le capteur d'effort est cousu sur la ceinture pour qu'il ne glisse pas pendant l'essai (Figure A.3).



1.2.3. Résultats

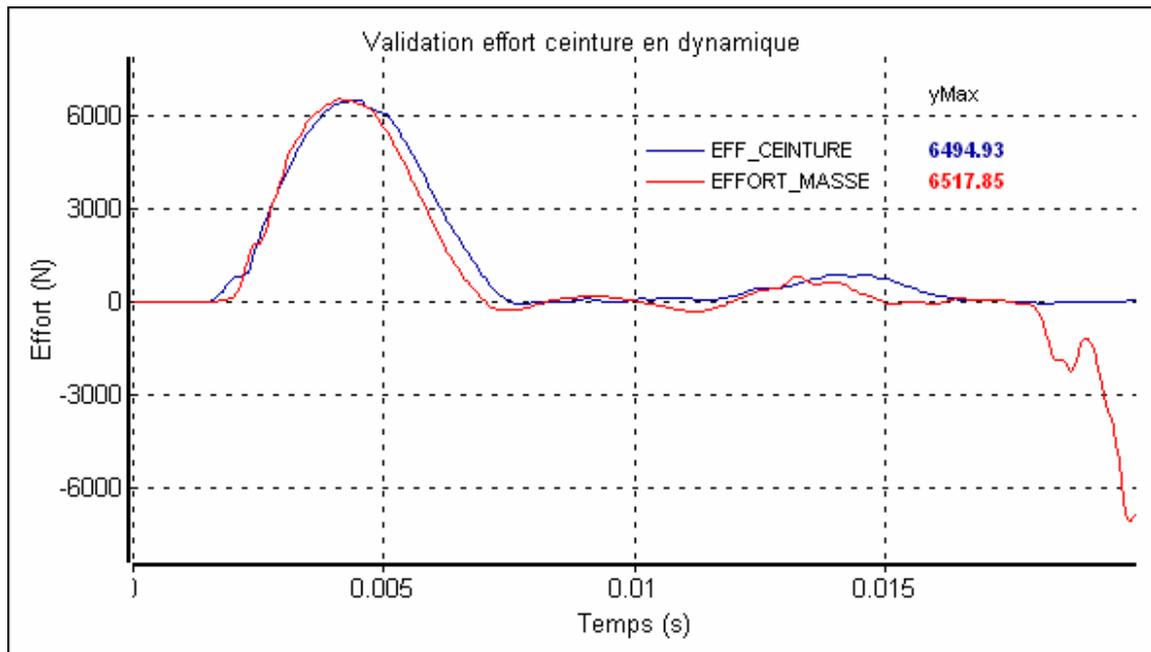


Figure A.4: Comparaison de l'effort mesuré par le capteur ceinture et celui calculé par le produit de la masse par l'accélération.

Sur la Figure A.4 est présenté l'écart entre l'effort donné par le capteur ceinture et l'effort calculé par le produit de la masse par l'accélération. Cet écart est au maximum de 0,5% avec un déphasage de 0,3 ms.

Ce faible écart montre également qu'il n'est pas nécessaire de compenser la masse du capteur.

2. Capteur effort dossier

Dans ces essais, le montage est identique à celui des essais SHPM, la ceinture, par contre, est placée directement sur le dossier. Après leur validation, les capteurs d'effort ceinture ont servi à valider le capteur au niveau du dossier (Figure A.5). La ceinture est mise en mouvement par le vérin hydraulique pour la validation en statique et par le prétensionneur pour la validation en dynamique. La mesure de l'effort dossier est comparée aux mesures des capteurs ceinture.

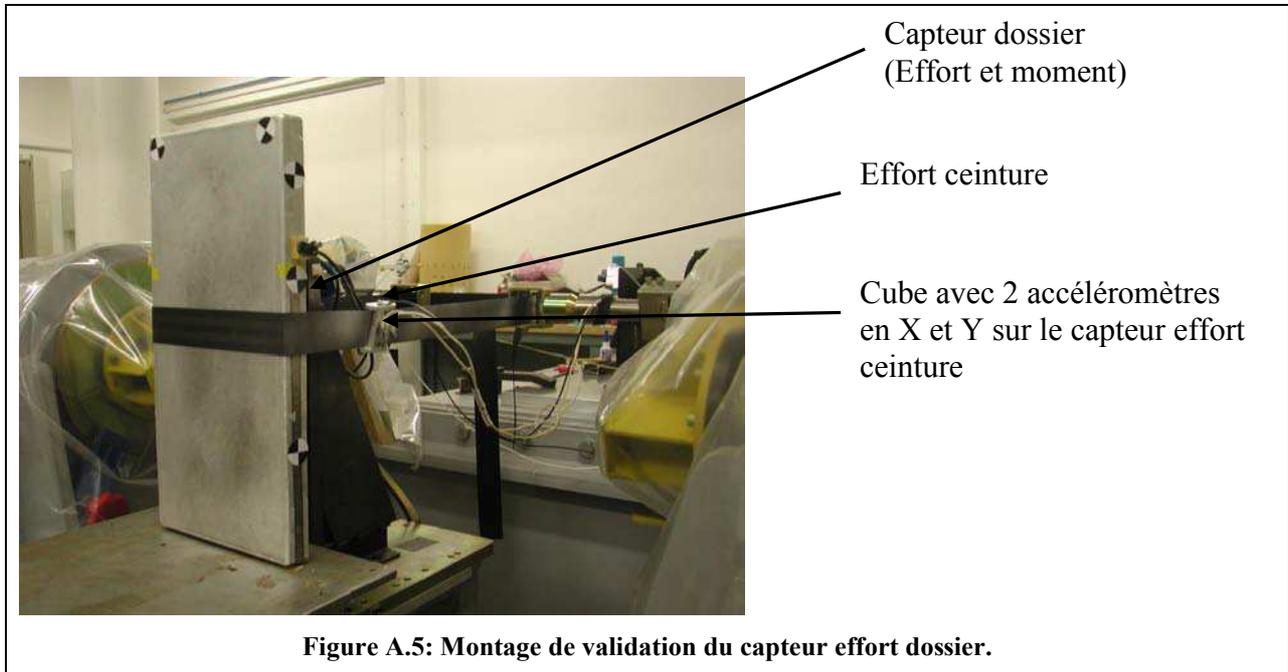
2.1. Validation statique

2.1.1. Description de l'essai

- Essai avec vérin linéaire de la machine de sous marinage (Asservissement en effort et vitesse max de 1m/s)
- Ceinture utilisée pour les essais SHPM BF95
- Capteurs effort ceinture modèle FGP : FN4060-100 (76g) utilisé pour les essais SHPM

2.1.2. Mesures

- Efforts et Moments au niveau du dossier
- Efforts capteurs ceinture droit et gauche
- Accéléromètres X et Y sur chaque capteur effort ceinture



2.1.3. Résultats

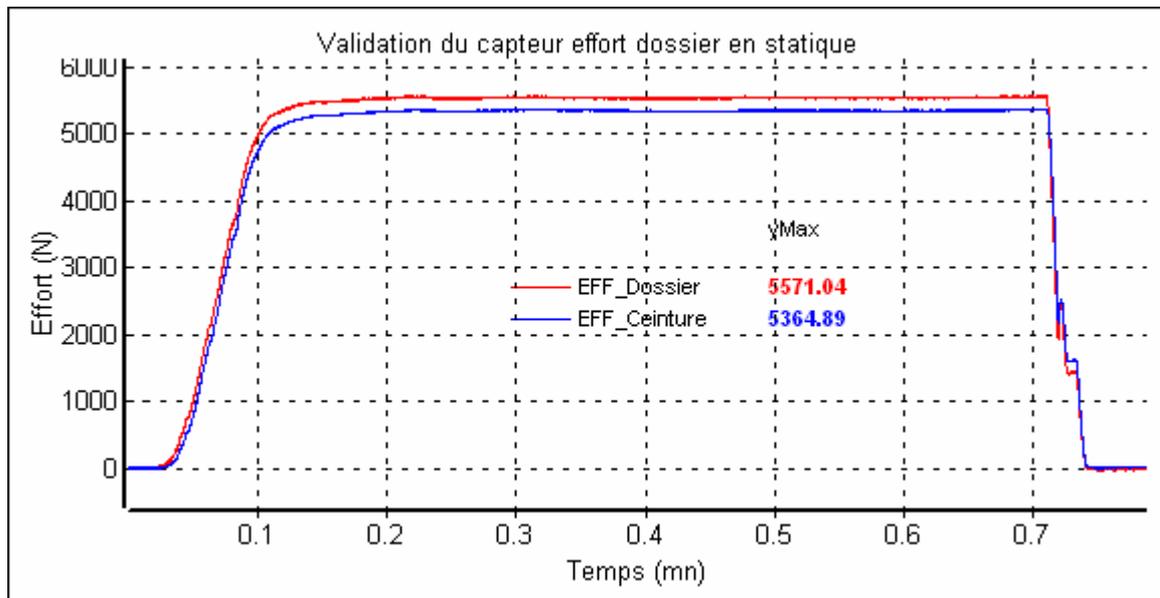


Figure A.6: Comparaison entre l'effort mesuré par le capteur dossier et ceux mesurés par les capteurs ceinture pour un essai de validation en statique.

La Figure A.6 montre l'écart entre l'effort mesuré au niveau du capteur dossier et la somme des efforts mesurés sur chacun des capteurs ceinture droit et gauche. Cet écart est de 3,8%.

2.2. Validation dynamique

2.2.1. Description de l'essai

Pour la validation dynamique, la configuration d'essais est la même que pour les essais statiques mais au lieu du vérin, on utilise le même prétensionneur que pour les essais SHPM

- Essai avec prétensionneur
- Ceinture utilisée pour les essais SHPM BF95
- Capteurs effort ceinture modèle FGP : FN4060-100 (76g) utilisé pour les essais SHPM

2.2.2. Mesures

- Efforts et Moments au niveau du dossier
- Effort ceinture sur chaque brin, capteur effort cousu sur la ceinture
- Accéléromètre en X et Y sur chaque capteur effort ceinture
- Vidéo

2.2.3. Résultats

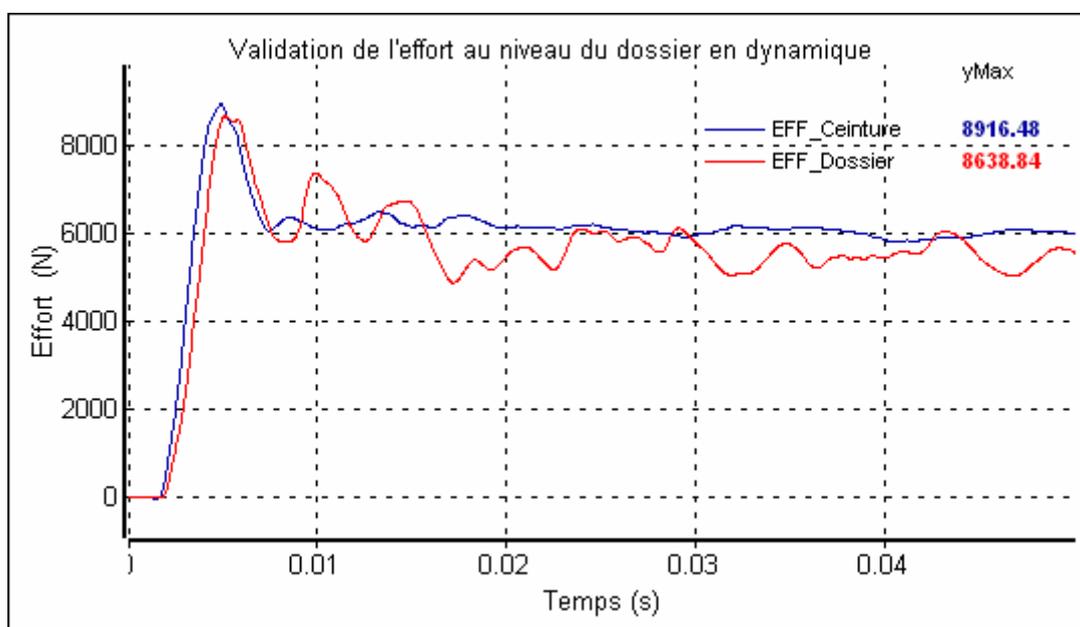


Figure A.7: Comparaison entre l'effort mesuré par le capteur dossier et ceux mesurés par les capteurs ceinture pour un essai de validation en dynamique.

La Figure A.7 montre l'écart entre l'effort mesuré au niveau du capteur dossier et la somme des efforts mesurés sur chacun des capteurs ceinture droit et gauche. Cet écart est de 3,1%. On a un déphasage de 0,5ms.

Ce faible écart montre qu'il n'est pas nécessaire de compenser la masse du capteur d'effort au niveau du dossier

Annexe 2 : Théorie de la DLT

La vidéographie tridimensionnelle permet de déterminer les coordonnées tridimensionnelles de points à partir de photographies de ces points. La méthode utilisée est une méthode de transformation linéaire directe : DLT (Direct Linear Transformation).

Formulation générale :

L'espace est défini par un repère tridimensionnel fixe. Chaque point de l'espace est défini par ses coordonnées (x,y,z) . Les points du film sont repérés par leurs coordonnées (u,v) (Figure A.8).

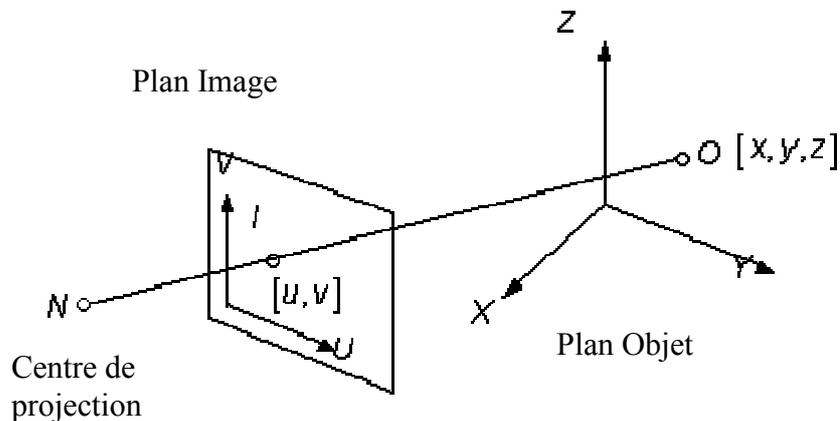


Figure A.8: Projection d'un point objet (P) sur le plan image de la caméra (I).

La forme générale de la transformation $(x,y,z) \rightarrow (u,v)$ pour un point est :

$$\begin{aligned} u &= \frac{L_1x + L_2y + L_3z + L_4}{L_9x + L_{10}y + L_{11}z + 1} \\ v &= \frac{L_5x + L_6y + L_7z + L_8}{L_9x + L_{10}y + L_{11}z + 1} \end{aligned} \quad (1)$$

Les coefficients L_1 à L_{11} correspondent aux paramètres physiques définissant la géométrie du système de prise de vue (position de la caméra, zoom, etc...) et sont appelés les paramètres de la DLT. Pour permettre la transformation des coordonnées objet en coordonnées image, les valeurs des coefficients L_1 à L_{11} doivent être déterminées. En supposant que la géométrie du système de prise de vue reste fixe lors de l'essai, les coefficients L_1 à L_{11} sont constants. Ces coefficients peuvent être déterminés expérimentalement si les positions dans l'espace et dans le plan image

d'au moins 6 points non coplanaires sont connues. Ces points sont appelés points de contrôle. En effet chaque point apporte 2 équations et pour résoudre le système de 11 équations, 6 points de contrôle sont nécessaires. C'est la phase de calibration.

On détermine les coefficients en posant les équations de la manière suivante :
 Pour n points de contrôle :

$$\boxed{\phantom{\text{Matrix}}} * \boxed{\phantom{\text{Vector}}} = \boxed{\phantom{\text{Vector}}} \quad (2)$$

Pour obtenir une calibration précise, il est recommandé d'utiliser plus de 6 points de contrôle.

Détermination des coordonnées objet :

Les équations du système (1) peuvent s'écrire :

$$\boxed{\phantom{\text{Matrix}}} * \boxed{\phantom{\text{Vector}}} = \boxed{\phantom{\text{Vector}}} \quad (3)$$

Connaissant les coordonnées (u,v) d'un point et ayant au préalable déterminé les paramètres de la DLT, ces 2 équations sont insuffisantes pour déterminer les coordonnées objet (x,y,z) de ce point (indétermination : 2 équations à 3 inconnues). Il est donc impossible de déterminer les coordonnées objet en n'utilisant qu'une seule caméra. Le problème peut être résolu en utilisant une deuxième caméra. Chaque appareil étant calibré par au moins 6 points de contrôles, le système d'équations à résoudre devient alors :

$$\boxed{\phantom{\text{Matrix}}} * \boxed{\phantom{\text{Vector}}} = \boxed{\phantom{\text{Vector}}} \quad (4)$$

Pour déterminer les coordonnées tridimensionnelles d'un point image, il suffit que ce point soit au moins présent sur 2 prises de vue différentes mais au même instant.

Annexe 3 : Equations de la RBF

Formulation mathématique

Toute fonction de transformation u peut être décomposée en la somme de deux termes a et b :

$$\boxed{} \quad (1)$$

La *dérive* $a(x,y,z)$ est une fonction arbitraire représentant le comportement moyen du phénomène, c'est-à-dire une matrice de changement de base et un vecteur translation.

Dans notre cas, on utilise un polynôme de degré 1 du type :

$$\boxed{} \quad (2)$$

Le terme $b(x,y,z)$ représente les *fluctuations nodales* autour des N points cibles M_i . Plus un point P est proche d'un point M_i , plus il est influencé par ce point, la fonction b sera dans notre cas, de la forme :

$$\boxed{\phantom{b(x,y,z) = \sum_{i=1}^N b_i \frac{1}{d(x,y,z,x_i,y_i,z_i)}}} \quad (3)$$

où les b_i est une pondération des distances et $d(x,y,z,x_i,y_i,z_i)$ est la distance entre P et M_i de coordonnées respectives (x,y,z) et (x_i,y_i,z_i) , définie au sens de la norme euclidienne soit:

$$\boxed{\phantom{d(x,y,z,x_i,y_i,z_i) = \sqrt{(x-x_i)^2 + (y-y_i)^2 + (z-z_i)^2}}} \quad (4)$$

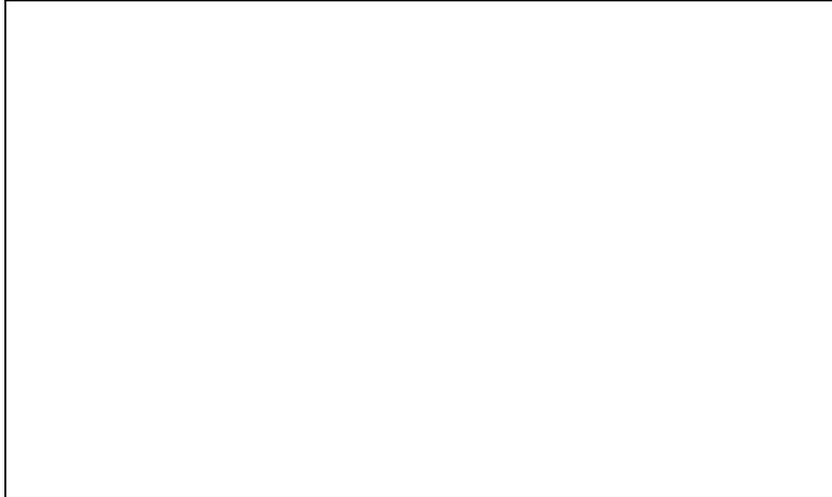
On obtient alors un système à

- 4 inconnues pour la dérive et N inconnues b_i pour représenter les fluctuations nodales
- 4 équations traduisant le fait que la dérive représente le comportement moyen du phénomène au sens des moindres carrés et n équations imposant le passage $u(x,y,z)$ par les points cibles.

La fonction de transformation est alors :

$$\boxed{\phantom{u(x,y,z) = a(x,y,z) + \sum_{i=1}^N b_i \frac{1}{d(x,y,z,x_i,y_i,z_i)}}} \quad (5)$$

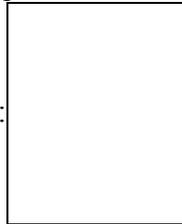
et le système linéaire suivant pour le calcul des coefficients :



(6)

Le système reflète le fait que la fonction passe par les points cibles (N premières

lignes) et les conditions :



impose à la dérive de représenter le

phénomène au sens des moindres carrés.

On obtient les coefficients de la transformation après inversion de la matrice du système, ce qui permet d'obtenir une expression de la fonction d'interpolation $u(x,y,z)$.

Une fois la fonction d'interpolation connue, on l'applique à tous les points du nuage. La routine est implémentée sous Scilab®.

Liste des figures et des tableaux

CHAPITRE 1

Figures

Figure 1.1: Représentation de certains organes abdominaux : foie, estomac, colon, intestin grêle et rectum [www.fightcolorectalcancer.org/patients/diagnosis/rctreatment.htm].	14
Figure 1.2: Répartition des organes pleins [Visible Human].	16
Figure 1.3: Répartition des organes abdominaux [Visible Human].	16
Figure 1.4: Disposition du côlon pour des thorax long et étroit (à droite : cliché radiographique d'un patient debout) [6].	18
Figure 1.5: Disposition du côlon pour des thorax court et large (à droite : cliché radiographique d'un patient debout) [6].	18
Figure 1.6: Variantes dans la disposition des anses grêles.	18
Figure 1.7 : Positions du volant lors d'un choc frontal - à gauche : position initiale, à droite : position à 50ms [13].	32
Figure 1.8 : Courbe typique de Force/Pénétration (montée-plateau- montée) décrite par Stalnaker pour des impacts avec barre rigide [Stalnaker, 1985].	35
Figure 1.9: Comparaison des corridors pour impacts avec barre rigide à vitesse de 10m/s [Hardy, 2001].	37
Figure 1.10 : Comparaison des corridors pour impacts avec barre rigide à des vitesses de 6 m/s [Hardy, 2001].	37
Figure 1.11 : Corridor force-pénétration défini à partir de la réponse abdominale lors du chargement par le système d'airbag développé par Hardy.	40
Figure 1.12: Dispositif expérimental de Miller et Rouhana (1989).	41
Figure 1.13: Dispositif expérimental de Hardy en dos libre (2001).	41
Figure 1.14: Dispositif expérimental de Trosseille (2002).	41
Figure 1.15: Dispositif expérimental de Foster (2006).	41
Figure 1.16: Comparaison des corridors des différents essais de chargement de l'abdomen par une ceinture et de la réponse du modèle de Trosseille.	45
Figure 1.17: Simulations du sous marinage avec le mannequin de choc HIII à des instants différents, au bout de 80 ms (haut gauche), 85 ms (haut droit), 90 ms (bas gauche), 95 ms (bas droit).	47
Figure 1.18: Vitesse de pénétration du point central de la ceinture par rapport à la vertèbre T12 lors du phénomène de sous marinage pour une simulation avec le mannequin HIII.	48
Figure 1.19: Modèle analytique de Trosseille pour le sujet humain.	54
Figure 1.20: Modèle analytique de Trosseille pour le mannequin THOR.	54
Figure 1.21: Positionnement sur un graphique de compression en fonction de la vitesse de nos essais par rapport à ceux de la littérature.	60

Tableaux

Tableau 1.1: Echelle de classification des lésions : AIS.	13
Tableau 1.2 : Description des principaux organes abdominaux.	23
Tableau 1.3: Tableau récapitulatif des résultats obtenus dans l'étude d'accidentologie.	26
Tableau 1.4: Comparaison de différentes études sur la tolérance abdominale en choc frontal lors d'un impact avec une structure rigide.	34
Tableau 1.5: Essai de Hardy sur le déploiement d'airbag en situation confinée et développement d'un outil pouvant le reproduire de façon contrôlable et répétable.	39
Tableau 1.6: Comparaison des études sur la tolérance abdominale en choc frontal lors d'un chargement dynamique par la ceinture de sécurité – Essais sur SHPM.	43
Tableau 1.7: Valeurs seuil des critères de blessure pour les essais de chargement ceinture.	51
Tableau 1.8: Synthèse des modèles numériques existants, de leurs principales caractéristiques au niveau de l'abdomen.	57

CHAPITRE 2

Figures

Figure 2.1: Schéma du dispositif expérimental avec vérin (vue de dessus).....	68
Figure 2.2: Schéma du dispositif expérimental avec prétensionneur (vue de dessus).....	69
Figure 2.3: Vue globale du sujet en place pour chargement de l'abdomen.....	69
Figure 2.4: Montage chargement avec prétensionneur.....	70
Figure 2.5: Montage chargement avec vérin.....	70
Figure 2.6: Attaches bassin et cuisses.....	71
Figure 2.7: Attaches bras.....	71
Figure 2.8: Réglage en largeur du guidage de la ceinture.....	73
Figure 2.9: Réglage de la précontrainte pour les essais avec prétensionneur.....	74
Figure 2.10: Réglage de la précontrainte pour les essais avec vérin.....	74
Figure 2.11: Vue de dessus de la coupe du sujet dans le plan de la ceinture – Mesure de l'épaisseur (rouge) et de la largeur (bleu) de l'abdomen.....	76
Figure 2.12: Capteur d'effort et accéléromètre sur la ceinture.....	78
Figure 2.13: Mires collées sur la ceinture pour le suivi du déplacement.....	78
Figure 2.14: Vue ¾ arrière gauche du dossier montrant le capteur de mesure d'effort.....	79
Figure 2.15: Découpe des rangées sur les peignes de mires prédécoupés.....	80
Figure 2.16: Mise en place de la colle acrylique sur les mires.....	80
Figure 2.17: Collage des mires sur l'abdomen.....	80
Figure 2.18: Radiographies sur le banc d'essais.....	81
Figure 2.19: Billes de plomb visibles sur les bords inférieur et supérieur de la ceinture, ainsi que sur la ligne médiane de l'abdomen.....	81
Figure 2.20: Mesure de pénétration et d'effort au niveau de l'abdomen (hypothèses identiques à celles de Trosseille [23])......	83

Tableaux

Tableau 2.1: Anthropométrie des sujets.....	76
Tableau 2.2: Caractéristiques des différents capteurs utilisés.....	80
Tableau 2.3: Matrice d'essais des essais avec vérin.....	84

CHAPITRE 3

Figures

Figure 3.2: Objet de calibration.....	90
Figure 3.3: Zoom sur la zone de la ceinture, à gauche à $t=0ms$ et à droite $t=24ms$	92
Figure 3.5: Validation (1 ^{ère} méthode) de la méthode de reconstruction sur les mires de la ceinture – A droite, superposition des mires dont les coordonnées sont obtenues par le bras 3D et celles reconstruites. A gauche, écart en distance obtenu pour chacune des mires considérées.....	93
Figure 3.6: Position de l'accéléromètre (1) et de la première mire (2) sur le brin droit de la ceinture.....	94
Figure 3.7: Comparaison du déplacement de la ceinture obtenu par la double intégration de la mesure de l'accéléromètre (courbe rouge) et celui obtenu par le suivi de la mire la plus proche de l'accéléromètre (courbe rouge).....	94

Tableaux

Tableau 3.1: Moyenne et maximum des erreurs obtenus lors de la validation de la méthode de reconstruction sur les mires de la ceinture (1 ^{ère} méthode).....	93
--	----

CHAPITRE 4

Figures

Figure 4.1: Efforts obtenus par la somme des mesure obtenues par les capteurs d'effort ceinture droit et gauche pour chaque essai.....	100
Figure 4.2: Effort au niveau du dossier pour chaque essai.....	101
Figure 4.3: Superposition des efforts au niveau de l'abdomen (trait plein) et dossier (pointillé).	101
Figure 4.4: Comparaison de la vitesse au niveau de l'abdomen obtenue par dérivation du déplacement (trait plein) et de la vitesse au niveau de l'abdomen obtenue par dérivation de la pénétration (pointillé).	102
Figure 4.5: Comparaison du déplacement obtenu par double intégration de l'accélération au niveau des accéléromètres (trait plein) et de la pénétration obtenue par le suivi des mires ceinture situées au centre de l'abdomen (pointillé).	103
Figure 4.6: Courbes effort-déplacement (trait plein) obtenues avec le déplacement déduit des mesures d'accélération et courbes effort-pénétration (pointillé) obtenues avec la pénétration déduite du suivi de mires.	104
Figure 4.7: Courbe Effort-Compression : celle obtenue avec la compression déduite des réponses des accéléromètres (trait plein) et celle obtenue avec la compression déduite du suivi (pointillé).	105
Figure 4.8: Effort obtenu par la somme des valeurs d'effort ceinture droit et gauche pour chaque essai.	107
Figure 4.9: Effort au niveau du dossier pour chaque essai.....	107
Figure 4.10: Superposition des efforts au niveau de l'abdomen (trait plein) et dossier (pointillé).	108
Figure 4.11: Comparaison de la vitesse de déplacement de la ceinture au niveau de l'abdomen obtenue par intégration de l'accélération au niveau des accéléromètres (trait plein) et de vitesse de pénétration obtenue par le suivi des mires ceinture situées au centre de l'abdomen (pointillé).	108
Figure 4.12: Comparaison du déplacement obtenu par double intégration de l'accélération au niveau des accéléromètres (trait plein) et de la pénétration obtenue par le suivi des mires ceinture situées au centre de l'abdomen (pointillé).	109
Figure 4.13: Courbes effort-déplacement déduite des réponses des accéléromètres (trait plein) et effort-pénétration déduite du suivi de mires (pointillé).	110
Figure 4.14: Courbe Effort-Compression : celle obtenue avec la compression déduite des réponses des accéléromètres (trait plein) et celle obtenue avec la compression déduite du suivi (pointillé).	111
Figure 4.15: Raideur statique en fonction de la pénétration pour les différents essais. ...	Erreur ! Signet non défini.

Tableaux

Tableau 4.1: Valeurs ciblées et obtenues de vitesse de pénétration et de compression de la matrice d'essais.	100
Tableau 4.2: Synthèse des résultats des essais MHA.	106
Tableau 4.3: Synthèse des résultats pour les essais PRT.	111

CHAPITRE 5

Figures

Figure 5.1: Comparaison visuelle des déformées externes de l'abdomen (partie supérieure) avec leur reconstruction 3D maillée (partie inférieure) à $t=0ms$ (à gauche), $t=10ms$ (au centre) et $t=26ms$ (à droite).	120
Figure 5.2: Vue de dessus de la ceinture pour l'essai PRT066 à différents instants : état initial, $t=12ms$, $t=20ms$ et $t=40ms$	Erreur ! Signet non défini.
Figure 5.3: Vue de profil de la ceinture pour l'essai PRT066 à différents instants : état initial, $t=12ms$, $t=20ms$ et $t=40ms$	122

Figure 5.4: Superposition des déformées des essais MHA111 (rose), MHA115 (rouge), PRT052 (vert) et PRT065 (beige) à l'état initial (haut gauche), pour des pénétrations de 40 mm (haut droite) et de 70 mm (bas).....	123
Figure 5.5: Etude de la variation de volume par tranche pour l'essai PRT052.	124
Figure 5.6: Etude de la variation de volume par tranche pour l'essai MHA111.....	125
Figure 5.7: Radiographies réalisées sur le moyen d'essais pour le PRT052, avant l'essai à gauche et après l'essai à droite.	126

CHAPITRE 6

Figures

Figure 6.1: Modèle de l'abdomen de SHPM de Trosseille.	131
Figure 6.2: Comparaisons des pénétrations (à gauche) et des vitesses de pénétrations (à droite) obtenues avec le modèle ressort-amortisseur (courbes roses) à celles provenant des essais (courbes bleues) pour un essai MHA (partie supérieure) et un essai PRT (partie inférieure). Erreur ! Signet non défini.	
Figure 6.3: Modèle Masse-Ressort-Amortisseur utilisé.	Erreur ! Signet non défini.
Figure 6.4: Comparaisons des pénétrations (haut à gauche), des vitesses de pénétrations (haut à droite) et d'efforts au niveau du dossier obtenues avec le modèle masse-ressort-amortisseur (courbes roses) et celles obtenues les essais (courbes bleues) pour un essai MHA – l'effort au niveau de l'abdomen est superposé aux courbes d'effort (partie inférieure, courbe verte).	138
Figure 6.5: Comparaisons des pénétrations (haut à gauche), des vitesses de pénétrations (haut à droite) et d'efforts au niveau du dossier obtenues avec le modèle masse-ressort-amortisseur (courbes roses) et celles obtenues les essais (courbes bleues) pour un essai PRT– l'effort au niveau de l'abdomen est superposé aux courbes d'effort (partie inférieure, courbe verte).	138
Figure 6.6: Modèle analytique reproduisant le comportement de l'abdomen lors d'un chargement dynamique par une ceinture de sécurité : $k=1^e9*x^{4.6}$ N; $c=765$ Ns/m ; $m=17$ kg ; $k_1=1.4^e9*x^3$ N; $c_1=6000*v^3$ Nm/s.	139
Figure 6.7: Influence de la pulsation de la sollicitation (w) de l'effort d'entrée ($F=A*sint(wt+f)$ en bleu) sur l'effort au niveau du dossier (rose).	140
Figure 6.8: Comparaison des réponses du modèle (roses) avec les courbes expérimentales (bleues) pour l'essai dos fixe CB2 de Hardy.....	141
Figure 6.9: Comparaison des vitesses de pénétration du modèle et de 2 essais de Trosseille (2001) (en rose le modèle, en bleu l'essai).	Erreur ! Signet non défini.
Figure 6.10: Comparaison des pénétrations du modèle et de 2 essais de Trosseille (2001) (en rose le modèle, en bleu l'essai).	Erreur ! Signet non défini.
Figure 6.11: Comparaison des réponses du modèle (roses) avec les courbes expérimentales (bleues) pour l'essai B3 (7.1 m/s) de Foster.	144
Figure 6.12: Comparaison des réponses du modèle (roses) avec les courbes expérimentales (bleues) pour l'essai A2 (6.9 m/s) de Foster.	144

CHAPITRE 7

Figures

Figure 7.1: Radiographies réalisées sur le moyen d'essais. Les bandes verticales correspondent à l'ombre des écrans utilisés pour optimiser l'exposition du cliché. A gauche : radiographie avant injection et à droite : après injection de la solution de sulfate de baryum.....	152
Figure 7.2: Mesures de pression trachéale et pleurales droite et gauche pour les essais PRT.	153
Figure 7.3: Mesures de pression trachéale et pleurales droite et gauche pour les essais MHA.....	153
Figure 7.4: Positionnement de nos essais (tous ces essais ont produit des lésions) par rapport à ceux de la littérature : Compression en fonction de la vitesse de pénétration.	158

Figure 7.5: Positionnement de nos essais par rapport à ceux de la littérature : Effort au niveau de l'abdomen en fonction de la vitesse de pénétration.....	158
Figure 7.6: Accélération en fonction de la vitesse pour les différents essais (MHA en rose et PRT en bleu).....	159

Tableaux

Tableau 7.1: Description de lésions subies par les sujets.	150
Tableau 7.2: Récapitulatif des anthropométries des sujets des différents essais.	154
Tableau 7.3: Mesures et différents critères candidats pour les différents essais. V : vitesse de pénétration, P : pénétration, C : compression et F : effort ceinture.	154

CHAPITRE 8

Figures

Figure 8.1: Humos2 placé dans l'environnement de nos essais (vue de profil).	167
Figure 8.2: Modèle de l'abdomen de l'être Humain : HUMOS 2 (vue de face).	169
Figure 8.3: Modèle numérique issu du sujet MS581-Essai PRT052 (vue de face).....	169
Figure 8.4: Etat initial des 2 maillages : Humos2 et celui de l'essai PRT052 (vue de dessus).	169
Figure 8.5: Positionnement de HUMOS2 dans le même repère que celui du maillage de l'abdomen de l'essai PRT052 (vue de profil).	169
Figure 8.6: Exemple de recherche des plus proches voisins.	171
Figure 8.7: Nœuds de l'abdomen de HUMOS2 (vue de face).	171
Figure 8.8: Nœuds de HUMOS2 projetés sur le maillage de l'abdomen du sujet (vue de face).	171
Figure 8.9: HUMOS2 de face après mise à l'échelle sur l'abdomen du sujet de l'essai PRT052.	172
Figure 8.10: HUMOS2 de profil après mise à l'échelle sur l'abdomen du sujet de l'essai PRT052. ...	172
Figure 8.11: Organes internes de HUMOS 2 après mise à l'échelle sur l'abdomen du sujet de l'essai PRT052 (vue de profil).	172
Figure 8.12: Echelle de comparaison entre le maillage cible et modèle de l'abdomen de HUMOS2 déformé (à l'instant initial) (vue de face).	173
Figure 8.13: Subdivision de l'abdomen en 9 régions pour la comparaison des déformées.	175
Figure 8.14: Découpe de HUMOS2 en 14 tranches pour l'étude des variations de volume (vue de profil).	176
Figure 8.15: Comparaison des mesures (courbes bleues) et des résultats de la simulation (courbes roses) de l'essai MHA111 avec le modèle HUMOS2 (la courbe verte de l'effort est l'effort appliqué à l'abdomen).	177
Figure 8.16: Superposition des déformées obtenue par en essai (en vert) et par la simulation avec le modèle HUMOS2 (en rose et brun) pour la configuration d'essais MHA111 à 3 instants– t=0ms (à gauche), t=14 ms (au centre) et t=30 ms (à droite) (coupe sagittale).	178
Figure 8.17: Quantification de l'écart entre les déformées du modèle HUMOS2 et celle de l'essai MHA111 – Moyenne des écarts normalisés en fonction du temps dans les 9 régions de l'abdomen. ...	178
Figure 8.18: Variation de volume par tranche pour le modèle HUMOS2 simulant l'essai MHA111. ...	179
Figure 8.19: Comparaison des mesures (courbes bleues) et des résultats de la simulation (courbes roses) de l'essai PRT052 avec le modèle HUMOS2 (la courbe verte de l'effort est l'effort appliqué à l'abdomen).	180
Figure 8.20: Superposition des déformées obtenues par l'essai (gris) et celles obtenues par la simulation du modèle HUMOS2 (rose et jaune) pour l'essai PRT052 à 3 instants (t=0ms à gauche, t=10 ms au centre et t=30 ms à droite) (coupe sagittale).	181
Figure 8.21: Quantification de l'écart entre les déformées du modèle HUMOS2 et celle de l'essai PRT052 – Moyenne des écarts normalisés en fonction du temps dans les 9 régions de l'abdomen.	181
Figure 8.22: Variation de volume par tranche pour le modèle HUMOS2 simulant l'essai PRT052. ...	182
Figure 8.23: Variations de volume des organes abdominaux et de la cavité abdominale du modèle lors de la simulation de l'essai PRT052.	183
Figure 8.24: Variations de volume des organes abdominaux et de la cavité abdominale du modèle lors de la simulation de l'essai MHA111.	183

Figure 8.25: Variations de volume des organes abdominaux et de la cavité abdominale du modèle modifié lors de la simulation de l'essai PRT052.	184
Figure 8.26: Variations de volume des organes abdominaux et de la cavité abdominale du modèle modifié lors de la simulation de l'essai MHA111.....	184
Figure 8.27: Simulation de HUMOS2 pour l'essai PRT052 à l'instant initial à gauche, au bout de 30ms au centre et de 40 ms à gauche– vue en coupe des organes et mise en évidence des lacunes dans la cavité abdominale (entourées en rouge sur les images de droite). Le foie est représenté en violet, le sac intestinal en vert et la cavité rétro péritonéale contenant les reins en bleu-vert (coupe sagittale).	185
Figure 8.28: HUMOS2 modifié avec un abdomen « volumique » (coupe sagittale).	186
Figure 8.29: Comparaison des mesures (courbes bleues) et des résultats de la simulation (courbes roses) de l'essai MHA111 avec le modèle HUMOS2 modifié avec un abdomen « volumique » (la courbe verte de l'effort est l'effort au niveau de l'abdomen).	187
Figure 8.30: Superposition des déformées obtenue par l'essai (vert) et celle obtenue par la simulation du modèle HUMOS2 modifié (bleu et bordeaux) avec un abdomen « volumique » pour l'essai MHA111 à 3 instants (t=0ms à gauche, t=14 ms au centre et t=30 ms à droite) (coupe sagittale).	188
Figure 8.31: Quantification de l'écart entre les déformées des modèles (HUMOS2 non modifié (en rouge) et HUMOS2 modifié avec un abdomen « volumique » (en bleu)) et celle de l'essai MHA111– Ecarts divisés par la pénétration maximale tracés en fonction du temps sur les 9 régions de l'abdomen.	189
Figure 8.32: Variation de volume par tranche pour le modèle HUMOS2 modifié simulant l'essai MHA111.	189
Figure 8.33: Comparaison des mesures (courbes bleues) et des résultats de la simulation (courbes roses) de l'essai PRT052 avec le modèle Humos2 modifié avec un abdomen « volumique » (la courbe verte de l'effort est l'effort au niveau de l'abdomen).	190
Figure 8.34: Superposition des déformées obtenue par l'essai (violet) et celle obtenue par la simulation avec le modèle HUMOS2 modifié (rose et bordeaux) avec un abdomen « volumique » pour l'essai PRT052 à 3 instants (t=0ms à gauche, t=10 ms au centre et t=30 ms à droite) (coupe sagittale).	191
Figure 8.35: Quantification de l'écart entre les déformées des modèles (HUMOS non modifié (en rouge) et HUMOS modifié avec un abdomen « volumique » (en bleu)) et celle de l'essai PRT052 – Ecarts divisés par la pénétration maximale tracés en fonction du temps sur les 9 régions de l'abdomen.	192
Figure 8.36: Variation de volume par tranche pour le modèle HUMOS2 modifié simulant l'essai PRT052.	192
Figure 8.37: Comparaison des mesures (courbes bleues) et des résultats de la simulation (courbes roses) de l'essai PRT052 avec le modèle HUMOS2 modifié avec un abdomen « volumique » et découpe de l'abdomen (la courbe verte de l'effort est l'effort au niveau de l'abdomen).	194
Figure 8.38: Superposition des déformées obtenue par l'essai (rose) et celle obtenue par la simulation avec le modèle HUMOS2 modifié (jaune et vert) avec un abdomen « volumique » et découpe de l'abdomen pour l'essai PRT052 à 3 instants– t=0ms (à gauche), t=10 ms (au centre) et t=30 ms (à droite) (coupe sagittale).	194
Figure 8.39: Quantification de l'écart entre les déformées des modèles (HUMOS2 non modifié (en rouge), et HUMOS2 modifié avec un abdomen « volumique » (en bleu) et HUMOS2umos modifié avec abdomen volumique et découpe (magenta)) et celle de l'essai PRT052 – Ecarts divisés par la pénétration maximale tracés en fonction du temps sur les 9 régions de l'abdomen.	195

Tableaux

Tableau 8.1: Paramètres des lois définis pour caractériser le comportement chaque organe.	164
Tableau 8.2: Paramètres de la loi des membranes recouvrant les organes, de la peau et des muscles (E étant le module d'Young et ν le coefficient de Poisson).	165

ANNEXES

Figures

<i>Figure A.1: Comparaison de l'effort mesuré par le capteur ceinture et celui mesuré par la presse ...</i>	<i>214</i>
<i>Figure A.2: Montage pour les essais de validation du capteur effort ceinture en dynamique.</i>	<i>215</i>
<i>Figure A.3: Capteur effort ceinture avec accéléromètre.</i>	<i>215</i>
<i>Figure A.4: Comparaison de l'effort mesuré par le capteur ceinture et celui calculé par le produit de la masse par l'accélération.</i>	<i>216</i>
<i>Figure A.5: Montage de validation du capteur effort dossier.</i>	<i>217</i>
<i>Figure A.6: Comparaison entre l'effort mesuré par le capteur dossier et ceux mesurés par les capteurs ceinture pour un essai de validation en statique.</i>	<i>217</i>
<i>Figure A.7: Comparaison entre l'effort mesuré par le capteur dossier et ceux mesurés par les capteurs ceinture pour un essai de validation en dynamique.</i>	<i>218</i>
<i>Figure A.8: Projection d'un point objet (P) sur le plan image de la caméra (I).</i>	<i>221</i>

Résumé en français :

Les études d'accidents montrent que l'abdomen est devenu le segment prioritaire à protéger pour un occupant ceinturé lors d'un choc automobile frontal, les lésions étant imputables au phénomène de sous marinage. Par ailleurs, un mauvais positionnement de la ceinture de sécurité peut également être à l'origine de lésions lors du déclenchement des prétensionneurs. Ces deux phénomènes entraînent un chargement dynamique de l'abdomen par la ceinture, les vitesses pouvant aller de 4m/s à 8m/s.

Le but de cette étude est d'accroître notre compréhension du comportement de l'abdomen et des mécanismes lésionnels afin d'élaborer un modèle prédictif du risque lésionnel utilisable pour le développement et l'amélioration des systèmes de protection de l'occupant. Pour étudier la réponse de l'abdomen face à un chargement dynamique par une ceinture huit essais sur huit Sujets Humains Post Mortem (SHPM) ont été réalisés. Quatre essais simulaient le phénomène de sous marinage et quatre celui de la prétension de la ceinture. Des bilans d'efforts complets, des mesures de déplacement, de déformées externes de la paroi abdominale, des radiographies et des mesures de pressions ont été réalisés. Les essais disponibles dans la littérature et les résultats expérimentaux ont conduit à développer un modèle masse-ressort-amortisseur reproduisant les principes pilotant le comportement de l'abdomen. Ce modèle souligne le caractère viscoélastique, non linéaire et inertiel de l'abdomen. L'exploitation des mesures réalisées associées aux bilans lésionnels a permis d'apporter des méthodes de validation des modèles numériques par éléments finis et d'améliorer la formulation du modèle être humain HUMOS2.

Mots clés :

Biomécanique des chocs, Abdomen, Chargement ceinture, Comportement, Déformation 3D , Mise à l'échelle, modélisation par éléments finis.

Résumé en anglais :

According to accident analysis, the abdomen has moved to the first body part to protect during a frontal car crash for 3-point belted occupants. In that case, abdominal injuries can be attributed to the submarining phenomena. Besides, a lap belt out of position (OOP) can also generate abdominal injuries during the belt pretensioning. These two phenomena imply a dynamic belt loading of the abdomen. Penetration rates are between 4 and 8 m/s.

The purpose of that study is to bring a deeper insight on abdominal behavior and injury mechanisms in order to build an injury predictive model useful to develop and improve safety devices. In order to investigate abdominal response to dynamic belt loading, eight experimental tests were performed on eight Post Mortem Human Surrogates (PMHS). Four were tested in a submarining configuration and four in OOP. Belt and back forces, belt displacement, 3D external deformations of the abdomen, CT scans and pressures were recorded.

Based both on previous studies and experimental results obtained, a lumped parameter model was developed. This model reproduces abdominal responses and highlights the non-linear, inertial and viscous compartment of the abdomen. Injury outcomes associated to measures provide validation methods of finite element models of the human abdomen and allow the global improvement of the HUMOS2 FE abdominal model.

Keywords:

Abdomen, Seatbelt loading, Behavior, 3D deformation, Scaling, Finite element modeling.