



HAL
open science

Caractérisation expérimentale du mésentère humain et approches de modélisation de l'abdomen soumis à un impact

Xavier Bourdin

► **To cite this version:**

Xavier Bourdin. Caractérisation expérimentale du mésentère humain et approches de modélisation de l'abdomen soumis à un impact. Médecine humaine et pathologie. Université Claude Bernard - Lyon I, 2011. Français. NNT : 2011LYO10106 . tel-00619053

HAL Id: tel-00619053

<https://theses.hal.science/tel-00619053>

Submitted on 5 Sep 2011

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

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

N°Ordre : 106-2011

Année 2011

THESE

Présentée devant

L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD – LYON 1

ECOLE DOCTORALE MEGA

Pour l'obtention du

DIPLOME DE DOCTORAT

(arrêté du 7 août 2006)

Soutenue publiquement le 13 juillet 2011

par

Xavier BOURDIN

Caractérisation expérimentale du mésentère humain et approches de modélisation de l'abdomen soumis à un impact

Directeur de thèse : Jean-Pierre VERRIEST, Directeur de Recherche émérite (Ifsttar, Lyon)

Co-Directeur : Philippe BEILLAS, Chargé de Recherche (Ifsttar, Lyon)

Jury

M. LANCE	Professeur des Universités (LMFA, Lyon)	Président du jury
S. AVRIL	Professeur des Universités (EMSE, Saint-Étienne)	Rapporteur
C. ODDOU	Professeur des Universités émérite (B2OA, Créteil)	Rapporteur
W. HARDY	Associate Professor (Virginia Tech, Blacksburg)	Examineur
P. BEILLAS	Chargé de Recherche (Ifsttar, Lyon)	Examineur
J.P. VERRIEST	Directeur de Recherche émérite (Ifsttar, Lyon)	Examineur
X. TROSEILLE	Docteur en Mécanique - Chef de groupe en biomécanique LAB PSA Peugeot-Citroën Renault	Invité
P. PETIT	Docteur en Mécanique - Chargé de Recherche LAB PSA Peugeot-Citroën Renault	Invité

Laboratoires de recherches : Laboratoire de Biomécanique et de Mécanique des Chocs
UMR T9406 (LBMC Ifsttar-UCBL, Lyon)

Caractérisation expérimentale du mésentère humain et approches de modélisation de l'abdomen soumis à un impact

Résumé

Bien que les organes creux (intestins, etc.) puissent être lésés lors d'accidents automobiles, les recherches biomécaniques passées se sont principalement intéressées aux organes pleins. Deux axes de recherche ont été explorés dans cette étude :

- le comportement mécanique du mésentère humain, qui est le principal moyen de fixité de l'intestin grêle, a été caractérisé lors d'essais de traction sur échantillons. Le mésentère s'est comporté comme un matériau anisotrope sensible à la vitesse de déformation. Des valeurs de raideur et déformation à rupture ont été proposées.

- les effets des conditions aux limites entre organes sur les réponses interne et externe de l'abdomen ont été étudiés par simulation. Des modélisations permettant ou non le glissement entre un solide représentant les intestins, les organes pleins et la cavité abdominale ont été implémentées dans trois modèles éléments finis qui ont été soumis à des impacts correspondant à une étude de la littérature. Les relations force-déflexion, et les cinématiques internes et externes étaient très similaires pour les trois modèles. Les déformations prédites dans un mésentère très simplifié étaient supérieures aux déformations à rupture obtenues expérimentalement sur échantillons. Toutefois, aucune lésion du mésentère n'était décrite dans l'étude de référence. Ce résultat pourrait remettre en cause la représentation des intestins par un solide unique typiquement utilisée dans les modèles existants ainsi que celle du mésentère utilisée dans cette étude. En l'absence de données internes sur les organes et le mésentère lors d'un choc, il est difficile de savoir comment ces modélisations devraient évoluer.

Mots clés : Abdomen, choc, mésentère, propriétés mécaniques

Experimental characterization of the human mesentery and modeling approaches to the abdomen subjected to an impact

Abstract

While hollow organs (intestines, etc.) can be injured during automotive accidents, past biomechanical research were largely focused on solid organs. Two research topics were developed in the current study:

- the mechanical response of the human mesentery – which is the main attach point of the small intestines – was characterized during tensile tests conducted on samples. The mesentery behaved like an anisotropic strain rate sensitive material. Stiffness and failure strain values were proposed.

- the effects of the boundary conditions between organs on the internal and external response of the abdomen were studied using simulations. Different modeling approaches allowing or not sliding between a solid component representing the intestines, the solid organs and the abdominal cavity were implemented in three finite element models that were subjected impacts derived from a literature study. The relationship between force and deflection, and the internal and external kinematics were very similar for all models. The strains predicted in a very simplified mesentery were larger than the failure strains observed in testing. However, no mesenteric injuries were described in the reference study. This questions both the choice of a single solid component for the intestines typically used existing finite element models and the simplified representation of the mesentery of the current study. In the absence of internal data on organ and mesenteric kinematics during an impact, it is difficult to define which strategy should be used in future modeling efforts.

Keywords : Abdomen, impact, mesentery, mechanical properties

Remerciements

Ce travail est le fruit d'une collaboration entre l'Ifsttar et le LAB PSA Peugeot-Citroën.

Mes premiers remerciements s'adressent à mon directeur de thèse, Jean-Pierre Verriest, actuellement Directeur de recherche émérite au Laboratoire de Biomécanique et de Mécanique des Chocs (LBMC) et son successeur à la tête du laboratoire, à savoir Philippe Vezin, qui m'ont offert l'opportunité de travailler dans le domaine de la biomécanique et pour leurs conseils avisés.

Je tiens également à remercier nos partenaires industriels du Laboratoire d'Accidentologie et de Biomécanique (LAB PSA Peugeot-Citroën Renault), à savoir Xavier Trosseille (Chef de groupe en biomécanique) et Philippe Petit (Chargé de Recherches), qui ont su me faire profiter de leurs expériences.

J'exprime ma gratitude au Dr. Stéphane Avril et au Pr. Christian Oddou qui m'ont fait l'honneur d'être rapporteurs de cette thèse, ainsi qu'au Pr. Michel Lance et au Pr. Warren Hardy pour l'intérêt qu'ils ont bien voulu porter à ce travail en tant que membres de mon jury de thèse.

Je souhaite particulièrement remercier le co-directeur de ma thèse, Philippe Beillas qui a su me transmettre sa curiosité scientifique mais surtout qui m'a supporté d'un point de vue humain et professionnel tout au long de ma thèse.

Je souhaite aussi remercier le personnel technique qui a contribué à la réussite des mes essais expérimentaux ainsi que les personnes qui ont géré les aspects administratifs de ce projet.

J'ai une pensée toute particulière pour l'ensemble des doctorants et stagiaires du laboratoire que j'ai côtoyé. Je pense notamment à Fabien, Elodie, Thomas, Sonia, Clémentine, Yohan, Julien N., Julien C., Julien L., Romain, et à tous ceux que j'ai oubliés.

Je pense également à ma famille, qui a su se montrer patiente et compréhensive tout au long de ces années.

Et enfin, je remercie Sabrina pour sa présence, sa compréhension et sa patience au long de ces dernières années.

Table des matières

Table des matières	7
Introduction	9
Chapitre 1 : État de l'art	11
1.1. Eléments d'anatomie.....	13
1.1.1. La cavité péritonéale	13
1.1.2. Le mésentère	15
1.1.3. Disposition et moyens de fixation des organes	16
1.2. Revue épidémiologique : Lésions de l'abdomen	27
1.2.1. Bilan lésionnel de l'abdomen.....	27
1.2.2. Bilan lésionnel de l'appareil digestif	29
1.2.3. Lésions du mésentère	31
1.2.4. Mécanismes lésionnels des organes creux	32
1.2.5. Conclusion	35
1.3. Revue des essais mécaniques pour les organes abdominaux	36
1.3.1. Les organes pleins	36
1.3.2. Les organes creux.....	38
1.3.3. Les éléments de fixation	39
1.3.4. Conclusions	39
1.4. Revue bibliographique : Les modèles « éléments finis » de l'abdomen.....	40
1.5. Synthèse et problématique de l'étude	44
Chapitre 2 : Caractérisation des propriétés mécaniques du mésentère	45
2.1. Matériels et méthodes	47
2.1.1. Matrice d'essais.....	47
2.1.2. Prélèvement du mésentère et préparation des éprouvettes.....	51
2.1.3. Les moyens d'essais.....	56
2.1.4. Traitement des données.....	60
2.2. Résultats des essais	63
2.2.1. Localisation et aspect de la zone de rupture	63
2.2.2. Courbes Force vs. Déplacement.....	67
2.2.3. Efforts maximaux et déplacements associés	72
2.2.4. Contrainte vs. Déformation globale	74
2.2.5. Contrainte vs. Déformation moyenne	76
2.3. Discussion et conclusions	89

Chapitre 3 : Etude numérique - Eléments hexaèdres vs. éléments tétraèdres.... 91

3.1.	Introduction.....	93
3.2.	Aspect Numériques	95
3.2.1.	Matériels et méthodes	95
3.2.2.	Résultats	101
3.2.3.	Discussion	110
3.3.	Comportement global.....	112
3.3.1.	Matériel et méthodes.....	112
3.3.2.	Description des essais pour l'évaluation du comportement global.....	115
3.3.3.	Résultats	118
3.3.4.	Discussion	127
3.4.	Conclusion	128

Chapitre 4 : Modélisation de l'abdomen - Comparaison d'approches de modélisation avec et sans interfaces internes et influence sur la cinématique du mésentère..... 129

4.1.	Introduction.....	131
4.1.1.	Description des modèles éléments finis.....	132
4.1.2.	Propriétés matériaux des organes abdominaux.....	135
4.1.3.	Type de chargement modélisé pour l'étude comparative	135
4.1.4.	Comparaison des modèles.....	135
4.2.	Résultats	136
4.2.1.	Réponse mécanique globale.....	136
4.2.2.	Variation de volume de la cavité abdominale.....	137
4.2.3.	Cinématique globale et contraintes de Von Mises.....	138
4.2.4.	Cinématique du mésentère et estimation de lésions du mésentère	143
4.3.	Discussion et conclusions	148

Conclusions et perspectives 151**Références 155****Liste des figures et des tableaux..... 159**

Introduction

Contexte

Selon l'Observatoire National de la Sécurité Routière, en 2008 le bilan provisoire de l'insécurité routière pour la France s'élève à 76767 accidents corporels, 4443 personnes tuées et 96905 blessées dont 36179 blessées hospitalisées. Le coût économique de ces accidents est estimé à 24,70 milliards d'euros.

Si on regarde l'évolution du nombre de décès entre 1975 et 2001, la baisse moyenne était de 2,2% par an.

En 6 ans (2002 à 2008), le nombre de personnes tuées a diminué de 44,4% et une baisse de 31,8% a été constatée en ce qui concerne le nombre de personnes blessées.

La diminution de ces chiffres est en partie due à l'apparition de nouveaux dispositifs de sécurité tels que les prétensionneurs, les limiteurs d'effort et la multiplication des airbags.

Toutefois la mise en place de ces dispositifs de sécurité a modifié la répartition des lésions entre les différents segments corporels.

En effet, ces dispositifs de sécurité ont modifié le type de chargement de l'abdomen et donc les lésions qui en découlent, faisant de l'abdomen un segment d'intérêt.

Certes les lésions de l'abdomen lors d'accidents de la route sont relativement peu fréquentes par rapport à d'autres régions anatomiques. Toutefois, elles sont souvent sérieuses et peuvent être létales.

L'évaluation de ces lésions se fait actuellement en grande partie à l'aide de simulations numériques. Ces simulations numériques font appel à des modèles numériques d'être humain développés et validés à partir de données issues d'essais sur sujets humains post mortem.

Il faut souligner que l'amélioration des modèles d'abdomen est rendue difficile de par le manque relatif de connaissances (par rapport à d'autres régions anatomiques) en ce qui concerne la géométrie, le comportement au choc (les interactions entre organes en particulier) et les propriétés des matériaux qui constituent les organes.

Enfin, il n'existe à l'heure actuelle aucun critère lésionnel largement accepté pour l'abdomen, ni d'outil standardisé d'évaluation du risque. Ce qui rend problématique le développement de dispositifs de protection efficaces.

C'est la raison pour laquelle, un travail de thèse sur l'étude du comportement abdominal en cas de choc a été mené.

Objectifs

Le but de cette recherche est de contribuer à la caractérisation du comportement mécanique de l'abdomen en réponse à une sollicitation de type choc et à la compréhension des mécanismes lésionnels associés afin de rendre le comportement des modèles numériques de l'abdomen aussi proche que possible de celui de l'être humain.

L'objectif final est de permettre la prédiction des lésions abdominales afin d'aider à la conception de nouvelles solutions techniques.

Pour cette thèse, l'accent a été mis sur la caractérisation de propriétés de structures anatomiques de l'abdomen et sur l'étude des solutions numériques pour améliorer les modèles de l'abdomen.

Contenu et organisation du document

Le mémoire qui présente les travaux réalisés lors de cette thèse commence par un état de l'art. Cet état de l'art présente tout d'abord quelques éléments d'anatomie générale et s'attarde ensuite à décrire les éléments de fixations des différents organes. Dans un deuxième temps, l'état de l'art une revue épidémiologique des lésions de l'abdomen puis s'attarde sur l'anatomie de la région abdominale et les moyens de fixation des organes.

Chapitre 1

État de l'art

1.1. Éléments d'anatomie

Les modèles numériques actuels de l'abdomen définissent relativement bien la géométrie et le comportement mécanique des organes dits pleins. Il n'en est pas de même en ce qui concerne les organes dits creux. De plus, les interactions entre ces organes sont mal connues et assez peu prises en compte.

Le but de ce paragraphe est dans un premier temps, d'appréhender l'anatomie de l'abdomen, et plus particulièrement l'anatomie des organes creux et de leurs points d'attache, afin de pouvoir mieux comprendre les mécanismes lésionnels et la localisation des blessures engendrées lors d'un choc automobile

1.1.1. La cavité péritonéale

1.1.1.1. Anatomie descriptive

Selon Rouvière et Delmas [ROU92], la cavité péritonéale est en fait une cavité virtuelle définie par une membrane séreuse appelée le péritoine.

Le péritoine est lié aux organes contenus dans la cavité abdomino-pelvienne, c'est-à-dire la partie sous-diaphragmatique de l'appareil digestif et certains organes de l'appareil génito-urinaire.

Les organes contenus dans cette cavité sont les suivants :

- les organes dits pleins (foie, rate et pancréas)
- les organes dits creux (estomac, intestin grêle et gros intestin)

Le péritoine comporte :

- un feuillet, dit péritoine pariétal, qui est appliqué sur les parois des cavités abdominal et pelvienne et doublé dans la profondeur d'une couche de tissu cellulo-adipeux
- un feuillet, dit péritoine viscéral, qui est en fait le revêtement séreux des organes abdomino-pelviens
- des replis membraneux qui assure la jonction entre les péritoines pariétal et viscéral. Ces replis sont composés de deux feuillets émanant du péritoine et séparés par une fine épaisseur de tissu cellulo-graisseux qui renferme le système vasculo-nerveux. Les replis s'avancent dans la cavité abdomino-pelvienne et se continuent avec le péritoine viscéral en suivant le tracé du système vasculo-nerveux.

Les replis du péritoine portent différents noms en fonction de leur fonction. Ils sont appelés mésos, épiploons ou ligaments :

- le terme méso est employé lorsque le repli unit un segment du tube digestif à la paroi abdominale comme le montre la Figure 1 (ex : le mésocôlon, le mésentère...)
- le nom de ligament est employé pour les replis qui unissent un organe intra-abdominal ou pelvien ne faisant pas partie du tube digestif (foie, rate...)
- le terme épiploon quant à lui fait référence à un repli qui s'étend entre deux organes intra-abdominaux.

Les péritoines pariétal et viscéral, les mésos, les ligaments et les épiploons sont donc des parties d'une seule et même membrane continue (Figure 1).

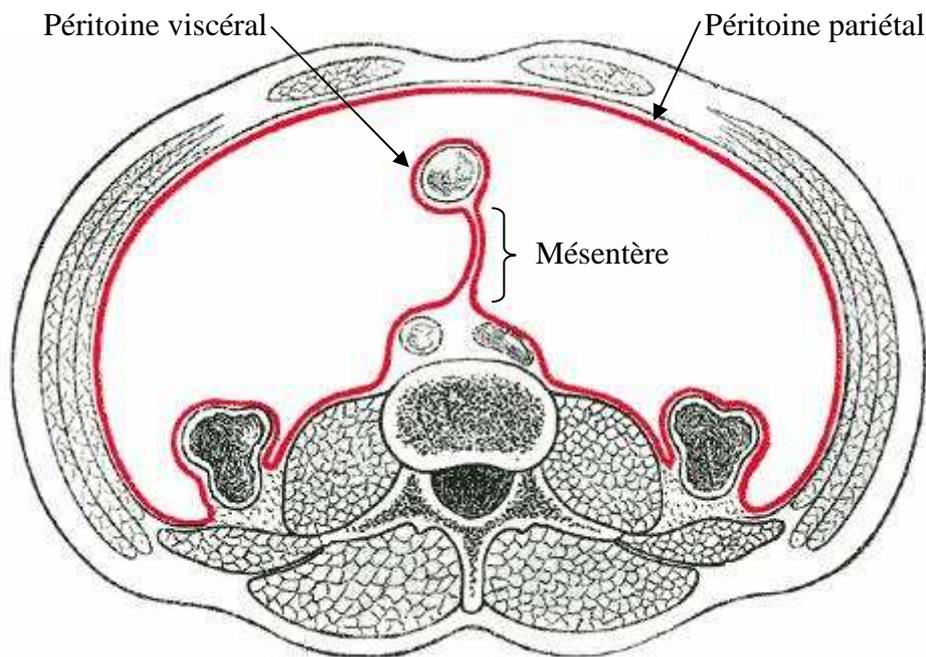


Figure 1: Coupe transverse de la cavité péritonéale selon Gray [GRA18].

1.1.1.2. Anatomie fonctionnelle

Le rôle du péritoine est de suspendre ou fixer les organes à la paroi abdominale. Il permet également le glissement des viscères les uns sur les autres. Il assure enfin la résorption des liquides intra-péritonéaux.

1.1.2. Le mésentère

Le mésentère relie le jéjuno-iléum à la paroi abdominale postérieure au niveau de sa racine.

D'après Rouvière et Delmas [ROU92], il s'agit d'une membrane dont les plis augmentent très vite de hauteur depuis son attache à la paroi jusqu'à son bord intestinal. Si bien que le mésentère, qui mesure seulement de 15 à 18 cm le long de son insertion pariétale, atteint la même longueur que les anses intestinales le long de son attache intestinale.

On lui reconnaît :

- 2 faces, l'une antérieure ou droite et l'autre postérieure ou gauche
- 2 bords, l'un adhérent appelé racine et l'autre libre ou intestinal

Les faces présentent de larges replis en accordéon, en nombre égal à celui des anses intestinales et dont la hauteur augmente de la racine au bord libre.

Le bord adhérent ou racine fixe le mésentère à la paroi abdominale postérieure. Il commence au niveau de la 2e vertèbre lombaire, en dedans de l'angle duodéno-jéjunal et se dirige, en bas et à droite, jusqu'à la fosse iliaque droite.

Le bord libre ou bord intestinal, sinueux, se confond avec le bord adhérent des anses intestinales. Le long de ce bord, les deux feuillets du mésentère s'écartent pour engainer l'intestin.

Un réseau vasculaire important (veines et artères mésentériques) passe entre les deux feuillets du mésentère afin d'alimenter l'intestin. L'épaisseur du mésentère est fonction de la quantité de graisse contenue entre les deux feuillets, cette quantité étant elle-même liée à la masse graisseuse du sujet.

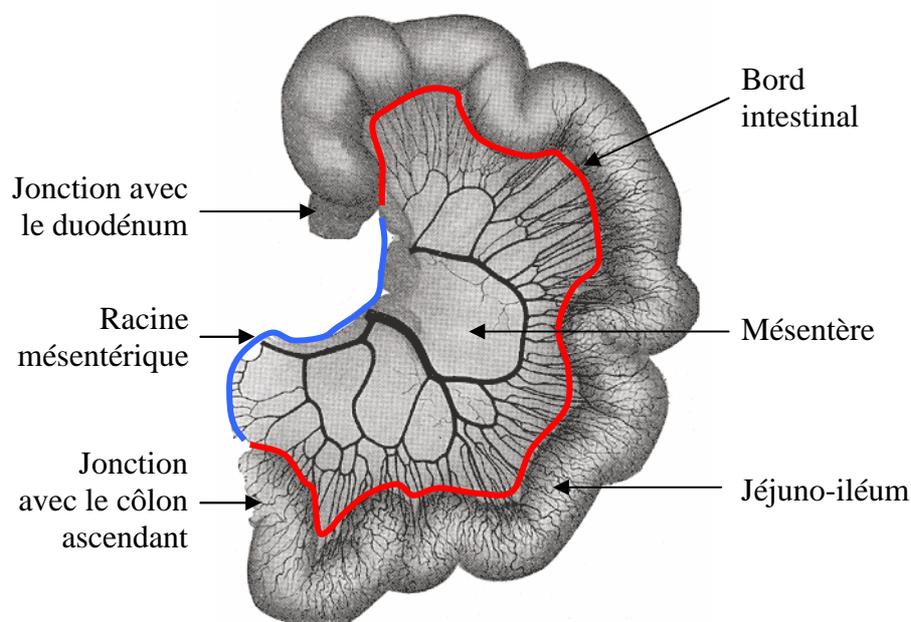


Figure 2: Le mésentère selon Gray [GRA18].

1.1.3. Disposition et moyens de fixation des organes

1.1.3.1. Organes pleins

Le foie

D'après Rouvière et Delmas [ROU92], le foie est solidement maintenu en place par :

- du tissu conjonctif très dense qui unit étroitement au diaphragme le segment droit de sa face postérieure
- la veine cave inférieure solidement fixée à la paroi de la gouttière hépatique par sa propre paroi (très adhérente au tissu hépatique)
- les veines sus-hépatiques
- les ligaments péritonéaux qui relient le péritoine hépatique au péritoine pariétal
- le feuillet viscéral du péritoine (qui recouvre le foie) est relié :
 - au péritoine diaphragmatique par les ligaments coronaires, triangulaires et par le ligament falciforme (suspenseur)
 - à l'estomac et à la première portion du duodénum par le petit épiploon (épiploons gastro-hépatique et duodéno-hépatique)

Le foie, de part ses nombreux éléments de fixation, dispose d'une mobilité assez réduite. Celle-ci étant principalement due à l'attachement du foie sur le diaphragme par ses ligaments

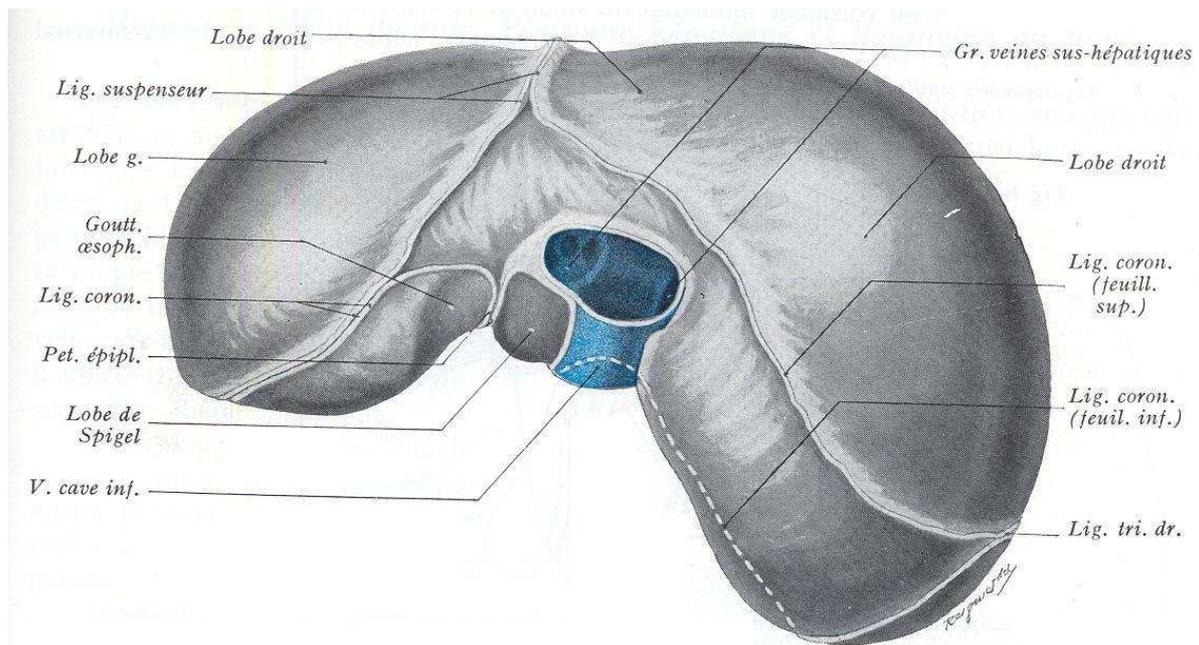


Figure 3: Moyens de fixité du foie - Face postérieure selon Rouvière et Delmas [ROU92].

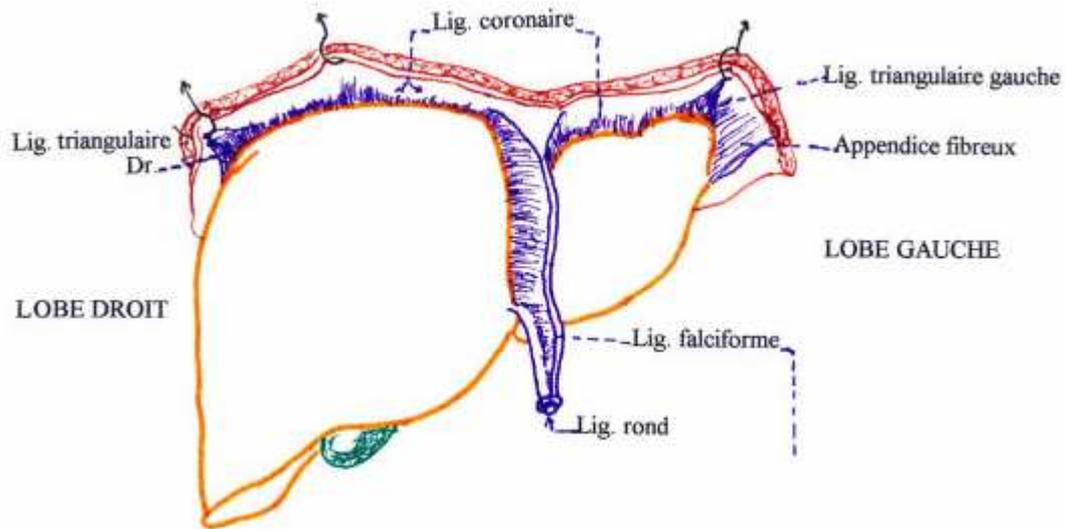


Figure 4: Les ligaments du foie (diaphragme relevé)

http://www.univ-brest.fr/S_Commune/Biblio/ANATOMIE/Web_anat/

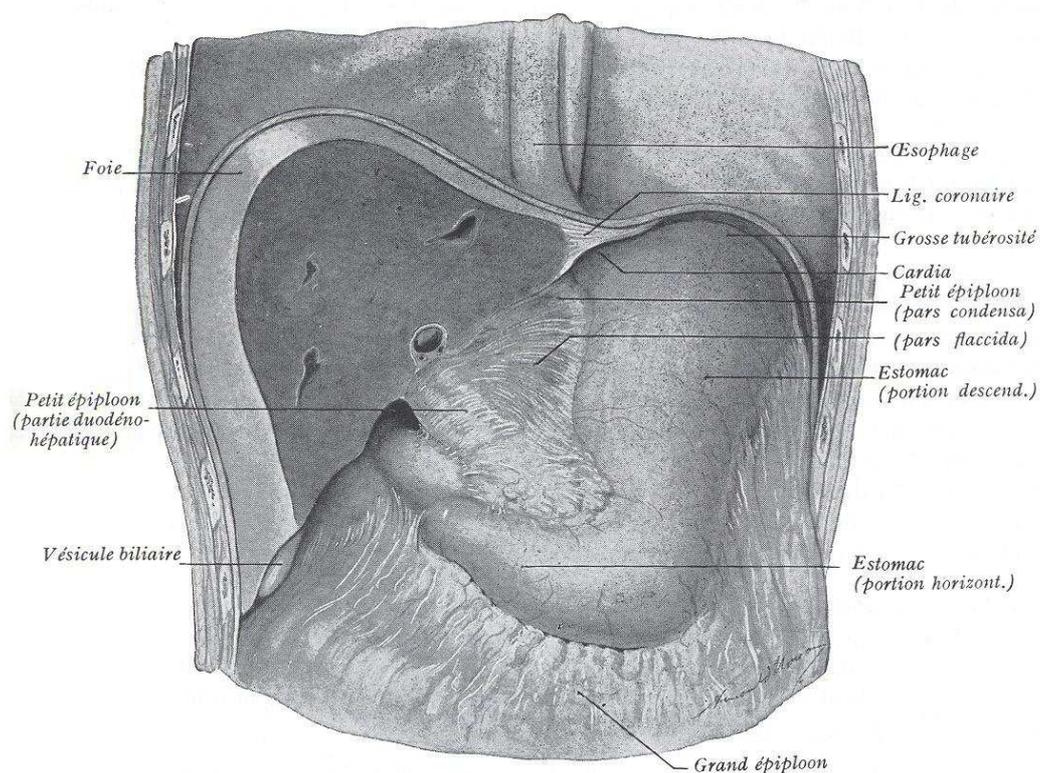


Figure 5: Le petit épiploon reliant le foie et l'estomac (foie coupé) selon Rouvière et Delmas [ROU92].

On notera ici la continuité qui existe entre les épiploons gastro-hépatique et duodéno-hépatique.

La rate

La rate est située dans la loge sous-phrénique gauche. Elle est placée en arrière de l'estomac, au-dessous et en dedans du diaphragme, au-dessus du rein gauche, de l'angle gauche du côlon et du ligament phrénico-colique gauche.

Ce sont ces organes qui maintiennent en place la rate, en particulier le rein, le côlon et le ligament phrénico-colique sur lesquels elle repose.

Elle est également reliée à l'estomac et au pancréas par les épiploons gastro-splénique et pancréatico-splénique (Rouvière et Delmas [ROU92]).

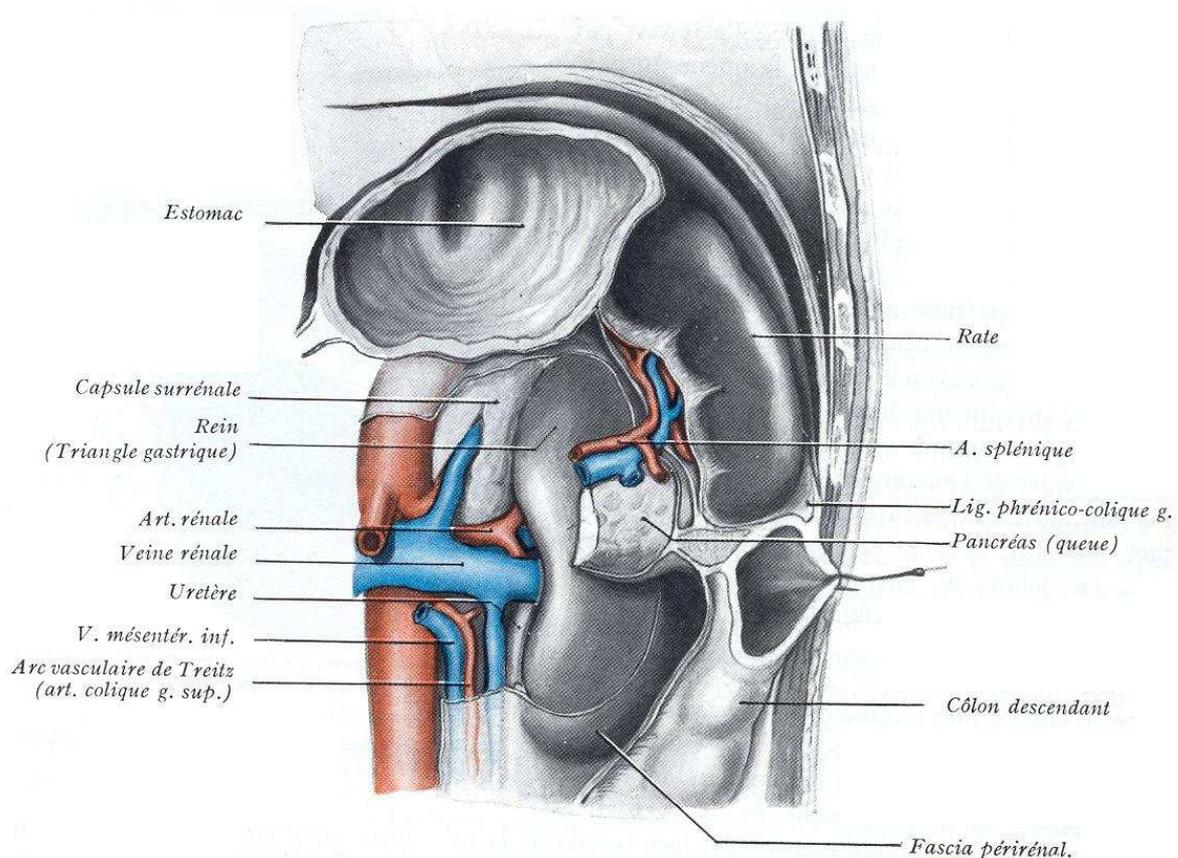


Figure 6: Moyens de fixité de la rate selon Gray [GRA18].

Le pancréas

Selon Rouvière et Delmas [ROU92], il est couché transversalement en avant des gros vaisseaux prévertébraux et du rein gauche, depuis la 2e portion du duodénum jusqu'à la rate.

Il est solidement maintenu dans cette situation par :

- le duodénum
- les vaisseaux qu'il reçoit ou qu'il émet
- le péritoine qui l'applique sur la paroi abdominale postérieure à la suite de l'accolement de son revêtement séreux postérieur au péritoine pariétal
- l'épiploon pancréatico-splénique

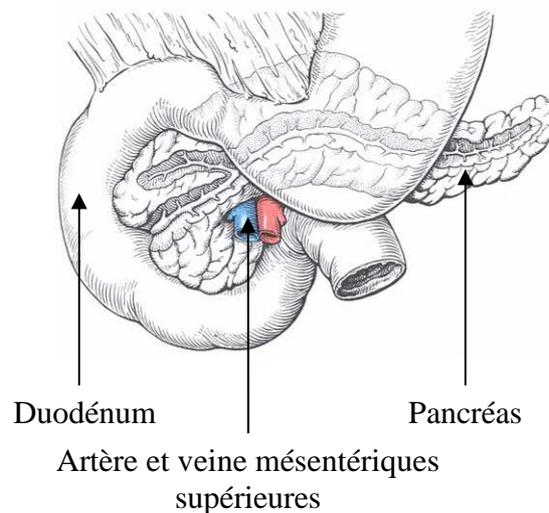


Figure 7: Moyens de fixité du pancréas selon Cabrol [CAB91].

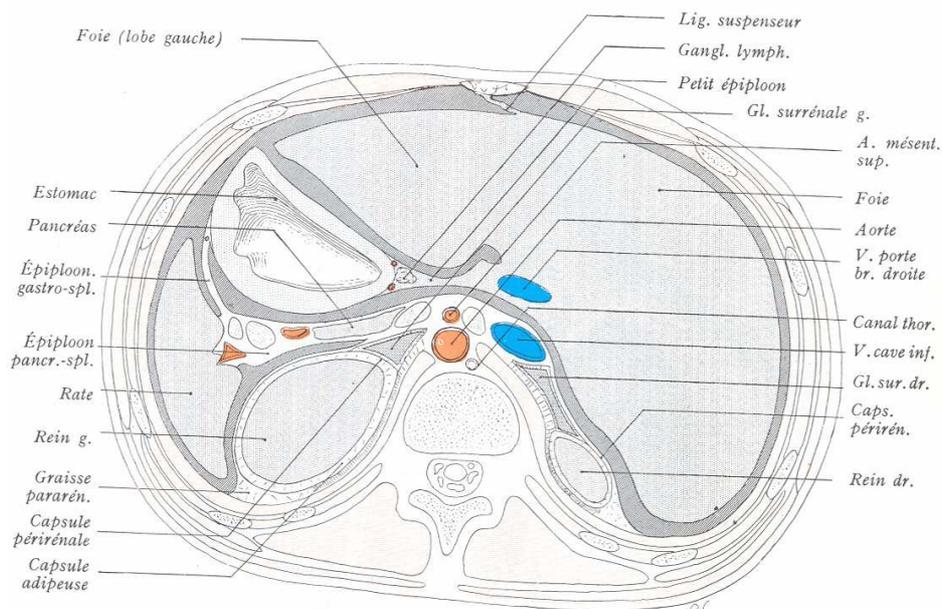


Figure 8: Epiploon pancréatico-splénique selon Rouvière et Delmas [ROU92].

1.1.3.2. Organe creux

L'estomac

Il est bien entendu maintenu par sa liaison avec l'œsophage.

Il est également maintenu, selon Rouvière et Delmas [ROU92], au niveau de la grande courbure qui est reliée :

- en haut, au diaphragme par le ligament gastro-phrénique
- plus bas, au hile de la rate par l'épiploon gastro-splénique
- au-dessous de la rate et au côlon transverse par le grand épiploon.

La petite courbure de l'estomac est reliée au foie par l'épiploon gastro-hépatique.

L'estomac dispose donc d'une mobilité assez réduite.

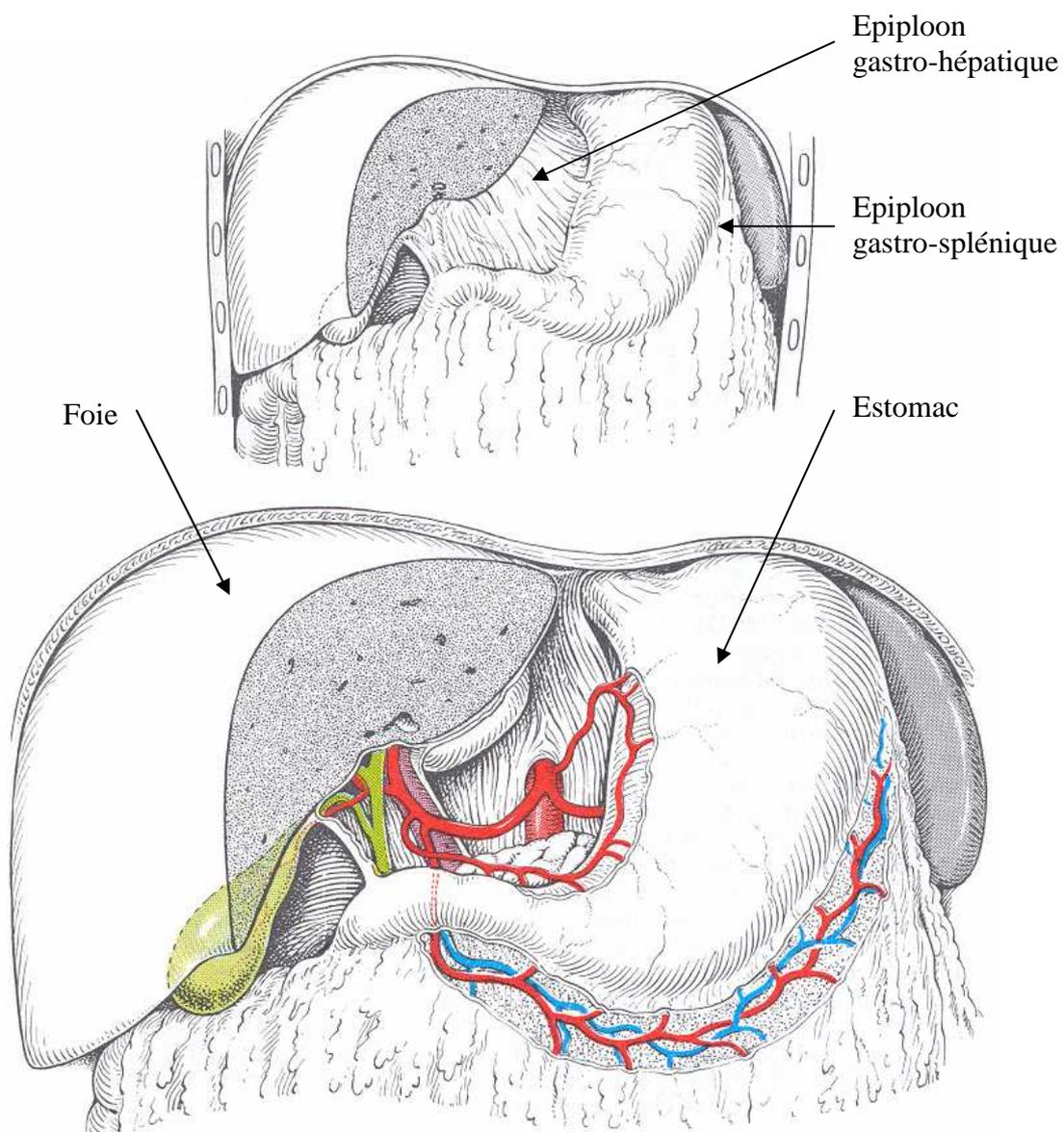


Figure 9: Moyens de fixité de l'estomac - <http://www.netterimages.com>

Sur la figure du bas, l'épiploon gastro-hépatique a été retiré laissant apparaître le système vasculaire de l'estomac.

Le duodénum

Il se distingue du jéjuno-iléum de par ses multiples connexions qui tendent à l'immobiliser (Rouvière et Delmas [ROU92]) :

- l'épiploon duodéno-hépatique qui vient s'attacher sur la 1^{ère} portion du duodénum et qui englobe le canal cholédoque, la veine porte et l'artère hépatique commune
- le ligament de Treitz (ou muscle suspenseur du duodénum) qui s'insère sur la 4^e portion du duodénum ainsi qu'au niveau de l'angle duodéno-jéjunal
- les adhérences avec le pancréas.

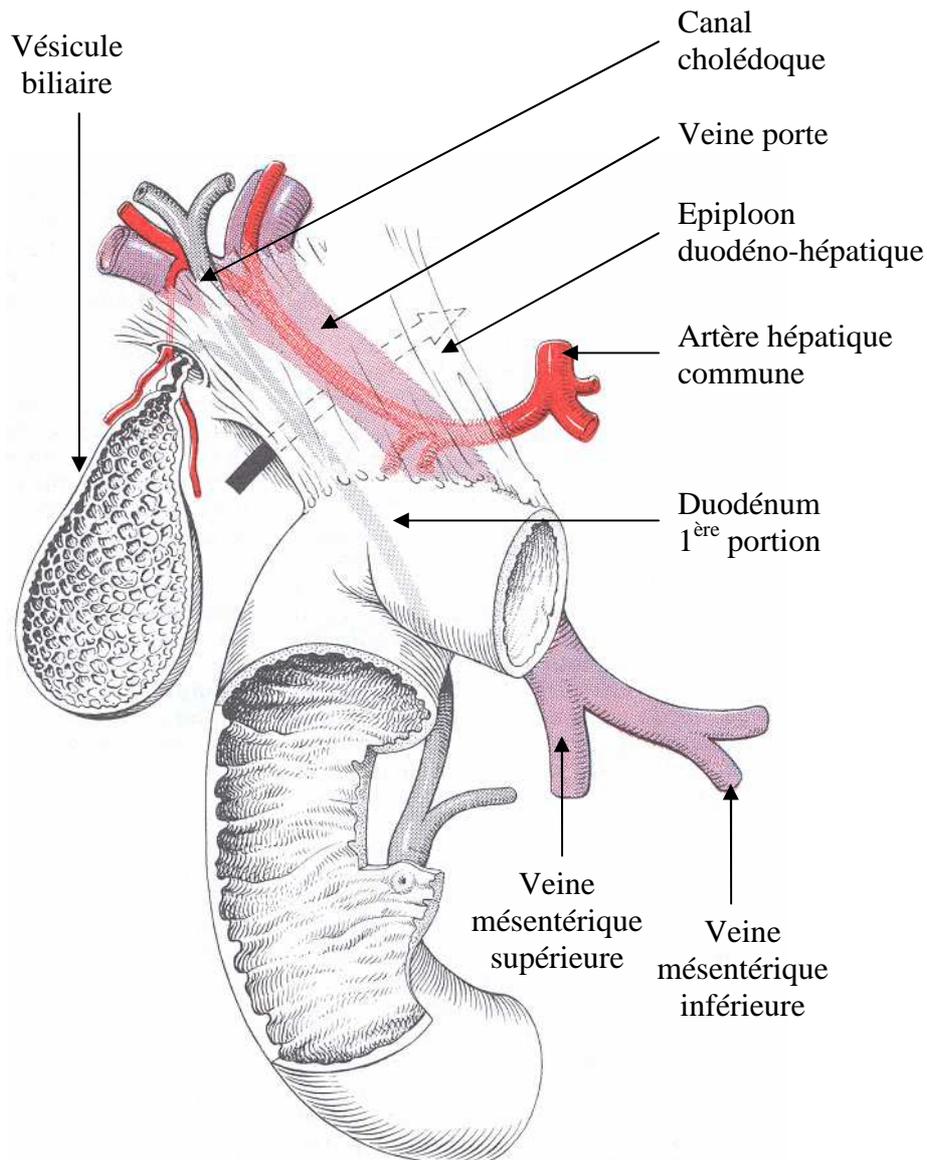


Figure 10: L'épiploon duodéno-hépatique selon Cabrol [CAB91].

La veine porte se divise en arrière du duodénum, en formant les veines mésentériques qui iront à l'intestin grêle et au côlon.

Le ligament de Treitz est un prolongement du hiatus oesophagien qui maintient le duodénum en position et permet, de part sa contraction, l'ouverture de l'angle duodéno-jéjunal (Figure 11).

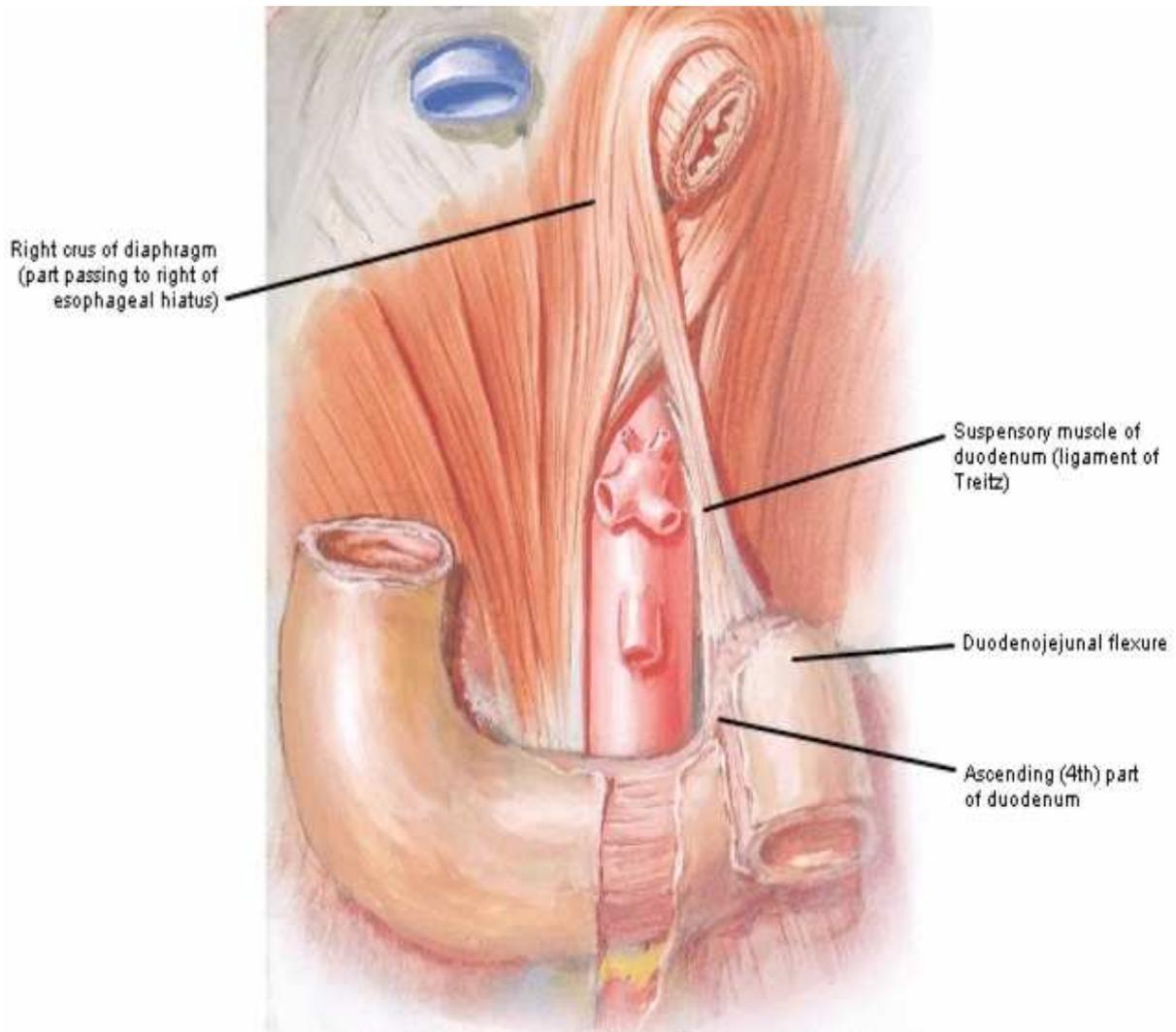


Figure 11: Le ligament de Treitz - <http://www.netterimages.com>

Le duodénum est bien ancré dans sa position et dispose donc d'une mobilité très réduite. La 4^e portion du duodénum est la partie la plus mobile puisqu'elle doit permettre le passage des aliments suite à l'ouverture de l'angle duodéno-jéjunal.

Le jéjuno-iléum

Le jéjuno-iléum est attaché à la paroi abdominale postérieure par l'intermédiaire du mésentère (Figure 12). Il est également maintenu par ses jonctions avec le duodénum au niveau de l'angle duodéno-jéjunal et avec le côlon ascendant au niveau de la valvule iléocæcale.

Le jéjuno-iléum, étant principalement lié au mésentère qui est une structure mobile, possède une mobilité totale au sein de la cavité abdominale.

On peut voir sur la Figure 12 que l'artère et la veine mésentériques supérieures se situent entre les 2 feuillets du mésentère et vascularisent le jéjuno-iléum mais également les côlons ascendant et transverse. On notera ici l'importance du réseau vasculaire du jéjuno-iléum et donc son éventuelle implication lors de lésion.

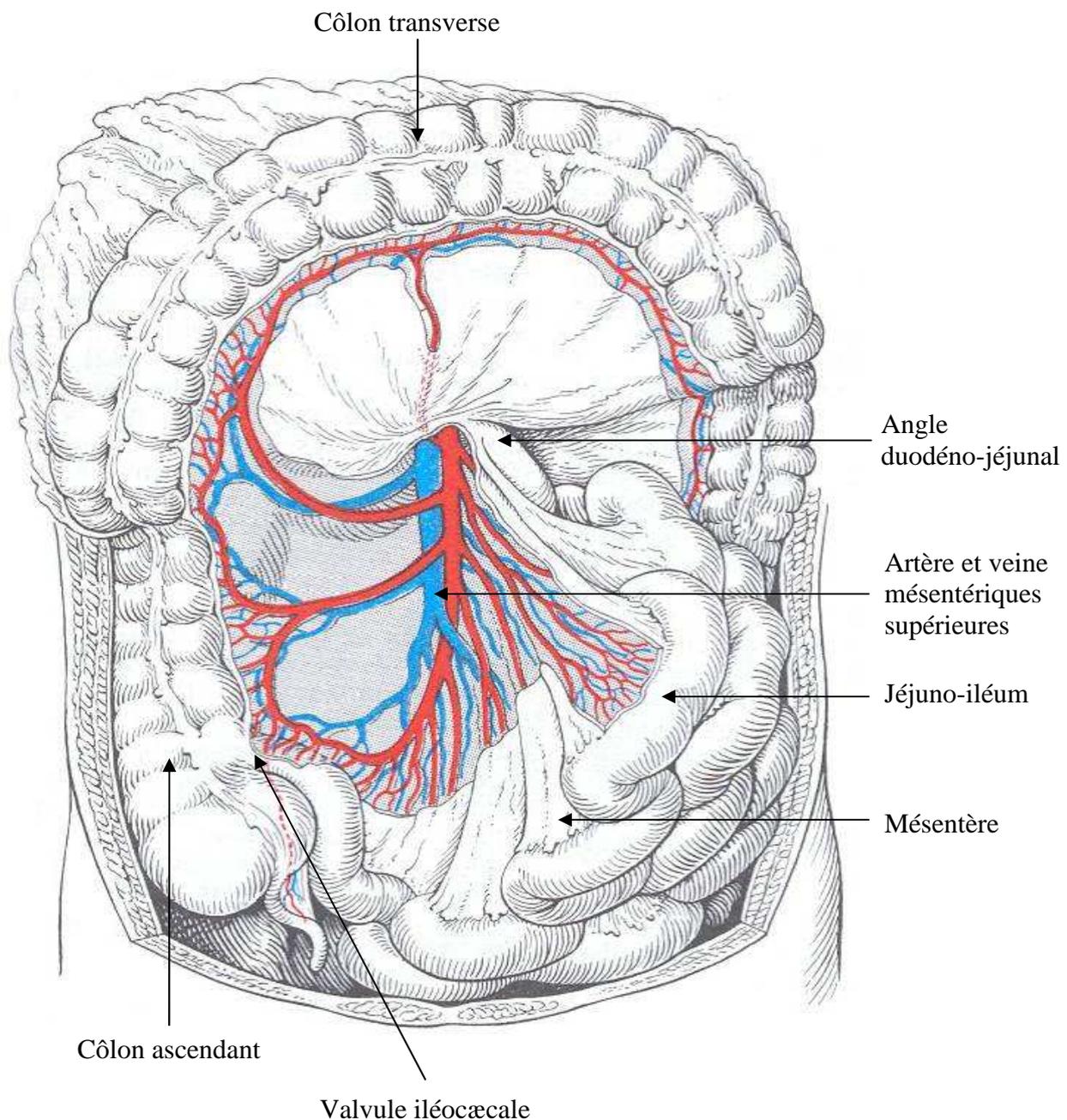


Figure 12: Le jéjuno-iléum et son mésentère (côlon transverse relevé) selon Cabrol [CAB91].

Le côlon ascendant

Il est maintenu contre la paroi abdominale postérieure par un feuillet de tissus cellulaire assez dense, qui est un fascia d'accrolement, le fascia de Toldt, résultant de l'union du feuillet péritonéal postérieur du côlon et du mésocôlon ascendants au péritoine pariétal (Rouvière et Delmas [ROU92]).

Le côlon ascendant dispose d'une très faible mobilité de par sa liaison avec la paroi abdominale contre laquelle il est plaqué

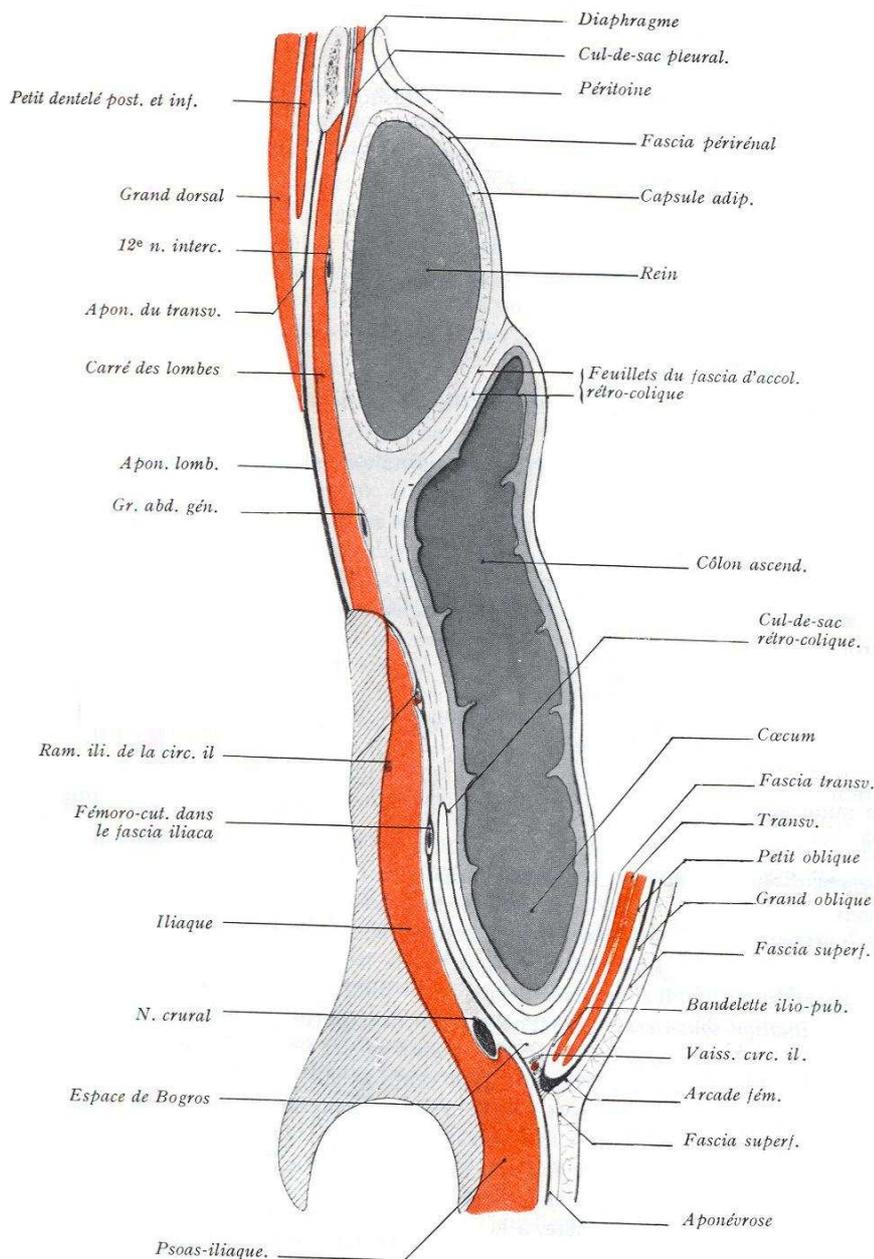


Figure 13: Moyens de fixité du caecum et du côlon ascendant selon Rouvière et Delmas [ROU92].

Le côlon transverse

Le côlon transverse se divise en 2 segments (limite légèrement à droite de la ligne médiane). La partie droite est fixe et maintenue contre la paroi alors que la partie gauche (plus longue) est mobile et reliée au mésocôlon transverse (Rouvière et Delmas [ROU92]).

Le côlon transverse est maintenu en position par ses extrémités (angles hépatique et splénique) au moyen de 2 ligaments :

- le ligament phrénico-colique droit qui unit le côlon transverse avec, en dedans, la 2e portion du duodénum et en dehors, le diaphragme
- le ligament phrénico-colique gauche qui unit le côlon transverse avec le diaphragme et sur lequel repose la rate.

Le côlon transverse est également maintenu sur sa longueur par le mésocôlon transverse. La disposition du péritoine est différente selon le segment du côlon transverse. Le long du segment fixe, le mésocôlon est large et très court et le maintient donc étroitement uni à la paroi. Le mésocôlon transverse présente 2 bords (Rouvière et Delmas [ROU92]) :

- le bord pariétal qui croise successivement la 2e portion du duodénum et la face antérieure du pancréas, passe au-dessus de l'angle duodéno-jéjunal et longe l'arrête qui sépare les facettes antérieures et inférieures du corps du pancréas ; il se termine sur le diaphragme, au-dessous de la rate, en se confondant avec l'attache du ligament phrénico-colique gauche
- le bord viscéral s'attache à l'anse colique et présente les mêmes inflexions que celle-ci.

Le côlon transverse est la partie la plus mobile du côlon.

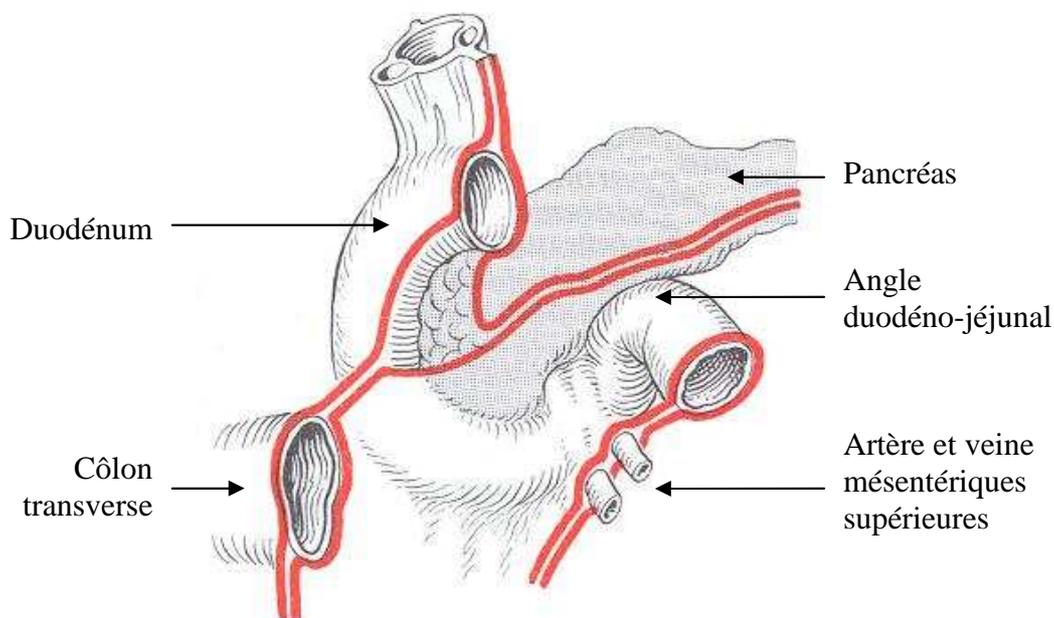


Figure 14: Insertion du mésocôlon transverse (en rouge) selon Cabrol [CAB91].

Le côlon descendant

Il commence à l'angle splénique et se termine à la crête iliaque ou il se continue avec le côlon ilio-pelvien. Il est appliqué sur la paroi abdominale postérieure par le péritoine qui revêt ses faces antérieures et latérales. Sa face postérieure est donc au contact de la paroi par l'intermédiaire d'un fascia d'accolement analogue à celui que l'on trouve en arrière du côlon ascendant (Rouvière et Delmas [ROU92]).

Le côlon ilio-pelvien

Le côlon ilio-pelvien est constitué (Rouvière et Delmas [ROU92]) :

- du côlon iliaque qui est appliqué sur la fosse iliaque par le péritoine qui revêt ses faces antérieures et latérales de la même façon que pour le côlon descendant alors que sa face postérieure est séparée du psoas-iliaque et de son aponévrose par un fascia d'accolement
- du côlon pelvien ou anse sigmoïde : ce segment est très mobile et est suspendu à la paroi par un long mésocôlon pelvien.

Les côlons descendant et ilio-pelvien disposent d'une mobilité réduite par l'adhérence qui existe avec la paroi abdominale.

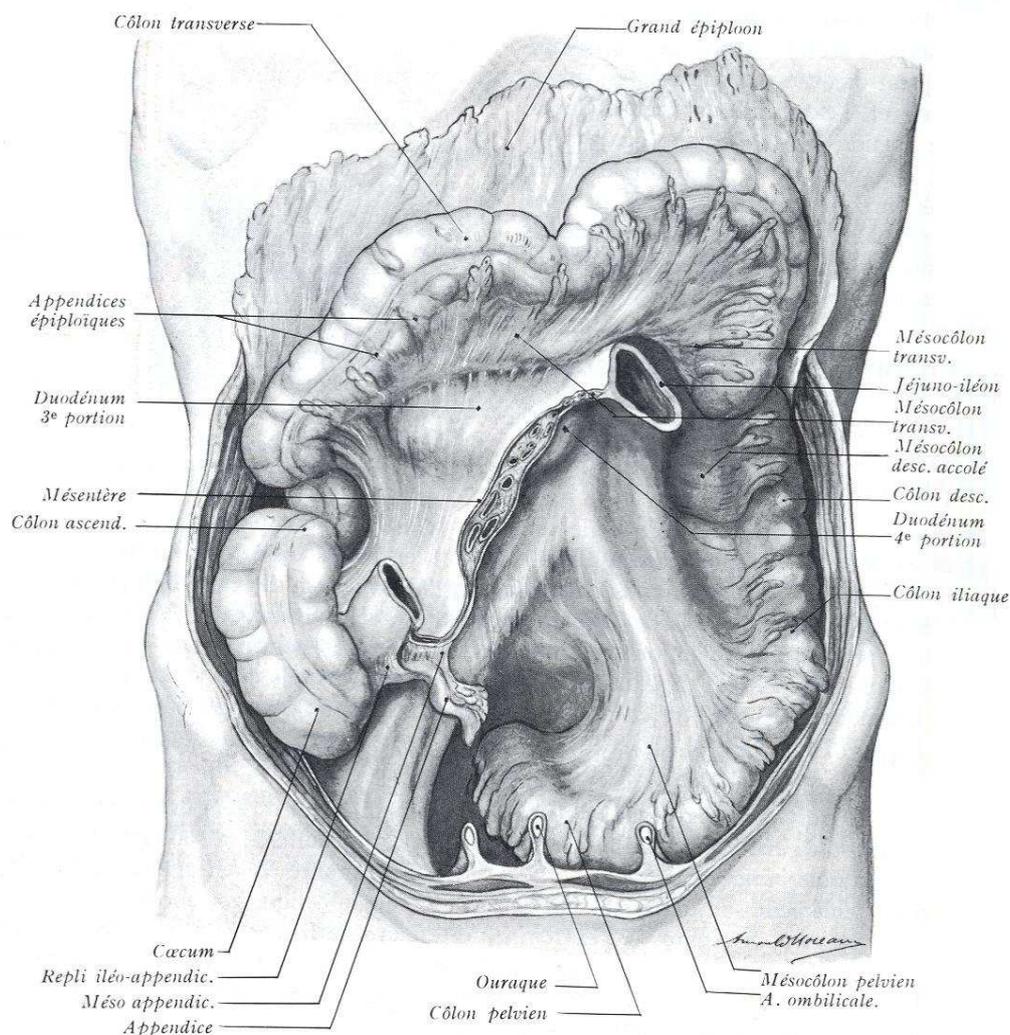


Figure 15: Le mésentère et les différents mésocôlons selon Rouvière et Delmas [ROU92].

1.2. Revue épidémiologique : Lésions de l'abdomen

Cette partie de la recherche bibliographique est focalisée sur l'analyse des lésions de l'abdomen lors d'un choc automobile. Les paramètres qui ont été analysés sont :

- les organes lésés
- la sévérité des lésions
- le type de lésions rencontrées
- la localisation anatomique des lésions.

Concernant la sévérité des lésions, celle-ci est évaluée selon l'Abbreviated Injury Scale (AIS) définie par l'Association for the Advancement of Automotive Medicine (AAAM).

L'AIS est un système qui classe les différentes lésions par région anatomique sur une échelle de sévérité à 6 niveaux (AIS 1 : lésion mineure à AIS 6 : lésion non opérable entraînant le décès). L'AIS n'évalue cependant pas les effets combinés des patients ayant subi de multiples lésions. L'AIS maximum (MAIS), représente le niveau d'AIS (pour une région anatomique) le plus élevé pour un patient présentant des lésions multiples.

1.2.1. Bilan lésionnel de l'abdomen

Un grand nombre d'études ont été menées sur la répartition des lésions de l'abdomen ([POE42], [YOG00], [FRI99], [BOS48], [GEO56] et [LAM06]). Toutefois, toutes ces études ne sont pas forcément spécifiques à l'automobile et toutes ne présentent pas une caractérisation de la sévérité des lésions.

C'est pourquoi seules les données de Lamielle *et al.* [LAM06] seront présentées par la suite car elles sont représentatives des chocs automobiles et sont ordonnées en fonction de la sévérité des lésions.

Ces données concernent la répartition fréquentielle (en %) des lésions abdominales.

On peut voir sur la Figure 16 que l'appareil digestif est l'organe le plus fréquemment lésé (28% des cas) et que le mésentère (un des éléments d'attache principal de l'appareil digestif) est la 4^e structure la plus lésée après le foie et la rate.

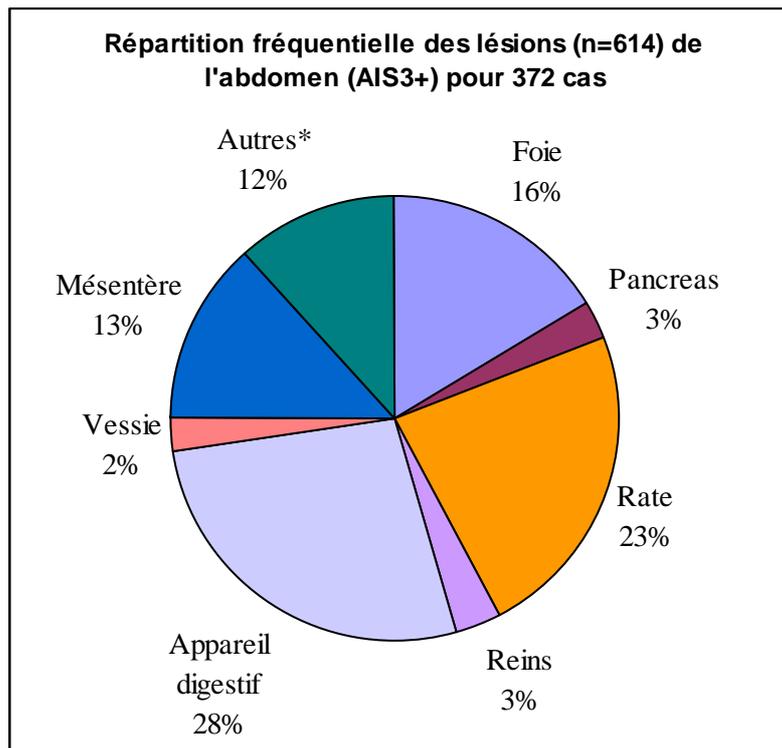


Figure 16: Répartition fréquentielle des lésions de l'abdomen (AIS3+) en cas de choc automobile [LAM06]

Comme il a été mentionné auparavant, l'apparition de nouveaux systèmes de retenue (prétensionneur, airbag...) a modifié la répartition fréquentielle des lésions de l'abdomen (Tableau 1). On peut voir que la tendance s'est inversée entre les lésions des organes creux et celles des organes pleins.

Il a donc été décidé d'approfondir la recherche concernant l'appareil digestif et le mésentère.

Tableau 1: Répartition fréquentielle des lésions des organes pleins et creux en fonction du type de système de retenue [LAM06]

Type de système de retenue	% organes creux	% organes pleins	% organes creux	% organes pleins
Non ceinturé	23%	77%	23%	77%
Ceinture 3pts	63%	38%	58%	42%
Ceinture 3pts + rétracteur	55%	45%		
Ceinture 3pts + rétracteur + prétensionneur	50%	50%		
Ceinture 3pts + rétracteur + prétensionneur + airbag	62%	38%		

1.2.2. Bilan lésionnel de l'appareil digestif

Dans ce paragraphe, l'attention a été portée sur l'appareil digestif. Les résultats sont toujours issus de l'étude de Lamielle *et al.* [LAM06] et sont présentés en Figure 17.

Il en ressort que l'intestin grêle est la partie la plus lésée de l'appareil digestif.

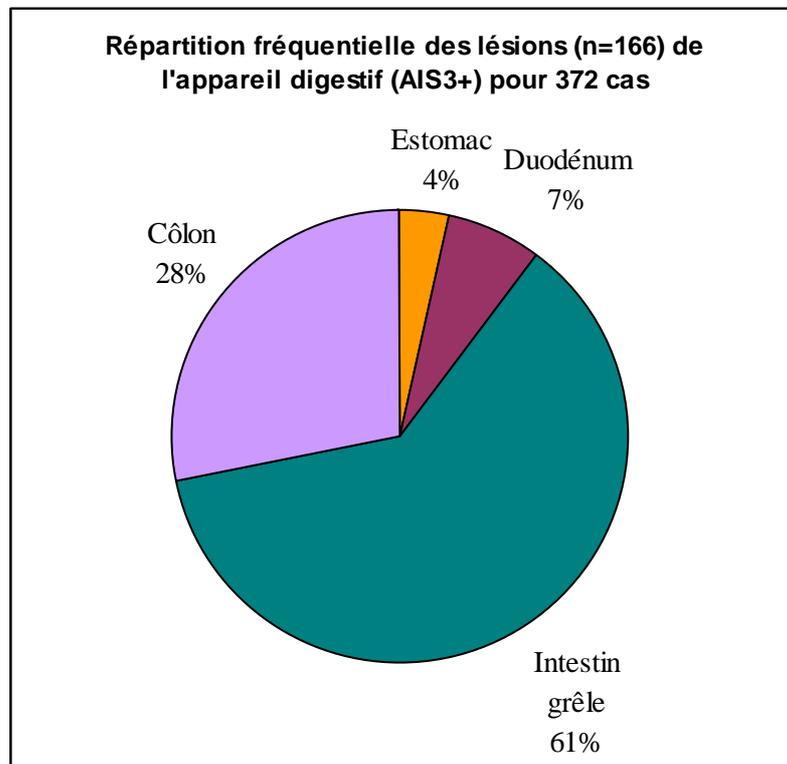


Figure 17: Répartition fréquentielle des lésions de l'appareil digestif (AIS 3+) en cas de choc automobile selon Lamielle *et al.* [LAM06]

La suite de la revue épidémiologique portera donc sur l'intestin grêle et sur le mésentère.

Localisation des lésions de l'intestin grêle

Une synthèse des résultats de huit études est présentée dans le Tableau 2.

La localisation des lésions du jéjuno-iléum semble clairement identifiée, aussi bien en terme d'anatomie que de fréquence.

Il ressort de ce tableau 2 zones principales de lésions :

- les 60 cm du jéjunum situés juste après l'angle duodéno-jéjunal (sur lequel vient se fixer le ligament de Treitz)
- les 90 cm de l'iléum situés juste avant la valvule iléocæcale.

Ces zones sont celles attachées à la partie courte du mésentère.

Tableau 2: localisation des lésions de l'intestin grêle

Auteur	Segment de l'intestin grêle considéré	Localisation des lésions
Bosworth [BOS48] n = 81	Jéjunum	≤ 60cm/ligament de Treitz 68% ≥ 60cm/ligament de Treitz 10% non précisé 22%
	Iléum	≤ 90cm/valvule iléo-cæcale 58% ≥ 90cm/valvule iléo-cæcale 21% non précisé 21%
Geoghegan [GEO55] n = 20	Jéjunum	≤ 60cm/ligament de Treitz 45% ≥ 60cm/ligament de Treitz 33% non précisé 22%
	Iléum	≤ 90cm/valvule iléo-cæcale 66% ≥ 90cm/valvule iléo-cæcale 22% non précisé 12%
Payson [PAY62] n = 5	Iléum	cas 1: 60cm/valvule iléo-cæcale cas 2 : partie proximale cas 3: 60cm/valvule iléo-cæcale cas 4: 15cm/valvule iléo-cæcale cas 5 : 12cm/caecum
Sube [SUB67] n = 2	Jéjunum	5 et 12cm/ligament de Treitz
	Iléum	partie distale
Snyder [SNY72] n = 2	Jéjunum	cas 1: 150cm/ligament de Treitz
	Iléum	cas 1: 15cm/valvule iléo-cæcale cas 2: 30cm à 120cm/valvule iléo-cæcale
Evans [EVA73] n = 3	Jéjunum	cas 1: 22,5cm/valvule iléo-cæcale cas 2: 15cm/ valvule iléo-cæcale cas 3: 15cm/valvule iléo-cæcale
Rowlands [ROW77] n = 4	Jéjunum	cas 4: 6cm/jonction duodéno-jéjunale
	Iléum	cas 1: au milieu cas 2: 30cm/valvule iléo-cæcale cas 3: 60cm/valvule iléo-cæcale
Dauterive [DAU85] n = 60	Iléum	partie distale

1.2.3. Lésions du mésentère

Selon Lamielle *et al.* [LAM06], le mésentère est lésé dans 13% des cas (Figure 16).

Il faut préciser que lorsque le mésentère est lésé il s'agit principalement de lésions au niveau des artères et veines mésentériques et que les conséquences peuvent donc être graves puisqu'il y a risque d'hémorragie. En ce sens, le mésentère est une structure d'un grand intérêt.

De manière générale, les lésions mésentériques peuvent être associées à des hémorragies très importantes contrairement aux lésions de l'intestin grêle. En effet si on regarde le réseau vasculaire du mésentère, l'intestin grêle est en liaison avec les vaisseaux de plus faible diamètre.

Une étude de Asensio *et al.* [ASE99] qui s'appuie sur la segmentation des artères mésentériques de Fullen *et al.* [FUL72] suggère qu'une rupture de l'artère mésentérique supérieure est associée à un risque de décès supérieur à 25% (Tableau 3), et qui peut même atteindre 100% près de la racine (zone 1 définie en Figure 18).

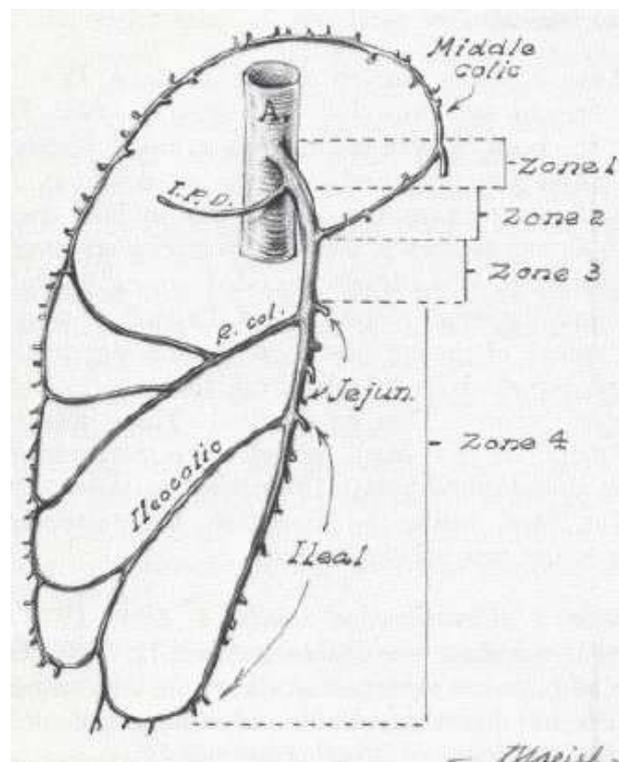


Figure 18: Segmentation de l'artère mésentérique supérieure de Fullen *et al.* [FUL72].

Tableau 3: Taux de mortalité en fonction de la localisation de la rupture de l'artère mésentérique supérieure selon Asensio *et al.* [ASE99].

Zone	Patients	Mortalité
1	n = 11	100%
2	n = 7	43%
3	n = 4	25%
4	n = 8	25%

1.2.4. Mécanismes lésionnels des organes creux

Les termes employés pour décrire les différentes lésions proviennent principalement du domaine de la médecine que de celui de la mécanique (la nuance entre les différents termes n'est pas claire).

En effet, on retrouve les termes suivants :

- lacération
- déchirure
- perforation
- rupture
- avulsion : arrachement
- extraction
- contusion : lésion produite par la pression ou le choc d'un corps mou avec ou sans déchirure des téguments (contusion simple)
- sténose : rétrécissement.

Tout d'abord, il faut préciser que cette recherche bibliographique n'a pas mis en évidence de données expérimentales et quantitatives concernant la cinématique interne de l'abdomen. En effet, il est très difficile à l'heure actuelle et avec les moyens existant d'obtenir la cinématique des organes.

Les mécanismes suivants, s'appuyant sur des hypothèses cinématiques, sont donc des propositions formulées, le plus souvent, par des cliniciens. Ceux-ci représentent leur compréhension des mécanismes lésionnels suite aux nombreuses observations menées et peuvent donc avoir un intérêt en tant que tels.

Ces propositions sont donc des mécanismes envisageables mais pour l'instant, incertains puisque non confirmés expérimentalement.

1.2.4.1. L'estomac

Les différents auteurs proposent des mécanismes spécifiques en fonction du remplissage de l'estomac (Tableau 4).

On peut constater qu'au cours du temps (1955-2004), les mécanismes proposés n'ont pas évolué.

Tableau 4: Mécanismes lésionnels proposés pour l'estomac

Auteur	Hypothèses / commentaires
Kennedy [KEN55]	estomac plein plus vulnérable à la compression lacération résulte d'un écrasement contre la colonne vertébrale
Baker [BAK86]	compression directe entre la colonne vertébrale et la sangle diagonale de la ceinture (rupture située à l'endroit où l'estomac passe au-dessus de la colonne vertébrale)
Shinkawa [SHI04]	estomac plein : - impact à gauche : airbag pour foie & pancréas - rupture causée par un phénomène du type "éclatement de ballon" - immobilisation de la petite courbure par le petit épiploon entraîne une déchirure de la paroi antérieure de l'estomac estomac vide : - sectionnement vertical par compression contre la colonne vertébrale - immobilisation de la petite courbure par le petit épiploon entraîne une lacération de la petite courbure
Tejerina et Alvarez [TEJ04]	l'estomac profite d'une position anatomique protégée l'estomac est moins vulnérable si il est vide estomac plein : - un choc entraîne une augmentation de la pression intragastrique et la rupture - "Loi de Laplace" ($\Delta P = T/r$) : paroi antérieure et grande courbure prédisposées à rompre la ceinture, si elle est mal positionnée passe au-dessus de l'abdomen et peut causer une compression directe et brusque de l'estomac entre la ceinture, la paroi abdominale postérieure et la colonne vertébrale la décélération génère des forces de cisaillement à la jonction du pylore et du duodenum et simultanément un mouvement rapide de l'estomac vers l'avant

1.2.4.2. L'intestin grêle et le côlon

Il faut noter que la plupart des auteurs proposent les mêmes mécanismes lésionnels concernant l'intestin (Tableau 5).

On peut également constater que comme pour l'estomac, les mécanismes proposés n'ont pas évolué qu'au cours du temps.

Tableau 5: Mécanismes lésionnels proposés pour l'intestin

Auteur	Hypothèses / commentaires
Bosworth [BOS48]	<p>duodénum rarement lésé :</p> <ul style="list-style-type: none"> - déflexion de l'impact par la cage thoracique - protection fournie par le colon transverse <p>la partie de l'intestin fixée fermement ne peut pas encaisser directement un choc violent</p>
Geoghegan [GEO55]	<p>les parties de l'intestin les plus lésées sont celles accrochées à un mésentère court</p> <p>la majorité des perforations de l'intestin sont dues à un éclatement suite à une mise sous pression :</p> <ul style="list-style-type: none"> - lorsqu'une force est appliquée soudainement sur la paroi abdominale l'augmentation de pression intra-abdominale et intra-péritonéale est transférée aux organes creux - la longueur et les sinuosités du tube intestinal sont telles qu'une augmentation soudaine de pression dans la portion moyenne de l'intestin ne peut pas être dissipée au niveau des extrémités ouvertes - la pression atteint son maximum près d'un tournant ou d'un repli de l'intestin (caisson pour les fluides et les gaz) qui se déchire à cet endroit
Payson [PAY62]	la perforation résulte d'une mise en tension entre 2 points fixes
Sube [SUB67]	<p>suite à une décélération, l'intestin plein de fluide ou de nourriture, de part son inertie, continue son mouvement en avant; ce mouvement couplé aux fixations proximales et distales entraîne la rupture de l'intestin</p> <p>suite à une décélération, l'intestin rempli de liquide est soudainement stoppé par le mésentère, ce qui entraîne la rupture du mésentère et de ses vaisseaux (traction)</p>
Snyder [SNY72]	<p>la rupture de l'intestin grêle a été causée par la compression contre la colonne vertébrale (3e vertèbre lombaire fracturée chez les 2 sujets)</p> <p>la rupture du sigmoïde a pu être causé par la compression contre le bassin ou la colonne vertébrale</p> <p>les lacérations symétriques de la couche séromusculaire du côlon transverse ont été causées par la compression entre la ceinture et le bassin où les contusions rétropéritonéales ont marqué les points de compression</p> <p>la perforation du sigmoïde a pu être causée par la compression contre le bassin car la ceinture passait au-dessus de la crête iliaque gauche</p>
Evans [EVA73]	lacération suite à la compression contre la colonne vertébrale ou le bassin
Rowlands [ROW77]	<p>compression directe</p> <p>décélération entraînant cisaillement</p>

1.2.5. Conclusion

Il ressort de cette revue que le jéjuno-iléum est l'organe de l'appareil digestif le plus lésé.

Deux zones de lésions principales ont été clairement identifiées le long du jéjuno-iléum ; les 60 cm du jéjunum situés après le ligament de Treitz et les 90 cm d'iléum situés avant la valvule iléo-caecale.

En ce qui concerne le mésentère, la recherche bibliographique semble indiquer que les lésions sont importantes et seraient liées à des risques importants d'hémorragie massive.

Le mésentère est donc faiblement documenté bien qu'il soit fréquemment lésé.

1.3. Revue des essais mécaniques pour les organes abdominaux

Dans le cadre de ce projet, un modèle numérique de l'abdomen, prenant mieux en compte les organes creux, sera réalisé. Au sein de ce modèle il faudra renseigner le comportement des organes en fonction du type de sollicitation appliquée (compression, traction, cisaillement...) et ceci aussi bien en statique qu'en dynamique.

Ainsi pour la modélisation certaines données seront nécessaires :

- des données "matériaux" pour choisir les propriétés matériaux du modèle
- des données "organe complet" afin de valider les modèles à l'échelle de l'organe.

1.3.1. Les organes pleins

La revue bibliographique concernant ces organes n'est pas exhaustive mais est présentée à titre d'exemple.

1.3.1.1. Le foie

Le foie étant une structure d'un grand intérêt, il a été testé de façon conséquente. Une revue des différents test effectués sur le foie (échantillon et organe complet), est disponible (voir Tableau 6). Il ressort de ce tableau qu'il existe un nombre conséquent de données concernant les propriétés mécaniques du foie en statique et en dynamiques. Il semble donc raisonnable d'essayer d'intégrer ces données au sein d'un modèle numérique avant de faire de nouveaux essais.

Tableau 6: Expérimentations menées sur le foie

Auteur	Structure testée	Sujets	Tests	Vitesse	Résultats
Yamada [YAM70]	échantillons parenchyme	lapin	dureté traction		- hardness number - ultimate tensile strength - ultimate percentage elongation - stress/elongation
Melvin [MEL73]	organe ex-vivo	singe	impact	v = 2,5 et 5 m/s	stress/strain + lésions selon ESI
			compression	v = 0,05 m/s	
Carter [CAR01]	échantillons ex-vivo	porc	indentation	v = 1 ± 0,02 mm/s	stress/strain
	organe in-vivo	humain	indentation	v = 3 ± 0,3 mm/s	stress/strain
Tamura [TAM02]	échantillons	porc	compression	dynamique	stress/strain failure

1.3.1.2. La rate

Il ne semble exister que très peu de données concernant les propriétés mécaniques de la rate (Tableau 7).

Tableau 7: Expérimentations menées sur la rate

Auteur	Structure testée	Sujets	Tests	Vitesse	Résultats
Carter [CAR01]	échantillons de grande taille ex-vivo	porc	indentation	$v = 1 \pm 0,02$ mm/s	- stress/strain - force/displacement
Tamura [TAM02]	échantillons	porc	compression	dynamique	stress/strain failure

1.3.1.3. Les reins

Les reins sont actuellement les organes les mieux documentés (Tableau 8). Il existe un nombre conséquent de données concernant les propriétés mécaniques des reins en statique et en dynamique. Il semble donc raisonnable d'essayer d'intégrer ces données au sein d'un modèle numérique.

Tableau 8: Expérimentations menées sur les reins

Auteur	Structure testée	Sujets	Tests	Vitesse	Résultats
Yamada [YAM70]	échantillons capsule fibreuse	lapin	expansion		- pressure/expansion - ultimate expansive strength - ultimate expansive strength per unit thickness
		humain	traction		- stress/elongation - tensile breaking load per unit width - ultimate tensile strength - ultimate percentage elongation
	échantillons calice	humain	traction		- stress/elongation - tensile breaking load per unit width - ultimate tensile strength - ultimate percentage elongation
	échantillons parenchyme	humain	traction		- stress/elongation - ultimate tensile strength - ultimate percentage elongation
Melvin [MEL73]	organe ex-vivo	singe	compression impact	$v = 0,05$ m/s $v = 2,5$ et 5 m/s	stress/strain + lésions selon ESI
Snedeker [SNE05a] [SNE05b]	échantillons parenchyme	humain	compression	$v = 0,005$ m/s	- stress/strain - strain energy density at failure/deformation rate
	échantillons cortex	porc	impact	$v = 1-7$ m/s	strain energy density at failure/deformation rate
	organe ex-vivo perfusé	porc	impact projectile	$v = 1-7$ m/s $v = 1-25$ m/s	
Schmitt [SCH06]	organe ex-vivo perfusé	porc	impact	niveau d'énergie 1-4 J	- force/deformation - maximum force/impact energy - strain energy density/impact energy - Von Mises strain/impact energy

1.3.2. Les organes creux

Ces organes n'ont jusqu'à maintenant été que très peu documentés. Les seules données, qui sont ressorties de la recherche bibliographique, proviennent de Yamada (1970) et ne concernent que l'aspect statique du problème (Tableau 9, Tableau 10 et Tableau 11).

Tableau 9: Expérimentations menées sur l'estomac

Auteur	Structure testée	Sujets	Tests	Résultats
Yamada [YAM70]	échantillons : - grande courbure - petite courbure - pylore	humain	traction : - transverse - longitudinale	- stress/elongation - tensile breaking load per unit width - ultimate tensile strength - ultimate percentage elongation
			expansion	- pressure/expansion - ultimate expansion strength - ultimate expansion strength per unit thickness - ultimate expansion for a 7 mm diameter area - bursting strength - bursting strength per unit thickness ultimate percentage expansion

Tableau 10: Expérimentations menées sur l'intestin grêle

Auteur	Structure testée	Sujets	Tests	Résultats
Yamada [YAM70]	échantillons : - duodénum - jéjunum - iléon	humain	traction : - transverse - longitudinale	- stress/elongation - tensile breaking load per unit width - ultimate tensile strength - ultimate percentage elongation
			expansion	- pressure/expansion - ultimate expansion strength - ultimate expansion strength per unit thickness - ultimate expansion for a 7 mm diameter area - bursting strength - bursting strength per unit thickness - ultimate percentage expansion

Tableau 11: Expérimentations menées sur le côlon

Auteur	Structure testée	Sujets	Tests	Résultats
Yamada [YAM70]	échantillons : - c. ascendant - c. transverse - c. descendant - rectum	humain	traction : - transverse - longitudinale	- stress/elongation - tensile breaking load per unit width - ultimate tensile strength - ultimate percentage elongation
			expansion	- pressure/expansion - ultimate expansion strength - ultimate expansion strength per unit thickness - ultimate expansion for a 7 mm diameter area - bursting strength - bursting strength per unit thickness - ultimate percentage expansion

1.3.3. Les éléments de fixation

La recherche bibliographique concernant les propriétés mécaniques des éléments de fixations des organes abdominaux (mésos, ligaments et épiploons) n'a donné aucun résultat.

1.3.4. Conclusions

A la suite de cette recherche bibliographique et vis-à-vis du développement d'un modèle numérique, on peut conclure que :

- concernant les organes pleins, les données sont suffisantes
- concernant les organes creux, les données statiques sont suffisantes mais il n'est ressorti aucune donnée dynamique
- concernant les éléments de liaison et plus particulièrement le mésentère, il n'est ressorti aucune donnée.

Au final, on peut constater le manque de connaissances concernant les organes creux et les éléments de liaison de l'abdomen.

1.4. Revue bibliographique : Les modèles « éléments finis » de l'abdomen

L'expérimentation sur corps humain est essentielle pour accéder aux propriétés mécaniques des tissus et tenter d'appréhender les mécanismes lésionnels.

Toutefois, elle est très difficile à mettre en œuvre.

C'est pourquoi, l'expérimentation est de plus en plus complétée par de la simulation numérique.

Différents facteurs ont aidé au développement des modèles numériques par éléments finis :

- l'amélioration des moyens de calcul
- un coût inférieur par rapport aux essais sur sujets humains et sur mannequins
- une représentation plus fidèle en terme de géométrie mais également en terme de comportement mécanique
- le fait d'avoir accès aux déplacements, aux contraintes et aux déformations des structures anatomiques.

Avant de développer un nouveau modèle numérique de l'abdomen, il semblait logique de faire une synthèse des modèles numériques du corps humains. Cette synthèse est présentée dans le Tableau 12.

Les modèles répertoriés sont des modèles numériques d'être humain correspondant à un homme moyen.

On notera que différents degrés de détails sont présents au niveau des organes abdominaux et que tous les modèles représentent les organes pleins (foie, rate et reins).

Pour ce qui est des organes creux, l'estomac est l'organe le mieux représenté en terme de géométrie alors que les intestins sont le plus souvent modélisés par un ou plusieurs sacs.

Les éléments de fixation des organes sont principalement modélisés par des interfaces de contact.

La modélisation du réseau vasculaire se limite le plus souvent à la veine cave et à l'aorte.

Les modèles présentés ci-après tentent de reproduire la cinématique de l'occupant ainsi que les réponses globales (effort, pénétration...) obtenues dans différentes configurations d'essais (Tableau 13). La validation de ces modèles se fait le plus souvent sur la base de corridors expérimentaux.

Il faut également noter que les modèles numériques ne sont encore que peu utilisés pour prédire les lésions des organes de l'abdomen et plus particulièrement celles des organes creux.

La plupart des modèles utilisent des lois de matériau viscoélastique linéaire pour les organes principaux de l'abdomen hormis le modèle WSUHAM qui utilise une loi viscoélastique non-linéaire.

Les organes creux sont modélisés le plus souvent par un unique sac. Deux approches sont utilisées pour les organes creux :

- une modélisation à l'aide d'un solide
- une modélisation à l'aide d'un airbag.

La modélisation des organes creux est donc assez sommaire et ne permet pas une simulation fine des mécanismes lésionnels.

On peut également noter que les propriétés des organes abdominaux peuvent différer fortement d'un modèle à l'autre.

Tableau 12: Synthèse des modèles numériques de types éléments finis existants

	Organe/type d'élément	Loi de matériaux	Propriétés
HUMOS2 (70000 éléments) Auteur : Robin [ROB01] Vezin et Verriest [VEZ05] Logiciels : - RADIOSS - Pam-Crash Source de la géométrie : Coupe sur SHPM	Organes pleins Brique	Viscoélastique linéaire	$K(\text{MPa})/G_0(\text{kPa})/G_\infty(\text{kPa})/\beta$ Foie et reins: 0,166/45/36/1 Rate : 0,25/54/40/1
	Organes creux Brique	Viscoélastique linéaire	$K(\text{MPa})/G_0(\text{kPa})/G_\infty(\text{kPa})/\beta$ Estomac : 0,25/54/40/1 Intestin : 0,001/36/27/1
	Diaphragme Coque	Elastique	$E=0,1\text{MPa}$ $\nu=0,3$
	Peau Brique + Coque	Plastique (Coque)	$E=1\text{MPa}$ $\nu=0,3$
		Viscoélastique linéaire (Brique)	$K=0,25\text{MPa}$ $G_0=155\text{kPa}$ $G_\infty=86\text{kPa}$ $\beta=1$
Muscle Brique	Mousse viscoélastique linéaire	$E=0,53\text{Mpa}$ $\nu=0,43$	
FORD Auteur : Ruan <i>et al.</i> [RUA05] [RUA06] Logiciel : Ls-Dyna Source de la géométrie : Visible Human Project	Organes pleins Brique	Viscoélastique linéaire	$K=2,875\text{MPa}$ $G_0=230\text{kPa}$ $G_\infty=43,6\text{kPa}$ $\beta=0,635$
	Organes creux Brique	Viscoélastique linéaire	$K=0,145\text{MPa}$ $G_0=15,03\text{kPa}$ $G_\infty=5,01\text{kPa}$ $\beta=0,635$
	Diaphragme Coque	Elastique plastique	$E=27\text{MPa}$ $\sigma_y=125\text{kPa}$ $\nu=0,35$

	Organe/type d'élément	Loi de matériaux	Propriétés
LABMan Auteur : Lizee <i>et al.</i> [LIZ98] Logiciel : RADIOSS	Organes abdominaux Brique	Viscoélastique linéaire	$K=0,166\text{MPa}$ $G_0=36\text{kPa}$ $G_\infty=27\text{kPa}$ $\beta=1\text{ms}$
	Muscles Brique	Viscoélastique linéaire	$K=0,25\text{MPa}$ $G_0=115\text{kPa}$ $G_\infty=86\text{kPa}$ $\beta=1\text{ms}$
	Peau abdomen Coque	Elastique	$E=10\text{MPa}$ $\nu=0,3$
	Peau viscères Coque	Elastique	$E=5\text{MPa}$ $\nu=0,4$
WSUHAM (35000 éléments) Auteur : Lee et Yang [LEE01] Shah <i>et al.</i> [SHA04] Logiciel : Pam-Crash Source de la géométrie : Visible Human Project	Organes pleins Brique	Viscoélastique non-linéaire	$E_1(\text{MPa})/E_2(\text{MPa})/\eta_1$ Foie : 0,195/0,1/4 Rate : 0,488/0,25/10 Rein : 0,352/0,15/10
	Organes creux (3 sacs) Coque	Airbag	-
	Diaphragme et certains vaisseaux Coque	Elastique	$\rho=1000\text{kg/m}^3$ $E=3\text{MPa}$ $\nu=0,3$
	Peau Coque	Mousse élastique avec hystérésis	$E=1\text{MPa}$
	Muscle Brique		
THUMS (80000 éléments) Auteur : Iwamoto <i>et al.</i> [IWA02] Logiciels : - Pam-Crash - Ls-Dyna Source de la géométrie : Visible Human Project	Organes pleins Brique	Viscoélastique Linéaire	Non disponible
	Organes creux Brique	Viscoélastique Linéaire	
	Peau Coque	Elastique	
	Muscle Barre	Elastique	

Tableau 13: Essais de références pour la validation des modèles de l'abdomen

Référence	Direction de chargement	Type de chargement	Conditions d'essai	Modèle
Cavanaugh <i>et al.</i> [CAV86]	Frontal	Barre rigide (vérin) Ø 25mm m=32/64kg	V=6m/s V=10,4 m/s	LABMan WSUHAM THUMS HUMOS2 FORD
Hardy <i>et al.</i> [HAR01]	Frontal	Barre rigide (pendule) Ø 25mm m=48kg	V=3/6/9 m/s	WSUHAM HUMOS2 FORD
		Ceinture	V=3 à 5m/s C= 26-37%	
Viano [VIA89]	Latéral	Pendule (+ vérin) Ø 150mm m=23,4kg	V=4,5/6,7/9,4 m/s	LABMan WSUHAM HUMOS2 FORD
Walfisch <i>et al.</i> [WAL80]	Latéral	Chute	h=1m h=2m	WSUHAM

1.5. Synthèse et problématique de l'étude

L'état de l'art qui a été réalisé a permis de mettre en évidence plusieurs points.

Les lésions de organes creux et du mésentère sont devenues majeures toutefois les hypothèses portant sur les mécanismes lésionnels ont été formulés pour la plupart par des cliniciens et n'ont jamais été validés.

Les propriétés matériaux des organes creux sont peu documentées car les modes de chargement des organes creux sont complexes et difficiles à appréhender par l'expérimentation.

L'importance de la fonction mécanique du mésentère a été soulignée. En effet, il est l'un des principaux éléments de fixation des organes creux.

De plus il ressort que dans la plupart des modèles numériques de type éléments finis, la modélisation de la région abdominale est peu détaillée.

Cette étude a donc pour objectif :

- de caractériser les propriétés mécaniques du mésentère
- d'améliorer les modèles EF en terme de comportement et de modélisation des organes creux
- d'intégrer les propriétés mécaniques du mésentère dans les modèles EF afin d'essayer de prédire des lésions.

La caractérisation des propriétés mécaniques du mésentère sera réalisée par le biais de la mise en place d'un protocole expérimental portant sur des essais de traction sur échantillons.

Des principes de modélisation seront étudiés afin de comprendre la relation entre des paramètres numériques (interface, continuité du maillage...) et le comportement physique des modèles.

Ces données de simulation seront validées par rapport aux essais de la littérature.

Chapitre 2

Caractérisation des propriétés mécaniques du mésentère

2.1. Matériels et méthodes

Il est ressorti de la revue bibliographique précédente que le mésentère est un élément d'attache essentiel des organes creux et qui est souvent lésé. La revue bibliographique a également montré qu'il n'existe que très peu d'études portant sur le mésentère et ses propriétés mécaniques.

Dans le contexte du développement de modèles éléments finis du corps humain dédiés à la simulation d'accidents de la route, il s'avère nécessaire de caractériser les propriétés mécaniques des tissus humains sous des sollicitations représentatives d'un choc automobile. Le mésentère étant une structure en feuillet fin, il a été décidé de conduire des essais en traction jusqu'à rupture.

Ce chapitre présente la méthodologie développée, les moyens expérimentaux mis en œuvres et les résultats obtenus.

2.1.1. Matrice d'essais

Une matrice d'essai a été mise en place afin de pouvoir étudier le maximum d'hypothèses concernant les propriétés mécaniques jusqu'à rupture du mésentère tout en minimisant le nombre d'essais.

Afin de dimensionner l'étude, trois paramètres ont été considérés :

- les dimensions de l'échantillon
- le nombre d'échantillons par corps
- le nombre de corps testés.

Pour les dimensions de l'éprouvette, plusieurs paramètres ont été considérés :

- le ratio entre la largeur et l'épaisseur de l'éprouvette (5mm typiquement) devait être assez grand pour éviter que la présence d'un vaisseau dans l'échantillon n'influe pas de manière trop importante sur le comportement de l'éprouvette
- le ratio entre la longueur et la largeur de l'éprouvette devait être assez grand pour éviter les effets de bord aux points de fixation.

En conséquence, il a été décidé d'utiliser des éprouvettes d'environ 25mm de large et 80mm de long (zone utile de l'éprouvette). Pour ces dimensions, les premières séances de prélèvement ont montré qu'il n'était possible de prélever qu'une éprouvette par anse, conduisant à un total d'environ six éprouvettes par corps.

Une étude basée sur huit sujets semblait raisonnable vis-à-vis des variations typiques de propriétés mécaniques d'échantillons pour tester des hypothèses à l'aide de comparaisons de type apparié.

Six configurations ont donc été choisies avec des hypothèses associées.

Chacune de ces configurations est présentée ci-après.

2.1.1.1. Paramètres retenus et hypothèses formulées

Paramètre n°1 : Orientation de l'éprouvette

Il est ressorti du Chapitre 1, que le mésentère présente une structure fortement hétérogène de par la présence d'un système vasculaire dense. De plus, de par sa fonction d'attache, les sollicitations physiologiques dans la direction racine tube sont probablement différentes de celles dans la direction parallèle au tube.

En conséquence, l'hypothèse a été faite que les propriétés mécaniques associées pourraient être différentes dans ces directions. De plus, la revue épidémiologique a mis en évidence que les lésions de mésentère se font principalement selon deux axes (un premier axe orienté perpendiculairement par rapport au tube intestinal et un second parallèle au tube intestinal) et que la jonction entre le tube intestinal et le mésentère semble moins résistante (Kennedy, 1957).

En conséquence, trois configurations d'éprouvettes ont été définies comme illustré en Figure 19:

- *Radiale sans tube intestinal*, correspondant à une éprouvette taillée dans la direction racine tube et n'incluant que des tissus adipeux et des vaisseaux dans la partie caractérisée
- *Radiale avec tube intestinal*, correspondant aussi à une éprouvette taillée dans la direction racine tube et incluant la jonction entre le mésentère et le tube intestinal dans la zone testée
- *Orthoradiale*, correspondant à une éprouvette taillée dans la direction parallèle au tube et n'incluant que des tissus adipeux dans la zone testée. Cette configuration – avec un échantillon de 150x55mm – conduit à utiliser des tissus situés à une distance d'environ 2cm du tube.

Ces choix doivent permettre de déterminer si les propriétés mécaniques selon les deux orientations de sollicitation sont différentes et également si la jonction entre le tube intestinal et le mésentère est la zone la moins résistante dans la direction racine tube.

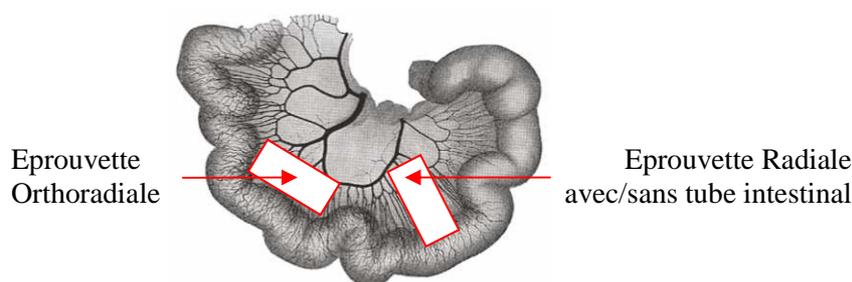


Figure 19: Orientation des éprouvettes de mésentère

Paramètre n°2 : Vitesse de sollicitation

Il est ressorti du Chapitre 1 que le mésentère est un tissu conjonctif adipeux. En conséquence, le comportement mécanique du mésentère devrait inclure une composante visqueuse avec une forte influence de la vitesse de sollicitation.

Les essais à faible vitesse (effets de viscosité faible) sont utiles pour déterminer la loi de matériau/comportement du mésentère mais ne sont pas forcément critiques pour la prédiction de lésion à l'aide de modèles EF du corps humain en cas de choc automobile (seule la déformation à rupture pourrait être critique en cas de chargement de type déplacement à vitesse imposée). En conséquence, les essais à vitesse de déformation du même ordre que celui attendu lors d'un choc automobile ont été privilégiés.

Un paramètre de type vitesse de sollicitation a donc été retenu avec deux configurations :

- un essai à faible vitesse, qui sera appelé *statique*, sera effectué dans une seule des six configurations
- tous les autres essais seront réalisés à vitesse plus élevée et seront appelés *dynamique*

Pour le choix des vitesses :

- pour la vitesse rapide (dynamique), il a été supposé que si la rupture survenait à 20% de déformation sur une éprouvette de 80 mm de long en 15ms, cela correspondrait à une vitesse de chargement d'environ 1m/s et une vitesse de déformation d'environ 13s⁻¹.
- pour la vitesse lente (statique), une vitesse plus faible d'un facteur 1000 a été choisie arbitrairement.

2.1.1.2. Autres facteurs et hypothèses

Facteur : Conservation

Etant donné que la préparation des éprouvettes et le test des éprouvettes prélevées sur un même sujet d'anatomie pouvaient être réalisés en moins de 72h, toutes les éprouvettes ont été testées sur des tissus frais (non congelés).

Facteur : Localisation de l'éprouvette

En se basant sur des essais et dissections préliminaires, aucune différence n'a pu être observée entre les différentes régions du mésentère le long de l'intestin, que ce soit en terme d'épaisseur, de texture et ou de vascularisation.

Il a été décidé que la localisation de l'éprouvette ne serait pas prise en compte comme un paramètre d'entrée de la matrice d'essais. Ce paramètre sera toutefois relevé pour chacune des éprouvettes. La localisation de l'éprouvette a été définie par deux limites anatomiques. La limite proximale fait référence à l'angle duodéno-jéjunal et la limite distale se situe au niveau de la valvule iléocæcale.

La localisation de prélèvement a été répartie de manière aléatoire entre les différents sujets.

Facteur : Température de l'éprouvette

Comme le comportement du mésentère pourrait avoir une composante visqueuse, la température pourrait aussi affecter sa réponse. Deux choix de température d'essais sont possibles selon que l'on veut caractériser des conditions plus proches du vivant (environ 37°C) ou du sujet d'anatomie (température ambiante) qui est typiquement utilisé pour les essais biomécaniques qui sont à la base de la plupart des critères lésionnels utilisés en biomécanique des chocs.

Lors des premiers essais, il est ressorti que la mise en température et le contrôle de la température des éprouvettes était difficile sans chambre expérimentale dans laquelle faire l'essai. En effet, la faible épaisseur des éprouvettes ne permettait pas de conserver suffisamment longtemps la température et la mesure de température effectuée à la surface de l'éprouvette ne semblait pas répétable. Seuls deux essais ont donc été réalisés aux environs de 30 à 35 C.

La matrice d'essais établie pour un sujet est définie dans le Tableau 14.

On peut remarquer qu'il a été décidé de réaliser un plus grand nombre d'essais en dynamique. La caractérisation des propriétés mécaniques du mésentère en dynamique était une priorité pour cette étude.

Pour ce qui est de l'orientation des éprouvettes, il a été décidé d'accorder un poids plus important aux essais radiaux car c'est selon cette direction que le réseau vasculaire majeur est orienté.

Tableau 14: Matrice d'essais pour un sujet et convention utilisée pour nommer les tests

	Désignation	Localisation de l'éprouvette	Orientation de l'éprouvette	Type d'essai	Température de l'essai
Configuration n°1	RDA+n°Corps +n°Eprouvette	Proximale ↓ Distale	Radiale sans tube	Dynamique	Ambiante
Configuration n°2	RSA+n°Corps +n°Eprouvette		Radiale sans tube	Statique	Ambiante
Configuration N°3	TDA+n°Corps +n°Eprouvette		Radiale avec tube	Dynamique	Ambiante
Configuration n°4	ODA+n°Corps +n°Eprouvette		Orthoradiale	Dynamique	Ambiante
Configuration n°5	ODC+n°Corps +n°Eprouvette		Orthoradiale	Dynamique	Corporelle
Configuration n°6	RDA+n°Corps +n°Eprouvette		Radiale sans tube	Dynamique	Ambiante

2.1.2. Prélèvement du mésentère et préparation des éprouvettes

Les mésentères ont été prélevés sur des corps donnés à la science au Laboratoire d'Anatomie de la faculté Rockefeller de l'Université Claude Bernard Lyon I. Le protocole ayant été au préalable approuvé par le comité d'éthique de l'université.

Les prélèvements ont été réalisés dans un délai ne dépassant pas au mieux les 48h après le décès des sujets. Le mésentère est prélevé dans sa totalité puis conservé au réfrigérateur dans des linges imprégnés de sérum physiologique. Les éprouvettes étaient ensuite découpées et testées dans un délai de 72h après le prélèvement.

Plusieurs corps ont été écartés car ils présentaient des mésentères très fins voire sans tissu adipeux.

2.1.2.1. Données anthropométriques des SHPM

Avant tout prélèvement de tissus biologiques sur les SHPM, des mesures anthropométriques des sujets ont été réalisées (Figure 20 et Tableau 15).

Tableau 15: Mesures anthropométriques

Sujet	S127	S139	S197	S240	S14	S21	S47
Age	57	91	53	86	97	82	81
Sexe	F	M	M	M	F	F	M
Poids (kg)	/	100	81	67	45	/	75
Position allongée (mm)							
Taille (1)	1730	1640	1700	1720	1530	1700	1740
Épaisseur abdominale (2)	180	230	225	190	160	/	205
Largeur abdominale (3)	380	360	340	320	300	370	330
Circonférence abdominale (4)	960	/	900	865	760	/	890
IMC	/	34,6	28	22,6	19,2	/	24,8

Note : Les mesures (2), (3) et (4) ont été relevées au niveau du nombril.

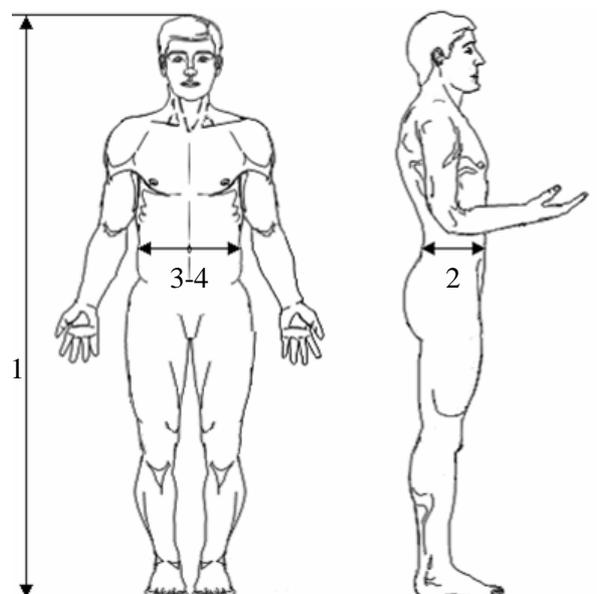


Figure 20: Mesures anthropométriques.

2.1.2.2. Préparation des éprouvettes

A partir des choix évoqués dans la section 2.1.1, il a été nécessaire de définir une forme d'éprouvettes et une méthode de fixation qui réduise le risque de rupture au niveau des zones de fixation.

Dans un premier temps il a été envisagé de découper les éprouvettes au scalpel puis de les mettre en place dans des mors de fixation. Cette méthode a rapidement été abandonnée car la présence de tissus fibreux dans le mésentère rendait la découpe difficile en une seule fois et la découpe en plusieurs fois avait tendance à créer des zones d'amorce de rupture.

De plus, comme l'échantillon est très souple, la mise en place dans les mors après découpe pouvait induire des problèmes d'orientation de l'échantillon (non respect de l'alignement original des tissus donc création de tension affectant la résistance à la rupture. Ce phénomène a été illustré en particulier par Mommersteeg *et al.* [MOM95] pour des ligaments).

Afin d'éviter ces problèmes et après plusieurs essais préliminaires, une méthode a été développée afin de réaliser la découpe en une seule opération sur des échantillons sections de mésentère déjà montés dans les mors. Elle utilise :

- des mors à chicane pour la fixation
- une forme avec des rayons de courbures pour les éprouvettes
- des emporte pièces pour obtenir ces échantillons directement dans les mors.

Une courte description du processus de mise en place de ces différents éléments est faite ci-après.

Forme des éprouvettes

La zone centrale testée avait une largeur de 25 mm, et la zone hors mors une longueur de 80mm (Figure 21).

Pour le montage dans les mors, une zone plus large (environ 55 mm) était conservée aux extrémités. La transition entre les deux zones (zone testée et mors) s'est effectuée à l'aide d'un double rayon de courbure (15 et 90 mm, Figure 21).

Dans le cas où l'éprouvette était testée avec tube, elle était découpée droite du côté du tube avant d'être montée dans les mors de ce côté là.

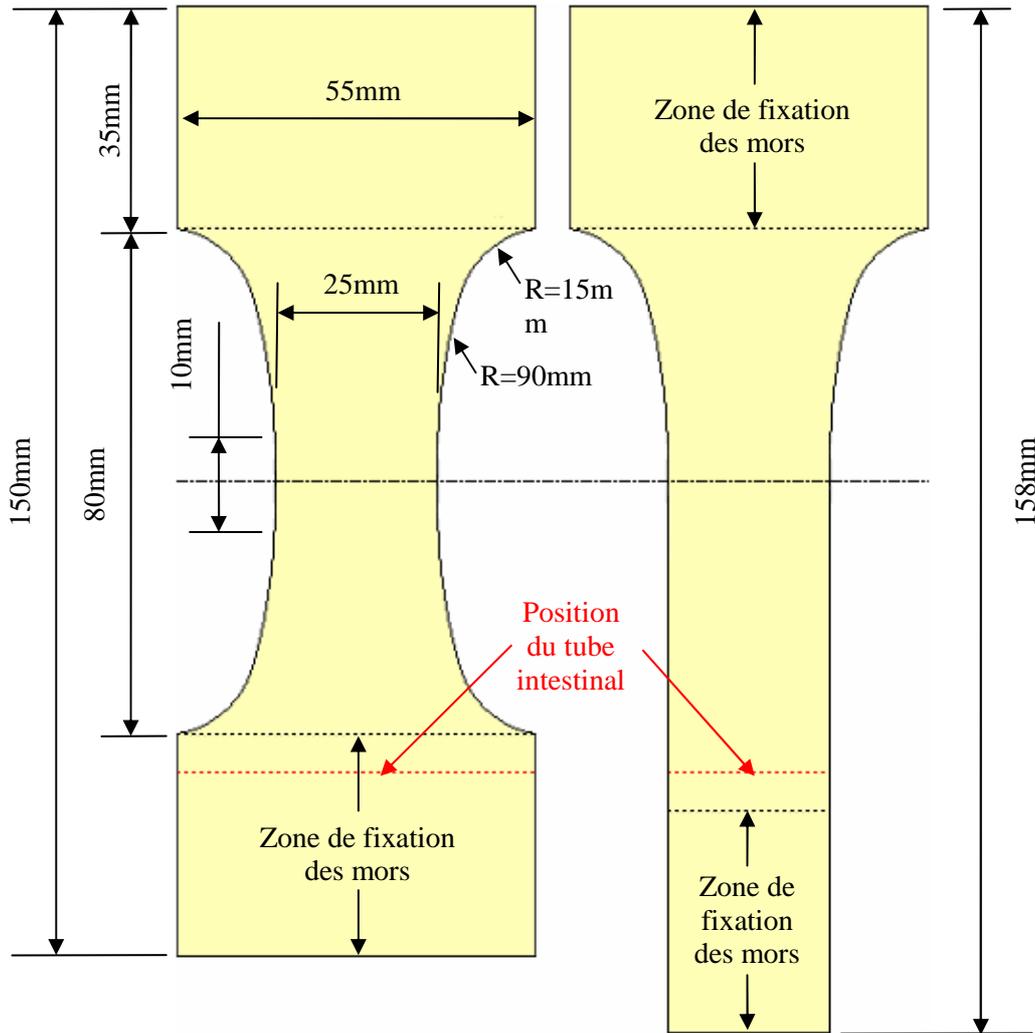


Figure 21: Dimensions des éprouvettes de mésentère et position du tube intestinal – à gauche : éprouvette radiale sans tube/orthoradiale – à droite : éprouvette radiale avec tube

Mors à chicane assurant le maintien des éprouvettes

Afin de minimiser les contraintes dans l'éprouvette au niveau des mors, un système de fixation par chicanes réglables a été implémenté en s'inspirant des travaux de Shah *et al.* [SHA06]. Le principe est de serrer le mésentère entre deux plaques sur lesquelles sont montés des cylindres (chicanes, Figure 22 a). Le réglage des cylindres permet d'obtenir une zone d'épaisseur quasi constante autour des cylindres lors du serrage, et donc d'éviter les concentrations de contraintes.

Afin de réduire encore le risque de glissement dans les mors, du papier de verre a été installé entre les chicanes (Figure 22 b et c).

Un dispositif de maintien a également été conçu pour maintenir l'écartement des mors et leur alignement lors de la découpe et de permettre le transport de l'éprouvette depuis la zone de préparation jusqu'au lieu d'expérimentation (Figure 22 c).

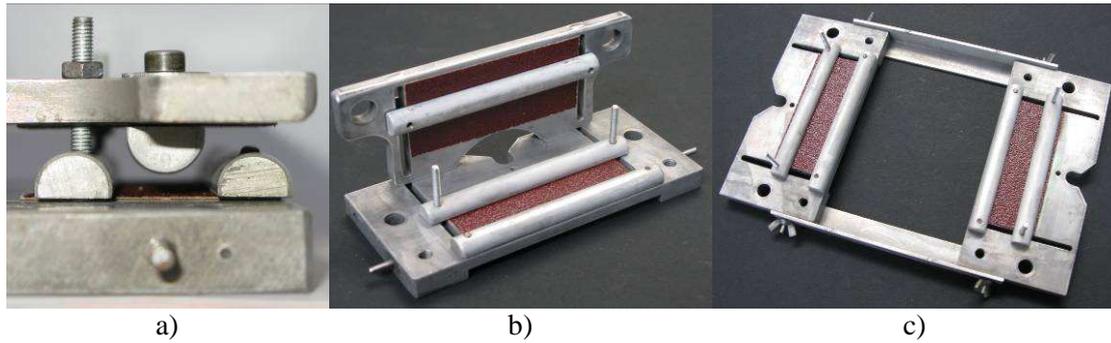


Figure 22: a) Réglage du système de chicane afin de conserver une épaisseur constante - b) Disposition du papier de verre sur les mors - c) Système permettant la fixation entre les mors pour la découpe et le transport

Emporte-pièce pour la découpe des éprouvettes

Le dispositif de découpe devait permettre une découpe :

- aisée et répétable
- en une seule opération (afin d'éviter les amorces de ruptures dues à la reprise de la coupe)
- s'adapter aux dimensions des mors.

Deux emporte-pièce ont donc été réalisés aux formes choisies pour les deux formes d'éprouvettes (avec et sans tube). Ces emporte-pièce sont constitués de deux lames en inox de 0,25 mm d'épaisseur bloquées entre des supports en aluminium (voir Figure 23). Les supports ont été usinés sur machine à commande numérique à la forme exacte des éprouvettes. Cette approche a garanti que toutes les éprouvettes avaient exactement les mêmes dimensions.

Les lames étaient changées et affûtées avant chaque période d'essais.



Figure 23: a) Emporte-pièce pour éprouvette radiale sans tube intestinal et orthoradiale
b) Emporte-pièce pour éprouvette radiale avec tube intestinal

Pour chaque essai, une section rectangulaire plus grande que la dimension de l'éprouvette était découpée au scalpel puis montée bien à plat dans les mors avec un serrage minimal. L'éprouvette était alors découpée à l'aide de l'emporte-pièce et d'un maillet.

Suivi de mires pour le calcul de déformation

Le marquage de mire pour le suivi vidéo sur les éprouvettes a été réalisé à l'aide d'un pochoir et d'une bombe de peinture noir mat. Les mires avaient un diamètre de 4mm et étaient installées en deux rangées tous les 10mm afin de permettre de calculer des déformations moyennes le long de l'échantillon.

Avant le marquage, le spécimen était saupoudré de talc afin de réduire les reflets dans les zones non marquées.

Tout le suivi de mires a été effectué dans le logiciel MotionTrack®.

2.1.3. Les moyens d'essais

2.1.3.1. Essais statiques

Les essais statiques de traction ont été menés à l'aide d'une machine d'essai universelle DELTALAB EM550[®]. L'éprouvette était placée verticalement. Le mors fixe était fixé au bâti alors que le mors mobile était monté sur la traverse de la machine d'essai par l'intermédiaire du capteur de force (Figure 24).

Lors de ces essais des mesures de force (Capteur TME F480TC050[®] d'une capacité de 500N) et de déplacement ont été enregistrées avec une fréquence d'acquisition de 500Hz.

Une acquisition vidéo a également été réalisée à l'aide d'une caméra VISARIO[®] (Figure 24) à 20Hz. La vidéo a été ré-échantillonnée à 4Hz pour faciliter le suivi de mire dans le logiciel MotionTrack[®].

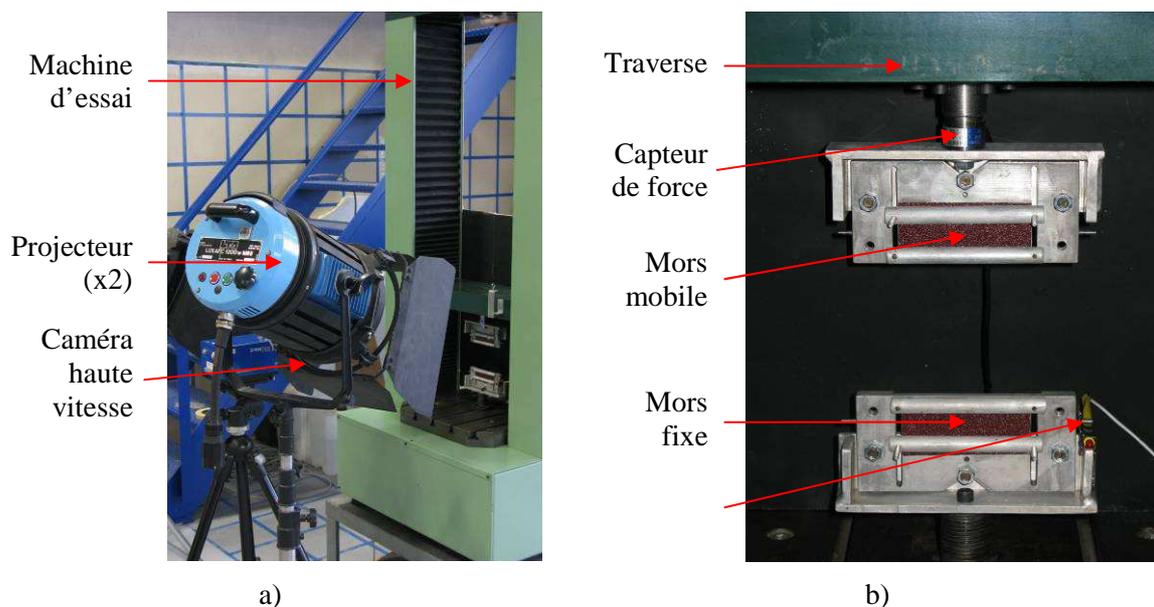


Figure 24: a) Vue d'ensemble du dispositif lors d'essais statiques et disposition de la caméra et des projecteurs – b) Vue détaillée de la disposition des mors et du capteur de force

2.1.3.2. Essais dynamiques

Les essais dynamiques de traction ont été menés à l'aide d'un pendule rigide impactant un montage horizontal guidé (vue d'ensemble Figure 25).

Le montage était fixé sur une poutre fixée au sol et dissociée du pendule pour minimiser le risque de vibrations. Le mors fixe était fixé au bâti par l'intermédiaire du capteur de force. Le mors mobile était monté sur un guidage linéaire, équipé de patins en téflon (IGUS[®]), par l'intermédiaire du capteur de force (Figure 27).

Le rail de guidage était impacté par l'avant du pendule rigide par l'intermédiaire d'un bloc de mousse CONFOR[®] afin d'éviter les vibrations et le possible rebond associées à un choc métal/métal (Figure 26).

Afin d'obtenir une vitesse d'essai constante et de provoquer la rupture de l'éprouvette à chaque essai, une masse de 25kg a été ajoutée au pendule.

En fin de course (après rupture de l'éprouvette), le pendule était stoppé à l'aide d'un nid d'abeille en aluminium (Figure 26).

Lors de ces essais, les mesures suivantes ont été faites :

- force au niveau du mors fixe (Capteur TME F480TC025[®] d'une capacité de 250N)
- force au niveau du mors mobile (Capteur TME F480TC050[®] d'une capacité de 500N)
- accélération mors fixe (accéléromètre mono-axe ENTRAN[®] d'une capacité de 100g)
- accélération mors mobile (accéléromètre mono-axe ENTRAN[®] d'une capacité de 250g)
- mesure du déplacement (Capteur TME LP250F0.1[®]).

Une acquisition vidéo a également été réalisée à l'aide d'une caméra VISARIO[®] à 4000Hz (Objectif : 35/70mm, f 2.8, 512 x 768 pixels) (Figure 25).

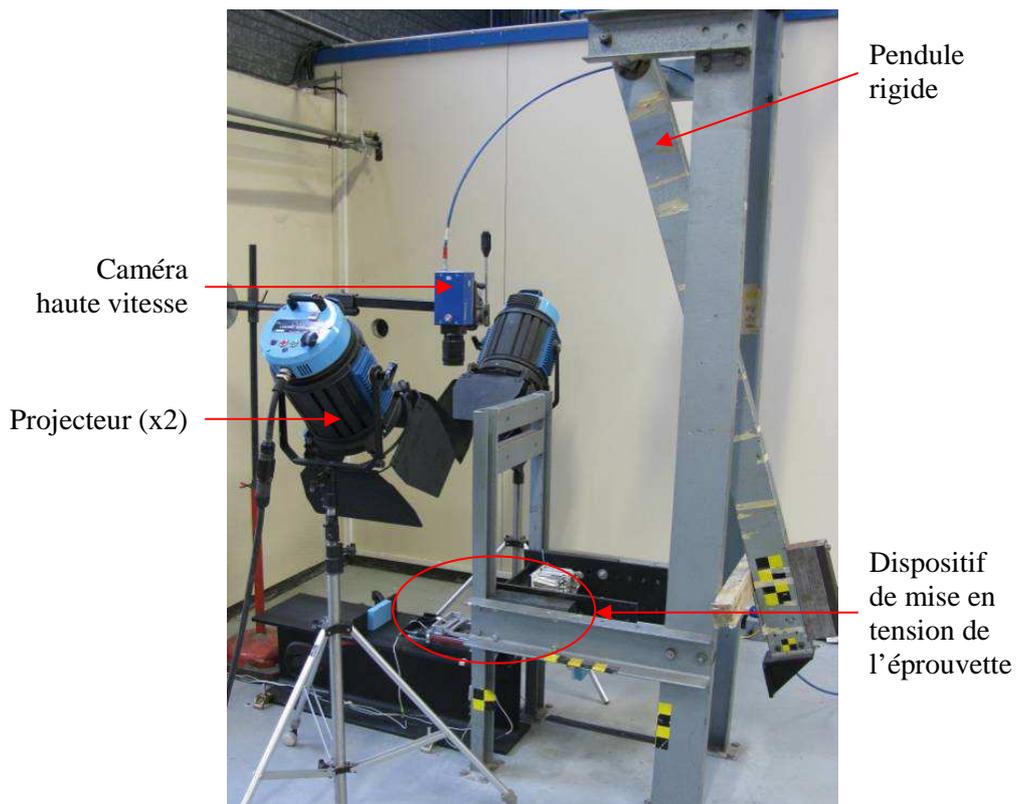


Figure 25: Vue d'ensemble du dispositif d'essai dynamique

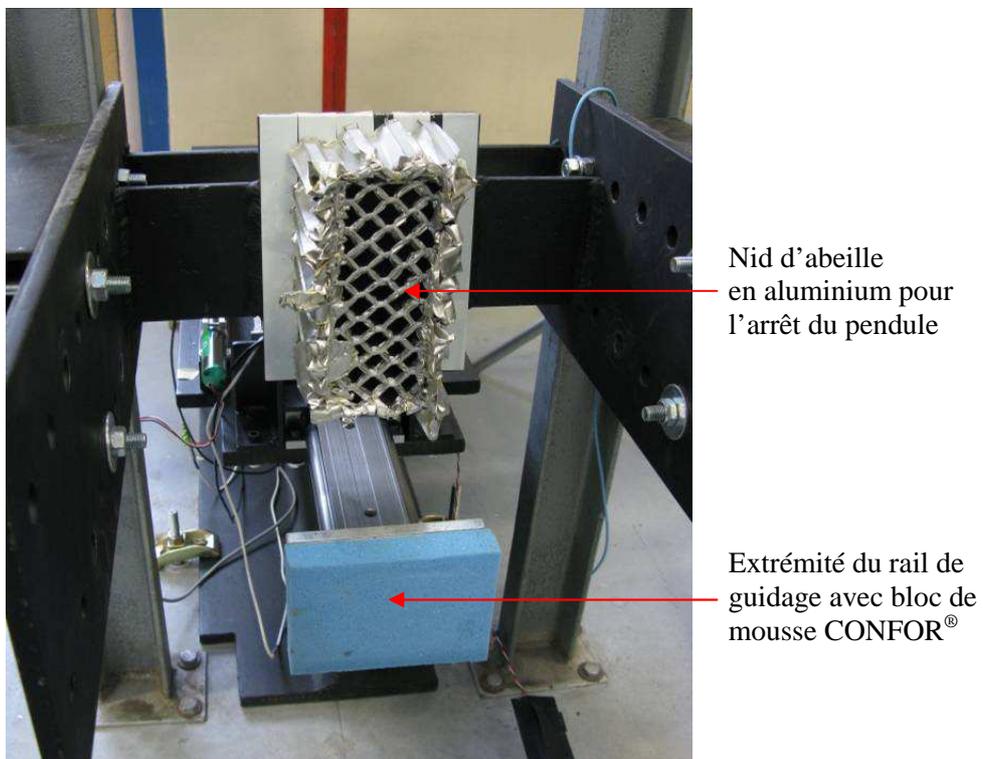


Figure 26: Dispositif d'arrêt du pendule et amortisseur pour le contact pendule/rail de guidage

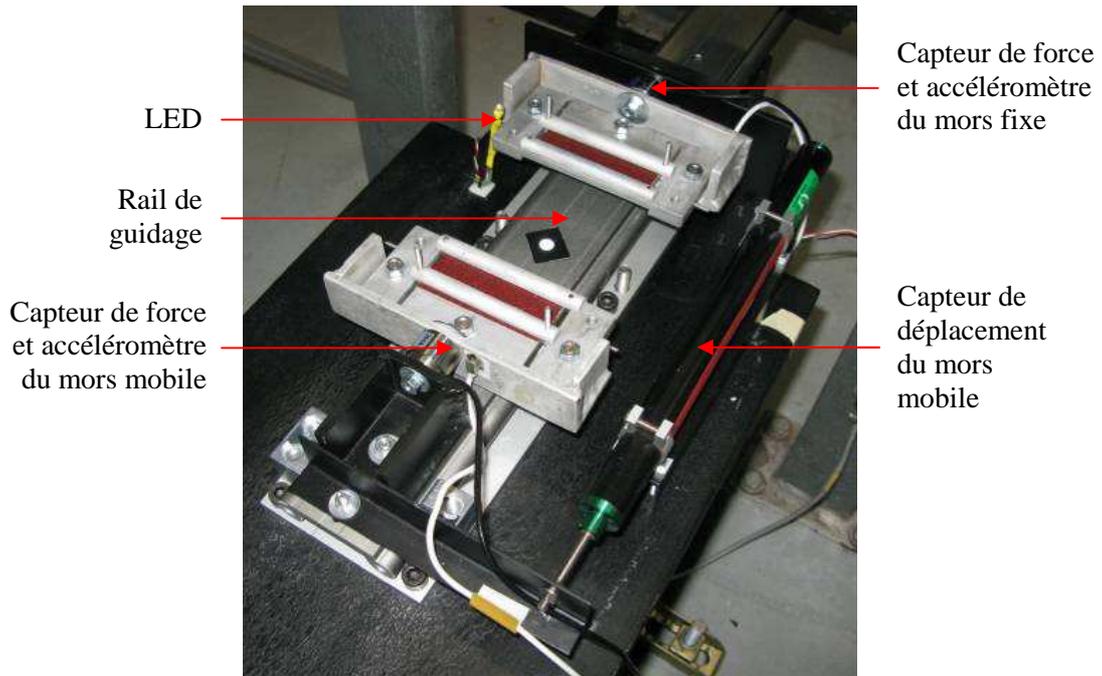


Figure 27: Dispositif de mise en tension de l'éprouvette - Positionnement des capteurs

2.1.4. Traitement des données

La mesure de la vitesse d'essai a été calculée comme la dérivée de la mesure de déplacement (formule de Taylor d'ordre 4). Pour les forces, l'effort sur le mors fixe est utilisé. En dynamique, cet effort a été filtré à l'aide d'un filtre passe bas de type SAE J211 classe 180Hz (CFC 180).

L'origine des courbes a été redéfinie pour toutes les voies de mesures :

- mise à zéro des voies de mesures par soustraction de la moyenne obtenue durant le temps de pré-chargement
- origine des temps choisie dès que la force passe au-dessus du niveau maximal pendant la période de pré-chargement.

Pour la synchronisation des vidéos, le début du déplacement du mors a été relevé sur les vidéos. Celui-ci a été calé avec le zéro déplacement issu des mesures.

2.1.4.1. Passage des courbes Force vs Déplacement aux courbes Contrainte vs. Déformation

Calcul des contraintes

Une contrainte σ de type ingénieur a été calculée comme suit : $\sigma = F/S_0$

Où F est la force, et S_0 la section initiale de l'éprouvette. La largeur considérée était de 25mm (Figure 21). Ne disposant d'aucun moyen pour mesurer et suivre l'évolution de l'épaisseur de l'éprouvette le long de l'éprouvette, l'hypothèse que l'épaisseur était de 5mm a été faite. Cette valeur correspond à l'ordre de grandeur mesuré manuellement sur les différentes éprouvettes.

Calcul des déformations

Une déformations ϵ de type ingénieur a été calculée comme suit : $\epsilon = \Delta L/L_0$

Où L est la longueur à chaque instant et L_0 la longueur initiale de l'éprouvette.

Les déformations mesurées sont issues du suivi de mires réalisé sur les vidéos.

Plusieurs déformations ont été mesurées sur les éprouvettes (Figure 28) :

- des déformations dites locales calculées entre deux mires mitoyennes. Ce calcul par zone va permettre d'évaluer l'homogénéité des déformations dans l'éprouvette
- une déformation moyenne calculée entre les mires les plus éloignées (Zone -2 à +2). Elle moyenne les possibles effets d'inhomogénéité du matériau et minimise les erreurs dues au suivi de mire
- une déformation globale calculée à partir du déplacement des mors. Cette déformation peut être biaisée par un éventuel glissement des mors. La longueur initiale de mors à mors a été mesurée sur les vidéos. Toutefois, cette déformation est celle qui est calculée avec le plus de précision (mesure avec potentiomètre contre mesure vidéo) et celle qui représente le mieux la réponse du mésentère dans son ensemble (zone la plus grande depuis la racine jusqu'au tube), dans la limite d'éventuels effets de bords.

Une fois que la rupture du matériau est amorcée, ces déformations ne représentent plus les déformations moyennes dans le matériau (puisque une discontinuité est possible) qui pourraient être utilisées pour définir des propriétés de matériau.

Après le début de la rupture, la déformation calculée à partir des mors sera alors utilisée pour donner une idée du comportement global du mésentère pendant la phase de rupture.

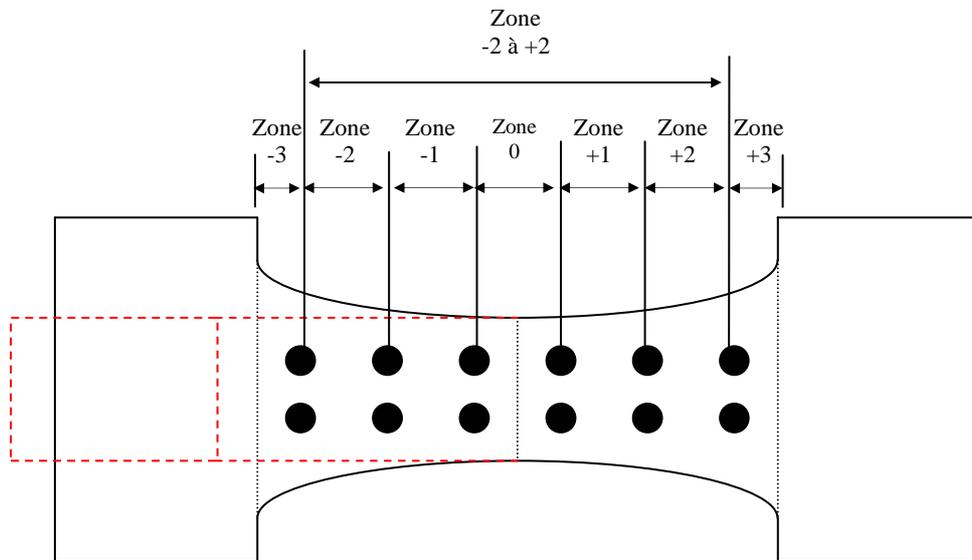


Figure 28: Disposition et appellation des déformations locales

Détermination de l'instant associé à l'amorce de rupture

Afin de déterminer l'instant associé à l'amorce de rupture de l'éprouvette, une méthode basée sur l'analyse des déformations issues du suivi de mires a été utilisée.

Les déformations locales ont été calculés et tracés en fonction du temps. L'instant, correspondant à une divergence des déformées locales (obtenue visuellement), a été sélectionné manuellement et servira à définir l'instant associé à l'amorce de rupture de l'éprouvette. Une vérification visuelle basée sur les vidéos a également été faite.

On peut voir sur l'exemple présenté en Figure 29, les différentes déformations calculées. On peut noter que toutes les déformations évoluent de la même façon que la déformation de mors à mors jusqu'à l'instant de divergence symbolisé par le trait pointillé.

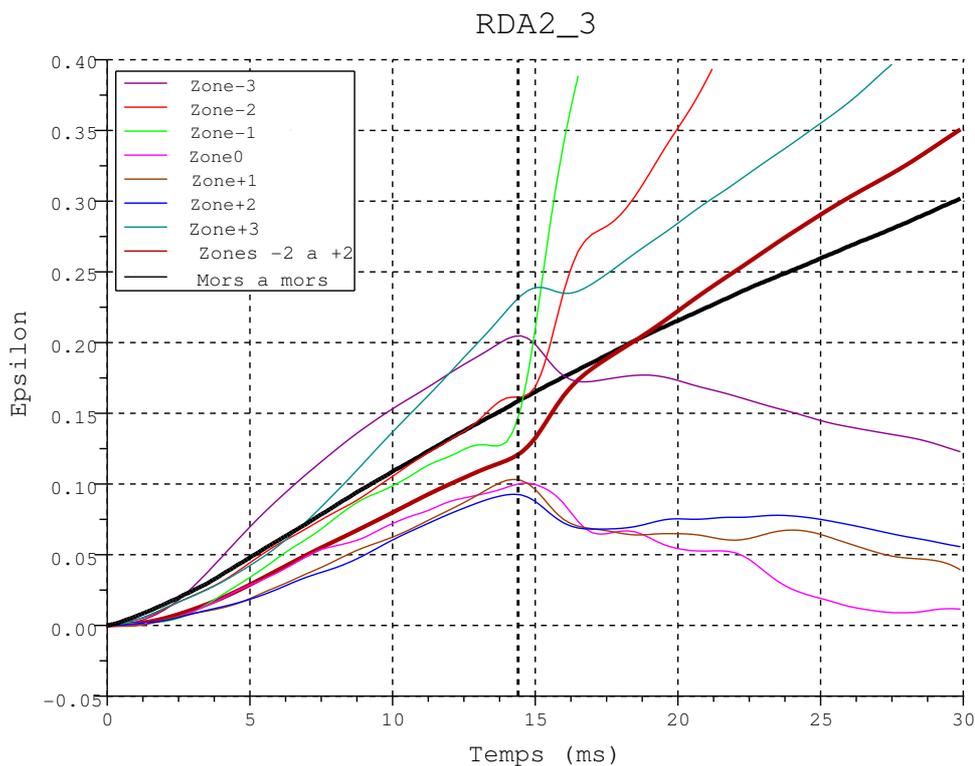


Figure 29: Exemple de distribution des déformations locale

Trois types de résultats seront présentés par la suite :

- des résultats en terme de Force vs. Déplacement et Contrainte vs. Déformation globale ; avec la déformation calculée de mors à mors ; cette déformation sera appelée ϵ_G .
- des résultats en terme de Contrainte vs. Déformation moyenne ; avec la déformation calculée de la zone -2 à la zone +2; cette déformation sera appelée ϵ_M . Ces courbes serviront à calculer le module de Young et à établir des corridors.

2.1.4.2. Calcul des modules de Young

Le module de Young de toutes les éprouvettes a été calculé sur la base des courbes Contrainte vs. Déformation moyenne. Une régression linéaire a été calculée du début des courbes jusqu'au moment de l'amorce de rupture.

2.1.4.3. Tests statistiques

Le test de Mann-Whitney (test non paramétrique) a été utilisé pour les comparaisons non appariées (cas d'échantillons manquant sur un corps, etc.).

Le test de Wilcoxon a été utilisé lorsque des comparaisons appariées pouvaient être faites (exemple : comparaisons de déformations locales au cours du temps).

2.2. Résultats des essais

Au total, 35 essais ont été conduits. 11 essais ODA, 12 essais RDA, 7 essais RSA et 5 essais TDA.

2.2.1. Localisation et aspect de la zone de rupture

Pour chaque série d'essais, la localisation de la rupture de la membrane visible, le mode de rupture associé, les glissements éventuels et diverses observations ont été faites sur les vidéos (Tableau 16, Tableau 17, Tableau 18 et Tableau 19).

La localisation de la rupture de la membrane visible a été définie à l'aide des zones décrites dans la Figure 28.

Les modes de rupture de la membrane visible ont été regroupés selon 3 catégories :

- *Perpendiculaire* ; une rupture est dite perpendiculaire à la direction de sollicitation si elle ne s'étend pas sur plus d'une zone (Figure 30 a)
- *Oblique* ; une rupture est dite oblique par rapport à la direction de sollicitation si elle s'étend sur plusieurs zones (Figure 30 b)
- *Complexe* ; une rupture est dite complexe s'il existe plusieurs directions de rupture (Figure 30 c).

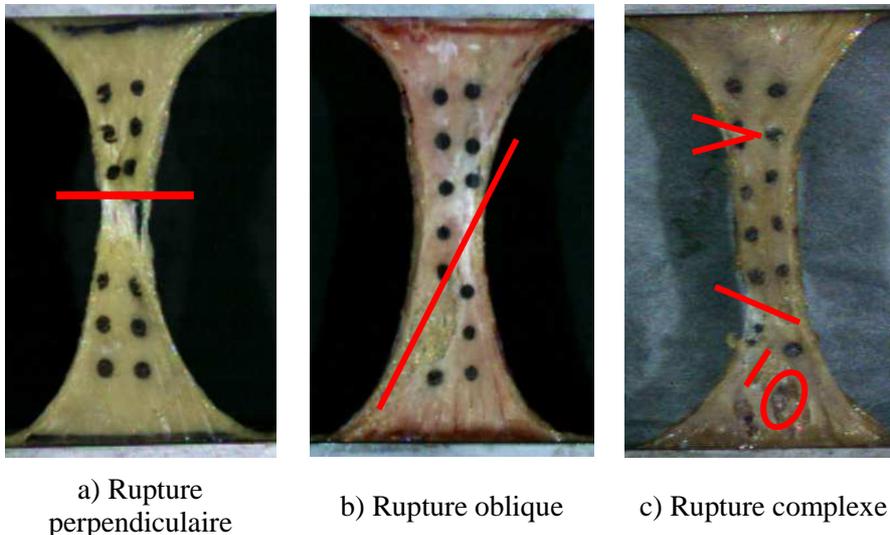


Figure 30: Modes de rupture des éprouvettes

Tableau 16: Description des ruptures pour les éprouvettes orthoradiales en dynamique

Essai	Orientation	Localisation	Glissement au niveau des mors	Autres observations
ODA1_1	Oblique	Zone +1 à +2	-	-
ODA2_1	Perpendiculaire	Zone +1	-	Rupture secondaire de la membrane visible dans la Zone -1
ODA3_1	Complexe	Zones +2 à +3	-	Propagation de la rupture jusqu'au mors
ODA3_2	Perpendiculaire	Zone -1	-	-
ODA4_1	Perpendiculaire	Zone +1	-	Rupture secondaire ultérieure de la membrane visible dans la Zone -2
ODA4_2	Perpendiculaire	Zone 0	-	
ODA4_3	Perpendiculaire	Zone 0	-	Rupture secondaire de la membrane visible dans la Zone -1
ODA6_2	Perpendiculaire	Zones -1	-	Un des bords de l'éprouvette n'est pas initialement tendu. Rupture initiée sur bord tendu
ODA7_1	Oblique	Zones -1 à 0	Faible et partiel (1 bord; mors -3)	Rupture secondaire de la membrane visible près de la zone de glissement (Zone -3). Déplacement mors inutilisable
ODA7_2	Perpendiculaire	Zone +1	-	Légère réorganisation de la matière au niveau du mors mobile
ODA7_3	Complexe	Multiples ruptures entre les zones 0 et +1	-	Rupture au niveau du mors fixe. La rupture dans les mors a eu lieu en premier mais n'a pas arrêté le chargement de l'éprouvette → Glissement généré Déplacement mors inutilisable.

Tableau 17: Description des ruptures pour les éprouvettes radiales sans tube en dynamique

Essai	Orientation	Localisation	Glissement au niveau des mors	Autres observations
RDA1_1	Perpendiculaire	Zone -1	-	Rupture secondaire de la membrane visible au niveau du mors
RDA1_2	Perpendiculaire	Zone -1	-	Possible rupture de la membrane non visible dans la Zone +1
RDA2_2	Perpendiculaire	Zone -3	-	Rupture de la membrane visible au niveau du mors → inutilisable
RDA2_3	Oblique	Zones -2 à 0	Partiel (moitié largeur mors +3)	Déplacement mors inutilisable
RDA3_1	Complexe	Zone -1 à 0	-	
RDA3_2	Complexe	Zone 0 à +3	-	Rupture très près des mors Possible rupture dans les mors → inutilisable
RDA4_2	Perpendiculaire	Zone 0	-	-
RDA5_1	Perpendiculaire	Zone -3	-	Rupture très près des mors → inutilisable
RDA6_2	Oblique	Zones -3 à +1	-	Ruptures différentes des membranes
RDA6_3	Oblique	Zone -3 à 0	-	Ruptures différentes des membranes. Rupture secondaire de la membrane visible près des mors
RDA7_1	-	-	-	Rupture et sortie du mors → inutilisable
RDA7_2	Complexe	Zone -3 à -1	-	-

Tableau 18: Description des ruptures pour les éprouvettes radiales avec tube en dynamique

Essai	Orientation	Localisation	Glissement au niveau des mors	Autres observations
TDA2_1	Perpendiculaire	Zone -2	-	-
TDA4_1	Perpendiculaire	Zone +1	-	-
TDA5_1	Oblique	Zones -2 à +1	Important	Déplacement mors inutilisable
TDA6_1	Oblique	Zones -1 à 0	-	-
TDA7_1	Perpendiculaire	Zone -2	-	Ruptures différentes des membranes

Tableau 19: Description des ruptures pour les éprouvettes radiales sans tube en statique

Essai	Orientation	Localisation	Glissement au niveau des mors	Autres observations
RSA2_1	Oblique	Zone -2 à +2	-	-
RSA3_1	Oblique	Zones -1 et 0	-	Ruptures différentes des membranes
RSA4_1	Oblique	Zones -1 à +1	-	-
RSA5_1	Oblique	Zones -2 à -1	-	-
RSA6_1	-	-	-	Rupture complète de la membrane visible dans les mors → inutilisable
RSA6_2	Perpendiculaire	Zone -1	-	-
RSA6_3	Oblique	Zone 0 à +2	-	Légère réorganisation de la matière au niveau du mors fixe

Dans 6 cas, la rupture dans ou près des mors a rendu l'exploitation des essais impossible (ODA7_3, RDA2_2, RDA3_2, RDA5_1, RDA7_1 et RSA6_1). Ces essais n'ont plus été pris en compte dans le reste de l'étude, portant le nombre d'éprouvettes utiles à 29 (10 pour les essais ODA, 5 pour les essais TDA, 8 pour les essais RDA et 6 pour les essais RSA).

Sur les 29 éprouvettes utilisables restantes, l'utilisation de la déformation de mors à mors n'a pas été exploitée suite à un glissement dans les mors pour 3 cas (ODA7_1, RDA2_3 et TDA5_1). Le glissement était important dans le cas de l'essai TDA5_1 et faible et partiel pour les 2 autres cas. Ces essais n'ont plus été pris en compte dans le reste de l'étude, portant le nombre d'éprouvettes utiles à 26 (9 pour les essais ODA, 4 pour les essais TDA, 7 pour les essais RDA et 6 pour les essais RSA).

Dans certains cas, les ruptures des parties supérieure et inférieure du mésentère n'étaient pas au même endroit et un glissement relatif des deux membranes était visible sur la vidéo. Enfin, des ruptures subcatastrophiques ont pu être observées sur certaines vidéos (fissure dans la surface exposée à la caméra sans que l'ensemble de l'éprouvette ne cède).

Pour les essais sans rupture ni glissement dans les mors (26 cas), la zone de rupture était le plus souvent perpendiculaire à la direction de sollicitation (14 essais sur 26). Les ruptures complexes ne représentaient qu'une faible proportion (3 essais sur 26).

Les résultats des différents essais sont présentés dans le Tableau 20.

Tableau 20: Répartition des directions de rupture

Essai	Perpendiculaire	Oblique	Complexe
RSA (n=6)	1	5	-
ODA (n=9)	7	1	1
RDA (n=7)	3	2	2
TDA (n=4)	3	1	-

Pour la rupture, dans la plupart des cas, la rupture catastrophique s'est effectuée à distance des mors. Toutefois, elle était suivie dans 8 cas d'une rupture secondaire de la membrane supérieure au niveau du mors. Ceci suggère que la fonction de protection des rayons de courbures a fait son effet mais que des concentrations locales de contraintes ont conduit à la rupture partielle.

Dans 5 cas, un glissement post rupture entre membranes était visible à la vidéo, ce qui suggère que, la rupture n'est pas survenue au même endroit dans les membranes supérieures et inférieures.

Dans l'ensemble, il a été considéré que les mors ont rempli leur fonction de fixation.

Localisation globale de la rupture

Les localisations ont été classées selon 3 zones globales de rupture :

- *Zone -* ; la rupture a eu lieu du côté du tube intestinal (Zone-3, Zone-2 et Zone-1)
- *Zone 0* ; la rupture a eu lieu dans la zone centrale de l'éprouvette (Zone0)
- *Zone +* ; la rupture a eu lieu du côté de la racine du mésentère (Zone+1, Zone+2 et Zone+3).

Les résultats sont présentés dans le Tableau 21.

Il est intéressant de noter que, la majorité des ruptures des éprouvettes radiales ont eu lieu dans la Zone-, à savoir la zone la plus proche du tube intestinal.

On peut également noter qu'il ne semble pas y avoir de zone préférentielle pour la rupture des essais ODA.

Tableau 21: Répartition des zones de rupture

Essai	Zone- (côté du tube intestinal)	Zone0	Zone+ (côté de la racine du mésentère)
RSA (n=6)	3	2	1
ODA (n=9)	2	2	5
RDA (n=7)	6	1	-
TDA (n=4)	3	-	1

2.2.2. Courbes Force vs. Déplacement

2.2.2.1. Essais statiques radiaux sans tube

Les courbes des 6 essais (issus de 5 corps) sont présentées dans la Figure 31.

Une courbe se distingue des autres. L'essai RSA5_1 qui a atteint une force maximale d'environ 60N alors que la force maximale, des 5 autres essais, était comprise entre 28N et 38N.

Les essais RSA4_1 et RSA5_1 présentent une rupture partielle dès 10mm de déplacement. Toutefois l'analyse de la vidéo n'a pas montré de spécificité vis-à-vis du mode de rupture ou de la présence d'un important vaisseau. Sinon, les courbes ont des allures similaires qui sont typiques pour des tissus mous :

- une zone non linéaire en tout début de chargement
- une zone linéaire se terminant par un pic de force (sauf dans le cas des essais RSA3_1 et RSA6_3)
- un zone de plateau précédant la chute de l'effort.

On peut remarquer que la chute de l'effort pendant la rupture est progressive pour tous les échantillons et qu'une partie importante de l'énergie de déformation est dans la zone de plateau.

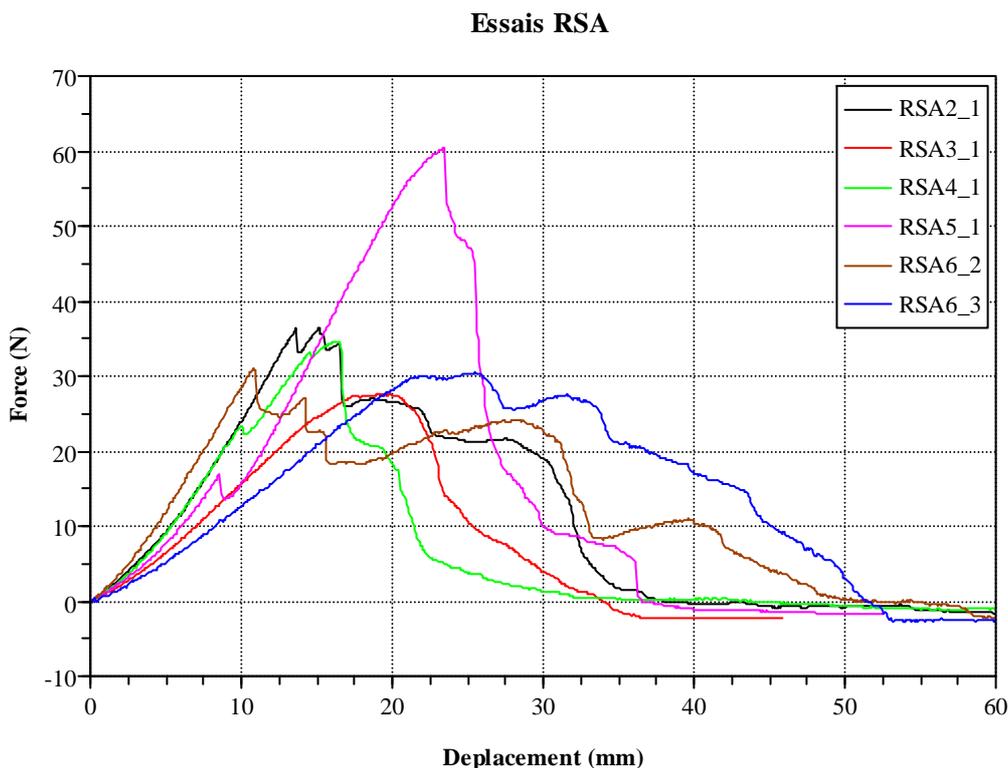


Figure 31: Courbes Force vs. Déplacement des essais RSA

2.2.2.2. Essais dynamiques

Répétabilité de la vitesse pour les essais dynamiques

La vitesse d'essais a été répétable comme illustré en Figure 32. La montée à 100% de la vitesse ciblée s'est faite en environ 2ms pour une force d'environ 2N (Figure 33). Les essais se sont ensuite déroulés entre 0,8 et 1,2m/s, avec une moyenne autour de 1m/s. La vitesse sera donc considérée comme étant identique pour tous les essais.

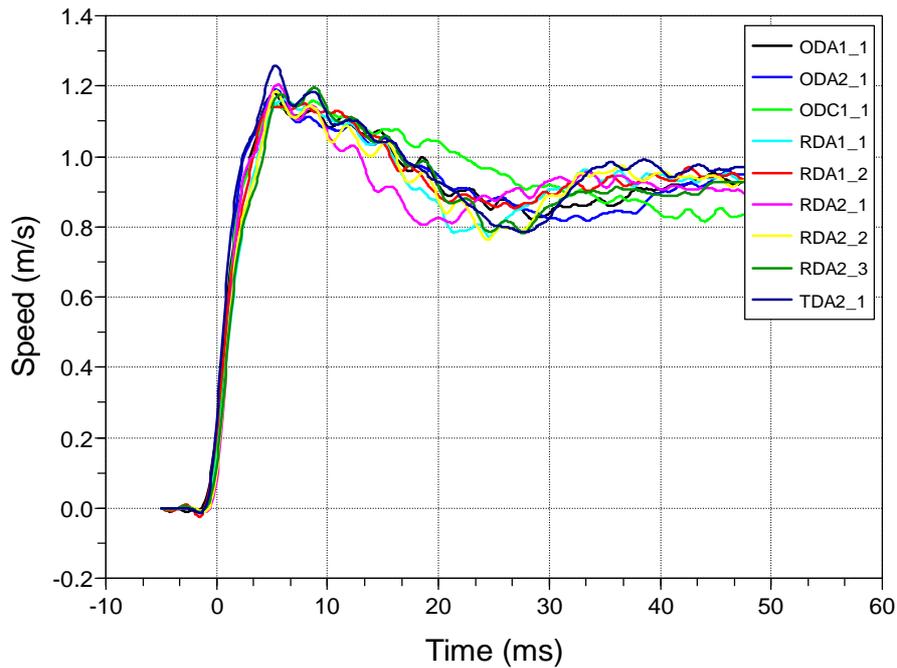


Figure 32: Courbes vitesse/temps du mors mobile issues du capteur de déplacement

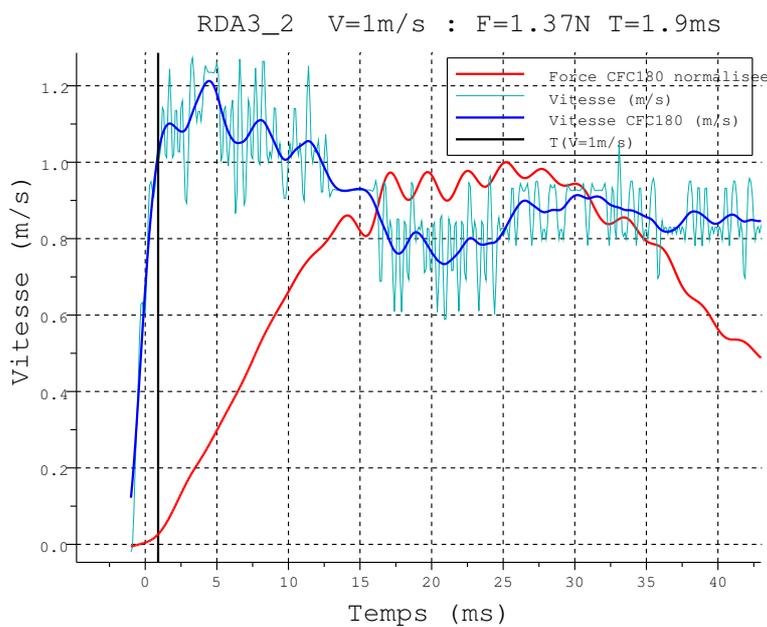


Figure 33: Exemple de courbes de Force et Vitesse en fonction du Temps

Essais dynamiques orthoradiaux

Les courbes des 9 essais valables en terme de Force vs. Déplacement (issus de 6 corps) sont présentées dans la Figure 34.

3 groupes de courbes se distinguent en terme de force maximale :

- les essais ODA4_1 et ODA4_3 : $10\text{N} < F_{\text{max}} < 15\text{N}$
- les essais ODA2_1, ODA4_2 et ODA7_2 : $15\text{N} < F_{\text{max}} < 20\text{N}$
- les essais ODA1_1, ODA3_1, ODA4_2 et ODA7_2 : $20\text{N} < F_{\text{max}} < 25\text{N}$.

On peut remarquer que pour l'essai ODA4_1 la force maximale est atteinte après 33mm environ de déplacement. Ce qui semble être bien supérieure aux déplacements des autres essais.

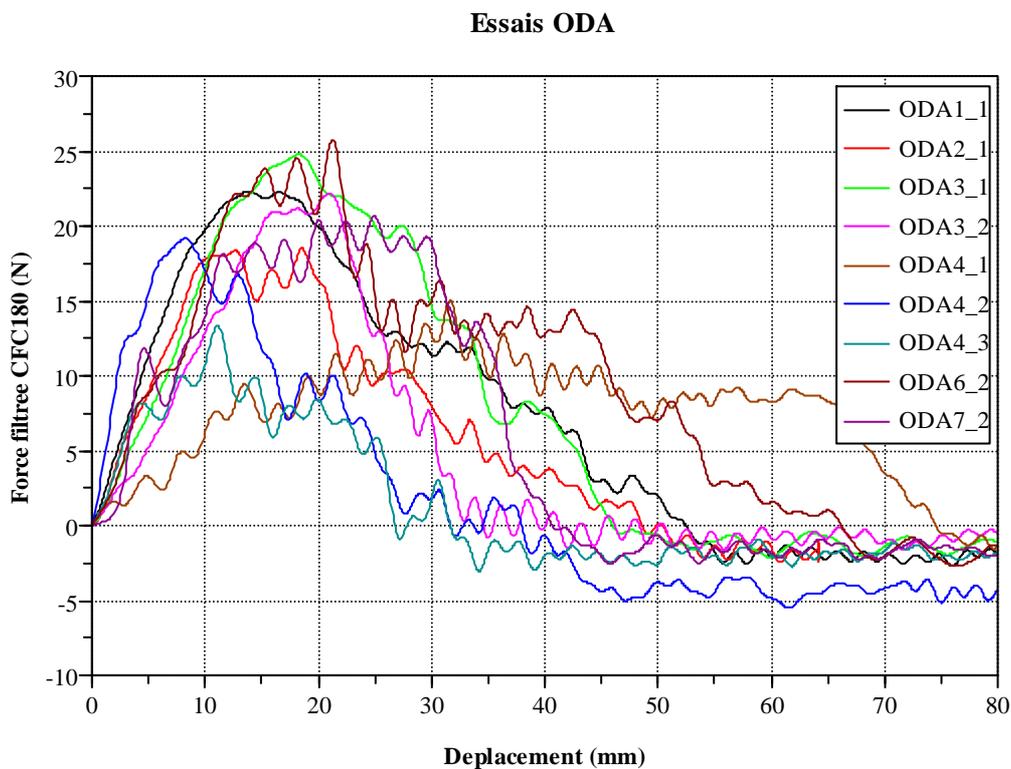


Figure 34: Courbes Force vs. Déplacement des essais ODA

Essais dynamiques radiaux avec tube

Les courbes des 4 essais valables en terme de Force vs. Déplacement (issus de 4 corps) sont présentées dans la Figure 35.

L'essai TDA4_1 se distingue des autres essais ; le capteur d'effort a saturé suite à un mauvais réglage de la plage de mesure ; la mesure du capteur d'effort situé sur le mors mobile n'a pas pu être exploitée non plus car l'acquisition ne s'est pas déclenchée.

Cet essai ne sera pas pris en compte dans les résultats ultérieurs en terme d'effort maximal et de déplacement associés (Tableau 22).

L'essai TDA7_1 présente une phase de plateau importante (25 mm environ).

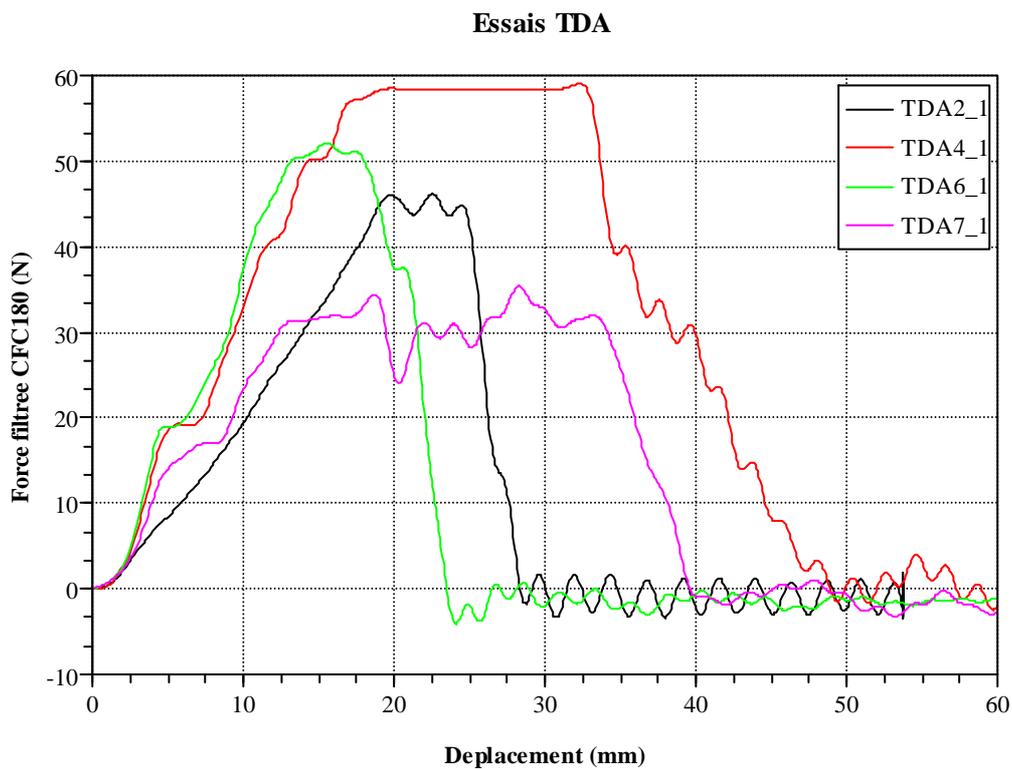


Figure 35: Courbes Force vs. Déplacement pour les essais TDA

Essais dynamiques radiaux sans tube

Les courbes des 7 essais valables en terme de Force vs. Déplacement (issus de 6 corps) sont présentées dans la Figure 36.

3 groupes de courbes se distinguent en terme de force maximale :

- essais RDA1_2 et RDA3_1 : environ 40N
- essais RDA1_1 et RDA4_2 : environ 60N
- essais RDA6_2, RDA7_2 et RDA6_3 : environ 90N.

On peut remarquer que toutes les forces maximales sont atteintes entre 15 et 25ms.

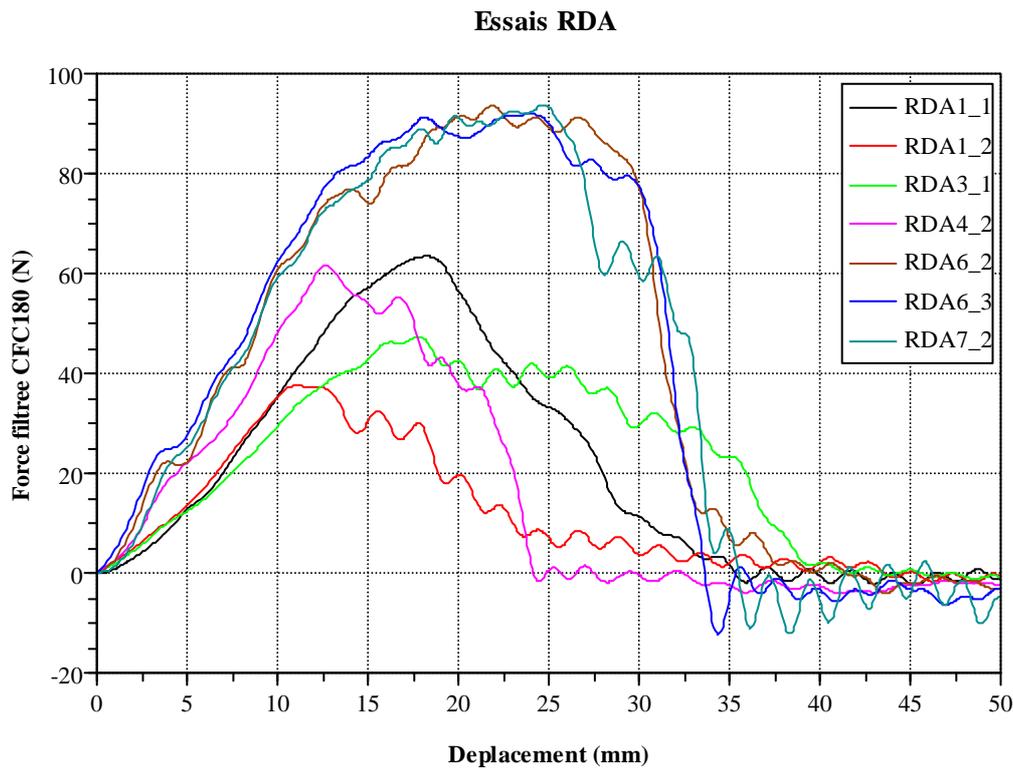


Figure 36: Courbes Force vs. Déplacement pour les essais RDA

2.2.3. Efforts maximaux et déplacements associés

Les efforts maximaux (F_{max}) et les déplacements associés ($D_{F_{max}}$) sont présentés dans le Tableau 22 et la Figure 37.

Le nombre d'essais TDA passe ici à 3 au lieu de 4 car l'essai TDA4_1 présentait une saturation du capteur de force.

Les efforts étaient les plus faibles pour les essais faits dans la direction orthoradiale (20,2N pour les essais ODA contre 42,1N pour les essais TDA et 69,9N pour les essais RDA).

D'autre part, l'effet de la vitesse était aussi relativement important (69,9N pour les essais RDA contre 36,8N pour les essais RSA).

Les déplacements associés aux efforts maximaux se situent entre 18,4mm et 22,1mm.

Tableau 22: Efforts maximaux et déplacement associés pour tous les essais

Essai	F_{max} (N)	$D_{F_{max}}$ (mm)
ODA1_1	22.3	13.8
ODA2_1	18.5	18.5
ODA3_1	24.8	18.3
ODA3_2	22.1	21.0
ODA4_1	15.0	31.7
ODA4_2	19.2	8.3
ODA4_3	13.3	11.1
ODA6_2	25.7	21.2
ODA7_2	20.6	25.0
RDA1_1	63.5	18.2
RDA1_2	37.5	11.1
RDA3_1	47.4	17.8
RDA4_2	61.5	12.7
RDA6_2	93.5	21.8
RDA6_3	91.9	24.0
RDA7_2	93.8	24.7
RSA2_1	36.5	15.2
RSA3_1	27.6	19.1
RSA4_1	34.6	16.1
RSA5_1	60.4	23.3
RSA6_2	31.2	10.9
RSA6_3	30.6	25.7
TDA2_1	46.2	22.5
TDA6_1	52.1	15.6
TDA7_1	35.4	28.2

Essai	Moy. F_{max} (N)	Ecart-type F_{max} (N)
ODA (n=9)	20.2	4.2
TDA (n=3)	42.1	-
RDA (n=7)	69.9	23.4
RSA (n=6)	36.8	12.0

Essai	Moy. $D_{F_{max}}$ (N)	Ecart-type $D_{F_{max}}$ (N)
ODA (n=9)	18.8	7.2
TDA (n=3)	22.1	-
RDA (n=7)	18.6	5.3
RSA (n=6)	18.4	5.5

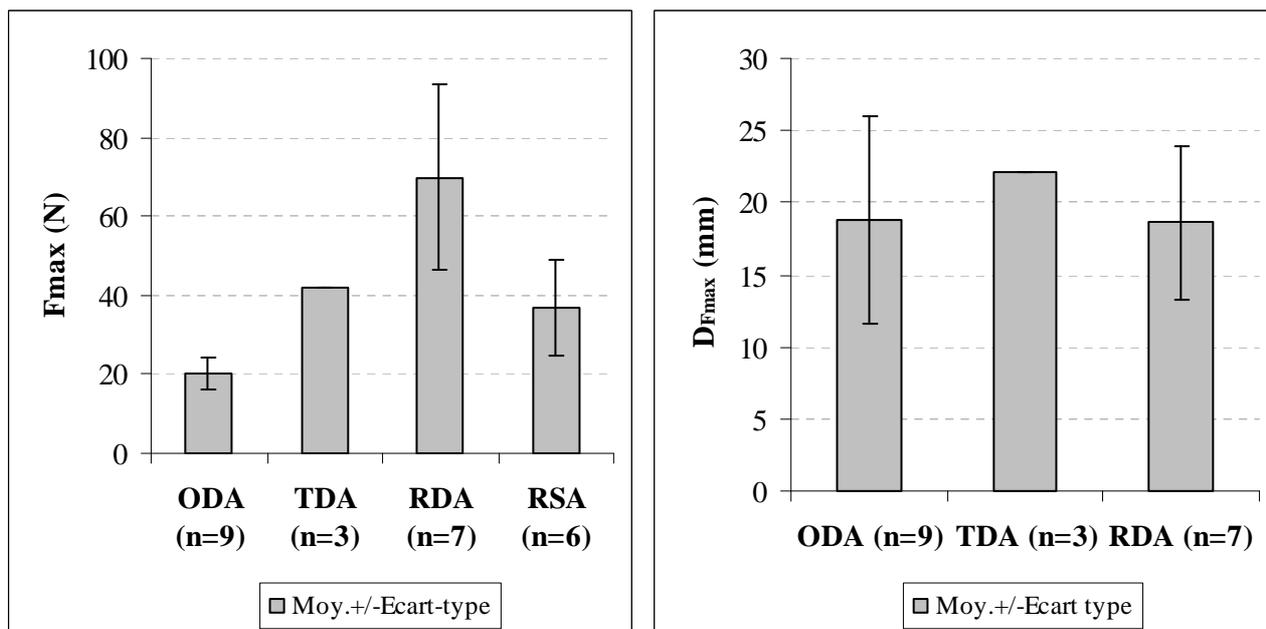


Figure 37: Histogramme des efforts maximaux et des déplacements associés pour tous les essais

Des comparaisons 2 à 2 ont été faites à l'aide du test de Mann-Whitney.

En ce qui concerne les efforts maximaux, il ressort de ces comparaisons que :

- les échantillons TDA et RDA ne sont pas significativement différents ($p >= 0,05$)
- la différence entre les échantillons RDA et RSA est fortement significative ($p \leq 0,01$)
- la différence entre les échantillons ODA et RDA est fortement significative ($p \leq 0,01$).

En ce qui concerne les déplacements associés aux efforts maximaux, il ressort de ces comparaisons que les 4 échantillons ne sont pas significativement différents ($p > 0,05$).

2.2.4. Contrainte vs. Déformation globale

L'utilisation de contraintes et de déformations ingénieurs amène une mise à l'échelle des données mais ne change pas la forme des courbes.

Les contraintes maximales (σ_{Gmax}) et les déformations globales associées (ε_G) sont présentées dans le Tableau 23 et la Figure 38.

Le nombre d'essais TDA passe ici à 3 au lieu de 4 car l'essai TDA4_1 présentait une saturation du capteur de force.

Les contraintes étaient les plus faibles pour les essais faits dans la direction orthoradiale (0,171MPa pour les essais ODA contre 0,367MPa pour les essais TDA et 0,570MPa pour les essais RDA).

D'autre part, l'effet de la vitesse était aussi relativement important (0,570MPa pour les essais RDA contre 0,295MPa pour les essais RSA).

Les déformations globale (de mors à mors) associés aux contraintes maximales se situent entre 0,188 et 0,231.

Tableau 23: Contrainte maximales et déformations associées pour tous les essais

Essai	σ_{Gmax} (MPa)	ε_G
ODA1_1	0.182	0.144
ODA2_1	0.159	0.193
ODA3_1	0.198	0.189
ODA3_2	0.179	0.212
ODA4_1	0.137	0.325
ODA4_2	0.159	0.086
ODA4_3	0.121	0.107
ODA6_2	0.217	0.207
ODA7_2	0.183	0.195
RDA1_1	0.508	0.179
RDA1_2	0.306	0.114
RDA3_1	0.391	0.196
RDA4_2	0.515	0.132
RDA6_2	0.759	0.227
RDA6_3	0.741	0.222
RDA7_2	0.767	0.258
RSA2_1	0.292	0.157
RSA3_1	0.221	0.200
RSA4_1	0.277	0.172
RSA5_1	0.484	0.249
RSA6_2	0.250	0.117
RSA6_3	0.245	0.268
TDA2_1	0.381	0.231
TDA6_1	0.426	0.163
TDA7_1	0.294	0.300

Essai	Moy. σ_{Gmax} (Mpa)	Ecart-type σ_{Gmax} (Mpa)
ODA (n=9)	0.171	0.030
TDA (n=3)	0.367	-
RDA (n=7)	0.570	0.188
RSA (n=6)	0.295	0.096

Essai	Moy. ε_G	Ecart-type ε_G
ODA (n=9)	0.184	0.069
TDA (n=3)	0.231	-
RDA (n=7)	0.190	0.052
RSA (n=6)	0.194	0.057

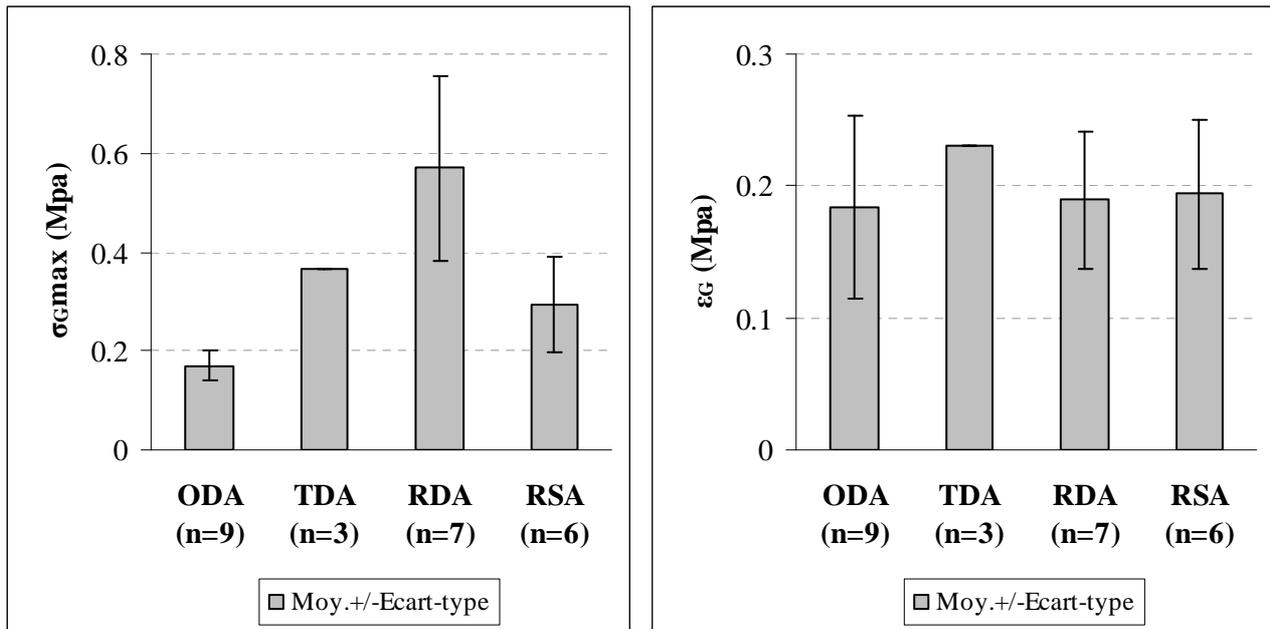


Figure 38: Histogrammes des contraintes maximales et des déformations associées pour tous les essais

Des comparaisons 2 à 2 ont été faites à l'aide du test de Mann-Whitney.

En ce qui concerne les contraintes maximales, il ressort de ces comparaisons que :

- les échantillons TDA et RDA ne sont pas significativement différents ($p > 0,05$)
- la différence entre les échantillons RDA et RSA est fortement significative ($p \leq 0,01$)
- la différence entre les échantillons ODA et RDA est fortement significative ($p \leq 0,01$).

En ce qui concerne les déformations globales associés aux contraintes maximales, il ressort des ces comparaisons que les 4 échantillons ne sont pas significativement différents ($p > 0,05$).

2.2.5. Contrainte vs. Déformation moyenne

2.2.5.1. Homogénéité des déformations locales au moment de l'amorce de rupture

Des tests statistiques ont été menées sur les différentes déformations locales afin d'en vérifier l'homogénéité.

Des comparaisons par type d'essais ont été faites avec le test de Wilcoxon, les résultats sont présentés dans le Tableau 24.

Il ressort de ces tableaux 3 résultats :

- la grande majorité des déformations locales ne sont pas significativement différentes ($p \geq 0,05$).
- Lorsque les déformations locales sont significativement différentes, 2 cas se distinguent :
 - Les différences font intervenir les zones -3 et +3. L'inhomogénéité de la déformation peut dans ce cas être attribuée à la forme de l'éprouvette ou à des effets de bords (essais surlignés en rouge)
 - La différence se situe dans la zone centrale de l'éprouvette, ce qui suggère une inhomogénéité dans la zone de test principale. Toutefois ceci ne correspond qu'à 2 cas sur 26 comparaisons et la différence n'est pas "très" significative (essais surlignés en jaune).

Dans l'ensemble on peut donc considérer que la déformation est homogène dans la zone testée jusqu'au moment de l'amorce de rupture.

Pour les courbes Contrainte vs. Déformation moyenne, la déformation sera calculée uniquement entre les zones -2 et +2.

Tableau 24: Test de Wilcoxon pour les déformations locales

Essais ODA

p<0.05	Zone-3	Zone-2	Zone-1	Zone0	Zone+1	Zone+2	Zone+3
Zone-3	N (1)	N (0.4257812)	N (1)	N (0.8203125)	N (0.734375)	N (0.9101562)	N (0.4960938)
Zone-2		N (1)	N (0.4609375)	N (0.6523438)	N (0.3007812)	N (0.734375)	N (0.203125)
Zone-1			N (1)	N (0.84375)	N (0.9453125)	N (0.7421875)	N (0.4609375)
Zone0				N (1)	N (0.4960938)	N (1)	N (0.5703125)
Zone+1					N (1)	N (0.203125)	N (1)
Zone+2						N (1)	N (0.5703125)
Zone+3							N (1)

Essais RDA

p<0.05	Zone-3	Zone-2	Zone-1	Zone0	Zone+1	Zone+2	Zone+3
Zone-3	N (1)	N (0.296875)	N (0.6875)	N (0.9375)	Y (0.046875)	Y (0.03125)	N (0.375)
Zone-2		N (1)	N (0.375)	N (0.375)	N (0.6875)	N (0.8125)	Y (0.046875)
Zone-1			N (1)	N (1)	N (0.109375)	N (0.078125)	N (0.296875)
Zone0				N (1)	N (0.078125)	Y (0.03125)	N (0.15625)
Zone+1					N (1)	N (0.8125)	Y (0.015625)
Zone+2						N (1)	Y (0.015625)
Zone+3							N (1)

Essais RSA

p<0.05	Zone-3	Zone-2	Zone-1	Zone0	Zone+1	Zone+2	Zone+3
Zone-3	N (1)	Y (0.03125)	N (0.21875)	N (0.09375)	N (0.0625)	Y (0.03125)	N (0.15625)
Zone-2		N (1)	N (0.6875)	N (0.0625)	N (1)	N (0.84375)	Y (0.03125)
Zone-1			N (1)	N (0.84375)	N (0.4375)	N (1)	Y (0.03125)
Zone0				N (1)	Y (0.03125)	N (0.3125)	Y (0.03125)
Zone+1					N (1)	N (1)	Y (0.03125)
Zone+2						N (1)	Y (0.03125)
Zone+3							N (1)

Essais TDA

p<0.05	Zone-3	Zone-2	Zone-1	Zone0	Zone+1	Zone+2	Zone+3
Zone-3	N (1)	N (0.625)	N (0.25)	N (0.125)	N (0.375)	N (0.25)	N (0.625)
Zone-2		N (1)	N (0.625)	N (0.25)	N (0.875)	N (0.875)	N (0.625)
Zone-1			N (1)	N (0.625)	N (1)	N (1)	N (0.125)
Zone0				N (1)	N (0.375)	N (0.375)	N (0.125)
Zone+1					N (1)	N (0.625)	N (0.375)
Zone+2						N (1)	N (0.25)
Zone+3							N (1)

2.2.5.2. Comparaison de la déformation globale et de la déformation moyenne

Pour chaque type d'essais des comparaisons entre la déformation globale (mors à mors) et la déformation moyenne (zone -2 à +2) ont été faites.

Ces résultats sont illustrés en Figure 39, Figure 40, Figure 41 et Figure 42.

Il est intéressant de noter qu'il existe un rapport d'environ 2 entre les déformations globales et les déformations moyennes pour les essais ODA, RDA et RSA (présence des rayons de courbures aux 2 extrémités de l'éprouvette) alors que dans le cas des essais TDA le rapport est de 1, ce qui peut être expliqué par l'absence de courbure d'un des deux cotés de l'éprouvette et des déformations importantes dans la zone du tube.

Ce résultat tend à suggérer que les rayons de courbure des éprouvettes ont joué leur rôle de protecteur de la partie centrale.

L'existence d'une corrélation entre la déformation globale et moyenne permet de mieux interpréter les résultats en Force vs. Déplacement.

Toutefois, la déformation calculée à partir de la vidéo est a priori plus fiable pour estimer la déformation dans la zone centrale de l'éprouvette et sera donc utilisée par la suite.

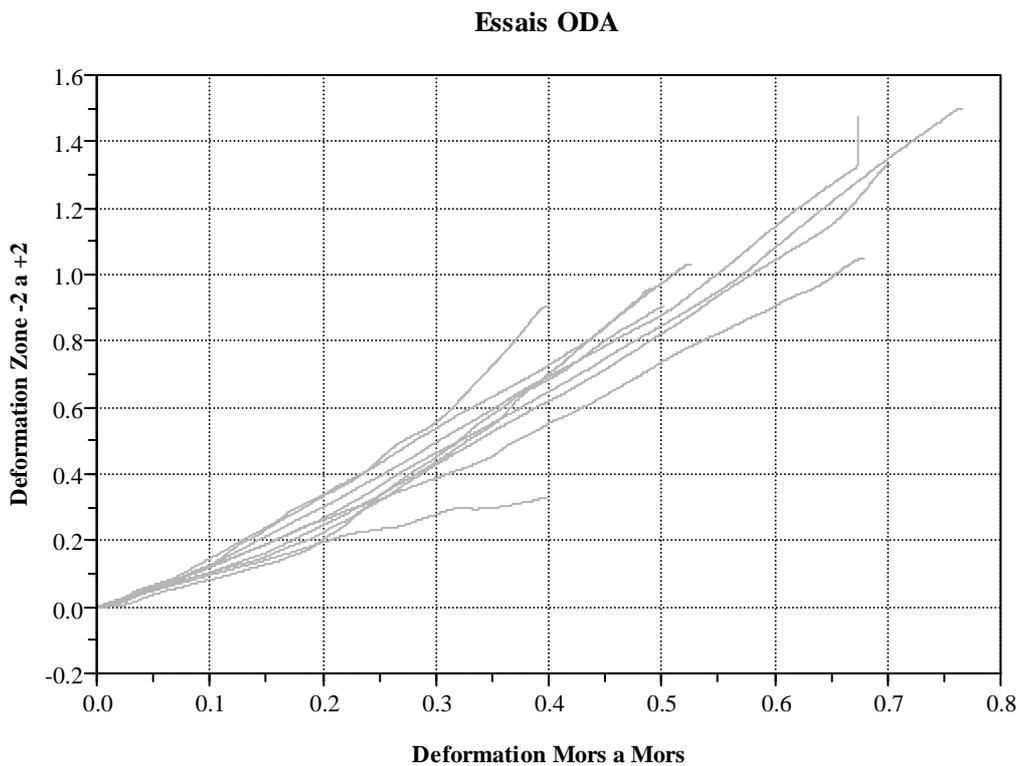


Figure 39: Courbes Déformation moyenne vs. Déformation globale pour les essais RSA.

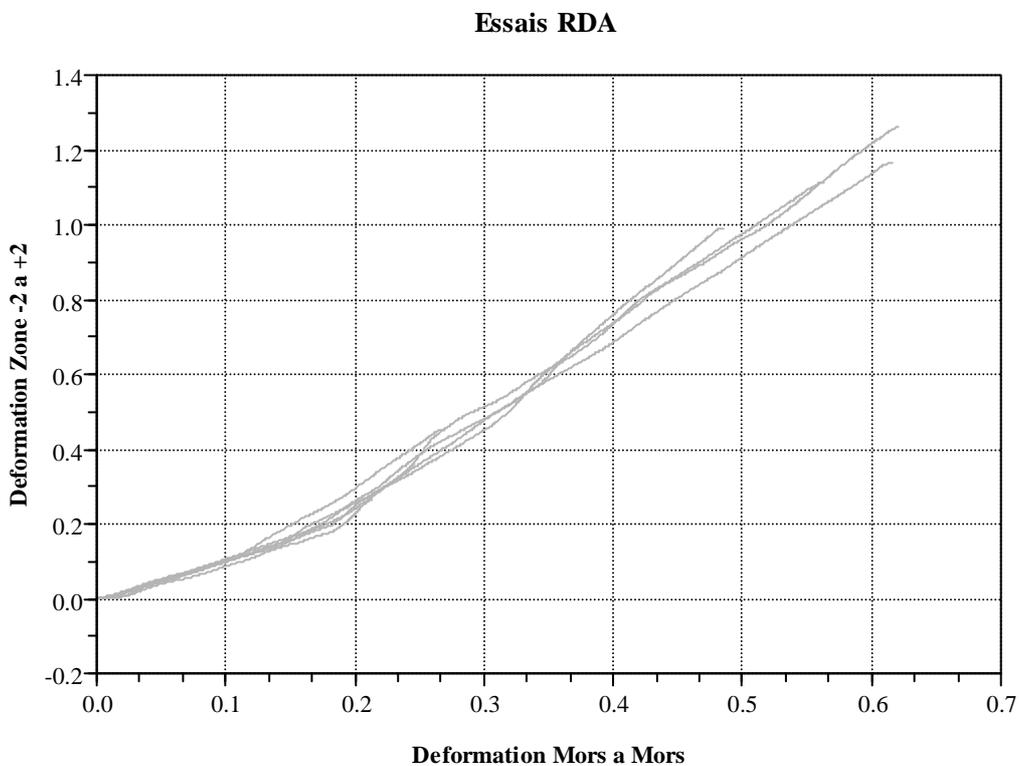


Figure 40: Courbes Déformation moyenne vs. Déformation globale pour les essais RDA.

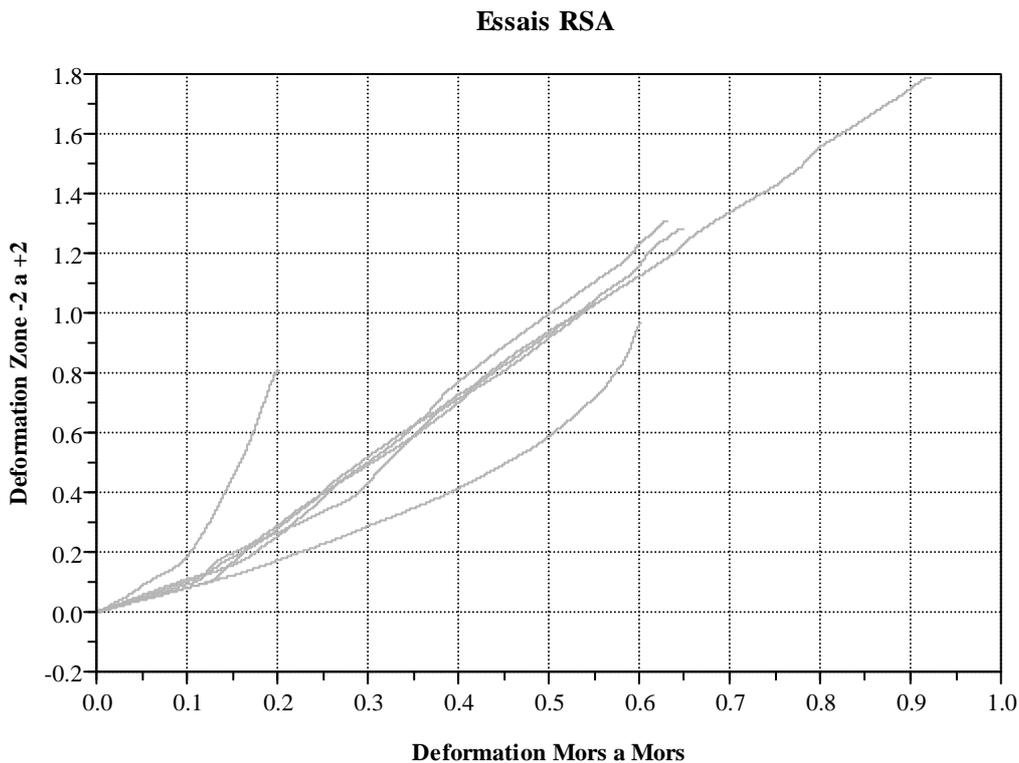


Figure 41: Courbes Déformation moyenne vs. Déformation globale pour les essais RSA.

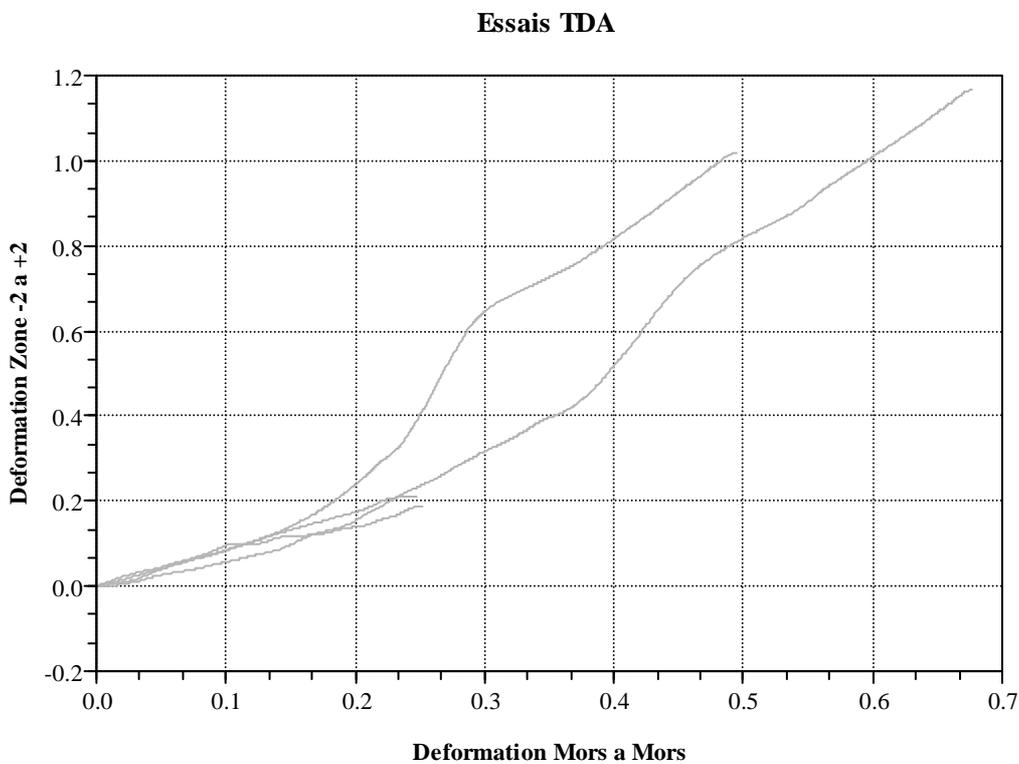


Figure 42: Courbes Déformation moyenne vs. Déformation globale pour les essais TDA.

2.2.5.3. *Essais statiques radiaux sans tube*

Les courbes des 6 essais (issus de 5 corps) sont présentées dans la Figure 43.

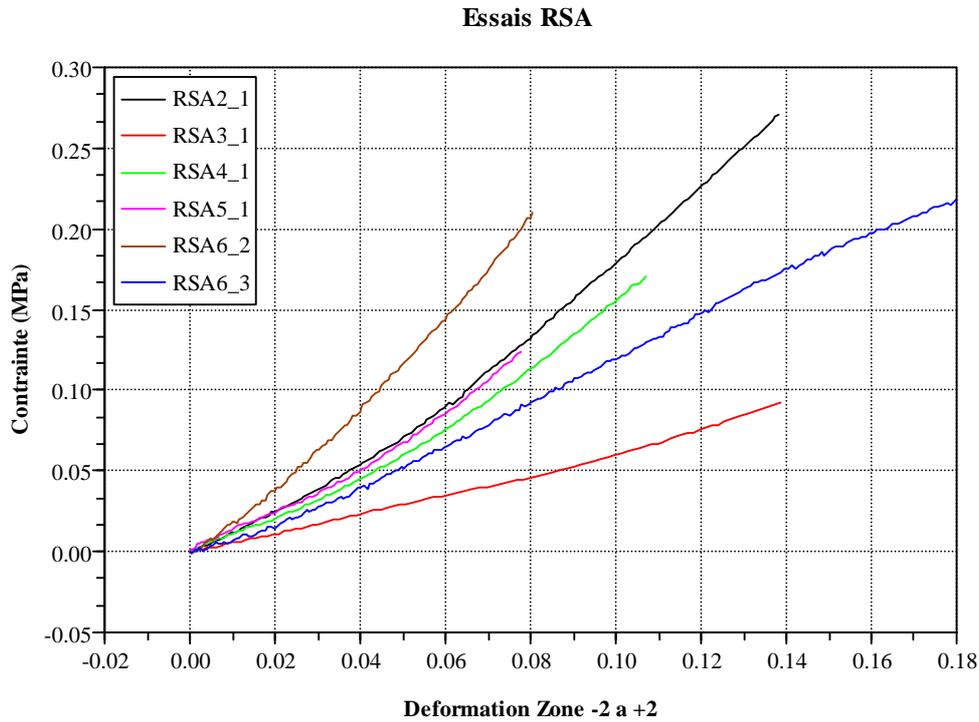


Figure 43: Courbes Contrainte vs. Déformation moyenne jusqu'à amorce de rupture pour les essais RSA.

2.2.5.4. *Essais dynamiques orthoradiaux*

Les courbes des 9 essais (issus de 6 corps) sont présentées dans la Figure 44.

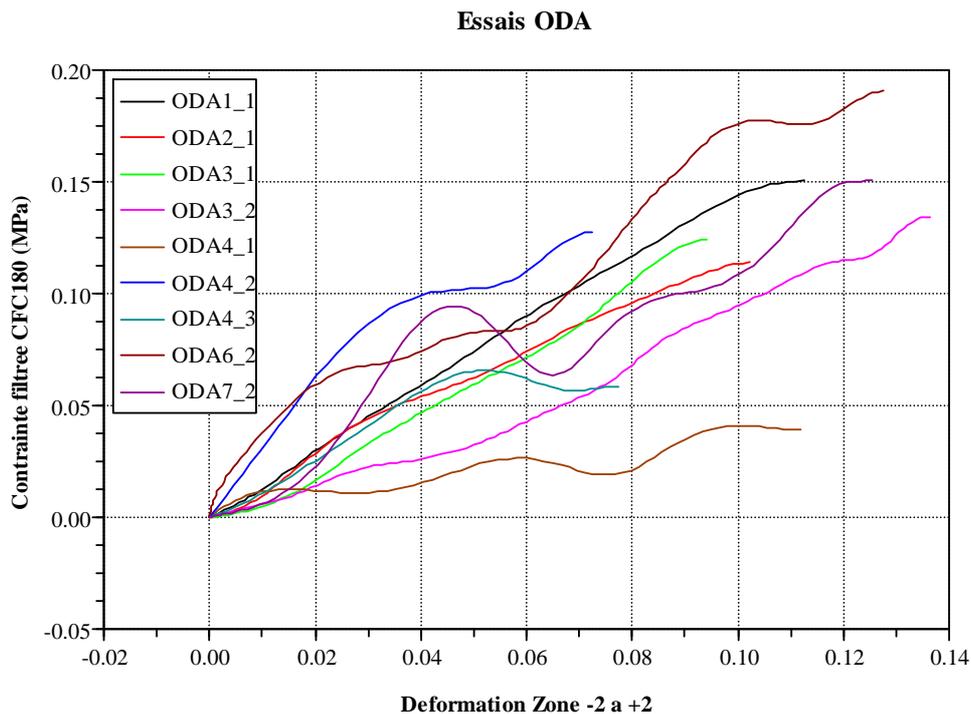


Figure 44: Courbes Contrainte vs. Déformation moyenne jusqu'à amorce de rupture pour les essais ODA.

2.2.5.5. *Essais dynamiques radiaux avec tube*

Les courbes des 4 essais (issus de 4 corps) sont présentées dans la Figure 45.

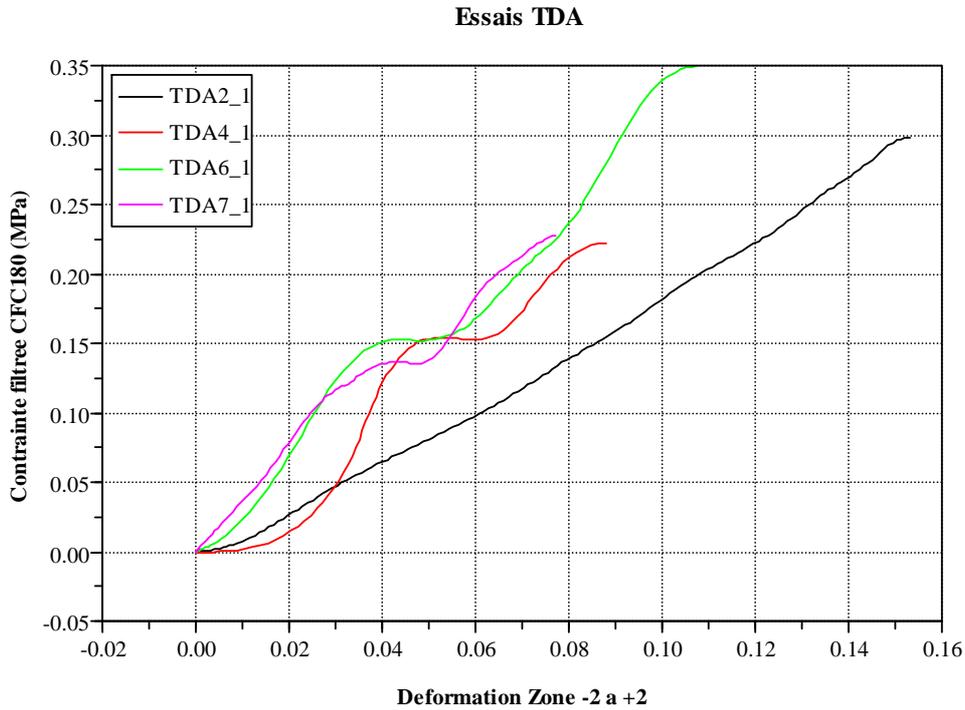


Figure 45: Courbes Contrainte vs. Déformation moyenne jusqu'à amorce de rupture pour les essais TDA

2.2.5.6. *Essais dynamiques radiaux sans tube*

Les courbes des 7 essais (issus de 5 corps) sont présentées dans la Figure 46.

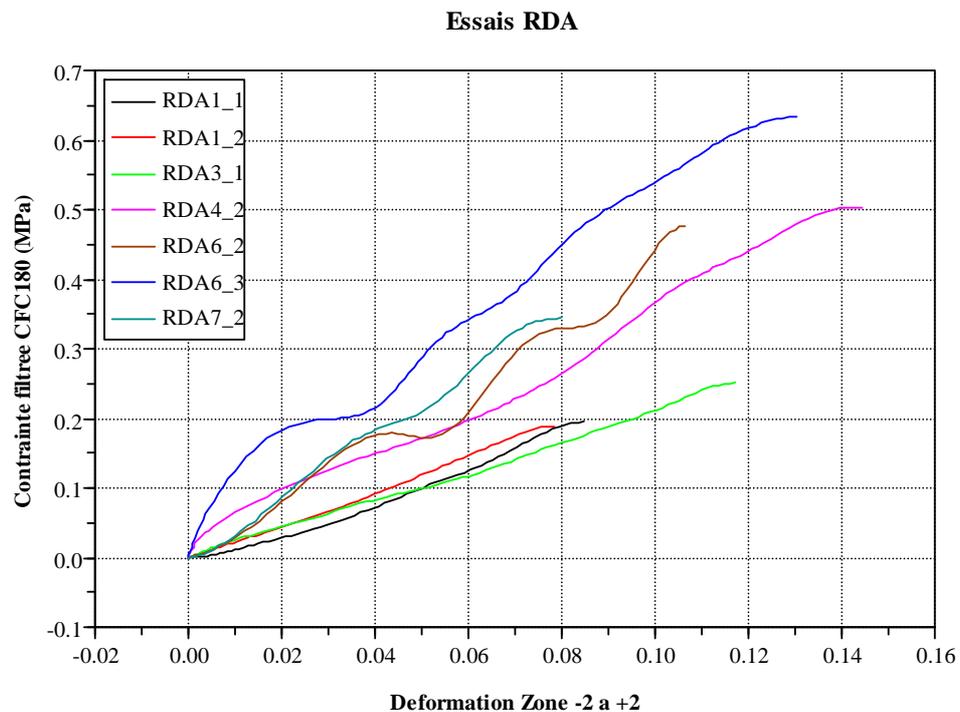


Figure 46: Courbes Contrainte vs. Déformation moyenne jusqu'à amorce de rupture pour les essais RDA

2.2.5.7. Contrainte et déformation moyennes à l'instant de l'amorce de rupture

Pour chaque essai, les résultats en terme de déformation moyenne à l'instant de l'amorce de rupture (ϵ_{Mar}) et la contrainte moyenne associées (σ_{Mar}), sont présentés dans le Tableau 25.

Les contraintes étaient les plus faibles pour les essais faits dans la direction orthoradiale (0,125MPa pour les essais ODA contre 0,282MPa pour les essais TDA et 0,379MPa pour les essais RDA).

D'autre part, l'effet de la vitesse était aussi relativement important (0,379MPa pour les essais RDA contre 0,182MPa pour les essais RSA).

Les déformations moyennes à l'instant de l'amorce de rupture se situent entre 0,106 et 0,121.

Tableau 25: Déformations moyennes à l'instant de l'amorce de rupture et contraintes associées pour tous les essais

Essai	σ_{Mar} (MPa)	ϵ_{Mar}
ODA1_1	0.152	0.113
ODA2_1	0.125	0.102
ODA3_1	0.129	0.094
ODA3_2	0.140	0.136
ODA4_1	0.028	0.112
ODA4_2	0.150	0.073
ODA4_3	0.073	0.078
ODA6_2	0.197	0.127
ODA7_2	0.133	0.126
RDA1_1	0.216	0.085
RDA1_2	0.202	0.078
RDA3_1	0.262	0.117
RDA4_2	0.482	0.145
RDA6_2	0.501	0.106
RDA6_3	0.638	0.130
RDA7_2	0.350	0.080
RSA2_1	0.272	0.139
RSA3_1	0.094	0.139
RSA4_1	0.170	0.107
RSA5_1	0.126	0.078
RSA6_2	0.211	0.081
RSA6_3	0.219	0.180
TDA2_1	0.304	0.153
TDA4_1	0.233	0.088
TDA6_1	0.352	0.108
TDA7_1	0.240	0.077

Essai	Moy. σ_{Mar} (MPa)	Ecart-type σ_{Mar} (MPa)
ODA (n=9)	0.125	0.049
TDA (n=4)	0.282	0.056
RDA (n=7)	0.379	0.166
RSA (n=6)	0.182	0.065

Essai	Moy. ϵ_{Mar}	Ecart-type ϵ_{Mar}
ODA (n=9)	0.107	0.022
TDA (n=4)	0.107	0.033
RDA (n=7)	0.106	0.026
RSA (n=6)	0.121	0.039

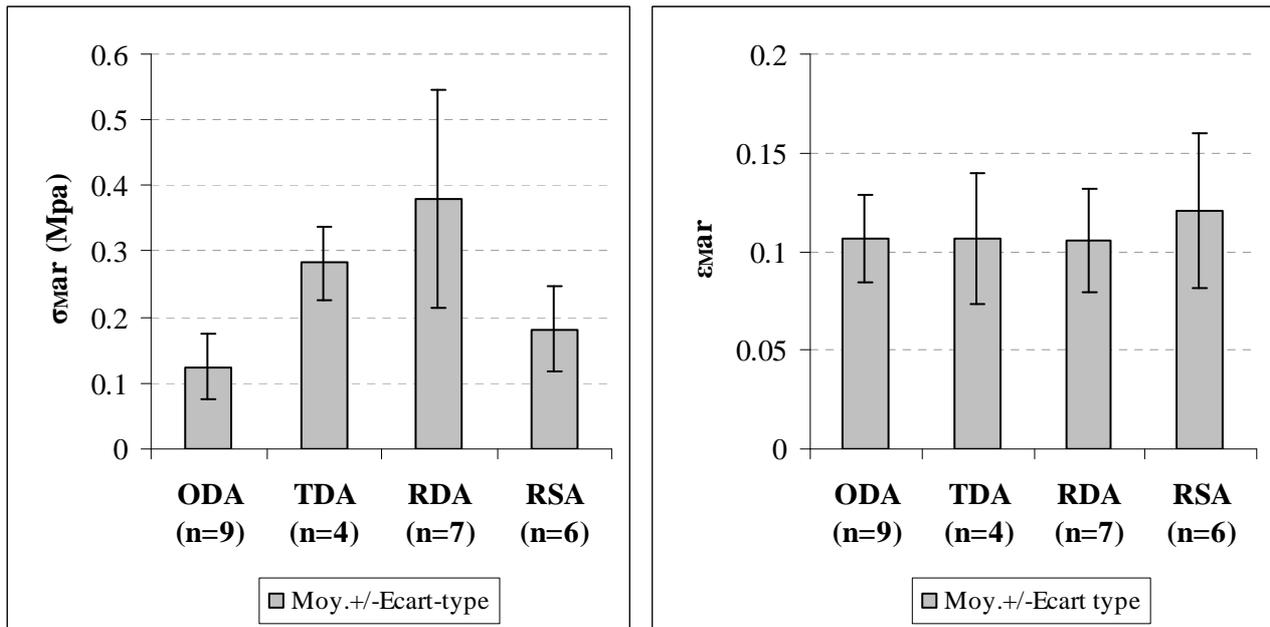


Figure 47: Histogrammes des contraintes et déformations moyennes pour tous les essais

Des comparaisons 2 à 2 ont été faites à l'aide du test de Mann-Whitney.

En ce qui concerne les contraintes homogènes, il ressort de ces comparaisons que :

- les échantillons TDA et RDA sont significativement différents ($p \leq 0,05$)
- la différence entre les échantillons RDA et RSA est fortement significative ($p \leq 0,01$)
- la différence entre les échantillons ODA et RDA est fortement significative ($p \leq 0,01$).

En ce qui concerne les déformations, il ressort de ces comparaisons que les 4 échantillons ne sont pas significativement différents ($p > 0,05$).

2.2.5.8. Modules de Young

Les Modules de Young (E) sont présentés dans le Tableau 26 et la Figure 48.

Les modules d'Young étaient les plus faibles pour les essais faits dans la direction orthoradiale (0,982MPa pour les essais ODA contre 2,692MPa pour les essais TDA et 3,477MPa pour les essais RDA).

D'autre part, l'effet de la vitesse était aussi relativement important (3,477MPa pour les essais RDA contre 1,678MPa pour les essais RSA).

On peut remarquer que pour tous les essais, le coefficient de détermination R^2 est très important.

Tableau 26: Module de Young pour tous les essais

Essai	E (MPa)	Essai	Moy. E (MPa)	Ecart-type E (MPa)
ODA1_1	1.436	ODA (n=9)	1.157	0.406
ODA2_1	1.174	TDA (n=4)	2.755	0.522
ODA3_1	1.411	RDA (n=7)	3.471	1.143
ODA3_2	1.033	RSA (n=6)	1.613	0.668
ODA4_1	0.302			
ODA4_2	1.648			
ODA4_3	0.857			
ODA6_2	1.462			
ODA7_2	1.089			
RDA1_1	2.403			
RDA1_2	2.513			
RDA3_1	2.106			
RDA4_2	3.492			
RDA6_2	4.324			
RDA6_3	4.832			
RDA7_2	4.630			
RSA2_1	1.997			
RSA3_1	0.645			
RSA4_1	1.584			
RSA5_1	1.520			
RSA6_2	2.633			
RSA6_3	1.297			
TDA2_1	1.994			
TDA4_1	2.981			
TDA6_1	3.170			
TDA7_1	2.875			

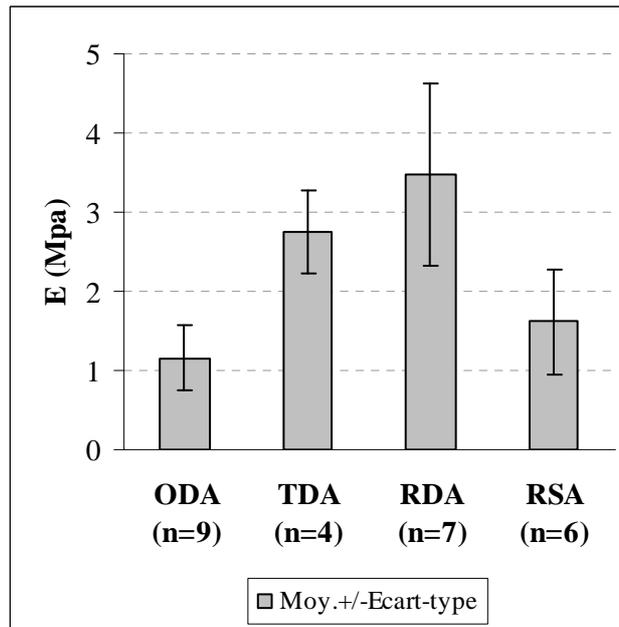


Figure 48: Histogramme des modules de Young pour tous les essais

Des comparaisons 2 à 2 ont été faites à l'aide du test de Mann-Whitney.

En ce qui concerne les modules de Young, il ressort des ces comparaisons que :

- les échantillons TDA et RDA ne sont pas significativement différents ($p \geq 0,05$)
- les échantillons RDA et RSA sont significativement différents ($p < 0,01$)
- la différence entre les échantillons ODA et RDA est fortement significative ($p < 0,001$).

2.2.5.9. Corridors pour les courbes Contrainte vs. Déformation moyenne

Des corridors ont été tracés pour chaque type d'essais et vont au-delà de l'instant d'amorce de rupture.

La moyenne et l'écart-type ont été calculés pour les ϵ_M et σ_M .

Les corridors présentés ci-après, représentent la moyenne \pm l'écart-type des contraintes en fonction de la déformation moyenne $\epsilon_{M\text{moy}}$.

La croix en bleu représente la moyenne \pm l'écart-type des déformations et contraintes à l'instant de l'amorce de rupture ($\epsilon_{M\text{mar}}$ et $\sigma_{M\text{mar}}$).

Corridors : Essais RSA

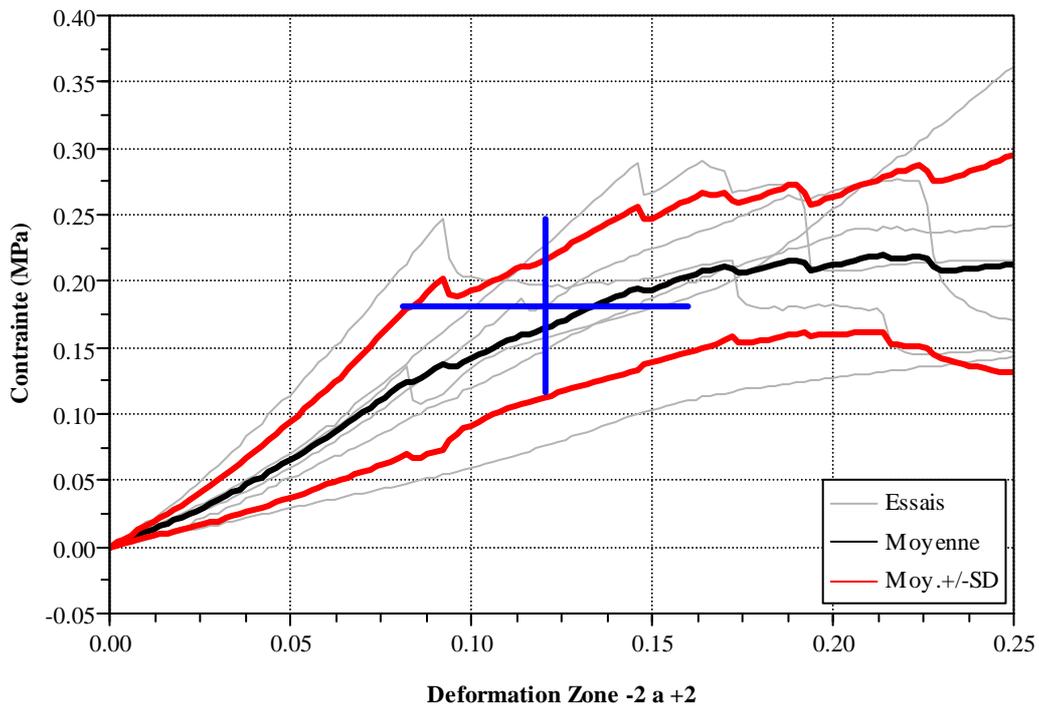


Figure 49: Corridors pour les essais RSA

Corridors : Essais ODA

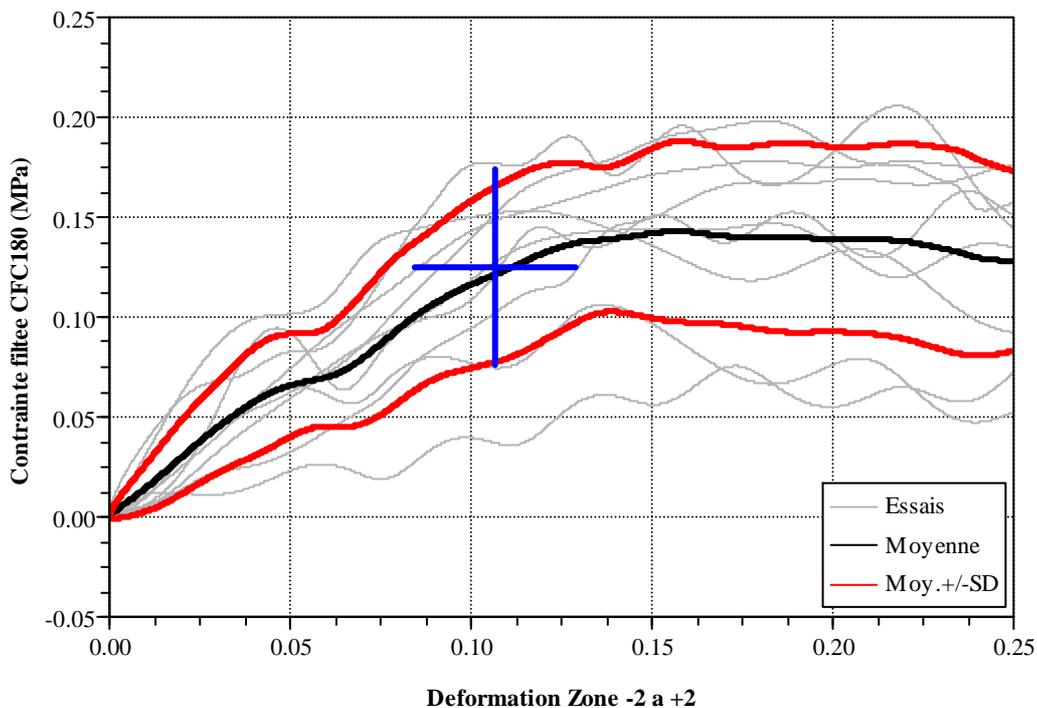


Figure 50: Corridors pour les essais ODA

Corridors : Essais TDA

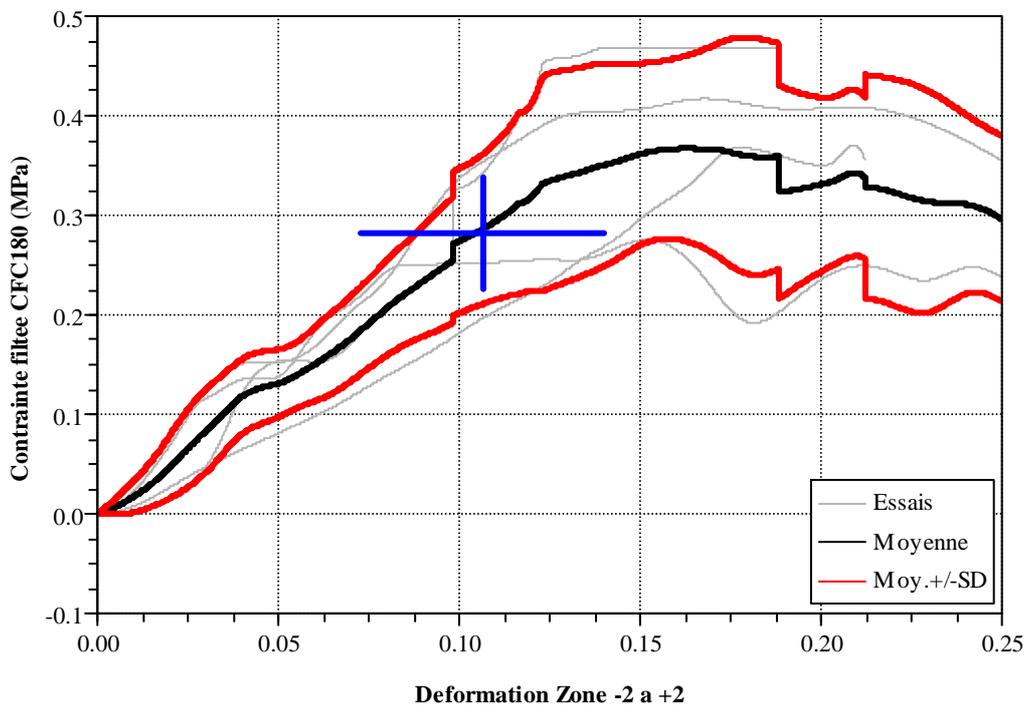


Figure 51: Corridors pour les essais TDA

Corridors : Essais RDA

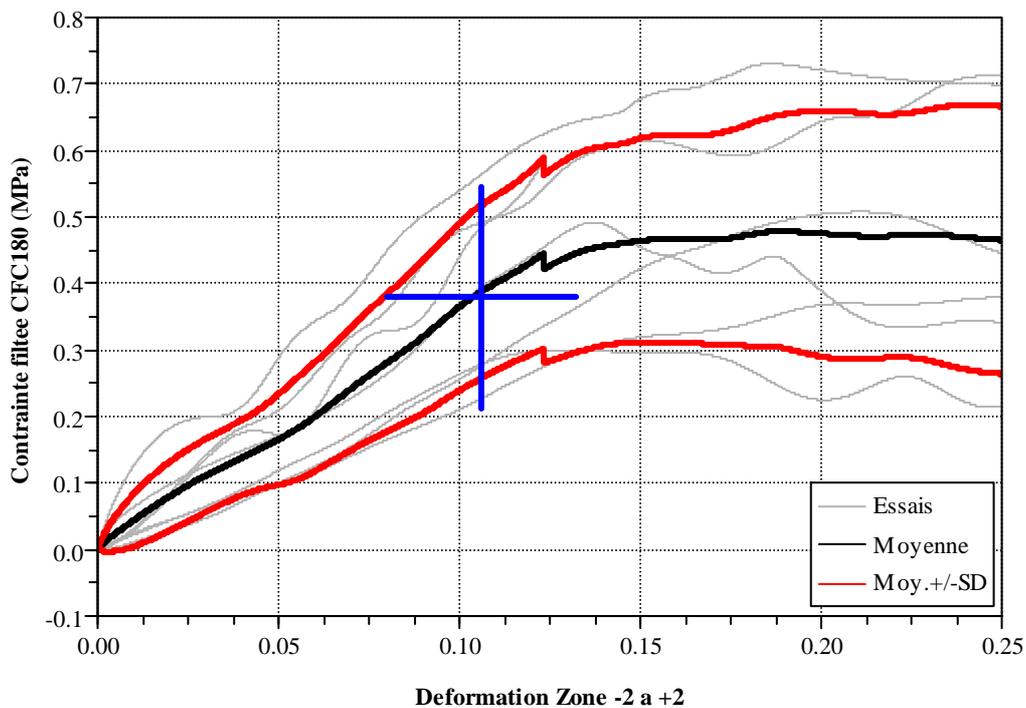


Figure 52: Corridors pour les essais RDA

2.3. Discussion et conclusions

Les essais réalisés ont permis de quantifier la réponse du mésentère en traction dans deux directions et en fonction de la vitesse. Les résultats sont cohérents avec ceux d'autres tissus mous biologiques (forme de courbe de réponse, etc).

Un fort effet d'anisotropie a été observé entre la direction parallèle et la direction perpendiculaire au tube ; des rapports de trois entre les forces maximales, les contraintes moyennes à l'instant de l'amorce de rupture et les raideurs ont pu être observés.

De même, l'effet de la vitesse est loin d'être négligeable, puisqu'il existe un rapport de 2 entre les forces maximales, les contraintes moyennes à l'instant de l'amorce de rupture et les raideurs des essais statiques et des essais dynamiques.

Dans les zones testées, les éprouvettes étaient relativement homogènes et la différence de déformation entre les régions n'était pas significative.

La rupture avait tendance à se produire dans la zone la plus proche du tube et donc des mors pour les essais dans la direction perpendiculaire au tube intestinal, ce qui tendrait à suggérer que la zone de jonction est plus faible

Ceci semble confirmer l'hypothèse que le mésentère est moins résistant du côté du tube intestinal que de celui de la racine.

Il ne semble pas y avoir de tendances quant à la localisation de la rupture pour les essais dans la direction perpendiculaire au tube intestinal. Ce résultat tendrait à dire que dans cette direction le mésentère est homogène.

La zone de rupture était le plus souvent perpendiculaire à la direction de sollicitation (14 essais sur 26) ou oblique (9 essais sur 26).

Les ruptures complexes ne représentaient qu'une faible proportion (3 essais sur 26). La forme de l'éprouvette a donc permis une bonne orientation de la rupture.

Dans l'ensemble, les mors ont permis de maintenir les échantillons de manière satisfaisante. Toutefois quelques cas de glissement ou de rupture près des mors ont été observés. Des améliorations sont sans doute possibles peut être en ajoutant des picots à l'arrière des mors et en augmentant le rayon de raccordement utilisé. Une diminution de la taille de l'éprouvette faciliterait ces modifications.

De plus dans certain cas, la différence de localisation de rupture entre les membranes des deux faces du mésentère et le glissement relatif après rupture tendent à suggérer que la contribution des tissus adipeux au centre de l'échantillon pourrait être relativement réduite. Des essais de membrane isolée pourraient confirmer cette hypothèse.

Si le protocole a bien mis en évidence les propriétés du mésentère dans les zones linéaires, le comportement à rupture a été plus difficile à caractériser. L'ajout d'une deuxième caméra (pour pouvoir observer l'autre coté de l'éprouvette) et l'utilisation de motifs aléatoires pourraient faciliter une meilleure détermination de la rupture.

Ceci pourrait aussi faciliter la définition de lois de matériaux pour des modèles éléments finis.

Toutefois, les résultats obtenus sont suffisants pour commencer à prendre en compte le mésentère dans des modèles éléments finis, soit avec une modélisation de type continue (e.g. approximation à l'aide d'un modèle élastoplastique anisotrope) soit avec une modélisation simplifiée (utilisation des déformations à début de zone non linéaire et à rupture complète).

Chapitre 3

Etude numérique : Éléments hexaèdres vs. éléments tétraèdres

3.1. Introduction

Les éléments hexaédriques à un point d'intégration avec contrôle de l'hourglass ont été les éléments de référence pour la modélisation par éléments finis du corps humain dans les codes de calcul explicites.

Les éléments tétraédriques ont rarement été utilisés en dépit du fait qu'ils sont faciles à générer de manière automatique alors que la génération d'éléments hexaèdres de qualité est très difficile pour les formes complexes telles que celles observées dans le corps humain. Une des raisons de l'utilisation prépondérante des éléments hexaèdres par le passé peut-être le fait que ces éléments présentaient des avantages importants en terme de coût de calcul, de stabilité et de réponse mécanique.

Les modèles éléments finis de l'être humain sont devenus des outils essentiels dans la recherche portant sur l'évaluation du risque traumatique lors d'un accident. Outre de nombreux modèles de régions anatomiques, plusieurs modèles de corps entier sont actuellement disponibles.

Toutefois, ces modèles doivent encore être améliorés avant de pouvoir prédire de façon fiable les risques de blessures résultant d'un choc automobile. Les améliorations futures pourraient porter sur :

- une description plus détaillée des structures anatomiques afin de mieux prédire la localisation des blessures
- une meilleure stabilité numérique et une plus grande robustesse des modèles
- la prise en compte des variations inter individuelles en terme de géométrie et de propriétés de matériaux.

Ces différents développements vont rendre l'opération de maillage encore plus fastidieuse. En effet, dans le cas de la modélisation de l'abdomen, si l'on compare les maillages du modèle HUMOS2 avec une description plus détaillée de l'anatomie abdominale obtenue à partir des données du Visible Human Project (VHP), il devient évident que le raffinement du maillage rendra la tâche très difficile si des organes tels que les intestins et leurs moyens d'attache devaient être pris en compte (voir Figure 53).

La qualité du maillage hexaédrique qui résulterait d'un tel niveau de détails serait probablement assez faible en terme de jacobienne, d'angles internes, etc.), ce qui aurait probablement des conséquences néfastes sur la stabilité du modèle.

D'autre part, la génération d'un maillage hexaédrique sur une géométrie telle que celle de VHP serait difficile.

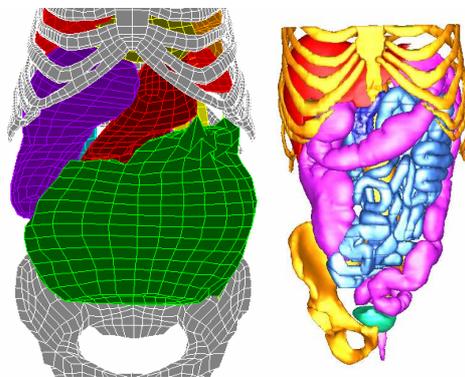


Figure 53: Comparaison du maillage de la région abdominale du modèle HUMOS2 (à gauche) et de la géométrie obtenue à partir des données du projet Visible Human (à droite – seule la moitié du bassin est affichée). On peut voir que le niveau de détail du modèle HUMOS2 ne permet pas de représenter la géométrie des organes abdominaux de manière individuelle.

De plus, la génération de différents maillages prenant en compte les variations géométriques interindividuelles prendrait beaucoup de temps. L'utilisation de méthodes de mise à l'échelle telles que celles utilisées pour le modèle HUMOS2 (ex : krigeage) est difficilement envisageable car elles peuvent être associées à des dégradations de la qualité du maillage, ce qui nécessiterait d'apporter des corrections manuelles fastidieuses. Ceci serait d'autant plus délicat, étant donné que la forme et la position des organes dans l'abdomen semblent assez variables (Beillas et al. [BEI09]).

Les différentes difficultés évoquées ci-dessus pourraient être réduites grâce à la disponibilité d'éléments tétraèdres améliorés dans les codes de calcul explicites et au développement important de la capacité des moyens de calcul.

Afin d'évaluer la possibilité d'utiliser ce type d'éléments, les résultats de simulations de modèles identiques à l'exception du type de maillage (formulation des éléments, propriétés des matériaux, etc.) pourraient être comparés.

Une telle comparaison a déjà été faite dans le passé par Ramos et Simões [RAM06] à l'aide de simulations en quasi-statique sur fémur. Dans leur étude, le comportement mécanique des éléments tétraèdres à 4 et 10 nœuds a été comparé à celui d'éléments hexaèdres à 8 et 20 nœuds. La différence en terme de contrainte de Von Mises lors du chargement de la tête fémorale a été estimée comme étant acceptable (entre 4 et 8 % de différence selon les modèles).

Ce résultat, bien qu'encourageant, porte sur de l'os (matériau en petites déformations) dans un code implicite et n'est donc pas nécessairement transposable au cas de tissus mous soumis à un choc.

Le but de cette étude est donc d'évaluer les avantages et inconvénients de l'utilisation d'éléments tétraèdres pour la simulation de tissus mous soumis à différents types de chargement.

Une étude a été réalisée sur un modèle simplifié d'organe (rein) soumis à une compression. Des paramètres tels que le coût de calcul, la stabilité numérique ont été évalués et les modèles hexaédriques et tétraédriques ont été comparés aux résultats expérimentaux obtenus par Schmitt et Snedeker [SCH06a] [SCH06b].

Une deuxième étude a été menée afin de vérifier s'il existe une différence en terme de comportement global et de réponse mécanique entre des modèles de corps entiers utilisant les différents types d'éléments. Cette deuxième étude a été réalisée à l'aide du modèle éléments finis HUMOS2 dont l'abdomen a été maillé avec des éléments hexaèdres et tétraèdres et soumis à différents types de chargement issus des essais de Hardy *et al.* [HAR01] et de Lamielle *et al.* [LAM08].

3.2. Aspect Numériques

3.2.1. Matériels et méthodes

3.2.1.1. Type de chargement modélisé

Schmitt et Snedeker [SCH06a] [SCH06b] ont étudié la réponse biomécanique des reins isolés soumis à un impact. Dans leurs expériences, un pendule a été utilisé pour impacter des reins isolés (voir Figure 54) de porcs (N=65) et humains (N=3).

Pour ce paragraphe, l'ensemble des données issues des reins de porc a été choisi en raison du nombre important de spécimens et parce qu'elles fournissent des résultats pour des impacts à différentes niveaux d'énergie (de 1 J à 6,08 J) ce qui facilitera le calibrage du modèle EF. Les résultats issus des reins humains ne seront pas utilisés mais on constate que les courbes de force en fonction du déplacement sont de forme similaire, bien que d'amplitude légèrement différente.

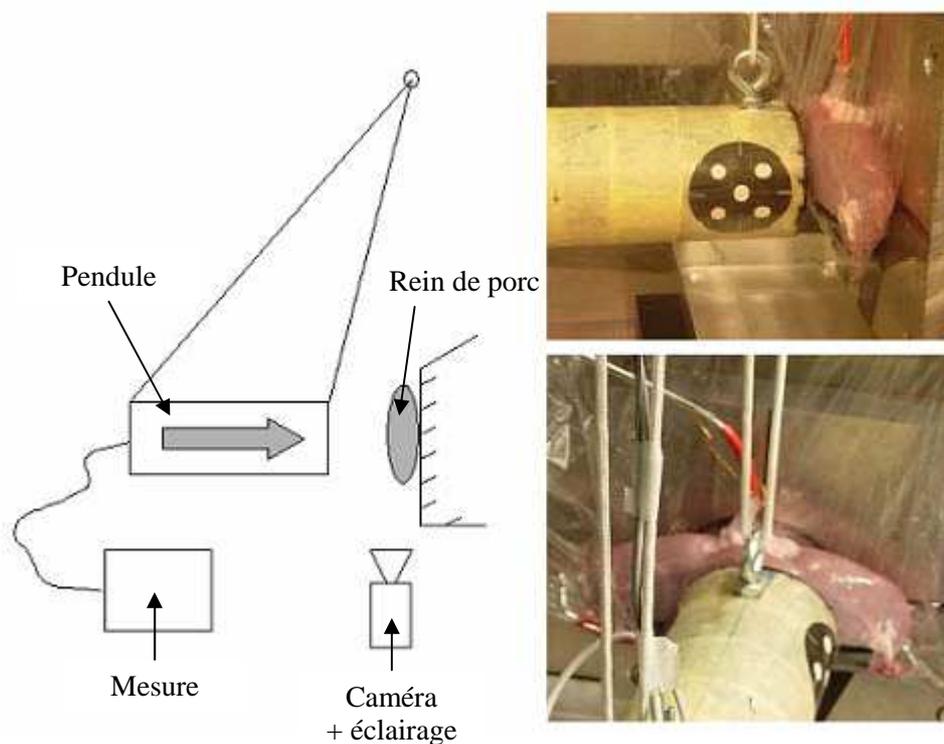


Figure 54: Description du dispositif expérimental pour les essais d'impact sur rein isolé de Schmitt et Snedeker [SCH06a]

3.2.1.2. Génération des modèles EF de rein

Un modèle EF de rein humain a été créé sur la base des données du projet Visible Human de la National Library of Medicine (Bethesda, MD). L'acquisition de la géométrie à partir d'images a été réalisée manuellement à l'aide du logiciel IMOD (Université du Colorado, Boulder) afin de reconstruire une surface triangulée de l'organe.

Cette surface a ensuite été adaptée en fonction de la moyenne des propriétés géométriques fournies par Schmitt et Snedeker (application d'un facteur d'échelle afin de respecter le volume moyen). Afin de simplifier le problème et d'éviter un trop grand nombre de paramètres numériques, le rein a été supposé homogène et recouvert d'une membrane représentant la capsule rénale.

Deux modèles avec un nombre proche d'éléments ont été créés à l'aide du logiciel ANSA (Beta-CAE, Thessalonique, Grèce) ; un modèle hexaèdre (1888 éléments) et un modèle tétraèdres (1912 éléments). Le maillage tétraèdre a été obtenu de manière automatique tandis que le maillage hexaèdre a été construit en utilisant une technique de mise en correspondance de surfaces. Ces deux maillages ont été déclinés selon cinq formulations d'élément (voir Tableau 27) définies dans le code éléments finis Radioss qui a été utilisé pour toutes les simulations (Altair Engineering, Troy, MI).

La membrane représentant la capsule rénale a été maillée de manière continue avec le maillage volumique à l'aide d'éléments membranes à trois ou quatre nœuds (selon le type de maillage volumique).

Tableau 27: Résumé des types d'éléments utilisés

Nom de la simulation	Type d'éléments
Brick8-1P	Hexaèdre à 8 noeuds, 1 pt d'intégration + contrôle de l'hourglass
Brick8-8P	Hexaèdre à 8 noeuds, 8 pts d'intégration
Brick20	Hexaèdre à 20 noeuds
Tetra4	Tétraèdre à 4 noeuds
Tetra10	Tétraèdre à 10 noeuds

3.2.1.3. Propriétés matériau du modèle éléments finis de rein

Deux types de propriétés matériaux - hyper viscoélastique (loi 62 sous Radioss) et viscoélastique linéaire (loi de Boltzman 34 sous Radioss) - ont été utilisés pour le rein.

Pour la loi 34, la fonction de relaxation en cisaillement est définie par l'équation suivante :

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

$$\beta = \frac{1}{\tau_0} \quad \tau_0 = \frac{\eta_0}{G_0}$$

Avec : - G_0 et G_{∞} , les modules de cisaillement à court et long terme
- β la constante de relaxation

G_0 , G_{∞} et η_0 sont définis pour le modèle de Maxwell généralisé décrit dans la Figure 55.

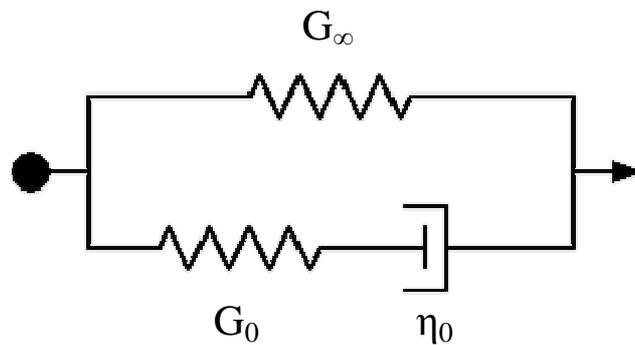


Figure 55: Modèle de Maxwell généralisé pour la loi de Boltzmann

La loi 62 est une loi hyper viscoélastique dans laquelle la fonction d'énergie de déformation est définie par :

$$W = \sum_{i=1}^n \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} \left(\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3 + \frac{1}{\beta} (J^{-\alpha_i \beta} - 1) \right)$$

Où les λ_i représentent les déformations principales, J la variation de volume et μ_i , α_i et β les paramètres matériaux. β peut être défini à l'aide du coefficient de Poisson. La viscosité du matériau est modélisée par une série de Prony appliquée à tous les paramètres de cisaillement.

Les paramètres matériaux de la loi hyper viscoélastique du 1er ordre de Mooney-Rivlin (loi 17 dans Pamcrash) utilisés par Snedeker et al. pour le parenchyme dans leur modèle ne peuvent pas être directement utilisés dans cette étude car les formulations respectives des lois (loi 62 dans Radioss et loi 17 dans Pamcrash) diffèrent pour la prise en compte de la viscosité et du module d'élasticité volumique.

De plus dans cette étude, l'hypothèse d'homogénéité du rein a été formulée alors que l'étude de Snedeker *et al.* [SNE05] a identifié les propriétés du parenchyme dans lequel un composant liquide (plus souple) a été simulé.

Les paramètres matériaux utilisés dans cette étude ont été déduits de ceux de Snedeker *et al.* [SNE05].

Tout d'abord la fonction d'énergie de déformation a été définie à l'ordre 2 avec $\alpha_1=2$ and $\alpha_2=-2$ car cela correspond à un modèle de Mooney-Rivlin du 1er ordre pour un matériau incompressible.

En effet dans un modèle de Mooney-Rivlin incompressible, la fonction d'énergie de déformation est définie par :

$$W = C_{01}(I_1 - 3) + C_{10}(I_2 - 3)$$

Où :- C_{01} , C_{10} représentent les constantes du matériau.

- I_1 , I_2 et I_3 représentent les invariants et sont définis par :

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$$

$$I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_1^2 \lambda_3^2$$

$$I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 = 1$$

Dans le cas d'un modèle d'Ogden incompressible, la fonction d'énergie de déformation est définie par :

$$W = \sum_{i=1}^n \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3)$$

Où :- μ_i et α_i représentent les constantes du matériau

- λ_i représente les déformations principales

Si l'on fixe $n=2$ (ordre de la loi), $\alpha_1=2$ et $\alpha_2=-2$, on obtient :

$$W = \frac{2\mu_1}{4}(I_1 - 3) + \frac{2\mu_2}{4}(I_2 - 3)$$

Au final :

$$\mu_1 = 2C_{01} \quad \mu_2 = 2C_{10}$$

Les constantes utilisées dans cette étude vaudront donc le double de celles définies par Snedeker *et al.* [SNE05], à savoir : $\mu_1=410$ kPa et $\mu_2=363$ kPa.

En ce qui concerne la relaxation du matériau, une série de Prony du 2ème ordre a été utilisée. Les constantes de temps définies par Snedeker *et al.* [SNE05] (10 ms et 0,5 ms) ont été conservées. De la même façon, le rapport entre les modules de cisaillement à court et long terme a été conservé ($\gamma=G_{\infty}/G_0=0,6$ pour la première constante de temps et $\gamma=G_{\infty}/G_0=0,35$ pour la deuxième).

Le coefficient de Poisson a été fixé à 0,47 afin de simuler la quasi-incompressibilité du matériau.

Les valeurs de μ_1 et μ_2 ont été diminuées par le même facteur jusqu'à obtenir une réponse acceptable en terme de force maximale et de déplacement maximal pour un niveau d'énergie de 4,9J.

Une approche similaire a été utilisée pour la loi viscoélastique linéaire (loi 34 dans Radioss) en ne gardant qu'une seule constante de temps (0,5 ms) et le même coefficient de Poisson (0,47). Les propriétés finalement retenues sont résumées dans les Tableau 28 et Tableau 29.

Il faut noter ici que cette approche ne vise pas à identifier précisément les propriétés matériaux à utiliser pour le rein soumis à l'impact, mais seulement d'être en mesure de rapprocher la réponse globale de la réponse expérimentale afin de comparer les performances numériques des différents types d'éléments et de lois.

Pour la capsule rénale, les propriétés du matériau sont issues de résultats expérimentaux menés en quasi-statique par Snedeker *et al.* [SNE05].

La capsule a été affectée d'une épaisseur de 43 μm et d'un module de Young de 15 MPa.

Le même coefficient de Poisson que pour le parenchyme (0,47) a été utilisé dans cette étude.

Tableau 28: Résumé des paramètres matériau utilisés dans cette étude (loi 62)

Paramètres utilisés pour la fonction d'énergie de déformation	Paramètres visqueux (série de Prony)
$\alpha_1=2$ $\mu_1=205$ kPa $\alpha_2=-2$ $\mu_2=181$ kPa $\nu=0,47$	$\tau_1=10$ ms $\gamma_1=0,60$ $\tau_2=0.5$ ms $\gamma_2=0,35$

Tableau 29: Résumé des paramètres matériau utilisés dans cette étude (loi 34)

$G_0= 205$ kPa $\nu=0,47$	$G_{\infty} = 82$ kPa $\tau= 0,5$ ms
------------------------------	---

3.2.1.4. Autres paramètres de simulation

L'impacteur et le mur ont été modélisés en tant que corps rigides. Le mur a été encasté alors que l'impacteur n'a conservé qu'un degré de liberté, à savoir la translation suivant l'axe normal au mur. C'est selon cet axe que la vitesse initiale de l'impacteur a été définie.

Les contacts entre le rein, le mur et l'impacteur ont été simulés en utilisant une interface bilatérale définie de surface à surface (interface type 7 dans Radioss) et une interface bilatérale définie à partir des arrêtes des éléments (interface type 11 dans Radioss). Pour ces différentes interfaces un coefficient de friction de 0,05 utilisé par Schmitt et Snedeker [SCH06a] [SCH06b] a été retenu.

Pour les éléments hexaèdres à 20 nœuds, tous les nœuds - y compris les nœuds situés au milieu de chaque arrête de l'élément - ont été utilisés dans les interfaces avec l'impacteur. Afin de lier les éléments 2D de la capsule rénale à ces nœuds, une interface collée (interface type 2 dans Radioss) a également été définie.

Un aperçu de la configuration de simulation est fourni en Figure 56.

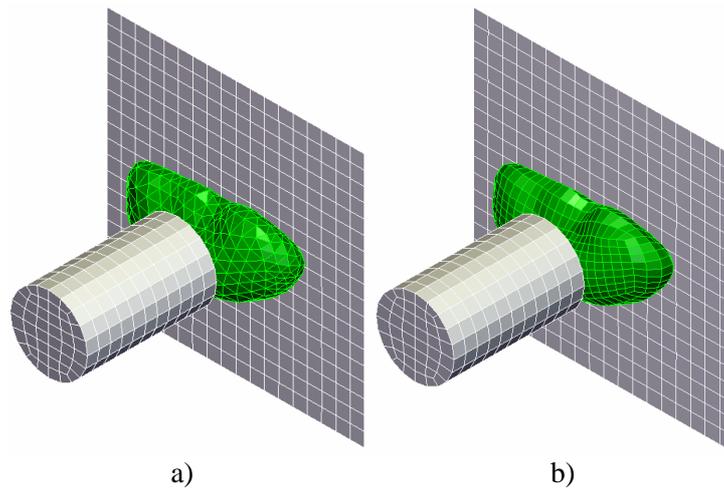


Figure 56: Aperçu de la simulation – a) modèle tétraédrique et b) modèle hexaédrique

3.2.1.5. Matrice de simulation

Tout d'abord une étude paramétrique, avec les différents niveaux d'énergie d'impact définis par Schmitt et Snedeker [SCH06a] [SCH06b], a été réalisée afin de vérifier la capacité des paramètres matériaux sélectionnés à approximer la réponse mécanique du rein soumis à un impact. Cette étude paramétrique n'a été menée qu'avec les éléments hexaèdres à 8 noeuds et 1 point d'intégration (brick8-1P). La matrice des simulations effectuées est indiquée dans le Tableau 30.

Par la suite, le niveau d'énergie d'impact de 4,9 J a été choisi comme référence pour la comparaison des différents types d'élément.

Pour finir, le niveau d'énergie de l'impact a été augmenté jusqu'à ce que les modèles deviennent instables afin de tester le comportement mécanique des éléments hexaèdres (brick8-1P) et tétraèdres (tetra4) dans des conditions de chargement extrêmes.

Tableau 30: Résumé des conditions d'essai pour le test des paramètres matériau

Vitesse d'impact (m/s)	0,652	1,38	1,48	1,30	1,44	2,35
Masse de l'impacteur (kg)	4,7	2,2	2,2	4,7	4,7	2,2
Energie (J)	1	2,1	2,4	4,0	4,9	6,08

3.2.1.6. Métriques utilisées pour la comparaison

La réponse mécanique du modèle a été analysée en terme de force maximale, de déplacement maximal et de dissipation d'énergie. Les historiques de la force et du déplacement en fonction du temps n'ont pas pu être utilisés pour évaluer les modèles car ces données expérimentales n'étaient pas disponibles. Le comportement numérique a été analysé en termes de bilan énergétique, d'énergies d'hourglass (le cas échéant) et de conservation du pas de temps.

Toutes les simulations ont été exécutées sur le même serveur de calcul (un double Xeon EM64T simple core cadencé à 3,06 GHz) sur deux processeurs utilisant la version 5.1d SMP Linux. Le serveur de calcul était entièrement dédié à ces simulations (aucun autre calcul n'était effectué simultanément). Le temps de calcul et le temps total (somme du temps de calcul et des temps d'input, d'output, etc.) étaient toujours égaux à 1% près par rapport au "wall clock time".

Le temps de calcul, le nombre de pas de temps nécessaires pour terminer la simulation et le coût pour mille cycles ont été utilisés pour l'évaluation du coût de calcul.

3.2.2. Résultats

3.2.2.1. Comparaison avec les données expérimentales de Schmitt et Snedeker à différents niveaux d'énergie (élément brick8-1P seulement)

Toutes les simulations ont été menées sur la base du modèle hexaèdre à 8 noeuds et 1 point d'intégration (brick8-1P) à des niveaux d'énergie compris entre 1 J et 6 J et sont allées à leur terme.

L'énergie d'hourglass n'a pas dépassé 10% de l'énergie totale de la simulation. Toutefois on peut noter que l'énergie d'hourglass a tendance à augmenter lorsque l'énergie d'impact augmente, entraînant une perte d'énergie plus élevée (de 3,2% à 1 J avec la loi 34 à 9,2% à 6J avec la loi 62).

La Figure 57 montre une section du plan médian du rein au moment du déplacement maximal de l'impacteur pour un niveau d'énergie d'impact de 4.9 J.

La réponse en terme d'effort en fonction du déplacement du modèle a été comparée avec les résultats expérimentaux correspondants publiés par Schmitt et Snedeker [SCH06a] [SCH06b] (voir Figure 58).

Dans l'ensemble, la réponse du modèle est semblable aux résultats expérimentaux, aussi bien en terme de force maximale que de déplacement maximal pour tous les niveaux d'énergie hormis le cas à 4 J. Pour ce dernier, la force maximale expérimentale est comprise entre 650 N et 850 N, ce qui est plus élevé que celles observées dans l'essai à 4,9 J (entre 600 N et 735 N).

Les deux lois de matériaux 34 et 62 produisent des courbes de chargement très similaires en terme de force maximale et de déplacement maximal. Mais la forme des courbes de déchargement diffère sensiblement traduisant une dissipation d'énergie de l'impact (aire sous la courbe) différente : 3,95 à 4,7J pour les essais contre 4,4 J pour la loi 62 et seulement de 2,5 J pour la loi 34.

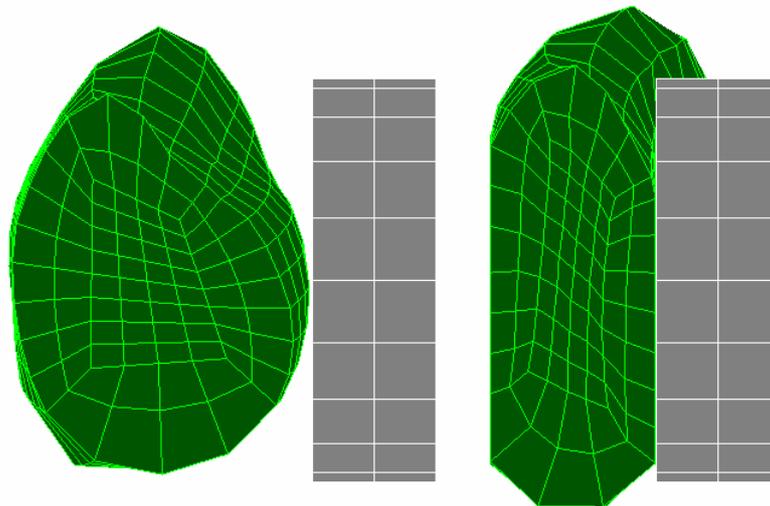


Figure 57: Section dans le plan médian du rein à l'instant $t=0$ (à gauche) et à l'instant du déplacement maximal de l'impacteur (à droite) pour le niveau d'énergie de 4,9 J.

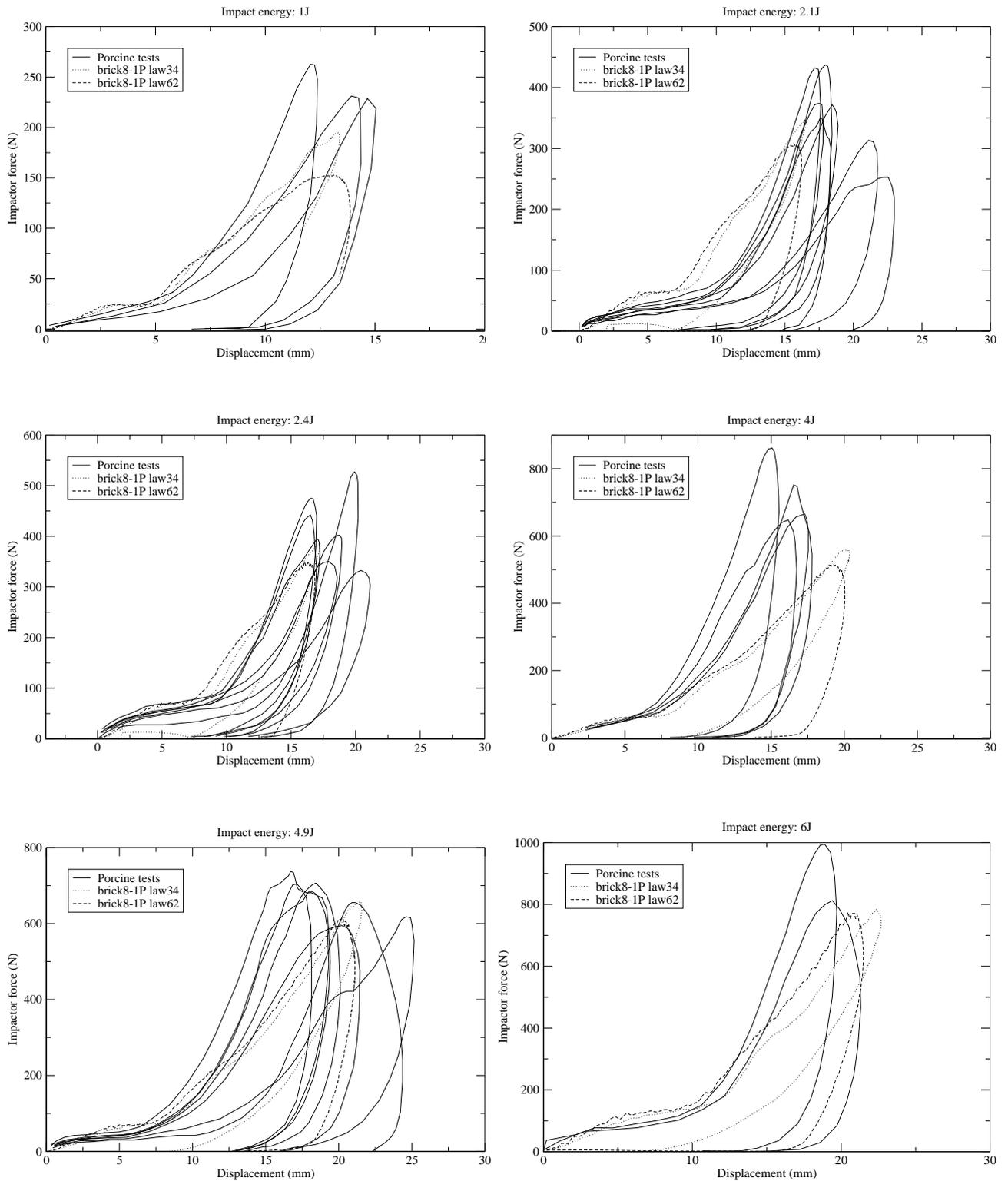


Figure 58: Comparaison de la réponse des modèles et des résultats des essais sur rein de porc publiés par Schmitt et Snedeker [SCH06a] [SCH06b], pour six niveaux d'énergie d'impact (de 1 J à 6,08 J). Les lignes en trait plein représentent les réponses typiques pour chaque niveau d'énergie

3.2.2.2. Comparaison des résultats pour les différents types éléments à 4,9 J

Lors du test des différents types d'éléments, les simulations se sont terminées normalement à l'exception de 2 cas. Les simulations avec modèles hexaèdres (brick8-8P et brick20) en loi 62 se sont terminées avec un volume négatif au bout de 19 ms et 32,4 ms respectivement. Toutes les autres se sont terminées avec une erreur de bilan énergétique inférieure à 7% à la fin de la simulation (voir le résumé des simulations dans le Tableau 31).

En fait, toutes les erreurs étaient inférieures à 0,7% sauf celles des éléments hexaédriques à 1 point d'intégration à cause de la génération d'énergie d'hourglass.

Tableau 31: Résumé des simulations

Type d'élément	Loi matériau	Termination time (ms)	Error (%)	kCycles total	Total User (s)	Time / kCycle	Av Tstep (µs)
brick8-1P	Loi62	40	-5,7	58	816	14	0,69
brick8-1P	Loi34	40	-6,7	59	367	6	0,68
tetra4	Loi62	40	-0,1	121	1427	12	0,33
tetra4	Loi34	40	-0,4	153	599	4	0,26
brick8-8P	Loi62	19.2	99,9	51	3848	75	0,39
brick8-8P	Loi34	40	-0,7	247	3125	13	0,16
tetra10	Loi62	40	-0,1	121	5025	41	0,33
tetra10	Loi34	40	-0,5	157	1606	10	0,26
brick20	Loi62	32.4	99,9	70	6563	93	0,46
brick20	Loi34	40	-0,4	283	8137	29	0,20

Termination time (ms) : nombre de ms simulées (40 ms pour une simulation complète)

Erreur (%) : pourcentage d'erreur dans le bilan énergétique à la fin de la simulation

kCycle total : nombre total de cycles simulés pour atteindre la fin de la simulation divisé par 1000

Total User (s) : temps de calcul

Time / kCycle : temps de calcul moyen pour 1000 cycles

Av. Tstep : Pas de temps moyen pour la simulation

Les courbes de force en fonction du déplacement pour les différents types d'éléments avec la loi 62 sont présentées en Figure 59. Après une première zone à faible pente (jusqu'à 7 mm environ) où la réponse de tous les éléments est très similaire, la pente des courbes s'accroît et les différences entre les types d'éléments apparaissent. Toutefois, la différence entre tous les types d'éléments est faible par rapport aux variations entre les spécimens expérimentaux. De plus, pour la densité d'élément donnée, les réponses des modèles tétraèdres (tetra4 vs tetra10) sont presque identiques. De même, les réponses des éléments hexaèdres brick8-1P, brick20 et brick8-8P sont très similaires (jusqu'à ce que le calcul s'arrête à cause d'une erreur pour les éléments brick8-8P). Dans l'ensemble, les éléments tétraèdres semblent plus rigides que les hexaèdres, la force maximale est supérieure de 7 % et le déplacement maximal est de 8% plus faible.

Des résultats similaires ont été obtenus pour la loi 34 (voir Figure 60).

Model vs. experimental data for 4.9J test

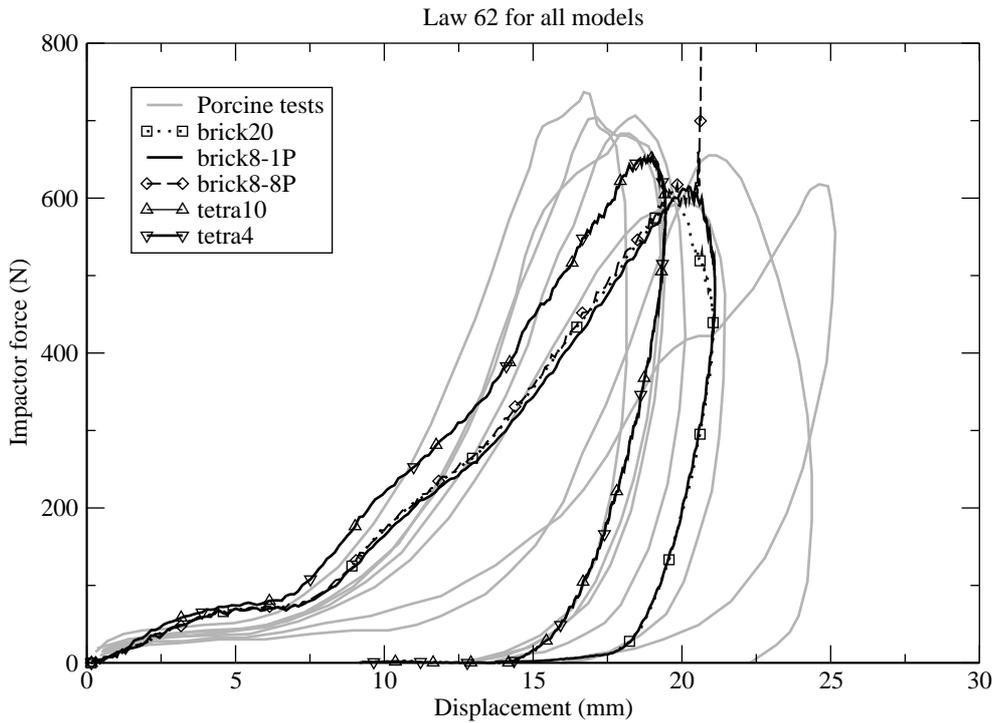


Figure 59: Courbes effort vs déplacement pour tous les types d'éléments avec la loi 62 à un niveau d'énergie de 4,9 J. Les réponses des éléments tétraèdres à 4 et 10 nœuds semblent superposées.

Model vs. experimental data for 4.9J test

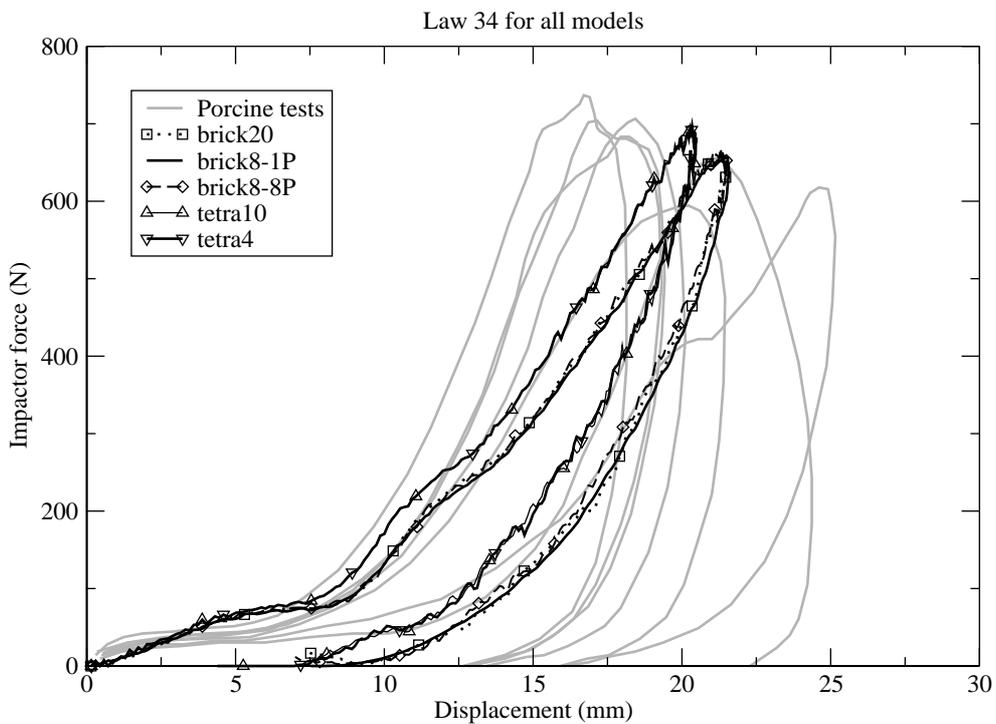


Figure 60: Courbes effort vs déplacement pour tous les types d'éléments avec la loi 34 à un niveau d'énergie de 4,9 J. Les réponses des éléments tétraèdres à 4 et 10 nœuds semblent superposées.

La rigidité moyenne a également été calculée pour chacun des types d'éléments dans la zone de plus forte pente. Le calcul des raideurs est présenté uniquement pour la loi 62 (voir Figure 61). Les raideurs calculées sont données dans le Tableau 32.

Les modèles basés sur des éléments tétraèdres (48,5 N/mm) sont plus rigides d'environ 13 % que les éléments hexaèdres (42,7 N/mm).

Tableau 32: Résumé des raideurs calculées en fonction du type d'élément et de la loi matériau. Toutes les raideurs sont en in N/mm

	brick20	brick8-1P	brick8-8P	tetra10	tetra4
Loi 34	43,1	42,9	43,4	47,0	47,0
Loi 62	47,6	42,7	43,7	48,6	48,5

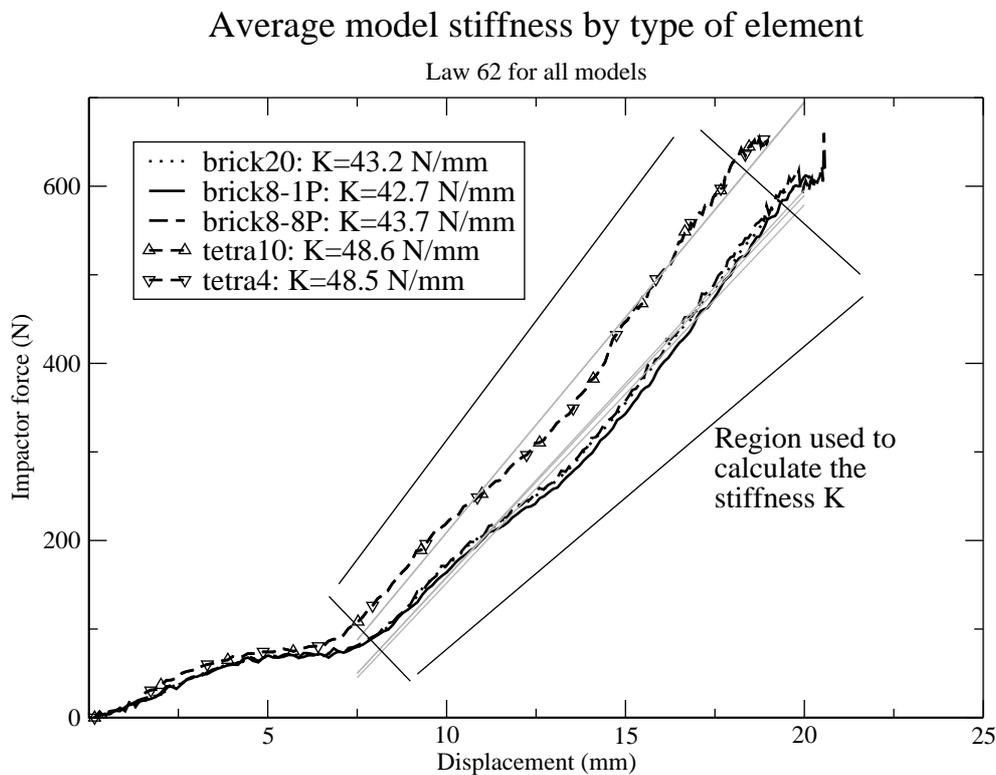


Figure 61: Calcul de la raideur pour chaque type d'élément. La raideur a été calculée par une régression linéaire dans la zone dessinée sur le graphique. Les droites de régression obtenues sont en gris clair.

3.2.2.3. Coût de calcul

Il existe des différences importantes (voir Tableau 31) de temps de calcul entre éléments puisque celui-ci varie entre environ 5min (brick8-1P loi 34) et 2h26mn (brick20 loi 62).

De multiples facteurs sont responsables de ces variations, notamment:

- la loi matériau : la loi 62 nécessite de 2 à 6 fois plus de temps par cycle que la loi 34;
- le type d'élément : avec des variations allant de 1 à 6 sur le coût par cycle (entre brick20 et tetra4 pour la même loi matériau)
- le pas de temps moyen : avec des variations de 1 à 4 environ (ce facteur étant aussi liée au type d'élément).

Pour une loi matériau donnée, les éléments tétraèdres (tetra4) ont moins coûteux que les éléments hexaèdres (brick8-1P) si on considère uniquement le coût par cycle, malgré un temps de calcul plus long dû au pas de temps plus faibles. La faiblesse relative du pas de temps pour les éléments tétraèdres peut s'expliquer par le fait que le pas de temps est proportionnel à la longueur caractéristique de l'élément (sa hauteur). Or, cette hauteur est plus faible pour les éléments tétraèdres que pour les éléments hexaèdres.

3.2.2.4. Stabilité numérique dans des conditions de chargement extrêmes (brick8-1P et tetra4 uniquement)

En augmentant progressivement l'énergie d'impact à 21.5J, les réponses des éléments hexaèdres (brick8-1P) et tétraèdres (tetra4) sont devenues très différentes (voir Figure 62).

Pour les éléments hexaèdres, l'énergie d'hourglass a rapidement augmenté avec la vitesse d'impact, ce qui entraîne une perte importante dans le bilan énergétique : à 21,5 J (4,7 kg à 3 m/s) avec la loi 34, la simulation se termine normalement, mais la perte d'énergie atteint 48 % (voir Figure 63). La déformation des éléments solides à l'intérieur du maillage montre une distorsion très importante dans les modes d'hourglass (voir Figure 64). Le modèle avec la loi 62 s'est arrêté à cause d'une erreur de volume négatif, au cours de la phase de déchargement au bout de 21,05 ms de temps de simulation. La même erreur a arrêté les calculs de ce modèle pour des niveaux d'énergie supérieurs.

Pour les éléments tétraèdres, des niveaux d'énergie beaucoup plus élevés ont pu être atteint (voir Figure 65) avec un meilleur bilan énergétique et sans distorsion anormale des éléments (voir Figure 64). À 37,6 J (4,7 kg à 4 m/s), la simulation s'est terminée normalement avec une erreur de 2,6 % sur le bilan énergétique pour la loi62 et une erreur de 14,6 % pour la loi34. Lorsque l'énergie d'impact a été augmenté à 58,7 J (4,7 kg à 5 m/s), le calcul pour le modèle avec la loi 34 s'est arrêté suite à une erreur de volume négatif au bout de 11 ms de simulation alors que celui du modèle avec la loi 62 s'est terminé normalement avec seulement 5,2 % d'erreur sur le bilan énergétique (voir Figure 66).

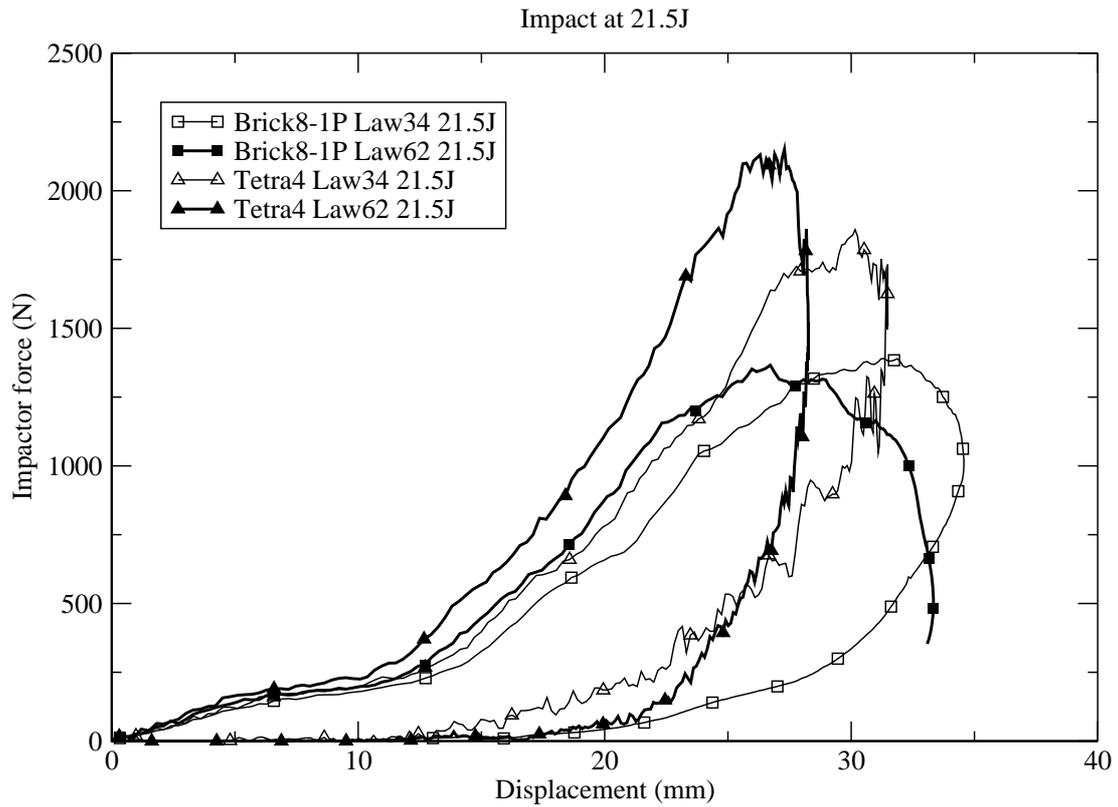


Figure 62: Courbes effort vs déplacement pour les éléments hexaèdres (brick8-1P) et tétraèdres (tetra4) pour les lois 34 et 62 à un niveau d'énergie de 21,5J. La simulation faite avec les éléments hexaèdres (brick8-1p) et la loi62 s'est arrêté suite à une erreur durant la phase de déchargement.

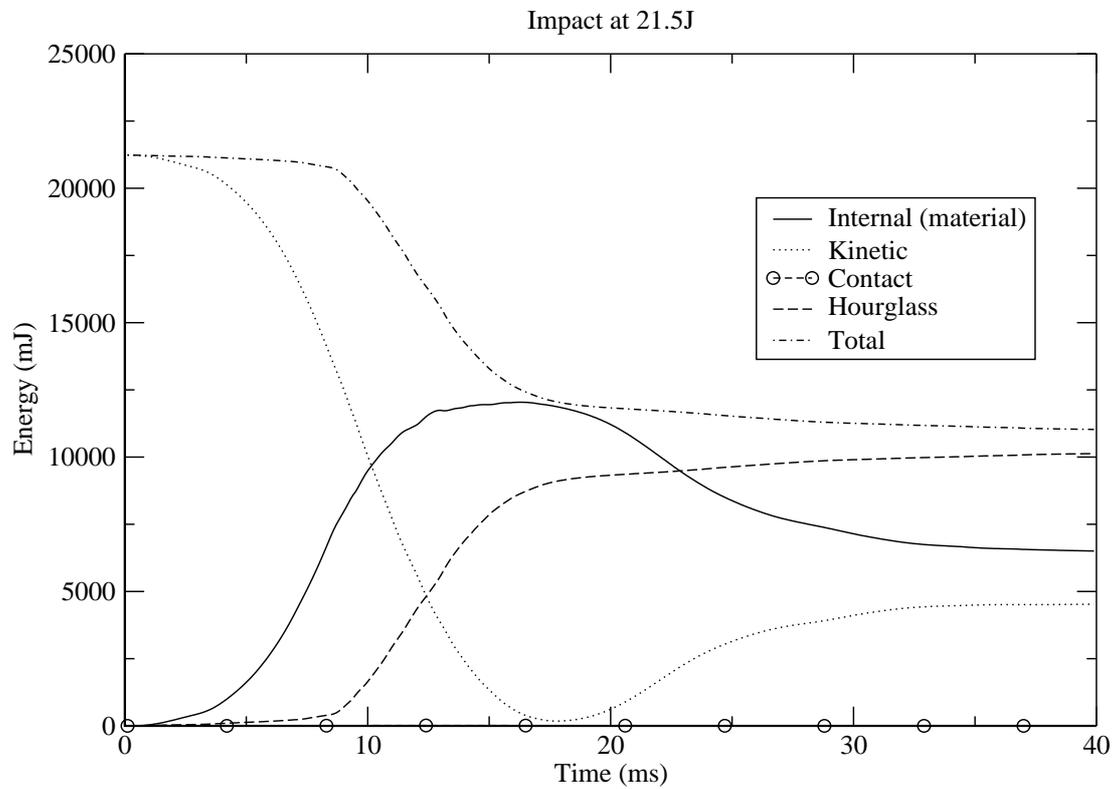


Figure 63: Courbes énergie vs temps pour les éléments hexaèdres avec la loi 34 à un niveau d'énergie de 21,5J.

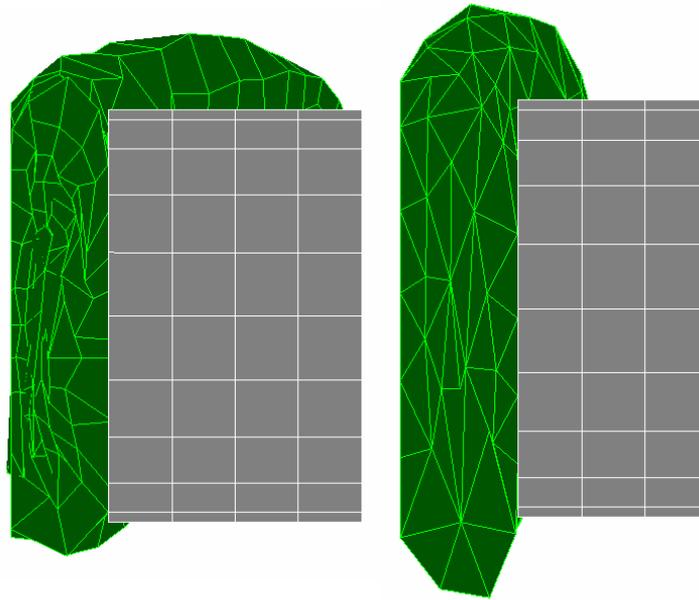


Figure 64: Illustration des effet liés à un chargement extrême – Éléments hexaèdres à un niveau d'énergie de 21,5 J au bout de 16 ms (à gauche) et éléments tétraèdres à un niveau d'énergie de 58,7 J au bout de 6 ms (à droite)

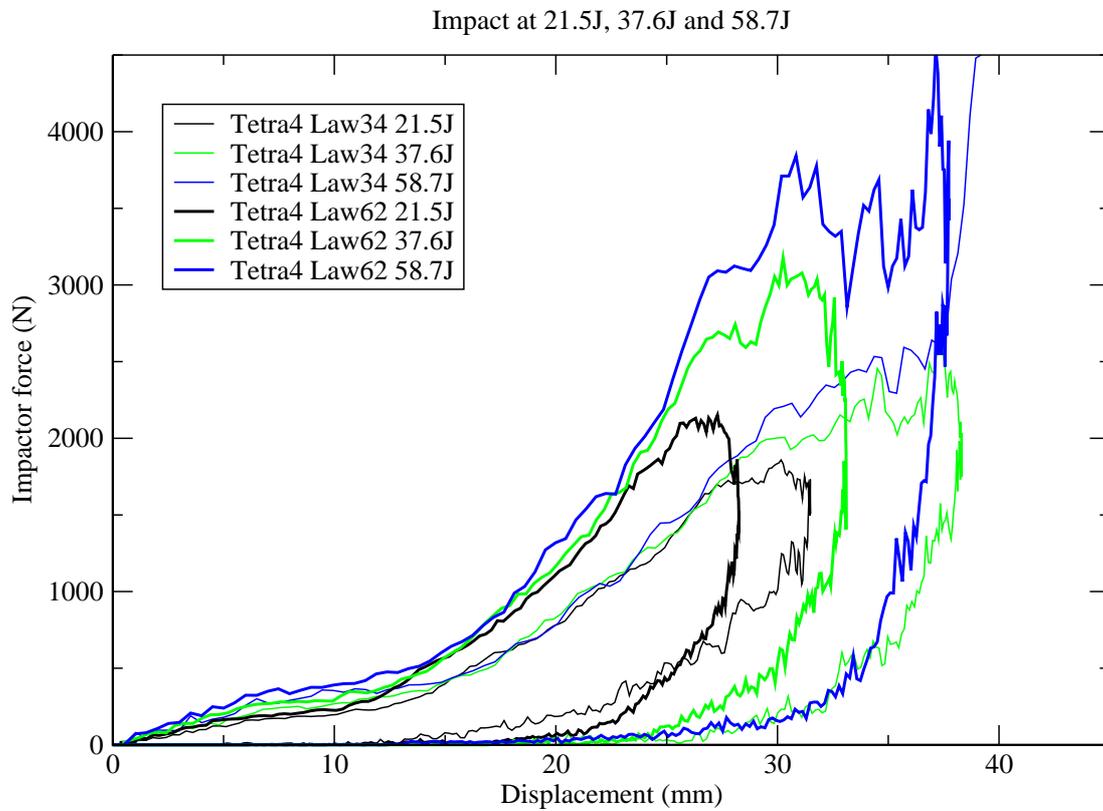


Figure 65: Courbes effort vs déplacement pour les éléments tétraèdres avec les lois 34 et 62 à différents niveaux d'énergie (21,5 J - 37,6 J – 58,7J). La simulation effectuée à 58,7 J pour les éléments tétraèdres s'est terminée normalement.

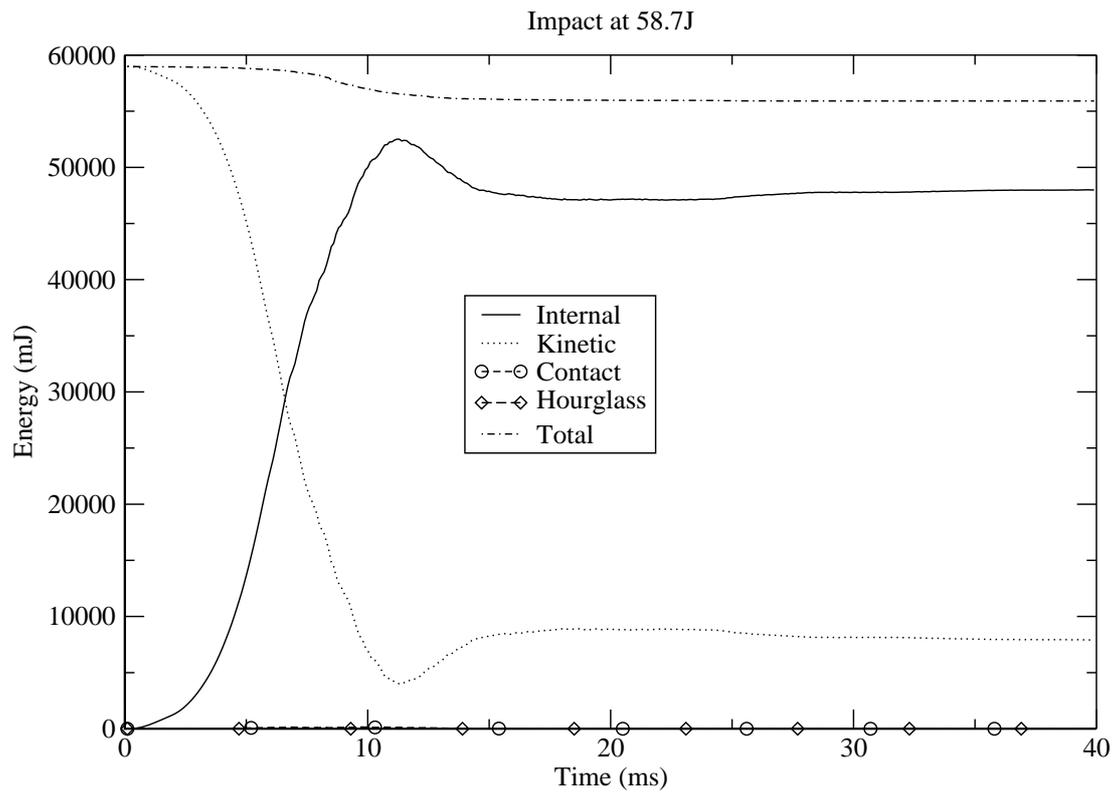


Figure 66: Courbes énergie vs temps pour les éléments tétraèdres avec la loi 62 à un niveau d'énergie de 58,7 J.

3.2.3. Discussion

Les paramètres matériau utilisés dans cette étude ont été identifiés par adaptation des propriétés proposées par Snedeker *et al.* [SNE05] afin de se rapprocher de la réponse globale observée lors des essais à 4,9 J de Schmitt et Snedeker [SCH06a] [SCH06b]. Les lois sélectionnées ont été suffisantes pour approximer la réponse globale à des niveaux d'énergie différents (pics, dissipation d'énergie, etc.).

Il existe toutefois des écarts plus prononcés pour certains niveaux d'énergie (4 J en particulier). Mais la comparaison des résultats expérimentaux à différents niveaux d'énergie (4 J vs 4,9 J) suggère qu'il n'est pas possible de se rapprocher de toutes les réponses expérimentales avec un jeu unique de propriétés matériau ou que d'autres paramètres qui ne sont pas pris en compte dans la simulation ont affecté les résultats des essais (ex : positionnement du rein).

Bien que les propriétés matériau choisies dans cette étude puissent être inappropriées pour d'autres conditions de chargement, elles paraissent suffisantes pour cette étude dont le but premier était la comparaison des différents types d'éléments d'un point de vue numérique.

Les deux modèles de loi matériau ont montré une réponse assez linéaire après le chargement initial, où la réponse non linéaire peut être due à une non-linéarité de contact et une force d'inertie.

Cette phase de la réponse est peut-être trop linéaire en comparaison des données expérimentales. Une plus grande non-linéarité de la courbe de chargement peut être obtenue en augmentant la valeur des exposants α dans la loi de comportement hyper-élastique visqueux, mais cela dépasse le cadre de cette étude.

La principale différence entre les deux lois testées est que la dissipation d'énergie est plus faible pour la loi 34 ce qui peut être expliqué par l'absence de la deuxième constante de temps utilisée dans la loi 62.

L'effet du nombre de points d'intégration sur la réponse a été très limité : les réponses des éléments hexaèdres complètement intégrés (brick20 et brick8-8P) n'ont que légèrement différé de celle des éléments hexaèdres à 1 point d'intégration (brick8-1P) et les réponses des éléments tétraèdres à 4 et 10 nœuds (tetra4 et tetra10) ont été presque indissociables (Figure 59 et Figure 60).

Ce résultat est bien sûr très susceptible de changer si le nombre d'éléments est réduit ou si le mode de chargement est modifié pour simuler des gradients de contrainte et de déformation plus élevés.

Une étude sur les effets de la densité du maillage serait intéressante. Toutefois dans cette étude, le modèle est composé d'environ 1900 éléments ce qui ne représente qu'un raffinement inférieur à 3 fois celui du modèle HUMOS2 qui compte environ 100 éléments (en divisant la taille d'un élément hexaèdre par 2 on multiplie le nombre d'éléments par 8). La taille moyenne d'un élément était de l'ordre de 5 mm, ce qui paraît nécessaire pour la représentation de structures anatomiques complexes de l'abdomen. La réduction du nombre d'éléments au profit d'éléments avec un plus grand nombre de points d'intégration paraît donc peu intéressant dans ce contexte.

Lorsque l'on compare la réponse mécanique des différents éléments, les éléments tétraèdres à 4 et 10 nœuds définis dans Radioss semblent être 13 % plus rigides (à 4,9 J) que les éléments hexaèdres. Ces différences sont minimales par rapport aux variations interindividuelles et aux incertitudes associées à la détermination des paramètres du matériau.

En termes de stabilité, les éléments hexaèdres (brick8-8P et brick20) ont été les seuls éléments dont la simulation de référence (4,9 J) ne s'est pas terminée correctement.

La raison détaillée de cet échec - et la possibilité de stabiliser la simulation - n'a pas été abordée dans cette étude car l'intérêt de ces types d'éléments avec la densité de maillage actuelle est très limitée : ils étaient au moins 6 fois plus coûteux en temps de calcul par cycle que les éléments hexaèdres à 1 point d'intégration (brick8-1P), pour des résultats presque identiques.

De la même façon, l'intérêt des éléments tétraèdres à 10 points d'intégration (tetra10) est limitée (coût de calcul par cycle 4 fois supérieur et résultats identiques).

Au final, les éléments hexaèdres à 1 point d'intégration (brick8-1P) et les éléments tétraèdres (tetra4) sont donc les éléments les plus intéressants pour la densité de maillage actuelle.

Lorsque l'on compare le coût de calcul des éléments tétraèdres (tetra4) et hexaèdres (brick8-1P), le pas de temps plus faible des éléments tétraèdres prévaut sur le coût de calcul inférieur par cycle.

Au final, ce pas de temps inférieur (pour un même volume moyen) est le principal inconvénient des éléments tétraèdres (tetra4) par rapport aux éléments hexaèdres avec 1 point d'intégration (brick8-1P). L'importance de ce résultat peut être minimisée car dans un modèle de corps humain complet, le pas de temps n'est déterminé par les tissus mous mais par des structures plus rigides telles que l'os. Le coût moyen par cycle deviendrait alors prédominant.

En ce qui concerne la stabilité des éléments hexaèdres à 1 point d'intégration (brick8-1), il convient de noter qu'aucun effort particulier n'a été fait pour stabiliser les simulations et qu'il serait possible d'augmenter leur stabilité en changeant certains paramètres numériques telle que la formulation du contrôle de l'hourglass.

Malgré cela et tout en utilisant les options par défaut de Radioss, les éléments hexaèdres (brick8-1P) et tétraèdres (tetra4) sont restés stables pour des niveaux d'énergie plus élevés que ceux proposés par Schmitt et Snedeker [SCH06a] [SCH06b] et entraînant des lésions (AIS=5 pour des niveaux d'énergie au-delà de 8 J) ce qui est en soit un résultat très encourageant. Pour les conditions d'essai testées dans cette étude, les éléments tétraèdres étaient beaucoup plus stables que les éléments hexaèdres qui ont montré d'importants problèmes d'hourglass avec l'augmentation de l'énergie d'impact.

Il a été possible d'atteindre des niveaux de compression très élevés avec les éléments tétraèdres, la simulation faite à un niveau d'énergie de 58,7 J a entraîné une compression d'environ 37,7 mm pour une épaisseur initiale du rein de 44 mm.

Il est difficile de savoir si les résultats obtenus pour ces déformations extrêmes sont réalistes, mais la capacité des éléments tétraèdres à terminer la simulation tout en conservant un bilan énergétique correct est importante afin de pouvoir envisager une complexification des modèles n'entraînant pas systématiquement un échec de la simulation.

3.3. Comportement global

3.3.1. Matériel et méthodes

3.3.1.1. Description du modèle éléments finis HUMOS2

HUMOS2 est un modèle numérique par éléments finis d'être humain (voir Figure 67) représentant la géométrie simplifiée et les caractéristiques d'un homme moyen (50^e percentile) assis en position de conduite.

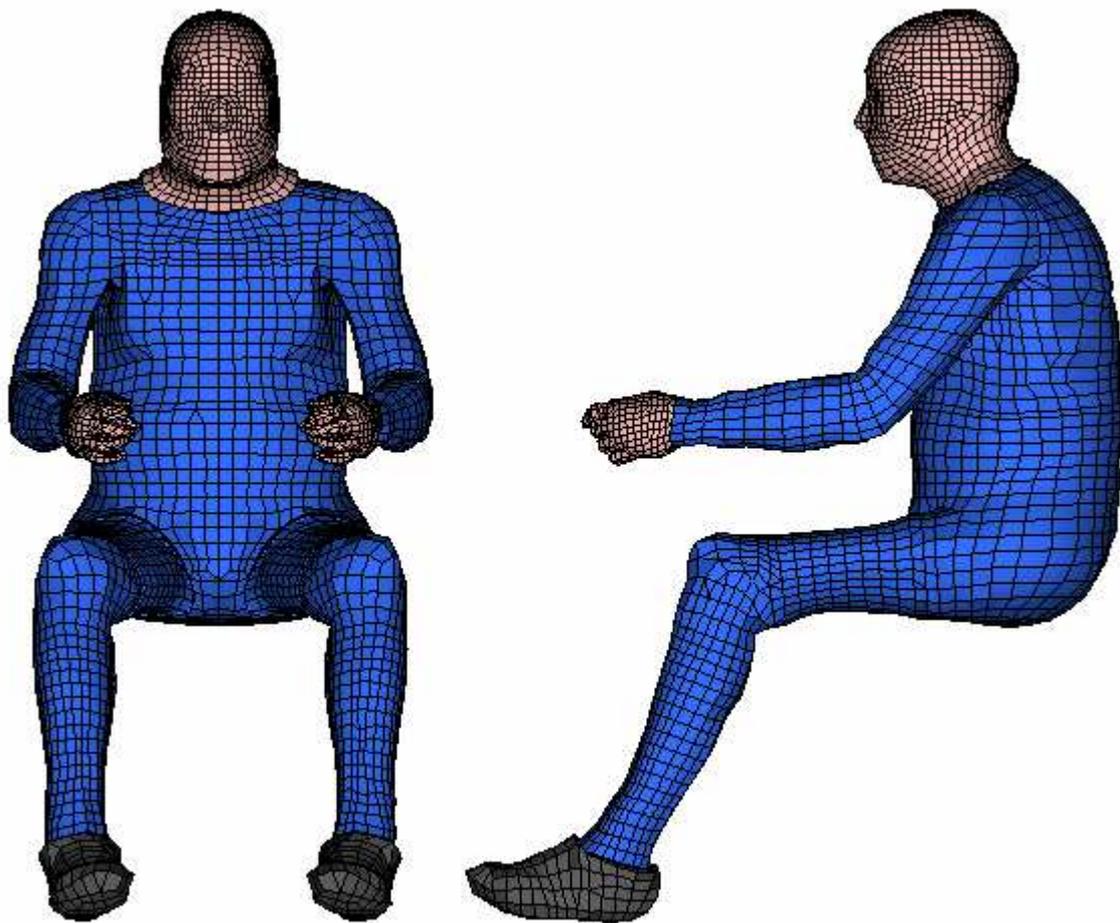


Figure 67: Modèle HUMOS2 (50e percentile) en position de conduite et équipé de chaussures.

Ce modèle a été développé dans le but de prédire les risques lésionnels lors de chocs et ainsi aider à améliorer les moyens de protection de l'occupant d'automobile.

Les organes pleins (le foie, la rate et les reins) sont tous décrits bien qu'avec peu d'éléments. Pour les organes creux (l'estomac, l'intestin grêle et le côlon), seul l'estomac est représenté séparément et les autres organes creux sont groupés dans un seul et même solide. Les attaches entre les différents organes sont définies par des interfaces de contact.

3.3.1.2. Propriétés matériaux des organes abdominaux

Les différents organes de l'abdomen sont modélisés des éléments volumiques auxquels une loi de type viscoélastique de Boltzmann est appliquée.

Les paramètres de cette loi pour chacun des organes sont détaillés dans le Tableau 33.

Tableau 33: Définition des paramètres de la loi viscoélastique de Boltzmann utilisés dans HUMOS 2 pour les différents organes abdominaux. Ces propriétés ont été conservées bien que les intestins aient un module de Poisson négatif.

	Densité (kg/m ³)	K (MPa)	G ₀ (MPa)	G _∞ (MPa)	β
Estomac	1	0.25	0.054	0.04	1
Intestin	1	0.001	0.036	0.027	1
Foie	1	0.166	0.045	0.036	1
Rate	1	0.25	0.054	0.04	1
Reins	1	0.166	0.045	0.036	1

Chaque organe est entouré d'une membrane (élément membrane) ayant les propriétés de mousse viscoélastique. Les caractéristiques de ces membranes sont les mêmes pour tous les organes et sont détaillées dans le Tableau 34.

Tableau 34 : 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).

	Loi	Densité (kg/m ³)	E (MPa)	ν
Membranes organes (membrane)	Mousse Viscoélastique	1	0.532	0.43
Muscles (brique)	Mousse Viscoélastique	1	0.532	0.43
Peau externe (membrane)	Plastique	1	1	0.3
Peau interne (brique)	Boltzmann	1	K=0.25 (MPa) et β=1 G ₀ =0.155 et G _∞ =0.086 (MPa)	

3.3.1.3. Maillages des organes abdominaux

Les organes pleins (foie, rate et reins) ainsi que les organes creux (estomac et intestins) sont maillés à l'aide d'éléments hexaèdres dans le modèle HUMOS2 de référence.

Pour cette étude un remaillage des ces organes a été réalisés à l'aide d'éléments tétraèdres.

Afin de pouvoir comparer avec le minimum de biais les éléments tétraèdres et hexaèdres, ce remaillage devait conserver le plus fidèlement possible la géométrie initiales des organes.

D'un point de vue numérique, le choix a été fait de conserver le même nombre d'éléments et ainsi le même nombre de point d'intégration plutôt que de conserver la même taille d'éléments.

Les deux maillages obtenus sont présentés en Figure 68.

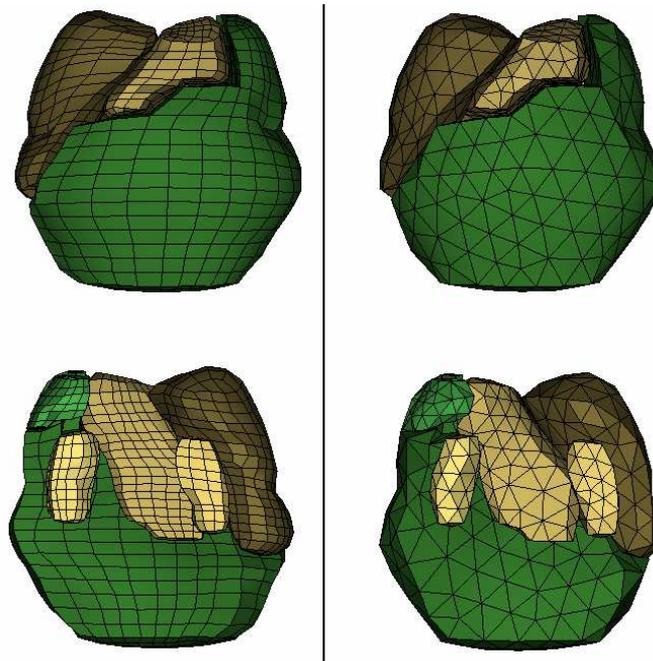


Figure 68: Comparaison des maillages hexaèdres HUMOS 2 (à gauche) et tétraèdres remaillés (à droite) pour les organes pleins et creux de l'abdomen.

3.3.2. Description des essais pour l'évaluation du comportement global

3.3.2.1. Chargement par barre rigide avec dos libre

Ce type de chargement est représentatif d'un choc automobile dans le cas d'un conducteur non ceinturé qui aurait été projeté contre le volant de son véhicule.

Le dispositif expérimental présenté en Figure 69 provient d'une étude de Hardy *et al.* [HAR01].

Une barre rigide de 2,5cm de diamètre est attachée par l'intermédiaire d'un capteur de force à un pendule cylindrique de 48kg et vient impacter le sujet au niveau du nombril.

Le sujet est assis et maintenu par un harnais au niveau des épaules. Ce harnais est relâché à environ 10 ms avant le contact entre la barre rigide et l'abdomen du sujet afin que le sujet soit libre.

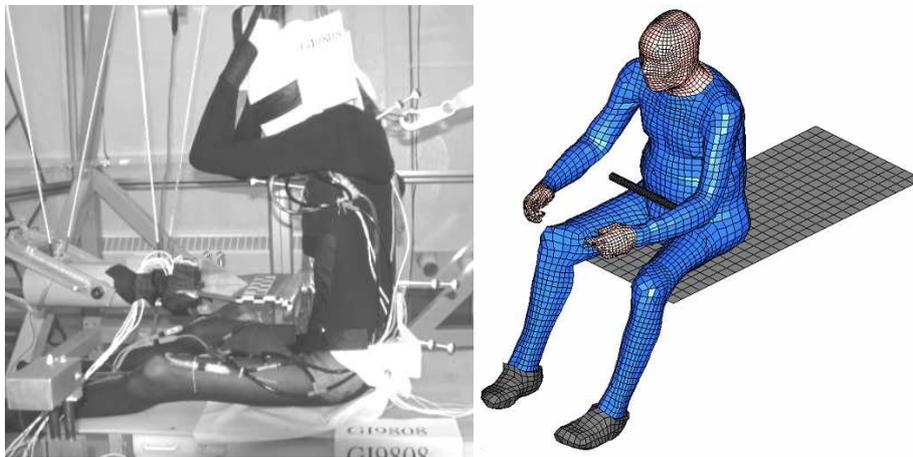


Figure 69 : Dispositif de chargement mi-abdomen par barre rigide avec dos libre par Hardy *et al.* [HAR01] (à gauche) et modèle numérique HUMOS2 (à droite).

Deux vitesses de chargement ont été utilisées, à savoir 6m/s et 9m/s. La matrice d'essais comportant les données anthropométriques des sujets et les vitesses de chargement est présentée dans le Tableau 35.

Tableau 35: Matrice d'essai pour le chargement par barre rigide mi-abdomen

Essai	Sexe	Age	Taille (m)	Poids (kg)	IMC	Vitesse (m/s)
GI3	M	87	1,73	73	24,4	6,3
GI6	M	85	1,65	91	33,4	6,1
GI7	M	74	1,81	77	23,5	9,1
GI8	M	71	1,82	64	19,3	9,0

La consigne d'entrée des modèles simulant ce type de chargement est une vitesse initiale (de 6m/s et 9m/s) appliquée à l'impacteur.

3.3.2.2. Chargement par airbag avec dos fixe

Afin de simuler le chargement de l'abdomen par un airbag lors de la phase d'ouverture de celui-ci Hardy *et al.* [HAR01] ont mis au point un dispositif expérimental permettant de simuler de manière répétable la phase d'ouverture d'un airbag.

Le dispositif expérimental présenté en Figure 70 montre un impacteur cylindrique, composé d'un tube en aluminium d'un diamètre de 7,6cm, d'une longueur 20cm et d'une masse d'environ 1kg. Ce tube est attaché à un vérin pneumatique par l'intermédiaire d'un capteur de force et vient impacter le sujet au niveau du nombril afin d'éviter tout contact avec le bassin et les côtes.

Le sujet est assis et attaché au dossier par une sangle entourée autour de la vertèbre lombaire L3.

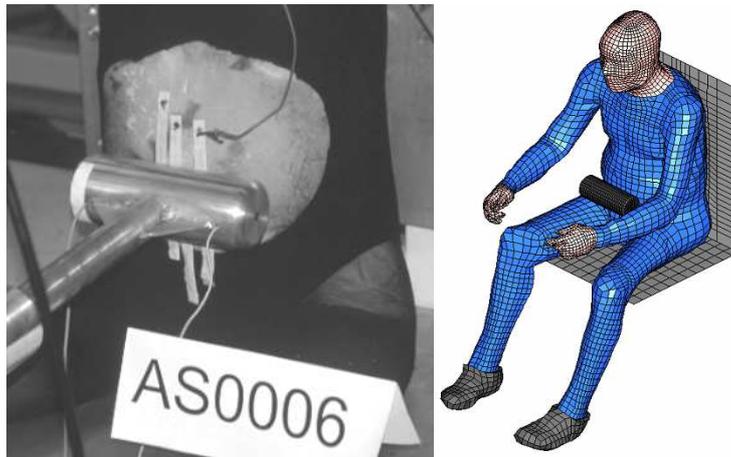


Figure 70: Dispositif expérimental simulant la phase d'ouverture d'un airbag par Hardy *et al.* [HAR01] (à gauche) - La peau de l'abdomen est exposée afin de permettre la fixation de capteur de contact contrôlant la course du vérin – et le modèle numérique HUMOS2 (à droite).

Les données anthropométriques du sujet sont présentées dans le Tableau 36.

Tableau 36: Données anthropométriques du sujet soumis au chargement de type airbag

Essai	Sexe	Age	Stature (m)	Poids (kg)	IMC
AS5	M	86	1,73	79	26,4

La consigne d'entrée des modèles simulant ce type de chargement est un déplacement imposé appliqué à l'impacteur.

3.3.2.3. Chargement par ceinture avec dos fixe

La ceinture est normalement prévue pour être positionnée au niveau des crêtes iliaques (qui sont plus résistantes au chargement que les parties molles de l'abdomen). Dans certains cas, bien que la ceinture soit correctement placée sur les crêtes iliaques, le bassin peut subir un mouvement de rétroversion et s'enfoncer dans le siège en avançant. Dans ce cas la ceinture peut glisser vers le haut et passer au dessus des crêtes iliaques. Ceci provoque le chargement de l'abdomen par la ceinture. Ce phénomène est appelé sous marinage.

Afin d'éviter tout contact avec les crêtes iliaques et les côtes dans leur expérimentation, Lamielle *et al.* [LAM06] ont décidé de positionner la ceinture directement au niveau du nombril du sujet.

Le sujet est assis avec les bras maintenus en l'air (afin de laisser le champ libre pour les caméras). Le sujet est maintenu contre l'assise et le dossier par des sangles situées au niveau des cuisses et de l'aîne (voir Figure 71).

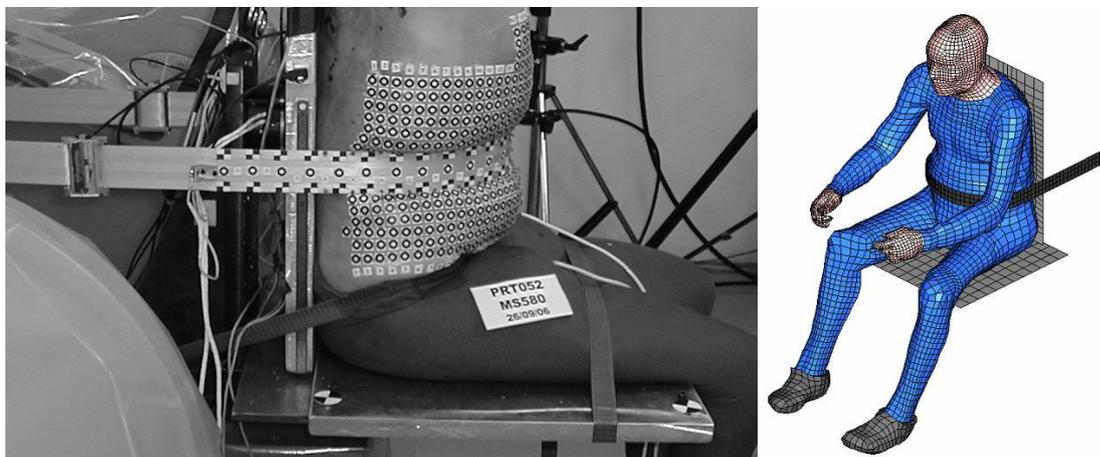


Figure 71: Dispositif expérimental de chargement de l'abdomen par une ceinture par Lamielle et al. [LAM06] (à gauche) et modèle numérique HUMOS2 (à droite).

Deux types de dispositifs ont été utilisés afin d'avoir des vitesses de chargement de l'abdomen différentes, à savoir :

- un vérin hydraulique pour les « faibles vitesses » (essais MHA)
- un prétensionneur (dispositif pyrotechnique) pour « les hautes vitesses » (essais PRT).

Pour chaque configuration d'essai (MHA et PRT) le sujet ayant le poids et la taille les plus proches de ceux du modèle HUMOS2 a été retenu (voir Tableau 37).

Tableau 37 : Données anthropométriques des deux sujets retenus pour les simulations. Ces sujets ont été retenus car ils présentent un poids équivalent à celui du modèle HUMOS2.

	Sexe	Taille	Poids	Age	Etat	Abdomen (mm)	
						Epaisseur	Largeur
PRT066-MS583	M	1,72 m	77 kg	82	Décongelé	258	322
MHA111-MS586	M	1,75 m	77 kg	74	Frais	287	340

La consigne d'entrée des modèles simulant ce type de chargement est un effort imposé sur chacun des brins de la ceinture.

3.3.3. Résultats

3.3.3.1. Chargement de l'abdomen par barre rigide avec dos libre

Essai à 6m/s

Les courbes d'effort en fonction de la pénétration sont présentées en Figure 72. Sur cette même figure, les corridors issus des études de Hardy *et al.* [HAR01] et de Cavanaugh *et al.* [CAV86] sont tracés. Les différents jeux de données sont comparables puisque mis à l'échelle par la méthode décrite par Eppinger [EPP76] sur la base d'un sujet de référence d'un poids de 77kg.

Les données ont été filtrées à l'aide d'un filtre SAE J211 classe 60Hz (CFC 60). Il est intéressant de voir que les deux modèles (tetra courbe rouge et hexa courbe bleu en gras) ont une réponse quasi identique sur toute la durée de l'essai. De plus, les deux modèles semblent être assez proches des sujets expérimentaux (courbes fines verte et violette), hormis sur la partie de déchargement de l'abdomen où les modèles numériques présentent un déchargement plus rapide.

Le dernier point intéressant est que les réponses des modèles numériques se situent de manière acceptable dans les corridors des deux études de référence.

Barre Mi-Abdomen 6m/s

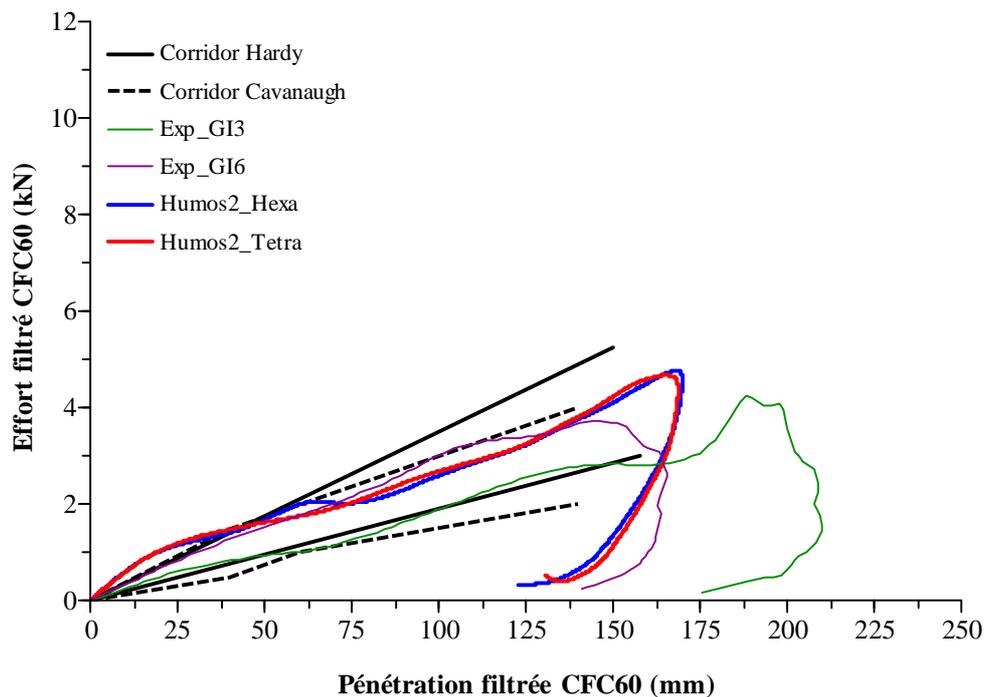


Figure 72: Courbes effort vs. pénétration à 6 m/s – Les courbes fines en vert et violet proviennent des essais de Hardy *et al.* [HAR01] et représentent les résultats des deux sujets initialement les plus proches du modèle HUMOS2 en de terme de poids et de taille.

Essai à 9m/s

Les courbes d'effort en fonction de la pénétration sont présentées en Figure 73. Sur cette même figure, les corridors issus des études de Hardy *et al.* [HAR01] et de Cavanaugh *et al.* [CAV86] sont tracés. Les différents jeux de données sont comparables puisque mis à l'échelle par la méthode décrite par Eppinger [EPP76] sur la base d'un sujet de référence d'un poids de 77kg. Les données ont été filtrées à l'aide d'un filtre SAE J211 classe 60Hz (CFC 60).

Il est intéressant de voir que les deux modèles (tetra courbe rouge et hexa courbe bleue en gras) ont une réponse quasi identique jusqu'à environ 160 mm de pénétration. Le modèle à tétraèdre n'est pas allé au bout de la simulation suite à un problème de nœud mal défini dans une interface, mais ce nœud n'appartenait pas à l'abdomen.

La réponse des deux modèles numériques semble assez similaire à celles des sujets expérimentaux au tout début du chargement (jusqu'à environ 25 mm de pénétration). Au-delà de 25 ms le modèle devient trop souple et sort des corridors expérimentaux.

On peut également noter que passé 150 mm de pénétration l'effort augmente fortement. A ce moment de la simulation, le solide représentant les intestins (solide en vert foncé sur la Figure 74) est d'épaisseur très faible et l'effort de l'impacteur est alors supporté par la colonne vertébrale du modèle.

La partie déchargement de l'essai se déroule trop rapidement par rapport aux sujets expérimentaux.

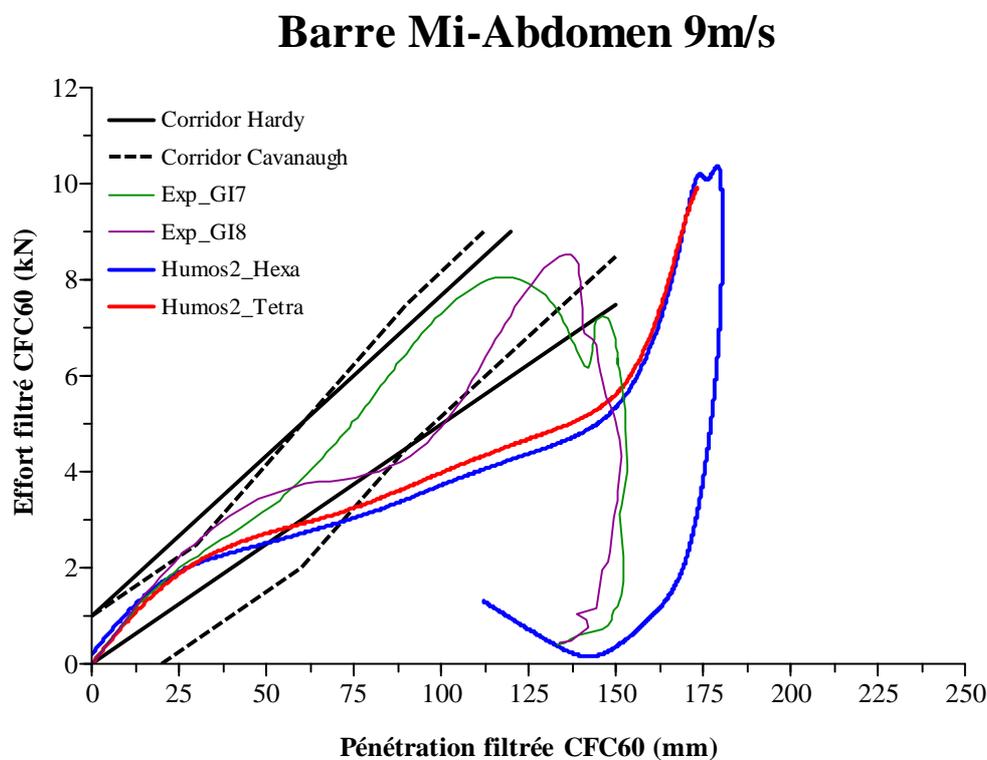


Figure 73: Courbes effort vs. pénétration lors du chargement par barre rigide à 9 m/s – Les courbes fines en vert et violet proviennent des essais de Hardy *et al.* [HAR01] et représentent les résultats des deux sujets initialement les plus proches du modèle HUMOS2 en de terme de poids et de taille.

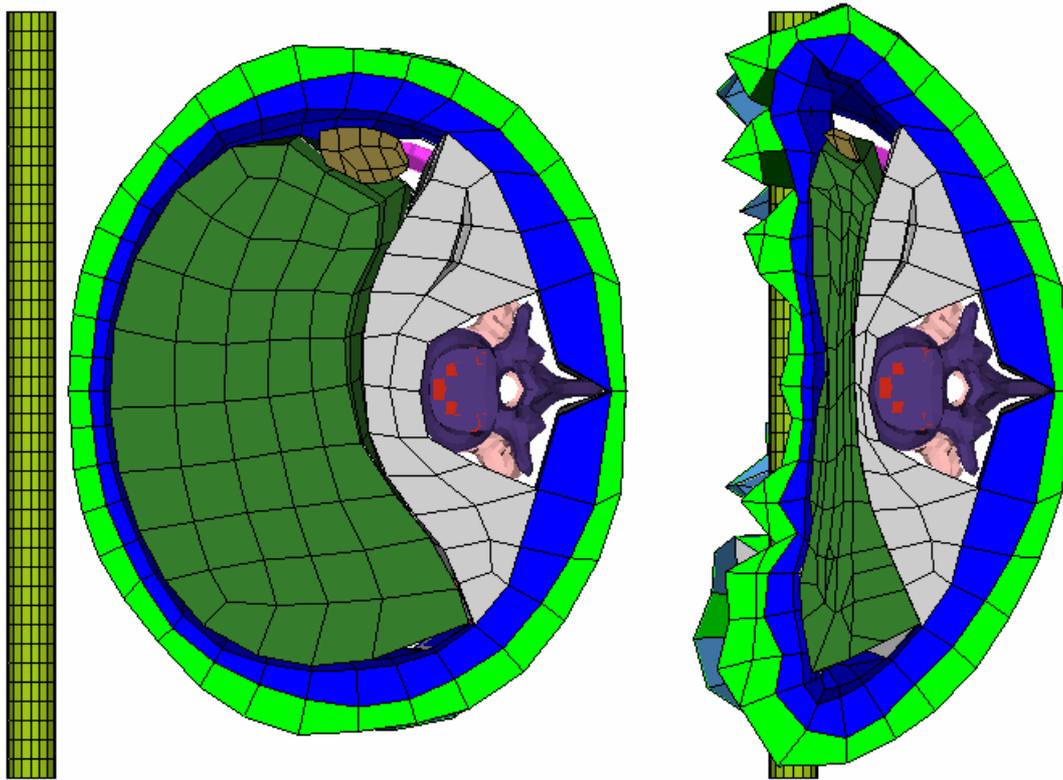


Figure 74: Coupe transverse du modèle HUMOS2 hexaèdre lors du chargement par barre rigide à 9 m/s – À gauche le modèle dans son état initial (pénétration = 0mm) et à droite le modèle après 160 mm de pénétration.

3.3.3.2. Chargement de l'abdomen par airbag avec dos fixe

Les courbes d'effort en fonction de la pénétration sont présentées en Figure 75. Sur cette même figure, les corridors issus des études de Hardy *et al.* [HAR01] et de Cavanaugh *et al.* [CAV86] sont tracés. Les différents jeux de données sont comparables puisque mis à l'échelle par la méthode décrite par Eppinger [EPP76] sur la base d'un sujet de référence d'un poids de 77kg. Les données d'effort ont été filtrées à l'aide d'un filtre SAE J211 classe 1000Hz (CFC 1000) et les données de pénétration à l'aide d'un filtre SAE J211 classe 180Hz (CFC 180). Les deux modèles (courbes rouge et bleue en gras) ont une réponse quasi identique sur toute la durée de l'essai. De plus, les deux modèles semblent être assez proches du sujet expérimental (courbe verte).

On peut noter que le modèle semble trop souple au début du chargement par rapport au corridor. Toutefois la réponse du sujet expérimental (courbe verte) est également dans la limite inférieure du corridor.

Une fois le pic de force atteint (entre 15 et 20 mm de pénétration selon le modèle) la pénétration augmente encore et l'effort diminue mais pas aussi significativement que dans le cas du sujet expérimental et par rapport au corridor.

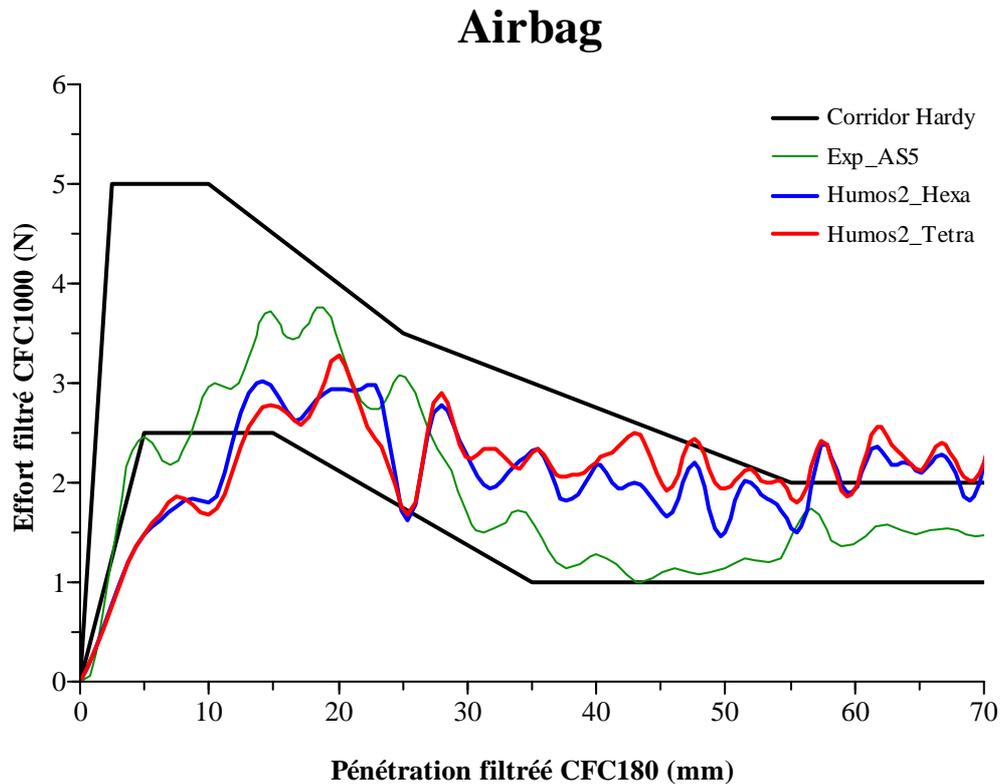


Figure 75: Courbes effort vs. pénétration lors du chargement par airbag – La courbe en vert provient des essais de Hardy *et al.* [HAR01] et représente le résultat du sujet initialement le plus proche du modèle HUMOS2 en de terme de poids et de taille.

3.3.3.3. *Chargement de l'abdomen par ceinture avec dos fixe*

Chargement ceinture par vérin MHA (basse vitesse)

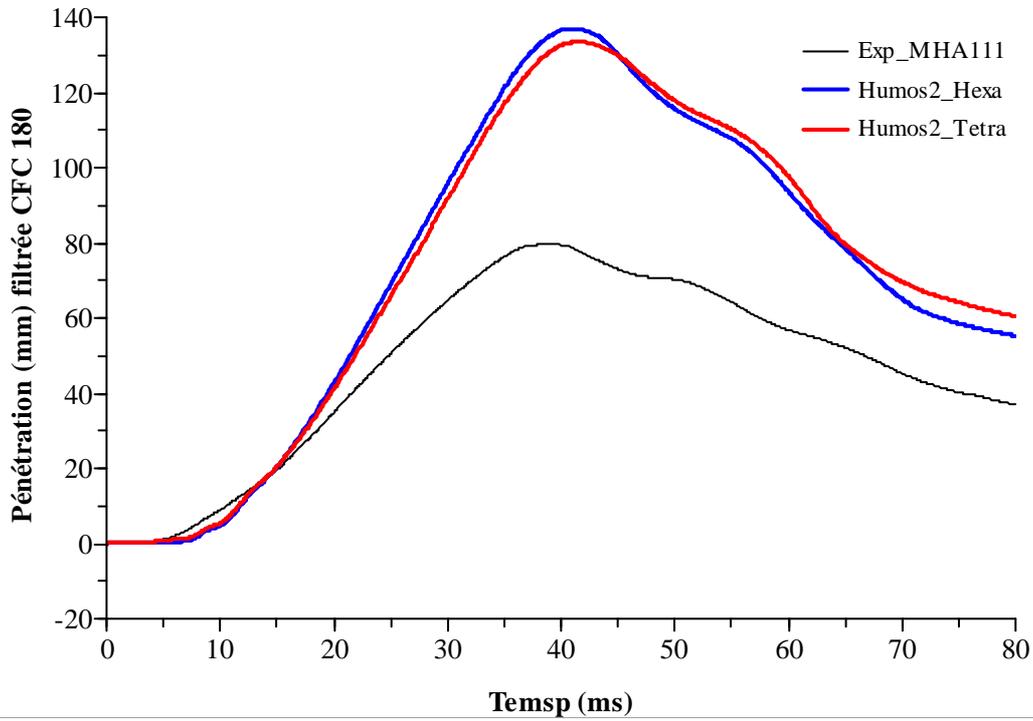
Les courbes d'effort en fonction du temps sont présentées en Figure 76. Les courbes en noir représentent les efforts issus des données expérimentales de Lamielle *et al.* [LAM08], la courbe en pointillé représente l'effort d'entrée appliqué aux brins de la ceinture alors que la courbe en trait plein représente l'effort de sortie mesuré au niveau du dossier. Les données de pénétration ont été filtrées à l'aide d'un filtre SAE J211 classe 180Hz (CFC 180) et les données d'effort à l'aide d'un filtre SAE J211 classe 1000Hz (CFC 1000) afin d'être comparable aux données expérimentales.

Les deux modèles (courbes rouge et bleue en gras) ont une réponse quasi identique sur toute la durée de l'essai en terme de pénétration et d'effort dossier.

Il est intéressant de noter, bien que l'objectif de ce chapitre ne soit pas la mise au point d'un modèle simulant les essais expérimentaux mais la comparaison d'éléments :

- la pénétration maximale mesurée sur les modèles numériques est environ le double de celle du sujet expérimental (bien que celles-ci se situent au même moment soit après environ 40 ms de simulation)
- les efforts mesurés expérimentalement et numériquement au niveau du dossier sont du même ordre bien qu'il existe décalage initial de l'ordre de 10 ms entre le début du chargement et d'environ 5 ms au niveau du pic de force.

Ceinture Mi-Abdomen MHA



Ceinture Mi-Abdomen MHA

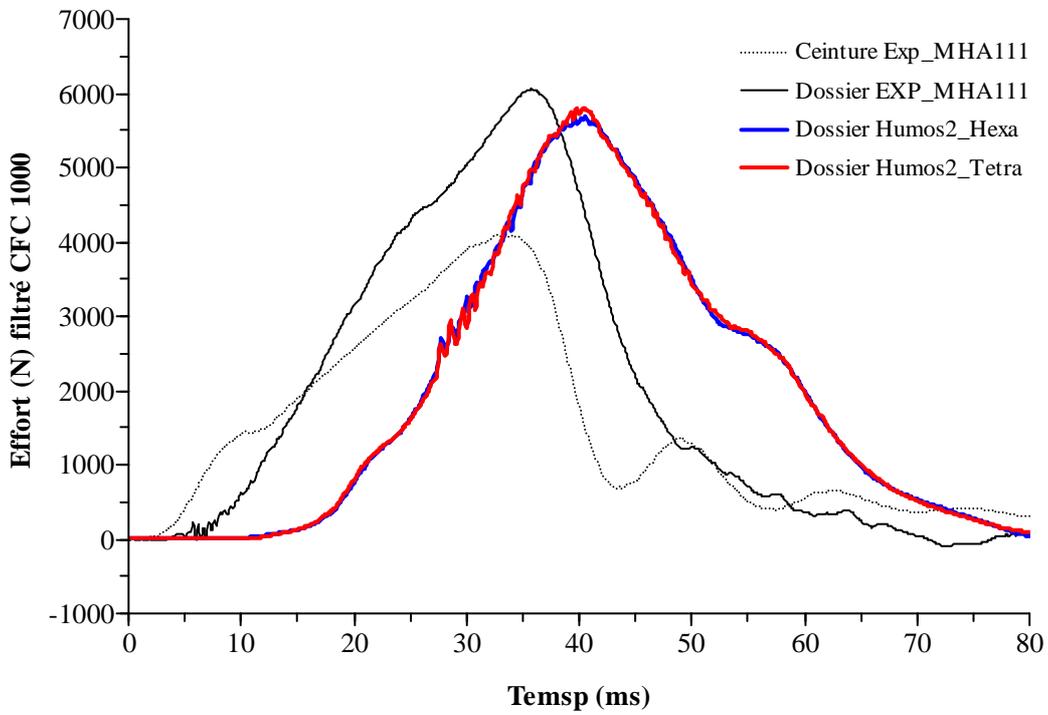


Figure 76: Courbes pénétration vs. temps (à gauche) et effort vs temps (à droite) pour les essais MHA

Chargement par ceinture avec prétensionneur PRT (haute vitesse)

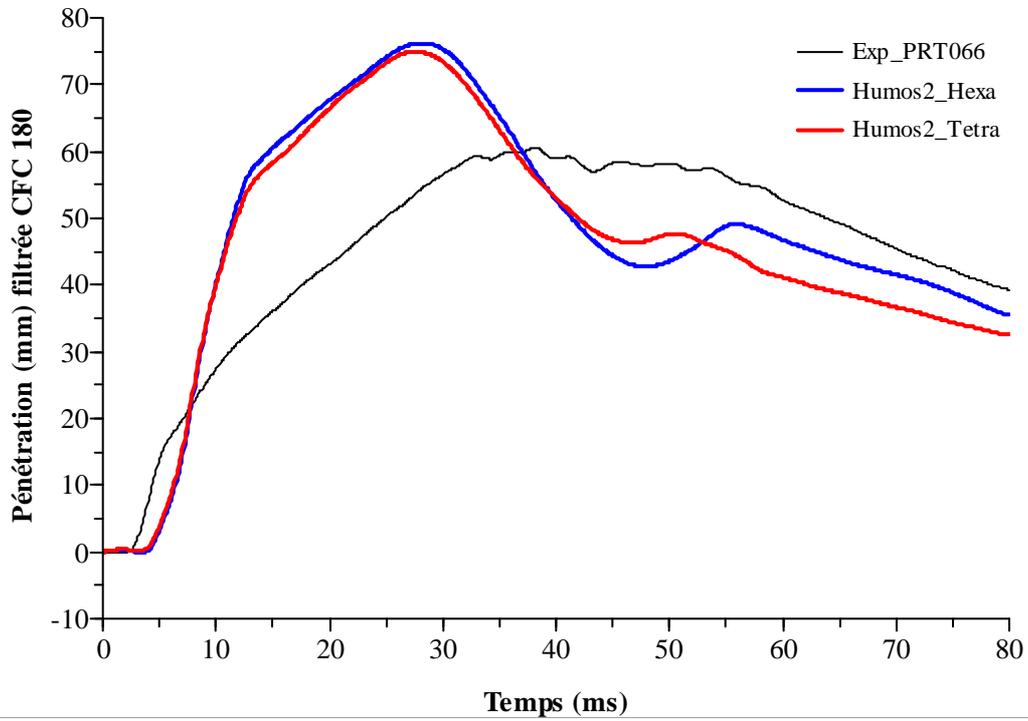
Les courbes d'effort en fonction du temps sont présentées en Figure 77. Les courbes en noir représentent les efforts issus des données expérimentales de Lamielle *et al.* [LAM08], la courbe en pointillé représente l'effort d'entrée appliqué aux brins de la ceinture alors que la courbe en trait plein représente l'effort de sortie mesuré au niveau du dossier. Les données de pénétration ont été filtrées à l'aide d'un filtre SAE J211 classe 180Hz (CFC 180) et les données d'effort à l'aide d'un filtre SAE J211 classe 1000Hz (CFC 1000) afin d'être comparable aux données expérimentales.

Les deux modèles (courbes rouge et bleue en gras) ont une réponse quasi identique sur toute la durée de l'essai en terme de pénétration et d'effort dossier.

Il est intéressant souligner de noter, bien que ces points de discussion soient hors sujet pour la comparaison des éléments hexaèdres et tétraèdres, que :

- la pénétration mesurée sur les modèles numériques présente la même pente initiale et une rupture de pente similaire à celles mesurées sur le sujet expérimental, toutefois temporellement celles-ci diffèrent (rupture de pente au bout de 5ms pour le sujet expérimental et au bout de 10 ms pour les modèles numériques)
- les pénétrations maximales se situent à des instants différents (28 ms pour les modèles numériques contre 38 ms pour le sujet expérimental)
- la pénétration des modèles numériques décroît beaucoup trop vite après le pic de force alors que la pénétration du sujet expérimental est conservée pendant encore 30 ms. Ceci pourrait être expliqué par le fait que l'effort d'entrée décroît très rapidement avant d'être stabilisé (environ 500 N) la paroi abdominale numérique se désolidarise des intestins qui de part des phénomènes inertiels continuent à se comprimer (création de vides dans les modèles) entraînant une « dépénétration » trop importante due uniquement aux propriétés de la paroi qui n'a pas à ramener les intestins (voir Figure 78).
- contrairement au cas des essais MHA, les efforts maximaux mesurés expérimentalement et numériquement au niveau du dossier diffèrent en terme d'effort maximal (valeur et instant).

Ceinture Mi-Abdomen PRT



Ceinture Mi-Abdomen PRT

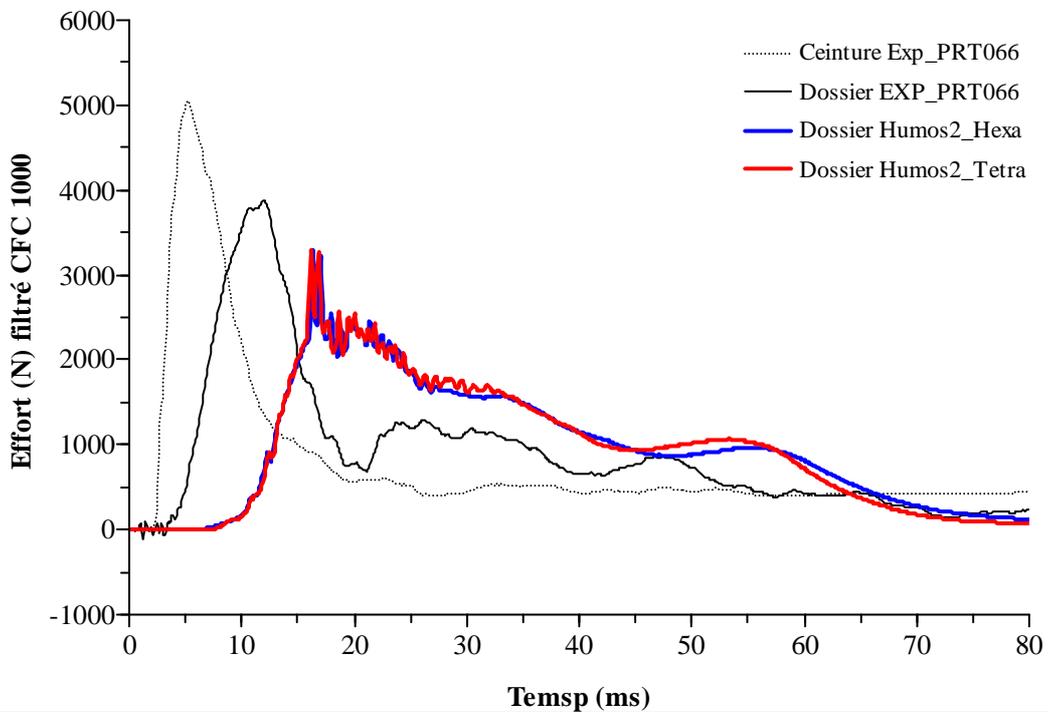


Figure 77: Courbes pénétration vs. temps (en haut) et effort vs. temps (en bas) pour les essais PRT

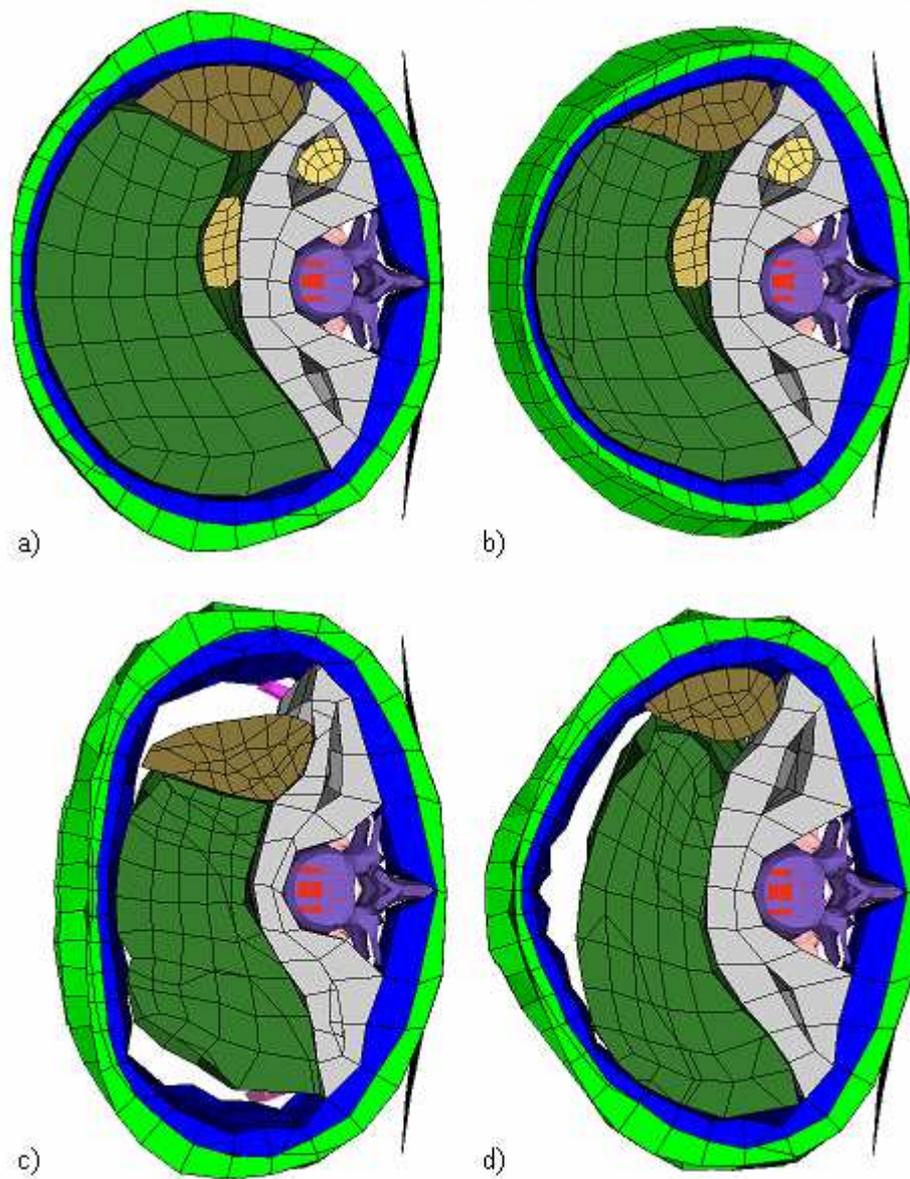


Figure 78: Aperçu de la déformation des éléments au cours de la simulation – a) État initial ($t=0$ ms), b) Effort maximal au niveau de la ceinture ($t = 5$ ms), c) Effort stabilisé et maintenu à 500 N et début du décollement entre la paroi abdominale (en bleu foncé) et les intestins (en vert foncé) ($t = 28$ ms) et d) Décollement total de la paroi abdominale ($t = 45$ ms).

3.3.4. Discussion

La comparaison des éléments hexaèdres et tétraèdres en terme de comportement global à l'aide de différents types de chargement a montré des réponses très similaires, voire superposées dans certains cas. Le peu de différence qui a été trouvé provient la plupart du temps pourrait être attribué à une différence de taille d'éléments. En effet, les deux modèles numériques avaient un nombre d'éléments quasi identiques pour chacun des solides, ce qui conduit à un volume moyen identique pour les éléments des deux types. Or, pour un même volume, la longueur d'arrête est typiquement plus importante pour les éléments tétraédriques qu'hexaédriques.

Par exemple, pour des éléments parfait, les volumes des tétraèdres de longueur d'arrête A_t et les hexaèdres de longueur d'arrête A_h sont respectivement :

$$V_t = \frac{A_t^3 \times \sqrt{2}}{12} \quad \text{et} \quad V_h = A_h^3$$

A volume identique cela conduit à :

$$A_t = A_h \times \sqrt[3]{\frac{12}{\sqrt{2}}}$$

Soit au final, $A_t \approx 2.04 \times A_h$

La longueur des arrêtes des éléments tétraèdres est environ le double de celles des éléments hexaèdres.

Ceci peut conduire à de légères différences de géométrie des surfaces qui pourraient être partiellement responsables des différences de réponses. Toutefois, ces effets peuvent être considérés comme minimales au vu des simplifications géométriques du modèle HUMOS2.

On notera également que le modèle HUMOS2 se comporte de manière visuellement acceptable la plupart du temps, avec des réponses proches des corridors expérimentaux. Toutefois on peut observer que les modèles ne semblent pas prendre en compte de manière appropriée les effets de la vitesse de chargement (chargement par barre rigide à 6 et 9 m/s et par ceinture à 3 et 6 m/s).

Un autre problème du modèle semble lié aux espaces qui existent entre les organes. Les espaces qui existent dès le début semblent poser des problèmes de transmissions d'effort. De plus, des espaces peuvent aussi se créer lors de la simulation (problème de décollement de la paroi). Ces espaces, qui n'existent pas anatomiquement, contribuent à des variations de volume irréalistes de la cavité lors du choc.

3.4. Conclusion

Cette étude a montré que les éléments tétraèdres se comportent de manière très similaire aux éléments hexaèdres pour tous les chargements testés, à la fois au niveau organe et région.

Les éléments tétraèdres permettent toutefois de simuler des essais à des niveaux d'énergie de sollicitation bien plus importants, ce qui dans le cas de simulations de chocs automobiles est un avantage car peut permettre de terminer des simulations sans erreur même pour des chargements très importants.

La seule différence notable entre les deux types d'éléments réside dans le temps de calcul nécessaire pour une simulation, mais ce critère ne semble plus aussi important si l'on regarde le développement actuel des moyens de calcul.

La deuxième partie de l'étude portant sur le comportement global des éléments a également montré l'intérêt des éléments tétraèdres. En effet, la définition de la géométrie des organes abdominaux semble jouer un rôle important dans la réponse du modèle.

Il est très difficile de créer un maillage hexaédrique de la région abdominale sans créer des espaces entre organes. Or, nous avons vu que les espaces existants dans le modèle HUMOS2 peuvent être à l'origine de décalages temporels vis-à-vis de la réponse mécanique du modèle.

Les éléments tétraédriques ont ici des avantages très importants car ils permettent de réduire de manière très importante la complexité et le temps nécessaires au maillage des modèles éléments finis. Ils permettent donc de faciliter les tests numériques de différentes hypothèses de modélisation (type d'interface, taille et type d'éléments...).

Cet avantage paraît aussi très important pour des futures évolutions des différents modèles numériques de l'être humain qui décriraient mieux les structures anatomiques de l'abdomen et leur complexité géométrique (intestins en particulier).

Chapitre 4

Modélisation de l'abdomen : Comparaison d'approches de modélisation avec et sans interfaces internes et influence sur la cinématique du mésentère

4.1. Introduction

Comme nous l'avons vu dans le chapitre précédent, la présence d'espaces entre les différents organes peut affecter la réponse des modèles (décalage temporel sur le chargement des organes en particulier).

L'utilisation des interfaces du logiciel RADIOSS présentent également des limites. En effet, contrairement à d'autres codes de calcul tels que Ls-Dyna3D, les interfaces disponibles ne permettent pas de simuler simultanément un glissement entre deux surfaces ainsi qu'une conservation de la distance entre ces mêmes surfaces (formulation glissement sans séparation). Ceci peut alors entraîner la création de vides au sein du modèle pendant la simulation. Toutefois, dans la réalité, il n'y a pas de vides ni d'espaces dans la cavité abdominale entre les organes.

Si la plupart des modèles existants de l'abdomen incluent ce type d'interfaces afin de permettre les glissements entre organes ou groupes d'organes, il n'existe pas d'évidence expérimentale permettant d'assurer que ce type de comportements survient *in-situ* lors d'un chargement de type impact. L'hypothèse inverse pourrait aussi être émise : sous l'effet d'une compression très rapide (quelques millisecondes), les organes pourraient se déformer tous ensemble sans qu'il n'y ait le temps pour ces glissements de survenir. De plus, même s'ils survenaient, ces glissements pourraient être réduit de par la présence des nombreux points d'attaches.

Une alternative aux modèles avec interface serait constituée de modèles avec un maillage continu entre les différents organes de l'abdomen. Cette continuité de maillage empêcherait tout glissement. Elle pourrait donc créer des contraintes supplémentaires sur les surfaces des organes mais en contrepartie, elle permettrait d'éviter la présence ou la création de vides au sein du modèle.

S'il faudra attendre pour avoir une caractérisation expérimentale du phénomène de glissement, une étude numérique comparant différentes hypothèses de modélisation est d'ores et déjà possible. Cette étude est facilitée par la possibilité d'utiliser des éléments tétraédriques pour ce type de simulations comme démontré dans le chapitre précédent.

Le but de ce chapitre est donc de comparer plusieurs hypothèses de modélisation liées aux glissements possibles entre organes. Cette comparaison se fera d'un point de vue de la réponse globale externe (courbe force vs. pénétration) et de la réponse interne (cinématique entre organes, contraintes ou déformation dans les organes). En particulier, la comparaison interne inclura une évaluation de la cinématique et des déformations auxquelles le mésentère pourrait être soumis grâce à sa représentation simplifiée à l'aide de ressorts. Ceci fournira aussi des informations sur la possibilité de prendre en compte le mésentère dans des modèles de l'abdomen avec une représentation simplifiées des intestins.

4.1.1. Description des modèles éléments finis

Sur la base du modèle utilisé au chapitre précédent, à savoir le modèle HUMOS avec les organes de l'abdomen maillés à l'aide d'éléments tétraédres, trois modèles ont été réalisés correspondant aux trois hypothèses suivantes :

- 1) Les organes et structures anatomiques peuvent glisser les uns par rapport aux autres. Ceci conduit à un modèle avec interfaces de type HUMOS (mais dans lequel des décollements sont possibles). Ce modèle sera appelé modèle A par la suite
- 2) Les organes et structures anatomiques ne peuvent pas glisser les uns par rapport aux autres mais ils peuvent se déplacer ensemble par rapport à l'extérieur de la cavité abdominale. Ceci conduit à un modèle sans interface entre les organes et avec une interface glissante entre le bloc organe et la membrane représentant les limites de la cavité. Ce modèle sera appelé modèle B par la suite
- 3) Les organes et structures anatomiques ne peuvent pas glisser les uns par rapport aux autres, ni par rapport à l'extérieur de la cavité. Ceci conduit à un modèle sans interface entre les organes et avec une interface collée entre le bloc organe et la membrane représentant les limites de la cavité. Ce modèle sera appelé modèle C par la suite.

Pour les trois modèles, la densité d'éléments des modèles d'organes a été augmentée par rapport à HUMOS afin de faciliter la comparaison de contraintes entre modèles ainsi que de fournir un plus grand nombre de points d'attaches possibles pour la définition du mésentère simplifié. Une taille d'éléments d'environ 10mm a été sélectionnée, conduisant aux nouveaux maillages présentés en Figure 79.

Il est important de noter que tous ces organes abdominaux sont entourés par une membrane représentant le péritoine. Cette membrane est maillée de manière continue avec les organes avoisinant tels que le diaphragme, la couche musculaire abdominale et le bassin.

Dans le cas du modèle avec interfaces, les structures anatomiques de fixation des différents organes (ex : fascia de Toldt qui lie le côlon descendant au péritoine) sont représentés à l'aide de ressorts ou d'interfaces dites collées (interface type 2 dans RADIOSS). Hormis ces zones d'attache les organes sont interfacés de manière glissante (interface type 7 dans RADIOSS) avec la membrane péritonéale.

Dans le cas du modèle avec maillage continu, la différence de taille d'éléments entre la membrane péritonéale et les organes abdominaux était telle que l'obtention d'un maillage continu avec une qualité d'éléments acceptable était impossible. Il a donc été décidé de mettre dans un cas une interface collée entre le maillage des organes abdominaux et la membrane péritonéale et dans l'autre cas une interface glissante.

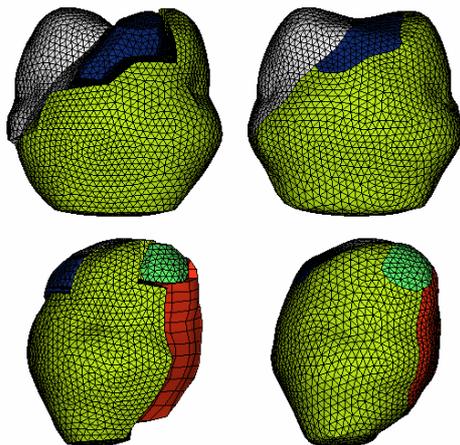


Figure 79: Modélisation par éléments finis des organes abdominaux - à gauche, le modèle avec interface. On notera l'espace (vides) entre les organes - à droite, les modèles avec organes abdominaux maillés de manière continue. Les deux types de modèles ont une géométrie basée sur le modèle HUMOS.

Le mésentère a aussi été représenté de manière simplifiée. En l'absence de géométrie suffisamment détaillée pour le modèle HUMOS, sa modélisation s'est appuyée sur les données haute résolution du Visible Human Project (VHP) à partir desquelles la géométrie du réseau vasculaire de l'intestin grêle a été construite par segmentation (voir Figure 80).

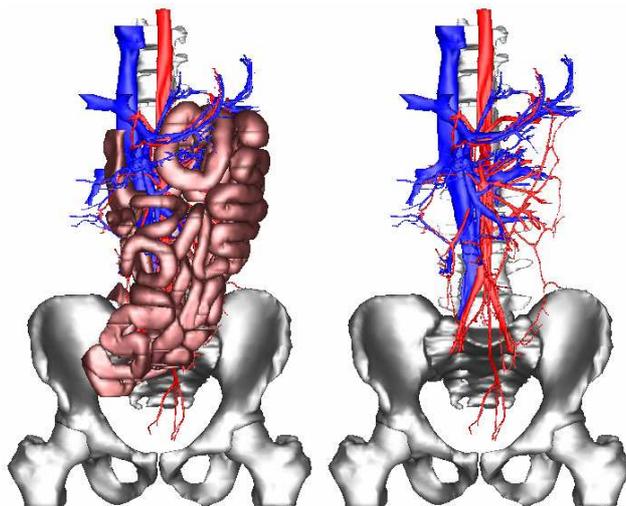


Figure 80: Géométrie du réseau vasculaire abdominal et de l'intestin grêle issus des données du Visible Human Project (VHP)

Le mésentère a été représenté à l'aide de ressorts en se basant sur le chemin de l'artère mésentérique supérieure (voir Figure 81 et Figure 82).

Une raideur nulle a été affectée aux ressorts afin qu'ils n'affectent le comportement mécanique des intestins mais qu'ils facilitent la visualisation et l'analyse cinématique ce mésentère simplifié. Les différents ressorts modélisés (voir Figure 82) correspondent approximativement aux différentes directions de sollicitations utilisées lors des essais du Chapitre 2. Les ressorts verts et bleus sont représentatifs des échantillons radiaux (orientés de la racine du mésentère vers le tube intestinal) alors que les ressorts violets représentent les échantillons orthoradiaux (orientés le long du tube intestinal).

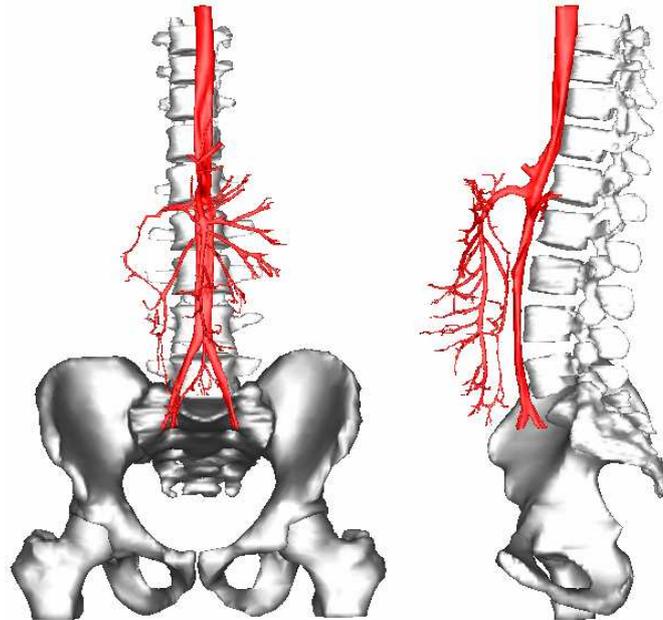


Figure 81: Géométrie de l'aorte et de l'artère mésentérique supérieure issue des données du Visible Human Project (VHP) - On peut noter qu'à partir de sa jonction avec l'aorte, l'artère mésentérique s'éloigne de la paroi péritonéale (dont la limite antérieure se situe au niveau de l'aorte) dans la direction postéro-antérieure puis passe au dessus de la veine rénale gauche (non représentée sur la figure). Elle fait alors un crochet pour se diriger vers le bassin parallèlement à la colonne lombaire. Les principales ramifications de l'artère mésentérique supérieure se situent dans un plan vertical et forme une sorte d'éventail entre la racine mésentérique et le bord intestinal alors que les ramifications les plus fines (appelées arcades de 1^{er} et 2^{ème} ordres) se dirigent de manière horizontale vers le tube intestinal.

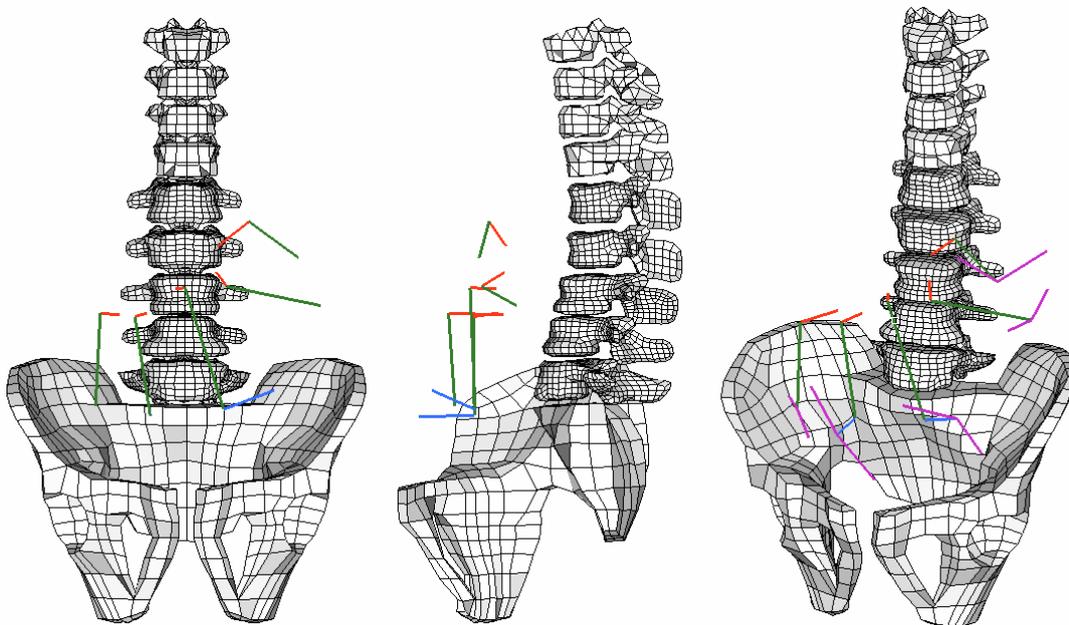


Figure 82: Modélisation des ressorts représentant de manière simplifiée le mésentère dans l'abdomen du modèle éléments finis HUMOS2 – Les ressorts rouges représente le crochet formé par l'artère mésentérique supérieure, les ressorts verts représentent la partie verticale des principales ramifications et les ressorts bleus représentent les ramifications les plus fines. Les ressorts violets (visibles à droite) représentent des portions du tube intestinal qui est perpendiculaire aux ressorts violets.

4.1.2. Propriétés matériaux des organes abdominaux

Pour rappel, une loi de type viscoélastique de Boltzmann est utilisée pour les différents organes de l'abdomen. Les propriétés matériaux du modèle HUMOS2 ont été conservées excepté pour les intestins qui avaient un module de Poisson négatif. Le nouveau module de Poisson des intestins a été fixé arbitrairement à 0,45 ce qui en fait un matériau faiblement compressible. De plus les modules de cisaillement G_0 et G_∞ ont été conservés. Ainsi seul le module de compressibilité a été modifié, passant de 0,001 MPa initialement à 0,348 MPa.

Les propriétés des autres organes et membranes n'ont pas été modifiées (voir Tableau 34 dans le Chapitre 3).

Tableau 38: Définition des nouveaux paramètres de la loi viscoélastique de Boltzmann utilisés dans HUMOS 2 pour les intestins

	Densité (kg/m ³)	K (MPa)	G_0 (MPa)	G_∞ (MPa)	β
Intestin	1	0.348	0.036	0.027	1

4.1.3. Type de chargement modélisé pour l'étude comparative

Contrairement au Chapitre 3, un seul type d'essai a été modélisé. Le chargement de l'abdomen est réalisé à l'aide d'une barre rigide qui vient impacter le modèle à 6 m/s comme décrit dans l'étude de Hardy *et al.* [HAR01]. Pour plus de précision, on peut se reporter au paragraphe 3.3.2.1. Ce type de chargement a été choisi car nous avons pu voir dans le Chapitre 3 que les modèles semblaient avoir une réponse globale acceptable (comprise dans les corridors). De plus ce chargement est celui qui présentait la plus grande pénétration abdominale donc à priori les plus grands déplacements au niveau des organes. Pour les autres types de chargement

4.1.4. Comparaison des modèles

Afin de comparer l'influence des différentes hypothèses de modélisation, les paramètres suivants ont été utilisés :

- la réponse mécanique globale en terme courbe de force vs. pénétration
- la variation/conservation du volume de la cavité abdominale (afin de voir si des vides se créent dans le cas du modèle avec interfaces)
- les contraintes au sein des organes
- la cinématique du mésentère ; cette cinématique sera tout d'abord comparée de manière visuelle puis les déformations des ressorts seront comparées aux résultats des essais expérimentaux.

4.2. Résultats

4.2.1. Réponse mécanique globale

La comparaison des réponses mécaniques globales des trois modèles a été faite sur la base des courbes d'effort en fonction de la pénétration (voir Figure 83).

On peut tout d'abord noter que le changement de module de Poisson de -0,8 à 0,45 pour le modèle HUMOS 2 a logiquement rigidifié le modèle. Toutefois le modèle HUMOS 2 reste dans le corridor issu de l'étude de Hardy *et al.* [HAR01]. Afin d'optimiser la réponse mécanique du modèle, une étude paramétrique portant sur la loi matériau des intestins aurait pu être menée mais cela n'est pas le but de ce chapitre et les propriétés matériaux du modèle HUMOS 2 original ont donc été conservées pour le reste de l'étude.

On peut également noter que la densification du maillage (quelque soit le modèle) a rendu les modèles plus instables lors de la phase de décharge puisque aucune des simulations ne s'est déroulée jusqu'au bout. Les trois calculs se sont arrêtés à cause d'éléments ayant un volume nul ou négatif. Le modèle dont le calcul s'est arrêté le plus tôt est celui avec un maillage continu et l'interface collée ce qui pourrait être expliqué par le fait que, les éléments limitrophes avec la membrane ont moins de liberté de mouvement.

Le résultat principal de cette comparaison de la réponse mécanique globale des modèles est que les trois modèles ont des réponses similaires. La continuité/discontinuité du maillage ne semble modifier que très faiblement la réponse mécanique globale des modèles.

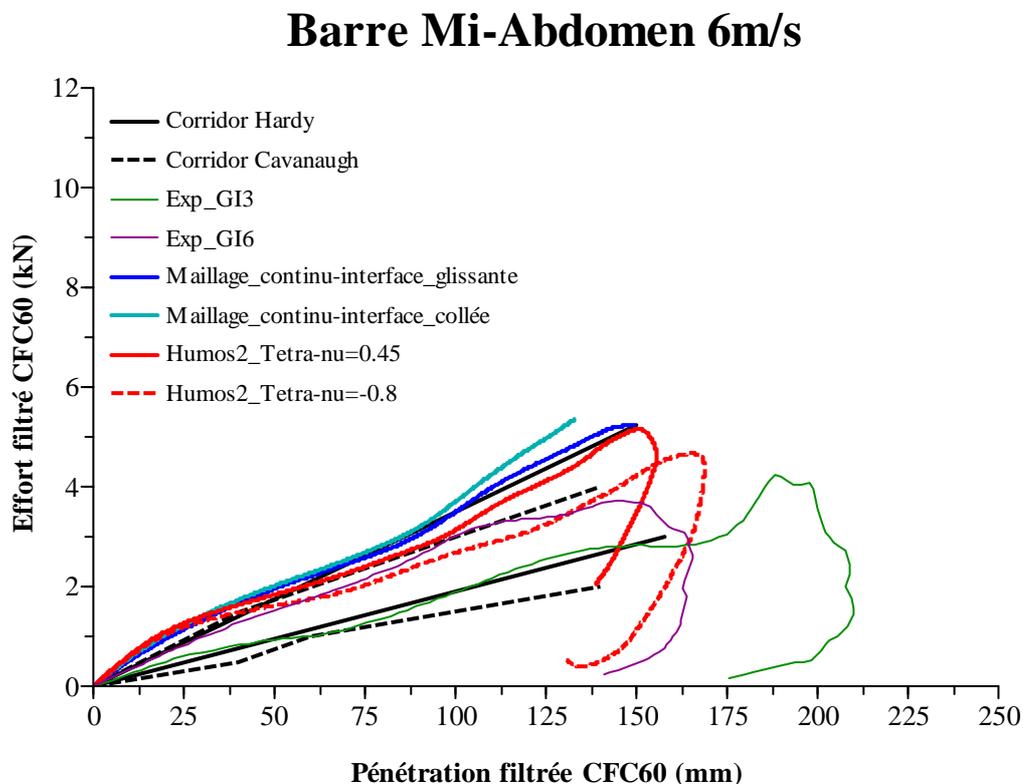


Figure 83: Courbes effort vs. Pénétration – Les courbes fines en vert et violet proviennent des essais de Hardy *et al.* [HAR01] et représentent les résultats des deux sujets initialement les plus proches du modèle HUMOS2 en de terme de poids et de taille.

4.2.2. Variation de volume de la cavité abdominale

Dans ce paragraphe, une attention particulière a été portée sur la variation du volume de la cavité abdominale (voir Figure 84).

Il faut dans un premier temps noter qu'il existe une différence de volume initial entre les 3 modèles, ceci peut être expliqué par la présence de pénétrations initiales dans les modèles qui viennent légèrement modifier le volume de la membrane lors du premier pas de temps.

Il est également intéressant de noter que durant les 12 premières millisecondes des simulations le volume de la cavité abdominale augmente légèrement pour les deux modèles avec interface glissante (voir Figure 84). Les animations issues de ces deux simulations ne permettent pas de visualiser cette augmentation de volume. Toutefois, la présence d'interfaces peut créer lors du début de la pénétration une réorganisation géométrique des éléments à cause des orientations des normales associées aux éléments surfaciques. Or, d'un point de vue physique cette augmentation de volume n'est pas possible.

Dans le cas du modèle avec maillage continu et interface collée, le volume de la cavité abdominale décroît dès le début de la pénétration de l'impacteur.

On peut également noter la différence de variation maximale de volumes entre les trois modèles. Dans le cas du modèle avec un maillage continu et une interface collée, la variation de volume de la cavité abdominale dépend uniquement de la compressibilité des organes abdominaux et donc de leurs paramètres matériaux alors que les modèles avec interfaces glissante présentent une plus grande diminution du volume de la cavité abdominale liée également à la présence de vide entre les organes.

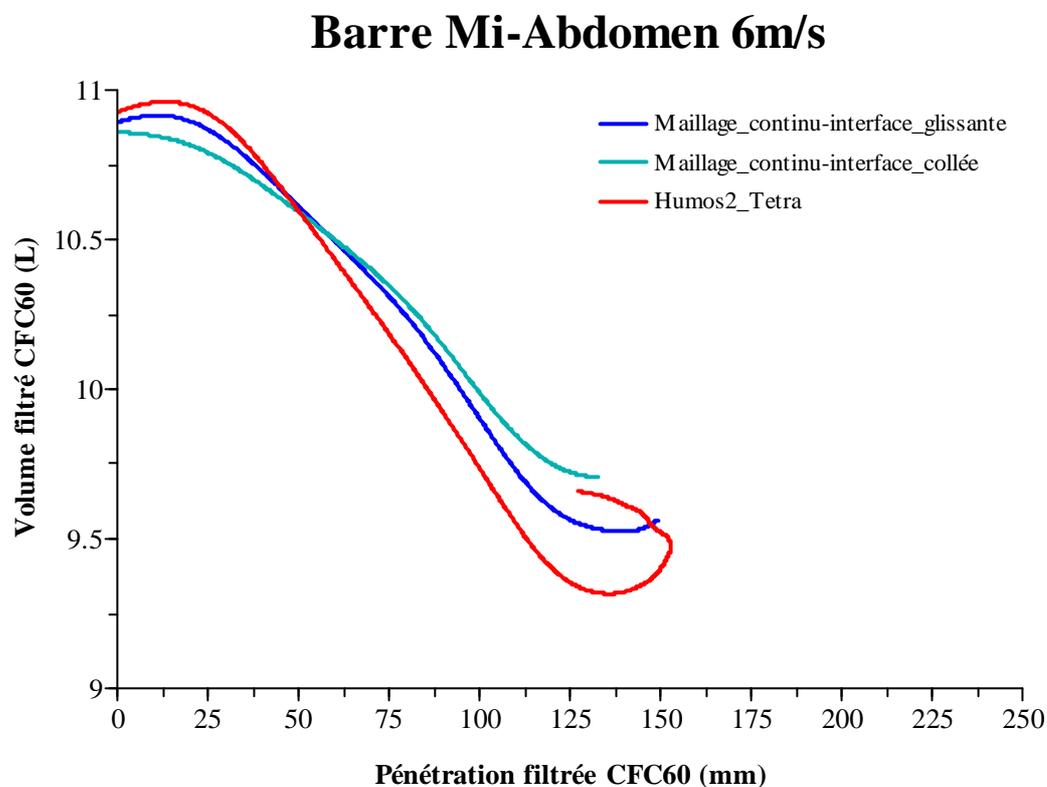


Figure 84: Courbes Volume de la membrane abdominale vs. pénétration.

4.2.3. Cinématique globale et contraintes de Von Mises

La comparaison de la cinématique globale des trois modèles a été principalement faite de manière visuelle sur la base des animations. Les contraintes de Von Mises subies par les différents organes abdominaux ont également été utilisées comme élément de comparaison.

Différents instant clés ont été utilisés (voir Figure 85, Figure 86, Figure 87 et Figure 88).

Pour rappel, les appellations des différents modèles ont été définies comme suit pour les différentes figures :

- modèle A : Modèle HUMOS 2 avec maillage raffiné et multiple interfaces
- modèle B : Modèle avec maillage de l'abdomen continu et interface glissante vis-à-vis de la paroi abdominale
- modèle C : Modèle avec maillage continu de l'abdomen et interface collée vis-à-vis de la paroi abdominale

Ces différentes figures ont mis en évidence des cinématiques globales similaires entre les trois modèles avec quelques différences notables pour le modèle A (HUMOS 2 avec maillage raffiné et multiples interfaces) :

- la présence d'interfaces dites glissantes mais permettant la séparation des surfaces, a amené la création de vides entre les organes (ex : interfaces foie/intestins, estomac/intestins, reins/gras rétro péritonéal, etc.) ce qui n'est physiquement pas réaliste
- la cinématique de l'estomac a également montré l'importance de la représentation des moyens de fixation des organes. En effet le bas de l'estomac, qui représente en fait le duodénum et le pancréas, s'est déplacé verticalement en glissant entre les intestins et le gras rétro péritonéal. Hors en réalité ces organes sont situés dans le gras rétro péritonéal ce qui ne permettrait sans doute pas un tel mouvement.

Si les modèles B et C (maillage continu avec respectivement une interface glissante et une interface collée vis-à-vis de la membrane abdominale) ont des réponses cinématiques très similaires, les contraintes de Von Mises au sein de leurs éléments sont différentes. Dans le cas du modèle C, l'attache avec la membrane abdominale (par le biais de l'interface collée) a créé des contraintes plus importantes que pour le modèle B (exemple : la contrainte de Von Mises pour une pénétration de 130 mm subie par un élément, du solide représentant les intestins, situé au niveau de la barre rigide et dans le plan sagittal est de 0,112 MPa pour le modèle B contre 0,125 MPa pour le modèle C soit environ 10 % de différence). Ceci peut être expliqué par le fait que le glissement entre les organes abdominaux et la membrane a permis une réorganisation géométrique de la matière amenant les éléments à être moins déformés donc moins contraints.

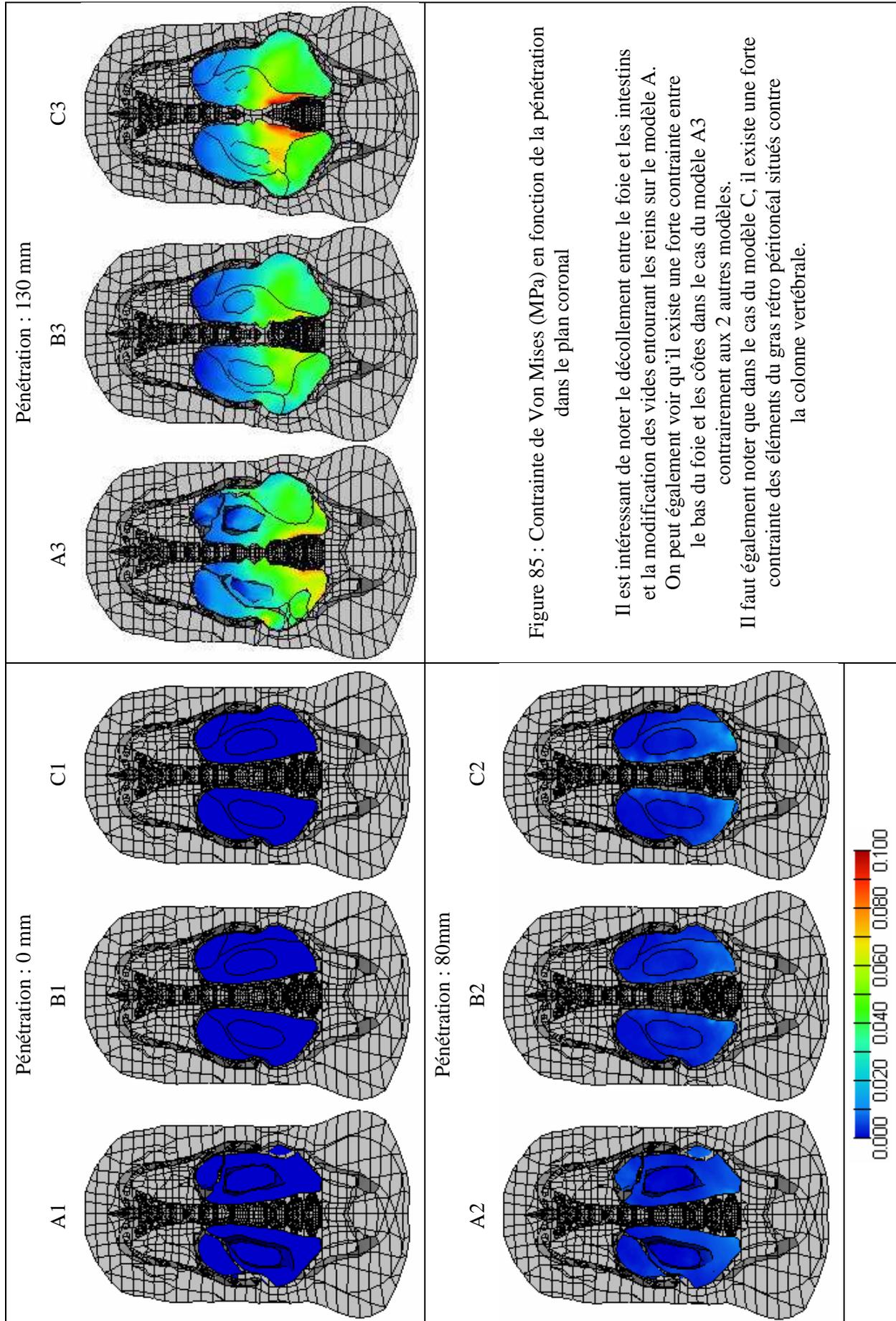
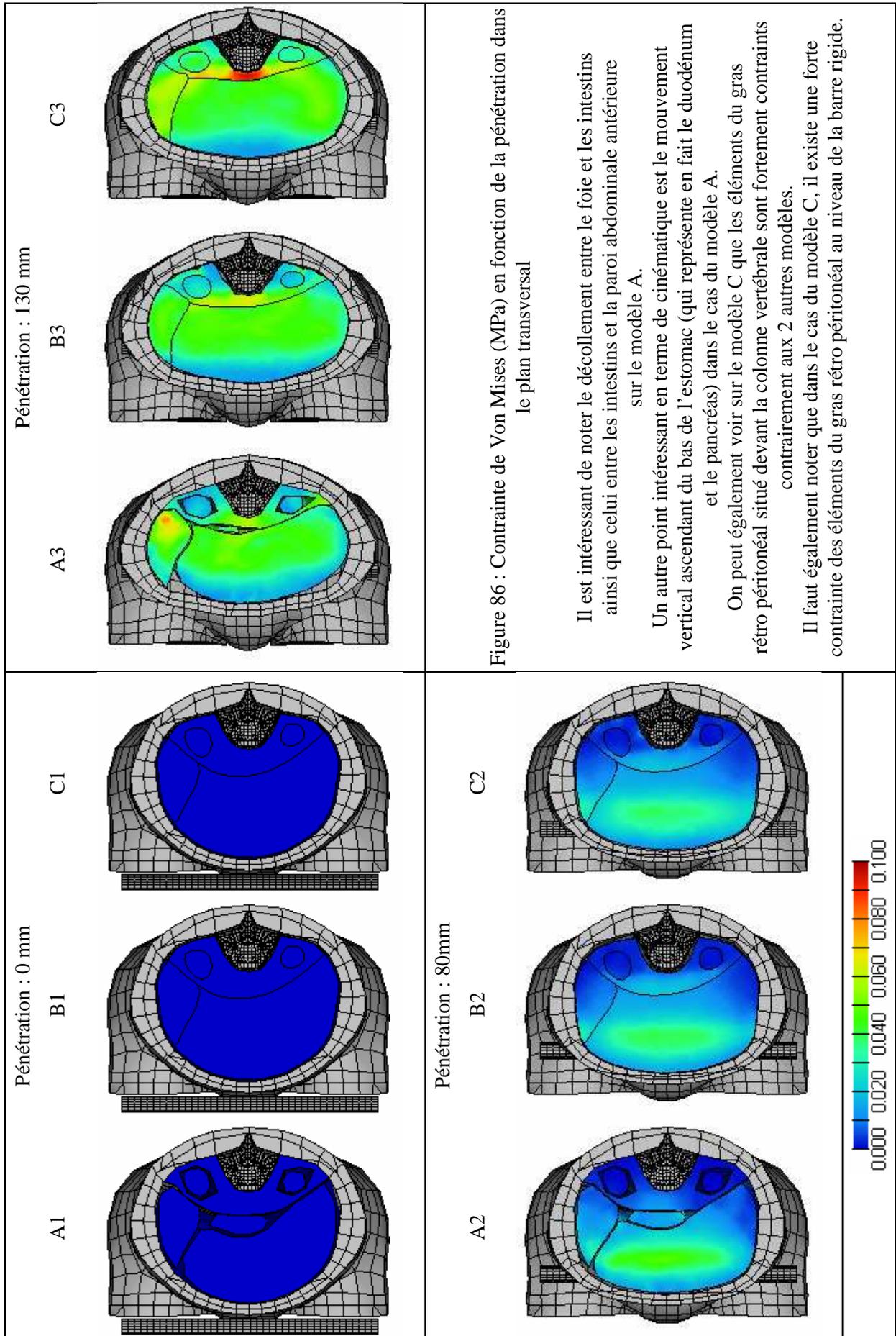


Figure 85 : Contrainte de Von Mises (MPa) en fonction de la pénétration dans le plan coronal

Il est intéressant de noter le décollement entre le foie et les intestins et la modification des vides entourant les reins sur le modèle A. On peut également voir qu'il existe une forte contrainte entre le bas du foie et les côtes dans le cas du modèle A3 contrairement aux 2 autres modèles. Il faut également noter que dans le cas du modèle C, il existe une forte contrainte des éléments du gras rétro péritonéal situés contre la colonne vertébrale.



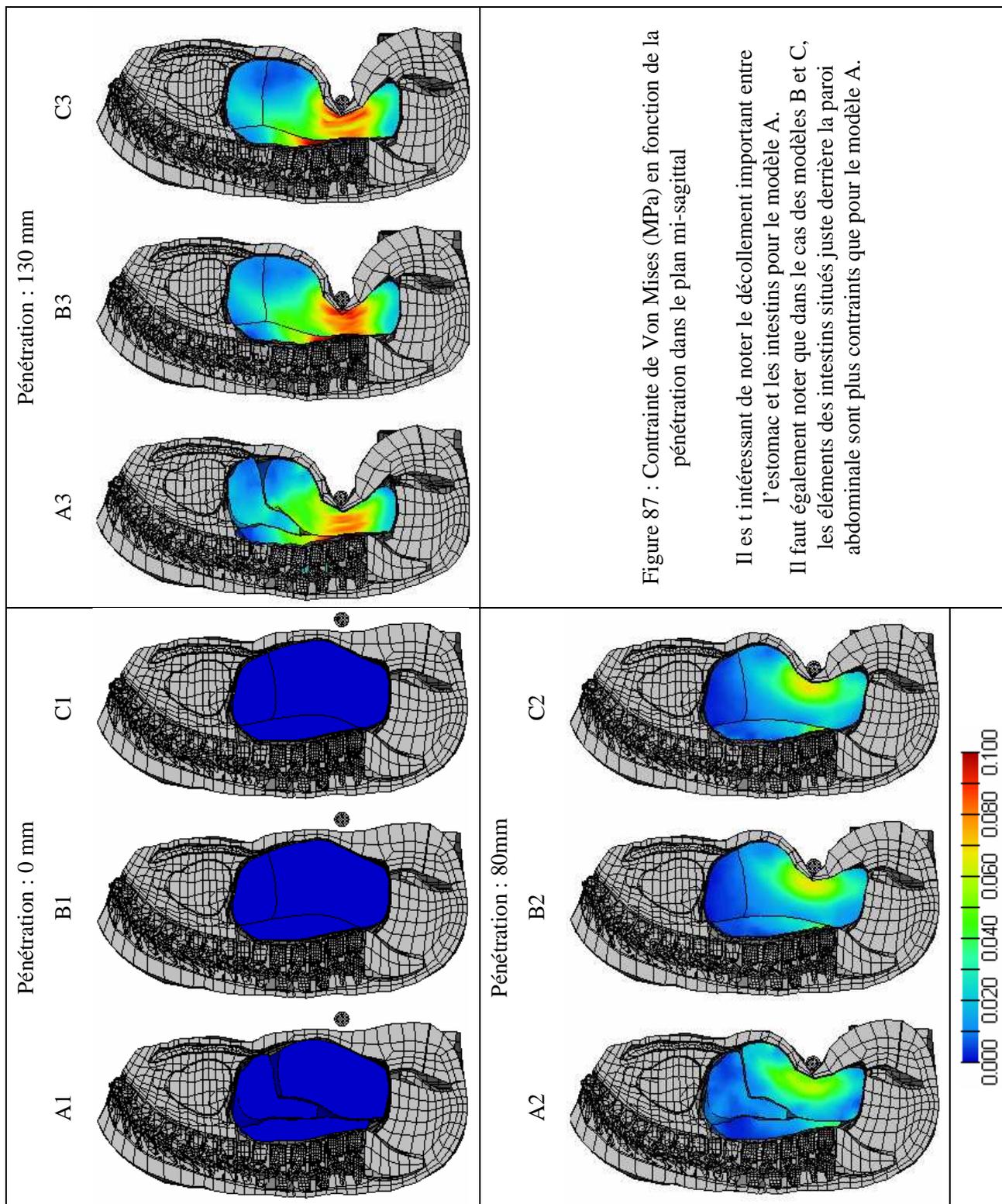
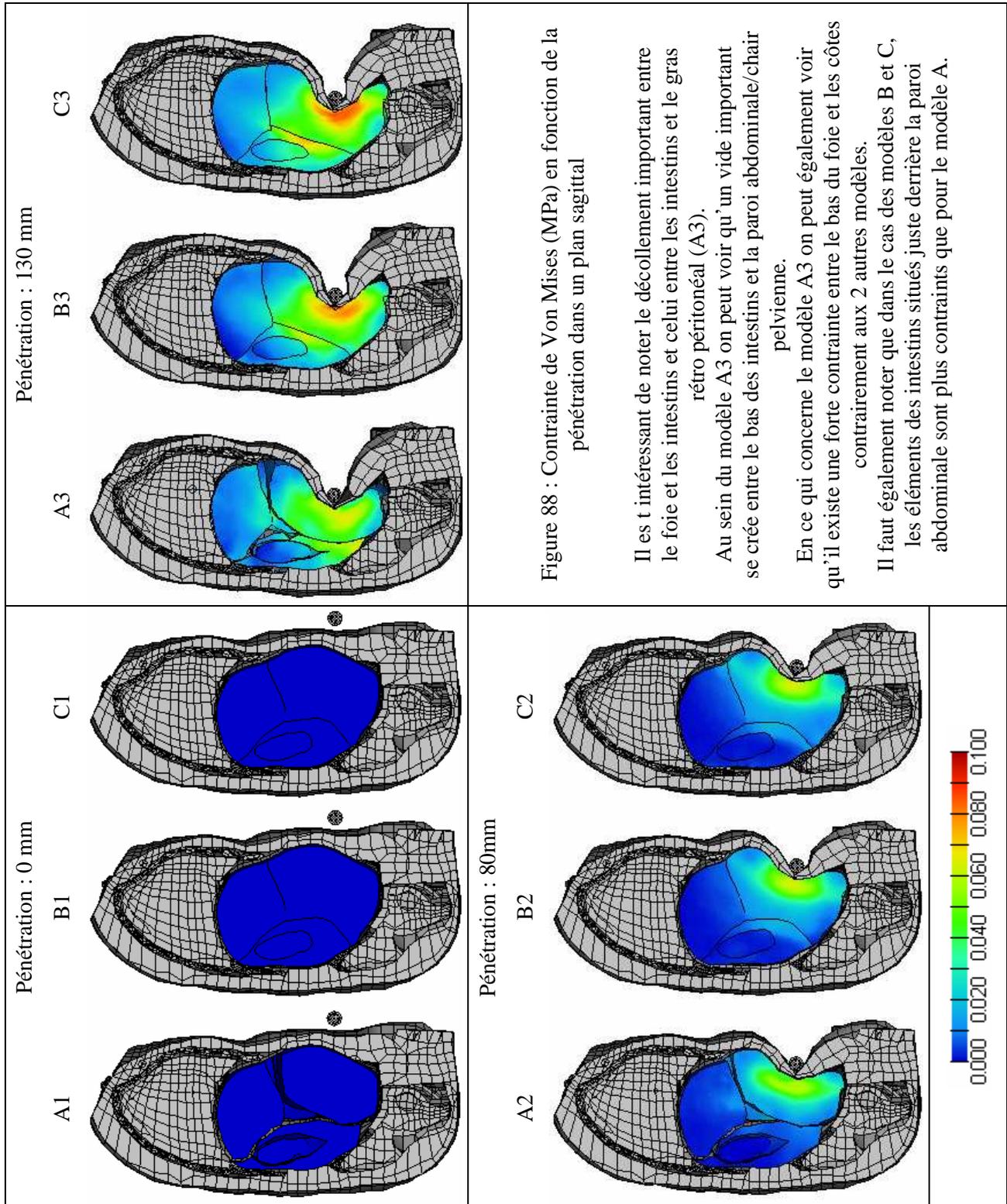


Figure 87 : Contrainte de Von Mises (MPa) en fonction de la pénétration dans le plan mi-sagittal

Il est intéressant de noter le décollement important entre l'estomac et les intestins pour le modèle A. Il faut également noter que dans le cas des modèles B et C, les éléments des intestins situés juste derrière la paroi abdominale sont plus contraints que pour le modèle A.



4.2.4. Cinématique du mésentère et estimation de lésions du mésentère

La comparaison de la cinématique du mésentère pour les trois modèles est illustrée Figure 90.

Les déformations des différents ressorts (voir Figure 91 et Figure 92) ont également été calculées afin de voir comment ces résultats se positionnaient par rapport aux essais sur échantillons en fonction de la représentation choisie (voir Figure 89). Cette évaluation s'est faite par comparaison avec les données expérimentales de déformation moyenne au moment de l'amorce de la rupture (ϵ_{Mar}). Pour rappel les déformations moyennes au moment de l'amorce de rupture pour les essais/ressorts radiaux et orthoradiaux (respectivement RDA et ODA) sont données dans le tableau ci-dessous :

Essai	Moy. ϵ_{Mar}	Ecart-type ϵ_{Mar}
ODA (n=9)	0.107	0.022
RDA (n=7)	0.106	0.026

L'analyse visuelle de la cinématique des ressorts des différents modèles n'a pas mis en évidence de différence., ce qui semble démontrer qu'aussi bien la cinématique globales des intestins que la cinématique des ressorts situés à l'intérieur des intestins sont similaires quelques soient l'approches de maillage. Des exemples de déplacements, mesurés aux points 1, 2 et 3 (voir Figure 89), sont donnés dans le Tableau 39.

Tableau 39: Exemple de déplacement (mm) de certains points (voir Figure 89) du mésentère simplifié pour une pénétration de 130 mm

Point	1			2			3		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
d (mm)	48,3	46,5	46,2	82,4	85,2	86,5	33,2	35,9	35,8
dx (mm)	46,1	41,0	40,1	82,4	85,2	86,4	29,2	31,2	31,0
dy (mm)	-0,2	3,4	2,2	0,5	-2,7	-2,0	-13,1	-15,6	-16,4
dz (mm)	-14,5	-21,7	-22,8	1,4	1,5	3,4	8,8	8,2	7,3

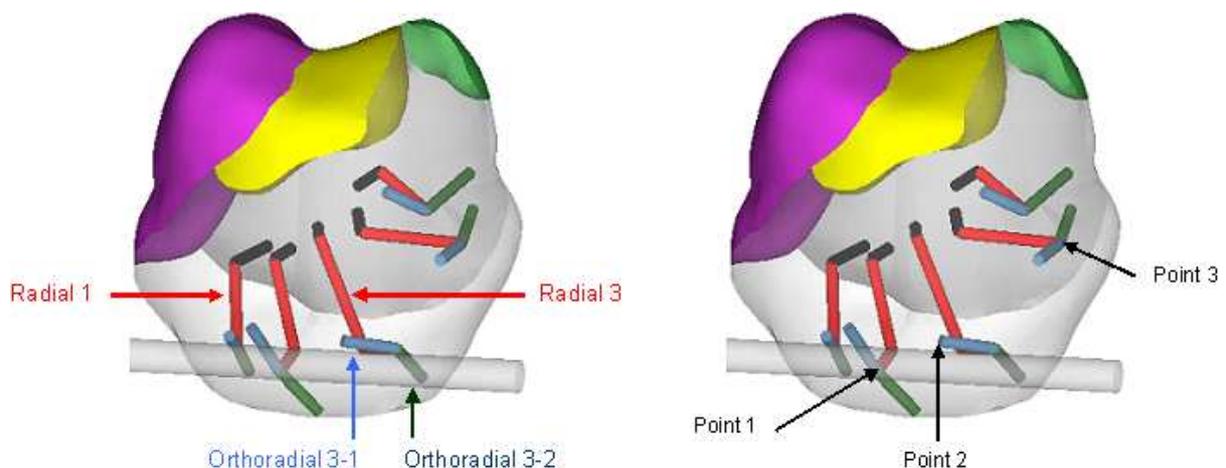
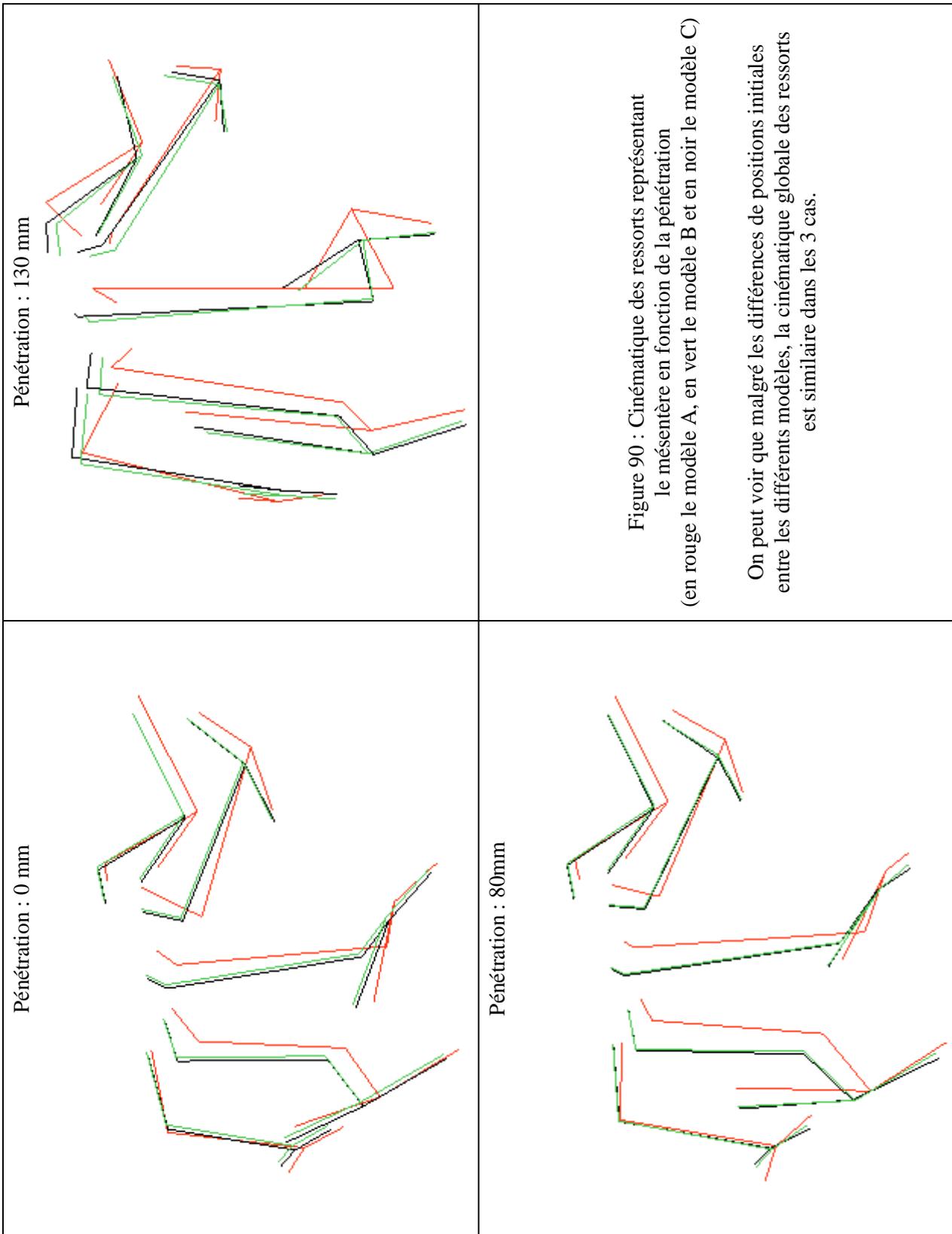


Figure 89: Description des ressorts représentant le mésentère (à gauche) et des points utilisés pour le calcul des déplacements (à droite).



L'analyse des déformations des ressorts a permis de mettre en évidence plusieurs points intéressants :

- la déformation des ressorts est sensiblement la même quel que soit l'approche de maillage (voir Tableau 40)
- la quasi totalité des ressorts radiaux ont très largement dépassé la valeur de déformation au moment de l'amorce de rupture (entre 30% et 60% de déformation contre environ 10% pour la valeur expérimentale) trouvée expérimentalement, seuls les ressorts les plus éloignés de l'impacteur (à savoir les ressorts cyan et bleu sur la Figure 91) ont subi une déformation inférieure à 20% (voir Figure 91)
- la grande majorité des ressorts (7/10) ont travaillé en compression (déformation négative) et n'auraient donc pas été lésés
- pour les 3 ressorts orthoradiaux qui ont subi de la traction (voir Figure 92), seul le ressort en noir n'a pas dépassé la valeur de déformation au moment de l'amorce de rupture trouvée expérimentalement.

Tableau 40 : Exemple de déformation (%) de certains ressorts (voir Figure 89) du mésentère simplifié pour des pénétrations de 80mm et de 130mm

Ressort	Radial 1			Radial 3			Orthoradial 2-1		
Modèle	A	B	C	A	B	C	A	B	C
$\varepsilon_{80\text{mm}}$	11,026	17,586	15,762	13,289	17,155	12,765	30,329	16,685	12,781
$\varepsilon_{130\text{mm}}$	31,965	47,049	50,213	47,517	35,467	41,809	77,213	54,387	70,643

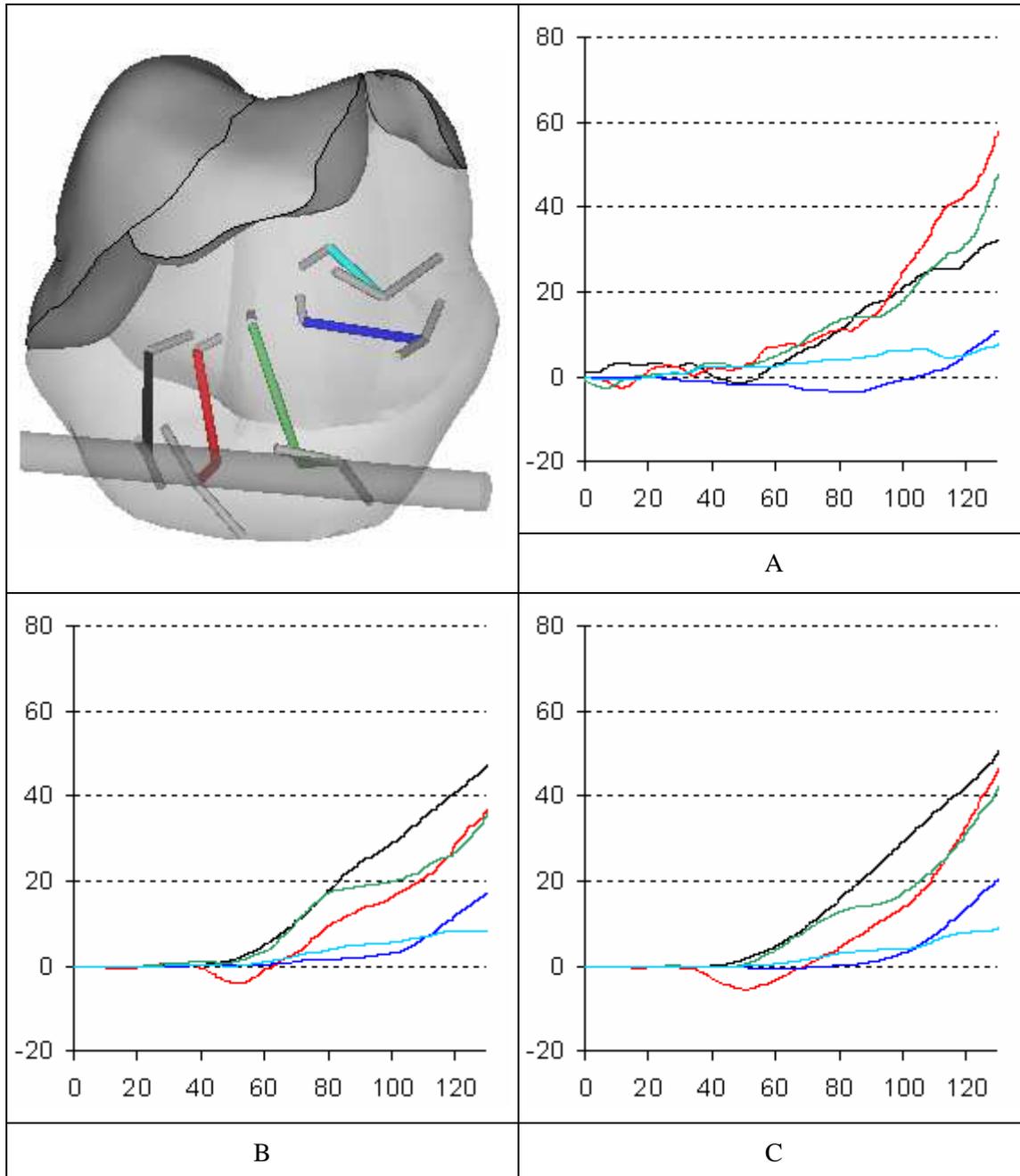


Figure 91 : Courbes de déformation (%) vs. pénétration (mm) pour les ressorts "radiaux" Le schéma situé en haut à gauche représente le code couleur des courbes/ressorts

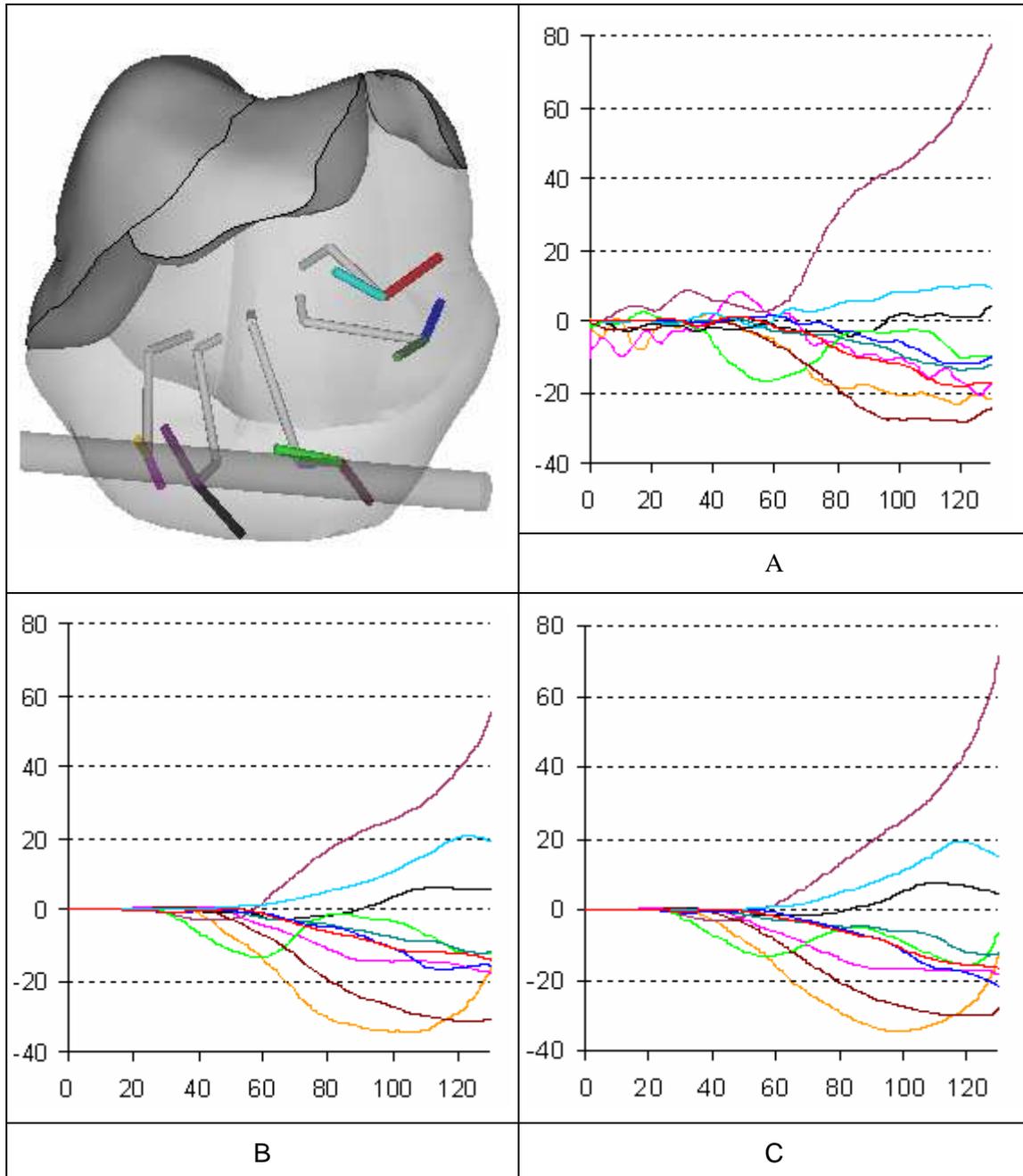


Figure 92 : Courbes de déformation (%) vs. pénétration (mm) pour les ressorts "orthoradiaux". Le schéma situé en haut à gauche représente le code couleur des courbes/ressorts

4.3. Discussion et conclusions

Cette étude a permis de mettre en évidence que pour les trois approches de modélisation utilisées, les résultats sont très similaires en terme de comportement global (force vs. déplacement) et de cinématique (globale et interne pour le mésentère).

Toutefois, dans la modélisation originale avec de multiples interfaces, les vides au sein de la cavité abdominale engendrent une perte de volume (ces cavités étant totalement compressibles) et une raideur légèrement inférieure que les approches continues.

De plus les interfaces utilisés dans ce modèle permettent le glissement des organes les uns par rapport aux autres mais également leur décollement et la création de vide, ce qui dans la réalité n'est pas possible puisqu'au sein de la cavité abdominale il n'existe pas de vide.

Bien entendu ce résultat ne peut pas forcément être généralisé car le maillage original (celui du modèle HUMOS 2) est relativement grossier et qu'avec des éléments plus petits, il aurait sans doute été possible de réduire les espaces entre organes.

En ce qui concerne la représentation simplifiée du mésentère à l'aide de ressorts, il est difficile de conclure de manière définitive.

Dans un premier temps, on peut noter que les différentes approches de maillage n'ont pas donné de résultats significativement différents.

D'un point de vue méthodologique, la représentation envisagée pour le mésentère semble surestimer ses déformations puisque dans le cas du chargement par barre rigide étudié dans ce chapitre, la quasi-totalité des ressorts ont subi des déformations bien supérieures à celle de la valeur de déformation au moment de l'amorce de rupture trouvée expérimentalement au Chapitre 2. Ce qui sous entendrait que les intestins du modèle auraient été très fortement lésés voir détruits.

L'autopsie de SHPM ayant subi le même type de chargement aurait pu nous renseigner sur la véracité de ses faits. Malheureusement les autopsies des deux SHPM concernés n'ont révélé aucune lésion des intestins ou du mésentère (voir Annexe D du papier de Hardy et al. [HAR01])

Cette surestimation des déformations pourrait être expliquée par deux facteurs.

Tout d'abord, la représentation simplifiée du mésentère n'était peut être pas assez discrétisée pour bien rendre compte de la déformation de celui-ci.

Mais il est plus probable que l'explication de ce phénomène provienne du fait que la modélisation des intestins à l'aide d'un unique solide n'est pas adaptée.

En effet, le premier phénomène physique qui n'est pas pris en compte intervient lors du début du chargement et de la compression du tube intestinal uniquement (celui-ci étant positionné juste après la paroi abdominale contrairement au mésentère qui se situe plus en profondeur). Le tube intestinal lors de son chargement par une barre rigide peut être comprimé jusqu'à n'avoir plus que l'épaisseur de sa paroi (car il est rempli de matière fécale dont les propriétés mécaniques sont celle d'un fluide). Ceci se produit en ne transmettant qu'un très faible effort tangentiel sur la paroi, et donc quasiment pas de déformation dans la direction longitudinale du tube intestinal. L'utilisation d'éléments solides et quasi incompressibles pour les intestins induit forcément une déformation de l'élément dans les trois directions afin de conserver le volume de l'élément, ce qui entraîne une contrainte plus élevée et une propagation de la déformation aux éléments adjacents. Ce phénomène a été décrit récemment sur un modèle très simplifié d'intestins par Soni et Beillas [SON10].

En plus du phénomène de compression avec mouvement de liquide, les anses intestinales peuvent se déplacer et glisser les unes par rapport aux autres. Cette possible réorganisation géométrique pourrait se faire là aussi sous avec des efforts réduits. Là encore l'utilisation d'un unique solide représentant les intestins et le mésentère ne permet pas ce phénomène ce qui a des conséquences en terme de contraintes et de déformation.

Pour conclure, il faut préciser qu'à l'heure actuelle il n'existe pas de donnée expérimentale sur la cinématique interne des organes abdominaux pour valider/invalidier ces hypothèses.

Conclusions et perspectives

Bien que les organes creux (estomac et intestins) puissent être lésés lors d'accidents automobiles, les recherches biomécaniques passées se sont principalement intéressées aux organes pleins. Il est ressorti de la revue bibliographique que parmi les organes creux, l'intestin grêle et son mésentère seraient les structures anatomiques les plus lésées (dans environ 60% des cas) selon Lamielle et al. [LAM06].

En effet, contrairement aux organes pleins de l'abdomen (foie, rate et reins), les propriétés mécaniques et les mécanismes lésionnels n'ont été que peu étudiées.

Il en va de même pour la représentation des organes creux dans les modèles éléments finis actuels. Les organes pleins peuvent être modélisés avec différents niveaux de détails mais sont toujours modélisés de manière individuelle alors que les organes creux, mis à part l'estomac, sont regroupés et modélisés ensembles (que ce soit à l'aide d'un solide ou d'un airbag).

L'amélioration de la compréhension du comportement abdominal lors d'un choc automobile pourrait donc passer par une meilleure caractérisation du comportement des organes creux et de leur modélisation. Deux axes de recherche ont été explorés dans ce travail de thèse :

- la caractérisation expérimentale des propriétés mécaniques du point d'attache principal de l'intestin grêle, c'est à dire de son mésentère
- la représentation de possibles interactions entre organes (glissements) et son influence sur des paramètres lésionnels. Ceci s'est fait par une approche purement numérique en l'absence de données expérimentales concernant la cinématique interne de l'abdomen.

Caractérisation mécanique du mésentère

Les essais réalisés au cours de cette thèse ont permis de quantifier la réponse du mésentère soumis à des essais de tractions en quasi-statique et en dynamique.

Ces essais ont permis de mettre en évidence que le mésentère se comporte comme un matériau :

- anisotrope : pour les forces maximales, les contraintes moyennes à l'instant de l'amorce de rupture et les raideurs, des rapports de trois ont pu être observés entre la direction parallèle et la direction perpendiculaire au tube
- sensible à la vitesse de déformation : pour les forces maximales, les contraintes moyennes à l'instant de l'amorce de rupture et les raideurs, un rapport de deux a pu être observé entre les essais statiques et les essais dynamiques.

Les résultats obtenus paraissent suffisants pour commencer à prendre en compte le mésentère dans des modèles éléments finis, soit avec une modélisation de type continue soit avec une modélisation plus simplifiée prenant en compte uniquement la déformation à rupture.

Ainsi, les déformations à rupture obtenues expérimentalement pourraient d'ores et déjà être utilisées comme indicateur lésionnel pour l'évaluation de différentes modélisations de l'abdomen soumis au choc. Cette approche a été évaluée dans la deuxième partie de ce travail de thèse.

Concernant les limitations du travail effectué sur le mésentère et des perspectives d'amélioration future, plusieurs axes peuvent être proposés.

En premier lieu et afin de mieux définir les propriétés viscoélastiques du mésentère, il serait intéressant de réaliser des essais non lésionnels de relaxation afin d'obtenir les constantes de relaxation. Ce qui pourrait aussi faciliter la définition de lois de matériaux dans les codes de calcul éléments finis.

Ensuite, certaines limitations observées lors des essais pourraient faire l'objet d'améliorations. Lors de certains essais, les membranes des deux faces du mésentère n'ont pas rompu au même endroit et des glissements relatifs entre membranes ont été observés après rupture. L'ajout d'une deuxième caméra filmant la deuxième face de l'échantillon permettrait d'affiner la détection de l'amorce de rupture des échantillons de mésentère.

Cette différence de localisation de la rupture entre membranes pourrait résulter d'un artefact expérimental. En effet lors des essais, les échantillons de mésentère sont mis à plat avant d'être soumis aux essais de traction. Or *in-situ*, le mésentère n'est pas plat mais possède bien une géométrie tridimensionnelle.

Ceci soulève la question de la relation entre l'état de déformation du mésentère *in-situ* et celui présent dans l'échantillon mis à plat.

Il serait donc intéressant d'essayer d'estimer *in-situ* un état de déformation initial dans les membranes du mésentère.

D'autres essais pourraient également être menés afin d'affiner la caractérisation des propriétés mécaniques du mésentère :

- des essais sur membrane isolées pourraient permettre quantifier la contribution de la membrane dans la réponse mécanique du mésentère complet ;
- le mésentère étant ayant un comportement visqueux, la température lors des essais pourrait affecter sa réponse mécanique. La réalisation de quelques essais dans des conditions de température proches de celles du vivant (37°C) donnerait des informations sur l'évolution des propriétés mécaniques du mésentère en fonction de la température.

Modélisation de l'abdomen

Dans un premier temps, cette étude a démontré que, en sélectionnant des formulations appropriées, les éléments tétraèdres se comportaient de manière très similaire aux éléments hexaèdres dans des modèles d'organes ou d'abdomen complets. Ceci a été vérifié pour plusieurs types de chargements.

De plus, lors d'essais sur organes isolés, la stabilité numérique des éléments tétraèdres était meilleure que celle des éléments hexaèdres à des niveaux d'énergie de sollicitation élevés (code Radioss).

Ce résultat, qui peut paraître anodin de prime abord, a des conséquences importantes sur la conduite des travaux. En effet, les éléments hexaédriques ont dans le passé été utilisés de manière quasi exclusive dans les modèles d'abdomen à cause de limitations apparentes dans les formulations des tétraèdres. Leur utilisation a rendu difficile le maillage de géométries complexes telles que celles de l'abdomen.

L'utilisation d'élément tétraèdres pourrait donc faciliter la représentation de l'anatomie des organes abdominaux. Dans cette étude, l'utilisation de ce type d'éléments a permis de développer différents modèles éléments finis de l'abdomen afin de tester des hypothèses de modélisation (maillage continu sans interface et maillage avec interface).

La question de la représentation des intestins et du mésentère a également été abordée dans ces modèles au cours de cette étude afin de voir s'il était possible d'avoir accès à d'éventuelles lésions du mésentère.

Pour rappel, trois approches de modélisation ont été envisagées :

- les différents organes et structures anatomiques peuvent glisser les uns par rapport aux autres (modèle avec interfaces de type HUMOS)
- les organes et structures anatomiques ne peuvent pas glisser les uns par rapport aux autres mais ils peuvent se déplacer ensemble par rapport à l'extérieur de la cavité abdominale (modèle sans interface entre les organes et avec une interface glissante entre le bloc organe et la membrane représentant les limites de la cavité)
- les organes et structures anatomiques ne peuvent pas glisser les uns par rapport aux autres, ni par rapport à l'extérieur de la cavité (modèle sans interface entre les organes et avec une interface collée entre le bloc organe et la membrane représentant les limites de la cavité).

Les trois approches envisagées ont montré des résultats très similaires en terme de comportement global (force vs. déplacement) et de cinématique (globale et interne pour le mésentère). Elles sont similairement proches des corridors pour des impacts de type barre.

Toutefois, les déformations prédites dans les éléments représentant le mésentère de manière simplifiée étaient trop grandes lors des simulations.

Ce résultat est intéressant car il remet en cause la représentation des intestins et du mésentère. Au moins deux hypothèses peuvent être formulées :

- la modélisation des intestins à l'aide d'un solide unique en formulation Lagrangienne n'est pas adéquate car elle ne permet pas de simuler les possibles glissements entre organes ;
- le mésentère n'est pas sollicité de cette façon car in situ le mésentère n'est pas aussi tendu que les ressorts qui ont été utilisés pour le représenter. La présence de mou dans le mésentère in situ amènerait une surestimation des déformations prédites par le modèle.

Toutefois, il n'existe toujours pas à l'heure actuelle de données renseignant la cinématique interne des organes abdominaux permettant d'affirmer que des glissements surviennent, ni de données sur la tension du mésentère *in-situ*.

Il serait donc intéressant pour le futur d'essayer d'observer et de quantifier la cinématique interne des organes abdominaux. Au moins deux méthodes pourraient être envisagées :

- la radiographie bi-planaire à haute vitesse (« high speed bi-plane X-Ray », jusqu'à 1000 images par seconde) utilisée notamment par Hardy et al. [HAR08] qui permet d'obtenir la cinématique tridimensionnelle au sein de l'abdomen de marqueurs radio opaques collés sur les organes. Ceci permettrait donc de quantifier des déplacements entre organes pendant la sollicitation. Toutefois, la pose des marqueurs étant invasive, leur nombre serait probablement limité mais cela pourrait être suffisant pour tester des hypothèses
- l'échographie ultrarapide, qui permet d'obtenir une image échographique dans un plan à des fréquences allant jusqu'à 5000 images par seconde. Ceci permettrait aussi de suivre des déplacements relatifs entre organes par suivi de mires artificielles ou de mires naturelles dans les tissus. Des déformations pourraient aussi être estimées par corrélation d'images. Cette approche ne permettrait d'obtenir des données que dans un plan ou deux mais cela pourrait aussi être suffisant pour tester des hypothèses. L'implémentation de ce protocole est en réflexion au sein du laboratoire.

Quand ces résultats seront disponibles, il serait intéressant de voir laquelle des trois approches de modélisation implémentée dans ce travail de thèse correspond le mieux aux résultats expérimentaux. Il est à noter que si des glissements importants surviennent entre organes, leur représentation ne sera pas forcément possible à l'aide des approches par interfaces utilisées actuellement dans les modèles d'être humain (comme illustré par l'apparition d'espace dans le modèle avec interface de cette étude). Des travaux dédiés à la représentation de ces contacts seraient alors nécessaires.

La représentation des organes creux pourrait également être un élément bloquant pour l'amélioration de la description des intestins et de ses structures associées. En effet, il serait intéressant de quantifier, s'ils existent, les mouvements relatifs entre le contenu intestinal et le tube intestinal afin de voir si les écoulements créent des contraintes tangentielles sur le tube.

De manière plus générale, la modélisation des organes creux reste difficile car ils sont potentiellement complètement comprimés (contact tube/tube) lors de la sollicitation, et ceci ne peut pas être simulé dans les modèles existants (composant unique constitué de solide en formulation lagrangienne pour tous les organes creux).

Ainsi, une étude réalisée par Soni et Beillas [SON10] a comparé la formulation Lagrangienne, la formulation ALE (Arbitrary Lagrangian-Eulerian Method) et la formulation de type sac incompressibles lors d'impacts sur une portion de tube. Leurs résultats suggèrent des limitations pour la formulation Lagrangienne qui incluent une raideur surestimée en grande déformation, des instabilités avant le contact tube tube, et un écoulement très réduit du contenu. Au vu de ces résultats préliminaires, des avancées sur les méthodes à utiliser pour simuler les organes creux semblent souhaitables avant de tenter de décrire de manière réaliste les intestins et leurs attaches.

En conclusion, il semble nécessaire de progresser à la fois sur les méthodes numériques et sur la connaissance expérimentale du comportement interne de l'abdomen avant de pouvoir simuler de manière plus réaliste la réponse interne de l'abdomen au choc.

Références

- [ASE99] Asensio JA, Berne JD, Chahwan S, et al. Traumatic injury to the superior mesenteric artery. *Am. J. Surg.* 1999;178(3):235-239.
- [BAK86] Baker AR, Perry EP, Fossard DP. Traumatic rupture of the stomach due to a seat belt. *Injury.* 1986;17(1):47-48.
- [BEI09] Beillas P, Lafon Y, Smith FW. The effects of posture and subject-to-subject variations on the position, shape and volume of abdominal and thoracic organs. *Stapp Car Crash J.* 2009;53:127-154.
- [BOS48] Bosworth BM. Perforation of the small intestine from nonpenetrating abdominal trauma. *Am. J. Surg.* 1948;76:472-479.
- [CAB91] Cabrol C. Anatomie tome 2 Viscère. 2e édition 7e tirage. Edition Flammarion 1991.
- [CAR01] Carter FJ, Frank TG, Davies PJ, McLean D, Cuschieri A. Measurements and modelling of the compliance of human and porcine organs. *Med Image Anal.* 2001;5(4):231-236.
- [CAV86] Cavanaugh JM, Nyquist GW, Goldberg SJ, King AI. Lower abdominal tolerance and response. 1986. Proc. 30th Stapp Car Crash Conference, pp. 41-63. SAE, Warrendale, PA.
- [DAU85] Dauterive AH, Flancbaum L, Cox EF. Blunt intestinal trauma. A modern-day review. *Ann. Surg.* 1985;201(2):198-203.
- [EPP76] Eppinger RH. Prediction of thoracic injury using measurable experimental parameters. 1976. Proc. of the 6th International Technical Conference on Experimental safety Vehicles, pp. 770-780. NHTSA, Washington, DC.
- [EVA73] Evans JP. Traumatic rupture of the ileum. *Br J Surg.* 1973;60(2):119-121.
- [FRI99] Frick EJ, Pasquale MD, Cipolle MD. Small-bowel and mesentery injuries in blunt trauma. *J Trauma.* 1999;46(5):920-926.
- [FUL72] Fullen WD, Hunt J, Altemeier WA. The clinical spectrum of penetrating injury to the superior mesenteric arterial circulation. *J Trauma.* 1972;12(8):656-664.
- [GEO56] Brush BE, Geohegan T. The mechanism of intestinal perforation from nonpenetrating abdominal trauma. *AMA Arch Surg.* 1956;73(3):455-464.
- [GRA18] Gray H. Anatomy of the human body. 20th ed. Philadelphia : LEA & FEBIGER, 1918.
- [HAR01] Hardy WN, Schneider LW, Rouhana SW. Abdominal impact response to rigid-bar, seatbelt, and airbag loading. *Stapp Car Crash J.* 2001;45:1-32.

- [HAR08] Hardy WN, Shah CS, Mason MJ, et al. Mechanisms of traumatic rupture of the aorta and associated peri-isthmic motion and deformation. *Stapp Car Crash J.* 2008;52:233-265.
- [IWA02] Iwamoto M, Kisanuki Y, Watanabe I. 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 2002.
- [KEN55] KENNEDY RH. Nonpenetrating injuries of the abdomen. *Harlem Hosp Bull.* 1955;8(3):104-107.
- [LAM06] Lamielle S, Cuny S, Foret-Bruno J, et al. Abdominal injury patterns in real frontal crashes: influence of crash conditions, occupant seat and restraint systems. *Annu Proc Assoc Adv Automot Med.* 2006;50:109-124.
- [LAM08] Lamielle S, Vezin P, Verriest J, et al. 3D deformation and dynamics of the human cadaver abdomen under seatbelt loading. *Stapp Car Crash J.* 2008;52:267-294.
- [LEE01] Lee J, Conroy C, Coimbra R, Tominga GT, Hoyt DB. Injury patterns in frontal crashes: the association between knee-thigh-hip (KTH) and serious intra-abdominal injury. *Accid Anal Prev.* 2010;42(1):50-55.
- [LIZ98] Lizee E, Robin S, Song E, Bertholon N. Development of a 3D Finite Element Model of the Human Body. *Stapp Car Crash J.* 1998; SAE Paper no.983152, 42, p337.
- [MEL73] Melvin JW, Stalnaker RL, Roberts VL, Trollope ML. Impact injury mechanisms in abdominal organs. 1973. Proceedings of the 17th *Stapp Car Crash Conference*, pp. 115–126, SAE paper 730968.
- [MOM95] Mommersteeg TJ, Kooloos JG, Blankevoort L, et al. The fibre bundle anatomy of human cruciate ligaments. *J. Anat.* 1995;187(2):461-471.
- [PAY62] PAYSON BA, MAGE S. Role of inguinal hernia in acute perforation of the small intestine secondary to blunt abdominal trauma. *Ann. Surg.* 1962;156:944-950.
- [POE42] Poer DH, Woliver E. Intestinal and mesenteric injury due to nonpenetrating abdominal trauma. *JAMA.* 1942;118:11-15.
- [RAM06] Ramos A, Simões JA. Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur. *Med Eng Phys.* 2006;28(9):916-924.
- [ROU92] Rouviere H, Delmas A. Anatomie humaine descriptive, topographique et fonctionnelle. Tome 2: Tronc. (13ème ed.) (1991). Paris, Masson.
- [ROW77] Rowlands BJ. Intestinal injury due to non-penetrating abdominal trauma. *Injury.* 1977;8(4):284-289.
- [RUA05] Ruan JS, El-Jawahri R, Barbat S, Prasad P. Biomechanical Analysis of Human Abdominal Impact Responses and Injuries through Finite Element Simulations of a Full Human Body Model. *Stapp Car Crash J.* 2005;49:343-366.

- [RUA06] Ruan JS, El-Jawahri R, Rouhana SW, Barbat S, Prasad P. (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.* 2006;50:491-507.
- [ROB01] Robin S. Humos : Human model for safety – A joint effort towards the development of refined human-like car occupant models. *ESV 17th Conference.* 2001. Paper number 297.
- [SCH06a] Schmitt K, Snedeker JG. Analysis of the biomechanical response of kidneys under blunt impact. *Traffic Inj Prev.* 2006;7(2):171-181.
- [SCH06b] Schmitt K, Varga Z, Snedeker JG. Comparing the biomechanical response of human and porcine kidneys to blunt trauma. *J Trauma.* 2006;60(4):885-887.
- [SHA04] Shah CS, Lee JB, Hardy WN, Yang KH. 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).
- [SHA06] Shah CS, Hardy WN, Mason MJ, et al. Dynamic biaxial tissue properties of the human cadaver aorta. *Stapp Car Crash J.* 2006;50:217-246.
- [SHI04] Shinkawa H, Yasuhara H, Naka S, et al. Characteristic features of abdominal organ injuries associated with gastric rupture in blunt abdominal trauma. *Am. J. Surg.* 2004;187(3):394-397.
- [SNE05a] Snedeker JG, Barbezat M, Niederer P, Schmidlin FR, Farshad M. Strain energy density as a rupture criterion for the kidney: impact tests on porcine organs, finite element simulation, and a baseline comparison between human and porcine tissues. *J Biomech.* 2005;38(5):993-1001.
- [SNE05b] Snedeker JG, Niederer P, Schmidlin FR, et al. Strain-rate dependent material properties of the porcine and human kidney capsule. *J Biomech.* 2005;38(5):1011-1021.
- [SNY72] Snyder C. Bowel injuries from automobile seat belts. *The American Journal of Surgery.* 1972;123(3):312-316.
- [SON10] Soni A, Philippe B. “Evaluation of numerical approaches for simulating large deformations in hollow organs: Application to a cylindrical pipe” *IRCOBI conference*, Hannover (Germany), 2010.
- [SUB67] Sube J, Ziperman H, McIver WJ. Seat belt trauma to the abdomen. *Am. J. Surg.* 1967;113(3):346-350.
- [TAM02] Tamura A, Omori K, Miki K, et al. Mechanical characterization of porcine abdominal organs. *Stapp Car Crash J.* 2002;46:55-69.
- [TEJ04] Tejerina Alvarez EE, Holanda MS, López-Espadas F, et al. Gastric rupture from blunt abdominal trauma. *Injury.* 2004;35(3):228-231.

- [VEZ05] Vezin P, Verriest JP. Development of a set of numerical human models for safety. *ESV 19th Conference*. 2005. PID (05-0163).
- [VIA89] Viano DC, Lau IV, Asbury C, King AI, Begeman P. Biomechanics of the human chest, abdomen, and pelvis in lateral impact. *Accid Anal Prev*. 1989;21(6):553-574.
- [WAL80] Walfisch G, Fayon A, Tarriere C, Rosey JP, Guillon F, Got C, Patel A, Stalnaker RL. Designing of a Dummy's Abdomen for Detecting Injuries In Side Impact Collisions. *IRCOBI Conference*, Birmingham (UK), 1980.
- [YAM70] Yamada H. *Strength of Biologic Materials*. 1971. Krieger, Huntington, NY.
- [YOG00] Yoganandan N, Pintar FA, Gennarelli TA, Maltese MR. Patterns of abdominal injuries in frontal and side impacts. *Annu Proc Assoc Adv Automot Med*. 2000;44:17-36.

Liste des figures et des tableaux

Chapitre 1

Figure 1: Coupe transverse de la cavité péritonéale selon Gray [GRA18].....	14
Figure 2: Le mésentère selon Gray [GRA18].	15
Figure 3: Moyens de fixité du foie - Face postérieure selon Rouvière et Delmas [ROU92].....	16
Figure 4: Les ligaments du foie (diaphragme relevé)	17
Figure 5: Le petit épiploon reliant le foie et l'estomac (foie coupé) selon Rouvière et Delmas [ROU92].....	17
Figure 6: Moyens de fixité de la rate selon Gray [GRA18].....	18
Figure 7: Moyens de fixité du pancréas selon Cabrol [CAB91].....	19
Figure 8: Epiploon pancréatico-splénique selon Rouvière et Delmas [ROU92].....	19
Figure 9: Moyens de fixité de l'estomac - http://www.netterimages.com	20
Figure 10: L'épiploon duodéno-hépatique selon Cabrol [CAB91].	21
Figure 11: Le ligament de Treitz - http://www.netterimages.com	22
Figure 12: Le jéjuno-iléum et son mésentère (côlon transverse relevé) selon Cabrol [CAB91].	23
Figure 13: Moyens de fixité du caecum et du côlon ascendant selon Rouvière et Delmas [ROU92].	24
Figure 14: Insertion du mésocôlon transverse (en rouge) selon Cabrol [CAB91].....	25
Figure 15: Le mésentère et les différents mésocôlons selon Rouvière et Delmas [ROU92].....	26
Figure 16: Répartition fréquentielle des lésions de l'abdomen (AIS3+) en cas de choc automobile [LAM06]	28
Figure 17: Répartition fréquentielle des lésions de l'appareil digestif (AIS 3+) en cas de choc automobile selon Lamielle <i>et al.</i> [LAM06]	29
Figure 18: Segmentation de l'artère mésentérique supérieure de Fullen <i>et al.</i> [FUL72].....	31
Tableau 1: Répartition fréquentielle des lésions des organes pleins et creux en fonction du type de système de retenue [LAM06].....	28
Tableau 2: localisation des lésions de l'intestin grêle	30
Tableau 3: Taux de mortalité en fonction de la localisation de la rupture de l'artère mésentérique supérieure selon Asensio <i>et al.</i> [ASE99].	31
Tableau 4: Mécanismes lésionnels proposés pour l'estomac	33
Tableau 5: Mécanismes lésionnels proposés pour l'intestin	34
Tableau 6: Expérimentations menées sur le foie	36
Tableau 7: Expérimentations menées sur la rate.....	37
Tableau 8: Expérimentations menées sur les reins	37
Tableau 9: Expérimentations menées sur l'estomac.....	38
Tableau 10: Expérimentations menées sur l'intestin grêle	38
Tableau 11: Expérimentations menées sur le côlon.....	38
Tableau 12: Synthèse des modèles numériques de types éléments finis existants	41
Tableau 13: Essais de références pour la validation des modèles de l'abdomen.....	43

Chapitre 2

Figure 19: Orientation des éprouvettes de mésentère	48
Figure 20: Mesures anthropométriques.....	51
Figure 21: Dimensions des éprouvettes de mésentère et position du tube intestinal – à gauche : éprouvette radiale sans tube/orthoradiale – à droite : éprouvette radiale avec tube	53
Figure 22: a) Réglage du système de chicanes afin de conserver une épaisseur constante - b) Disposition du papier de verre sur les mors - c) Système permettant la fixation entre les mors pour la découpe et le transport	54
Figure 23: a) Emporte-pièce pour éprouvette radiale sans tube intestinal et orthoradiale b) Emporte- pièce pour éprouvette radiale avec tube intestinal	54
Figure 24: a) Vue d'ensemble du dispositif lors d'essais statiques et disposition de la caméra et des projecteurs – b) Vue détaillée de la disposition des mors et du capteur de force	56
Figure 25: Vue d'ensemble du dispositif d'essai dynamique	58
Figure 26: Dispositif d'arrêt du pendule et amortisseur pour le contact pendule/rail de guidage.....	58
Figure 27: Dispositif de mise en tension de l'éprouvette - Positionnement des capteurs	59
Figure 28: Disposition et appellation des déformations locales	61
Figure 29: Exemple de distribution des déformations locale.....	62
Figure 30: Modes de rupture des éprouvettes	63
Figure 31: Courbes Force vs. Déplacement des essais RSA.....	67
Figure 32: Courbes vitesse/temps du mors mobile issues du capteur de déplacement.....	68
Figure 33: Exemple de courbes de Force et Vitesse en fonction du Temps	68
Figure 34: Courbes Force vs. Déplacement des essais ODA.....	69
Figure 35: Courbes Force vs. Déplacement pour les essais TDA.....	70
Figure 36: Courbes Force vs. Déplacement pour les essais RDA	71
Figure 37: Histogramme des efforts maximaux et des déplacements associés pour tous les essais..	73
Figure 38: Histogrammes des contraintes maximales et des déformations associées pour tous les essais	75
Figure 39: Courbes Déformation moyenne vs. Déformation globale pour les essais RSA.	79
Figure 40: Courbes Déformation moyenne vs. Déformation globale pour les essais RDA.	79
Figure 41: Courbes Déformation moyenne vs. Déformation globale pour les essais RSA.	80
Figure 42: Courbes Déformation moyenne vs. Déformation globale pour les essais TDA.....	80
Figure 43: Courbes Contrainte vs. Déformation moyenne jusqu'à amorçe de rupture pour les essais RSA.....	81
Figure 44: Courbes Contrainte vs. Déformation moyenne jusqu'à amorçe de rupture pour les essais ODA.....	81
Figure 45: Courbes Contrainte vs. Déformation moyenne jusqu'à amorçe de rupture pour les essais TDA	82
Figure 46: Courbes Contrainte vs. Déformation moyenne jusqu'à amorçe de rupture pour les essais RDA	82
Figure 47: Histogrammes des contraintes et déformations moyennes pour tous les essais.....	84
Figure 48: Histogramme des modules de Young pour tous les essais	86
Figure 49: Corridors pour les essais RSA	87
Figure 50: Corridors pour les essais ODA	87
Figure 51: Corridors pour les essais TDA	88
Figure 52: Corridors pour les essais RDA	88
Tableau 14: Matrice d'essais pour un sujet et convention utilisée pour nommer les tests	50
Tableau 15: Mesures anthropométriques	51
Tableau 16: Description des ruptures pour les éprouvettes orthoradiales en dynamique.....	64
Tableau 17: Description des ruptures pour les éprouvettes radiales sans tube en dynamique.....	64

Tableau 18: Description des ruptures pour les éprouvettes radiales avec tube en dynamique	65
Tableau 19: Description des ruptures pour les éprouvettes radiales sans tube en statique	65
Tableau 20: Répartition des directions de rupture	65
Tableau 21: Répartition des zones de rupture	66
Tableau 22: Efforts maximaux et déplacement associés pour tous les essais.....	72
Tableau 23: Contrainte maximales et déformations associées pour tous les essais.....	74
Tableau 24: Test de Wilcoxon pour les déformations locales	77
Tableau 25: Déformations moyennes à l'instant de l'amorce de rupture et contraintes associées pour tous les essais	83
Tableau 26: Module de Young pour tous les essais	85

Chapitre 3

Figure 53: Comparaison du maillage de la région abdominale du modèle HUMOS2 (à gauche) et de la géométrie obtenue à partir des données du projet Visible Human (à droite – seule la moitié du bassin est affichée). On peut voir que le niveau de détail du modèle HUMOS2 ne permet pas de représenter la géométrie des organes abdominaux de manière individuelle.....	93
Figure 54: Description du dispositif expérimental pour les essais d'impact sur rein isolé de Schmitt et Snedeker [SCH06a].....	95
Figure 55: Modèle de Maxwell généralisé pour la loi de Boltzmann.....	97
Figure 56: Aperçu de la simulation – a) modèle tétraédrique et b) modèle hexaédrique	100
Figure 57: Section dans le plan médian du rein à l'instant t=0 (à gauche) et à l'instant du déplacement maximal de l'impacteur (à droite) pour le niveau d'énergie de 4,9 J.	101
Figure 58: Comparaison de la réponse des modèles et des résultats des essais sur rein de porc publiés par Schmitt et Snedeker [SCH06a] [SCH06b], pour six niveaux d'énergie d'impact (de 1 J à 6,08 J). Les lignes en trait plein représentent les réponses typiques pour chaque niveau d'énergie.....	102
Figure 59: Courbes effort vs déplacement pour tous les types d'éléments avec la loi 62 à un niveau d'énergie de 4,9 J. Les réponses des éléments tétraèdres à 4 et 10 nœuds semblent superposées.	104
Figure 60: Courbes effort vs déplacement pour tous les types d'éléments avec la loi 34 à un niveau d'énergie de 4,9 J. Les réponses des éléments tétraèdres à 4 et 10 nœuds semblent superposées.	104
Figure 61: Calcul de la raideur pour chaque type d'élément. La raideur a été calculée par une régression linéaire dans la zone dessinée sur le graphique. Les droites de régression obtenues sont en gris clair.	105
Figure 62: Courbes effort vs déplacement pour les éléments hexaèdres (brick8-1P) et tétraèdres (tetra4) pour les lois 34 et 62 à un niveau d'énergie de 21,5J. La simulation faite avec les éléments hexaèdres (brick8-1p) et la loi62 s'est arrêté suite à une erreur durant la phase de déchargement.	107
Figure 63: Courbes énergie vs temps pour les éléments hexaèdres avec la loi34 à un niveau d'énergie de 21,5J.	107
Figure 64: Illustration des effet liés à un chargement extrême – Éléments hexaèdres à un niveau d'énergie de 21,5 J au bout de 16 ms (à gauche) et éléments tétraèdres à un niveau d'énergie de 58,7 J au bout de 6 ms (à droite).	108
Figure 65: Courbes effort vs déplacement pour les éléments tétraèdres avec les lois 34 et 62 à différents niveaux d'énergie (21,5 J - 37,6 J – 58,7J). La simulation effectuée à 58,7 J pour les éléments tétraèdres s'est terminée normalement.	108
Figure 66: Courbes énergie vs temps pour les éléments tétraèdres avec la loi 62 à un niveau d'énergie de 58,7 J.	109
Figure 67: Modèle HUMOS2 (50e percentile) en position de conduite et équipé de chaussures. ...	112
Figure 68: Comparaison des maillages hexaèdres HUMOS 2 (à gauche) et tétraèdres remaillés (à droite) pour les organes pleins et creux de l'abdomen.	114
Figure 69 : Dispositif de chargement mi-abdomen par barre rigide avec dos libre par Hardy <i>et al.</i> [HAR01] (à gauche) et modèle numérique HUMOS2 (à droite).....	115
Figure 70: Dispositif expérimental simulant la phase d'ouverture d'un airbag par Hardy <i>et al.</i> [HAR01] (à gauche) - La peau de l'abdomen est exposée afin de permettre la fixation de capteur de contact contrôlant la course du vérin – et le modèle numérique HUMOS2 (à droite).	116
Figure 71: Dispositif expérimental de chargement de l'abdomen par une ceinture par Lamielle <i>et al.</i> [LAM06] (à gauche) et modèle numérique HUMOS2 (à droite).	117

Figure 72: Courbes effort vs. pénétration à 6 m/s – Les courbes fines en vert et violet proviennent des essais de Hardy <i>et al.</i> [HAR01] et représentent les résultats des deux sujets initialement les plus proches du modèle HUMOS2 en de terme de poids et de taille.....	118
Figure 73: Courbes effort vs. pénétration lors du chargement par barre rigide à 9 m/s – Les courbes fines en vert et violet proviennent des essais de Hardy et al. [HAR01] et représentent les résultats des deux sujets initialement les plus proches du modèle HUMOS2 en de terme de poids et de taille.	119
Figure 74: Coupe transverse du modèle HUMOS2 hexaèdre lors du chargement par barre rigide à 9 m/s – À gauche le modèle dans son état initial (pénétration = 0mm) et à droite le modèle après 160 mm de pénétration.....	120
Figure 75: Courbes effort vs. pénétration lors du chargement par airbag – La courbe en vert provient des essais de Hardy et al. [HAR01] et représente le résultat du sujet initialement le plus proche du modèle HUMOS2 en de terme de poids et de taille.....	121
Figure 76: Courbes pénétration vs. temps (à gauche) et effort vs temps (à droite) pour les essais MHA	123
Figure 77: Courbes pénétration vs. temps (en haut) et effort vs. temps (en bas) pour les essais PRT	125
Figure 78: Aperçu de la déformation des éléments au cours de la simulation – a) État initial (t=0 ms), b) Effort maximal au niveau de la ceinture (t = 5 ms), c) Effort stabilisé et maintenu à 500 N et début du décollement entre la paroi abdominale (en bleu foncé) et les intestins (en vert foncé) (t = 28 ms) et d) Décollement total de la paroi abdominale (t = 45 ms).....	126
Tableau 27: Résumé des types d'éléments utilisés	96
Tableau 28: Résumé des paramètres matériau utilisés dans cette étude (loi 62)	99
Tableau 29: Résumé des paramètres matériau utilisés dans cette étude (loi 34)	99
Tableau 30: Résumé des conditions d'essai pour le test des paramètres matériau	100
Tableau 31: Résumé des simulations	103
Tableau 32: Résumé des raideurs calculées en fonction du type d'élément et de la loi matériau. Toutes les raideurs sont en in N/mm.....	105
Tableau 33: Définition des paramètres de la loi viscoélastique de Boltzmann utilisés dans HUMOS 2 pour les différents organes abdominaux. Ces propriétés ont été conservées bien que les intestins aient un module de Poisson négatif.	113
Tableau 34 : 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).....	113
Tableau 35: Matrice d'essai pour le chargement par barre rigide mi-abdomen	115
Tableau 36: Données anthropométriques du sujet soumis au chargement de type airbag.....	116
Tableau 37 : Données anthropométriques des deux sujets retenus pour les simulations. Ces sujets ont été retenus car ils présentent un poids équivalent à celui du modèle HUMOS2.	117

Chapitre 4

Figure 79: Modélisation par éléments finis des organes abdominaux - à gauche, le modèle avec interface. On notera l'espace (vides) entre les organes - à droite, les modèles avec organes abdominaux maillés de manière continue. Les deux types de modèles ont une géométrie basée sur le modèle HUMOS.....	133
Figure 80: Géométrie du réseau vasculaire abdominal et de l'intestin grêle issus des données du Visible Human Project (VHP)	133
Figure 81: Géométrie de l'aorte et de l'artère mésentérique supérieure issue des données du Visible Human Project (VHP) - On peut noter qu'à partir de sa jonction avec l'aorte, l'artère mésentérique s'éloigne de la paroi péritonéale (dont la limite antérieure se situe au niveau de l'aorte) dans la direction postéro-antérieure puis passe au dessus de la veine rénale gauche (non représentée sur la figure). Elle fait alors un crochet pour se diriger vers le bassin parallèlement à la colonne lombaire. Les principales ramifications de l'artère mésentérique supérieure se situent dans un plan vertical et forme une sorte d'éventail entre la racine mésentérique et le bord intestinal alors que les ramifications les plus fines (appelées arcades de 1 ^{er} et 2 ^{ème} ordres) se dirigent de manière horizontale vers le tube intestinal.	134
Figure 82: Modélisation des ressorts représentant de manière simplifiée le mésentère dans l'abdomen du modèle éléments finis HUMOS2 – Les ressorts rouges représente le crochet formé par l'artère mésentérique supérieure, les ressorts verts représentent la partie verticale des principales ramifications et les ressorts bleus représentent les ramifications les plus fines. Les ressorts violets (visibles à droite) représentent des portions du tube intestinal qui est perpendiculaire aux ressorts violets.	134
Figure 83: Courbes effort vs. Pénétration – Les courbes fines en vert et violet proviennent des essais de Hardy et al. [HAR01] et représentent les résultats des deux sujets initialement les plus proches du modèle HUMOS2 en de terme de poids et de taille.	136
Figure 84: Courbes Volume de la membrane abdominale vs. pénétration.	137
Figure 85 : Contrainte de Von Mises (MPa) en fonction de la pénétration dans le plan coronal....	139
Figure 86 : Contrainte de Von Mises (MPa) en fonction de la pénétration dans le plan transversal	140
Figure 87 : Contrainte de Von Mises (MPa) en fonction de la pénétration dans le plan mi-sagittal	141
Figure 88 : Contrainte de Von Mises (MPa) en fonction de la pénétration dans un plan sagittal ...	142
Figure 89: Description des ressorts représentant le mésentère (à gauche) et des points utilisés pour le calcul des déplacements (à droite).	143
Figure 90 : Cinématique des ressorts représentant le mésentère en fonction de la pénétration (en rouge le modèle A, en vert le modèle B et en noir le modèle C).....	144
Figure 91 : Courbes de déformation (%) vs. pénétration (mm) pour les ressorts "radiaux" Le schéma situé en haut à gauche représente le code couleur des courbes/ressorts	146
Figure 92 : Courbes de déformation (%) vs. pénétration (mm) pour les ressorts "orthoradiaux". Le schéma situé en haut à gauche représente le code couleur des courbes/ressorts	147
Tableau 38: Définition des nouveaux paramètres de la loi viscoélastique de Boltzmann utilisés dans HUMOS 2 pour les intestins	135
Tableau 39: Exemple de déplacement (mm) de certains points (voir Figure 89) du mésentère simplifié pour une pénétration de 130 mm	143
Tableau 40 : Exemple de déformation (%) de certains ressorts (voir Figure 89) du mésentère simplifié pour des pénétrations de 80mm et de 130mm	145