



HAL
open science

Comportement de l'abdomen soumis au choc : apport de l'échographie ultra-rapide pour la validation interne des modèles

Anicet Le Ruyet

► **To cite this version:**

Anicet Le Ruyet. Comportement de l'abdomen soumis au choc : apport de l'échographie ultra-rapide pour la validation interne des modèles. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Lyon, 2016. Français. NNT : 2016LYSE1228 . tel-01425189

HAL Id: tel-01425189

<https://theses.hal.science/tel-01425189>

Submitted on 3 Jan 2017

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

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



N°d'ordre NNT : 2016LYSE1228

THÈSE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE LYON

opérée au sein de

l'Université Claude Bernard Lyon 1

École Doctorale MEGA (ED 162)

Mécanique – Énergétique – Génie Civil – Acoustique

Spécialité de doctorat : Mécanique

Soutenue publiquement le 18 novembre 2016, par :

Anicet Le Ruyet

Comportement de l'abdomen soumis au choc : apport de l'échographie ultra-rapide pour la validation interne des modèles

Devant le jury composé de :

M. Stéphane AVRIL	Professeur des Universités, EMSE – INSERM U1059, Saint-Étienne	Rapporteur
M. Philippe BEILLAS	Directeur de Recherche, LBMC UMR T_9406, UCBL-IFSTTAR, Lyon	Directeur de thèse
Mme Karine BRUYÈRE	Directrice de Recherche, LBMC UMR T_9406, UCBL-IFSTTAR, Lyon	Examineur
M. Stefan CATHELIN	Directeur de Recherche, INSERM LabTAU U1032 UCBL, Lyon	Invité
Mme Laurence CHEZE	Professeur des Universités, LBMC UMR T_9406, UCBL-IFSTTAR, Lyon	Examineur
M. Éric MARKIEWICZ	Professeur des Universités, LAMIH UMR UVHC CNRS 8201, Valenciennes	Rapporteur
M. Philippe PETIT	Expert biomécanique, LAB PSA Peugeot-Citroën Renault, Nanterre	Examineur

Université Claude Bernard – Lyon 1

Président de l'Université

M. François-Noël GILLY

Vice-président du Conseil d'Administration

M. le Professeur Hamda BEN HADID

Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie
Universitaire

M. le Professeur Philippe LALLE

Vice-président du Conseil Scientifique

M. le Professeur Germain GILLET

Directeur Général des Services

M. Alain HELLEU

Composantes santé

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard

Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE

Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud – Charles
Mérieux

Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON

Faculté d'Odontologie

Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA

Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation

Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON

Département de formation et Centre de Recherche en Biologie
Humaine

Directeur : Mme. la Professeure A-M. SCHOTT

Composantes et départements de sciences et technologie

Faculté des Sciences et Technologies

Directeur : M. F. DE MARCHI

Département Biologie

Directeur : M. le Professeur F. FLEURY

Département Chimie Biochimie

Directeur : Mme Caroline FELIX

Département GEP

Directeur : M. Hassan HAMMOURI

Département Informatique

Directeur : M. le Professeur S. AKKOUCHE

Département Mathématiques

Directeur : M. le Professeur Georges TOMANOV

Département Mécanique

Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID

Département Physique

Directeur : M. Jean-Claude PLENET

UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et
Sportives

Directeur : M. Y. VANPOULLE

Observatoire des Sciences de l'Univers de Lyon

Directeur : M. B. GUIDERDONI

Polytech Lyon

Directeur : M. le Professeur E. PERRIN

École Supérieure de Chimie Physique Electronique

Directeur : M. G. PIGNAULT

Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1

Directeur : M. le Professeur C. VITON

École Supérieure du Professorat et de l'Education

Directeur : M. le Professeur A. MOUGNIOTTE

Institut de Science Financière et d'Assurances

Directeur : M. N. LEBOISNE

Comportement de l'abdomen soumis au choc : apport de l'échographie ultra-rapide pour la validation interne des modèles

Thèse préparée au Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC)
LBMC UMR_T9406 IFSTTAR – Université Claude Bernard Lyon 1
25 avenue François Mitterrand, Case 24, 69675 Bron Cedex, France



Résumé

Lors d'un accident de voiture, l'abdomen peut être soumis à des chargements rapides pouvant entraîner des blessures des organes abdominaux. Bien que les modèles éléments-finis humains soient de plus en plus utilisés pour la prédiction de ces blessures pendant un choc, la validation de leur comportement interne reste difficile en particulier à cause d'un manque de données expérimentales disponibles. En effet, la vitesse de tels chargements ne permet pas d'utiliser des moyens d'imagerie « classiques » tel que l'IRM. Basé sur une récente technique d'imagerie (échographie ultra-rapide), ce travail porte sur l'étude du comportement interne de l'abdomen pendant un chargement rapide. D'une part, des essais de chargement rapide ont été menés sur sujet cadavérique permettant de mettre en évidence des relations entre le chargement externe et la cinématique interne du foie. Ces essais ont été simulés en utilisant un modèle humain existant et des tendances similaires ont pu être observées pour certains des résultats expérimentaux. D'autre part, afin d'aider à l'exploitation des données échographiques dans ce contexte, une méthode numérique a été développée permettant de calculer des cartes de déformations d'organe à partir d'images échographiques ultra-rapide. Cette méthode a d'abord été évaluée numériquement et expérimentalement. Puis elle a été appliquée à des images échographiques de reins isolés soumis à des chargements rapides (humain et porc) issues d'une précédente étude permettant de mettre en évidence l'influence de paramètres tels que la vitesse sur les déformations 2D des différentes régions de l'organe.

Dans l'ensemble, ces travaux ont permis de progresser sur la connaissance de la réponse de l'abdomen au choc, et de mettre en évidence les limites de performances des modèles actuels de l'être humain. La méthodologie développée afin de calculer les cartes de déformation devrait aider à renforcer ces connaissances dans le futur.

Mots clés : abdomen, chargement rapide, échographie ultra-rapide, déformation, modèle humain

Abstract

During an automotive accident, the abdomen can be subjected to rapid loading leading to abdominal organ injuries. Although human body models become increasingly prevalent to predict injuries during an impact, the validation of their internal response is difficult, in particular due to the lack of data available. Such impacts last less than ten milliseconds making the use of standard imaging tools (e.g. MRI) difficult. Based on a recent imaging modality (ultrafast ultrasound imaging), this work focuses on the study of the internal response of the abdomen during an impact. The *in situ* internal response of abdominal organs (liver, colon) was observed during impacts delivered to *post mortem* human surrogates. For the first time, trends were found between the external response and the internal organ kinematics. These tests were simulated using an existing human body model leading to similar trends for some of the responses. Also, a method was developed allowing estimating 2D strains in organs during an impact based on ultrafast ultrasound images. This method was first evaluated numerically and experimentally. Then, it was used to process images of human and porcine kidneys during an impact from a previous study. Results highlight the influence of parameters such as the impact speed on the 2D strains estimated in different organ regions.

Overall, this research allowed improving upon the current knowledge on the internal response of the abdomen subjected to impact. It also showed the performance limitation of current human body models. The method developed to compute strain maps should help to further improve that knowledge in the future.

Keywords: abdomen, impact, ultrafast ultrasound imaging, strain, human body models

Remerciements

En premier lieu, je souhaiterais remercier mon Directeur de thèse Philippe Beillas. Durant ces trois années, j'ai eu la chance et le privilège d'avoir été supervisé par une personne passionnée, bienveillante et qui n'hésite pas à transmettre son savoir et son expérience. À travers son soutien scientifique et moral, sa disponibilité sans faille, ces trois années passées au laboratoire resteront une excellente expérience professionnelle et personnelle.

Je remercie également l'ensemble des membres du jury – Stéphane Avril, Karine Bruyère, Stefan Catheline, Laurence Chèze, Éric Markiewicz et Philippe Petit – d'avoir accepté d'évaluer mon travail et pour leurs commentaires constructifs durant la soutenance.

Je remercie Philippe Vezin et David Mitton pour leur accueil au sein du laboratoire.

Je remercie chaleureusement le chirurgien Frédéric Rongiéras qui, malgré un emploi du temps extrêmement chargé, a su se libérer pour venir nous aider durant les expérimentations. J'en profite également pour remercier l'équipe technique du LBMC – Leila Benboubaker, Stéphane Ardizonne, Yves Caire, Jean-Luc Russo et Richard Roussillon – qui, durant ces mêmes expérimentations, ont accepté de rester parfois (très) tard le soir. Un grand merci à vous tous pour votre bonne humeur et votre constante gentillesse.

Je remercie les chercheurs du LBMC qui ont toujours répondu présent lorsque je leur ai demandé de l'aide. Je pense notamment à Karine Bruyère et Mélanie Otténio sur la corrélation d'images, à Yoann Lafon sur les techniques d'interpolation, à Stéphane Nicolle pour m'avoir aidé lorsque j'étais désespéré avec mes TD.

J'ai une pensée particulière pour Julien Stelletta qui, à mon arrivée au laboratoire en Master, a consacré une grande partie de son temps à me former aux méthodes numériques. Cela m'a permis de prendre en main ce sujet de thèse bien plus facilement. Merci à toi !

Une autre raison pour laquelle ces travaux se déroulés dans la bonne humeur, c'est grâce à vous tous que j'ai eu la chance de côtoyer durant ces trois dernières années. Un grand merci donc aux anciens : Doris, Clémentine, Anurag, Edison, Junfeng ; aux collègues doctorants Pascal, Karim, Romain, Léo, Michelle. Spéciale dédicace à mon collègue de bureau Rem Man qui a supporté ma présence (surtout sonore) durant ces trois années. Merci à tous pour les soirées foot/jeux, les sorties skis etc.

Enfin, je remercie ma famille, mes proches, mes amis pour votre soutien sans faille pendant ces trois dernières années. Je pense aux trois belles soubz venues m'écouter pendant la soutenance, j'ai nommé l'obus, Etienne TB et Servane de La Haute. Je remercie les autres avec qui on a pu fêter ça pendant le week-end : GuiBri, Mélu, Loulou, Mélanie ; Pi peu, Bleuenn, Je n'oublie pas ceux qui n'ont pas pu se déplacer : PB TE, Quentin, Gawel, Julie, Descroutes, Raf, Élise, PIJ (dont le prénom sonne également bien soubz), Lulu, Maros ... Merci à mes parents, mes sœurs et futurs beaux-parents de vous être

déplacés pour la soutenance (sauf Emmanuelle que je pardonne), grands-parents, oncles, tantes, cousins et cousines pour leur soutien, même de loin durant ces derniers mois relativement chargés.

Merci à toi ma petite Jessica pour avoir toujours été là durant ces trois dernières années, pour ton soutien, ton aide et ta patience.

Enfin, je dédie ce mémoire à mes parents à qui je dois tout et que je ne remercierai jamais assez.

Table des matières

Introduction	1
Chapitre 1 - Contexte et état de l'art	5
1 Données anatomiques humaines	6
1.1 Description de la cavité abdominale.....	7
1.2 Les systèmes d'attaches des organes abdominaux	9
1.3 Les organes creux.....	9
1.4 Les organes pleins	12
1.5 Vascularisation.....	15
1.6 Variabilité anatomique	17
2 Typologie de chargement de l'abdomen	17
2.1 Traumatologie de l'abdomen.....	17
2.1 Revue épidémiologique.....	18
3 Caractérisation mécanique de l'abdomen et de ses organes	20
3.1 Essais sur organe isolé.....	21
3.2 Essais sur sujet cadavérique	24
3.2.1 Réponse externe et comportement lésionnel	25
3.2.2 Protocoles pour l'observation du comportement interne de l'abdomen lors d'un chargement rapide	29
4 Modèles numériques de l'être humain	31
5 Synthèse et objectifs spécifiques de la thèse	33
Chapitre 2 - Étude du comportement interne du foie <i>in situ</i> lors d'un choc	35
1 Introduction	36
2 Méthodes	37
2.1 Caractéristiques des sujets testés.....	37
2.1 Préparation du sujet.....	38
2.1.1 Préparation de la cavité abdominale	38
2.1.2 Perfusion.....	39
2.1.3 Gonflement des poumons	39
2.2 Mise en place des essais	40
2.2.1 Présentation générale.....	40
2.2.2 Positionnement de la sonde ultrasonore.....	42
2.2.3 Instrumentation.....	43
2.2.4 Traitement et analyse des données	44
2.3 Matrice d'essais.....	45
3 Résultats	47

3.1	Perfusion et bilan lésionnel	47
3.2	Chargement avec impacteur rigide.....	47
3.3	Chargement ceinture.....	53
4	Discussion.....	55
5	Conclusions.....	58
Chapitre 3 - Évaluation de la réponse interne d'un modèle du GHBMC.....		59
1	Introduction.....	60
2	Méthodes.....	60
2.1	Description du modèle.....	60
2.2	Mise à l'échelle du modèle.....	62
2.3	Simulations.....	63
3	Résultats.....	64
4	Discussion.....	69
5	Conclusions.....	72
Chapitre 4 - Méthode d'estimation des déplacements et déformations internes d'un organe abdominal lors d'un impact à partir d'images d'échographie ultra-rapide.....		75
1	Introduction.....	76
2	Méthodes.....	78
2.1	Préparation des images et suivi automatique des marqueurs	78
2.2	Filtrage des marqueurs selon des critères expérimentaux	79
2.3	Calcul des champs de déplacement et de déformation	80
2.4	Cas test 1 – Images d'échographie ultra-rapide : comparaison des déplacements estimés par la méthode à ceux issus d'un suivi expert	81
2.5	Cas test 2 – Images synthétiques : comparaison des déformations estimées à celles appliquées numériquement à une image échographique	82
2.6	Cas test 3 – Images d'échographie ultra-rapide : comparaison avec les déplacements et les déformations calculées par corrélation d'images	83
2.7	Cas test 4 – Images de caméras : comparaison avec les déplacements et les déformations calculés par corrélation d'images	84
3	Résultats.....	85
3.1	Cas test 1 – Images d'échographie ultra-rapide : comparaison des déplacements estimés par la méthode à ceux issus d'un suivi expert	85
3.2	Cas test 2 – Images synthétiques : comparaison des déformations estimées à celles appliquées numériquement à une image échographique	86
3.3	Cas test 3 – Images d'échographie ultra-rapide : comparaison avec les déplacements et les déformations calculées par corrélation d'images	86

3.4	Cas test 4 – Images de caméras : comparaison avec les déplacements et les déformations calculés par corrélation d’images	88
4	Discussion.....	89
5	Conclusion	91
Chapitre 5 – Méthode de calcul de cartes de déplacements et de déformations : application aux images échographiques de reins en compression		93
1	Introduction.....	94
2	Méthodes.....	94
2.1	Rappel du protocole expérimental (Helfenstein-Didier et al. 2015).....	94
2.2	Post-traitement des films échographiques	94
2.3	Analyse des données	96
3	Résultats.....	97
3.1	Reproductibilité.....	97
3.2	Essais sur reins de porc	98
4	Discussion.....	105
5	Conclusion	109
Synthèse, conclusions et perspectives		111
Références		115
Annexes		121

Tables des figures

Figure 1 : Évolution de la mortalité routière en France métropolitaine et des mesures prises en matière de sécurité entre les années 1970 et 2013.....	1
Figure 2 : Abdomen du mannequin THOR.....	2
Figure 3 : Positions anatomiques, qualificatifs d'orientation, plans et axes de référence.....	6
Figure 4 : Régions de l'abdomen humain.....	7
Figure 5 : Illustration de la paroi abdominale.....	8
Figure 6 : Illustration de la cavité abdominale.....	9
Figure 7 : Vue antérieure de l'estomac.....	11
Figure 8 : Illustration du colon.....	12
Figure 9 : Vue antérieure et postérieure du foie. Environnement du foie.....	13
Figure 10 : Illustration du rein <i>in situ</i>	14
Figure 11 : Illustration du système vasculaire thoracique et abdominal.....	16
Figure 12 : Répartition fréquentielle des blessures à l'abdomen en fonction de la position de l'occupant. Répartition fréquentielle des lésions abdominales dites « sérieuses » ($AIS \geq 3$).....	20
Figure 13 : Exemple de réponse mécanique en traction et compression lors d'essais sur échantillons de parenchyme de foie humain.....	21
Figure 14 : Protocole développé par Helfenstein-Didier et al. (2015) sur rein isolé.....	23
Figure 15 : Illustration de conditions aux limites dans des essais isolés : cas du foie et du rein.....	24
Figure 16 : Chargement barre par Hardy et al. (2001).....	26
Figure 17 : Exemple d'images obtenues par Lamielle (2008) montrant la déformation de l'enveloppe corporelle d'un sujet soumis à un chargement ceinture.....	27
Figure 18 : Choc latéral avec déploiement d'airbag (Hallman et al. 2010).....	28
Figure 19 : Protocole et réponses des essais sur corps entier (Howes et al. 2012).....	30
Figure 20 : Protocole mis en place par Helfenstein-Didier et al. (2016) sur corps entier.....	31
Figure 21 : Simulations d'essais avec le modèle GHBMC M50.....	32
Figure 22 : Segmentation des sujets à partir des images scanner (CT).....	38
Figure 23 : Mise en place de la perfusion au niveau de l'artère fémorale et de l'artère carotide et de la veine jugulaire.....	39
Figure 24 : Trachéotomie et incision réalisée dans la cavité abdominale permettant l'évacuation de l'air présent dans la cavité thoracique.....	40
Figure 25 : Vue d'ensemble de la mise en place des essais.....	41
Figure 26 : Sujet mis en position avec l'impacteur rigide et montage utilisé pour le chargement ceinture.....	42
Figure 27 : Essais corps entier : positionnement de la sonde.....	43
Figure 28 : Définition de la position de l'impacteur par rapport au diaphragme selon l'axe Z.....	45
Figure 29 : Exemple de profil de vitesse du vérin hydraulique.....	45
Figure 30 : Images acquises lors d'un essai (impacteur rigide) dans la partie supérieure de l'abdomen....	48
Figure 31 : Chargement avec un impacteur rigide : trajectoires des cibles naturelles du foie des cinq sujets dans un plan sagittal (XZ).....	51

Figure 32 : Paramètres des trajectoires pour les chargements avec impacteur rigide	52
Figure 33 : Chargement avec un impacteur rigide : efforts.....	53
Figure 34 : Chargement ceinture : efforts.....	53
Figure 35 : Chargement ceinture : trajectoires des cibles suivies pour les sujets 2014-S194, 2016-S111 et 2016-S118.	54
Figure 36 : Visualisation du rein droit sur le sujet 2016-S118.....	58
Figure 37 : Vue d'ensemble du tronc et de l'abdomen du GHBMC.....	61
Figure 38 : Illustration de la réponse du modèle pour des conditions de chargement en lien avec la présente étude.....	62
Figure 39 : Mise à l'échelle des modèles : modèle GHBMC M50v4.4 (gauche) mis à l'échelle par rapport au sujet 2014-S194 (centre)	63
Figure 40 : Comparaison des conditions d'essais et de simulation avec les modèles mis à l'échelle.....	65
Figure 41 : Exemple de cinématique interne issue des simulations.	66
Figure 42 : Trajectoires et paramètres de trajectoires issus des simulations.....	67
Figure 43 : Comparaison appariées des paramètres de trajectoires expérimentaux et issus des simulation.....	68
Figure 44 : Efforts issus des simulations.....	69
Figure 45 : Pics de densité d'énergie de déformation (foie) issus des simulations en fonction de la position (Z) de l'impacteur par rapport au diaphragme.....	69
Figure 46 : Définition des sacs incompressibles entre les organes pour éviter l'ouverture des contacts	70
Figure 47 : Résultats obtenus pour l'ajout de sacs incompressibles.....	71
Figure 48 : Observation de la réponse interne d'un rein de porc soumis à un essai de compression.....	76
Figure 49 : Définition de marqueurs en fonction des paramètres de différence de gaussienne en utilisant le plugin « Descriptor-based series registration (2d+t) » implémenté dans le logiciel ImageJ	79
Figure 50 : Film échographique utilisé pour la première approche de validation montrant l'intérieur d'un rein humain pendant un essai de compression 0.3 m/s.	82
Figure 51 : Illustration du modèle éléments-finis (gauche) utilisé pour déformer numériquement une image d'échographie ultra-rapide (droite).....	83
Figure 52 : Protocole mis en place pour les cas test 3 et 4.....	84
Figure 53 : Comparaison entre les déplacements estimés par la méthode proposée et les déplacements issus du suivi expert.	85
Figure 54 : Champs de déplacements et de déformations (gauche : horizontaux, droite : verticaux) appliqués à l'image ultrasonore et estimés par la méthode proposée.....	86
Figure 55 : Images utilisées pour le cas test 3 et comparaison des champs de déplacements et de déformations calculés sur les surfaces externes par corrélation d'images et par la méthode proposée	87
Figure 56 : Valeurs de déplacements (gauche) et de déformations (droite) moyennes calculées sur la région d'observation commune aux trois systèmes.....	88
Figure 57 : Résultats du cas test 4.....	89
Figure 58 : Définition des zones cortex impacteur, cortex table et pelvis.....	97
Figure 59 : Répétabilité (résultats) sur rein de porc (32).....	98
Figure 60 : Images échographiques du rein de porc 33 soumis à un chargement de compression imagé par un système double sonde (SL 10-2)	99
Figure 61 : Cartes de déplacements et de déformations obtenues pour le rein humain 40 pour deux vitesses de chargement (0.3 m/s et 3 mm/s).....	100

Figure 62 : Essai à 0.3m/s sur le rein humain 40 : illustration de la déformation d'une grille superposée à l'image initiale au cours du chargement, marqueurs issus du suivi automatique et conservés après filtrage selon les conditions expérimentales.....	101
Figure 63 : Reins de porcs. Moyennes des déformations calculées dans les zones d'image (<i>cortex-table, pelvis, cortex-impacteur</i>) en fonction de la déformation appliquée à l'organe.	103
Figure 64 : Déformation moyenne (n=6) dans les différentes zones anatomiques du rein (n=6) pour une compression appliquée à l'organe de 16%	103
Figure 65 : Reins humains. Déformations calculée dans les zones anatomiques (<i>cortex-table, pelvis, cortex-impacteur</i>) en fonction de la déformation appliquée à l'organe	104
Figure 66 : Résultats obtenus en post-traitant les images échographiques obtenus lors des essais sur corps entier (2013-S118).....	108

Table des tableaux

Tableau 1 : Classification AIS des blessures, blessures correspondantes pour l'abdomen et pelvienne	18
Tableau 2 : Classification des blessures hépatiques et score AIS associé (Moore et al. 1996).....	18
Tableau 3 : Distribution fréquentielle des régions corporelles blessées pour chaque niveau AIS (Page et al. 2012).....	19
Tableau 4 : Caractéristiques des sujets anatomiques. (*) : testé par Helfenstein-Didier et al. (2016)	37
Tableau 5 : Organisation des essais sur corps entier. Pour cette étude, seuls les essais potentiellement non-lésionnels sur le foie (en gras) sont été analysés.....	41
Tableau 6 : Matrice d'essais pour les essais avec une ceinture	46
Tableau 7 : Matrice d'essais pour les chargements avec un impacteur rigide. Tous les essais ont été réalisés à 3 m/s. Les essais manquants correspondent aux essais sur le colon (ex : 2014-S152, T1) ou aux essais « manqués » pour lesquels des problèmes de déclenchement (<i>trigger</i>) ont été rencontrés (ex : 2014-S152, T3)	46
Tableau 8 : Blessures observées sur les sujets pendant l'autopsie à l'issue des essais	47
Tableau 9 : Chargement avec un impacteur rigide : position de l'impacteur et des cibles suivies par rapport au diaphragme, pénétrations de l'impacteur	50
Tableau 10 : Chargement ceinture : course du vérin, pénétration de la ceinture, position Z de l'impacteur et position Z de la cible suivie sur les images ultrasonores (mm).....	54
Tableau 11 : Paramètres anthropométriques des modèles mis à l'échelle.....	64
Tableau 12 : Essais analysés – Deux essais (vitesses de chargement de 3 mm/s puis 300 mm/s) ont été analysés par organe	95

Introduction

La protection des usagers et la prévention des risques sont des enjeux majeurs pour la sécurité routière. Depuis 1970, le nombre de décès sur les routes est en diminution régulière malgré un trafic routier en constante augmentation. Un grand nombre de mesures (ex : limitation de l'alcoolémie, de la vitesse) ont été introduites dans la réglementation (Figure 1) et, parallèlement, la conception des véhicules a fortement évolué. Celle-ci inclut désormais un grand nombre d'éléments de sécurité passive (ex : airbag) conçus pour mieux protéger les usagers lorsqu'un impact se produit. Afin d'évaluer leur performance, ces véhicules sont soumis à des essais réglementaires et des essais consommateurs (ex : Euro NCAP¹). Pour cela, des mannequins de chocs (ensemble multi-corps articulé) instrumentés visant à représenter mécaniquement une partie de la population (ex : homme du 50^{ème} percentile) sont utilisés lors de chocs automobiles. Ils permettent d'observer l'interaction avec les éléments du véhicule (ex : volant, ceinture de sécurité, airbag) et de prédire une réponse en termes de cinématique (ex : accélération), de déformation (ex : déflexion), d'efforts ou de pression. Ces mesures sont ensuite utilisées pour calculer des critères lésionnels définis lors de tests réalisés sur des sujets cadavériques.

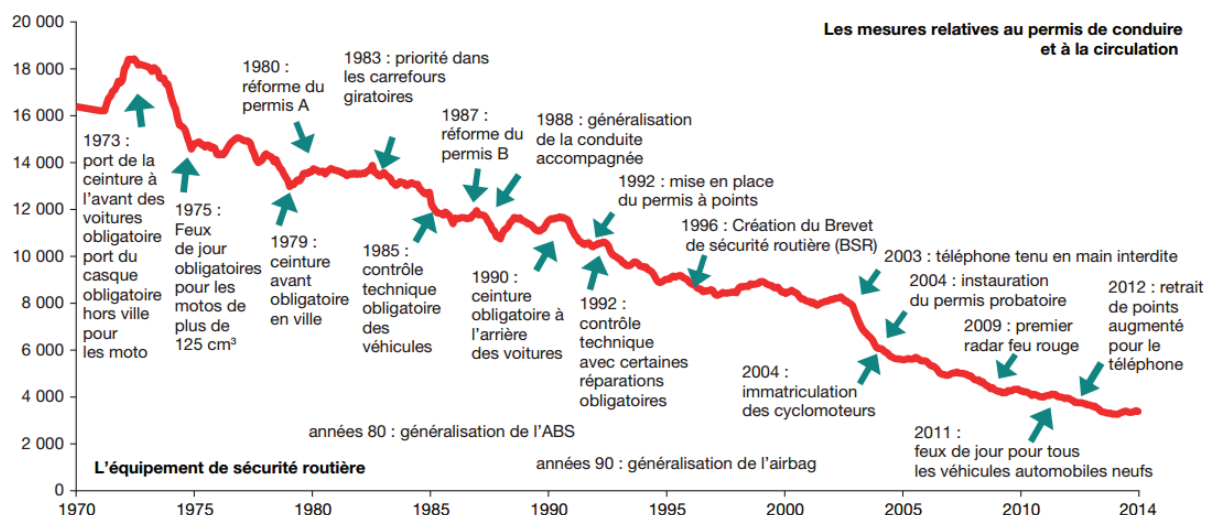


Figure 1 : Évolution de la mortalité routière en France métropolitaine et des mesures prises en matière de sécurité entre les années 1970 et 2013 (source : ONISR²)

Bien qu'ils aient tous des limitations, des critères lésionnels définis pour la plupart des régions du corps humain, telles que le thorax, le cou ou la tête sont utilisés avec des mannequins en choc frontal dans la réglementation ou les essais consommateurs. Toutefois, malgré des blessures fréquentes lors de chocs automobiles (Elhagediab & Rouhana 1998; Augenstein et al. 2000; Lee & Yang 2002), il n'en existe en revanche aucun pour l'abdomen qui soit actuellement utilisé en choc frontal et l'instrumentation des mannequins dans cette région reste limitée.

¹ European New Car Assessment Program

² Organisme National Interministériel de la Sécurité Routière

Bien que différents critères lésionnels basés sur la force maximale appliquée à l'abdomen, la compression abdominale appliquée, la vitesse de déformation de l'abdomen, la pression ou encore l'énergie aient été proposés, leur validation expérimentale et leur acceptation restent limitées. Cette absence relative de critère lésionnel et de courbe de risque pour cette région peut en partie s'expliquer par un manque de connaissance et une mauvaise compréhension du comportement du contenu abdominal pendant un chargement rapide. En effet, l'abdomen est une structure complexe composée d'organes aux comportements mécaniques qui diffèrent (ex : organe plein vs. creux) et qui ont entre eux des relations mécaniques variées (glissement, interaction fluide/solide). Par conséquent, la compréhension du comportement et sa représentation dans des mannequins de choc dont l'anatomie est représentée de manière simplifiée reste délicate. Une illustration est proposée en Figure 2.



Figure 2 : Abdomen du mannequin THOR³ (THOR-50M, Qualification Procedures Manual, 2016. Source : www.nhtsa.gov)

Par rapport aux mannequins de chocs, les modèles numériques basés sur la méthode des éléments finis ont un fort potentiel pour l'étude des lésions abdominales. Ils permettent en effet de mieux décrire la complexité anatomique et mécanique de cette région. Toutefois, la validation de tels modèles reste encore délicate. En effet, si les propriétés mécaniques (ex : loi de comportement matériau) des divers composants de l'abdomen ont été largement étudiées, la prise en compte de paramètres structurels tels que le glissement entre les organes lors du choc ou encore leur état de déformation initial reste encore difficile car les phénomènes sont mal connus. Ceci peut être attribué en partie à la difficulté d'observer le comportement interne de l'abdomen lors d'un chargement rapide. En effet, les chargements étudiés ne durent que quelques dizaines de millisecondes. Les moyens typiquement utilisés pour observer les phénomènes à haute fréquence (ex : caméra) ne permettent de fournir des données uniquement sur la réponse externe des tissus. Les moyens d'imagerie volumiques dits « classiques » tels que l'IRM⁴ n'ont pas une vitesse d'acquisition suffisamment rapide pour fournir des données sur la réponse interne de l'abdomen ou d'un organe pendant un choc.

Des protocoles expérimentaux basés sur des méthodes d'observation alternatives ont été développés pour étudier l'abdomen pendant un choc. Howes et al. (2012; 2015) ont mis en œuvre des protocoles basés sur un système de rayons X bi-planaire permettant de suivre à haute fréquence (1000 images par secondes) des cibles radio-opaques implantées préalablement dans les tissus des organes. Bien que les résultats de ces études semblent encourageants et pourraient aider à mieux comprendre la cinématique

³ *Test device for Human Occupant Restraint*

⁴ Imagerie par Résonance Magnétique

interne de l'abdomen pendant un choc, cette méthode, de par son invasivité, ne permet pas d'estimer les déformations locales des organes. Plus récemment, une méthode basée sur l'échographie ultra-rapide a été mise en œuvre au LBMC en collaboration avec l'Institut Langevin. Elle permet d'imager jusqu'à 5000 images par secondes des sections d'organes – isolés ou *in situ* – pendant un chargement rapide (Helfenstein-Didier et al. 2015; 2016). Les résultats de ces études laissent entrevoir la possibilité de fournir des données plus locales sans être invasives pour la structure d'intérêt. Les résultats pourraient être utiles pour mieux comprendre les relations entre le chargement externe et la réponse interne de l'organe ou de l'abdomen, et aider à la validation de modèles numériques.

L'objectif global de cette thèse est donc de poursuivre les efforts initiés au LBMC et de contribuer à l'amélioration des connaissances du comportement interne de l'abdomen pendant un choc en vue de valider le comportement interne des modèles humains. Pour cela, le travail a été séparé en deux activités principales complémentaires. Pour la première, un protocole développé au laboratoire et basé sur l'échographie ultra-rapide a été repris et amélioré donnant lieu à des essais réalisés sur quatre sujets cadavériques. Les données obtenues ont été analysées pour mettre en évidence des tendances sur les relations entre la réponse *in situ* du foie et le chargement externe. Elles ont ensuite été utilisées pour évaluer la réponse interne de modèles du GHBM⁵. Pour la deuxième, une méthode a été développée afin de calculer des cartes de déformations d'organes à partir d'images d'échographie ultra-rapide (qui sont typiquement très bruitées). Cette méthode a ensuite été utilisée pour analyser le comportement interne de reins lors d'essais de compression réalisés par le passé.

Pour décrire ces travaux, ce mémoire a été séparé en cinq chapitres. Le premier chapitre est une synthèse des connaissances sur le comportement de l'abdomen pendant un choc. Il inclut des éléments d'anatomie, d'accidentologie et les principaux résultats des études qui ont été menées sur organe isolé ou sur sujet d'anatomie. Le deuxième chapitre est consacré à l'étude du comportement du foie *in situ* pendant un impact où, dans le cadre de cette thèse, quatre sujets d'anatomie ont été testés. Les données obtenues lors de ce travail ont pu être utilisées pour l'évaluation de la réponse interne de modèles éléments finis (troisième chapitre). Le quatrième chapitre présente une méthode de calcul développée afin de calculer des cartes de déformations d'organes abdominaux lors d'un impact à partir d'images d'échographie ultra-rapide. Le protocole développé permettant la validation de la méthode est également décrit. Le cinquième chapitre décrit l'utilisation de cette méthode pour analyser des images d'échographie ultra-rapide de reins (porc et humain) pendant des essais de compressions. Il est suivi d'une conclusion générale et de la discussion de quelques perspectives.

⁵ *Global Human Body Models Consortium*

Chapitre 1

Contexte et état de l'art

Ce chapitre est une synthèse des connaissances sur le comportement de l'abdomen pendant un choc. Il inclut des éléments d'anatomie, d'accidentologie et les principaux résultats des études qui ont été menées sur organe isolé ou sur sujet d'anatomie.

Sommaire

1	Données anatomiques humaines	6
1.1	Description de la cavité abdominale.....	7
1.2	Les systèmes d'attaches des organes abdominaux	9
1.3	Les organes creux	9
1.4	Les organes pleins	12
1.5	Vascularisation	15
1.6	Variabilité anatomique	17
2	Typologie de chargement de l'abdomen	17
2.1	Traumatologie de l'abdomen.....	17
2.2	Revue épidémiologique	18
3	Caractérisation mécanique de l'abdomen et de ses organes	20
3.1	Essais sur organe isolé.....	21
3.2	Essais sur sujet cadavérique	24
3.2.1	Réponse externe et comportement lésionnel.....	25
3.2.2	Protocoles pour l'observation du comportement interne de l'abdomen lors d'un chargement rapide	29
4	Modèles numériques de l'être humain	31
5	Synthèse et objectifs spécifiques de la thèse	33

1 Données anatomiques humaines

Cette section présente une description simplifiée de l’abdomen chez l’humain pouvant aider à la compréhension des enjeux scientifiques de ce travail, des méthodologies et des résultats présentés. Les éléments qui sont en lien avec les mécanismes lésionnels de l’abdomen et plus largement avec la biomécanique, tels que les rapports anatomiques entre les organes, feront l’objet d’une description plus détaillée. Les descriptions spatiales seront faites à l’aide des axes et des plans de références utilisés en anatomie. À partir de la position anatomique de référence dans laquelle le sujet se tient debout, jambes tendues, tête droite, et bras tendus le long du corps, trois plans de référence peuvent être définis ainsi que trois axes de référence. Le plan médian (ou sagittal) sépare la moitié gauche du corps de la moitié droite. Le plan transverse est un plan horizontal qui sépare le corps en une partie supérieure (crâniale) et une partie inférieure (caudale). Le plan frontal divise le sujet en une partie antérieure et une partie postérieure. Les trois axes de référence, sont l’axe vertical (ou cranio-caudal) qui est l’intersection du plan frontal et du plan sagittal, l’axe sagittal (ou dorso-ventral) qui est l’intersection du plan sagittal et du plan transverse et l’axe transversal (ou horizontal) qui est l’intersection du plan frontal et du plan transverse. Ces éléments sont illustrés en Figure 3.

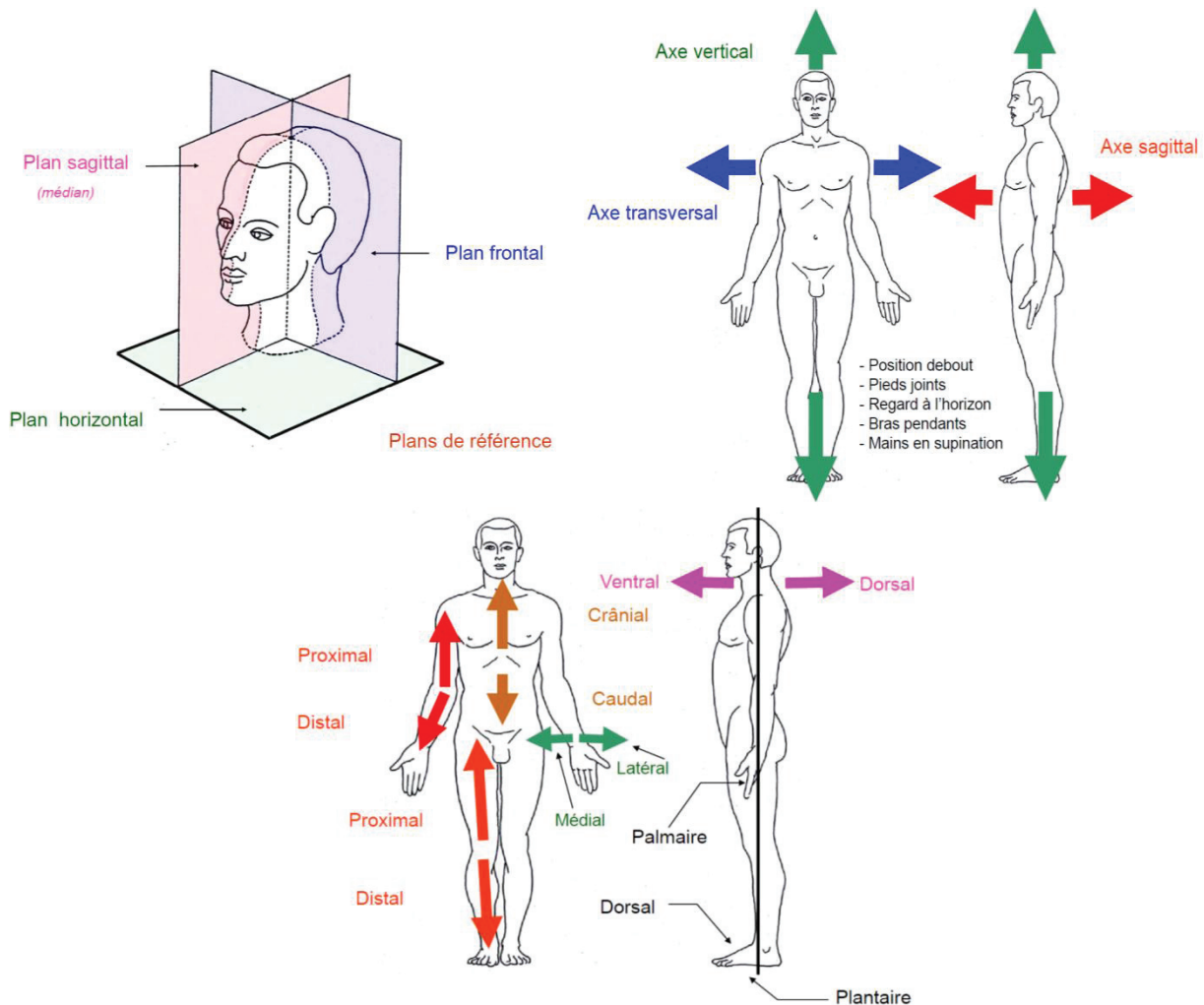


Figure 3 : Positions anatomiques, qualificatifs d’orientation, plans et axes de référence (Palombi 2011).

1.1 Description de la cavité abdominale

L’abdomen, qui est la plus grande cavité du corps humain, est délimité selon l’axe vertical par deux muscles qui sont le diaphragme et le plancher pelvien. Il contient les glandes hépatiques, pancréatiques et endocrines (ex : foie, pancréas, vésicule biliaire, rate), une partie du tube digestif (estomac, jéjunum, iléon, les colons), une partie de l’appareil urinaire (vessie, reins, glandes surrénales) et une partie de la vascularisation (ex : aorte, veine cave inférieure). L’abdomen est divisé en neuf parties différenciables à l’échographie et par palpation : l’hypocondre droit et gauche, l’épigastre, le flanc droit et gauche, la région ombilicale, la région iliaque droite et gauche et la région pubienne (Figure 4).

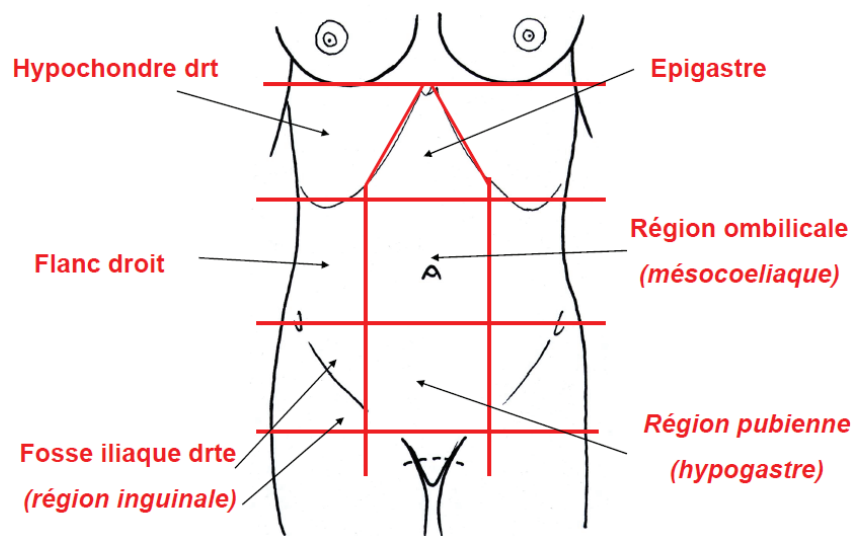
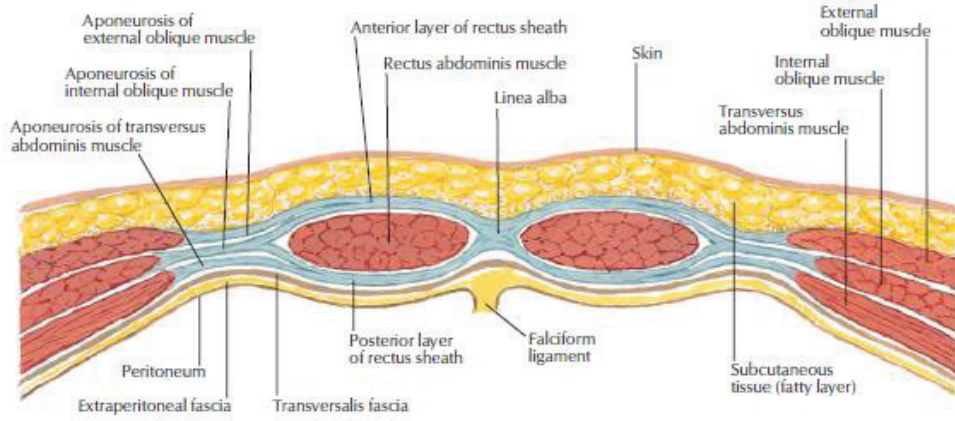
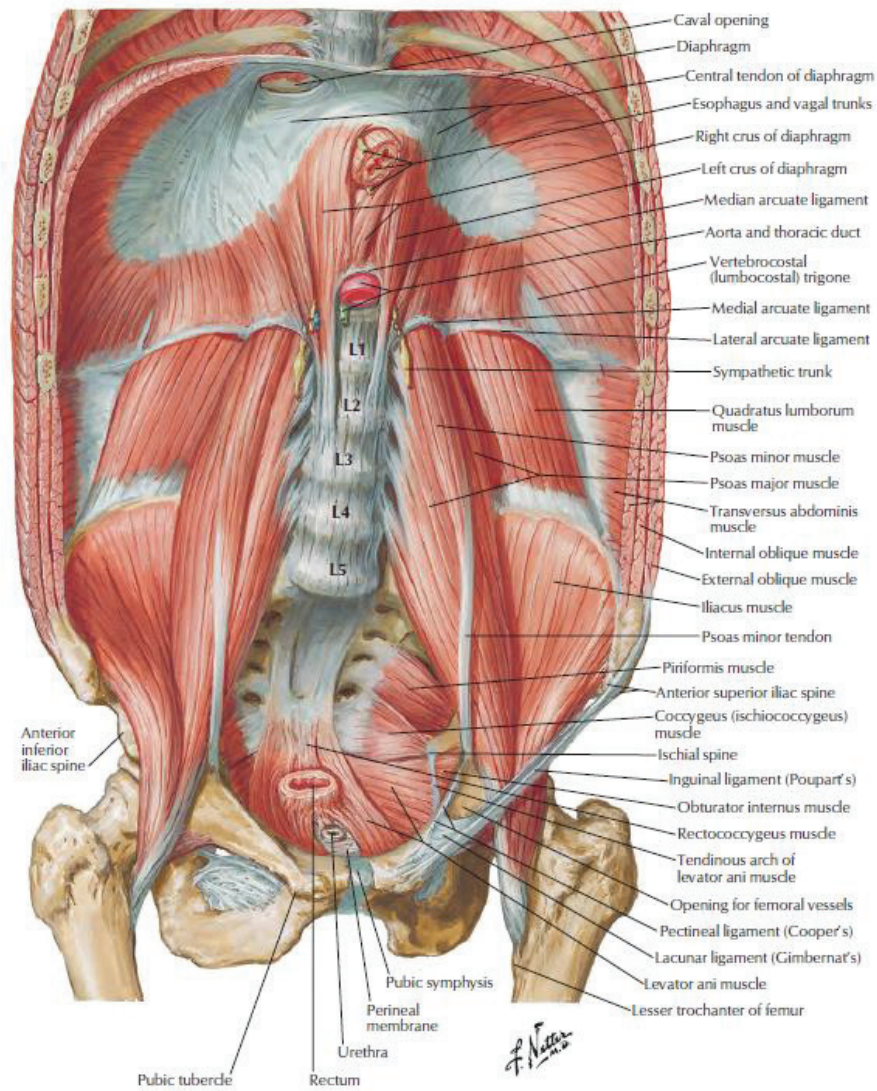


Figure 4 : Régions de l’abdomen humain (Passagia 2011)

À l’exception de la paroi caudale qui est le plancher pelvien, les autres parois abdominales (crâniale, antérolatérale, dorsale) sont constituées principalement de muscles. La paroi crâniale est constituée uniquement du muscle du diaphragme. Ce muscle strié sépare la cavité abdominale de la cavité thoracique. Ses insertions sont multiples : sternales, costales et vertébrales. Il est important de noter que le diaphragme ne représente pas une barrière entièrement étanche vis-à-vis de la cavité thoracique dans la mesure où il possède plusieurs orifices, également appelés hiatus, tels que les hiatus aortiques, œsophagiens ou le foramen de la veine cave inférieure. Sa paroi antérolatérale est composée de cinq muscles symétriques (le grand droit, le grand oblique, le petit oblique et le transverse et le pyramidal). La rigidité de la paroi postérieure est assurée par le rachis lombaire, de part et d’autre de laquelle se trouvent trois groupes musculaires : le groupe postérieur regroupe les muscles spinaux, le petit dentelé postérieur inférieur et le grand dorsal ; le groupe moyen contient le carré des lombes et les muscles inter-transversaires ; le groupe antérieur contient le muscle ilio-psoas.



(a)



(b)

Figure 5 : Illustration de la paroi abdominale : (a) Vue en coupe (horizontale) de la paroi abdominale. (b) Vue interne de la paroi abdominale postérieure (Netter 2014).

À l'intérieur de l'abdomen, une membrane séreuse appelée péritoine tapisse une partie du contenu abdominal. Cette membrane se compose de deux feuillets : le feuillet pariétal qui tapisse les parois de

l’abdomen et d’un feuillet viscéral qui recouvrent les organes abdominaux. L’espace entre ces deux feuillets, appelé cavité péritonéale contient un fluide garantissant un faible coefficient de frottement entre la paroi et les organes ainsi qu’entre les organes eux-mêmes. Le volume de ce liquide est très faible et excède rarement 5 millilitres chez l’homme contre 18 millilitres chez la femme (Balfe et al. 2009). Le péritoine permet de différencier trois zones de l’abdomen. La première est la cavité péritonéale (Figure 6) et contient le tube digestif ainsi que différents glandes annexes (ex : foie, rate). La seconde est la cavité rétro-péritonéale et contient les glandes surrénales, les reins et les différents vaisseaux (ex : aorte, veine cave inférieure). La dernière cavité est sous-péritonéale et contient la vessie ainsi que l’utérus chez la femme.

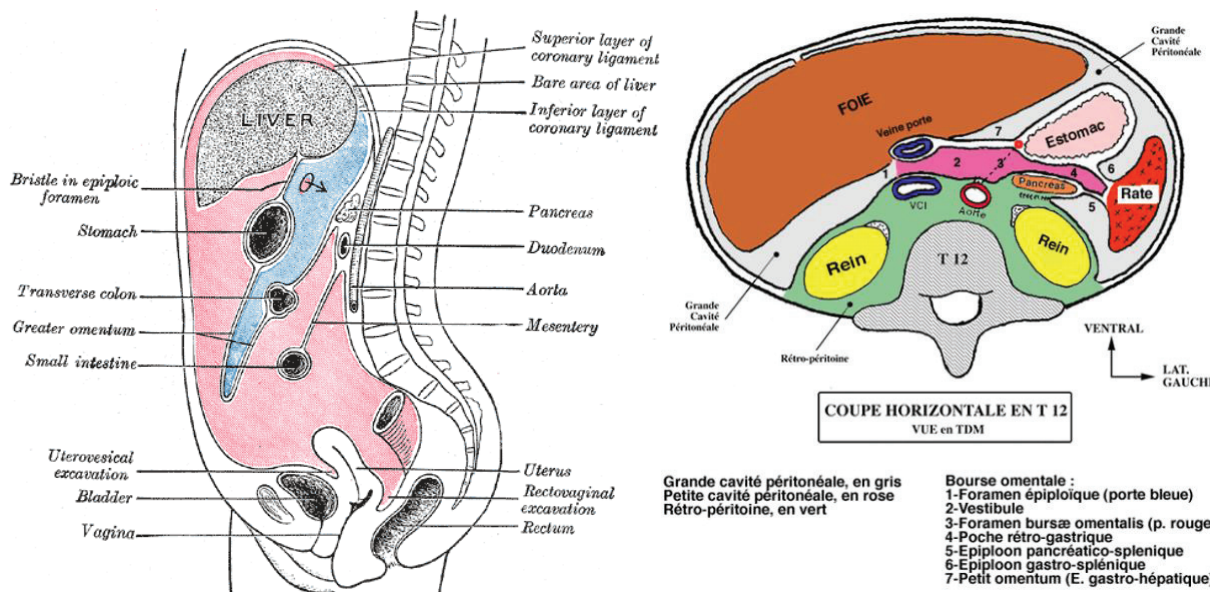


Figure 6 : Illustration de la cavité abdominale (gauche, grande cavité péritonéale : rouge, petite cavité péritonéale (ou bourse omentale) : bleu). Coupe sagittale (droite, Gray’s anatomy, bas : coupe horizontale, www.anat-jg.com)

1.2 Les systèmes d’attaches des organes abdominaux

Plusieurs systèmes d’attaches coexistent dans la cavité abdominale reliant les organes entre eux ou à la cavité abdominale. Ces attaches se nomment méso, fascia, omentum ou ligament. Les méso (ex : mésentère) sont des accolements du feuillet pariétal au feuillet viscéral du péritoine reliant le péritoine pariétal postérieur à un viscère. Ils relient le tube digestif à la cavité abdominale et contiennent la vascularisation de l’organe. Les fascias d’accolement (ex : fascia de Treitz) ne sont pas vascularisés et résultent de la fusion d’un méso et du péritoine pariétal postérieur. Les omentums (ex : grand omentum) correspondent à deux feuillets de péritoine accolés qui relient deux viscères entre eux. Enfin, les ligaments péritonéaux (ex : ligament falciforme) sont formés de fibres du péritoine pariétal qui unissent un organe à un autre ou à la paroi abdominale.

1.3 Les organes creux

Les organes creux de l’abdomen qui font partie du tube digestif, sont l’estomac, l’intestin grêle et le colon. L’intestin grêle se compose lui-même du duodénum, du jéjunum et de l’iléum. De la même

manière, le colon regroupe le colon ascendant, le colon transverse, le colon descendant et le colon sigmoïde. La vésicule biliaire est également répertoriée comme organe creux de l'abdomen.

En prolongement de l'œsophage, l'estomac est une poche musculo-muqueuse d'une capacité de deux litres en moyenne assurant une fonction de conduit et de réservoir où s'achève la trituration des aliments. De forme en « J », il possède une portion verticale, le fundus, et une portion horizontale (antre pylorique, Figure 7). Situé dans l'hypocondre gauche, c'est un organe sus-mésocolique (i.e. se situant au-dessus du méso-colon) mobile entre deux points fixes reposant sur le mésocolon : le cardia (extrémité crâniale de l'estomac) est fixée au niveau de la vertèbre thoracique T11 tandis que le pylore (extrémité caudale) au niveau de la vertèbre lombaire L1. Entouré de péritoine viscéral, ses principaux rapports anatomiques se font avec (1) le foie, le diaphragme et la paroi thoracique antérieure au niveau de la face antérieure ; (2) avec le diaphragme, le pancréas, le mésocolon transverse au niveau de la face postérieure ; (3) avec la rate au niveau de la grande courbure et (4) avec le petit omentum au niveau de la petite courbure. Les principaux moyens de fixation de l'estomac sont le ligament gastro-phrénique, suspendant l'estomac au diaphragme, le ligament gastro-colique fixant la grande courbure de l'estomac au bord antérieur du colon transverse, le ligament gastro-splénique unissant la grande courbure de l'estomac à la rate et le ligament gastro-hépatique liant la petite courbure de l'estomac au foie. Ces moyens de fixation contribuent à réduire la mobilité de l'estomac dans l'abdomen.

Le duodénum, faisant suite à l'estomac dans le circuit digestif, est la portion initiale de l'intestin grêle, se différenciant de ce dernier par sa position profonde dans l'abdomen et par sa fixité. De composition similaire à celle de l'estomac, sa position est plutôt sus-mésocolique. Il mesure 20 à 25 centimètres et a un diamètre de 4 centimètres environ (Passagia 2011). Il peut se décomposer en quatre parties. Le premier duodénum, fait suite au pylore au niveau du flanc droit latéral de la première vertèbre lombaire. Très court, il est largement ascendant et à droite. Le deuxième duodénum (rétropéritonéal) fait avec la portion précédente un angle de moins de 90° descendant verticalement le long du rachis à hauteur des quatre premières vertèbres lombaires. Le troisième duodénum (rétropéritonéal) est horizontal, s'allongeant transversalement au-devant du relief vertébral et des gros vaisseaux. Le quatrième duodénum est vertical et situe sur le flanc gauche du rachis se poursuivant avec le jéjunum formant l'angle duodéno-jéjunal. Les rapports anatomiques du duodénum se font principalement avec le pancréas. Le mésoduodénum et le muscle suspenseur (ou ligament de Treitz) réduisent sa mobilité, le dernier le reliant au diaphragme.

La suite de l'intestin grêle est composée du jéjunum et de l'iléum. Mesurant de 6 à 8 mètres de long et de 15 à 20 millimètres de diamètre, ceux-ci s'étendent jusqu'au cæcum. Cet organe contractile permet l'absorption des nutriments. De composition similaire à celle de l'estomac, cette partie de l'intestin grêle forme dans un premier temps des anses horizontales puis verticales. L'intestin grêle est suspendu à la paroi dorsale via le mésentère qui est un tissu graisseux contenant artères et veines mésentériques et dont la racine est obliquement orientée vers le bas et la droite, s'étendant depuis la jonction duodéno-jéjunale sur le flanc gauche de la vertèbre lombaire L2 jusqu'à la jonction iléo-colique.

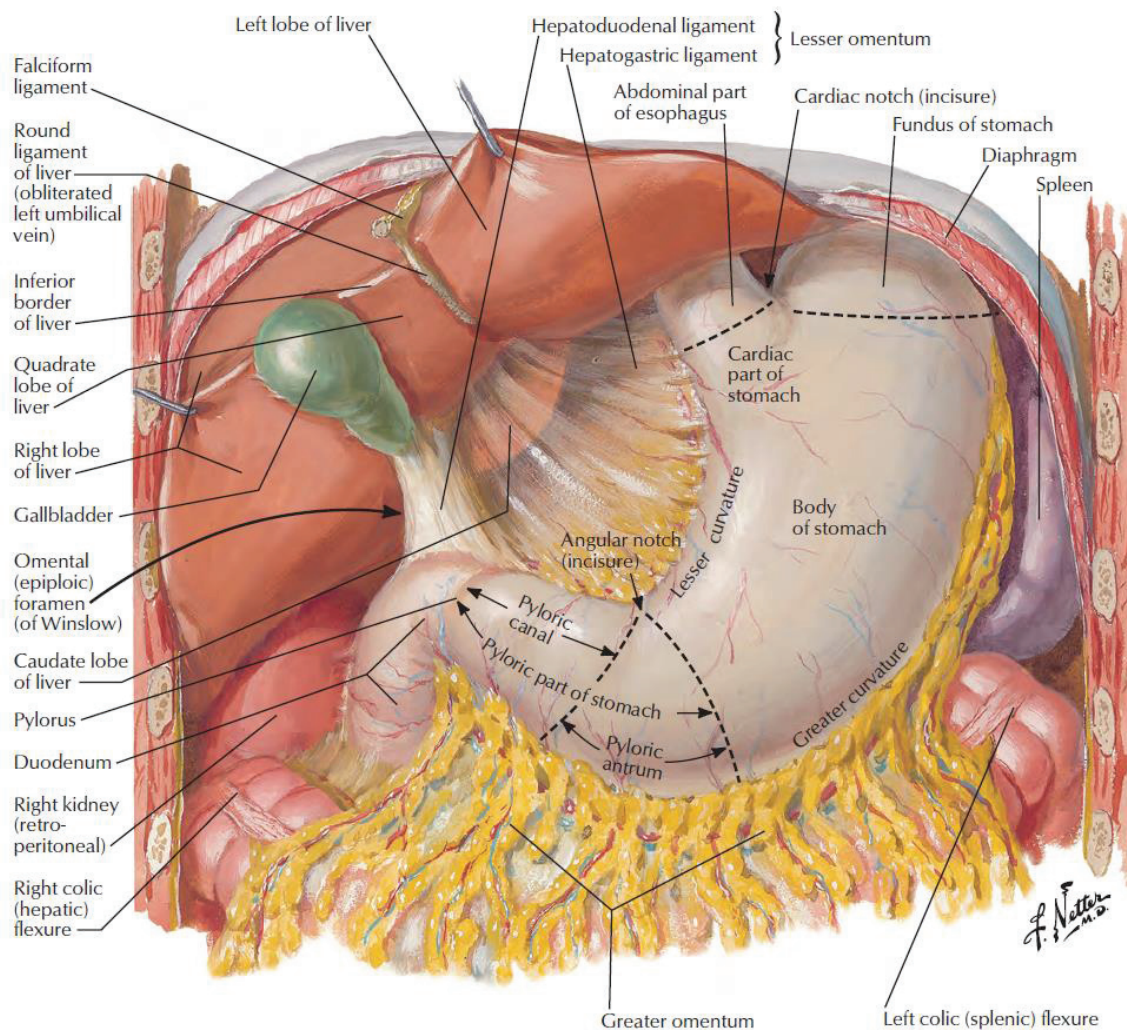


Figure 7 : Vue antérieure de l'estomac (Netter 2014)

La dernière partie du tube digestif est le colon, mesurant 1.5 mètres et dont le diamètre est compris entre 3 et 8 cm (Figure 8). Le colon assure la concentration et le transit du bol fécal. Au niveau de l'abdomen, cet organe musculo-muqueux se compose du cæcum, du colon ascendant, du colon transverse, et du colon descendant. Le cæcum, partie initiale du colon est située dans la fosse iliaque droite, reçoit de l'intestin grêle les résidus sous forme plutôt liquide de la digestion. Le cæcum est relativement mobile. Le colon ascendant occupe le flanc et l'hypocondre droit en partant de la fosse iliaque droite jusqu'au-dessous du foie dans une position plutôt antérieure, où il forme l'angle colique droit avant de repartir vers le centre de l'abdomen. Le colon transverse, dans une position au départ plutôt antérieure, s'étend de l'angle colique droit à l'angle colique gauche, situé devant la rate. Le colon descendant, dans une position plus postérieure, occupe l'hypocondre gauche et le flanc gauche. Chacun de ces segments, à l'exception du cæcum, sont reliés à la cavité abdominale via des mésos (ex : mésocolon transverse, fascia de Todt). Ils présentent toutefois des mobilités différentes puisque les colons ascendants et descendants sont relativement fixes tandis que le cæcum et le colon transverse sont relativement mobiles. Les angles coliques sont reliés au diaphragme par les ligaments phrénico-coliques. Enfin, le grand omentum relie le colon transverse à l'estomac.

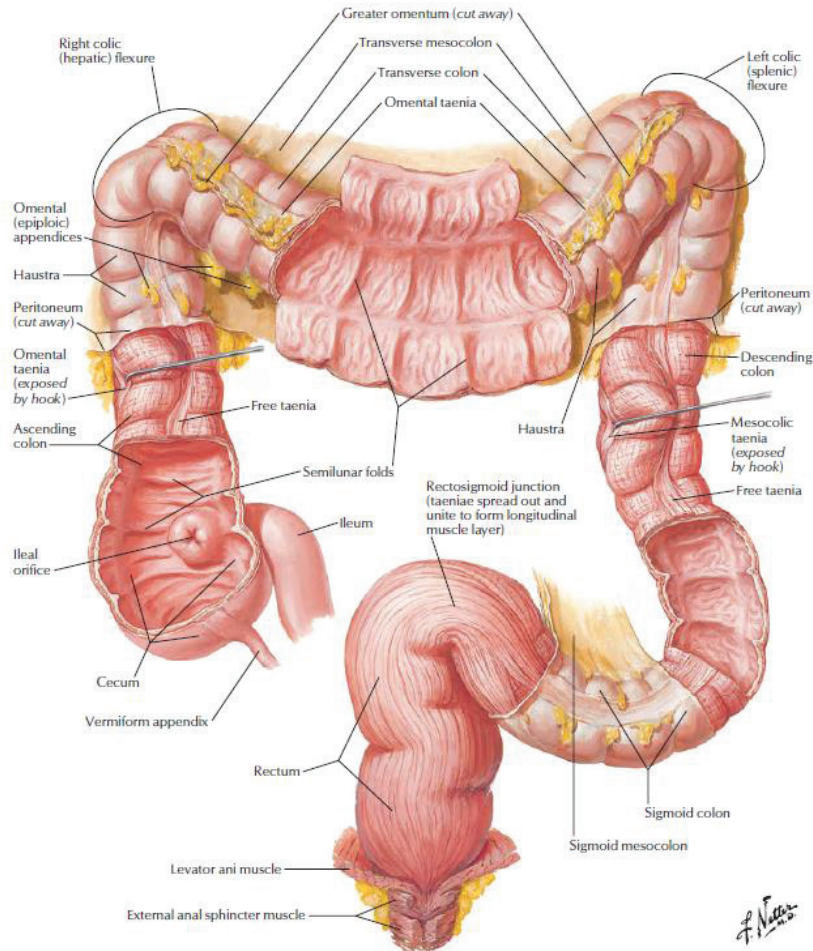


Figure 8 : Illustration du colon (Netter 2014)

1.4 Les organes pleins

Le foie, qui est la plus grande glande du corps humain (environ 1.5 kilogrammes), se situe dans l’hypocondre droit et dans une partie de l’épigastre, sous la coupole diaphragmatique (Figure 9). Cet organe très vascularisé est constitué de parenchyme, entouré d’une capsule fibreuse. Ses fonctions sont multiples : le foie a en effet un rôle essentiel dans le métabolisme des nutriments issus de l’absorption intestinale ainsi que dans la production de bile, permettant d’éliminer les substances toxiques dans l’organisme. Le foie, qui est alimenté en oxygène via l’artère hépatique, a pour rôle de filtrer le sang provenant de la veine porte. Le sang filtré se jette ensuite dans la veine cave inférieure via les veines hépatiques. Deux surfaces peuvent être différenciées : la surface diaphragmatique, surface antérieure épousant la forme du diaphragme, et la surface viscérale, surface adjacente à l’estomac, au duodénum, au colon et au rein droit. Au niveau de la face diaphragmatique, le foie est relié au diaphragme par quatre ligaments. Le ligament falciforme (aussi appelé suspenseur) et le ligament rond lient l’organe à la face antérieure tandis que le ligament coronaire et les ligaments triangulaires lient l’organe à la face postérieure. Sur la face viscérale, le petit omentum relie le foie à l’estomac et les veines hépatiques solidarisent le foie à la veine cave inférieure. Une partie du foie, dépourvu de péritoine et appelé *area nuda*, est collé au diaphragme.

La rate, pesant 200 grammes environ en moyenne, est un organe lymphatique composé de parenchyme et entouré d’une capsule fibreuse, situé sous le diaphragme au niveau de l’hypocondre gauche.

Protégée par les côtes 9, 10 et 11, la rate est maintenue par ses organes voisins (diaphragme, flexure colique gauche, estomac, pancréas et le rein gauche) via le ligament spléno-phrénique, le ligament spléno-colique, le ligament gastro-splénique, le ligament pancréatico-splénique et le ligament spléno-rénal.

Le pancréas est un organe rétro-péritonéal situé en avant des vertèbres lombaires L1 et L2 entre le duodénum et la rate, à l’arrière du colon transverse. Cet organe de 80 grammes environ est très solidaire du duodénum et est relié à la rate via le ligament pancréatico-splénique. Le pancréas intervient dans la digestion en sécrétant des enzymes digestives et dans la régulation de la glycémie

Le rein est un organe rétro-péritonéal qui intervient dans l’élaboration de l’urine. Positionné de part et d’autre du rachis lombaire entre la vertèbre thoracique T12 et la vertèbre lombaire L3 et plaqué contre la paroi postérieure de la cavité abdominale, chacun des deux reins mesure environ 10 cm³ et pèse 170 grammes. Noyés dans la graisse, ces organes sont principalement maintenus via le fascia rénal qui est une membrane fibreuse qui enveloppe la structure rénale permettant de fixer les reins à la cavité abdominale, et le pédicule rénale, composé des vaisseaux rénaux et du bassinet, permettant de fixer le rein au diaphragme. Entourée d’une capsule rénale, le parenchyme rénal se compose d’un cortex périphérique et d’une région centrale, elle-même composée de la médullaire rénale et du pelvis rénal.

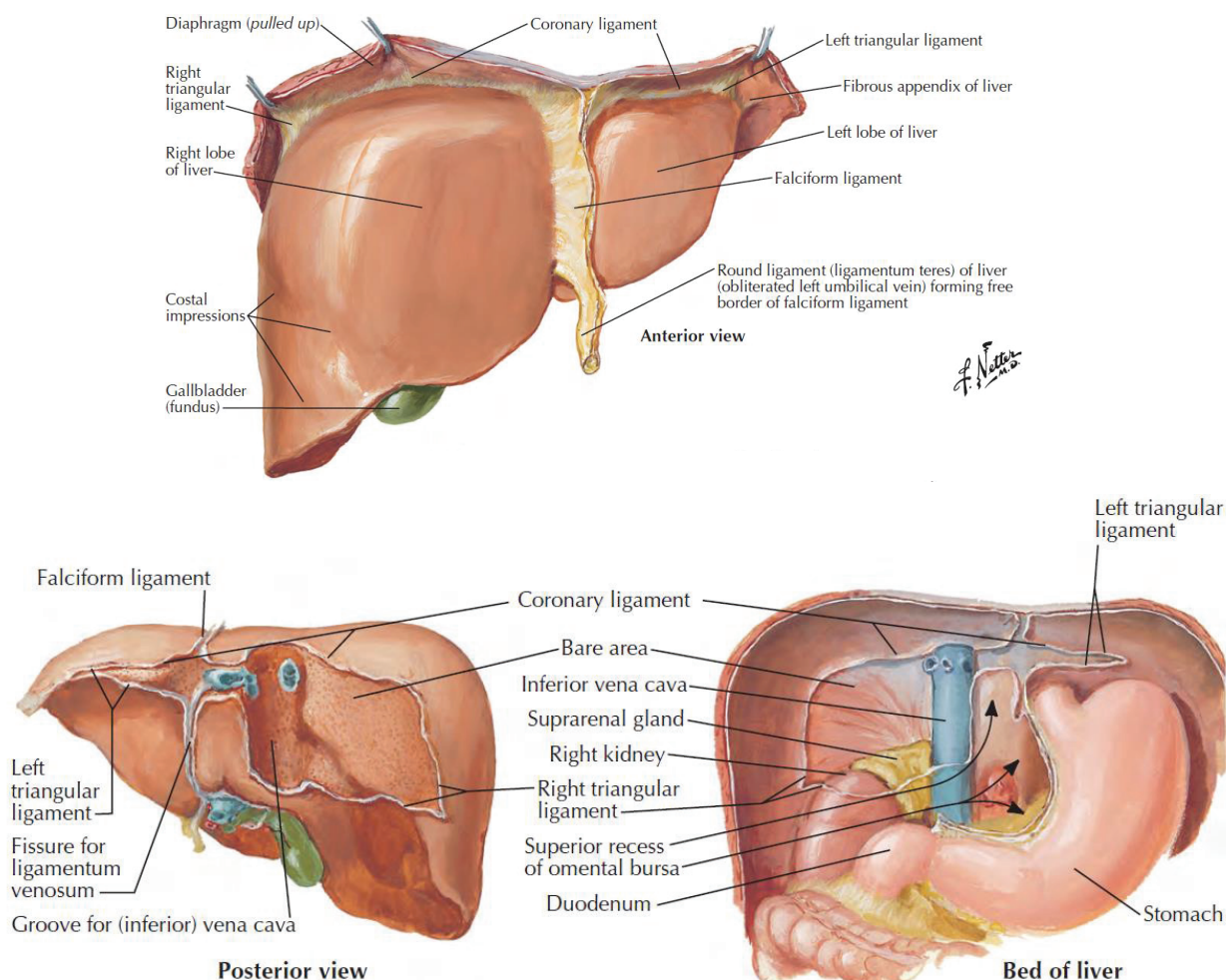


Figure 9 : Vue antérieure et postérieure du foie. Environnement du foie. (Netter 2014)

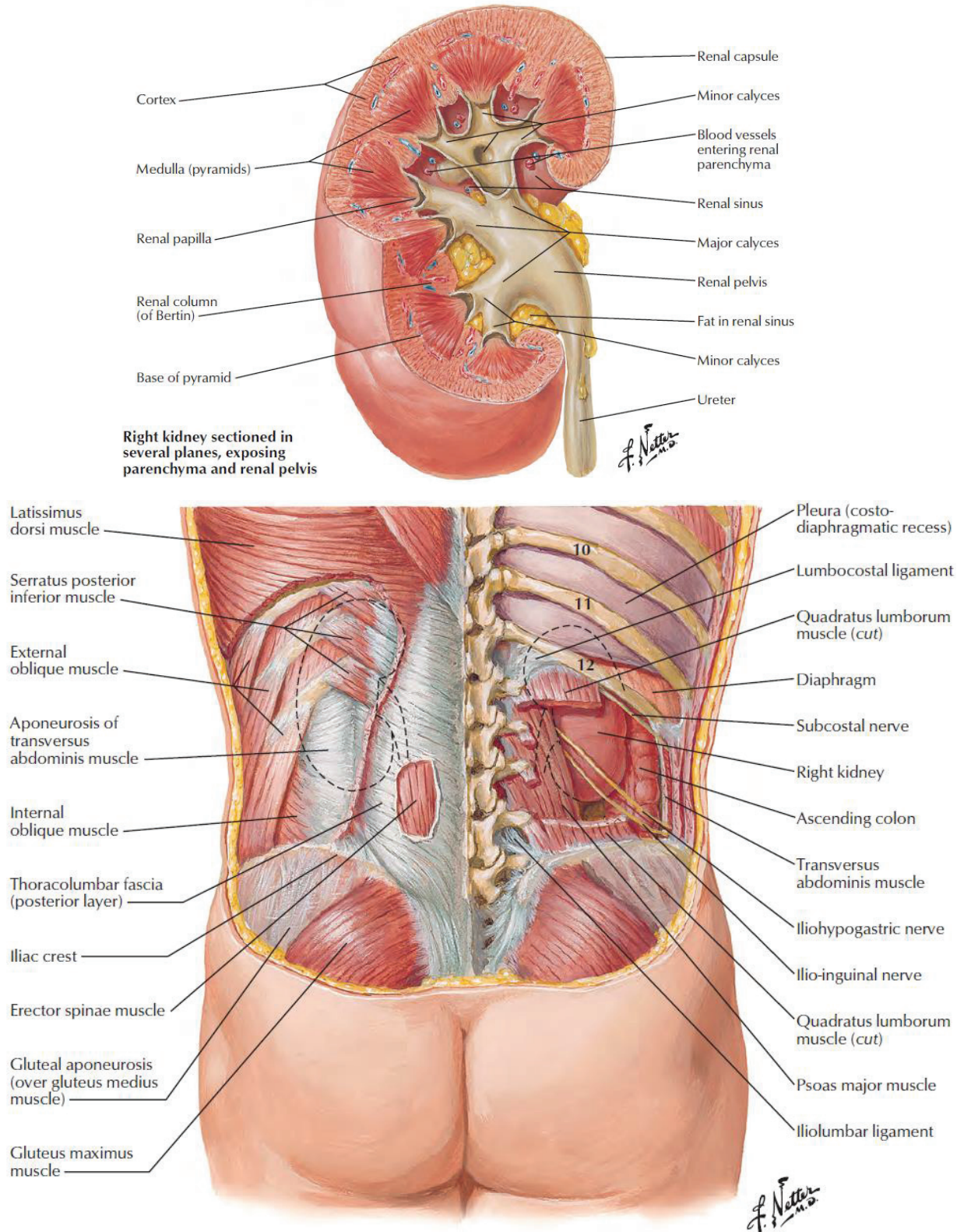


Figure 10 : Illustration du rein *in situ* : vue antérieure (haut) et *in situ* (bas) du rein droit. (Netter 2014)

1.5 Vascularisation

La majorité des vaisseaux sanguins de la région abdominale sont situés dans la cavité rétro-péritonéale. Une illustration est donnée en Figure 11. Les artères, vaisseaux afférents, sont composées d'une structure multicouche élastique leur permettant de résister à la pression sanguine. Les veines sont des vaisseaux efférents de plus petit calibre et dont les parois sont plus fines. L'artère aortique entre dans la cavité abdominale par le hiatus aortique au niveau de la douzième vertèbre thoracique et s'étend le long du rachis jusqu'à la quatrième lombaire. Ce tronçon est aussi appelé aorte abdominale. Au niveau de la vertèbre thoracique T12, le tronc cœliaque donne naissance à l'artère hépatique commune, l'artère splénique et l'artère coronaire stomacique permettant d'irriguer le foie, la rate, le duodénum et l'estomac. Au niveau de la vertèbre lombaire L1, l'artère mésentérique supérieure irrigue, via le mésentère, la majorité des viscères : le jéjunum, l'iléon, le cæcum, le colon ascendant et la partie droite du colon transverse. L'artère mésentérique inférieure irrigue la partie droite du colon transverse, le colon descendant, le colon sigmoïde et le rectum. Le sang issu des organes abdominaux est transporté jusqu'au cœur par la veine cave inférieure. Le sang en provenance de l'estomac, de la rate, du pancréas et des organes creux entre dans le tronc porte via la veine mésentérique supérieure, la veine mésentérique inférieure, la veine splénique, les veines iliaques. Le sang entré dans le tronc porte et filtré par le foie rejoint ensuite la veine cave inférieure via les veines hépatiques. Cette dernière regagne la région thoracique en passant par le foramen de la veine cave inférieure au niveau du diaphragme.

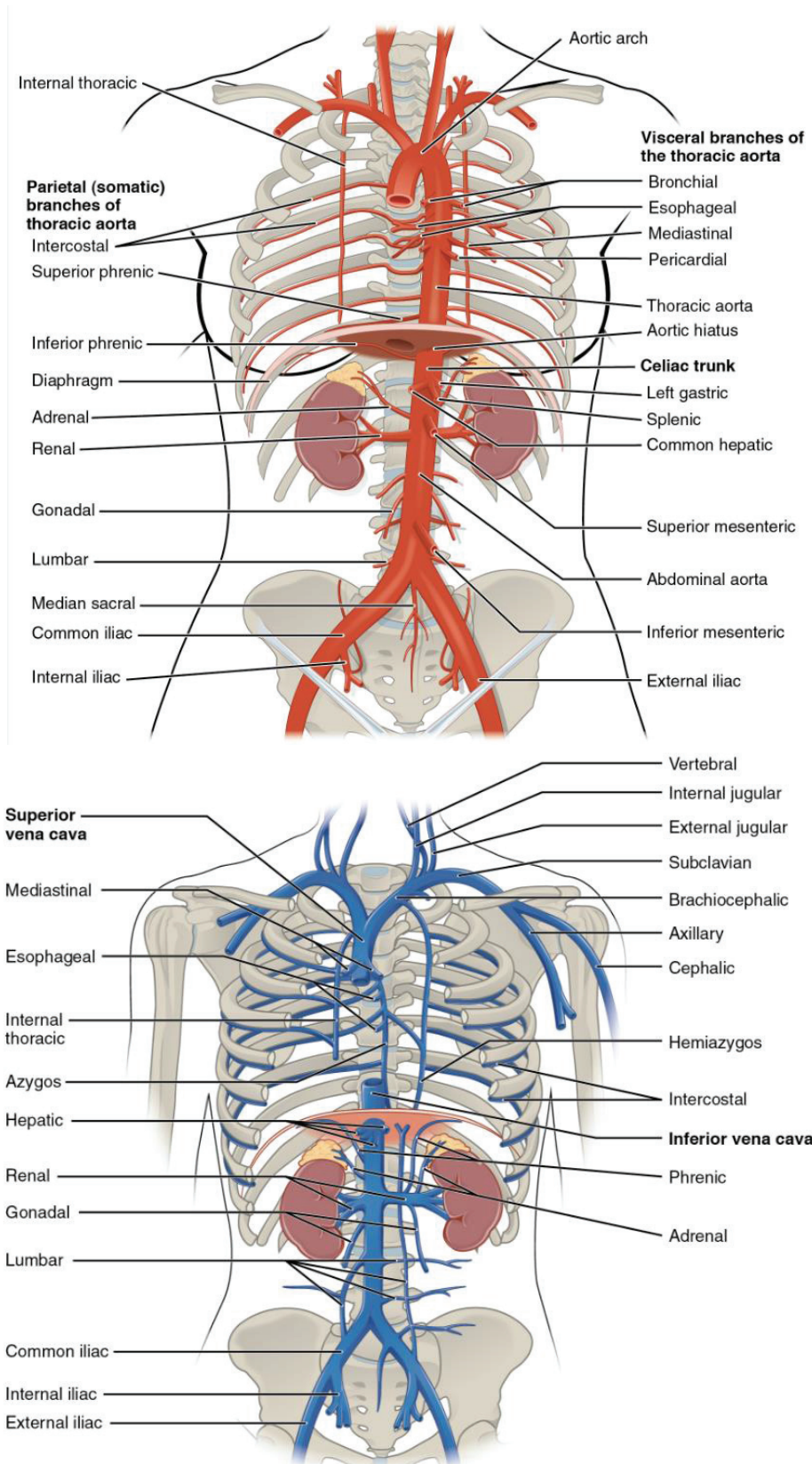


Figure 11 : Illustration du système vasculaire thoracique et abdominal (source : <https://opentextbc.ca/>)

1.6 Variabilité anatomique

Les organes abdominaux sont des organes relativement mous dont la forme évolue en fonction de leurs rapports anatomiques ou de leur contenu (organes creux). Selon l'état d'avancement de la digestion, la nature (solide, liquide) du contenu du tube digestif n'est pas la même. Vides, les intestins ont l'aspect d'un ruban épais tandis que remplis, ceux-ci peuvent être assimilés à des cylindres creux dont le contenu varie en fonction des aliments ingérés. Des poches de gaz, provenant principalement de la synthèse bactériale et de l'ingestion d'air, peuvent également se retrouver dans le tube digestif. Selon les études, leur quantité varie entre 95 et 200 millilitres (Herlinger et al. 1999; Bendezú et al. 2015) chez un adulte sain.

Due à la gravité, la position des organes abdominaux est également modifiée en fonction de la posture adoptée. Wade (1954) a montré lors d'observations par rayon X que la distance entre les crêtes iliaques et chacun des dômes diaphragmatiques (gauche et droit) variaient d'environ 38 et 29 millimètres respectivement lors du passage de la posture où le sujet est allongé sur le dos à la posture où le sujet est assis. Il a aussi montré des effets relativement importants de la respiration sur la position du diaphragme avec des amplitudes de mouvement pouvant atteindre de l'ordre de 100 millimètres lors de la respiration maximale contre moins de 20 millimètres lors de la respiration calme. Howes et al. (2013) ont aussi observé des amplitudes de mouvement du diaphragme de l'ordre de 100 millimètres entre la position verticale et inversée sur des sujets d'anatomie. Beillas et al. (2009) ont montré à partir d'images IRM, qu'une posture allongée sur le dos pouvait engendrer un déplacement vertical du foie de 34 millimètres par rapport à une posture où le sujet est assis, avec des amplitudes légèrement inférieures pour la rate et les reins.

Il existe également une variabilité inter-individu concernant la position et la morphologie des organes abdominaux. La longueur des anses grêles peut par exemple varier de 5 à 10 mètres selon les individus. Il a été montré que la morphologie de la cage thoracique modifiait la morphologie du colon ainsi que les localisations des ancrages des angles coliques. Beillas et al. (2009) ont montré que la variabilité inter-individu était très marquée concernant notamment la position (plus ou moins latérale ou postérieure), la forme et le volume splénique (120 à 400 cm³) ainsi que la localisation des reins plus ou moins caudale. La couverture du foie par les côtes est aussi relativement variable (Parenteau et al. 2013). Ces deux types de variabilité (forme et position) pourraient être importants à prendre en compte dans les études de mécanisme lésionnel ou dans la construction de modèles numériques.

2 Typologie de chargement de l'abdomen

2.1 Traumatologie de l'abdomen

Les traumatismes abdominaux se classent principalement en deux catégories : les traumatismes fermés et les traumatismes par pénétration. Ce travail se focalise sur les traumatismes fermés qui sont les plus fréquents en accidentologie. De manière générale, les lésions des organes sont généralement des lacérations des capsules ou des organes creux, des déchirures de parenchyme ou encore des déchirements des systèmes vasculaires ou de leurs systèmes d'attaches. Depuis 1976, les blessures

sont classées sur l’échelle de gravité AIS⁶, permettant de quantifier la sévérité d’une blessure (Tableau 1). Le score AIS permet de quantifier le risque mortel d’une blessure mais n’est pas directement lié aux déficits à long terme que la blessure peut engendrer. Les blessures sont classées de manière hiérarchique et par région anatomique (ex : « abdomen et contenu pelvien »). Des classifications plus détaillées, spécifiques à chaque organe ont aussi été proposées (Moore et al. 1996). Un exemple est donné dans le Tableau 2 pour les lésions hépatiques. Par convention, l’AIS maximum (MAIS⁷) représente le niveau d’AIS maximum le plus élevé pour un occupant présentant des lésions multiples (ex : pour une région anatomique). Le signe + est lui utilisé pour décrire le niveau minimal pour un ensemble de lésions. Par exemple, on utilisera le terme AIS2+ pour décrire toutes les blessures avec un score AIS minimum de 2.

Tableau 1 : Classification AIS des blessures, blessures correspondantes pour l’abdomen et pelvienne

AIS	Sévérité	Exemple pour l’abdomen et contenu pelvien
1	mineure	lacération superficielle du mur abdominal
2	modérée	contusion ou légère déchirure de la rate, d’un rein ou du foie
3	sérieuse	déchirure importante de la rate ou d’un rein
4	sévère	déchirure importante du foie
5	critique	rupture d’un rein, du foie ou de la colonne

Tableau 2 : Classification des blessures hépatiques et score AIS associé (Moore et al. 1996)

Grade	Blessure	Description de la blessure	AIS
I	Hématome	Sous-capsulaire, < 10% de la surface	2
	Lacération	Déchirement de capsule, < 1 cm de profondeur dans le parenchyme	
II	Hématome	Sous-capsulaire, 10%-50% de la surface ; intraparenchyme < 10 cm de diamètre	2
	Lacération	Déchirement de capsule de 1 à 3 cm de profondeur dans le parenchyme, < 10 cm de longueur	
III	Hématome	Sous-capsulaire, > 50% de la surface ou en expansion ; Rupture sous-capsulaire ou hématome parenchymal ; Hématome intra parenchymal > 10 cm ou en expansion	3
	Lacération	> 3 cm de profondeur dans le parenchyme	
IV	Lacération	Rupture du parenchyme impliquant 25-75% d’un lobe hépatique ou 1 à 3 segments de Couinaud dans un seul lobe	4
V	Lacération	Rupture du parenchyme impliquant > 75% d’un lobe hépatique ou > 3 segments de Couinaud dans un seul lobe	5
	Vasculaire	Blessure des veines juxtahépatiques ; i.e. veine cave/centrale rétrohépatique ou veine hépatique majeure	
VI	Vasculaire	Avulsion hépatique	6

2.1 Revue épidémiologique

Un grand nombre d’études ont été réalisées sur les blessures survenues lors d’accidents de la route. Cependant, comme évoqué en introduction de ce manuscrit, d’importantes innovations en termes de sécurité passive (ex : airbags, ceintures de sécurité à enrouleurs, prétensionneurs) ont été incluses aux véhicules au fil des années afin d’accroître la sécurité des occupants des véhicules lors d’un impact.

⁶ *Abbreviated Injury Scale*

⁷ *Maximum Abbreviated Injury Scale*

Par conséquent, lors d’un choc, les interactions des segments corporels avec les éléments des véhicules ont évoluées, pouvant conduire à des évolutions quant à la fréquence, la typologie et la cause des blessures. À titre d’exemple, Klinich et al. (2010) ont montré que le pourcentage d’occupants de véhicules ayant été blessés à l’abdomen (AIS2+) avait diminué de 67% pour les occupants de véhicules relativement récents (2001-2009) comparés à ceux occupant des modèles plus anciens (1985-1992). Dans ce paragraphe, seules les études incluant des données d’accidentologie relativement récentes, seront utilisées.

Les blessures abdominales représentent un faible pourcentage du nombre total de blessures au regard des autres régions telles que la tête, le thorax ou les membres. En revanche, elles sont plus fréquentes dès lors que seules les plus sévères (AIS \geq 3) sont considérées (Tableau 3) (Yaguchi et al. 2011; Page et al. 2012; Shin et al. 2015). Si la nature des blessures des organes abdominaux dépend essentiellement de la sévérité du choc, de l’âge des occupants, du type de choc (frontal, oblique, latéral, arrière) et de la place de l’occupant au sein du véhicule (conducteur, passager avant, passager arrière), les études montrent de manière générale que les organes les plus fréquemment lésés sont le foie, la rate et certains composants du tube digestif (Lamielle et al. 2006; Klinich et al. 2010; Frampton et al. 2012).

Tableau 3 : Distribution fréquentielle des régions corporelles blessées pour chaque niveau AIS (Page et al. 2012)

Région corporelle	AIS 1	AIS 2	AIS 3	AIS 4	AIS 5
Tête	14%	19%	13.1%	41.4%	77.6%
Visage	15.4%	9.6%	2.6	1.3%	0%
Cou	9.4%	0.1%	0%	0%	0%
Thorax	12.6%	9.2%	36.7%	49.3%	10.3%
Abdomen	2.5%	4.5%	7.2%	12.1%	0%
Colonne lombaire	7.9%	14.6%	5.3%	0.6%	12.1%
Membres supérieurs	17.1%	20.2%	9.8%	0%	0%
Membres inférieurs	17.5%	15.1%	18.1%	0%	0%
Pelvis	3.6%	7.9%	7.2%	0.6%	0%
Total	100%	100%	100%	100%	100%
Pourcentage de toutes les lésions (total =100%)	69.1%	18%	9.3%	2.5%	0.9%

On observe que les lésions à l’abdomen sont beaucoup plus nombreuses lors de chocs frontaux que lors de chocs latéraux ou arrières. Toutefois, ce résultat est en partie dû à une plus grande fréquence de chocs frontaux par rapport aux chocs latéraux et il apparait que le choc latéral soit la configuration conduisant plus fréquemment à des blessures sévères (Klinich et al. 2010; Martin et al. 2010). La place de l’occupant dans le véhicule semble également jouer un rôle dans le risque de blessure abdominale lors d’un choc. Il a été montré que les passagers à l’arrière du véhicule ont plus de risques d’avoir une blessure sérieuse (AIS2+) que les passagers se situant à l’avant du véhicule (Lamielle et al. 2006; Martin et al. 2010; Frampton et al. 2012).

Pour tout type d’impact (frontal, arrière, latéral), les côtes, le foie et la rate sont les plus souvent lésées (Klinich et al. 2010) pendant un choc. On peut également noter que le foie et la rate sont plus souvent lésés lorsque le choc survient à droite ou à gauche du véhicule respectivement (Yoganandan et al. 2000). Le rein est le troisième organe abdominal lésé (après la rate et les côtes) pour les chocs latéraux (Klinich et al. 2010). Frampton et al. (2012) a observé qu’en plus du foie et de la rate, les organes creux sont fréquemment blessés pour les passagers à l’arrière du véhicule. Lamielle et al. (2006)

montre également que l'ajout de système de sécurité passive telle que les enrouleurs ou les prétensionneurs favoriseraient le risque de blessure des organes creux. Un exemple de répartition des organes abdominaux les plus fréquemment blessés (AIS3+) lors d'un choc frontal est montré en Figure 12. Enfin, on notera que la sévérité du choc, en termes de vitesse d'impact, est directement liée au risque de lésion abdominale (Klinich et al. 2010).

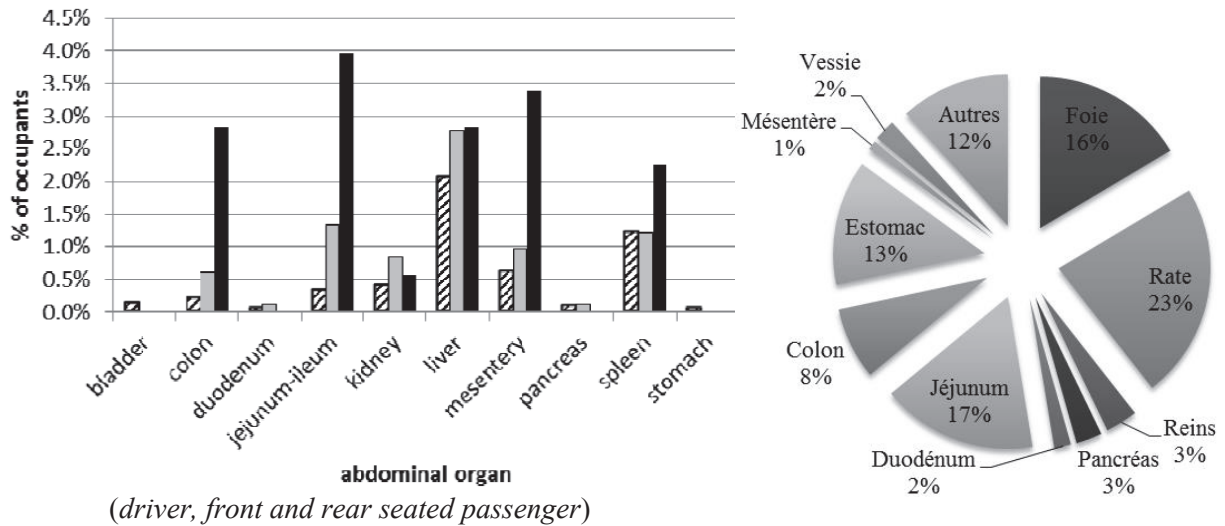


Figure 12 : Répartition fréquentielle des blessures à l'abdomen en fonction de la position de l'occupant (gauche, adapté de Frampton et al. 2012). Répartition fréquentielle (n=614) des lésions abdominales dites « sérieuses » (AIS \geq 3) recensées par Lamielle et al. (2006) (droite)

3 Caractérisation mécanique de l'abdomen et de ses organes

De manière générale, les tissus biologiques sont des matériaux dont la réponse lors d'une sollicitation reste relativement complexe. Ces matériaux sont constitués pour la plupart de tissus conjonctifs associés à des réseaux de fibres (ex : collagène) leur donnant une structure inhomogène et des propriétés mécaniques non-linéaires, visqueuses et parfois anisotropes. Un grand nombre d'études ont été menés sur échantillon d'organe d'origine humaine et animale afin de quantifier ces propriétés mécaniques. Plusieurs types de sollicitations ont été étudiées (ex : compression, cisaillement, traction) à différentes vitesses de chargement. Un exemple de réponse expérimentale illustrant la non-linéarité, la faible raideur et la sensibilité à la vitesse de déformation du matériau est proposé en Figure 13 pour le foie. Combiné avec une hypothèse d'incompressibilité, les résultats de ce type d'études permettent de modéliser le comportement de ces tissus en identifiant, par exemple, des lois de comportement. Des lois de matériau de type hyper-élastique tabulaires incluant un effet de vitesse sont typiquement utilisées pour représenter ce type de réponse dans les modèles numériques. Bien qu'utiles, ces études ne sont pas suffisantes pour la compréhension du comportement de l'abdomen et ses organes lors d'un impact. En effet, comme mentionné dans le paragraphe 1.4, les organes pleins (ex : foie, rein) de l'abdomen sont composés de parenchymes fortement vascularisés entourés d'une capsule fibreuse. Ce fluide présent dans les organes résulte en un état de contrainte et de déformation initial des tissus de l'organe qui est difficile à prendre en compte par les essais sur échantillon. Ce fluide peut s'écouler à l'intérieur de l'organe, ce qui peut remettre en cause l'hypothèse régionale d'incompressibilité. De plus, ces études sur échantillon se focalisent typiquement sur les parties les plus homogènes des organes, laissant parfois de côté d'autres parties (ex : pelvis et pyramides rénales). Enfin, l'anatomie

(décrite en section 1 de ce chapitre) rend possible des interactions et modes de chargements complexes entre organes qui ne peuvent être capturés directement par la description des matériaux sous des modes de chargement simplifiés. Les travaux de cette thèse étant focalisés au niveau organe ou corps entier, seuls ces derniers seront détaillés ci-après. On pourra se reporter à des thèses récentes pour des revues de la littérature sur les essais matériaux et sur leurs propriétés (ex : Helfenstein (2013) sur le rein, ou Brunon (2011) et Lu (2014) sur le foie).

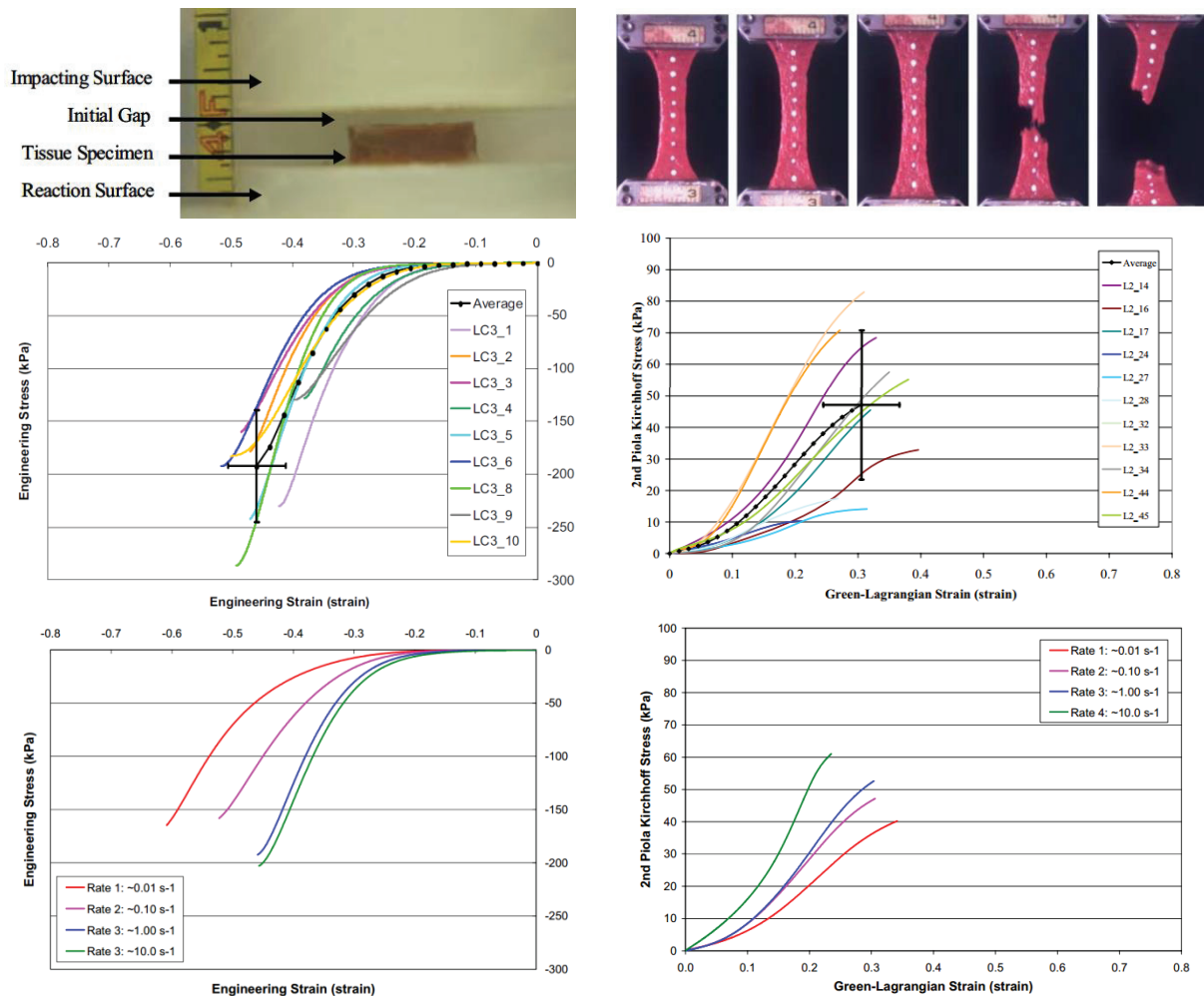


Figure 13 : Exemple de réponse mécanique en traction (droite) et compression (gauche) lors d’essais sur échantillons de parenchyme de foie humain (Kemper et al. 2011). Illustration du protocole d’essai (haut), variabilité de la réponse à 1.0 s^{-1} en compression et 0.1 s^{-1} en traction (milieu) et effet de la vitesse de chargement (bas).

3.1 Essais sur organe isolé

Melvin et al. (1973) ont étudié la réponse de foies et de reins de singe isolés mais *in vivo* et à plusieurs vitesses de chargement. Ils ont mis en évidence l’influence de la vitesse de chargement sur la réponse de l’organe en termes de relation contrainte-déformation. Il est aussi rapporté que les mécanismes de blessures observés sont très différents selon la vitesse de sollicitation (quasi-statique/dynamique). En sollicitation dynamique, les blessures observées expérimentalement sont relativement fréquentes dans le domaine de la traumatologie abdominale (hématome sous capsulaire, déchirure, fracture). En revanche, les sollicitations quasi-statiques ont mené à des blessures de type fracture de parenchyme sans rupture de la capsule. Enfin, il est rapporté qu’au-delà d’un certain seuil de contrainte appliqué à

l’organe (310kPa), la sévérité de la blessure est fonction de la densité d’énergie de déformation de l’organe.

La plupart des études disponibles ont toutefois été menées sur des organes isolés *ex vivo* et perfusés. Dès 1966, Mays a montré la nécessité de perfuser les organes pour générer des blessures réalistes sur des foies *ex vivo*. De même, à travers des études sur des foies de porcs *in vivo*, *ex vivo*, perfusés et non perfusés, Kerdok et al. (2006) ont mis en évidence la nécessité de perfuser les organes pour obtenir des propriétés mécaniques – en termes de raideur et de viscosité – semblables à celles que l’on peut retrouver *in vivo*. Dans la plupart des cas, les liquides de perfusion utilisés sont l’eau saline, des solutions d’héparine ou des solutions de DMEM⁸. La perfusion se fait en appliquant une pression hydrostatique, comprise entre 30 et 120 mmHg (millimètre de mercure), aux différentes artères et veines des organes. En utilisant des techniques d’élastographie par onde de cisaillement, Helfenstein et al. (2012) et Gennisson et al. (2012) ont pu mettre en évidence l’influence de la pression vasculaire de reins de porc sur l’épaisseur, la masse et l’élasticité de l’organe (au sens module de cisaillement mesuré par élastographie) et il a été démontré qu’une pression de perfusion de 80 mmHg conduisait à des valeurs d’élasticité proches de celles que l’on peut mesurer *in vivo* pour le rein de porc.

Pour le rein, les études mettent en avant une valeur seuil d’énergie appliquée à l’organe d’environ 4 joules en compression menant à des blessures sévères Bschleipfer et al. (2002) proposent comme critère de blessure la densité d’énergie de déformation de l’organe dont la valeur seuil menant à un risque de 50% de blessure rénale sévère (AIS3) se situe entre 15 et 30 $\mu\text{J}/\text{mm}^3$ (Snedeker et al. 2005; Schmitt & Snedeker 2006). Toutefois, de tels seuils n’ont pas pu être validés pour des chargements *in situ* en raison du manque de données à propos de la réponse interne des organes abdominaux. Pour le foie, Sparks et al. (2007) a montré que le risque de lésion pouvait être corrélé à la pression mesurée dans le parenchyme, dans les vaisseaux, à la vitesse de chargement ou encore à la compression appliquée. Le meilleur critère lésionnel semble être le produit entre le pic de pression et le pic du taux de pression. Dans tous les cas, les résultats étaient limités à la déformation externe de l’organe.

Récemment Helfenstein-Didier et al. (2015) ont développé une méthode expérimentale basée sur l’échographie ultra-rapide (Bercoff et al. 2004) permettant d’observer la réponse interne de reins de porc et d’humain lors d’un chargement rapide. Pour ce protocole, l’organe, posé sur une table, était soumis à un chargement de compression. L’organe était préalablement perfusé via une solution de DMEM au niveau des artères rénales (pression de 80 mmHg) tandis que les veines et l’uretère étaient laissés ouverts (Helfenstein et al. 2012) permettant ainsi l’échappement du liquide de perfusion. Une ouverture dans la table permettait d’y placer une sonde ultrasonore pour acquérir des images d’échographie ultra-rapide de l’intérieur de l’organe pendant le chargement. Les reins étaient positionnés sur la face antérieure ou postérieure et la sonde placée de telle manière à ce que le plan d’imagerie se situe dans le plan transverse de l’organe (Figure 14). Différentes vitesses de chargement ont été étudiées : 3 mm/s, 30 mm/s et 0.3 m/s afin d’étudier la réponse interne du rein en chargement statique et dynamique. À partir des images d’échographie ultra-rapide, des cibles naturelles ont été suivies manuellement (points A, B, C et D) et, à partir de leurs trajectoires, des déformations régionales (AB : cortex impacteur, BC : pelvis et CD : cortex table, voir Figure 14) uni-axiales ont été calculées.

⁸ *Dulbecco’s Modified Eagle Medium*

Au total, des essais sur 11 reins de porc et sur 3 reins humains ont pu être réalisés et analysés. L’influence de la vitesse de sollicitation sur les déformations régionales a été mise en évidence: en effet, pour des faibles vitesses (3 mm/s), les déformations du pelvis semblent plus importantes que les autres régions, notamment pour les reins de porc, bien que des mesures élastographiques aient montré une raideur plus importante dans cette région. Ces observations ont été attribuées au fait que le pelvis, initialement rempli de fluide, se vidait progressivement au cours du chargement. En revanche pour des vitesses de chargement plus élevées, les déformations des régions de l’organe semblent être plus homogènes. Des essais lésionnels ont également été réalisés montrant que les lésions apparaissaient pour des valeurs de déformations appliquées du même ordre de grandeur pour les deux espèces (38.3% pour les reins humains, 35.8% pour les reins de porc), la rupture pouvant être détectée comme un saut soudain sur les images échographiques.

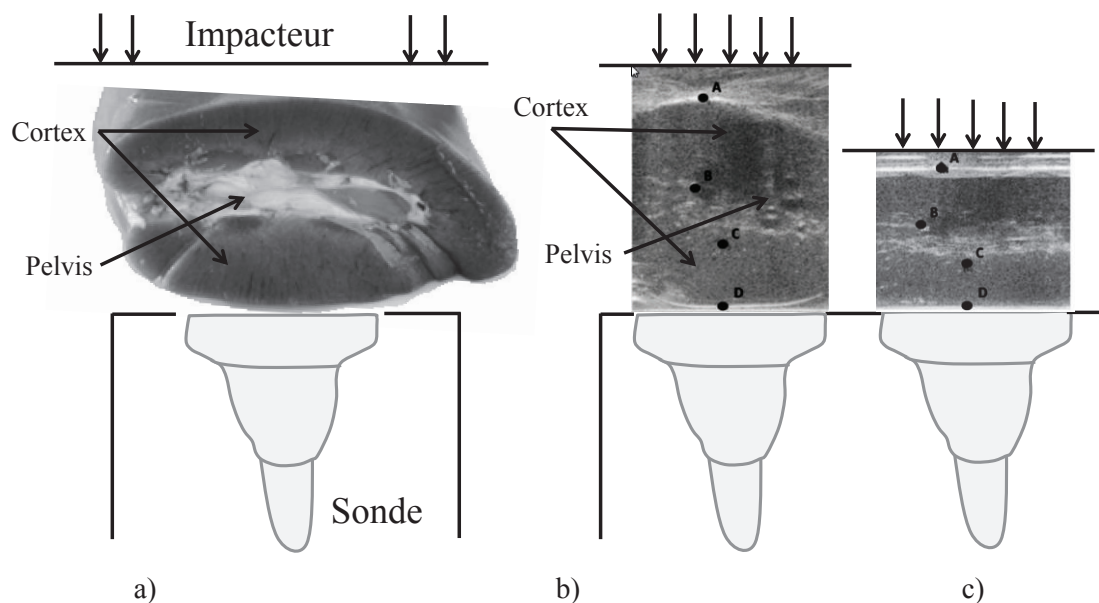


Figure 14 : Protocole développé par Helfenstein-Didier et al. (2015) sur rein isolé : a) principes du protocole (coupe transversale d’un rein de porc), b) image d’échographie ultra-rapide d’un rein de porc perfusé (avant contact) c) image échographique du rein pendant le chargement (pic de compression)

En conclusion, un nombre significatif d’études ont été réalisées sur organe isolé perfusé de foie et de rein tandis que la rate a été moins étudiée. Ces études permettent de se faire une idée de la réponse externe des organes perfusés jusqu’à des niveaux lésionnels. Des critères de blessures, basés sur l’énergie appliquée, la densité d’énergie de déformation ou sur la pression ont été proposés. Selon les vitesses de sollicitation, différents mécanismes lésionnels ont pu être observés. Les sollicitations les plus rapides ont conduit à des blessures fréquemment observées dans les études d’accidentologie ou dans le domaine de la traumatologie abdominale. Plus récemment, une méthode ultrasonore a été développée permettant d’observer la réponse interne d’un organe pendant un chargement rapide. Ce type de données pourrait être utile afin de valider le comportement interne des modèles.

En revanche, une limitation commune à toutes ces études est la représentativité de leurs conditions aux limites. En effet, la gravité peut déformer significativement les organes une fois hors du corps (foie et rate en particulier) et conduire ainsi à un état initial ne représentant pas bien l’état *in vivo* ou même *in situ*. D’autre part, les interactions entre les organes *in situ* sont mal connues mais potentiellement

complexes avec des glissements possibles et des sollicitations près d’attaches. Elles pourraient conduire à des conditions de chargement différentes des essais sur organes isolés. Une illustration est proposée en Figure 15 pour le foie et le rein. Ainsi, l’utilisation de résultats sur organe isolé doit être considérée avec précaution.

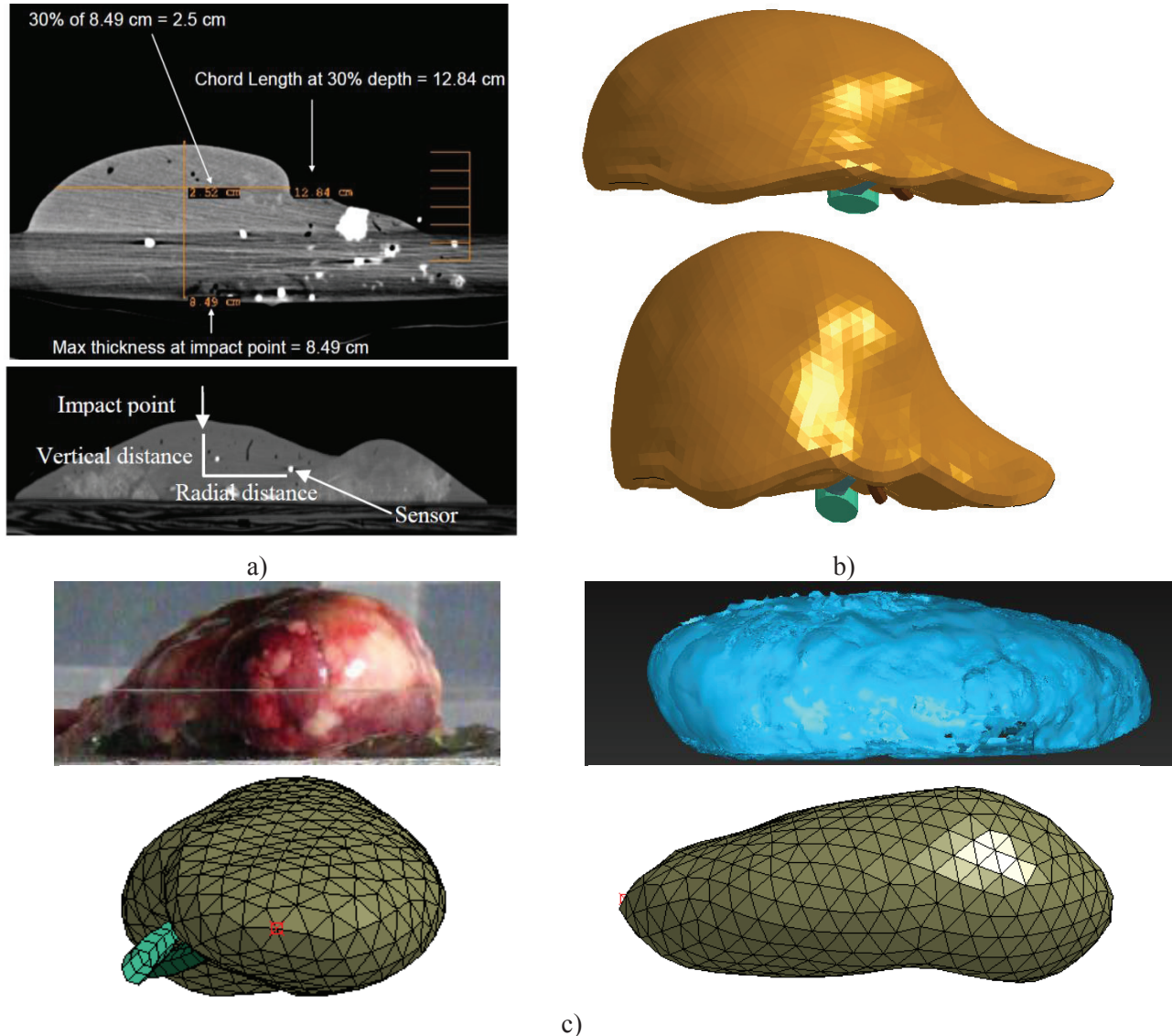


Figure 15 : Illustration de conditions aux limites dans des essais isolés : cas du foie et du rein. a) Images de CT scan de l’organe isolé issues de Sparks et al. (2007). L’organe se déforme fortement sous les effets de la gravité et la direction d’impact expérimentale correspondrait *in situ* à un chargement provenant du diaphragme ; b) Modèle de foie du GHBMC déformé pour être mis à l’échelle des épaisseurs moyennes de Sparks et al. (2007) (haut) et modèle normal (bas) ; c) Rein humain dans les essais de Helfenstein-Didier et al. 2015 (haut) et modèle du rein droit du GHBMC sous des angles de vue similaires.

3.2 Essais sur sujet cadavérique

Les essais sur sujet cadavérique entier humain ou animal tentent de représenter des conditions de chargements survenant en accident réel, telles que des impacts frontaux avec le volant, des chargements de l’abdomen par un airbag ou par une ceinture de sécurité. La plupart du temps, afin d’augmenter la répétabilité et la reproductibilité des essais, les configurations expérimentales sont

simplifiées. Par exemple, un certain nombre d’essais sont réalisés avec le sujet mis et maintenus en place sur un bâti rigide au niveau du dos (dos fixe). De plus, les composants du véhicules peuvent être remplacés par des objets rigides de géométrie plus simple (barre, cylindre) et les chargements par ceinture sont contrôlés (position, guidage).

Les organes de l’abdomen sont ainsi sollicités *in situ*, avec des conditions aux limites probablement plus réalistes que celle d’essais isolés. Toutefois, l’une des principales limites du modèle cadavérique est l’effet de l’absence des processus physiologiques (circulation, respiration, tonus musculaire). Afin de tenter de limiter cet effet, les sujets sont souvent préparés en appliquant une pression vasculaire ou en gonflant les poumons. Les résultats de ces essais permettent ensuite d’établir des corridors de réponse et des critères lésionnels pour un type de chargement donné. Ceux-ci peuvent ensuite être utilisés pour la conception de mannequins de choc ou la validation de modèles numériques.

De nombreuses études ont été réalisées jusqu’alors et quelques-unes vont être décrites ci-après afin d’illustrer certaines des difficultés rencontrées.

3.2.1 Réponse externe et comportement lésionnel

Un grand nombre d’études utilisent des impacteurs rigides pour étudier le comportement de l’abdomen pendant un chargement rapide. À titre d’exemple, Cavanaugh et al. (1986) ont réalisé des essais de chocs frontaux (vitesse de 4 à 13 m/s) dans la région basse de l’abdomen (troisième lombaire) sur douze sujets cadavériques en utilisant un impacteur équipé d’une barre (diamètre de 25 mm, masse de 31.5 ou 63.5kg). Les sujets étaient positionnés en configuration assise et le dos libre. L’objectif de ce type d’essais était de simuler le chargement par un objet de faible section tel un volant. Cette étude a notamment mis en évidence l’influence de la vitesse et de la masse de l’impacteur sur la réponse de l’abdomen en termes d’effort et de pénétration.

L’étude de Hardy et al. (2001) a inclus des chargements frontaux avec différents types d’impacteurs. Certains des essais sont similaires à ceux de Cavanaugh et al. (1986) (diamètre de 25mm, masse de 48kg, 6 à 9m/s, chargement mi abdomen). Ces essais ont été réalisés dans deux configurations (dos libre/dos fixé) du sujet et les résultats montrent que les corridors de réponse sont similaires pour les deux configurations. Toutefois l’élimination de la composante inertielle engendrée par la configuration dos fixé engendre une diminution de la force pour les valeurs de pénétration les plus élevées. L’influence de la vitesse de chargement sur la réponse en termes de raideur de l’abdomen est également montrée. Une illustration du protocole et un exemple de réponse obtenue sont données en Figure 16. Si les réponses en termes de force et pénétration sont similaires pour les deux études, elles diffèrent grandement en ce qui concerne le bilan lésionnel. Ainsi, pour des conditions d’essais similaires, seules deux lésions du foie ont été observées pour 11 sujets par Cavanaugh et al (1986) contre cinq lésions pour six sujets pour Hardy et al (2001, impacts mi abdomen avec barre). La raison (ex : différence de préparation) n’est pas connue et l’écart lésionnel entre les études (2/11 vs. 5/6) serait donc difficile à prédire par un mannequin ou modèle.

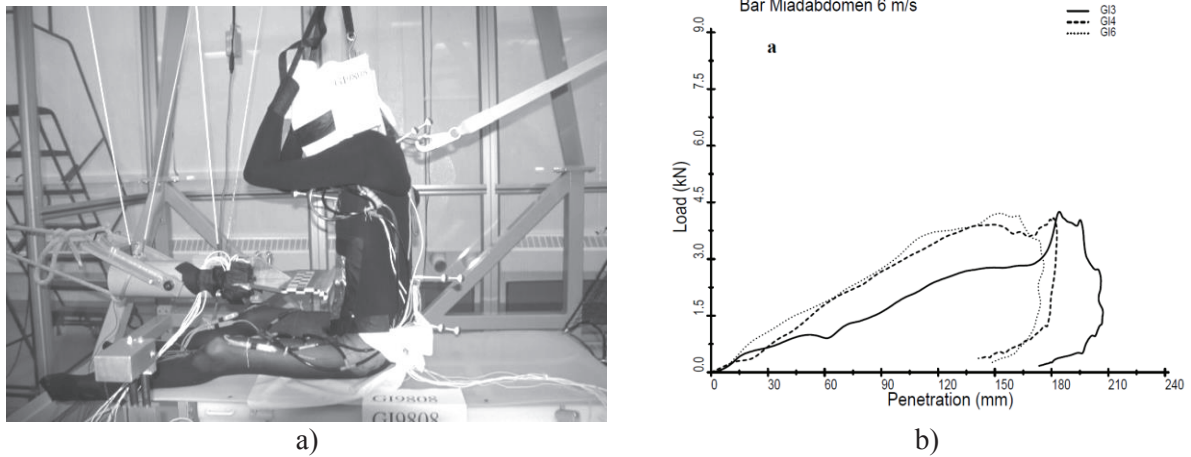


Figure 16 : Chargement barre par Hardy et al. (2001) . a) Illustration du protocole. b) Exemple de réponse (force-pénétration) obtenue pour trois sujets différents.

De même Viano (1989) ont présenté des résultats d'essais de chocs obliques (plan horizontal, 60° par rapport à l'axe ventro-dorsal) dans la région abdominale également (7.5 cm en dessous du processus xiphoïde) en utilisant un disque comme impacteur (masse de 23.4kg) à plusieurs vitesses de sollicitation (entre 4.5 et 9.4 m/s). De par la géométrie de l'impacteur et sa localisation sur l'hypochondre droit, les essais ont probablement engagé la cage thoracique et le foie pendant l'impact. Ce type d'essai pourrait correspondre à un chargement par un axe de volant ou à un impact plus distribué lors d'une intrusion en choc latéral ou même un chargement de ceinture diagonale. Aucune lésion des organes de l'abdomen n'a été observée. Plus récemment, Kremer et al. (2011) ont réalisé des essais dans des conditions dont certaines sont très similaires. Au total, dix sujets anatomiques ont été testés pour des chargements obliques (comme Viano 1989) et latéraux du côté droit de l'abdomen. Toutefois, Kremer et al (2011) ont observé des lésions du foie pour tous les sujets testés en choc oblique (5 foies lésés pour 5 sujets), ce qui contraste avec les résultats de Viano. Ici aussi, la raison pour cet écart (5/5 vs 0/4) n'est pas claire et la différence ne pourrait être prédite avec un mannequin ou un modèle. Kremer et al. (2011) n'ont observé que deux lésions pour cinq sujets en choc latéral et ont proposé un mécanisme lésionnel pour expliquer la différence : lors d'un choc latéral, le foie a la possibilité de s'échapper en devant du rachis tandis qu'en choc oblique, l'organe est compressé contre le rachis. Toutefois, ces hypothèses résultent uniquement d'observations externes et restent à être validées expérimentalement. Grâce à des capteurs de pression insérés dans le réseau veineux et grâce aux blessures observées, des critères lésionnels et une courbe de risque reliant pression et risque lésionnels ont pu être proposés. Leurs résultats sont dans l'ensemble en adéquation avec les données de Sparks et al. (2007) obtenues sur foie *ex situ*.

Des études ont également été menées pour étudier la réponse de l'abdomen pendant un chargement rapide d'une ceinture de sécurité. Un tel chargement peut survenir à cause d'un glissement de la ceinture ventrale depuis le bassin vers l'abdomen (phénomène de sous marinage) ou à cause d'un mauvais positionnement initial de la ceinture. Le chargement peut être dû à la décélération et éventuellement à la présence d'un prétensionneur de ceinture. Hardy et al. (2001) a notamment obtenu des courbes de réponse pour trois sujets anatomiques (dos libre) pendant un chargement ceinture au niveau du nombril à une vitesse de 3 m/s. Seules des fractures de côtes ont été observées pour ces chargements. Trosseille et al. (2002) a réalisé des essais ceintures en utilisant des prétensionneurs

menant à des chargements (localisé au niveau du nombril) à très haute vitesses (8.2-11.7 m/s). Six sujets cadavériques ont été utilisés et étaient positionnés dans une configuration dos fixe. Dans cette étude, seules des blessures aux organes creux (mésentère) ont été observées, à l’exception d’un sujet pour lequel des blessures au foie et à la rate ont été répertoriées. Aucune corrélation n’a pu être définie entre les réponses (force, pénétration, vitesse) et les blessures observées. Dans une configuration dos fixe, Foster et al. (2006) ont réalisé des essais de chargement rapide à l’abdomen (au niveau du nombril) sur huit sujets cadavériques en utilisant des prétensionneurs également. Les vitesses de chargement obtenues étaient entre 4 et 13.3 m/s pour des valeurs de pénétration abdominale s’étalant de 49 à 138 millimètres. Dans cette étude, des blessures au foie (3 sujets) ont été répertoriées sur 4 sujets pour le prétensionneur le plus puissant, et aucune pour l’autre prétensionneur. Des critères lésionnels ont également été proposés et discutés, basés sur la vitesse maximale du chargement, la compression et la force maximale engendrées mais n’ont pas pu être validés du fait du faible nombre de sujets testés. Enfin, Lamielle et al. (2008) ont conduit des essais ceinture sur huit sujets cadavériques dont le dos était fixé. La réponse de l’abdomen a été observée dans des conditions similaires au phénomène de sous-marinage (vitesse de pénétration de 4 m/s, compression abdominale de 40%) ainsi que dans des configurations où l’occupant n’est pas dans la position nominale de conduite (OOP⁹, vitesse de pénétration de 8 m/s, compression abdominale de 30 %, correspondant à l’implication d’un prétensionneur). Les blessures observées dans cette étude sont essentiellement des blessures d’organes creux et deux blessures au foie (une pour chaque condition), trois à la rate (deux à haute vitesse et une à basse vitesse) et une au rein (à haute vitesse). L’objectif de ces essais était également de caractériser le comportement 3D de l’enveloppe corporelle de l’abdomen pour en déduire les conditions limites générées par un chargement ceinture en vue de travaux de validation de modèles éléments finis. Pour cela, des cibles étaient collées sur la peau de l’abdomen et suivies (en 3D) pendant le chargement via des caméras ultra-rapides (Figure 17).

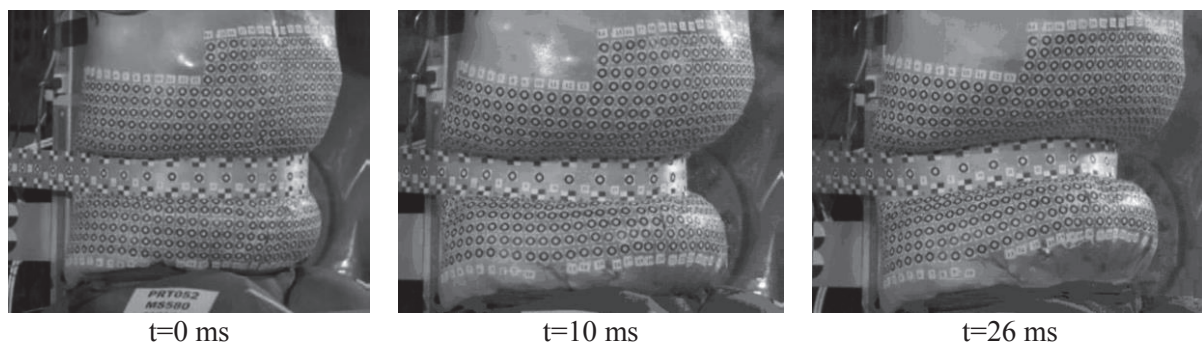


Figure 17 : Exemple d’images obtenues par Lamielle (2008) montrant la déformation de l’enveloppe corporelle d’un sujet soumis à un chargement ceinture

Quelques études se sont également focalisées sur la caractérisation du chargement de l’abdomen en choc latéral sur sujet cadavérique. Les sujets sont positionnés sur des charriots (*sleds*) et un chargement latéral est généré lors de l’impact sur un mur d’essai instrumenté. À titre d’exemple, Cavanaugh et al. (1996) ont réalisé des essais sur dix-sept sujets cadavériques afin d’étudier le comportement de l’abdomen lors d’un choc latéral (à gauche du sujet, côté rate). Les vitesses de chargement étudiées se situaient entre 6.7 et 10.5 m/s et l’impact se produisait entre le sujet et des plans de différentes rigidités (matériaux rigides ou de type nid d’abeille). Pour les plans rigides, des

⁹ *Out Of Position*

blessures au foie ont pu être observées (2/8) ainsi qu'à la rate (3/6). Aucune blessure n'a été en revanche observée pour les plans les moins rigides (55-69 kPa). Enfin, les plans de rigidité plus élevées (89-172 kPa) ont conduit à des blessures de la rate pour deux cadavres (2/4). Hallman et al. (2010) ont réalisé des essais similaires sur quatre sujets cadavériques pour étudier le comportement de l'abdomen lors d'un choc avec un airbag (Figure 18). Hormis les essais statiques de gonflement d'airbag, quatre sujets étaient soumis à une vitesse latérale de 6.7 m/s et les impacts se produisaient sur la gauche du sujet (côté rate). Ces essais ont conduit à des blessures au niveau de la rate (3/7 sujets) et à une blessure rénale pour l'un des sujets.

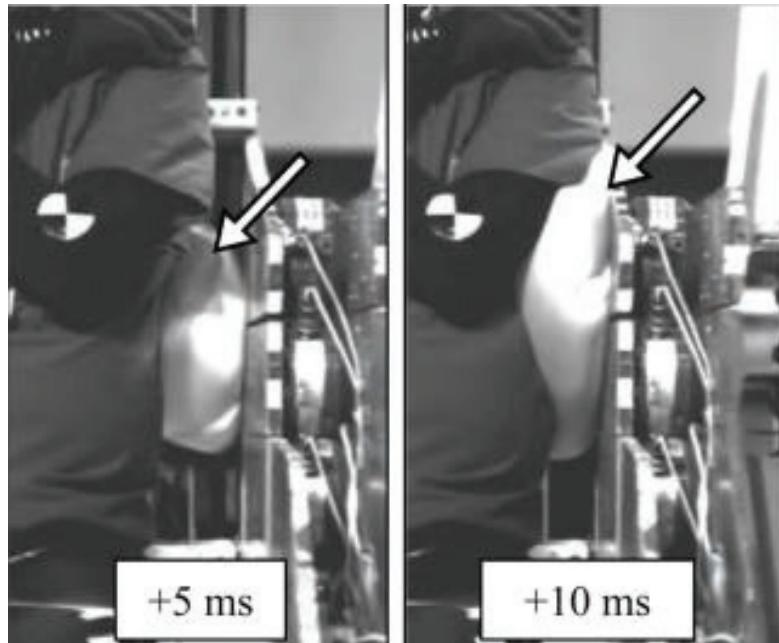


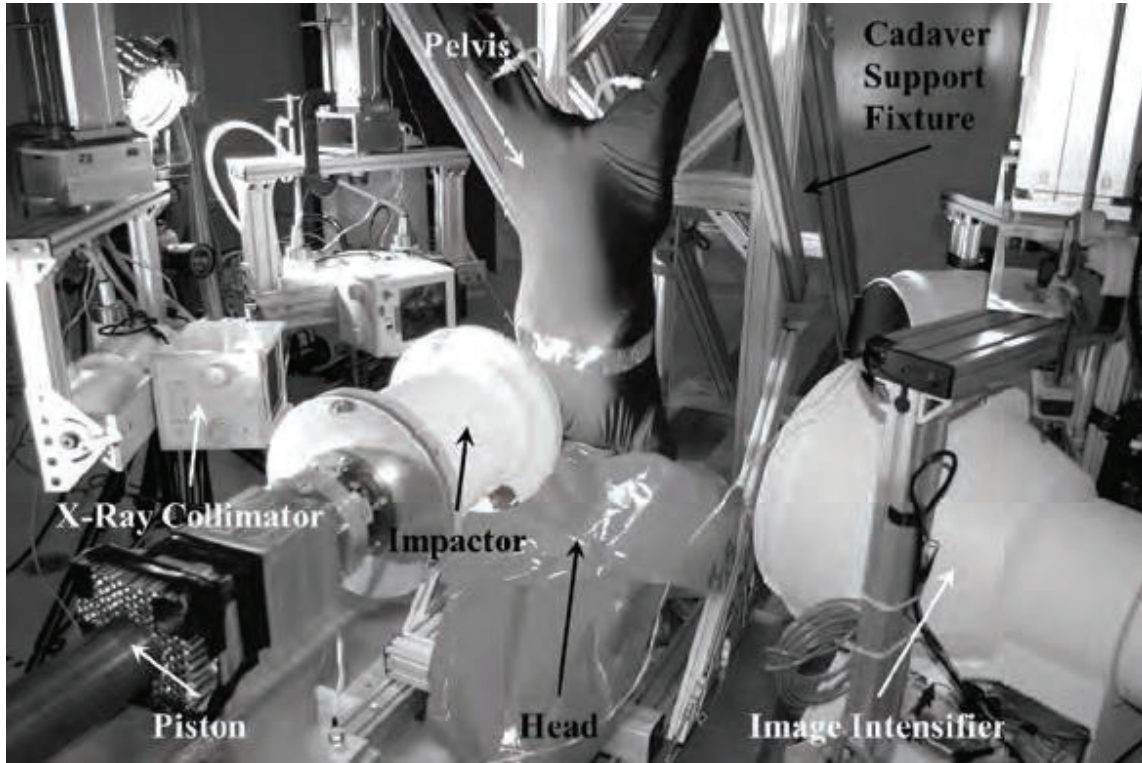
Figure 18 : Choc latéral avec déploiement d'airbag (Hallman et al. 2010)

En résumé, cette brève revue illustre le fait que des données sont disponibles pour les principaux modes de chargements supposés, pouvant conduire à des lésions en choc frontal ou oblique (chargement ceinture, prétensionneur, volant). De manière générale, des similarités en termes de corridors de réponse (ex : force-pénétration) peuvent être observées entre études mais les bilans lésionnels intra- et inter-étude peuvent être assez différents sans qu'une explication puisse être donnée de manière certaine (ex : absence de reproductibilité des lésions entre sujets d'une même étude pour les chargements ceintures, différences entre études pour les essais impacteurs). Dans toutes ces études, l'observation s'est toutefois limitée à l'observation du comportement externe, ce qui limite fortement les possibilités d'explication de ces écarts. Ainsi, la forme et la position des organes avant le choc (toutes deux variables en fonction des sujets et de leur posture (Beillas et al. 2009; Parenteau et al. 2013)) et durant le chargement (cinématique) est ainsi incertaine et il semble raisonnable de faire l'hypothèse que la réponse d'un organe tel que le foie puisse différer en fonction de sa géométrie et de sa position au sein de l'abdomen. En absence d'observation interne, les effets du conditionnement du sujet d'anatomie (état de perfusion, position du diaphragme, présence éventuelle d'air dans la cavité abdominale) sur les organes ne sont pas non plus quantifiés, ce qui pourrait expliquer certaines différences entre les études.

3.2.2 *Protocoles pour l’observation du comportement interne de l’abdomen lors d’un chargement rapide*

En vue de combler en partie ce manque de connaissances, des protocoles ont été développés permettant d’observer la réponse interne *in situ* de l’abdomen. Howes et al. (2012, 2015) ont notamment mis en place une méthode expérimentale permettant de suivre des cibles radio-opaques implantées préalablement dans les tissus de différents organes (ex : foie, diaphragme, sternum) grâce à une technique d’imagerie bi-planaire par rayons X à des fréquences jusqu’à 1000 images par seconde. Différentes configurations de chargement abdominal à différentes vitesses ont été testées (chargement ceinture, barre rigide, cylindre rigide) sur dix sujets et les déplacements internes des cibles ont été analysés. Bien que ces études aient un véritable potentiel quant à la compréhension du comportement de l’abdomen, elles comportent toutefois un certain nombre de limitations. Outre le faible nombre de sujets testés, l’implantation des cibles dans les tissus des organes est invasive, ce qui peut potentiellement devenir problématique si un grand nombre de cibles doit être implanté pour évaluer des déformations locales des organes. De plus, le contour des organes et par conséquent leur position exacte n’est pas connu. Presque tous ces essais ont été conduits en position inversée (sujet la tête en bas) car les auteurs ont supposé que cela était important afin de remettre les organes abdominaux en position plus physiologique (Howes et al. 2012). En effet, ils ont supposé que l’absence de tonus musculaire pouvait conduire à un mouvement caudal important du diaphragme et des organes abdominaux. Dans une comparaison des positions d’organes entre position inversée et normale (2 sujets seulement), Howes et al. (2013) ont aussi observé que de l’air aurait pu être présent près du diaphragme en position normale, et que la position du foie et du diaphragme en position inversée n’était pas plus éloignée que celle en position normale des sujets *in vivo* de Beillas et al. (2009) en position assise.

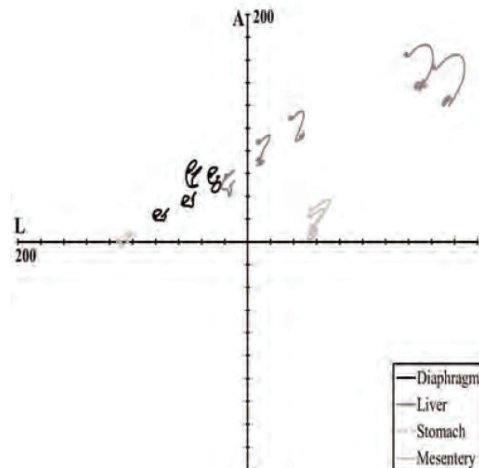
Plus récemment, un protocole basée sur l’échographie ultra-rapide (Bercoff et al. 2004) a été développé au laboratoire permettant d’observer à des fréquences jusqu’à 2000 images par seconde la réponse interne *in situ* d’organes abdominaux tels que le foie ou le colon pendant un chargement rapide (Helfenstein-Didier et al. 2016, Figure 20). Les sujets étaient aussi testés en position inversée comme dans les études de Howes et al. (2012; 2015). Grâce à plusieurs essais non lésionnels réalisés à différentes hauteurs le long de l’axe cranio-caudal, il a notamment été observé que les déplacements interne du foie semblait sensibles à la localisation de l’impact. Ceci permettait d’entrevoir la possibilité d’établir des relations entre la réponse interne de l’abdomen et le chargement appliqué (externe).



(a)



(b)



(c)

Figure 19 : Protocole et réponses des essais sur corps entier (Howes et al. 2012). (a) Illustration du protocole (b) Visualisation par rayons X des cibles radio-opaques implantées dans les organes abdominaux, (c) Exemple de trajectoires de cibles implantées dans le diaphragme, le foie, l’estomac et le mésentère obtenues pendant un chargement rapide (3 m/s) avec un impacteur rigide (cylindre). Les courbes sont tracées dans un plan sagittal (A : crânial, L : gauche)

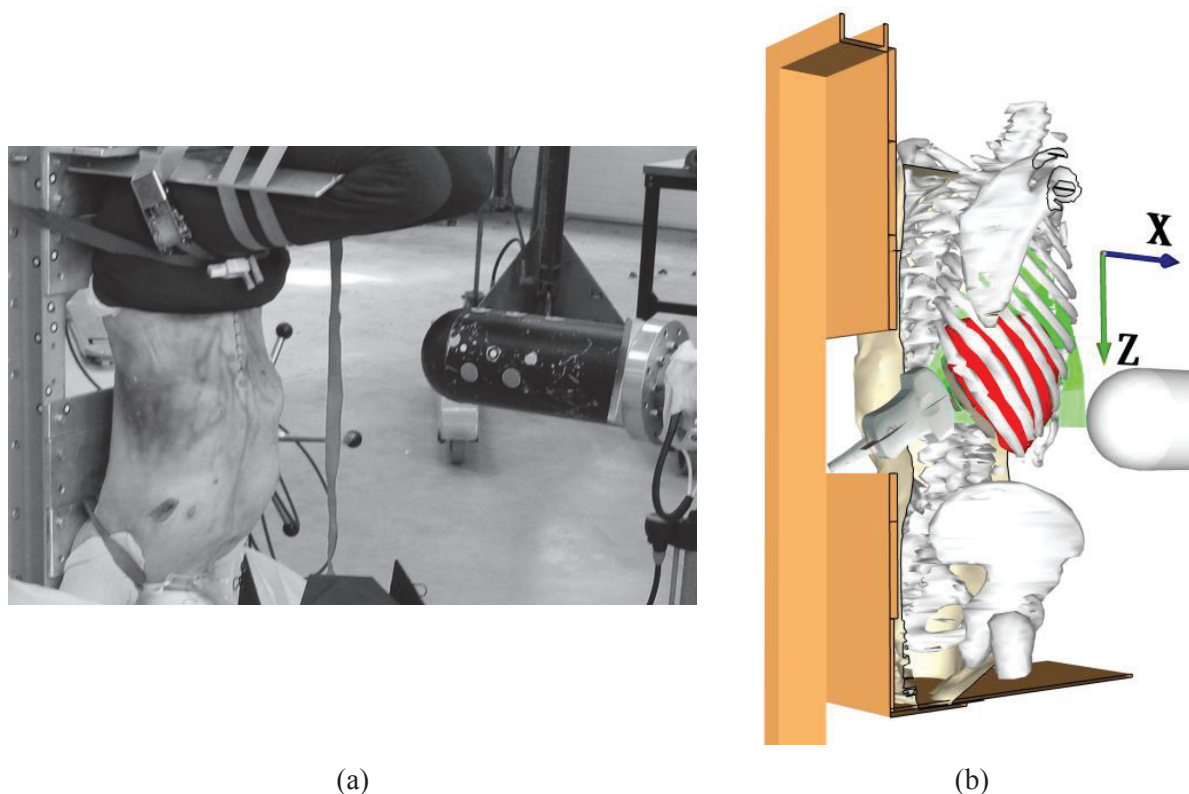


Figure 20 : Protocole mis en place par Helfenstein-Didier et al. (2016) sur corps entier. a) Vue d’ensemble, le sujet est orienté la tête vers le bas. b) Illustration du placement de la sonde ultrasonore placée dans le dos du sujet

En résumé, des protocoles développés ces dernières années permettent d’entrevoir la possibilité de caractériser les relations entre chargement externe et réponse interne de l’abdomen. Ils ont aussi mis en évidence certaines limitations du modèle cadavérique (ex : possible présence d’air). Toutefois, le nombre de sujets testés est encore faible et, si cela a permis d’obtenir des amplitudes de déplacement interne, aucune relation interne externe n’a encore pu être établie. Les données n’ont pas non plus être utilisées de manière satisfaisante pour étudier la performance de modèles numériques.

4 Modèles numériques de l’être humain

Les modèles numériques, basés sur la méthode des éléments finis, ont un fort potentiel quant à la compréhension du comportement de l’abdomen pendant un chargement rapide. En effet, contrairement aux mannequins, ils permettent de prendre en compte la complexité anatomique du corps humain en termes de géométrie et de comportement mécanique. Toutefois, si le développement de modèles enfant et de modèle femme est en cours, les modèles les plus utilisés aujourd’hui représentent un homme de stature et de poids moyen (dit 50^{ème} percentile). Dans leurs versions récentes, les modèles incluent les principaux éléments anatomiques tels que les os, les muscles, les organes, les tendons, les ligaments ou encore la vasculature. Les relations anatomiques entre les organes sont représentées par différentes formulations de contact (contact glissant, contact collé). Les modèles les plus utilisés aujourd’hui fournissant une représentation des principaux organes de l’abdomen sont les modèles THUMS¹⁰ (à partir de version 4, Hayashi et al. 2008) et les modèles détaillés du GHBMC (www.ghbmc.com, dont

¹⁰ *Total Human Model for Safety*

l’abdomen a été développé au laboratoire). Tous deux sont des modèles commerciaux qui ont autour de 2 millions d’éléments et plusieurs centaines de composants décrivant la plupart des structures anatomiques du corps humain de la tête au pied. Outre les différences en termes de géométrie et de propriétés mécaniques, certaines des hypothèses de modélisation des organes diffèrent également entre modèles. À titre d’exemple, les organes creux sont représentés par des éléments solides pour le modèle THUMS tandis qu’une formulation à base de sacs incompressibles a été préférée pour le modèle GHBMCM.

Si les modèles et leurs hypothèses diffèrent, tous deux sont soumis à des conditions de « validation » similaires. Des essais décrits dans la littérature (ex : Viano (1989)) sont simulés et la réponse du modèle (ex : force-pénétration) est comparée aux résultats de la littérature. De manière générale, malgré leurs différences de conception, ces modèles simulent assez bien la réponse observée lors des essais expérimentaux en termes de comportement externe (force, pénétration). Pour le modèle homme du GHBMCM, la réponse abdominale a été vérifiée dans 18 configurations (Beillas & Berthet 2012). Un exemple est illustré en Figure 21. Au niveau corps entier, les vérifications sont effectuées dans toutes les régions anatomiques ainsi qu’au niveau corps entier (ex : plus de 70 configurations sont listées dans le GHBMCM M50 Manual, rev. 3.0), décrivant tous les principaux modes de chargement rencontrés en situation de choc automobile. Si de tels modèles sont capables de représenter l’état actuel des connaissances en terme de réponse externe de l’être humain aux chocs et même de fournir des indicateurs lésionnels, du fait de l’absence de données disponibles sur la réponse interne de l’abdomen pendant un choc, les hypothèses de validation et *a fortiori* la réponse interne des modèles n’ont pas pu être validées.

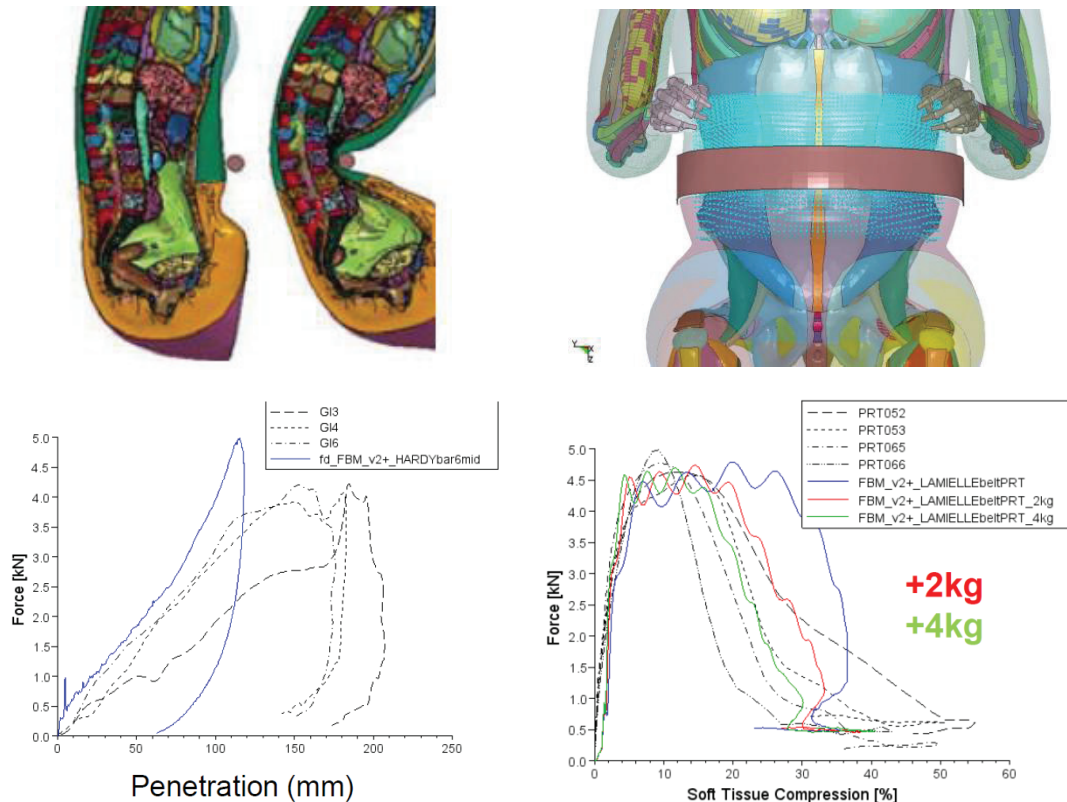


Figure 21 : Simulations d’essais avec le modèle GHBMCM M50. (g) Essais de Hardy et al. (2001) utilisant une barre rigide (d=25mm) chargeant le milieu de l’abdomen. (d) Essais de Lamielle et al. (2008) utilisant une ceinture de sécurité.

5 Synthèse et objectifs spécifiques de la thèse

Un grand nombre d’études ont été réalisés pour mieux comprendre le comportement des organes de l’abdomen isolés et *in situ* pendant un choc. Des approches expérimentales complémentaires ont été utilisées, incluant :

- des essais sur échantillons d’organes qui permettent de se faire une idée du comportement des matériaux les composant mais dans des conditions qui peuvent toutefois être éloignées des conditions réelles (ex : perfusion, gravité, mode de déformation) ;
- des essais à niveau intermédiaire sur organes isolés qui permettent d’observer la réponse structurelle externe de l’organe entier (avec ses différents matériaux, vaisseaux) tout en prenant en compte des paramètres tels que la perfusion mais avec des conditions aux limites qui peuvent être éloignées des conditions réelles (ex : modes de chargement, déformations initiales) ;
- des essais sur corps entier qui permettent d’être plus proches des conditions réelles de chargement des organes et de leur tissus mais avec des résultats limités par les moyens d’observations et des variations interindividuelles (ex : géométriques) et des difficultés expérimentales pouvant compliquer l’analyse des résultats (ex : présence d’air).

Malgré ces différentes observations, la prédiction du risque reste problématique et il semble difficile de mettre en cohérence ou d’expliquer les résultats issus de différentes études expérimentales. Des critères lésionnels et des mécanismes lésionnels ont pu être proposés dans des conditions particulières mais leur validation est limitée et ils ne sont pas utilisés avec des mannequins. La complexité anatomique de l’abdomen ainsi que l’absence relative de connaissances quant à son comportement interne pendant un choc rendent difficile la compréhension des phénomènes en jeu et la mise en relation de résultats passés (éventuellement à l’aide de modèles numériques). Cette absence relative de connaissances concerne à la fois l’abdomen entier, et le comportement interne d’organes isolés.

Très récemment, des protocoles expérimentaux ont pu être développés permettant d’observer des éléments de la réponse interne de l’abdomen ou de ses organes pendant un chargement rapide. Ces études utilisent les rayons X bi-planaires (Howes et al. 2012; 2015) ou l’échographie ultra-rapide (Helfenstein-Didier et al. 2015, 2016) lors de travaux conduits au laboratoire. Si elles démontrent la faisabilité expérimentale de telles approches et fournissent des premiers résultats quant à l’amplitude des déplacements internes, les résultats restent limités. Au niveau corps entier, le faible nombre de sujets testés (Howes et al. 2012; 2015 ; Helfenstein-Didier 2016) ne permet pas de dégager des tendances claires qui aient pu être utilisées pour valider des modèles. Au niveau organe isolé, l’analyse des résultats d’essais sur reins isolés (Helfenstein-Didier 2015) a été limitée au suivi semi-automatique de quelques points qui ont permis le calcul de déformations uni-axiales régionales uniquement.

L’objectif global de cette thèse est de poursuivre les efforts fournis sur l’amélioration des connaissances du comportement interne de l’abdomen pendant un choc en vue de valider le comportement interne des modèles humains. Cette étude se place à l’échelle de l’organe isolé et du corps entier. Plusieurs objectifs intermédiaires ont été définis visant à la fois des développements méthodologiques, de la collecte et de l’analyse de données expérimentales, et de la confrontation des résultats à des modèles numériques.

1. Le premier objectif de ce travail a donc été de continuer la collecte de données sur la réponse interne sur corps entier en se basant le protocole de Helfenstein-Didier (2016) afin d'essayer de mettre en évidence des relations entre le chargement externe appliqué et la réponse interne de l'abdomen.
2. Le deuxième objectif de ce travail a été d'utiliser ces données pour évaluer la réponse interne de modèles éléments finis (modèles du GHBMC).
3. Le troisième objectif de ce travail a consisté à développer une méthode de calcul de cartes de déformations 2D d'organes abdominaux lors d'un choc à partir d'images d'échographie ultra-rapide. La finalité de ce développement méthodologique est de pouvoir mieux exploiter les résultats expérimentaux obtenus grâce à ce moyen d'observation.
4. Enfin, le dernier objectif de ce travail était d'utiliser cette méthode pour réanalyser les images échographiques obtenues lors des essais réalisés sur rein isolé par Helfenstein-Didier et al. (2015) au laboratoire

Chapitre 2

Étude du comportement interne du foie *in situ* lors d'un choc

Ce chapitre est consacré à l'étude du comportement du foie in situ pendant un impact où, dans le cadre de cette thèse, quatre sujets d'anatomie ont été testés. Ce chapitre correspond dans sa quasi-intégralité à l'étude : Le Ruyet A, Berthet F, Rongiéras F, Beillas P. 2016. Effect of abdominal loading location on the liver motion: experimental assessment using ultrafast ultrasound imaging and simulation with a human body model. Stapp Car Crash J. 60:25-57. Des détails ont été ajoutés sur des éléments du protocole.

Sommaire

1	Introduction.....	36
2	Méthodes.....	37
2.1	Caractéristiques des sujets testés.....	37
2.2	Préparation du sujet.....	38
2.2.1	Préparation de la cavité abdominale.....	38
2.2.2	Perfusion.....	39
2.2.3	Gonflement des poumons.....	39
2.3	Mise en place des essais.....	40
2.3.1	Présentation générale.....	40
2.3.2	Positionnement de la sonde ultrasonore.....	42
2.3.3	Instrumentation.....	43
2.3.4	Traitement et analyse des données.....	44
2.4	Matrice d'essais.....	45
3	Résultats.....	47
3.1	Perfusion et bilan lésionnel.....	47
3.2	Chargement avec impacteur rigide.....	47
3.3	Chargement ceinture.....	53
4	Discussion.....	55
5	Conclusions.....	58

1 Introduction

Un grand nombre d'études ont cherché à caractériser le comportement de l'abdomen pendant un choc en utilisant le modèle cadavérique (Nusholtz et al. 1985; Cavanaugh et al. 1986; Viano et al. 1989; Hardy et al. 2001; Foster et al. 2006; Lamielle et al. 2008; Kremer et al. 2011). Différentes configurations de chargement (frontal, oblique) ont été étudiées afin de simuler de possibles conditions de chargements abdominaux avec différents éléments d'un véhicule (ex : volant, ceinture de sécurité). Toutefois, les résultats de ces études sont limités à des données externes, typiquement la force appliquée et la pénétration abdominale. L'absence de données sur le comportement interne de l'abdomen pendant un choc (ex : cinématique interne, déformation) limite ainsi la compréhension des mécanismes lésionnels de l'abdomen pendant un impact. De plus, si les modèles éléments-finis humains sont de plus en plus fréquemment utilisés pour étudier la réponse humaine au choc, l'absence de données sur le comportement interne de l'abdomen limite leur validation.

Cette absence de données expérimentales peut être attribuée à la durée des impacts (typiquement quelques dizaines de millisecondes) qui ne permet pas d'utiliser les moyens d'imagerie dits « classiques » tels que l'IRM. Récemment, une méthode expérimentale basée sur l'imagerie bi-planaire par rayons X à haute fréquence (1000 images par seconde) a été développée et a permis de suivre des cibles radio-opaques implantées dans les tissus d'organes abdominaux pendant un chargement rapide (Howes et al. 2012; 2015). Bien que ce type de protocole soit en mesure de fournir les données nécessaires à une meilleure compréhension du comportement de l'abdomen pendant un impact, il comporte toutefois quelques limitations. En effet, dans la mesure où les organes ne sont pas visibles sur les images, leur réponse doit être extrapolée des déplacements des cibles implantées. De plus, l'estimation de déformations locales des organes semble difficile avec cette méthode puisqu'il serait nécessaire d'augmenter le nombre de cibles radio-opaques à planter dans les organes, endommageant ainsi les tissus des organes étudiés.

Plus récemment, une méthode basée sur l'échographie ultra-rapide (Bercoff et al. 2004) a été proposée pour étudier la réponse interne de l'abdomen pendant un impact à une vitesse d'acquisition de 2000 images par seconde (Helfenstein-Didier et al. 2016). Cette méthode est complémentaire de celle de Howes et al (2012; 2015) car elle permet de pouvoir observer directement l'organe *in situ* sans qu'il soit nécessaire d'implanter des cibles dans les tissus mais l'observation n'est possible que dans une section. En utilisant cette technique d'imagerie, trois sujets d'anatomie ont été soumis à une série d'impacts non lésionnels et la réponse interne de structures anatomiques telles que des sections de colons ou de foie ont pu être observées. Pour l'un d'entre eux, une section de foie a pu être imagée pendant que des impacts frontaux non-lésionnels étaient appliqués à l'abdomen à différentes hauteurs selon l'axe cranio-caudal. Les résultats suggèrent que la réponse interne du foie *in situ* est affectée par la localisation de l'impact. Bien que très préliminaires puisque basés sur un seul corps, de tels résultats semblent prometteurs pour aider à comprendre le comportement de l'abdomen pendant un impact. Ils laissent notamment entrevoir la possibilité d'établir des relations entre le chargement externe et la réponse interne des organes abdominaux. Ce type de données pourrait aussi permettre d'évaluer la réponse interne des modèles éléments-finis humains.

L'objectif de ce travail est donc de poursuivre et d'améliorer le protocole expérimental développé au laboratoire par Helfenstein-Didier et al. (2016) dans le but de collecter des données supplémentaires

sur la réponse interne de l'abdomen. Les observations ultrasonores permettront éventuellement de mettre en évidence des tendances entre le chargement externe appliqué à l'abdomen et la cinématique interne des organes, notamment du foie. L'application de ces résultats à des modèles humains sera présentée dans le chapitre suivant.

2 Méthodes

2.1 Caractéristiques des sujets testés

Dans le cadre de ces travaux de thèse, quatre sujets cadavériques non embaumés et donnés à la science ont été obtenus auprès du Département Universitaire d'Anatomie de Rockefeller (DUAR) de Lyon. Ils ont été testés en utilisant un protocole similaire à celui utilisé par Helfenstein-Didier et al. (2016) pour le sujet dont le foie a été observé, et les résultats des deux études seront combinés.

Les sujets anatomiques utilisés pour cette étude ont été sélectionnés selon plusieurs critères. Un examen ultrasonore préliminaire a d'abord permis de s'assurer de la bonne visibilité du foie en plaçant la sonde ultrasonore au niveau de la partie basse de la cage thoracique. Il était également vérifié l'absence de grandes quantités d'air dans la cavité abdominale qui peut être problématique pour la bonne transmission des ultrasons dans les tissus. Les caractéristiques anatomiques de chaque sujet sont données dans le Tableau 4. Les trois premiers sujets ont été sélectionnés du fait de leur faible masse (≤ 45 kg) afin de faciliter la pénétration des ultrasons. Les deux derniers sujets (2016-S111 et 2016-S118) avaient des masses plus importantes (65 et 85 kg). Les sujets étaient congelés (-20°C) allongés sur le dos et un scanner CT¹¹ du corps entier de chaque réalisé afin de faciliter la préparation les essais. La peau, les os, le foie, le colon et les reins ont été segmentés (automatique ou manuel, 3D Slicer, Fedorov et al. (2012), www.slicer.org) puis reconstruits en 3D (Catia V5, Dassault Systèmes, Figure 22) afin de sélectionner des plans d'imagerie possibles pour l'observation du foie pendant le chargement.

Tableau 4 : Caractéristiques des sujets anatomiques. (*) : testé par Helfenstein-Didier et al. (2016)

Sujet	Sexe	Age	Taille (cm)	Masse (kg)
2013-S118*	F	91	160	40.5
2014-S152	F	94	145	45
2014-S194	F	91	163	43.5
2016-S111	F	97	163	65
2016-S118	H	82	179	85

¹¹ Computed Tomography

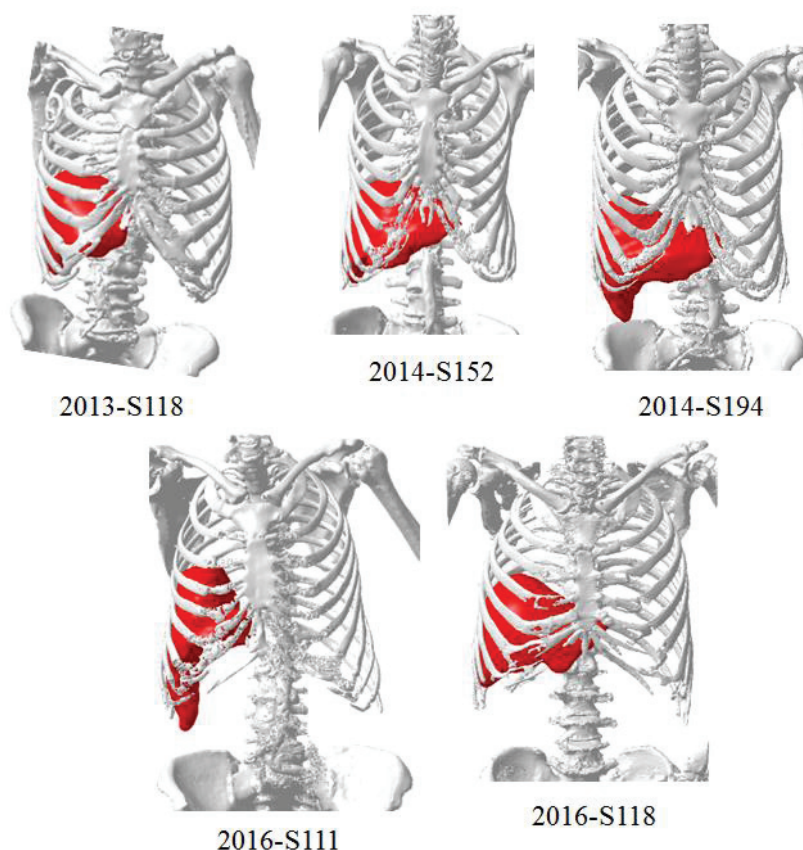


Figure 22 : Segmentation des sujets à partir des images scanner (CT). Seul le foie (rouge) et les os (blanc) sont montrés. Les différences entre les sujets en termes de positions et de forme des organes sont clairement visibles.

2.1 Préparation du sujet

2.1.1 Préparation de la cavité abdominale

Les sujets cadavériques étaient décongelés à température ambiante (env. 20°C) au moins 48 heures avant les essais. La première étape de préparation consistait à conditionner la cavité abdominale afin de favoriser la qualité des images ultrasonores acquises pendant les essais. Pour cela, l'abdomen était dans un premier temps incisé (sur environ 10 cm) au niveau de la *linea alba* dans la région ombilicale. Les poches d'air les plus visibles dans l'intestin grêle étaient retirées à l'aide d'une seringue tandis que le colon était lavé. Pour cette opération, deux incisions étaient d'abord réalisées sur le colon au niveau du cæcum et de la partie initiale du colon sigmoïde. Puis, le lavement se faisait en faisant circuler de l'eau dans le colon à travers ces incisions. Enfin, le colon était rempli d'une solution composée de gel échographique, de sérum physiologique et d'antibiotiques à l'aide d'un graisseur. Les antibiotiques (amoxicilline/acide clavulanique 1g/200mg, amoxicilline 1g, ceftriaxone 2g, gentamicine, 80 mg/2mL) étaient utilisés afin de limiter la prolifération bactérienne (Potier 2010) et la possible production de gaz pouvant être problématique pour la transmission des ultrasons. Ces deux incisions étaient ensuite suturées chirurgicalement. Une solution similaire à celle introduite dans le colon était également versée dans la cavité abdominale afin d'aider à retirer l'air potentiellement présent entre les organes. Enfin, la cavité abdominale était refermée en suturant chirurgicalement chaque couche de la paroi abdominale.

2.1.2 Perfusion

Pour les trois premiers sujets, une sonde urinaire était introduite dans l'artère fémorale du sujet et maintenue en place en gonflant le ballonnet présent à l'extrémité de la sonde (Figure 23a). Pour les deux derniers sujets (2016-S111 et 2016-S118), deux sondes urinaires supplémentaires étaient également introduites dans l'artère carotide et dans la veine jugulaire (Figure 23b). Du sérum physiologique était introduit dans les cathéters seulement pour les essais potentiellement lésionnels (voir Tableau 5). Pour cela, une pression de 80 mmHg était appliquée par gravitation en surélevant des poches urinaires contenant la solution.



Figure 23 : Mise en place de la perfusion au niveau de l'artère fémorale (g) et de l'artère carotide et de la veine jugulaire (d)

2.1.3 Gonflement des poumons

Post mortem, il est possible que de l'air soit présent dans la cavité thoracique et hors des poumons. Ceci peut être problématique dans la mesure où cet air peut potentiellement migrer à travers les passages anatomiques du diaphragme vers la cavité abdominale lors d'un impact et engendrer des problèmes de transmissions d'ultrasons pour l'échographie. Pour y remédier, pour le sujet testé 2013-S118, Helfenstein-Didier et al. (2016) ont introduit deux chambres à air dans la cavité thoracique via des incisions intercostales puis les ont mises sous pression (0.3 bars) afin d'augmenter le volume pleural. Dans le cadre de cette étude, une trachéotomie a été réalisée pour les quatre sujets testés permettant ainsi de gonfler, via une pompe manuelle, directement les poumons (Figure 24a). Des incisions (d'une longueur de 2 cm environ) ont été réalisées sur les côtés de la cage thoracique, entre deux côtes et au-dessus du diaphragme, permettant à l'air éventuellement présent hors des poumons mais dans la cavité thoracique d'être évacué et de ne pas migrer vers la cavité abdominale (Figure 24b). Via ces ouvertures intercostales, une mixture composée de latex liquide et de spray bitumeux a été insérée entre la plèvre pariétale et le diaphragme pour le sujet 2014-S194 afin d'augmenter le niveau d'étanchéité de la cavité thoracique. Cette opération s'est révélée délicate à mettre en œuvre et en l'absence d'effet bénéfique évident, elle n'a pas été répétée pour les autres sujets.

Pour les sujets 2014-S152 et 2014-S194, les poumons ont été gonflés via une pompe manuelle résultant en un mouvement caudal du diaphragme dont la position était maintenue en place grâce à contrôle visuel des images échographiques. Ce mouvement a permis d'améliorer la visibilité du diaphragme et du foie sur les images ultrasonores. Pour le sujet 2016-S111, les poumons n'ont pas pu être gonflés dans la mesure où une fuite dans un poumon était présente dès le début des essais.

Concernant le dernier sujet (2016-S118), la visibilité des organes était suffisante et le gonflement n'a pas été réalisé.

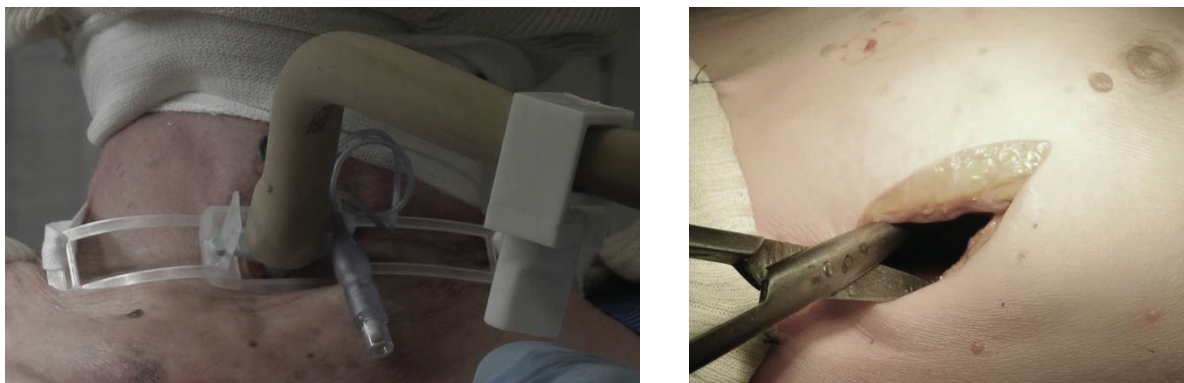


Figure 24 : g) Trachéotomie d) Incision réalisée dans la cavité abdominale permettant l'évacuation de l'air présent dans la cavité thoracique

2.2 Mise en place des essais

2.2.1 Présentation générale

Pour ces essais, le sujet était dans un premier temps assis et fixé à un cadre métallique. Le corps était maintenu en place via des sangles à cliquet placées au niveau du bassin et des épaules. De plus, des vis à bois insérées dans le rachis étaient utilisées afin d'éviter tout glissement du sujet par rapport au montage. Sur le lieu de l'expérimentation, le cadre métallique était fixé à un bâti en orientant la tête du sujet vers le bas comme dans Howes et al. (2012; 2015). En plus des raisons fournies par Howes et al. (2012, 2013) pour ce choix (en particulier la compensation de la migration caudale du foie en l'absence du tonus musculaire), ceci permettait d'éviter l'accumulation d'air dans la région du diaphragme qui empêcherait l'imagerie (accumulation suspectée en position non inversée dans Howes et al. (2013)).

Le sujet 2013-S118 de Helfenstein-Didier et al. (2016) avait été testé à l'aide d'un impacteur linéaire (env. 17 kg) à sandows dont la course était ajustée par du nid d'abeille en aluminium. Dans le cadre de cette étude, les chargements ont été réalisés à l'aide d'un impacteur linéaire hydraulique (LF-Technologies, www.lftechnologies.fr) dont la position et la hauteur peuvent être ajustées. Cet impacteur est composé d'un moteur électrique qui entraîne, via une courroie, un volant d'inertie. Ce volant est solidaire de l'arbre d'entrée d'une pompe hydraulique à cylindrée variable qui permet d'alimenter en huile à haute pression un vérin hydraulique. Le volant d'inertie permet de stocker une grande quantité d'énergie qui autorise une importante puissance instantanée (jusqu'à 200 kW). Ainsi il est possible d'obtenir des vitesses de déplacements du piston allant jusqu'à 15 m/s avec une accélération au démarrage limitée essentiellement par la compressibilité de l'huile et la sécurité de la pompe (autour de 400 bars). La course du piston est arrêtée par une butée mécanique incluse à la machine (coussin d'huile conique) ou une fermeture rapide de la distribution du vérin. Durant les essais, la réponse interne de l'abdomen était observée par échographie ultra-rapide tandis que la réponse externe était observée par des caméras rapides. Un aperçu de la mise en place des essais est donné en Figure 25. Par soucis de clarté, les illustrations suivantes seront orientées de manière à ce que la tête du sujet soit orientée vers le haut.

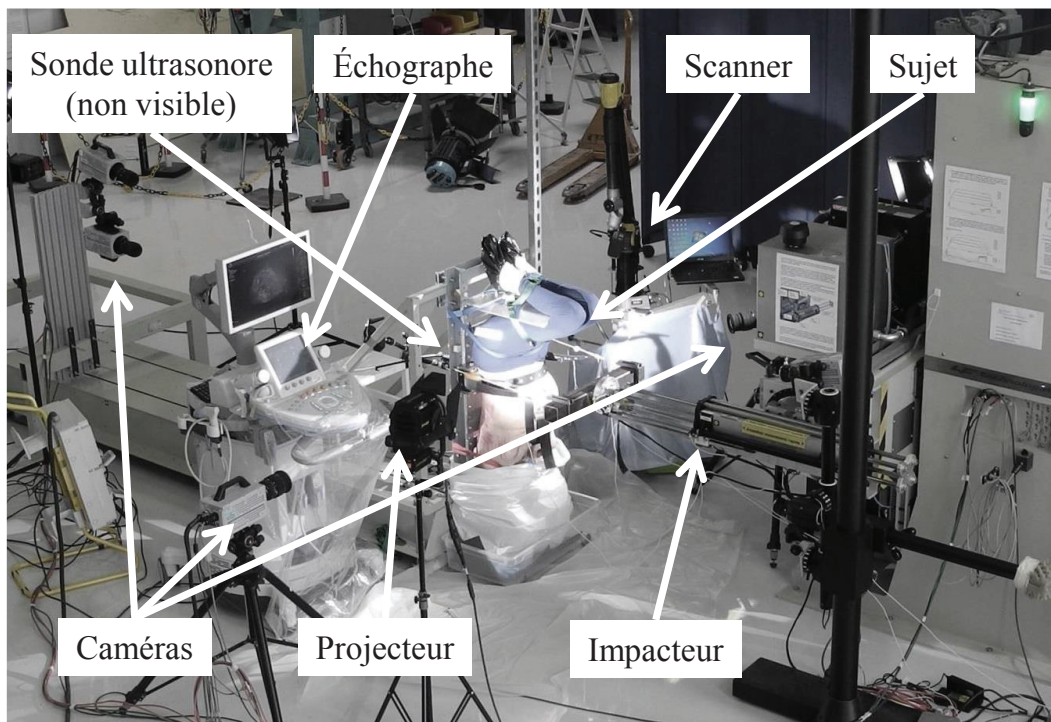


Figure 25 : Vue d'ensemble de la mise en place des essais

Chaque sujet a été soumis à une série de chargements frontaux dans la région abdominale (jusqu'à 25 essais). L'organisation des essais est donnée Tableau 5. Pour chaque sujet, la première région étudiée était le colon descendant suivi du foie. Dans un premier temps, la course de l'impacteur était limitée de sorte que la compression abdominale ne dépasse pas 30% afin de limiter le risque de blessure. Dans un second temps, les sondes urinaires étaient pressurisées afin de tenter de perfuser les organes et la course de l'impacteur était augmentée afin de générer des compressions abdominales supérieures à 40%. Pour chaque sujet, tous les essais ont été réalisés le même jour, le sujet restant toujours en position sur le bâti.

Tableau 5 : Organisation des essais sur corps entier. Pour cette étude, seuls les essais potentiellement non-lésionnels sur le foie (en gras) sont été analysés.

Ordre chronologique	Région étudiée	Localisation de l'impact (plan sagittal)	Compression abdominale générée	Description
1	Colon (section horizontale)	Gauche du rachis	< 30%	Étude de la déformation 2D (section) du colon descendant pendant un impact
2	Foie (section sagittale)	Droite du rachis	<30%	Étude de l'influence de la localisation de l'impact sur la réponse interne du foie Tentative de perfusion des organes en appliquant une pression aux sondes urinaires.
3	Foie (section sagittale)	Droite du rachis	>40%	Essais potentiellement lésionnels

Pour cette étude, l'analyse s'est concentrée sur la réponse interne du foie et les essais potentiellement non-lésionnels (compression abdominale <30%). L'analyse des autres résultats est envisagée dans le futur mais les conditions de mise en charge du colon *in situ* semblent plus variables et moins prometteuse pour l'établissement de relations entre chargement interne et réponse interne. Pour les essais analysés, les chargements étaient appliqués à droite du rachis dans le plan sagittal (à mi-distance entre le plan médian du corps et l'extrémité droite de l'abdomen) à l'aide d'un impacteur rigide doté d'une extrémité hémisphérique (diamètre de 120mm, longueur de 200mm, Figure 27a) dont la position pouvait être ajustée le long de l'axe cranio-caudal. Pour les trois derniers sujets (2014-S194, 2016-S111 et 2016-S118), des chargements ceintures ont également été réalisés. Pour cela, une ceinture (largeur de 47 mm) placée autour de l'abdomen était reliée à l'impacteur via un système de poulies fixées sur le cadre métallique (Figure 27b). Pour les deux derniers sujets testés (2016-S111 et 2016-S118), plusieurs chargements ceinture ont été réalisés à différentes hauteurs le long de l'axe cranio-caudal.



Figure 26 : Sujet mis en position avec l'impacteur rigide (a) et montage utilisé pour le chargement ceinture (b)

2.2.2 Positionnement de la sonde ultrasonore

La Figure 27 illustre le positionnement de la sonde ultrasonore. Les deux côtes flottantes droites étaient retirées chirurgicalement juste avant les essais sur le foie afin de faciliter la transmission des ultrasons. Une sonde ultrasonore était ensuite placée au même endroit (Figure 27a). Afin de minimiser les mouvements hors plan d'imagerie du foie pendant le chargement, la sonde était placée dans un plan sagittal. Il était également vérifié que pour des positions voisines de la sonde, la section du foie visible à l'échographie restait similaire. La position de la sonde était ajustée jusqu'à ce que le diaphragme et le foie soient visibles à l'échographie puis la sonde était fixée au bâti via des bras articulés utilisés pour la photographie (Manfrotto Magic arm, Lino Manfrotto +co. Spa) (Figure 27b).

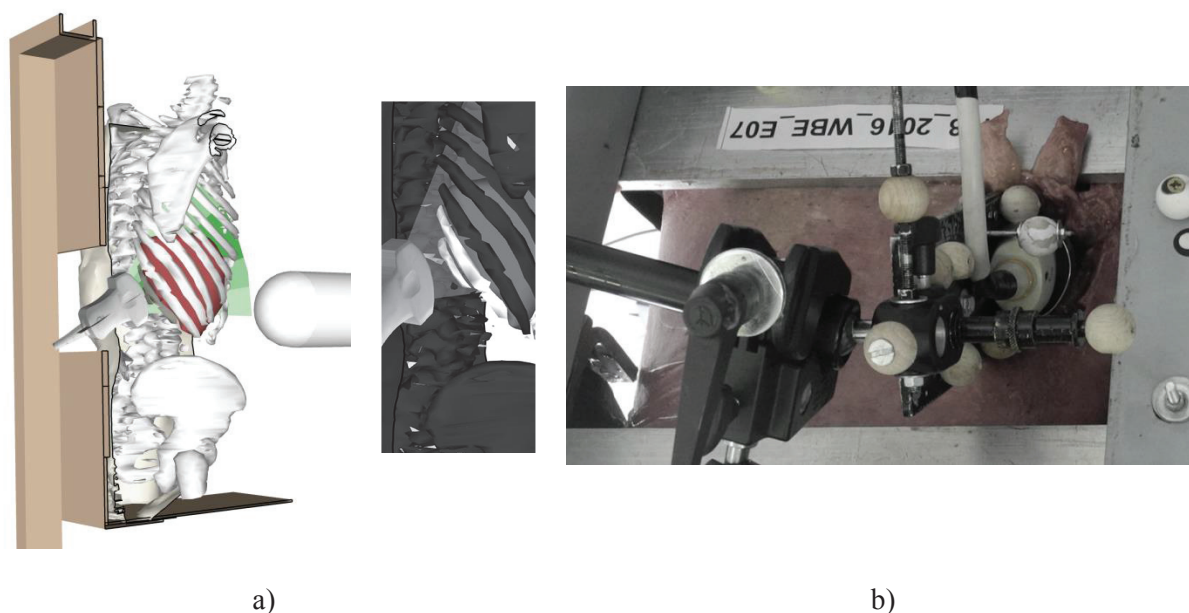


Figure 27 : Essais corps entier : positionnement de la sonde. a) Illustration du sujet mis en place sur le cadre métallique, de l'impacteur et de la sonde échographique placée dans le dos. La vignette illustre les côtes flottantes (blanc) retirées chirurgicalement afin de faciliter l'imagerie. b) Illustration de la mise en place de la sonde ultrasonore à l'aide de bras photographiques.

2.2.3 Instrumentation

Toutes les acquisitions ultrasonores ont été réalisées avec un échographe Aixplorer (V6, SuperSonic, Aix-en-Provence, France) équipé d'une sonde ultrasonore « courbe » (SuperCurved SC6-1, SuperSonic Imagine, 192 éléments, 2.25 MHz). Toutes les acquisitions ont été réalisées dans le mode ultra-rapide à 2000 images par seconde. Des acquisitions en mode B ont également été réalisées entre chaque essai. Un bras articulé 7 axes équipé d'un scanner laser de surface (MCAx, Nikon Metrology, Inc.) a également été utilisé pour scanner les différents éléments de l'essai tels que l'impacteur, les poulies du mécanisme utilisées pour les chargements de la ceinture, le bâti, la sonde ultrasonore ainsi que l'enveloppe corporelle du sujet d'anatomie. Des sphères en bois (diamètre de 20mm) ont été rajoutées aux différentes parties du montage afin de faciliter le recalage lors du post-traitement.

Des caméras rapides (1024x1024 pixels, FASTCAM SA3, Photron, Tokyo, Japan) sur lesquels étaient montés des objectifs (SIGMA 24-70mm, 1:1.8, EXDG, Tokyo, Japan) ont été utilisées pour filmer les essais à 2000 images par seconde. Deux caméras positionnées sur le côté du sujet permettaient d'avoir une vue latérale et oblique du sujet et de l'impacteur pendant les essais. Une autre paire de caméras, placée à l'arrière du sujet, filmait la sonde ultrasonore afin de vérifier ses possibles mouvements pendant le chargement. Enfin, pour les chargements ceintures, une troisième paire de caméras était placée dans un plan sagittal de part et d'autre de l'axe du vérin afin de suivre le déplacement de la ceinture. Chaque paire de caméras était préalablement calibrée en 3D.

Un capteur d'effort (Humanetics, 6 axes, 22kN, 10485F, 10515TF) fixé entre l'extrémité du vérin et l'impacteur permettait de mesurer les efforts et les moments exercés sur l'impacteur. Pour les chargements avec l'impacteur rigide, deux accéléromètres ont été utilisés (ENTRAN, GV2512 et GV2510, 50g et 250g) afin de soustraire aux mesures d'efforts la contribution des effets de l'inertie de l'impacteur. L'accéléromètre de 50g a été utilisé uniquement pour le sujet 2014-S152 à cause de

problèmes de saturation survenus lors de deux essais. Concernant les essais ceinture, deux capteurs MEAS EL20-S458 (16kN) ont été utilisés. Les paramètres de trajectoire du vérin hydraulique (déplacement, ceinture) étaient enregistrés directement par la machine d'essais qui possède son propre système d'acquisition. Les données capteurs ont été enregistrées à une fréquence de 20kHz. Une cellule optique se déclenchant lors du passage du vérin était utilisée pour la synchronisation des moyens de mesures et d'observations.

2.2.4 Traitement et analyse des données

Pour chaque essai, une cible naturelle visible sur l'ensemble du film échographique était sélectionnée manuellement puis suivie semi automatiquement en utilisant le logiciel Tracker (Douglas Brown, Tracker Video Analysis and Modeling Tool, vers. 4.93, <http://physlets.org/tracker/>). Ces cibles naturelles correspondent à des régions de l'organe de taille relativement petite où se trouvent des inhomogénéités du matériau. Ces inhomogénéités donnent lieu à des zones de réflexion des ultrasons plus intenses (échogénéicité) et à la présence de tâches claires sur les images échographiques. La nature de ces cibles reste toutefois inconnue. Dans certains cas, il se peut qu'elles correspondent à des éléments anatomiques tels que des sections de vaisseaux. Le référentiel utilisé pour cette étude est issu de la norme SAE-J211 (Figure 28a). À partir de la trajectoire $\vec{X}-\vec{Z}$ de la cible suivie, quatre grandeurs ont été définies : 1) le pic de déplacement (mm) selon l'axe de l'impacteur (\vec{X}) et 2) le déplacement (mm) au même moment selon l'axe cranio-caudal (\vec{Z}) ; 3) le délai temporel entre le pic de déplacement de la cible du foie et le pic de déplacement de l'impacteur ou de la ceinture ; 4) l'angle initial de la trajectoire de la cible suivie, définie comme l'angle entre l'axe $-\vec{X}$ et la régression linéaire effectuée sur la partie initiale de la trajectoire de la cible (Z positif pour les déplacement crâniens).

Pour chaque essai, le moment du contact entre l'impacteur et le sujet a été déterminé à l'aide des images provenant des caméras. Ainsi, grâce au déplacement de l'impacteur, la pénétration a pu être déterminée. Pour le sujet 2013-S118, la pénétration était issue de l'analyse des images des caméras (Helfenstein-Didier et al. 2016). Pour les chargements par la ceinture de sécurité, la pénétration a été calculée via un suivi 3D (Vic3D™, Correlated Solutions) de marqueurs sur la ceinture. Les différentes valeurs de déplacement ont été filtrées en utilisant un filtre SAE CFC 180 Hz. Les forces mesurées sur l'impacteur ont été filtrés via un filtre SAE CFC 60 Hz tandis qu'aucun filtrage des efforts issus des capteurs ceintures n'a été nécessaire. La masse considérée lors de la compensation inertielle a été déterminée pour chaque essai en calculant la moyenne des ratios force-accélération pendant la phase d'accélération de l'impacteur (jusqu'à 20g). Selon les essais, la masse de l'impacteur évaluée était de 3 à 4 kg. Le recalage spatial des images ultrasonores a été réalisé grâce aux différents scans des éléments du montage (Focus 10, Nikon Metrology, Inc., et Catia V5, Dassault Système, France). Pour les différentes analyses, la position de l'impacteur, plus précisément de son axe, a été définie selon l'axe cranio-caudal en prenant comme origine le point le plus crânial du diaphragme. Cette position a été définie positive quand l'impacteur était caudal par rapport au diaphragme et elle était calculée à l'issue des tests à partir des images ultrasonores et des différents recalages spatiaux évoqués précédemment (Figure 28b).

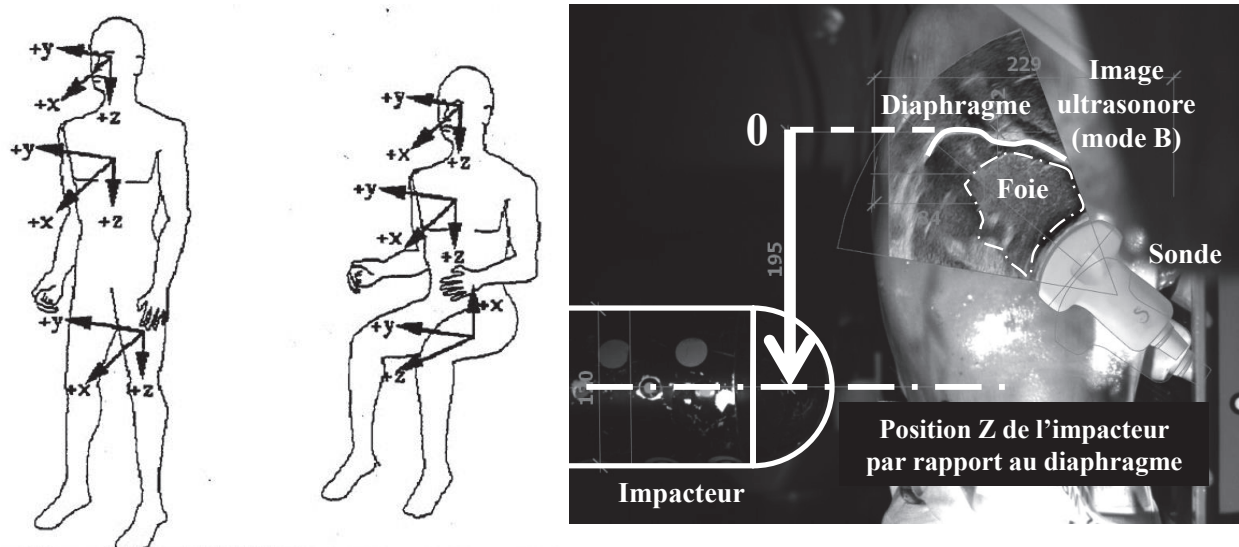


Figure 28 : a) Référentiel défini par la norme SAE-J211 (www.law.resource.org) b) Définition de la position de l'impacteur par rapport au diaphragme selon l'axe \vec{Z} (axe vertical) en utilisant le diaphragme comme origine.

2.3 Matrice d'essais

Chaque sujet a été soumis à une série d'essais pour différentes positions d'impacteur le long de l'axe craniale-caudale. Pour tous les types de chargements (ceinture, impacteur rigide), la vitesse de chargement était de 3 m/s à l'exception du sujet 2014-S194 où, pour les essais utilisant une ceinture, des vitesses de chargement de 1 à 6 m/s ont été étudiées. Un exemple de profil de vitesse est montré en Figure 29 pour un essai à 3 m/s. Les matrices d'essais pour chaque type de chargement sont données Tableau 7 et Tableau 6. Les numéros des essais ont été définis par ordre chronologique.

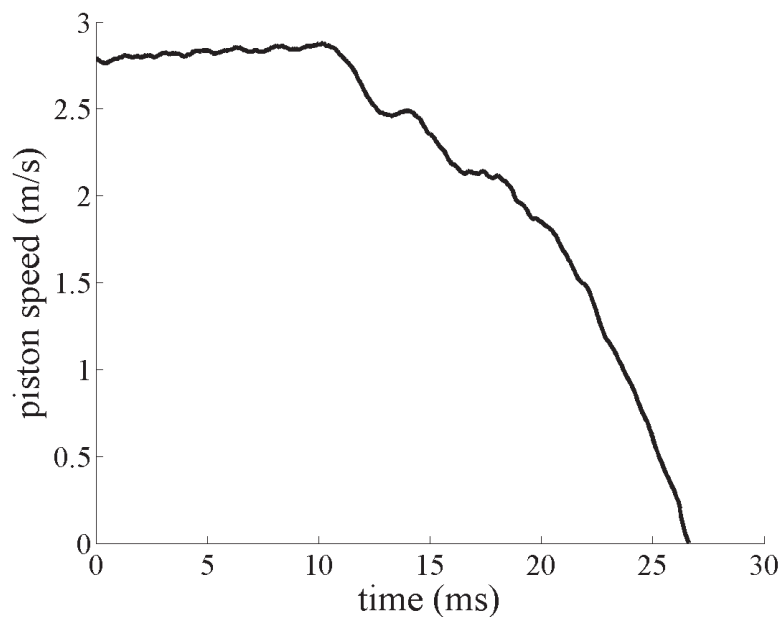


Figure 29 : Exemple de profil de vitesse du vérin hydraulique (consigne égale à 3m/s)

Tableau 6 : Matrice d'essais pour les essais avec une ceinture

Sujet	Essai	Nombre de positions de l'impacteur étudiées	Vitesse du vérin (m/s)
2014-S194	T10	1	6
	T11		6
	T13		3
	T14		1
2016-S111	T6	3	3
	T7		3
	T8		3
2016-S118	T7	4	3
	T9		3
	T10		3
	T11		3

Tableau 7 : Matrice d'essais pour les chargements avec un impacteur rigide. Tous les essais ont été réalisés à 3 m/s. Les essais manquants correspondent aux essais sur le colon (ex : 2014-S152, T1) ou aux essais « manqués » pour lesquels des problèmes de déclenchement (*trigger*) ont été rencontrés (ex : 2014-S152, T3)

Sujet	Essai	Nombre de positions de l'impacteur étudié
2013_S118	T20	3
	T21	
	T22	
2014_S152	T2	6
	T6	
	T7	
	T8	
	T12	
	T13	
2014_S194	T16	4
	T17	
	T18	
	T19	
2016_S111	T10	6
	T11	
	T12	
	T13	
	T14	
	T15	
2016_S118	T12	7
	T13	
	T14	
	T15	
	T16	
	T17	
	T18	
T19		
	T20	

3 Résultats

3.1 Perfusion et bilan lésionnel

Chaque sujet a été soumis à une série de chargements à pénétration limitée avec un impacteur rigide et pour certains, avec une ceinture de sécurité. Cette série d'essais a été suivie de la perfusion des organes et d'essais potentiellement lésionnels (augmentation de la course). Hormis pour le sujet 2016-S118 où une augmentation de la section apparente du foie a été observée à partir d'images échographiques (mode B), la perfusion du foie n'a pas semblé fonctionner pour les autres sujets bien que le fluide de perfusion semblait entrer dans le système vasculaire des sujets.

Ces essais ont donné lieu à de multiples fractures de côtes pour tous les sujets et des blessures du foie visibles sur les deux derniers sujets (déchirure de capsule, lacération inférieure à 3 cm, 2016-S111, 2016-S118, Tableau 8). Pendant les essais, des fuites d'air étaient également observées dans les poumons des deux sujets pour lesquels les poumons avaient été gonflés.

Tableau 8 : Blessures observées sur les sujets pendant l'autopsie à l'issue des essais

Sujet	Fracture(s) de côtes	Blessure du foie observée
2014-S118*	Multiples fractures	Aucune
2014-S152	Multiples fractures (volet costal)	Aucune
2014-S194	Multiples fractures	Aucune
2016-S111	Six fractures de côtes (côté droit seulement)	Lobe gauche : lacération de 1 cm (aspect postérieur) Lobe droit : Déchirure de la capsule (aspect postérieur), lacération (<3cm)
2016-S118	Côté droit : trois fractures de côtes – Côté gauche : deux fractures de côtes	Déchirure de la capsule, lacération (< 3cm) à proximité du ligament falciforme

(*) d'après Helfenstein-Didier et al. (2016)

3.2 Chargement avec impacteur rigide

Une illustration d'un chargement avec un impacteur rigide dans la partie supérieure de l'abdomen (hypocondre droit) est montrée en Figure 30. Le mouvement du foie résultant de la pénétration de l'impacteur peut être observé sur les images échographiques. L'impacteur n'est pas visible sur l'image. À la fin de chaque essai, le foie semble retrouver sa forme initiale (Figure 30c). Pour tous les essais, le foie et le diaphragme, en partie au moins, étaient visibles sur les images échographiques. Une partie du rein droit était également visible pour le dernier sujet (2016-S118) mais n'a pas fait l'objet d'une étude approfondie.

Pour chaque essai, l'observation de la sonde sur les vidéos suggère un mouvement de la sonde d'amplitude limitée pendant le chargement. Pour s'en assurer, l'ordre de grandeur de ce déplacement a été estimé en suivant manuellement la sonde pour l'un des essais. Le déplacement de la sonde n'excédait pas 2 millimètres dans la direction de l'impact.

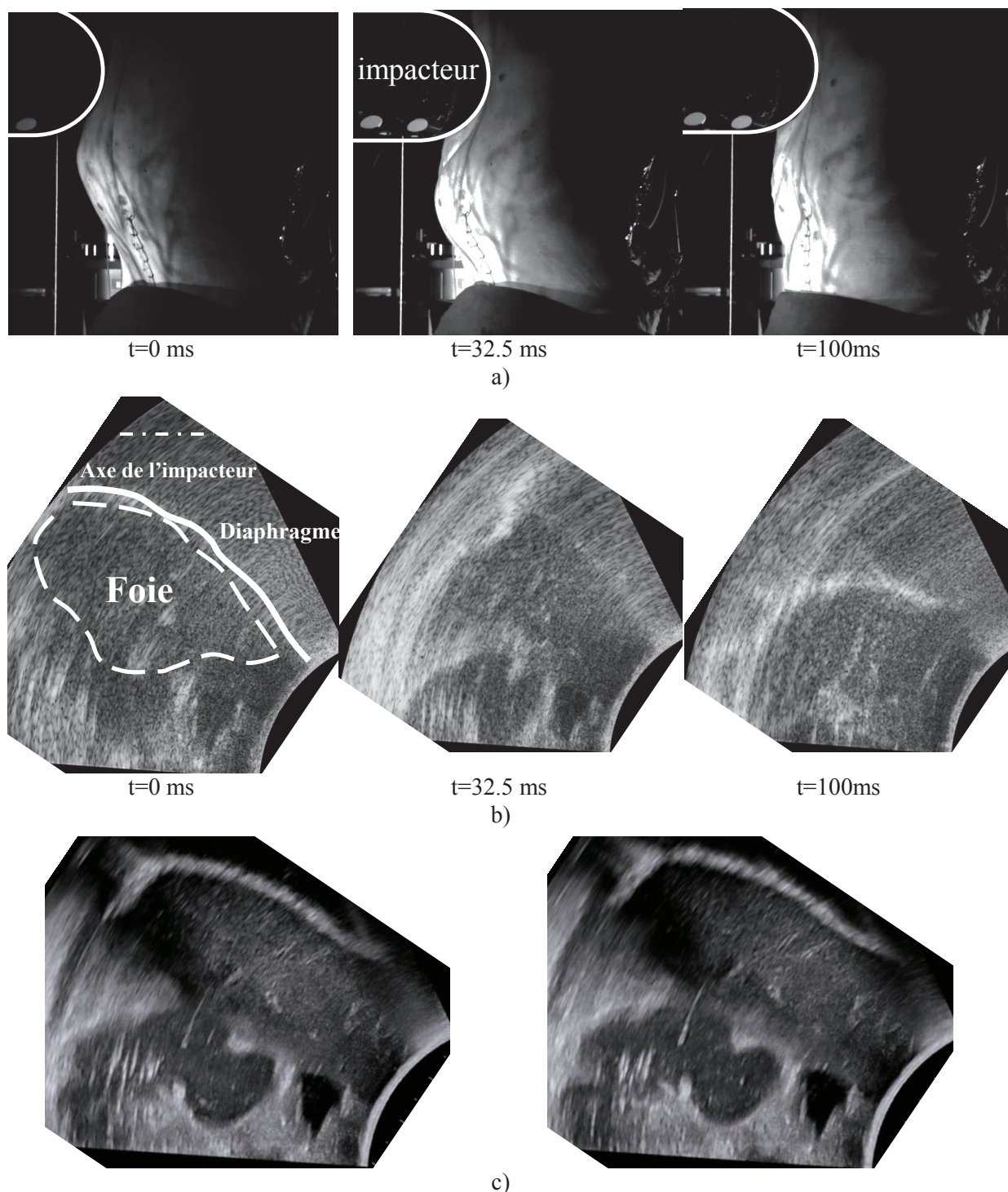


Figure 30 : Images acquises lors d'un essai (sujet 2014-S194, essai T19) avec impacteur rigide dans la partie supérieure de l'abdomen. a) Vue externe, images provenant d'une caméra ; b) Vue interne, images d'échographie ultra-rapide aux mêmes instants, gauche : juste avant le contact, milieu : pic de pénétration, droite : fin du chargement ; c) Images échographiques (mode B) avant (gauche) et après (droite) l'essai montant le retour en position de l'organe

Les pénétrations et les positions de l'impacteur, ainsi que les positions initiales des cibles suivies par rapport au diaphragme sont données en Tableau 9. L'ensemble des trajectoires des cibles naturelles du foie issues du suivi semi-automatique à partir des images d'échographie ultra-rapide sont données en Figure 31. Les trajectoires sont tracées pour les cinq sujets testés et pour chaque essai (i.e. pour chaque

position de l'impacteur). Les déplacements de ces cibles ainsi que les efforts mesurés et les pénétrations de l'impacteur sont données en Annexe B.

De manière générale, les trajectoires des cibles naturelles apparaissent comme des boucles plus ou moins arrondies selon les sujets. Ces trajectoires se décomposent en deux parties : 1) dans un premier temps, les cibles se déplacent dans la même direction que celle de l'impacteur, i.e. selon $-\vec{X}$; 2) la seconde partie de la trajectoire correspond au rebond résultant en un mouvement selon l'axe \vec{X} auquel s'ajoute un déplacement caudal, opposé à la gravité, i.e. selon l'axe \vec{Z} . Dans la mesure où l'impacteur reste en position en bout de course et n'est pas retiré immédiatement, les cibles naturelles ne reviennent pas tout de suite dans leur position initiale.

Selon l'axe \vec{X} , les amplitudes des trajectoires issues du suivi varient entre 5 et 25 mm (Figure 32a). Pour chaque sujet, les plus grandes amplitudes sont observées lorsque l'impacteur est aligné avec le foie (à une distance de 100 mm environ entre le diaphragme et l'impacteur) tandis que les amplitudes sont plus faibles lorsque l'impacteur est plus éloigné, notamment en position caudale. La Figure 32b montre les déplacements selon l'axe cranio-caudal à l'instant du pic de déplacement selon \vec{X} . Il peut être noté que la position crâniale de l'impacteur engendre des déplacements selon \vec{Z} positifs (caudal) tandis que lorsque l'impacteur est sous le foie (caudal), les déplacements selon \vec{Z} sont nuls ou négatifs (mouvement crâniaux). Dans les deux cas, les amplitudes des déplacements dans cette direction sont plus faibles que selon l'axe \vec{X} . Après le pic de déplacement selon \vec{X} , le déplacement des cibles suivies est essentiellement caudal avec des amplitudes plus élevées pour des positions de l'impacteur crâniales par rapport au diaphragme pour les sujets 2014-S152, 2014-S194 et 2016-S118. Concernant l'angle initial des trajectoires, des tendances similaires peuvent être observées entre les sujets anatomiques (Figure 32c). Pour des distances entre l'impacteur et le diaphragme inférieures à 150 mm, l'angle initial semble varier linéairement en fonction de la distance entre l'impacteur et le diaphragme. Au-delà de 150 mm, l'angle décroît (sujets 2016-S111 et 2016-S118). Enfin, le délai temporel calculé entre les pics de déplacement de l'impacteur et du foie semble plus variable entre les sujets d'anatomie. Toutefois, il peut être observé que ce délai semble plus grand pour des distances plus grandes entre l'impacteur et le foie.

Tableau 9 : Chargement avec un impacteur rigide : position de l'impacteur et des cibles suivies par rapport au diaphragme, pénétrations de l'impacteur

Sujet	Essai	Position Z de l'impacteur par rapport au diaphragme (mm)	Pénétration (mm)	Position Z de la cible suivie sur les images échographiques par rapport au diaphragme (mm)
2013_S118	T20	9	39	
	T21	51	46	29
	T22	87	54	
2014_S152	T2	195	53	
	T6	165	61	
	T7	136	71	32
	T8	106	73	
	T12	42	64	
	T13	13	60	
2014_S194	T16	148	59	
	T17	91	71	42
	T18	37	71	
	T19	-21	65	
2016_S111	T10	263	63	
	T11	214	61	
	T12	164	64	40
	T13	114	65	
	T14	93	69	
	T15	43	61	
2016_S118	T12	309	60	
	T13	259	50	
	T14	209	60	
	T15	159	54	
	T16	109	50	35
	T17	109	57	
	T18	59	53	
	T19	59	64	
	T20	9	58	

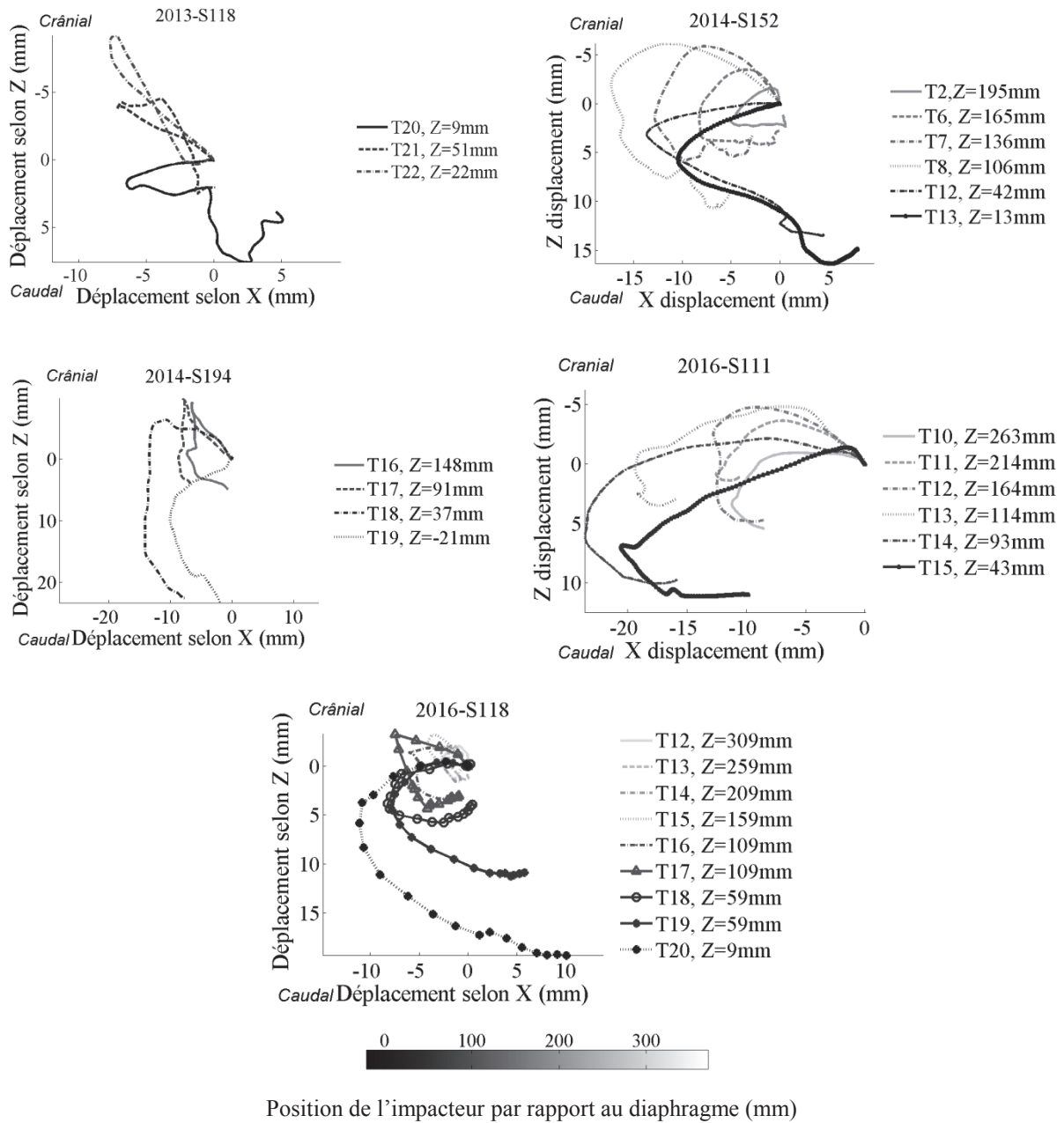


Figure 31 : Chargement avec un impacteur rigide : trajectoires des cibles naturelles du foie des cinq sujets dans un plan sagittal (\overline{XZ}) issues du suivi semi-automatique à partir des images d'échographie ultra-rapide. Chaque trajectoire correspond à une position Z de l'impacteur. Les trajectoires sont tracées de 0 à 100 ms.

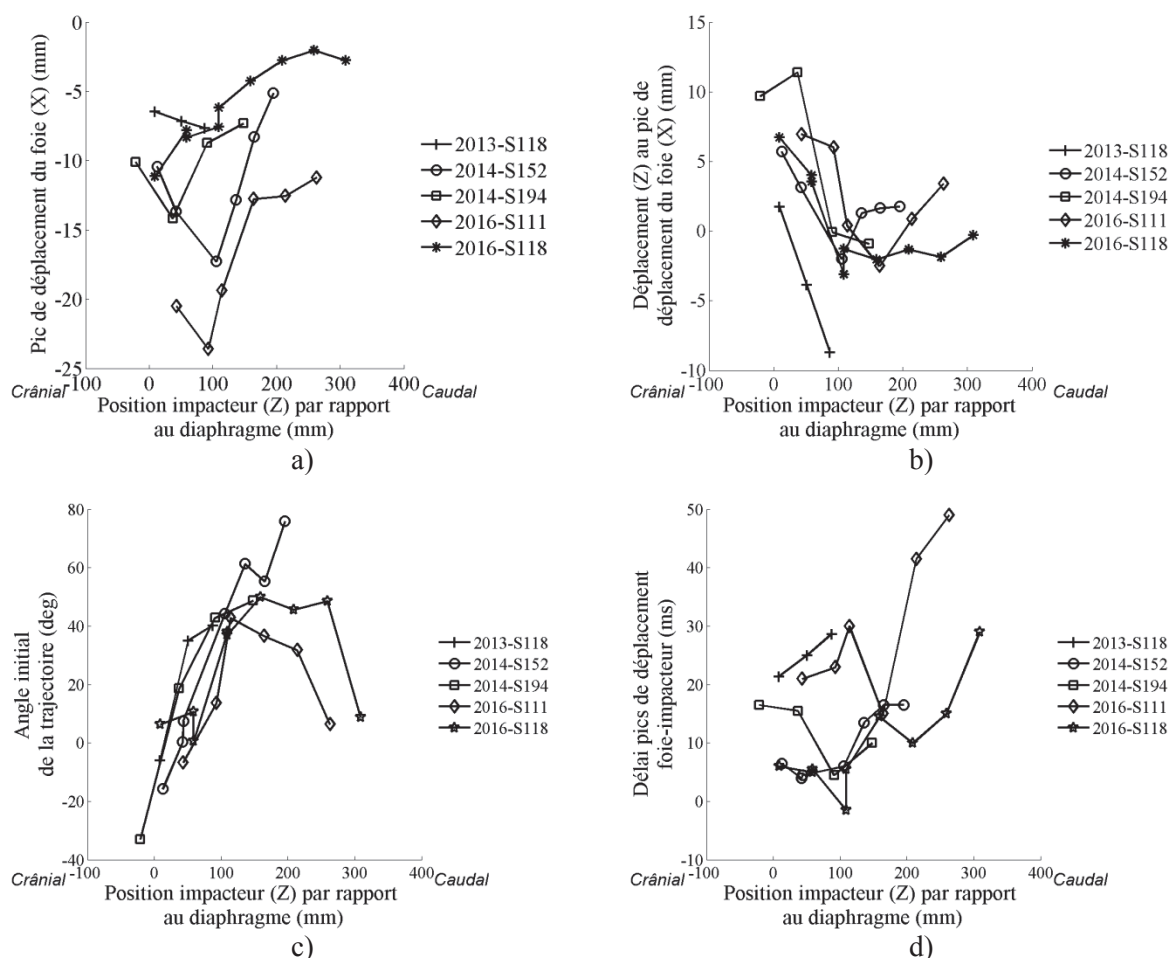


Figure 32 : Paramètres des trajectoires pour les chargements avec impacteur rigide. a) Déplacement maximal selon \vec{X} et b) déplacement selon \vec{Z} au même instant. c) Angle initial de la trajectoire et d) délai temporel entre le pic de déplacement du foie (selon \vec{X}) et de l'impacteur. Les données sont tracées en fonction de la position de l'impacteur (Z) selon l'axe cranio-caudal

Les efforts exercés sur l'impacteur rigide ont pu être obtenus pour quatre sujets (2014-S152, 2014-S194, 2016-S116 et 2016-S118). Un exemple de réponse est donné en Figure 33a. Les résultats pour les autres essais et les autres sujets sont donnés en Annexe B. De manière générale, les pics d'efforts varient entre moins de 100 N et environ 800 N (Figure 33b). Les pics de force semblent diminuer lorsque la distance entre l'impacteur et le diaphragme augmente (jusqu'à 200 mm). Cette tendance est moins prononcée pour les sujets 2014-S152 et 2014-S194 pour lesquels les pics d'efforts sont beaucoup plus faibles que les autres sujets, notamment pour les positions de l'impacteur les plus crâniennes (proche du diaphragme). Pour des distances entre le diaphragme et l'impacteur au-delà de 200 mm, les pics d'efforts augmentent pour les sujets pour lesquels des positions plus caudales (proches du pelvis) ont pu être testées.

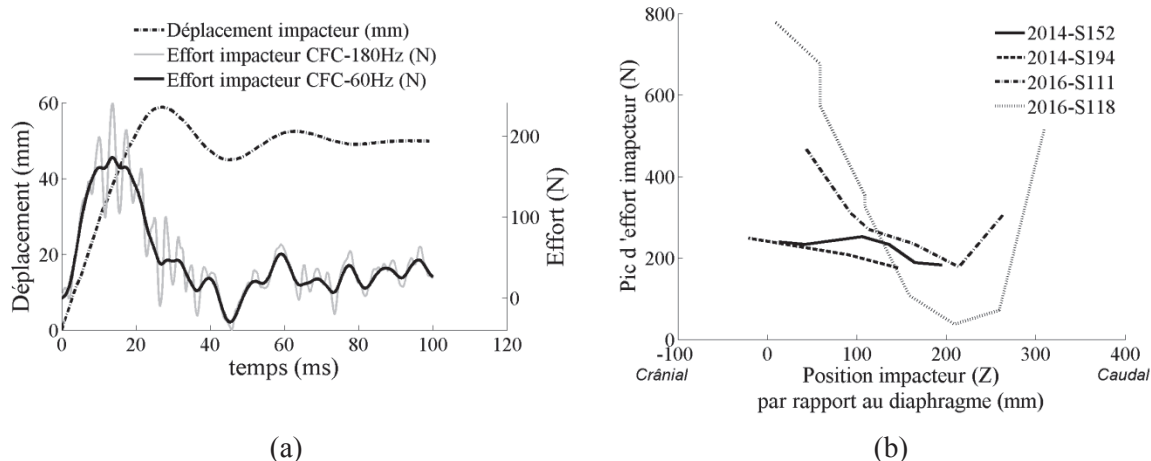


Figure 33 : Chargement avec un impacteur rigide : efforts. a) Exemple de réponse obtenue (après compensation inertielle) en terme d'efforts en fonction du temps (2014-S194, T16) ; b) Évolution des pics d'efforts en fonction de la position Z de l'impacteur.

3.3 Chargement ceinture

Un exemple de réponse en termes d'efforts et de pénétration de la ceinture est donné en Figure 34a. Les réponses des autres essais sont données en Annexe B. Globalement, les efforts mesurés pour ce type de chargement sont plus importants que pour les essais impacteur malgré des pénétrations de ceinture plus faibles (Figure 34b, Tableau 10). Les trajectoires des cibles suivies sur les images d'échographie ultra-rapide sont données en Figure 35 et il peut être observé que celles-ci sont similaires, en termes de forme et d'amplitude, à celles obtenues durant les chargements avec un impacteur rigide. La position de l'impacteur semble aussi affecter la partie initiale des trajectoires. Il peut être d'ailleurs noté que pour le sujet 2014-194 où une seule position de l'impacteur selon l'axe cranio-caudal a été testé, la partie initiale des différentes trajectoires est similaire, malgré les différentes vitesses de chargement étudiées.

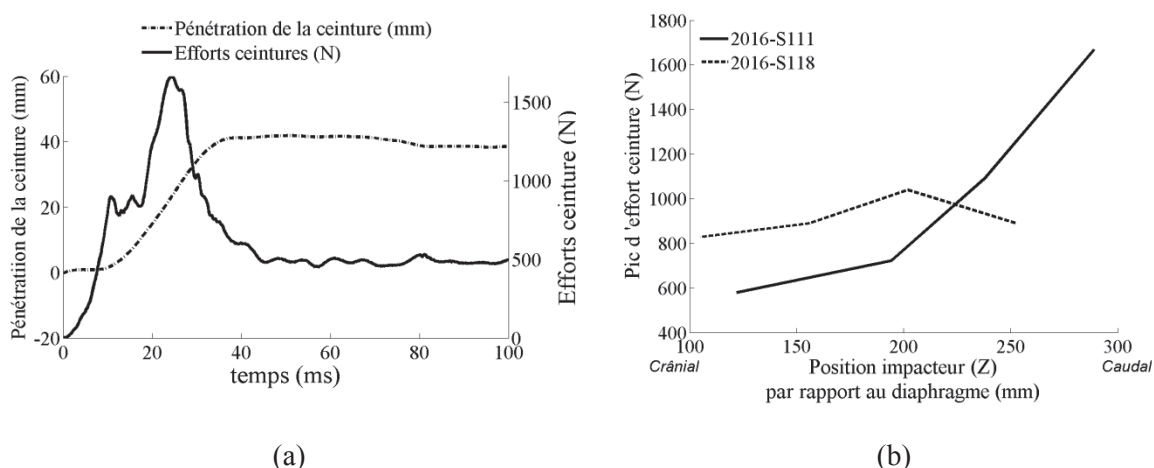
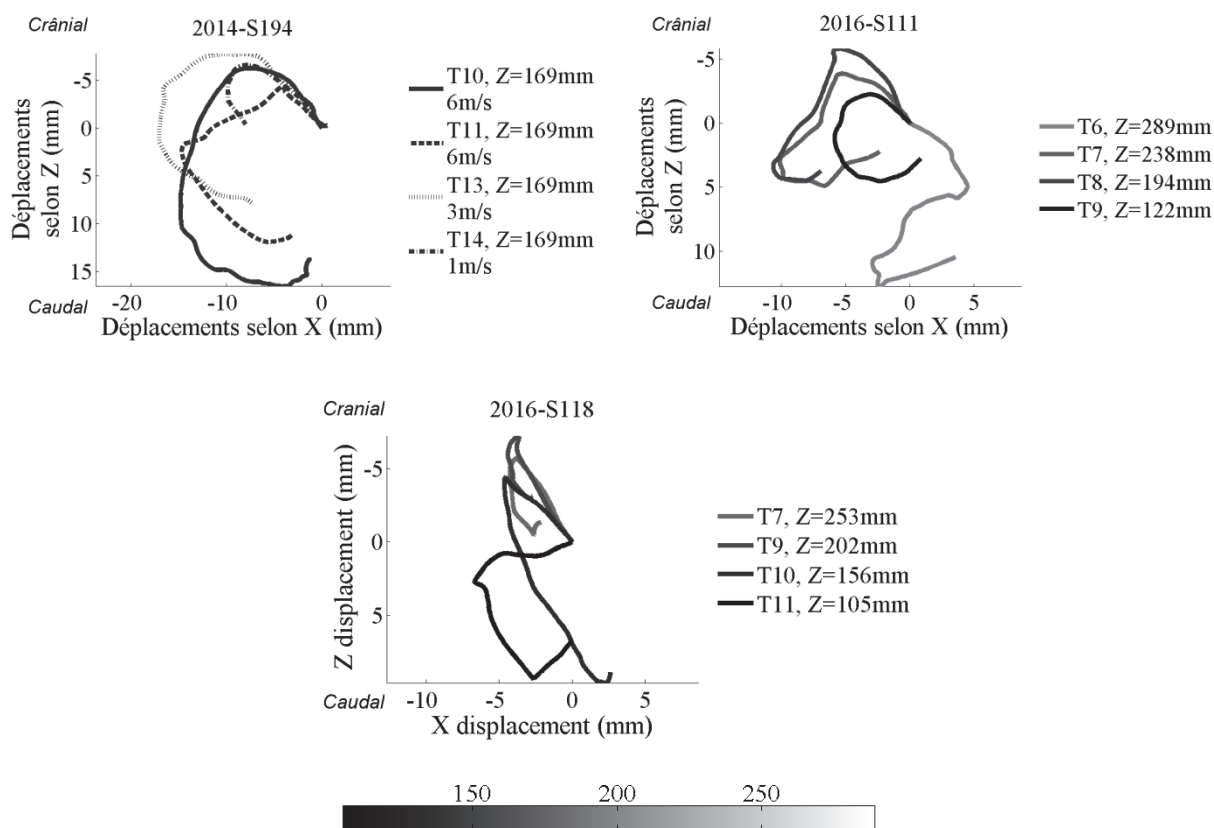


Figure 34 : Chargement ceinture : efforts. a) Exemple de réponse en terme de pénétration (sujet 2016-S111, essai T6, position l'impacteur Z=+289mm). b) Évolution du pic de force mesuré en fonction de la position Z de l'impacteur (sujets 2016-S111 et 2016-S118)

Tableau 10 : Chargement ceinture : course du vérin, pénétration de la ceinture, position Z de l'impacteur et position Z de la cible suivie sur les images ultrasonores (mm)

Sujet	Essai	Course vérin (mm)	Pénétration de la ceinture (mm)	Position Z de l'impacteur (mm)	Position Z de la cible suivie (mm)
2014-S194	T10	65	53		
	T11	108	73		
	T13	88	50	169	42
	T14	49	41		
2016-S111	T6	76	42	289	
	T7	59	35	238	34
	T8	45	36	194	
2016-S118	T7	81	48	253	
	T9	125	51	202	
	T10	68	57	156	103
	T11	58	53	105	



Position Z de l'impacteur (par rapport au diaphragme, mm)

Figure 35 : Chargement ceinture : trajectoires des cibles suivies pour les sujets 2014-S194, 2016-S111 et 2016-S118. Les trajectoires sont tracées jusqu'à 100 millisecondes.

4 Discussion

Dans cette étude, quatre sujets cadavériques ont été soumis à une série de chargements rapides afin d'observer la réponse interne du foie *in situ* par échographie ultra-rapide. Les résultats d'un cinquième sujet testé dans des conditions très similaires (Helfenstein-Didier et al. 2016) ont été inclus à cette étude. Un suivi semi-automatique de cibles naturelles visibles dans le foie a été réalisé à partir des images d'échographie ultra-rapide mais la méthode de suivi développée et décrite en Chapitre 4 devrait être testée dans le futur (voir Chapitre 5).

La sonde ultrasonore n'a pas été suivie pour chaque essai dans la mesure où ses mouvements ont été évalués comme faibles lors d'une inspection visuelle sur les vidéos. Cela peut être dû à une combinaison de facteurs incluant la rigidité du montage de fixation de la sonde, la faible amplitude des pénétrations étudiées – et des efforts appliqués – dans le cadre de cette étude et enfin à la proximité de la sonde avec des plaques de support métallique. À titre d'exemple, le suivi de la sonde réalisé pour un essai a montré que le déplacement de la sonde n'excédait pas 2 millimètres dans la direction de l'impact. Il est probable que ce résultat surestime le déplacement relatif entre la sonde et le sujet dans la mesure où les tissus mous du dos du sujet peuvent se compresser contre la plaque métallique de support du dos.

Les trajectoires des cibles naturelles apparaissent comme des boucles plus ou moins arrondies selon les sujets. Ce résultat a également été mis en évidence par Howes et al. (2012) avec toutefois des amplitudes plus élevées. Dans la majorité des cas, la phase de rebond du foie se traduit par un mouvement caudal des cibles suivies. Les raisons de la présence de tels déplacements, s'opposant d'ailleurs à la gravité, sont mal comprises mais pourraient être dues :

- au mouvement caudal du diaphragme tiré vers le bas par les côtes ou de la paroi abdominale pendant la compression ;
- au retour élastique des structures telles que le diaphragme ou le foie, mises sous contrainte par le diaphragme ;
- à la contribution des organes creux qui, au départ, appliquent une charge répartie sur le diaphragme due à la gravité. Cette charge pourrait se voir être diminuée en raison de la propagation de l'onde de cisaillement qui aurait tendance à déplacer les organes caudalement.

L'analyse des trajectoires montre que la position de l'impacteur selon l'axe cranio-caudal affecte les directions initiales des trajectoires (angle) ainsi que les amplitudes des pics de déplacement selon la direction de l'impact (Figure 32). Bien que des variations interindividuelles aient pu être observées, la sensibilité de ces paramètres est similaire pour tous les sujets. S'il est vrai que de tels résultats pouvaient être attendus (ex : amplitude des déplacements selon \vec{X} plus importante lorsque l'impacteur est aligné avec le foie), cette étude quantifie pour la première fois cette sensibilité.

Ces résultats suggèrent donc qu'il est important de connaître la position des organes par rapport à la zone d'impact pour pouvoir comprendre et prédire la réponse des organes en termes de cinématique interne. Comme évoqué dans le Chapitre 1 de ce manuscrit, le volume et la position des organes abdominaux peuvent varier d'un individu à l'autre (Beillas et al. 2009; Howes et al. 2013; Parenteau et

al. 2013), ce qui peut être problématique pour l'interprétation des résultats des études précédentes où la position de l'impacteur avait uniquement été définie par rapport à des marqueurs osseux.

Bien que l'échographie ultra-rapide soit une technique d'imagerie non-invasive qui ne demande pas par exemple l'implantation de marqueurs dans l'organe étudié, l'ablation des côtes flottantes pour améliorer la visibilité ultrasonore du foie peut avoir affecté la réponse de l'organe pendant le chargement. Les autres étapes de préparation du sujet, qui avaient pour objectif de se rapprocher de conditions *in vivo*, sont également invasives (ex : inflation des poumons).

Bien qu'une configuration en dos libre puisse être plus représentative des chargements pouvant survenir lors d'un accident de voiture, une configuration en dos fixe a été choisie pour cette étude pour de multiples raisons. Ceci permet en effet de minimiser les risques de mouvements de la sonde ultrasonore pendant le chargement. De plus, dans la mesure où les impacts frontaux sont délivrés à droite de la colonne, une rotation du sujet selon l'axe cranio-caudal aurait probablement été observée rendant ainsi l'analyse des données plus complexe. Enfin, cette configuration permet de comparer des données issues de chargements émis à plusieurs positions et le niveau de compression peut être aisément contrôlé dans la mesure où il ne dépend pas de la raideur locale du sujet ou de la présence de fractures de côtes. Il est toutefois important de se rappeler que l'impacteur reste en position à la fin du chargement. Ceci maintient l'abdomen comprimé tandis qu'un déchargement aurait probablement été observé dans une configuration dos libre. Cette différence peut affecter la réponse de l'organe, en fin de chargement uniquement toutefois. En effet, Hardy et al. (2001) ont montré lors de chargements avec une barre que la réponse entre ces deux configurations était modifiée « tard » dans le chargement, i.e. pour des valeurs de pénétrations plus élevées que celles évoquées dans cette étude. Par conséquent, les parties les plus tardives des trajectoires doivent être considérées avec précaution car il se peut qu'elles soient peu représentatives.

Afin d'étudier l'effet de la position de l'impacteur sur la réponse interne du foie, chaque sujet a été soumis à une série d'impacts. Tous ces essais ont été réalisés sans perfuser les organes. En effet, de tels essais sont relativement coûteux en temps et une tentative de perfusion dès le début des essais auraient probablement conduit à une diffusion excessive du liquide de perfusion dans les tissus (Helfenstein-Didier et al. 2015). Cette absence de perfusion a probablement affecté la réponse des organes et il ne peut être affirmé que la perfusion des organes ne soit pas un facteur du premier ordre sur la réponse interne du foie. Des études supplémentaires devront être menées et si l'effet de la perfusion était un premier ordre, la durée entre essais et le nombre d'essais devraient être grandement réduits pour permettre la perfusion.

Bien que la perfusion ait été utilisée pour les chargements finaux, le liquide de perfusion n'a pas semblé atteindre le foie d'après les images ultrasonores (sauf pour le dernier sujet 2016-S118) malgré la pénétration du fluide dans le corps. Les raisons de ces échecs restent incertaines mais il est important de se rappeler que ceci n'aurait pas pu être détecté en l'absence d'observation ultrasonore. Rien ne permet d'affirmer que ce type de problème ne soit pas survenu dans des études passées. Des causes possibles incluent des dommages dus à la congélation du sujet ou à la détérioration du système vasculaire provoquée par la série de chargements. Un moyen de pallier ce genre de problème serait de mener des études sur sujets non congelés ou bien d'appliquer la perfusion à un endroit plus proche de

l'organe (ex : tronc porte), ce qui, au passage, accroîtrait l'invasivité du protocole. Ce type de limitation rappelle toutefois les limites du modèle cadavérique.

L'inflation des poumons n'a pas été réalisée pour deux sujets (2016-S111 et 2016-S118) affectant probablement la position initiale du diaphragme et du foie. Cela a pu également jouer un rôle sur l'état de contrainte et de déformation initial du diaphragme, affectant au passage la résistance du foie à se déplacer crânialement pendant le chargement. Si dans le cadre de cette étude, la position initiale des organes a été mesurée, l'effet des autres paramètres évoqués n'est pas connu. Toutefois, bien que l'inflation des poumons permette de se rapprocher des conditions *in vivo*, l'absence de tonus musculaire dans la paroi abdominale et dans le diaphragme ne permet pas de recréer un état mécanique semblable à celui d'une personne vivante. Ces effets devront être étudiés dans le cadre de futures études.

Les chargements appliqués dans cette étude avaient une course limitée afin de limiter le risque de blessure. Malgré les derniers essais dont la course a été augmentée afin de générer des lésions, les blessures observées sur les différents organes étaient relativement mineures. Toutefois, les côtes ont été systématiquement fracturées. Le fait que l'apparition des fractures de côtes n'ait pas pu être associée à un essai spécifique de la matrice d'essai est une limitation de l'étude. L'effet de la position de l'impacteur sur la force d'impact est assez limité pour les deux premiers sujets (2014-S152 et 2014-S194, sujets femme, 45 kg ou moins) contrairement aux deux derniers (2016-S111 et 2016-S118, femme (65 kg) et homme (85kg)). Les moments – dans la matrice d'essai – auxquels sont survenues les fractures ainsi que la différence de qualité d'os pourraient en partie expliquer ces phénomènes. L'effet des fractures de côtes sur la réponse interne des organes abdominaux pourront éventuellement faire l'objet d'études numériques.

Les chargements ceinture ont donné des tendances similaires à ceux issus des chargements avec un impacteur rigide. L'effet de la position de l'impacteur a par exemple été mis en avant sur la réponse interne du foie, notamment sur la direction du déplacement des cibles naturelles. Cependant, le nombre d'essais utilisant ce mode de chargement est relativement limité et le montage utilisé (ex : poulies) ne permettaient de contrôler entièrement les conditions aux limites des essais. Ce type de chargement sera étudié plus en détail dans le cadre de futures études.

Les effets de la vitesse et de la pénétration n'ont pas été étudiés dans cette étude car cela aurait nécessité d'augmenter encore le nombre d'essais par sujet. Toutefois, leur étude à l'aide du protocole actuel semble possible. Les quelques tests réalisés à différentes vitesses (sujet 2014-S194) laissent penser que la vitesse a peu d'effet sur la direction initiale des déplacements du foie mais ces résultats restent très préliminaires. De manière similaire, l'objectif de ces essais n'était pas d'étudier les blessures pouvant apparaître lors de chocs plus sévères. De telles études auraient été possibles à condition de réduire considérablement le nombre d'essais par sujet et de s'assurer de la bonne perfusion des organes.

Le rein droit était partiellement visible sur les images échographiques entre la sonde et le foie pour le sujet 2016-S118 (Figure 36). Bien que non quantifié, du glissement entre les deux organes sur les images ultrasonores a pu être observé laissant penser que l'interaction entre les organes pendant un

chargement rapide est possible via ce protocole. Toutefois, ce type de phénomène ne peut être observé qu'à condition que l'anatomie du sujet permette d'imager les plans adéquats.

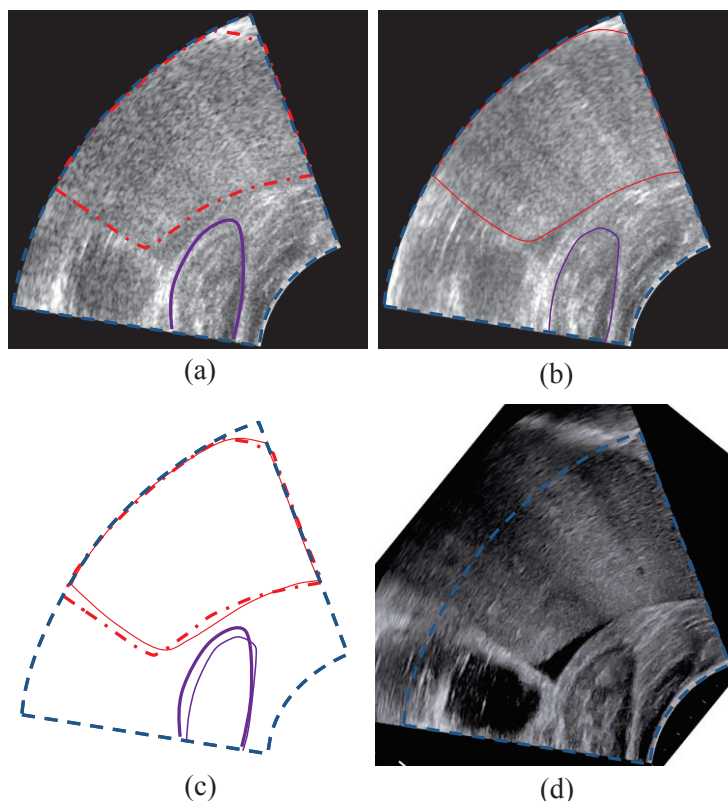


Figure 36 : Visualisation du rein droit sur le sujet 2016-S118. a) Image d'échographie ultra-rapide juste avant l'impact $t=0\text{ms}$ (rouge pointillés : foie, bleu trait plein : rein), b) Images échographiques à $t=60\text{ms}$, c) Superposition des contours issus de a) et b) montrant les mouvements des organes ainsi que le possible glissement entre le foie et le rein droit, d) Image échographique (mode B) à $t=0\text{ms}$ (juste avant l'impact)

5 Conclusions

Un protocole basé sur l'échographie ultra-rapide a été utilisé pour étudier la réponse interne *in situ* du foie pendant que l'abdomen était soumis à un chargement rapide. Deux types de chargement (impacteur rigide et ceinture de sécurité) ont été étudiés ainsi que l'effet de la position de l'impacteur selon l'axe cranio-caudal. Des tendances similaires ont été trouvées entre les différentes réponses des cinq sujets, notamment en termes de direction initiale (angle) des trajectoires. Cette tendance, qui est à confirmer, pourrait être la première relation documentée entre déformation externe de l'abdomen et réponse interne. Ce résultat démontre le potentiel des protocoles développés pour l'étude de l'abdomen en biomécanique des chocs. D'autre part, les résultats montrent aussi qu'il est important de connaître la position du foie par rapport à la zone d'impact afin de prédire sa réponse *in situ*, ce qui pourrait avoir des conséquences sur la prédiction des risques lésionnels. Ceci pourrait être problématique si l'on considère que la position des organes n'est typiquement pas documentée dans les études passées.

Chapitre 3

Évaluation de la réponse interne d'un modèle du GHBMC

Ces travaux sont en lien avec les projets du GHBMC (Global Human Body Model Consortium) dans lesquels le laboratoire est activement impliqué comme centre d'expertise sur l'abdomen depuis 2008.

Plus spécifiquement, ces travaux ont contribué au projet en cours (2014-2016) sur développement d'un modèle détaillé de la femme (5^{ème} percentile). Des simulations ont été réalisées en parallèle sur les modèles homme (50^{ème} percentile) et femme (5^{ème} percentile, lors de son développement). Les résultats sont inclus dans les rapports de projet. Les résultats sur le modèle homme (50^{ème} percentile) ont fait l'objet d'une analyse détaillée et ont été soumis à publication avec les résultats expérimentaux (manuscrit révisé soumis) :

Le Ruyet A, Berthet F, Rongiéras F, Beillas P. 2016. Effect of abdominal loading location on the liver motion: experimental assessment using ultrafast ultrasound imaging and simulation with a human body model. Stapp Car Crash J. 60:25-57.

Seuls les travaux sur le 50^{ème} percentile homme seront décrits dans ce chapitre. Ils correspondent au manuscrit soumis avec quelques détails complémentaires, notamment sur la description du modèle. Les résultats sur le modèle femme (5^{ème} percentile), qui semblent similaires, sont fournis en Annexe C pour référence.

Sommaire

1	Introduction	60
2	Méthodes	60
2.1	Description du modèle.....	60
2.2	Mise à l'échelle du modèle.....	62
2.3	Simulations.....	63
3	Résultats	64
4	Discussion	69
5	Conclusions	72

1 Introduction

Les modèles humains basés sur la méthode des éléments finis sont des outils de plus en plus utilisés pour étudier la réponse du corps humain au choc. Les essais sur sujets cadavériques de la littérature (ex Nusholtz et al. 1985; Cavanaugh et al. 1986; Viano et al. 1989; Hardy et al. 2001; Foster et al. 2006; Lamielle et al. 2008; Kremer et al. 2011) ont permis de vérifier le comportement externe de ces modèles en termes de réponse force-pénétration. Toutefois, l'absence de données sur le comportement interne de l'abdomen pendant un choc n'a pas permis de vérifier la réponse interne de ces modèles ou de valider les hypothèses de modélisation utilisées. Bien que ces modèles puissent prendre en compte la complexité anatomique du corps humain en termes de géométrie et de propriétés matériau, l'absence de validation du comportement interne peut limiter leur potentiel pour aider à comprendre le comportement de l'abdomen pendant un choc et prédire des lésions. L'objectif de ce travail était donc d'utiliser les résultats obtenus sur le comportement interne du foie *in situ* lors des précédentes campagnes expérimentales sur sujet cadavérique (voir Chapitre 3) pour évaluer la réponse interne de modèles humains existants. Les travaux présentés dans ce chapitre sont ceux obtenus avec le modèle homme (50^{ème} percentile) du GHBMC.

2 Méthodes

2.1 Description du modèle

Le modèle utilisé est le modèle homme (50^{ème} percentile, M50) du GHBMC en version 4.4. L'abdomen du modèle a été développé au laboratoire dans le cadre des projets du GHBMC et le modèle est actuellement utilisé par les membres industriels du consortium ainsi que nombre d'acteurs académiques (www.ghbmc.com). Le modèle est commercialisé par Elemance LLC (www.elemance.com). La conception du modèle, ses caractéristiques et ses performances sont décrites dans de nombreuses publications et résumées dans le manuel d'utilisation du modèle. L'objet de cette section est donc de fournir un aperçu rapide du modèle en se focalisant sur la région abdominale. Un aperçu du modèle est fourni en Figure 37.

Le modèle a été développé à partir de données d'imageries médicales collectées sur un volontaire sain sélectionné pour ses dimensions anthropométriques proches du 50^{ème} percentile homme. Les données collectées incluent des scans de surface en position, un scanner CT en position quasi assise, des IRM haute résolution en position couchée, ainsi qu'une IRM positionnelle assise qui a été utile en particulier afin d'ajuster les positions des organes abdominaux. Le modèle inclut autour de 2,2 millions d'éléments décrivant les principales structures anatomiques du corps humain à travers près de 1000 composants (*parts*). Il est composé de l'assemblage de modèles régionaux développés par différents centres d'expertise. La vérification de son comportement (« validation ») s'est effectuée à la fois au niveau de chaque région et du corps entier dans un grand nombre de configurations de choc (entre 70 et 100). La version de base du modèle est implémentée dans le code de calcul Ls-Dyna (LSTC, Livermore, California) mais des versions existent toutefois pour les codes Pamcrash et Radioss. Toutes les simulations présentées dans ce travail ont été faites avec le logiciel Ls-Dyna.

La région abdominale (située entre le diaphragme et le pelvis) inclut des descriptions des principaux organes solides (foie, reins, rate, pancréas) et creux (estomac, colon, intestin grêle, vessie), des grands

vaisseaux (ex : aorte, veine cave), et des muscles environnant (ex : diaphragme, rectus, oblique, muscles dorsaux). Les organes pleins sont modélisés à l'aide de maillages volumiques tétraédriques recouverts de capsules surfaciques alors que les organes creux sont modélisés de manière simplifiée par des membranes délimitant des sacs incompressibles (un sac unique pour le grêle). Les muscles sont aussi modélisés par des éléments volumiques recouverts d'aponévroses surfaciques sauf le diaphragme qui est surfacique. Les ligaments sont modélisés à l'aide de réseaux de ressorts ou de contact collé pour certaines attaches. Les relations entre organes sont aussi modélisées avec des contacts collés (ex : attachement diaphragmatique du rein, zone sans péritoine du foie) ou glissants (le défaut). La colonne lombaire est modélisée à l'aide de vertèbres rigides articulées à l'aide de ressorts non linéaires 6 degrés de liberté. Afin d'éviter les vides entre organes, un composant représentant du gras a été défini par opérations booléennes volumiques. L'ensemble est recouvert d'un composant de chair globalisant le gras sous-cutané et les muscles non décrits individuellement et de peau. Les matériaux sont dérivés de propriétés de la littérature et sont typiquement hyper-élastiques, tabulaires non linéaires (ex : organes, muscles), ou linéaires (ex : capsules) avec souvent des composantes visqueuses.

Pour l'abdomen, la réponse du modèle a été vérifiée dans 18 configurations de référence (ex : impacteurs, barres, ceintures, airbags) issues de la littérature incluant des chargements par impacteur de type barre (ex : Cavanaugh et al. (1986) et Hardy et al. (2001)), des impacteurs plus larges et focalisés sur le foie (ex : Viano (1989) et Kremer et al. (2011)) qui sont par certains aspects similaires des conditions présentées dans le chapitre précédent mais plus intenses. Des illustrations sont fournies en Figure 38 ci-dessous.

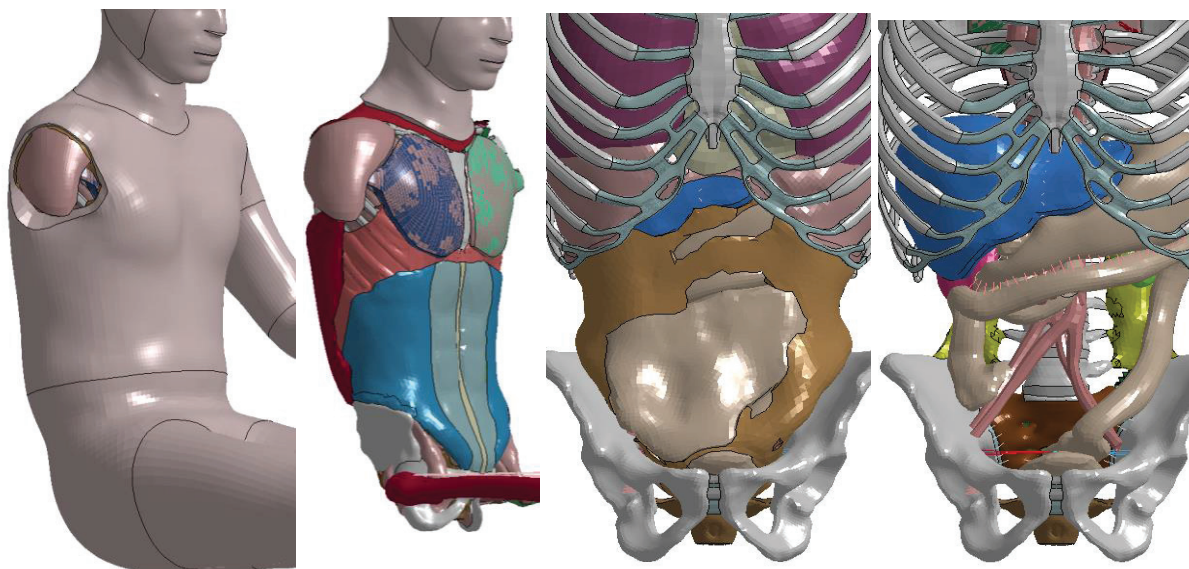


Figure 37 : Vue d'ensemble du tronc et de l'abdomen du GHBM. Les arêtes des éléments ne sont pas montrées afin de faciliter la vue anatomique.

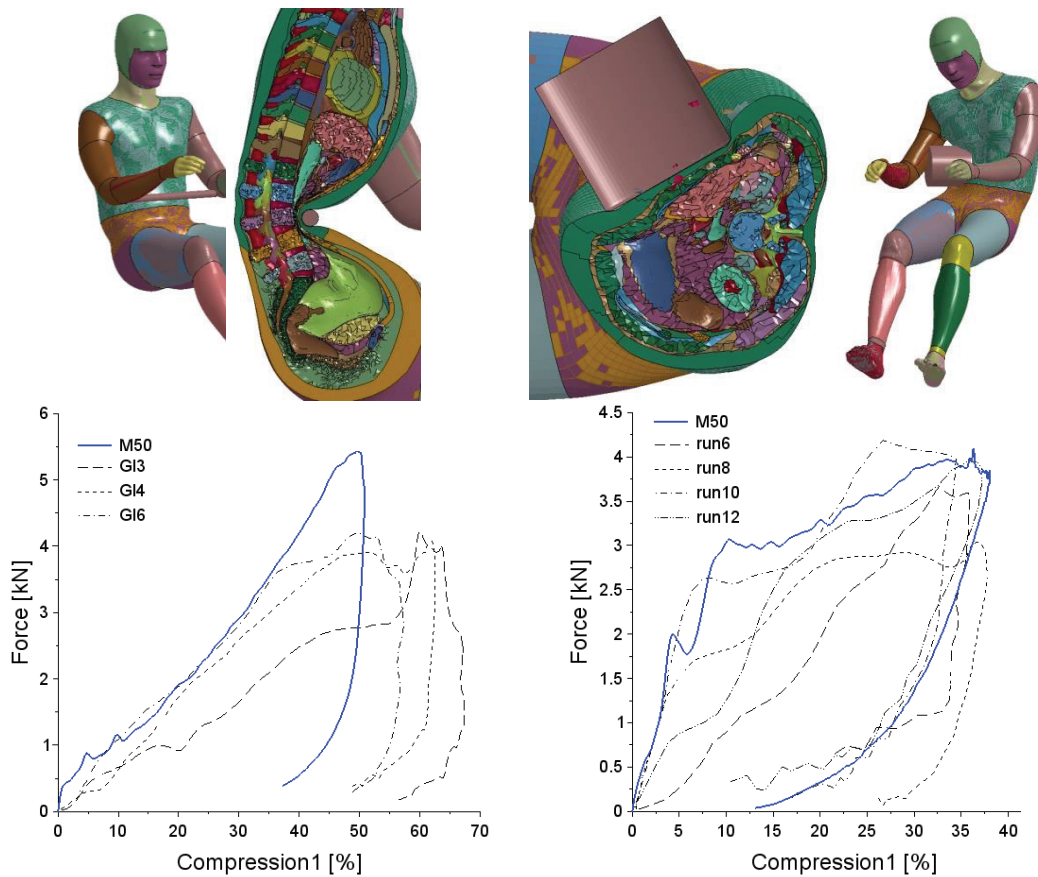


Figure 38 : Illustration de la réponse du modèle pour des conditions de chargement en lien avec la présente étude. Chargement avec une barre dans le milieu de l'abdomen (Hardy et al. (2001), gauche) et chargement oblique distribué sur le foie (Viano (1989), droite). Les réponses externes sont fournies sous les simulations en terme d'effort mesuré en fonction de la compression (déflexion divisée par la profondeur abdominale)

2.2 Mise à l'échelle du modèle

Pour simuler au mieux les essais réalisés et limiter les effets de différence de taille entre les sujets et le modèle, le modèle a été mis à l'échelle de manière à ce que sa profondeur abdominale (mesurée au niveau du nombril), sa taille et sa masse soient proches de celles du sujet testé. Pour cela, une méthode développée par ailleurs pour les travaux en cours au laboratoire sur la validation des modèles du GHBM a été utilisée. Des dimensions anthropométriques de tous les segments corporels ont été estimées à partir de celles de sujets se trouvant dans la base de données ANSUR¹² dont la taille, la masse et la profondeur abdominale étaient les plus proches de celles du sujet d'anatomie (Gordon et al. 1989). Ces dimensions étaient ensuite utilisées pour définir des points de contrôles puis mettre à l'échelle les modèles en utilisant une méthode basée sur l'interpolation par krigeage de manière similaire à ce qui est décrit dans Jolivet et al. (2015) pour les modèles enfants. Un exemple de modèle mis à l'échelle est donné en Figure 39. Les paramètres anthropométriques des différents modèles mis à l'échelle (un par sujet) sont donnés en Tableau 11.

¹² U.S. Army Anthropometric Survey

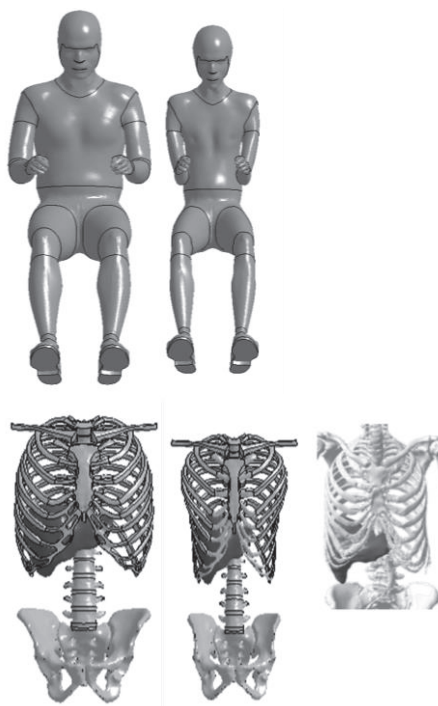


Figure 39 : Mise à l'échelle des modèles : modèle GHBM M50v4.4 (gauche) mis à l'échelle par rapport au sujet 2014-S194 (centre). Segmentation (os et foie) du sujet 2014-S194 (droite) montrant les variations anatomiques (forme et position)

2.3 Simulations

Seuls les essais utilisant un impacteur rigide ont été simulés. Chaque essai présenté en Tableau 9 (Chapitre 4) a été simulé à partir du modèle correspondant (Tableau 11). Pour cela, un impacteur hémisphérique de même géométrie que celui utilisé lors des expérimentations (diamètre de 120 mm, longueur de 200 mm environ) a été modélisé (éléments surfaciques, matériau rigide) et positionné le long de l'axe cranio-caudal à la même distance du diaphragme que celle estimée dans le Tableau 9. La courbe de déplacement (Annexe B) issue des expérimentations a été ensuite appliquée à l'impacteur.

La trajectoire de nœuds correspondant aux cibles naturelles suivies sur les films échographiques a été utilisée pour comparer les résultats expérimentaux aux résultats de simulation. La sélection des nœuds s'est faite en utilisant la position des cibles naturelles par rapport au diaphragme et à la peau (faces antérieures et latérales). De manière similaire au chapitre précédent, les trajectoires nodales ont été analysées en termes d'amplitude, de direction initiale (angle) et de retard temporel entre les pics de déplacements du foie et de l'impacteur. La densité d'énergie de déformation ($\mu\text{J}/\text{mm}^3$) – représentant l'énergie de déformation de l'organe divisée par le volume de ce dernier – a également été calculée pour le foie en fonction de la position (Z) de l'impacteur selon l'axe cranio-caudal. Il est à noter que cette valeur est utilisée comme indicateur lésionnel avec le modèle GHBM.

Tableau 11 : Paramètres anthropométriques des modèles mis à l'échelle

Sujet ou modèle	Sexe et âge	Taille (cm)	Masse (kg)	Profondeur abdominale (mm)
M50 référence	M	175	77	228
2013-S118	F, 91	160	40.5	
M50-MAE* <i>2014-S118</i>	n/a	n/a	40.6	187
2014-S152	F, 94	145	45	
M50-MAE* <i>2014-S152</i>	n/a	n/a	44.2	165
2014-S194	F, 91	163	43.5	
M50-MAE* <i>2014-S194</i>	n/a	n/a	43	188
2016-S111	F, 97	163	65	
M50-MAE* <i>2016-S111</i>	n/a	n/a	64.1	230
2016-S118	M, 82	179	85	
M50-MAE* <i>2016-S118</i>	n/a	n/a	83.6	260

(*) mis à l'échelle

n/a : non applicable

3 Résultats

Tous les essais présentés en Tableau 9 n'ont pas pu être simulés. En effet, pour certains cas, la position anatomique du foie du sujet (ex : sujet 2016-S111, Figure 22) a conduit à des chargements incompatibles avec les modèles humains dans la mesure où la distance entre l'impacteur et le diaphragme engendrait un chargement direct du pelvis. À titre d'exemple, trois sujets (images des caméras de côté) sont comparés aux modèles mis à l'échelle avec l'impacteur positionné à la même distance par rapport au diaphragme (Figure 40). Il peut être observé que pour les positions expérimentales les plus caudales, l'impacteur semble plus proche du pelvis pour les simulations. De plus, si la mise à l'échelle des modèles a permis d'obtenir les mêmes profondeurs abdominales que les sujets, l'épaisseur des autres régions des sujets n'a cependant pas été utilisée et il se peut par conséquent que les épaisseurs des autres régions des modèles diffèrent de celles du sujet (ex : sujet 2014-S152, Figure 40). Ceci a conduit au total à environ 25 simulations, une simulation durant typiquement 10 heures sur 48 cœurs d'un cluster de calcul utilisé au laboratoire.

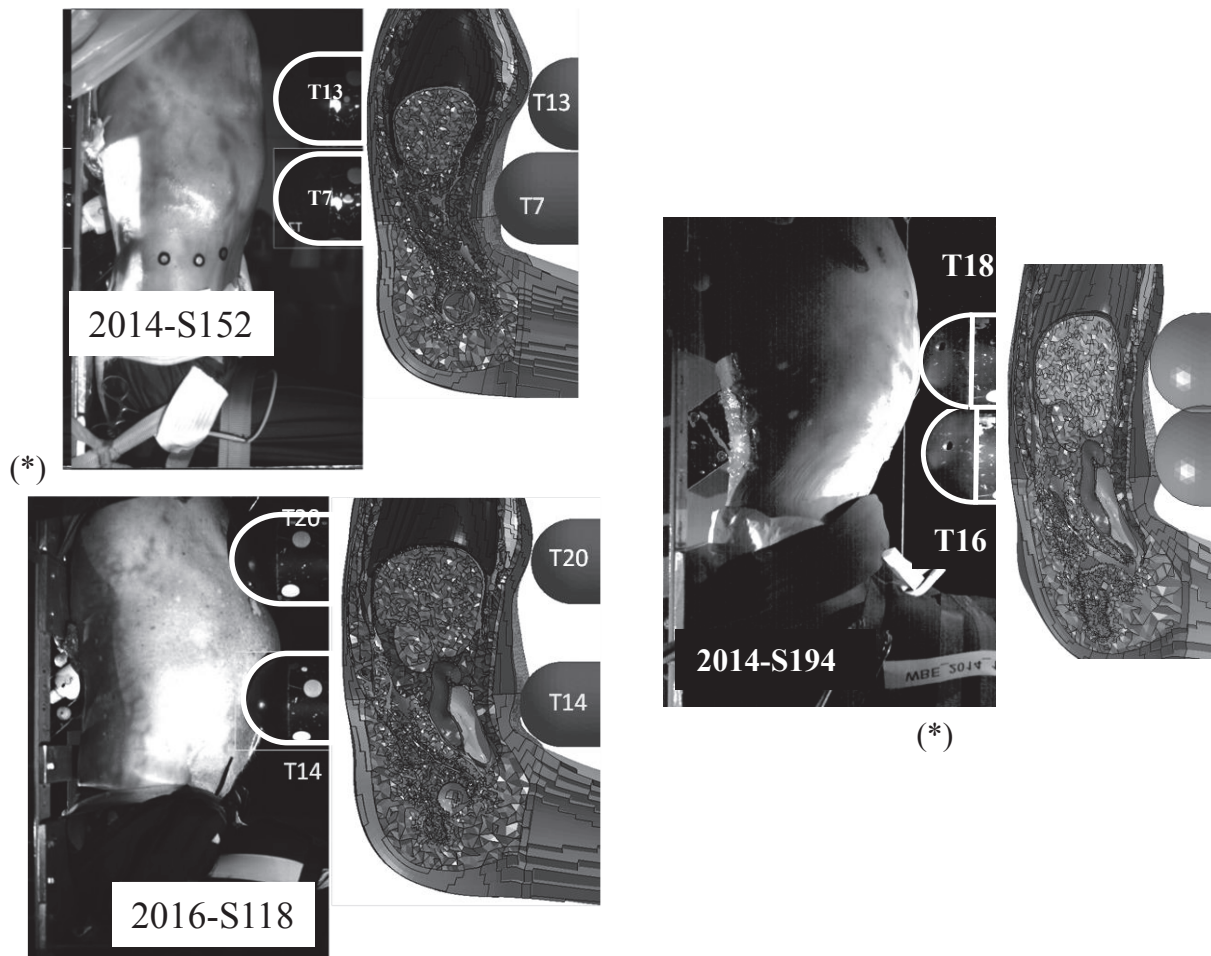


Figure 40 : Comparaison des conditions d'essais et de simulation avec les modèles mis à l'échelle. Sur les photos montrant les sujets, le contour de l'impacteur est surligné. Les positions correspondantes de l'impacteur par rapport au diaphragme sont montrées pour les modèles mis à l'échelle. (*) Pour une meilleure compréhension, les images provenant de caméras situées à gauche du sujet sont montrées symétrisées.

Une illustration de la réponse interne du modèle est donnée en Figure 41. Comme pour les expérimentations, le déplacement du foie selon l'axe cranio-caudal (i.e. selon l'axe \vec{Z}) semble affecté par la position de l'impacteur. En effet, une position caudale de l'impacteur par rapport au foie résulte en un mouvement crânial de l'organe tandis qu'un déplacement caudal du foie peut être observé pour des positions de l'impacteur caudales par rapport à l'organe. Un exemple de trajectoire dans le plan sagittal issue des simulations ainsi que les paramètres associés (angle, délai, pics) sont montrés en Figure 42. Les trajectoires nodales étaient généralement sagittales avec une composante des déplacements selon l'axe transversal n'excède pas 2,5 millimètres. Des similitudes entre les trajectoires expérimentales et celles issues des simulations peuvent être observées en termes de direction initiale (angle, Figure 42b) et de pics de déplacements, bien que les amplitudes des trajectoires nodales soient plus élevées de 5 à 10 mm (Figure 42d, Figure 42e). Pour la plupart des simulations, le délai temporel entre les pics de déplacement du foie et de l'impacteur est minimal lorsque l'impacteur se situe 100 millimètres environ en-dessous du diaphragme. Il peut être d'ailleurs noté que les délais temporels issus des simulations montrent moins de variabilité que ceux issus des expérimentations. La principale différence entre trajectoires expérimentales et simulées survient toutefois lors de la phase retour de la trajectoire où le rebond caudal observé sur les images échographiques n'est pas présent dans les simulations. De plus, les trajectoires nodales ont de manière

générale une forme moins arrondies que celles issues des expérimentations. Afin de faciliter la comparaison, des comparaisons appariées ont été réalisées entre chaque sujet et le modèle correspondant (Figure 43). L'angle initial est le paramètre le plus similaire entre les simulations et les expérimentations. Il est suivi des déplacements selon l'axe vertical au pic de déplacement du foie, avec une légère surestimation de la part des modèles. Concernant les pics de déplacements selon l'axe de l'impacteur (\vec{X}), des similitudes entre les modèles et les expérimentations peuvent être observées avec également une surestimation de la part des modèles et une plus grande variabilité que pour les déplacements selon \vec{Z} . Enfin, aucune tendance claire n'apparaît pour les délais temporels.

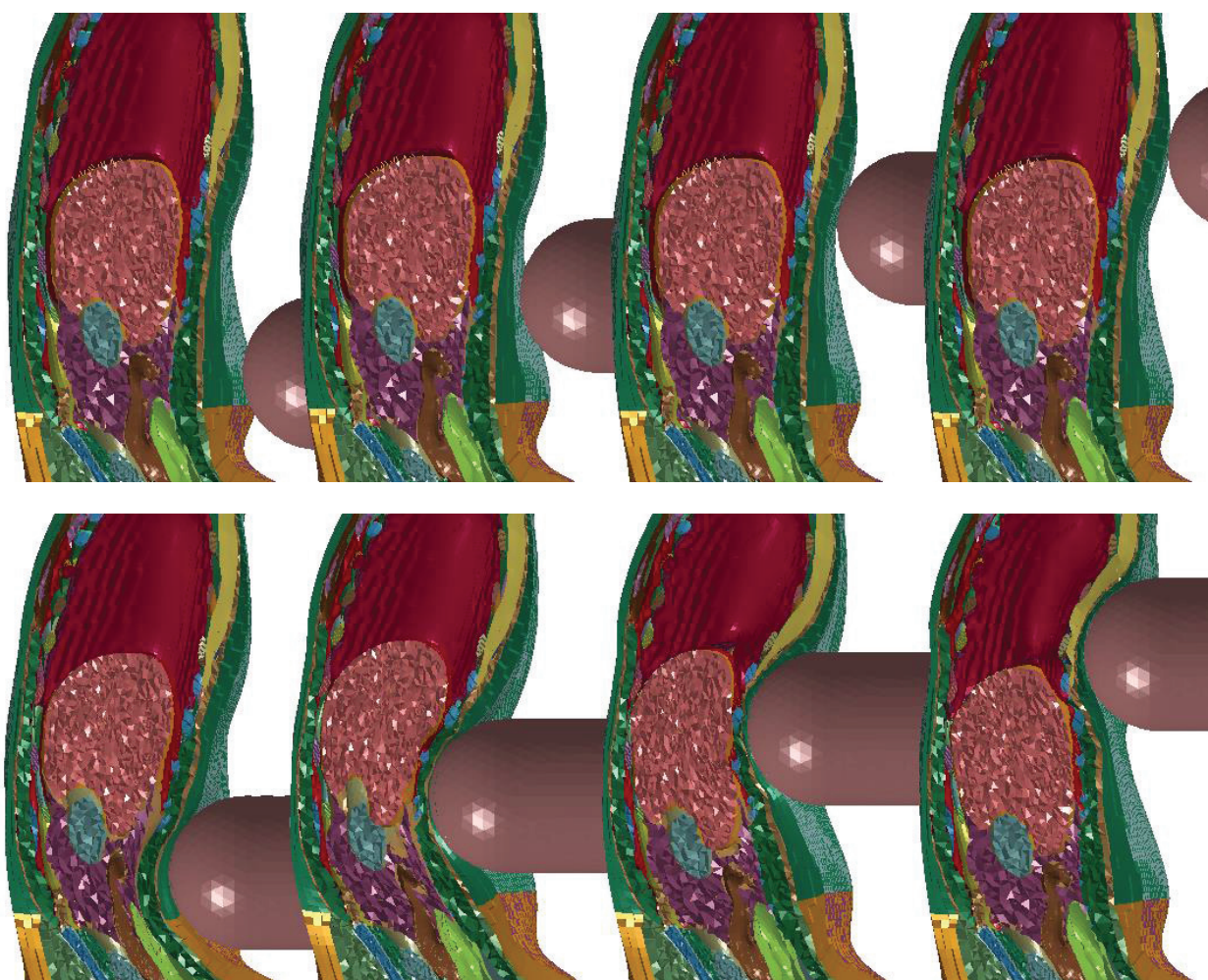


Figure 41 : Exemple de cinématique interne issue des simulations. Simulation des essais T16 (haut) et T19 (bas) pour le sujet 2014-S194. Gauche : juste avant le contact, droite : pic de pénétration de l'impacteur

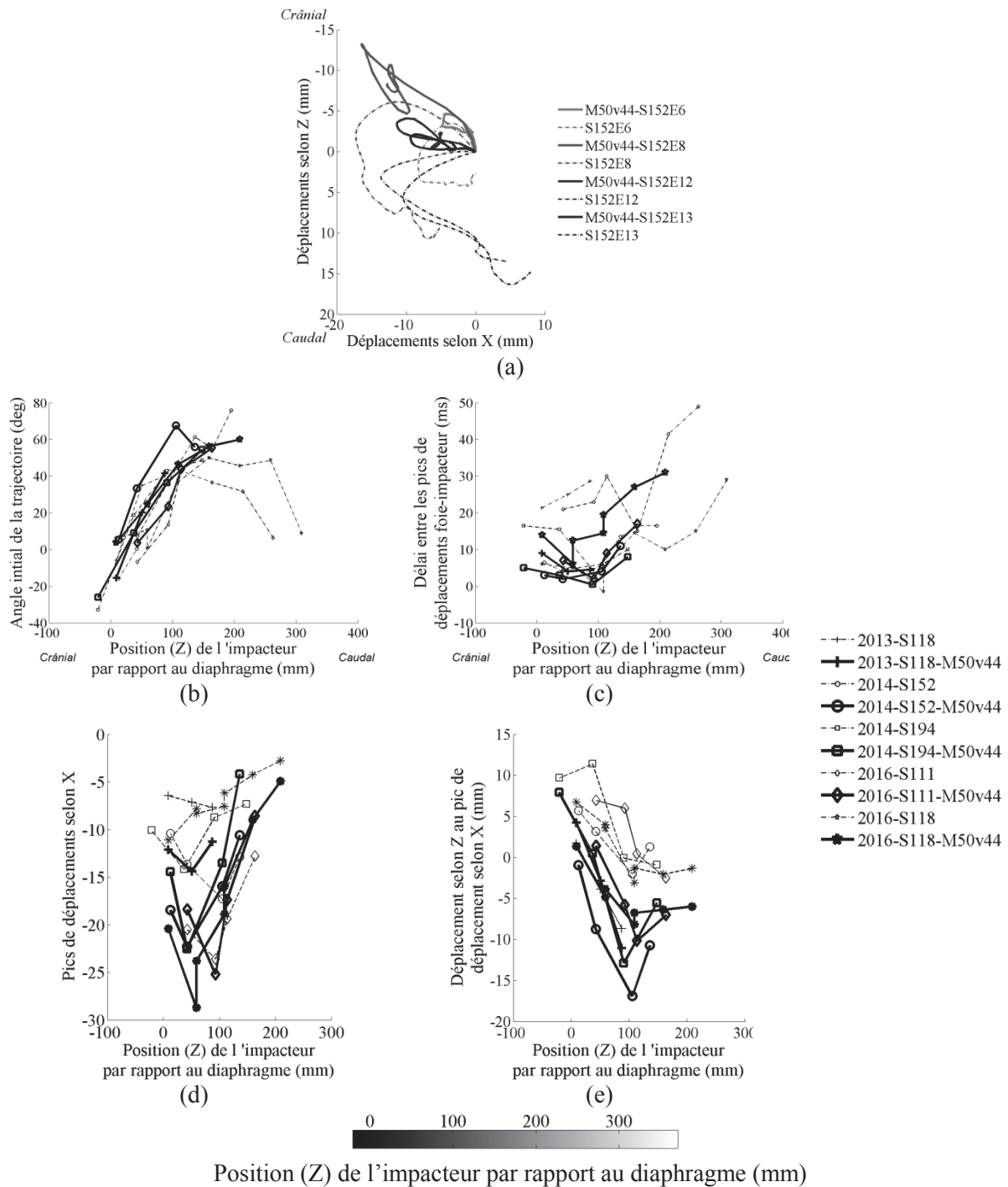


Figure 42 : Trajectoires et paramètres de trajectoires issus des simulations. a) Exemple de trajectoires issues des simulations (2014-S152). b) Angle initial des trajectoires. c) Délai temporel entre les pics de déplacements foie-impacteur. d) Pics de déplacements du foie selon \vec{X} et e) déplacements selon \vec{Z} au pic de déplacement du foie (selon X). Traits pleins : simulation. Traits pointillés : expérimentation.

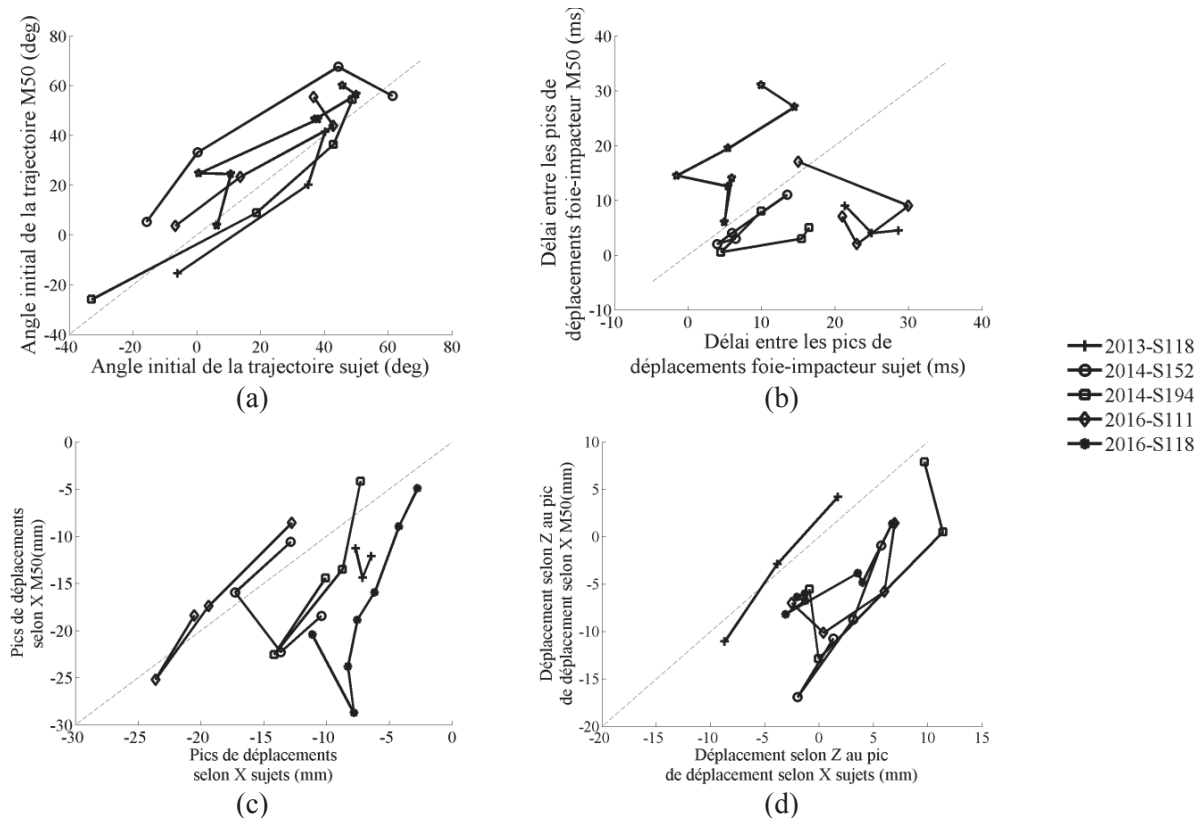


Figure 43 : Comparaison appariée des paramètres de trajectoires expérimentaux et issus des simulations : a) angle initial des trajectoires, b) délai temporel entre les pics de déplacement foie-impacteur, c) pic de déplacement selon \vec{X} , d) déplacements selon \vec{Z} au pic de déplacement du foie (selon \vec{X}). La ligne pointillée représenterait une corrélation parfaite entre essais et simulations.

Un exemple de réponse du modèle en termes d'efforts exercés sur l'impacteur est donné en Figure 44a. Les pics d'efforts enregistrés pour chaque position de l'impacteur simulée et pour chaque modèle personnalisé sont montrés en Figure 44b. De manière générale, les efforts issus des simulations sont plus élevés que ceux mesurés lors des expérimentations. Le sujet 2016-S118 (homme, anthropométrie proche de celle d'un homme 50^{ème} percentile) est le sujet pour lequel les différences en termes d'efforts sont les plus faibles (environ 100 N d'écart pour la plupart des positions de l'impacteur). En revanche, les sujets 2014-S152 et 2014-S194 (femme, faible IMC¹³) sont les sujets pour lesquels les différences sont les plus élevées avec le modèle. Les modèles personnalisés peuvent alors prédire des valeurs 4 à 5 fois plus élevées que celles mesurées lors des essais. Les pics de densité d'énergie de déformation du foie sont donnés pour les différents modèles personnalisés en Figure 45 en fonction de la position (Z) de l'impacteur par rapport au diaphragme. De manière générale, des tendances similaires peuvent être observées entre les modèles avec un pic de densité d'énergie de déformation lorsque l'impacteur se situe entre 50 à 100 millimètres du diaphragme (caudal). Le modèle personnalisé aux dimensions anthropométriques du sujet 2014-S194 montre des valeurs de densité d'énergie de déformation bien plus élevées que les autres sujets.

¹³ Indice de Masse Corporelle

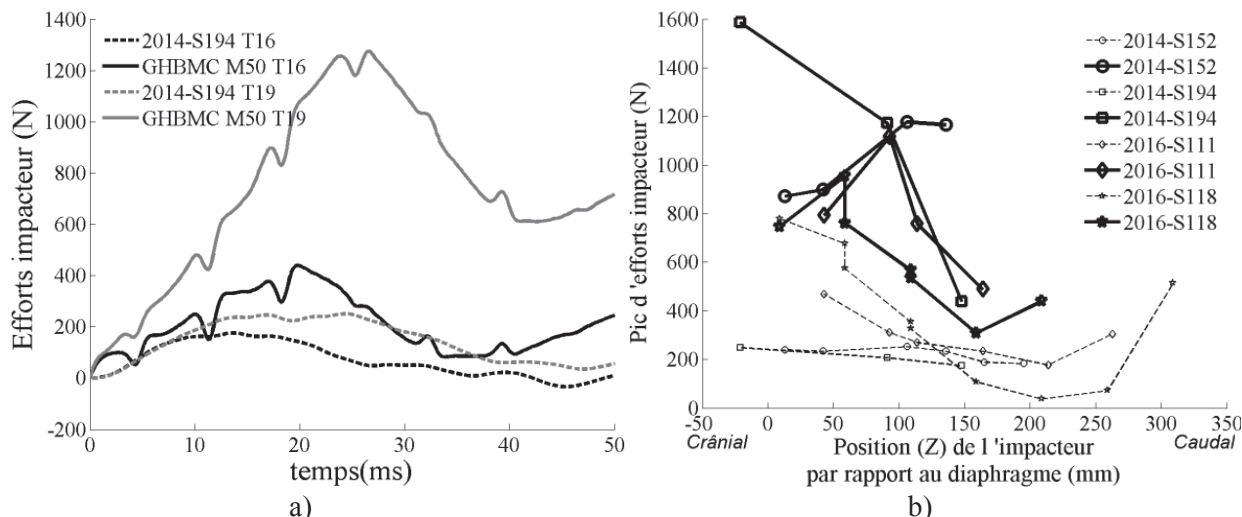


Figure 44 : Efforts issus des simulations. a) Comparaison des efforts mesurés lors du chargement et issus du modèle pour deux essais

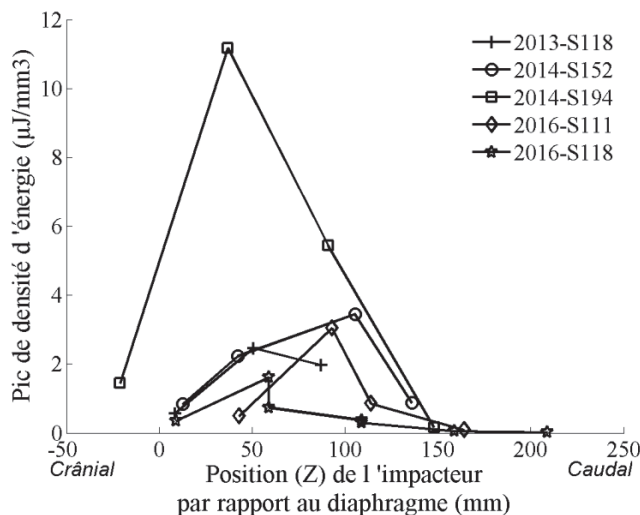


Figure 45 : Pics de densité d'énergie de déformation (foie) issus des simulations en fonction de la position (Z) de l'impacteur par rapport au diaphragme

4 Discussion

Dans cette étude, les essais impacteur réalisés dans le cadre de l'étude du comportement interne du foie *in situ* ont été simulés avec un modèle humain éléments-finis existant (GHBMC M50). Pour chaque sujet, le modèle de référence a été personnalisé de manière à ce qu'il ait la même taille, la même profondeur abdominale ainsi qu'une masse proche de celle du sujet.

De manière générale, les tendances observées durant les expérimentations ont pu être reproduites par les simulations. Ces similarités incluent la sensibilité de la position de l'impacteur selon l'axe crano-caudal sur la direction initiale (angle) des trajectoires nodales, ainsi que sur les pics de déplacements selon l'axe de l'impacteur (\vec{X}) et les déplacements correspondants selon \vec{Z} . Toutefois, les déplacements issus des simulations sont la plupart du temps surestimés de 5 à 10 millimètres. Les raisons de ces différences d'amplitude observées ne sont pas connues mais pourraient être dues aux espaces libres

présents entre les différents organes ainsi qu'à la formulation des contacts qui ne permet pas d'éviter leur ouverture (séparation de deux parties). De plus, la partie de la trajectoire simulée après le pic de déplacement selon \vec{X} est relativement différente de celle observée lors des expérimentations : les trajectoires nodales ne comportent pas de phase de déplacement caudal comme dans les essais. Comme mentionné dans le chapitre précédent, les raisons de la présence de tels déplacements pour les expérimentations, s'opposant d'ailleurs à la gravité, sont mal comprises et ne sont en tout état de cause pas simulées. Des travaux préliminaires ont été conduits pour tester certaines hypothèses de modélisation, et plus spécifiquement si elles pouvaient expliquer certaines des différences entre les résultats de simulation et les réponses expérimentales, notamment pour la partie de la trajectoire où le foie revient en position (mouvement caudal).

- Tout d'abord, des sacs incompressibles ont été insérés entre les organes (entre le diaphragme et le foie par exemple) afin de favoriser un meilleur couplage entre les organes et surtout d'empêcher l'ouverture des contacts (Figure 46).
- Les sacs incompressibles modélisant les organes creux ont été remplacés par une formulation (SPH¹⁴) permettant de simuler les flux de fluide
- La gravité a été simulée sur l'ensemble du modèle avant (pré-chargement) et pendant le chargement.
- Les propriétés matériau du foie ont été modifiées afin de vérifier des paramètres tels la viscosité, l'amortissement ou enfin l'élasticité pouvait affecter la cinématique interne du foie.

Les principaux résultats obtenus sont donnés en Figure 47. Pour résumer, aucun de ces changements n'a conduit à des modifications significatives des trajectoires prédites par le modèle. La modification ayant les effets les plus importants était la gravité mais elle n'explique pas l'absence de retour caudal et conduit à éloigner encore plus les résultats de simulation et d'essais (augmentation de l'amplitude selon \vec{Z}). Des travaux restent donc nécessaires afin de mieux comprendre ces écarts soit en testant d'autre paramètres (ex : modélisation diaphragme, masse des organes creux) ou en combinant les paramètres.

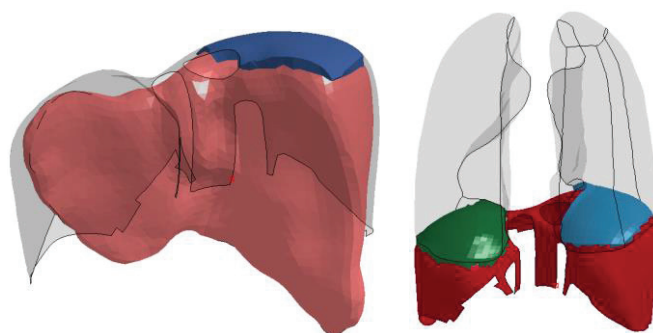


Figure 46 : Définition des sacs incompressibles entre les organes pour éviter l'ouverture des contacts : sac incompressible (bleu) placé entre le diaphragme (gris) et le foie (gauche) ; sacs incompressibles (bleu et vert) entre le diaphragme (rouge) et les poumons (droite). Les côtés des sacs (faces non communes avec les organes) sont simulés avec des éléments nuls de manière à affecter le moins possible les possibles glissements

¹⁴ Smoothed particle hydrodynamics

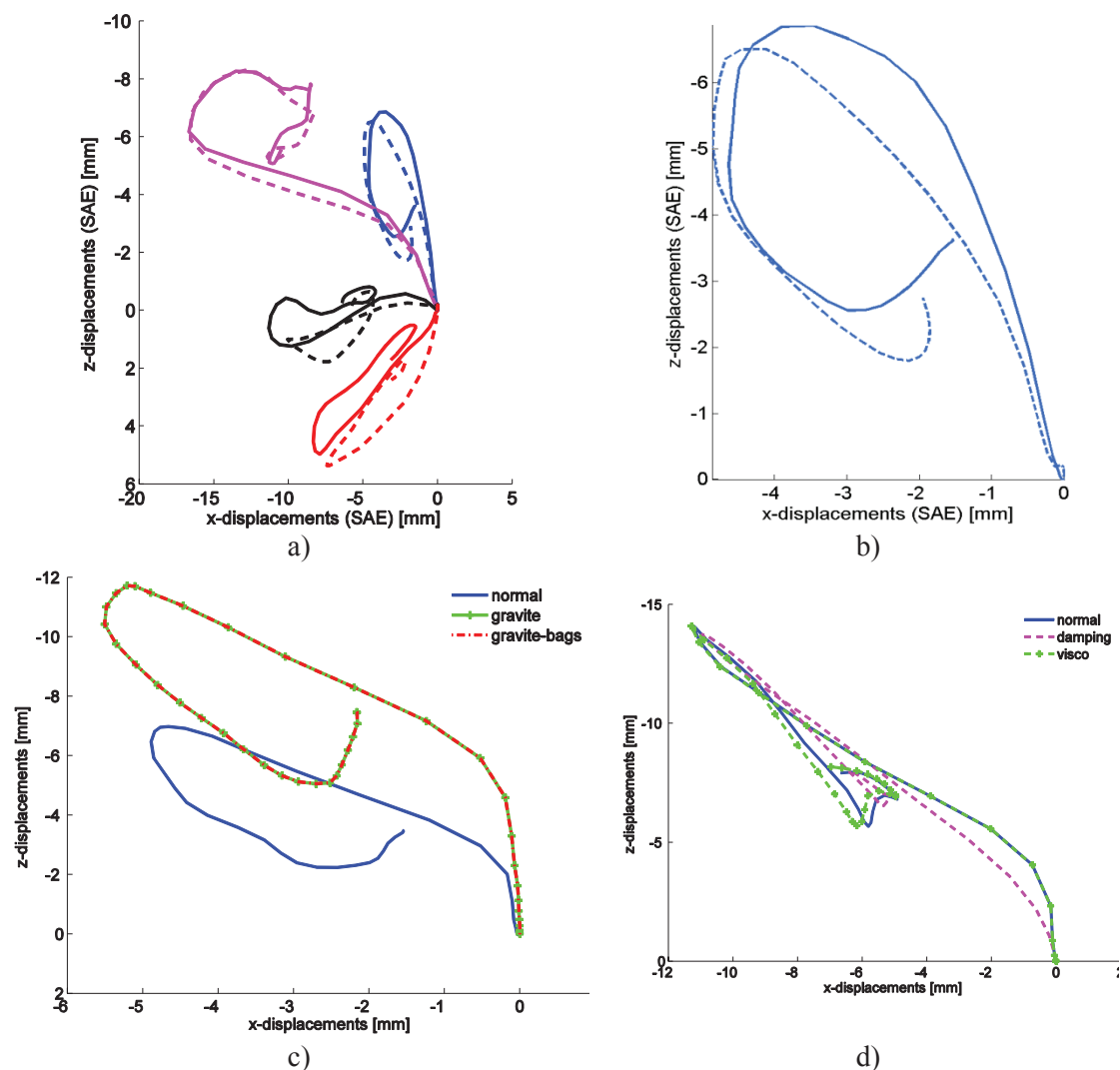


Figure 47 : Résultats obtenus pour l'ajout de sacs incompressibles : entre foie et diaphragme (a) et entre diaphragme et poumons (b). Les courbes en trait plein sont les courbes pour le modèle initial et les courbes en traits pointillés sont celles du modèle modifié. Résultat obtenu en simulant la gravité (c) et en modifiant des paramètres matériau du foie (*damping* multipliés par 10 dans la loi implémentée dans le code de calcul LS-Dyna, G_{infini} divisé par 10).

La personnalisation des modèles s'est faite de manière globale à partir de la masse, de la taille et de la profondeur abdominale du sujet. Par conséquent, les autres spécificités anatomiques, en termes de forme dans d'autres régions ou de position d'organe, n'ont pas été prises en compte. L'absence de personnalisation des tissus du thorax a notamment conduit à des écarts dans la région thoracique entre le sujet et le modèle personnalisé (Figure 40). À titre d'exemple, pour le sujet 2014-S194, le modèle personnalisé présente une épaisseur thoracique bien plus importante que celle du sujet, ce qui peut expliquer les efforts relativement faibles issus des simulations comparé à ceux mesurés lors des essais. Les différences anatomiques entre certains sujets et modèles en termes de position du foie, peut être amplifiées par la position inversée du sujet, n'a pas permis de simuler tous les essais dans la mesure où l'impacteur aurait interféré avec le pelvis. Cela a pu aussi induire un mauvais engagement mécanique de la cage thoracique affectant au passage la réponse interne des organes. De manière générale, la méthode de personnalisation utilisée semble satisfaisante pour rendre l'épaisseur abdominale compatible avec celle mesurée lors des essais mais des ajustements sont à prévoir au niveau des autres régions (ex : thorax) afin d'améliorer les comparaisons.

Toutes les simulations ont été réalisées en considérant que les côtes n'étaient pas fracturées. Pour l'analyse des efforts et des réponses internes, il est important de rappeler que 1) les pénétrations de l'impacteur étaient du même ordre de grandeur mais n'étaient pas exactement les mêmes entre essais et que 2) pour une même pénétration, la compression abdominale en résultant peut différer dans la mesure où l'épaisseur abdominale n'est pas constante selon l'axe vertical (\vec{Z}). De manière générale, les sujets semblent montrer une épaisseur de l'abdomen supérieure à celles des modèles personnalisés (Figure 40) qui pourrait être due à la position inversée des sujets conduisant à un mouvement crânial des organes creux. Les propriétés matériau des différents organes – notamment des os – du modèle n'ont pas été personnalisées. Ceci, avec l'absence de prise en compte des fractures de côtes, pourrait expliquer des pics d'efforts plus élevés pour le modèle lorsque l'impacteur se situait relativement proche du diaphragme (engagement de la cage thoracique), notamment pour les petits sujets femme (2014-S152 et 2014-S194).

Par conséquent, bien que des tendances similaires aient pu être mises en évidence entre les réponses expérimentales et celles de sujets, un ajustement de la méthode de personnalisation des modèles semble nécessaire pour les structures internes. Cela pourrait être réalisé en combinant les données issues du scanner CT réalisé en amont des essais avec les différentes mesures (scan surfacique, échographie) effectuées lors des essais afin de corriger les effets de la gravité et de la posture.

Enfin, les densités d'énergie de déformation calculées dans le foie sont également affectées par la position de l'impacteur par rapport au diaphragme ainsi que par les modèles personnalisés. En effet, la personnalisation des modèles a engendré des écarts de compression entre essais et simulations alors que les pénétrations de l'impacteur étaient similaires. À titre d'exemple, pour le modèle personnalisé aux dimensions du sujet 2014-S194 (pour lequel les plus hauts niveaux de densité d'énergie de déformation ont été observés), l'absence de personnalisation de la profondeur thoracique (essai 18, voir Figure 40) associée à une pénétration de l'impacteur relativement élevée (71 mm) a engendrée une compression de 37% pour le modèle, bien plus élevée donc que celle engendrée lors de l'essai (27%). Si les amplitudes de ces densités sont relativement similaires pour les autres sujets, elles doivent tout de même être considérées avec précaution. Indépendamment de sa magnitude, la densité d'énergie de déformation du foie a été trouvée comme étant très sensible à la position de l'impacteur sur l'axe cranio-caudal (pour tous les sujets). Elle suit par ailleurs la même tendance que celle observée pour les pics de déplacements selon l'axe de l'impacteur (\vec{X} , Figure 42) : les valeurs les plus élevées sont obtenues aux mêmes distances du diaphragme (entre 50 et 100 millimètres) dans les deux cas. Dans la mesure où la densité d'énergie de déformation d'un organe a été proposée comme critère lésionnel, cela suggère que le risque prédit par un modèle dépend fortement de la géométrie de l'organe en question. Cela remet en question l'utilisation des essais sur sujet cadavérique plus anciens où la position de l'impacteur par rapport à l'organe n'était pas connue pour la sélection de niveaux de tolérance pour les modèles.

5 Conclusions

La plupart des essais impacteurs réalisés sur sujet d'anatomie décrits dans le Chapitre 3 ont été simulés avec un modèle humain basée sur la méthode des éléments finis (GHBM M50). Pour chaque sujet, le modèle de base a été personnalisé de sorte que la taille, la masse et la profondeur abdominale du modèle correspondent à celles du sujet. Des tendances observées pendant les expérimentations ont

également été observées avec les simulations (effet de la position de l'impacteur sur la direction initiale de la trajectoire (angle) ou sur les pics de déplacements selon \vec{X}) tandis que certaines caractéristiques n'ont pas pu être mises en évidence par les modèles (déplacement caudal après le pic de déplacement, trajectoire en forme de boucle). Les causes de ces différences observées restent inconnues et sont à étudier. Toutefois, une personnalisation plus fine des modèles (structures internes et externes) devrait permettre d'affiner les comparaisons. Tout comme les expérimentations, cette étude montre l'importance de connaître la position de l'impacteur par rapport à l'organe pour étudier sa réponse interne *in situ* ainsi que les paramètres de sorties des modèles (ex : densité d'énergie de déformation) corrélés avec un risque lésionnel. Ces résultats ont déjà été exploités dans le cadre du projet GHBMC.

Chapitre 4

Méthode d'estimation des déformations internes d'un organe abdominal lors d'un choc à partir d'images d'échographie ultra-rapide

Ce chapitre présente une méthode de calcul de cartes de déformations d'organes abdominaux lors d'un impact à partir d'images d'échographie ultra-rapide. Le protocole développé permettant la validation de la méthode est également décrit. Ce chapitre correspond dans sa quasi-intégralité à l'étude : Le Ruyet A, Beillas P. 2016. Development and Evaluation of a Landmark-Based Method to Estimate Displacements and Strains in Soft Tissues Imaged During an Impact Using Ultrafast Ultrasound: A Landmark-Based Approach to Estimate 2D Displacements and 2D Strains. Strain. 52:412–423.

Sommaire

1	Introduction.....	76
2	Méthodes.....	78
2.1	Préparation des images et suivi automatique des marqueurs	78
2.2	Filtrage des marqueurs selon des critères expérimentaux	79
2.3	Calcul des champs de déplacement et de déformation	80
2.4	Cas test 1 – Images d'échographie ultra-rapide : comparaison des déplacements estimés par la méthode à ceux issus d'un suivi expert	81
2.5	Cas test 2 – Images synthétiques : comparaison des déformations estimées à celles appliquées numériquement à une image échographique	82
2.6	Cas test 3 – Images d'échographie ultra-rapide : comparaison avec les déplacements et les déformations calculées par corrélation d'images	83
2.7	Cas test 4 – Images de caméras : comparaison avec les déplacements et les déformations calculés par corrélation d'images	84
3	Résultats.....	85
3.1	Cas test 1 – Images d'échographie ultra-rapide : comparaison des déplacements estimés par la méthode à ceux issus d'un suivi expert	85
3.2	Cas test 2 – Images synthétiques : comparaison des déformations estimées à celles appliquées numériquement à une image échographique	86
3.3	Cas test 3 – Images d'échographie ultra-rapide : comparaison avec les déplacements et les déformations calculées par corrélation d'images	86
3.4	Cas test 4 – Images de caméras : comparaison avec les déplacements et les déformations calculés par corrélation d'images	88
4	Discussion.....	89
5	Conclusion	91

1 Introduction

Comme présenté dans les sections précédentes, l'échographie ultra-rapide a permis d'observer des comportements *in situ* du foie lors d'impacts sur l'abdomen de sujets d'anatomie et d'établir des tendances reliant chargement externe et réponse interne. Ces travaux font suite à des travaux menés au laboratoire ou des protocoles expérimentaux basés sur l'échographie ultra-rapide (Bercoff et al. 2004) ont été développés en collaboration avec l'Institut Langevin pour observer la réponse interne d'organes isolés et *in situ* pendant un impact (Helfenstein-Didier et al. 2015, 2016). Pour ces derniers travaux sur organes isolés, des tendances avaient aussi pu être établies sur la réponse interne du rein sous forme de déformations uni-axiales régionales entre marqueurs suivis semi automatiquement. Ces résultats étaient les premiers de ce type pour des chargements rapides d'organes de l'abdomen dans la mesure où, comme précédemment présenté en Chapitre 1, les nombreuses d'études menées par le passé sur organes isolés (ex: Melvin et al. 1973; Snedeker et al. 2005; Schmitt & Snedeker 2006; Sparks et al. 2007) s'étaient limitées à l'observation du comportement externe.

Ainsi, le post-traitement des images d'échographie ultra-rapide s'est limité jusqu'à présent au suivi semi-automatique de quelques cibles naturelles reconnaissables tout au long du film échographique (Figure 48, Helfenstein-Didier et al. 2015). Bien que des déformations régionales uni-axiales aient pu ainsi être calculées, ce type de post-traitement est coûteux en temps. Il peut aussi poser des problèmes de reproductibilité (subjectivité dans le choix des cibles) pouvant rendre difficile l'estimation de la précision des résultats obtenus. Le fait que les résultats soient plutôt régionaux associé à l'absence d'estimation de cartes de déformation 2D limite la possibilité de comparaison avec les modèles. De plus, malgré le positionnement de la sonde dans un plan de symétrie de l'organe dans le protocole sur organe isolé, des mouvements hors du plan d'imagerie peuvent être présents pendant la compression de l'organe. Ceci peut rendre le suivi continu de cibles – tout au long du choc et partout dans l'image – difficile. Par conséquent, une méthode automatique de post-traitement de ce type d'image, robuste vis-à-vis de possibles mouvements hors du plan d'imagerie et permettant d'estimer des cartes de déplacement et de déformation serait utile pour étudier le comportement interne d'organes abdominaux tels que le rein pendant un impact.

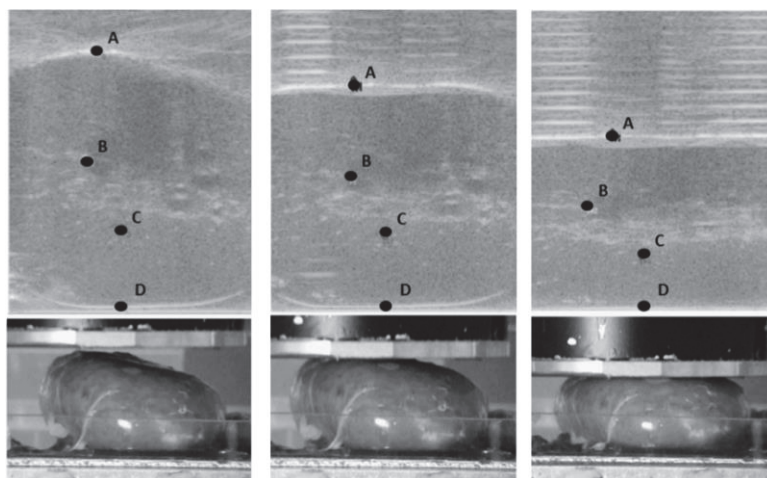


Figure 48 : Observation de la réponse interne d'un rein de porc soumis à un essai de compression. A, B, C et D sont les cibles ayant été suivies semi automatiquement. (Helfenstein-Didier et al. 2015)

L'échographie est une technique d'imagerie largement répandue qui repose sur la propagation d'ondes de compression (dont la fréquence excède le mégahertz) et sur leur réflexion pendant leur propagation dans le milieu étudié. Des céramiques piézo-électriques, présentes dans une sonde ultrasonore, émettent des ultrasons qui sont transmis au milieu étudié puis enregistrent les échos de ces ondes dus à leur rencontre avec différentes parties du tissu. Ces échos dépendent essentiellement de l'échogénéicité des tissus, i.e. de leur faculté à rétrodiffuser une onde. Le traitement des échos permet ensuite de former une image pendant une phase appelée *beamforming*. L'échographie dite classique (mode B) consiste à focaliser successivement les ultrasons en divers points du tissu et enregistrer les échos en résultant. Tous les échos sont ensuite combinés pour créer une image. Toutefois, ces focalisations successives peuvent être relativement coûteuses en temps pour reconstruire une image entière limitant ainsi la fréquence d'acquisition (ex : 50Hz). Pour l'échographie ultra-rapide, le milieu étudié n'est illuminé qu'une seule fois : les céramiques piézo-électriques émettent une onde plane sur toute la largeur de la sonde puis enregistrent les échos issus des tissus. Cette méthode permet de former des images à des fréquences beaucoup plus élevées que l'échographie classique (ex: jusqu'à 20 kHz) puisqu'elle ne dépend que du temps de parcours aller-retour de l'onde dans le milieu et plus du nombre de focalisations réalisées. Toutefois, la qualité de l'image en termes de contraste et de résolution est réduite. Ces images comportent le même bruit, appelé *speckle*, déjà présent sur les images échographiques classiques. Par conséquent, le post-traitement de ces images afin de calculer des cartes de déplacements ou de déformations est relativement délicat, notamment pour les grandes déformations qui sont souvent observées en biomécanique des chocs.

De manière générale, de nombreuses méthodes de post-traitement ont été développées spécifiquement pour les images ultrasonores. Une partie d'entre elles visent notamment à réduire le bruit (*speckle*) ou les artéfacts (ex : réverbérations, ombres) présent dans ces images. Toutefois, elles semblent être utilisées pour améliorer le diagnostic médical principalement (Sudha et al. 2009; Hiremath et al. 2013). Des méthodes de post-traitement d'images d'échographie ultra-rapide ont été développées pour l'élastographie (ex: Park et al. 2007) ou pour étudier des mouvements de faibles amplitudes, tels que les mouvements cardiaques ou les mouvements de parois artérielles (Nillesen et al. 2015; Salles et al. 2015). Ces méthodes utilisent des techniques initialement développée pour l'échographie classique (mode B), basées sur du suivi de *speckle* ou de corrélation de phase (Yeung et al. 1998; Tanter et al. 2002; Kawagishi 2008; Tong et al. 2012; Curiale et al. 2013). Ces techniques ont des limitations pouvant s'avérer problématiques pour le calcul de grands déplacements et de grandes déformations dans un contexte de biomécanique des chocs : 1) les méthodes basées sur la phase de signaux RF¹⁵ ont la possibilité d'estimer des déplacements uniquement dans la direction de propagation des ultrasons, ce qui ne permet pas de calculer des déplacements transverses ou des déformations en 2D ; 2) les méthodes basées sur la corrélation de *speckle* peuvent être très sensibles aux changements locaux entre deux images consécutives, et ces changements peuvent être significatifs pour des vitesses d'impact et des profondeurs de champ élevées. En effet, bien que l'échographie ultra-rapide permette d'obtenir des fréquences d'acquisition élevées, celles-ci sont limitées par la profondeur d'observation. Les profondeurs d'observation souhaitées pour des études sur l'abdomen peuvent aller jusqu'à 15 centimètres (ex : Helfenstein-Didier et al. 2016), limitant la fréquence d'acquisition à environ 2000 images par seconde et ce qui, pour des vitesses d'impacts de 6 m/s par exemple (équivalent à un

¹⁵ Radiofréquence

déplacement de 3 mm entre deux images), pourrait conduire à des changements locaux importants entre deux images.

Des méthodes de post-traitement d'images échographiques ont également été développées en se basant sur des techniques de recalage d'images non-linéaire (Sotiras et al. 2013). Cette méthode consiste à identifier par optimisation la meilleure fonction qui permet de transformer une image initiale en une image cible. Le champ identifié doit avoir un sens physique et par conséquent doit respecter un certain nombre de propriétés mathématiques telles que l'inversibilité ou la préservation de la topologie. Pour ce faire, la forme du champ à identifier peut être issue d'un modèle physique, comme par exemple un modèle éléments-finis (Yeung et al. 1998; Weiss et al. 2006; Samavati 2009), ou basé sur des méthodes d'interpolation. Dans ce dernier cas, les fonctions d'interpolation utilisées sont souvent des fonctions de bases radiales (RBF¹⁶) ou des fonctions de déformation de forme libre (FFD¹⁷)^o auxquelles sont ajoutées des conditions locales de lissage et de continuité temporelle (Foroughi & Abolmaesumi 2005; De Craene et al. 2009; Schäfer, Sebastian & Toennies, Klaus 2012). Cependant, ces hypothèses de continuité temporelle et d'inversibilité lors de l'identification du champ peuvent engendrer des artéfacts dans certaines régions de l'organe. En effet, outre les phénomènes structuraux tels que le glissement, les organes étudiés sont perfusés et certaines régions peuvent se vider pendant le chargement engendrant des discontinuités du champ.

Récemment, Preibisch et al. (2009) ont développé une méthode de suivi automatique de cibles afin d'aligner des images de cellules biologiques obtenues par microscopie. La méthode est basée sur des correspondances d'invariants géométriques locaux. Cette approche ne suppose pas la continuité temporelle ou l'inversibilité du champ de déplacement complet tout au long de l'acquisition. Toutefois, elle suppose une continuité temporelle et spatiale locale afin de s'assurer que les déplacements prédits sont physiques et non dus à des marqueurs qui apparaîtraient et disparaîtraient tout au long de la séquence échographique. Cette approche pourrait être utile pour des images bruitées, des grands déplacements présents entre deux images, des mouvements hors du plan d'imagerie (limités) et des discontinuités de champs.

L'objectif de ces travaux était donc de développer une nouvelle méthode d'estimation de cartes de déplacements et de déformations d'organes abdominaux pendant un impact à partir d'images d'échographie ultra-rapide. Elle se base sur la méthode proposée par Preibisch et al. (2010), combinée avec des hypothèses de mécanique des solides, des techniques de filtrage et d'interpolation. La méthode sera décrite puis son évaluation à partir de quatre cas tests sera présentée.

2 Méthodes

2.1 Préparation des images et suivi automatique des marqueurs

Dans le cadre de cette étude, toutes les images ont été acquises avec un imageur Aixplorer (SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France) puis reconstruites à partir du logarithme de l'amplitude des signaux radiofréquences démodulés (IQ¹⁸). Les images ont été ensuite échantillonnées

¹⁶ *Radial Basis Function*

¹⁷ *Free-Form Deformation*

¹⁸ *In-phase & Quadrature demodulation*

en 16 bits puis filtrées par l'intermédiaire d'un filtre médian 3D de rayon $r = 2$ pixels afin de supprimer une partie du *speckle* présent dans les images.

La méthode de suivi automatique de marqueurs évoquée précédemment a ensuite été appliquée à ces images à l'aide d'un plugin ImageJ. Ce suivi de marqueurs se fait en deux étapes. Dans un premier temps, les marqueurs sont définis sur chacune des images du film échographiques. Pour ce faire, des minimums locaux sont extraits de différences de gaussienne calculées pour chacune des images ultrasonores. Le nombre et la taille des marqueurs ainsi définis peuvent être ajustés en modifiant les paramètres de la différence de gaussienne et le seuil de détection des extrema. Dans un second temps, pour chaque marqueur identifié, un descripteur géométrique local est défini à partir de ses n plus proches voisins. Une première correspondance est recherchée par une méthode aux moindres carrés. Puis, pour limiter les faux positifs, il est vérifié à l'aide d'un processus RANSAC¹⁹ qu'il existe au moins une relation affine pour chaque descripteur et une image parmi les z images consécutives (continuité temporelle locale). Les marqueurs ne respectant pas ces critères sont éliminés.

Pour cette étude, afin d'augmenter le nombre final de marqueurs suivis, cette opération est reproduite cinq fois en modifiant les paramètres de la différence de gaussienne ($[\sigma_1 \in [2.5;5], \sigma_2 \in [3;6],$ seuil de détection=0.03) de manière à utiliser des éléments des images de taille différente (voir Figure 49). Chaque descripteur géométrique est composé du marqueur et de ses trois plus proches voisins ($n=3$) et les recherches de correspondances sont établies sur cinq images consécutives ($z=5$) ;

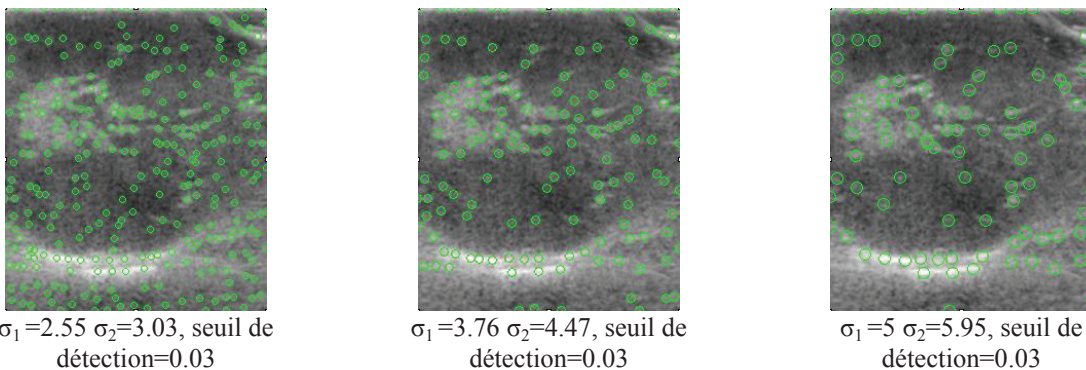


Figure 49 : Définition de marqueurs en fonction des paramètres de différence de gaussienne en utilisant le plugin « Descriptor-based series registration (2d+t) » implémenté dans le logiciel ImageJ (Preibisch et al. 2010)

2.2 Filtrage des marqueurs selon des critères expérimentaux

Les marqueurs définis et conservés lors de la précédente étape sont ensuite filtrés à l'aide de connaissances mécaniques du problème que l'on peut déduire des conditions expérimentales (physiques). Ils sont ensuite utilisés pour calculer des vecteurs déplacements entre deux images consécutives. Quatre règles de filtrage ont été mises en place :

¹⁹ *Random Sample Consensus*

- Les marqueurs dont la position initiale ne se trouve pas à l'intérieur de l'organe ne sont pas conservés. Pour ce faire, le contour de l'organe est manuellement segmenté à partir de la première image du film échographique. La position des points du contour est ensuite mise à jour à chaque pas de temps automatiquement.
- Il est raisonnable de supposer que pour des mouvements hors du plan d'imagerie limités, les marqueurs doivent être présents sur un nombre minimal d'images consécutives. Par conséquent, les marqueurs présents sur un faible nombre d'image sont rejetés. Cette hypothèse, qui est plus forte que celle utilisée précédemment pour le filtrage avec le paramètre z , permet de renforcer la continuité temporelle.
- Les marqueurs dont la vitesse excède celle de l'impacteur ne sont pas conservés.
- De manière à assurer le lissage du champ calculé, les points aberrants au sens statistiques ne sont pas conservés. Pour chaque marqueur, la moyenne et l'écart type des déplacements de ses trois plus proches voisins sont calculés. Si le ratio de ces deux valeurs est supérieur à 2, le marqueur est alors considéré comme aberrant et est éliminé.

2.3 Calcul des champs de déplacement et de déformation

Pour un pixel p_{ij} d'index (i,j) de l'image k , le déplacement relatif entre deux images $\Delta U_{ij,k}$ est calculé en utilisant une méthode d'interpolation basée sur la position connue des M marqueurs suivis entre les images k et $k+1$ ($L_{m,k}$ et $L_{m,k+1}$ respectivement avec $m \in \llbracket 1, M \rrbracket$). Concernant la méthode d'interpolation, une méthode de krigeage duale a été utilisée (Trochu 1993) en utilisant pour calculer le champ de déplacement entre deux images consécutives l'équation 1.

$$\Delta U_k(p_{ij}) = p_{ij,k+1} - p_{ij}, \text{ avec} \quad (1)$$

$$p_{ij,k+1} = a_0 + a_1 p_{ij} + \sum_{m=1}^M b_m K(\|p_{ij} - L_{m,k}\|)$$

où a_0 , a_1 , and b_m sont les coefficients de la transformation de krigeage, $K(\|p_{ij} - L_{m,k}\|)$ la fonction de covariance généralisée calculée au pixel p_{ij} , p_{ij} correspond à la position du pixel d'index (i,j) sur l'image k et $p_{ij,k+1}$ à la position du même pixel sur l'image suivante $k+1$ (après transformation).

Jolivet et al. (2015) ont montré que l'équation 1 était équivalent à un système symétrique d'équations linéaires avec comme inconnues a et b . La matrice de covariance généralisée est définie par l'équation 2 pour chaque image k . Pour cette étude, des *splines* cubiques ont été choisies comme fonction de covariance (Fornet et al. 1999).

$$\bar{K} = [r_{st,k}]_{(s,t) \in \llbracket 1, M \rrbracket^2}, \quad \begin{cases} r_{st,k} = \|L_{t,k} - L_{s,k}\|^3, & (t \neq s) \\ r_{ss,k} = \|L_{s,k} - L_{s,k}\|^3 = 0, & (t = s) \end{cases} \quad (2)$$

Le krigeage est une méthode d'interpolation signifiant que le champ interpolé passe par la position des points connus. Cependant, la méthode de suivi automatique utilisée ainsi que les artéfacts susceptibles d'être présents sur les images échographiques peuvent induire des erreurs locales de prédictions de déplacements des marqueurs. Pour cela, une incertitude sur le déplacement des marqueurs peut être introduite dans l'équation 2 en ajoutant un paramètre λ , également appelé effet *pépète* (voir équation 3). Ce paramètre permet de réduire le poids des valeurs de déplacements à la position des marqueurs. Par conséquent, on ne peut plus parler de méthode d'interpolation mais d'approximation.

$$\bar{K} = [r_{st,k}]_{(s,t) \in \llbracket 1, M \rrbracket^2}, \begin{cases} r_{st,k} = \|L_{t,k} - L_{s,k}\|^3, & (t \neq s) \\ r_{ss,k} = -\lambda, & (t = s) \end{cases} \quad (3)$$

Le champ de déplacement $U_{ij,k}$ est ensuite calculé à chaque position de pixel de l'image initiale en sommant les déplacements incrémentaux, i.e. entre deux images, en utilisant l'équation 4. On notera que l'équation 4 permet d'exprimer les déplacements incrémentaux dans le repère de l'image non déformée pour pouvoir être sommés. Enfin, les champs de déformations Lagrangienne E_{xx} , E_{yy} et E_{xy} sont obtenus par dérivation spatiale des champs de déplacements obtenus en utilisant les équations de Green-Lagrange.

$$\begin{cases} U_{ij,k} = (0,0) & k = 1 \\ U_{ij,k+1} = U_{ij,k} + \Delta U c, k & k > 1 \end{cases} \quad (4)$$

où $c = (i, j) + \text{valeur entière} \left(\frac{\Delta U_{ij,k}}{\text{taille du pixel}} \right)$

Outre la méthode de suivi automatique utilisée via le plugin ImageJ, la méthode proposée ici a été implémentée via le logiciel Matlab® (Mathworks, www.mathworks.com). Cette méthode a été entièrement automatisée à l'exception de l'étape de segmentation manuelle du contour de l'organe sur la première image du film échographique.

Concernant la validation de la méthode proposée, quatre cas test ont été utilisés. Pour chacun des cas, il s'agissait de comparer les prédictions de la méthode à des références connues, estimées de manière indépendante.

2.4 Cas test 1 – Images d'échographie ultra-rapide : comparaison des déplacements estimés par la méthode à ceux issus d'un suivi expert

L'objectif de ce premier cas test était de s'assurer que les déplacements estimés par la méthode sont cohérents avec ceux issus d'un suivi expert. Pour cela, deux films échographiques ultra-rapides issus de tests sur organe isolé et sur corps complet (Helfenstein-Didier et al. 2015; 2016) ont été utilisés :

- Le premier film montre l'intérieur d'un rein humain pendant un essai de compression à 0.3 m/s (Figure 50). L'organe, perfusé, était posé sur une table dans laquelle une ouverture avait été faite permettant d'imager l'intérieur de l'organe pendant la compression (2000 images par seconde, sonde linéaire, SuperLinear™ SL15-4, Supersonic Imagine®).
- Le second film échographique montre la réponse interne d'un foie *in situ* lors d'un essai sur sujet d'anatomie. Pour cela, une sonde échographique (SuperCurved™ SC6-1, Supersonic Imagine®) placée dans le dos du sujet imageait l'intérieur du foie pendant que l'abdomen était soumis à un impact frontal (3m/s).

Pour ces deux films, un suivi semi-automatique de cibles reconnaissables sur tout le film échographique a été réalisé en utilisant le logiciel Tracker (Brown, Tracker Video Analysis and Modeling Tool. Version 4.93 <http://physlets.org/tracker/>). Parallèlement, les films échographiques ont été post-traités par la méthode proposée et les déplacements estimés ont été comparés à ceux issus du suivi expert.

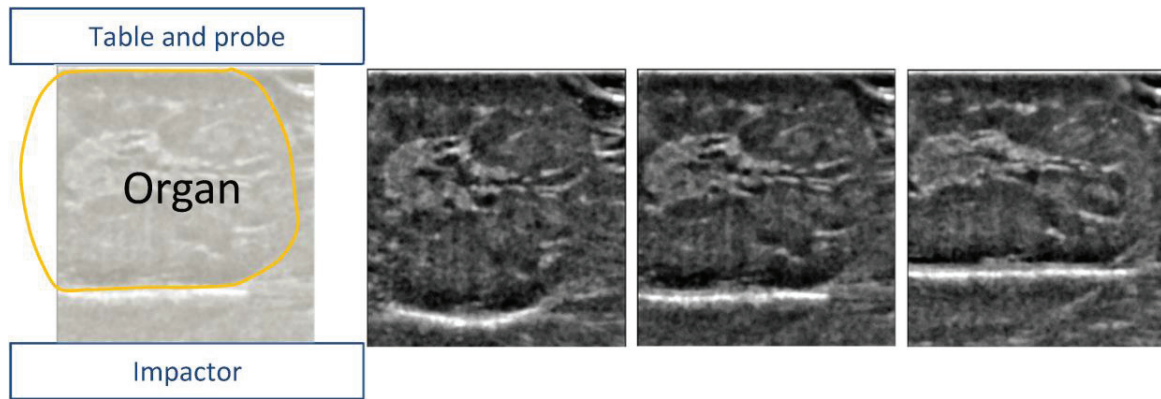


Figure 50 : Film échographique utilisé pour la première approche de validation montrant l'intérieur d'un rein humain pendant un essai de compression 0.3 m/s (2000 images par seconde, Helfenstein-Didier et al. 2015). De gauche à droite : principes de l'essai, image initiale du film échographique montrant l'intérieur de l'organe juste avant le contact, pendant la compression et au pic de compression. La partie grise de l'image correspond au pelvis initialement rempli de fluide et se vidant au fur et à mesure de la compression de l'organe.

2.5 Cas test 2 – Images synthétiques : comparaison des déformations estimées à celles appliquées numériquement à une image échographique

L'objectif de ce deuxième cas test était d'évaluer la performance de la méthode proposée en utilisant un champ de déplacement et de déformation théorique donc connu. Bien que pour ce type d'évaluation, les images utilisées ne comportent pas de bruit ou d'artéfacts susceptibles d'être présents pendant une réelle acquisition ultrasonore, elle est toutefois souvent utilisée (Veress et al. 2005) car elle permet de valider l'implémentation de la méthode de calcul de déplacements et de déformations.

Un modèle éléments-finis a été utilisé afin de définir un champ de déplacement et de déformation ayant un sens physiquement plausible. Pour cela, un modèle simulant la compression d'un disque entre deux plaques rigides a été utilisé. Ce disque était formé d'éléments coque (triangle) et composé de deux parties élastiques de raideurs différentes ($E_1=0.15$ kPa, $E_2=0.1$ kPa, $\nu=0$). Les simulations ont été réalisées avec le logiciel LS-Dyna® (LSTC, California, USA). À la fin des simulations, les déplacements nodaux pour chaque pas de temps étaient enregistrés puis appliqués à une image d'échographie ultra-rapide. Le film ainsi généré était ensuite post-traité via la méthode proposée et les champs de déplacements et de déformations comparés avec ceux issus du modèle éléments-finis (Figure 51).

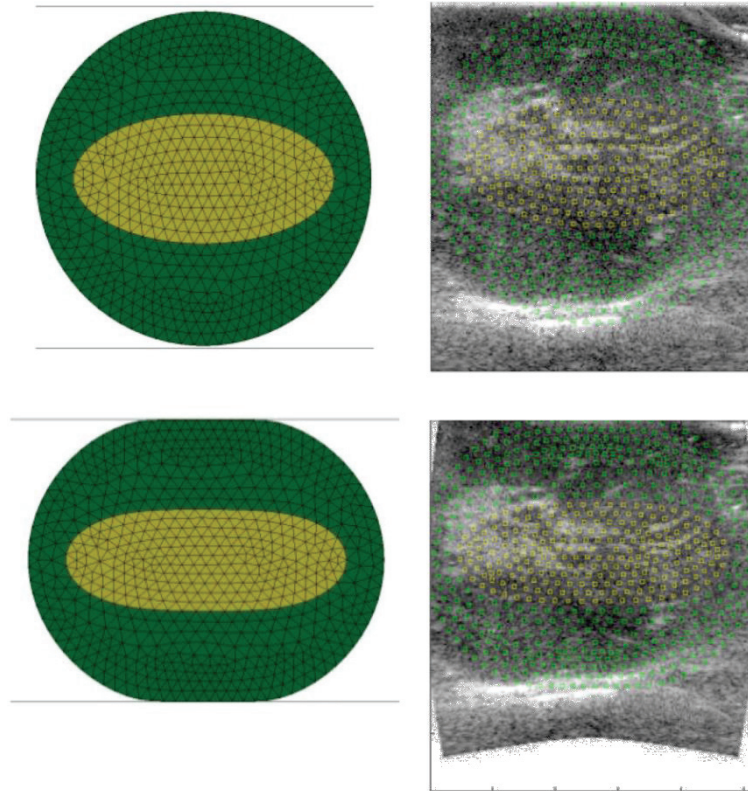


Figure 51 : Illustration du modèle éléments-finis (gauche) utilisé pour déformer numériquement une image d'échographie ultra-rapide (droite). La partie jaune représente la partie du modèle la moins rigide. Haut : modèle et image non déformée. Bas : modèle et image déformée au pic de compression

2.6 Cas test 3 – Images d'échographie ultra-rapide : comparaison avec les déplacements et les déformations calculées par corrélation d'images

Les précédentes méthodes d'évaluation sont nécessaires à la validation de la méthode mais toutefois pas suffisantes car elles ne calculent pas de champs de déformations estimés à partir de films échographiques provenant d'acquisitions ultrasonores réelles. Par conséquent, l'objectif de ce cas test est de comparer les déplacements et les déformations estimées par la méthode proposée à partir d'images échographiques ultrasonores avec des champs estimés indépendamment via une autre méthode. Un protocole dédié a été développé en se basant sur un protocole existant (Chernak Slane & Thelen 2014).

Pour ce protocole, un échantillon de muscle porcine, coupé dans un plan orthogonal à la direction des fibres (100x100x30 mm), a été utilisé. À l'aide de bombes de peinture en spray, les surfaces externes de l'échantillon ont été recouvertes d'un mouchetis aléatoire de couleurs noire et blanche. L'échantillon était ensuite positionné verticalement entre deux plaques transparentes de plexiglas. La distance entre plaques était ajustée de manière à ce qu'elles soient en contact avec les parois de l'échantillon avant la sollicitation mécanique. Une sonde ultrasonore était également placée sous l'échantillon afin d'imager l'intérieur de l'échantillon pendant qu'une compression manuelle, de direction parallèle aux plaques de plexiglas, était effectuée manuellement vers la sonde échographique. De manière à limiter les frottements entre l'échantillon et les plaques de plexiglas, du gel échographique a été préalablement étalé sur la face interne des plaques. Le montage est illustré en Figure 52.

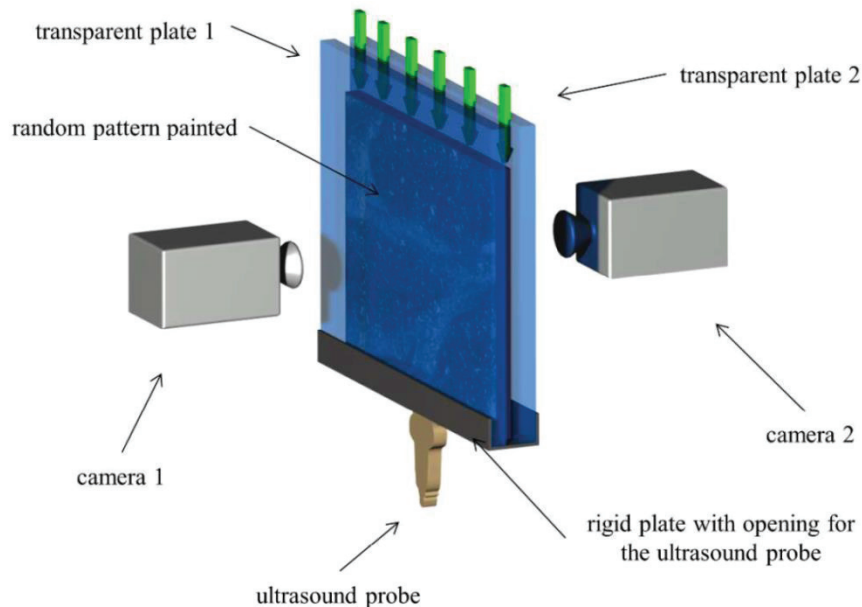


Figure 52 : Protocole mis en place pour les cas test 3 et 4.

Pendant le chargement, deux caméras (1024x1024 pixels, FASTCAM SA3, Photron, Tokyo, Japon) équipés d'objectifs à focale fixe (Nikon 105 mm F2.8 DG macro, Tokyo, Japon) ont été utilisées pour filmer la déformation des mouchetis déposés sur les surfaces externes de l'échantillon. Parallèlement, la sonde ultrasonore (SuperLinearTM SL15-4, SuperSonic Imagine®) a été utilisée pour imager le plan médian de l'échantillon entre ses deux surfaces externes. Les deux systèmes d'imagerie (caméras + échographe) ont été synchronisés à 100 images par seconde.

Pour ce protocole, l'hypothèse suivante a été formulée : l'épaisseur de l'échantillon étant faible et le champ de déplacement appliqué essentiellement 2D (à cause des conditions aux limites), les déformations des surfaces externes et du plan médian se trouvant entre ces deux surfaces devraient être similaires. Les images d'échographie ultra-rapide acquises durant l'expérimentation ont été ensuite post-traitées via la méthode proposée ici et les champs de déplacements et de déformations ainsi estimés ont été comparés à ceux calculés par corrélation d'images sur les surfaces externes de l'échantillon. Pour cette dernière étape, le logiciel commercial Vic-2DTM (Correlation Solutions) a été utilisé.

2.7 Cas test 4 – Images de caméras : comparaison avec les déplacements et les déformations calculés par corrélation d'images

Cette approche, qui utilise les données acquises grâce au protocole précédemment détaillé, a consisté à comparer les déplacements et les déformations externes estimées par la méthode proposée avec ceux estimés par corrélation d'images. Bien que cette approche utilise des images non bruitées, elle permet toutefois de comprendre si les différences observées dans le cas précédent (cas test 3) étaient dues au protocole expérimental ou à la méthode d'estimation de déplacements et de déformations proposée.

Pour cela, une région de l'image de la caméra 1 a été post-traitée par la méthode proposée et les valeurs de déplacements et de déformations estimées ont été comparées à celles issues du logiciel commercial de corrélation d'images Vic-2DTM (Correlation Solutions).

3 Résultats

Les quatre cas tests ont été conduits avec succès sans intervention manuelle et en conservant les mêmes paramètres numériques (ex : effet pépite, différence de gaussienne). Les résultats des différents cas test sont présentés ci-dessous.

3.1 Cas test 1 – Images d'échographie ultra-rapide : comparaison des déplacements estimés par la méthode à ceux issus d'un suivi expert

Les comparaisons entre les déplacements estimés et ceux issus du suivi expert sont montrés en Figure 53. De manière générale, les déplacements estimés sont cohérents avec ceux issus du suivi expert. Pour le film échographique montrant la réponse interne d'un rein humain isolé, les déplacements des points A, B et C selon l'axe \vec{y} issus du suivi expert ont été prédits par la méthode proposée avec des erreurs respectives de 4.6%, 2.7% et 1.8% au pic de déplacement. Ces pourcentages se traduisent par un écart de prédiction de moins de 0.5 mm pour chacun des points. À titre d'exemple, les cartes de déplacements et de déformations calculées par la méthode sont également montrées en Figure 53. On peut notamment y voir une estimation des déformations selon l'axe y plus importante dans la région du pelvis. Pour le film montrant la réponse interne d'un foie humain *in situ* pendant un impact, les erreurs de prédiction des déplacements des points A, B, C et D par rapport au suivi expert sont respectivement de 5.8%, 1.7%, 5.4% et 7.8% au pic de compression. Ces erreurs se traduisent par une erreur relative moins de 1 millimètre pour chaque point.

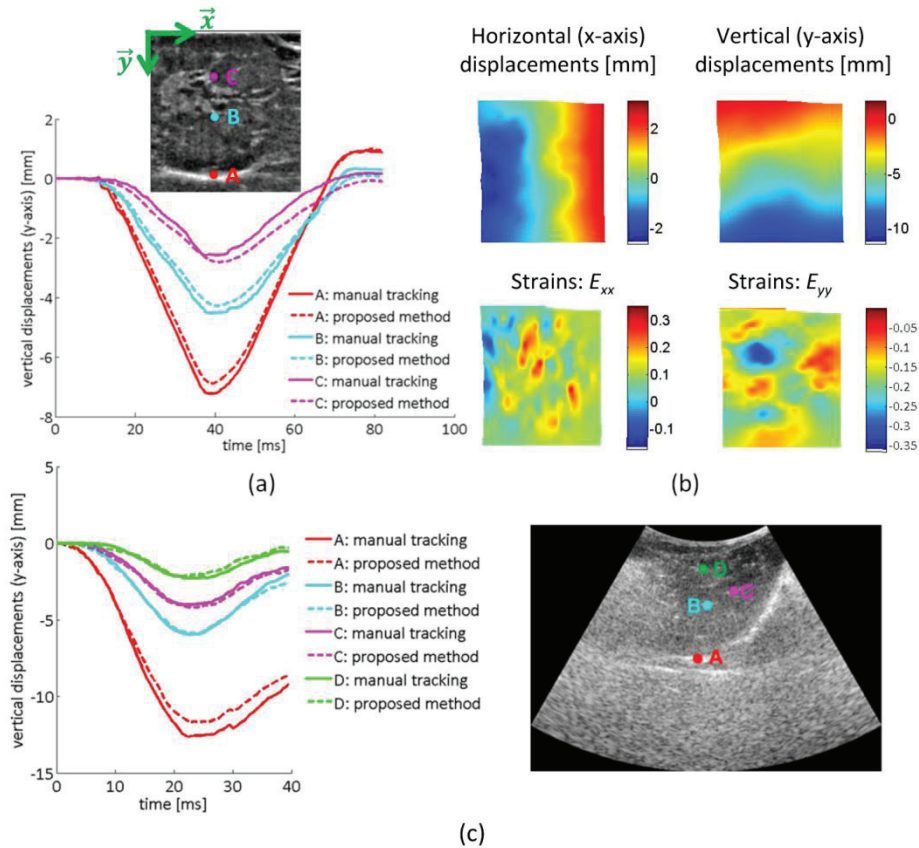


Figure 53 : Comparaison entre les déplacements estimés par la méthode proposée et les déplacements issus du suivi expert : (a) rein isolé, (c) foie *in situ*. Les cartes de déplacements et de déformations calculés pour le film échographique du rein isolé sont montrées en (b).

3.2 Cas test 2 – Images synthétiques : comparaison des déformations estimées à celles appliquées numériquement à une image échographique

Les champs de déplacements horizontaux et verticaux ainsi que les champs de déformation correspondants appliqués à l'image ultrasonore sont comparés avec ceux estimés par la méthode proposée en Figure 54. Les champs de déplacements (horizontaux et verticaux) issus du modèle et estimés sont relativement proches visuellement avec une erreur relative inférieure à 4%. Les cartes de déformations issus du modèle et estimées par la méthode proposée sont également relativement proches. Toutefois, des différences locales sont plus marquées, notamment au niveau des bords de l'image. Des zones ponctuelles présentant d'importantes variations de déformations sont également présentes engendrant, par rapport aux champs issus du modèle éléments finis, des erreurs relatives locales d'estimation de 20%. Toutefois, ces erreurs locales diminuent fortement lorsqu'un filtrage spatial des champs estimés est appliqué. À titre d'exemple, un filtre médian de rayon égal à 3 millimètres engendre une erreur relative maximale de 7% seulement.

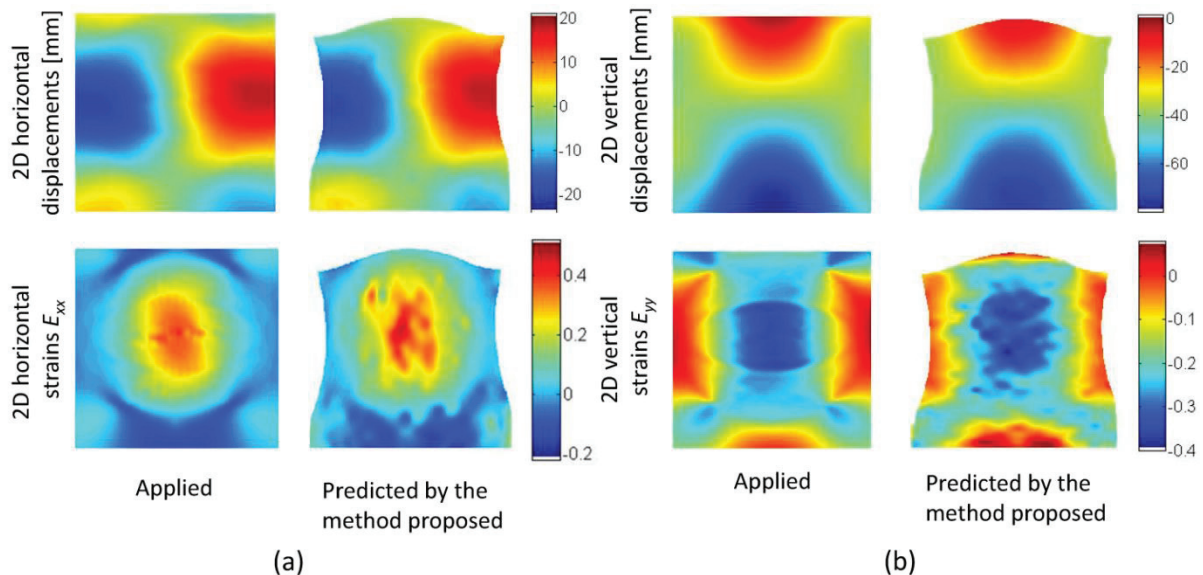


Figure 54 : Champs de déplacements et de déformations (gauche : horizontaux, droite : verticaux) appliqués à l'image ultrasonore et estimés par la méthode proposée.

3.3 Cas test 3 – Images d'échographie ultra-rapide : comparaison avec les déplacements et les déformations calculées par corrélation d'images

La Figure 55 montre les images échographiques et les images caméras utilisées pour cette approche ainsi que les champs de déplacements et de déformations correspondant estimés par corrélations d'images et par la méthode proposée. Les champs de déplacements estimés sur les surfaces externes par corrélation d'images sont très similaires bien que des différences en termes d'amplitude soient visibles, notamment la partie gauche de l'image. Le champ de déplacement estimé par la méthode proposée à partir des images d'échographie ultra-rapide est également similaire à ceux calculés sur les surfaces externes. Toutefois, on peut noter des différences d'amplitudes dans le coin inférieur droit de l'image. Concernant les champs de déformations, malgré des différences plus marquées entre les trois estimations, les champs ont la même forme générale ainsi que des amplitudes similaires. Ces différences entre les différentes estimations sont aussi bien visibles pour les champs calculés sur les

surfaces externes que pour le champ estimé par la méthode proposée à partir des images ultrasonores. Par conséquent, l'évaluation des prédictions locales de déformations sont difficiles à évaluer. Toutefois, on peut noter que pour les trois estimations, une région de raideur plus importante semble se trouver au centre de l'image entourée de tissus plus mous. Pour chaque estimation (caméra 1, caméra 2, échographie ultra-rapide), la moyenne des déplacements et des déformations sur la zone commune des trois systèmes d'observation a été calculée (Figure 56). La courbe de déplacement moyen estimé par la méthode proposée est relativement proche des courbes de déplacements moyens estimés sur les surfaces externes par corrélation d'images. La différence d'estimation de déplacement (à amplitude maximale, soit environ 8 millimètres) entre la méthode proposée et la corrélation d'image est de 0,95 millimètres pour la surface filmée par la caméra 1 et de 1,24 millimètres pour la surface filmée pour la caméra 2. Concernant les déformations, les différences sont de 3,5% pour la surface filmée par la caméra 1 et de 4% pour la surface filmée par la caméra 2, pour des valeurs maximales de déformations qui sont environ égales à 17%. À amplitude égale, la différence d'estimation de déformations entre les deux surfaces externes est de 0,8%.

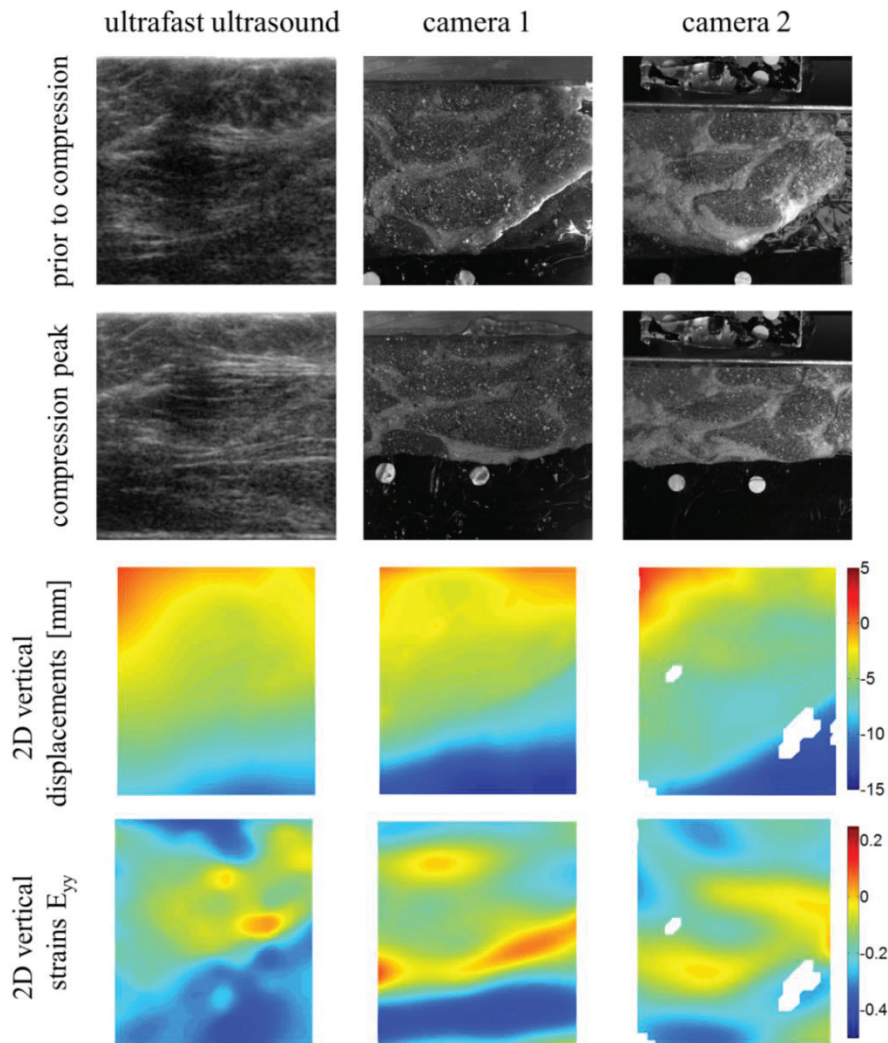


Figure 55 : Images utilisées pour le cas test 3 (gauche : échographie ultra-rapide, milieu : caméra 1, droite : caméra 2) et comparaison des champs de déplacements et de déformations calculés sur les surfaces externes par corrélation d'images et par la méthode proposée dans le plan médian de l'échantillon. 1^{ère} et 2^{ème} ligne : images utilisées, 3^{ème} ligne : champs de déplacements verticaux, 4^{ème} ligne : champs de déformations verticaux

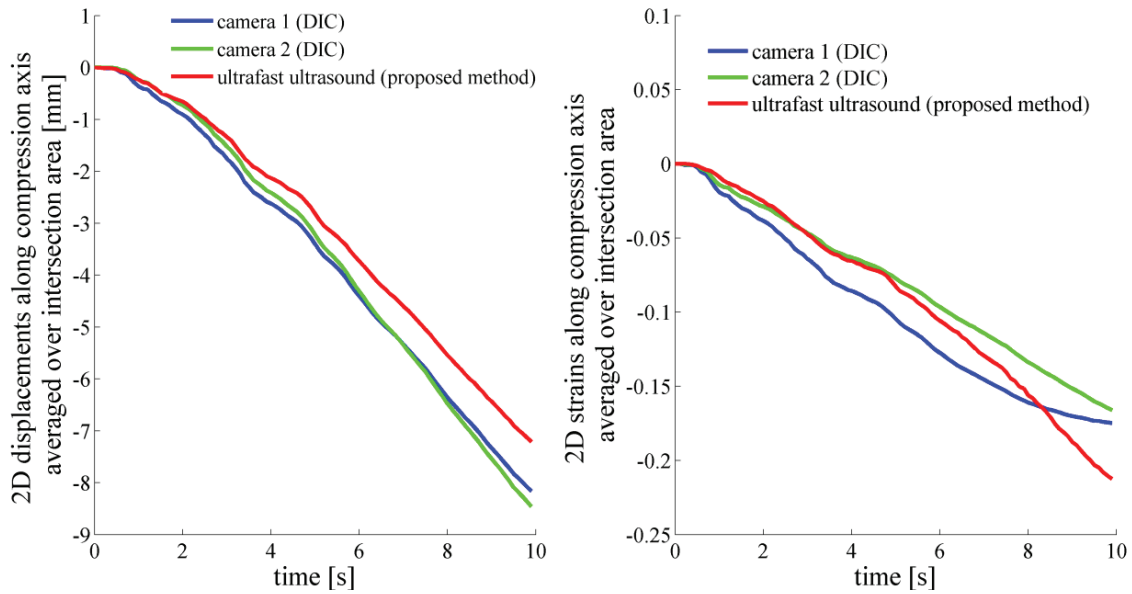


Figure 56 : Valeurs de déplacements (gauche) et de déformations (droite) moyennes calculées sur la région d'observation commune aux trois systèmes

3.4 Cas test 4 – Images de caméras : comparaison avec les déplacements et les déformations calculés par corrélation d'images

Les images de la caméra 1 sont montrées en Figure 57 ainsi que les champs de déplacements et de déformations estimés par corrélation d'images et par la méthode proposée. Les champs de déplacements issus des différentes estimations sont très similaires en termes de forme et d'amplitude (erreur relative inférieure à 5%). En revanche, comme pour les précédentes approches de validation, les différences sont plus marquées pour les champs de déformation. Le champ de déformation estimé par la méthode proposée semble moins lisse que celui issu du logiciel de corrélation d'images, engendrant une erreur relative maximale de 10%. Toutefois, ces disparités diminuent dès lors que les champs de déformations sont filtrés. À titre d'exemple, un filtre médian de rayon égal à 3 millimètres conduit à une erreur relative locale de 6%.

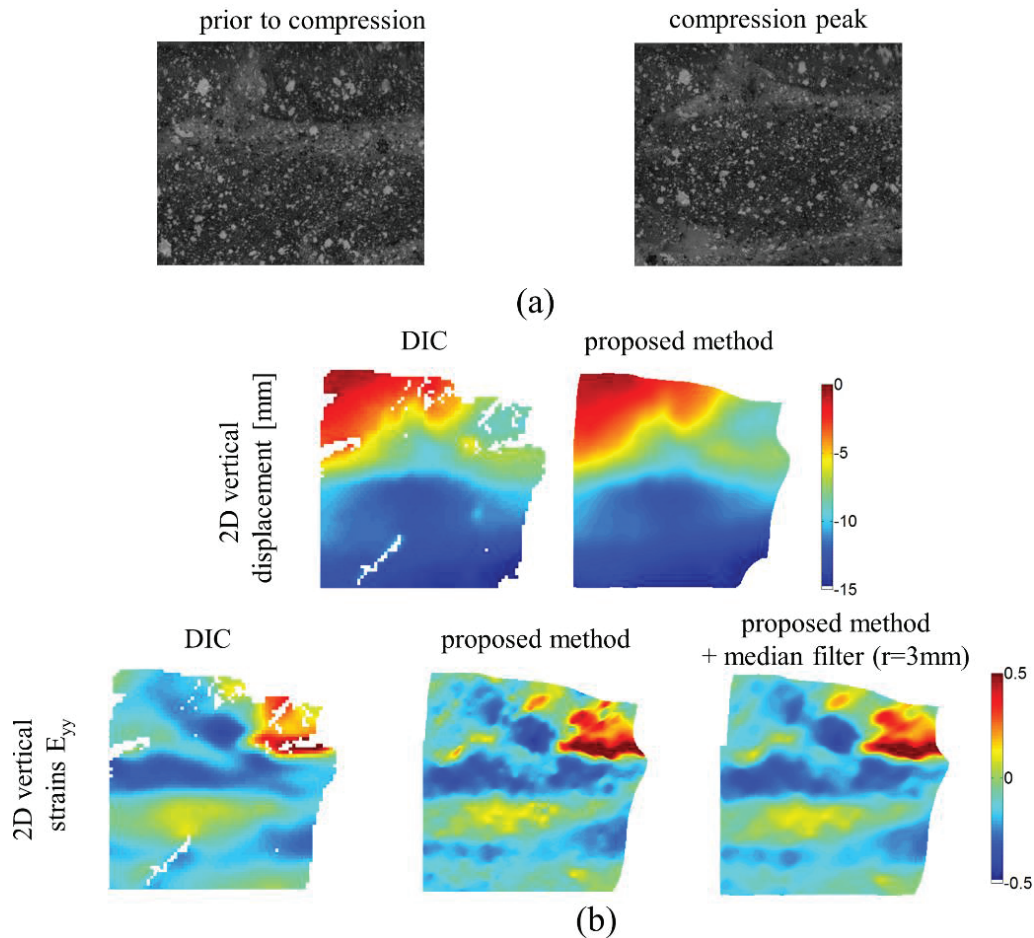


Figure 57 : Résultats du cas test 4 – a) Surface externe de l'échantillon vue de la caméra 1 avant la compression (gauche) et au pic de compression (droite). b) Champs de déplacement (haut) et de déformation (bas) verticaux estimés par corrélation d'images (gauche) et estimés par la méthode proposée (droite).

4 Discussion

Une méthode permettant de calculer des cartes de déplacements et de déformations de tissus mous soumis à de grandes déformations à partir d'images d'échographie ultra-rapide a été développée. Cette méthode, basée sur un suivi de cibles automatique, permet de prendre en compte de manière relativement facile des connaissances *a priori* issues des conditions expérimentales (physiques) lors de l'étape de filtrage des marqueurs. Ces connaissances peuvent être introduites comme des conditions sur les déplacements ou vitesses des marqueurs. La méthode développée est entièrement automatique permettant ainsi de limiter les possibles biais associés au suivi expert utilisé jusqu'à présent pour post-traiter ces images d'échographie ultra-rapide. Quatre cas tests ont été développés pour évaluer la méthode et des résultats ont pu être obtenus dans chacun des cas.

Dans l'ensemble, pour des images peu bruitées ou contenant des éléments facilement reconnaissables, les déplacements estimés par la méthode proposée sont relativement proches de ceux estimés par les autres méthodes utilisées. C'est notamment le cas pour le premier cas test où des cibles reconnaissables sur tout le film échographique ont été suivies manuellement. Des résultats similaires ont été observés quand un champ de déformation issu d'un modèle éléments-finis a été appliqué à une image ultrasonore (cas test 2) ou pour des images non bruitées provenant d'une caméra (cas test 4). Toutefois, des différences étaient plus marquées pour le cas test 3 où les déplacements calculés par la

méthode proposée dans le plan médian de l'échantillon étaient comparés à ceux estimés sur les surfaces externes de l'échantillon par corrélation d'images. En effet, malgré une similarité de la forme des champs estimés, des différences d'amplitudes étaient visibles. Néanmoins il est important de noter que les différences entre les champs de déplacements calculés sur les deux surfaces externes de l'échantillon étaient d'amplitudes similaires. Ces écarts pourraient donc être causés par la méthode proposée ou par les limitations du protocole développé. En effet, bien que les images utilisées pour ce cas test aient été recalées dans le même repère, les groupes de fibres de l'échantillon ne semblent être à la même position dans toutes les images. Cela pourrait être dû à une orthogonalité imparfaite des fibres par rapport aux plaques de support. Ceci pourrait expliquer en particulier certains des décalages visibles sur les cartes de déformations. Des essais supplémentaires couplés éventuellement avec d'autres techniques d'imagerie (ex : scan CT) permettraient de mieux comprendre la source de ces écarts. Plus généralement, ces différences selon les sources d'observation soulignent l'importance des conditions d'essais pour évaluer non seulement une méthode de post-traitement d'images, mais également pour étudier la réponse de tissus biologiques.

Des résultats similaires ont été observés pour les champs de déformation, avec toutefois des différences plus marquées pour le troisième cas test. Les champs de déformations estimés par la méthode proposée étaient similaires en termes de forme et d'amplitude à celui imposé dans le cas test 2 ou celui estimé par corrélation d'images dans le cas test 4. Toutefois, la méthode proposée semble conduire à des variations spatiales de haute fréquence qui n'étaient pas présentes dans les références. Des artefacts sont aussi visibles près des bords pour le cas test 2. Les erreurs entre déformations estimées et références étaient les plus importantes pour le troisième cas test. Toutefois, il est important de noter que des différences étaient également visibles entre les déformations estimées par corrélation d'images sur les deux surfaces externes de l'échantillon. Pour ce cas, la moyenne des déformations 2D sur une large zone commune visible depuis les trois moyens d'observations (ultrasons, caméra 1, caméra 2) étaient similaires, suggérant que les différences de formes de champs de déformations pourraient être dues à des variations de comportement local de l'échantillon (inhomogénéités) et que les cartes de déformations ne peuvent pas être comparées à un tel niveau de détail pour ce type d'échantillon.

Les variations spatiales de haute fréquence observées dans les cas test 2 et 4 pourraient être dues à des artefacts numériques provenant de la différentiation des champs de déplacements. Ces variations pourraient être supprimées en augmentant le paramètre λ (effet pépité) de manière à obtenir des champs plus lisses, ou en filtrant directement les champs calculés (moyenne spatiale). Par exemple, il a été observé qu'un filtre médian de rayon égal à 3 millimètres diminuait significativement l'erreur locale d'estimation (cas test 4). À ce propos, une étude de sensibilité sur les paramètres de lissage pourrait être utile afin de trouver un compromis entre la localité et la présence d'artefacts. Le besoin de lissage pourrait aussi dépendre de l'application. En effet, on peut voir que pour le cas test 3, les résultats ne semblent avoir du sens qu'après une moyenne spatiale sur une grande partie de l'échantillon alors que pour le cas test 1, les déformations élevées prédites dans la région pelvienne du rein pourraient avoir du sens et ne devraient pas être supprimée *a priori* par lissage sans vérification additionnelle.

Une autre perspective pour cette méthode est le fait que certains paramètres, comme la taille des marqueurs ou le nombre d'images consécutives sur lesquelles un marqueur est visible, pourraient

donner des informations supplémentaires sur l'incertitude de sa position. Ces informations, combinées à des hypothèses de solide des matériaux, permettraient d'attribuer un score de confiance aux déplacements de chacun des marqueurs puis d'ajuster le paramètre pépète λ indépendamment pour chaque marqueur.

Une limitation importante de cette méthode, en plus de sa sensibilité à des paramètres numériques, est qu'elle peut fournir un résultat même pour des grands mouvements hors du plan d'imagerie, prédisant ainsi des champs physiquement non réalistes. La possibilité de détecter ce type de comportement à l'aide de paramètres liés aux marqueurs tels que le nombre d'images sur lesquelles un marqueur est visible ou sur le nombre de voisins utilisé pendant le processus RANSAC devrait être étudiée. L'utilisation d'une sonde échographique 3D (Provost et al. 2014) permettrait être utile pour valider une telle hypothèse.

Cependant, pour l'instant, la méthode développée pourrait être suffisante pour estimer des champs de déplacements et de déformations dans les tissus mous lorsque le protocole utilisé est conçu pour limiter la présence de mouvements hors du plan (Helfenstein-Didier et al. 2015; 2016). Il sera toutefois important de se rappeler que les prédictions pourraient être moins locales que les cartes affichées, et qu'un filtrage pourrait être nécessaire. La précision des résultats pourrait alors être acceptable au moins dans un contexte de biomécanique des chocs et pour la validation de modèles pour lesquelles un comportement moyen est souvent considéré à défaut de pouvoir représenter les variations interindividuelles.

5 Conclusion

L'objectif de ce travail était de développer et d'évaluer une méthode d'estimation de cartes de déplacement et de déformation dans des organes abdominaux soumis à un impact à partir d'images échographiques ultra-rapides. Cette méthode s'appuie sur des marqueurs suivis automatiquement puis filtrés selon la connaissance du problème mécanique. Cette méthode a été évaluée dans quatre cas test. Pour chacune d'entre elles, la méthode semble fournir des résultats relativement proches des références utilisées. Cependant, les déformations prédites semblent moins locales que les déplacements et pourraient nécessiter un filtrage spatial avant d'être utilisées. Des efforts sont encore nécessaires afin d'améliorer le protocole expérimental utilisé pour évaluer la méthode car la cause des erreurs observées (méthode ou protocole) ne peut pas être déterminée avec certitude pour l'instant. De manière générale, la méthode semble fournir des résultats qui pourraient être utiles dans un contexte de biomécanique des chocs et de validation de modèle humain. Des perspectives méthodologiques ont également été proposées, telles qu'une étude de sensibilité des paramètres numériques, la détection possible de mouvements hors du plan ou l'introduction de paramètres de confiance sur la position des marqueurs. Pour l'instant, une première application a été envisagée et est présentée dans le chapitre suivant.

Chapitre 5

Méthode de calcul de cartes de déplacements et de déformations : application aux images échographiques de reins en compression

Le cinquième chapitre décrit l'utilisation de la méthode de calcul de cartes de déplacements et de déformations présentée dans le Chapitre 4 pour analyser des images d'échographie ultra-rapide de reins (porc et humain) pendant des essais de compressions.

Sommaire

1	Introduction.....	94
2	Méthodes.....	94
2.1	Rappel du protocole expérimental (Helfenstein-Didier et al. 2015).....	94
2.2	Post-traitement des films échographiques.....	94
2.3	Analyse des données.....	96
3	Résultats.....	97
3.1	Reproductibilité.....	97
3.2	Essais sur reins de porc.....	98
4	Discussion.....	105
5	Conclusion.....	109

1 Introduction

Dans le cadre d'une précédente étude, des essais avaient été réalisés sur organe isolé (reins de porc et reins humains essentiellement). Des images d'échographie ultra-rapide avaient été acquises (jusqu'à 5000 images par seconde) permettant d'observer la réponse interne de l'organe à différentes vitesses de chargement (3 mm/s, 30 mm/s et 300 mm/s). Des résultats encourageants avaient été obtenus sur le comportement interne du rein et avaient montré l'intérêt du protocole développé (Helfenstein-Didier et al. 2015). Toutefois, ces résultats avaient été obtenus à partir d'un suivi semi-automatique de cibles reconnaissables et étaient donc limités à l'estimation de déformations régionales uni-axiales. Ceci est une limitation dans la mesure où ce type de post-traitement peut engendrer des erreurs de la part de l'utilisateur, peut poser des problèmes de reproductibilité et demande un temps de post-traitement relativement long. De plus, l'absence de cartes de déformations 2D limite les possibilités de comparaison avec les modèles éléments finis.

On se propose ici d'utiliser la méthode de calcul de cartes de déplacements et de déformations (2D) développée dans le cadre de ces travaux de thèse (voir Chapitre 4) afin de réanalyser les images d'échographie ultra-rapide acquises lors des essais sur reins isolés. Une application préliminaire aux essais sur corps entier sera aussi présentée.

2 Méthodes

2.1 Rappel du protocole expérimental (Helfenstein-Didier et al. 2015)

Pour ces essais, une face du rein était posée sur une table rigide à l'intérieur de laquelle une ouverture avait été réalisée de manière à ce qu'une sonde ultrasonore (SuperLinear™ SL15-4 ou SuperLinear™ SL 10-2, Supersonic Imagine®) puisse imager le plan transverse de l'organe (Figure 14). Cette configuration avait notamment été choisie afin que le plan d'imagerie corresponde à un plan de symétrie de l'organe. Ce choix avait été fait afin de minimiser les mouvements hors du plan d'imagerie pendant le chargement qui peut être problématique pour l'analyse des images. L'organe était ensuite perfusé via une solution de DMEM (pression de 80 mmHg) au niveau des artères rénales puis était soumis à une série de chargements non lésionnels (environ 20% compression, impacteur plan) à différentes vitesses de chargement (0.3 – 0.03 – 0.003 m/s) pendant que des images échographiques de l'intérieur de l'organe étaient acquises (entre 2000 et 5000 images par seconde). Enfin, l'organe était soumis à un dernier chargement à rupture en appliquant une grande compression de l'organe (50%). Pour quelques essais, une autre sonde était insérée dans l'impacteur de telle sorte qu'un plan supplémentaire, orthogonal au premier, soit imagé pendant le chargement. Pour cette configuration, deux tiers de l'image échographique correspondaient à l'image ultrasonore provenant de la première sonde (fixe) et le dernier tiers de la sonde mobile.

2.2 Post-traitement des films échographiques

Les essais de l'étude de Helfenstein-Didier et al. (2015) ont été ré-analysés. En premier lieu, une analyse de la reproductibilité de la méthode de post-traitement développée a également été réalisée. Cette analyse s'est basée sur six films échographiques montrant la réponse interne d'un rein de porc (32) soumis au même chargement en termes de vitesse (0.3 m/s) et de niveau de compression appliqué à l'organe (environ 20%). La méthode proposée a été appliquée à chaque film échographique et la

moyenne ainsi que l'écart-type des déformations obtenues ont été évaluées pour chaque zone anatomique définie préalablement manuellement (cortex-impacteur, pelvis, cortex-table) en fonction de la compression appliquée à l'organe. Un coefficient de variation – défini par le ratio entre l'écart-type et la moyenne – a été calculé.

Les essais composant le corps de l'étude ont ensuite été traités. Pour chaque rein, deux essais à vitesse de chargement différente (0.3 m/s et 3 mm/s) ont été analysés (Tableau 12). Pour le chargement dynamique (0.3 m/s), le dernier essai réalisé (lésionnel) a été utilisé. Pour cela, seules les images montrant l'intérieur de l'organe avant l'apparition des premières lésions ont été analysées. Concernant le chargement statique (3 mm/s), comme pour Helfenstein-Didier et al. (2015), lorsque plusieurs essais étaient réalisés à cette vitesse, le dernier était utilisé.

Tableau 12 : Essais analysés – Deux essais (vitesses de chargement de 3 mm/s puis 300 mm/s) ont été analysés par organe

Numéro rein/sujet	Condition	Espèce	Sonde
Rein 25	<i>Ex situ</i>	porc	SL 15-4 (linéaire)/simple
Rein 26	<i>Ex situ</i>	porc	SL 15-4 (linéaire)/simple
Rein 27	<i>Ex situ</i>	porc	SL 15-4 (linéaire)/simple
Rein 28	<i>Ex situ</i>	porc	SL 15-4 (linéaire)/simple
Rein 30	<i>Ex situ</i>	porc	SL 15-4 (linéaire)/simple
Rein 31	<i>Ex situ</i>	porc	SL 15-4 (linéaire)/simple
Rein 32	<i>Ex situ</i>	porc	SL 15-4 (linéaire)/simple
Rein 33	<i>Ex situ</i>	porc	SL 10-2 (linéaire)/double
Rein 34	<i>Ex situ</i>	porc	SL 10-2 (linéaire)/double
Rein 37	<i>Ex situ</i>	porc	SL 10-2 (linéaire)/double
Rein 38	<i>Ex situ</i>	porc	SL 10-2 (linéaire)/double
Total : 11			
Rein 21	<i>Ex situ</i>	humain	SL 15-4 (linéaire)/simple
Rein 39	<i>Ex situ</i>	humain	SL 15-4 (linéaire)/simple
Rein 40	<i>Ex situ</i>	humain	SL 15-4 (linéaire)/simple
Total : 3			

Pour chaque film échographique, le contour de l'organe a dans un premier temps été segmenté manuellement sur la première image (organe non déformé) puis la méthode de calcul de cartes de déplacement et de déformation a été appliquée aux images échographiques. Pour chaque film, les différents paramètres utilisés lors de la phase de suivi automatique de marqueurs (ex : nombre de voisins dans le descripteur géométrique, paramètres des DoG²⁰, Preibisch et al. 2010) sont les mêmes que ceux utilisés lors des cas test ayant servi à évaluer la méthode (Chapitre 4, section 2.4, 2.5, 2.6, 2.7). Un filtrage des marqueurs a ensuite été réalisé en fonction des conditions expérimentales de l'essai :

²⁰ Difference of Gaussian

- Entre deux images, les marqueurs ne peuvent pas avoir un déplacement supérieur à celui de l'impacteur ;
- Les marqueurs utilisés pour le calcul des différents champs de déplacements et de déformations doivent se situer à l'intérieur du contour de l'organe (position des points du contour mis à jour à chaque image) ;
- Les marqueurs doivent être présents sur au moins 5 images consécutives ;
- Les points aberrants au sens statistique sont rejetés. Pour chaque marqueur, la moyenne et l'écart type des déplacements de ses trois plus proches voisins sont calculés. Si le ratio de ces deux valeurs est supérieur à 2, le marqueur est alors considéré comme aberrant et est éliminé.

En plus de ces hypothèses, les conditions aux limites (déplacement de l'impacteur et déplacement nul au contact de la table) ont été imposées en ajoutant des marqueurs fictifs lors de la phase d'interpolation. Pour chacun des reins, les champs de déplacement u (direction transverse) et v (direction longitudinale) ont été calculés pour chaque pixel de l'image. À partir de ces déplacements et en utilisant les équations de Green-Lagrange, les déformations E_{xx} (direction transverse) et E_{yy} (direction longitudinale) ont pu être estimées. La déformation appliquée à l'organe (entre l'organe et la table) a été estimée à partir des équations de Green-Lagrange en 1D (Équation 5). Cette déformation entre l'impacteur et la table sera comparée aux déformations à l'intérieur de l'organe.

$$\text{Déformation organe} = \frac{1}{2} \left[\left(\frac{L}{L_0} \right)^2 - 1 \right]$$

avec :

L : longueur (direction longitudinale) de l'organe
 L_0 : longueur initiale (direction longitudinale)

2.3 Analyse des données

Pour chaque film échographique, une zone a été sélectionnée manuellement (4 points) dans chacune des régions anatomiques du rein visibles sur les images (*cortex impacteur*, *pelvis* et *cortex table*) sur la première image du film échographique (Figure 58). Les points ont été sélectionnés de manière à ce que la largeur de la zone (direction transverse) soit suffisamment fine pour éviter les effets de la non-linéarité de contact (i.e. absence de contact entre l'impacteur et l'organe due à sa forme arrondie). Pour chaque image et pour chacune des zones, la moyenne des valeurs de déplacement et de déformations des pixels présents dans ces zones a été calculée. Des tests de Wilcoxon ont également été réalisés entre les déformations des différentes régions et entre les deux chargements.

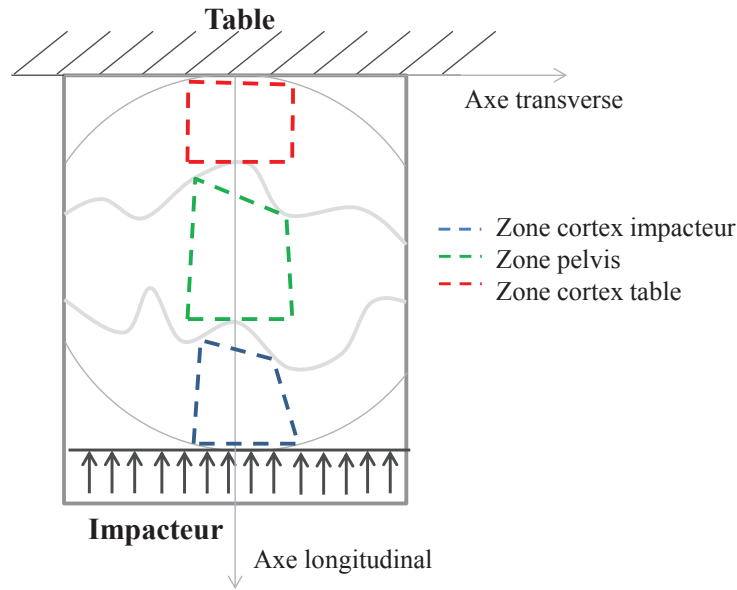


Figure 58 : Définition des zones cortex impacteur, cortex table et pelvis pour le calcul des déformations

3 Résultats

3.1 Reproductibilité

Les résultats issus de l'analyse de reproductibilité sont montrés en Figure 59. Dans la direction longitudinale, les coefficients de variations décroissent en fonction du niveau de compression appliqué à l'organe. De manière générale, les coefficients de variation les plus faibles (<20%) sont pour les zones anatomiques *cortex-impacteur* et *pelvis*. La zone anatomique *cortex-table* engendre des coefficients de variation plus élevés (jusqu'à 60%) pour les faibles niveaux de déformation (<10% de déformation appliquée à l'organe), correspondant à un écart type de 1% de déformation. Il peut être noté que pour cette direction, les résultats semblent plus reproductibles que le suivi expert utilisé jusqu'à présent (Helfenstein 2013). Concernant la direction transverse, les coefficients de variation sont bien plus élevés avec des amplitudes allant jusqu'à 70%, 55% et 120% pour les zones anatomiques *cortex-impacteur*, *pelvis* et *cortex-table* respectivement. Ces coefficients de variation des zones sont toutefois plus faibles aux grandes déformations (40% maximum). Il peut d'autre part être noté que les déformations transverses sont relativement faibles (<10%) pour le cortex table. Ces écarts correspondent toutefois à des écarts-types inférieurs à 3.5% de déformation en dessous de 15% de déformation appliquée, et pouvant ensuite monter jusqu'à presque 6% de déformation à la déformation maximale appliquée.

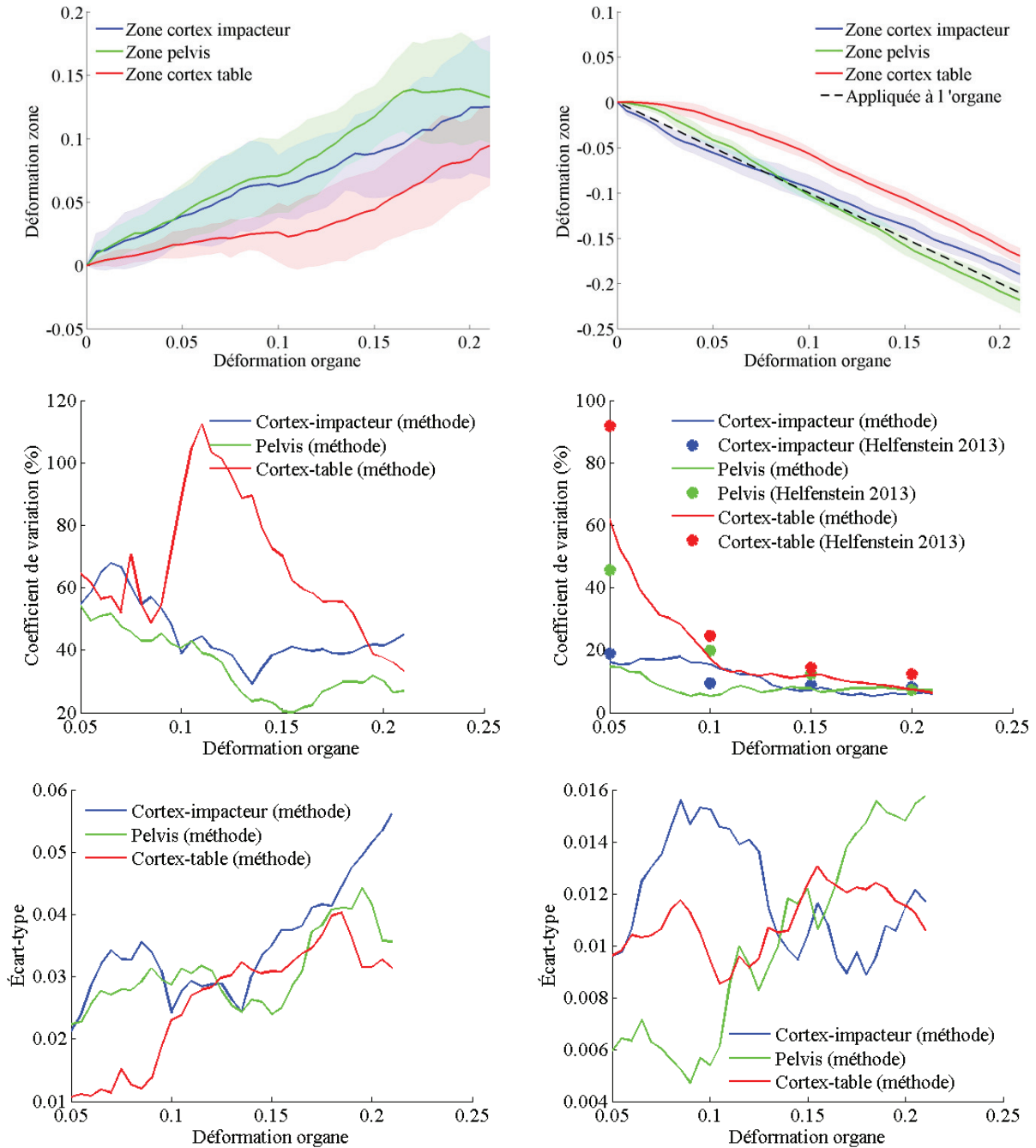


Figure 59 : Répétabilité (résultats) sur rein de porc (32). Moyennes (n=7) des déformations calculées (\pm écart-type) dans les zones anatomiques, coefficients de variation (%) et écart-type pour les différentes zones anatomiques en fonction de la déformation appliquée à l'organe (gauche : direction transverse, droite : direction longitudinale)

3.2 Essais sur reins de porc

Quatre reins de porc (33, 34, 37 et 38) n'ont pas pu être analysés. En effet, le système double sonde utilisé pour l'observation échographique a conduit à l'obtention d'images de très petite taille (largeur environ égale 2.6 cm, 128 pixels, Figure 60) qui sont de plus perturbées près des bords latéraux et qui n'a pas permis l'utilisation de la méthode de suivi automatique de marqueurs de Preibisch et al. (2010). En effet, le faible nombre de marqueurs détectés n'a pas permis d'établir de correspondances

durant le processus RANSAC. Cela a également été le cas pour un film échographique de rein de porc (rein 27) contenant du bruit, sous forme de raie horizontale, engendrant des détections de mouvements de marqueurs cinématiquement non possibles avec les autres marqueurs détectés dans l'organe. Les films échographiques des six reins restant ont pu être analysés, et des cartes de déplacements et de déformations ont pu être calculées dans tous les cas. Concernant les trois reins humains, seul un film échographique présentant d'importants mouvements hors du plan d'imagerie (Figure D8) n'a pas permis l'utilisation de la méthode de suivi automatique de marqueurs (Preibisch et al. 2010).

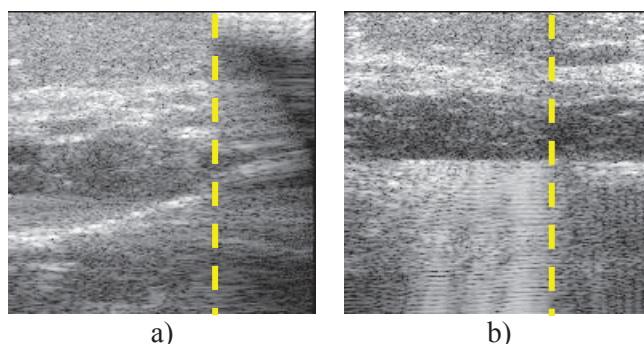


Figure 60 : Images échographiques du rein de porc 33 soumis à un chargement de compression (vitesse égale à 0.3 m/s, gauche : avant contact, droite : pic de compression avant l'apparition apparente de lésions) imagé par un système double sonde (SL 10-2). Les lignes en pointillées de couleur jaune délimitent les deux images provenant des deux sondes.

Un exemple de cartes obtenues pour un rein humain (40) est donné en Figure 61. L'ensemble des cartes de déplacements et de déformations estimées pour les reins sont données en Annexe D. De manière générale, les cartes de déplacements obtenues pour les reins de porc et humains suggèrent que pour la direction longitudinale, les déplacements les plus importants se situent dans la zone de l'organe proche de l'impacteur (cortex-impacteur) et les plus faibles se situent dans la région proche de la table (en accord avec les conditions aux limites). De plus, les déplacements sont plus grands au niveau du contact avec l'impacteur que dans les zones plus latérales sur l'image (non-linéarité de contact). Pour la direction transverse, les cartes de déplacements – de plus faibles amplitudes – montrent que les tissus de l'organe ont tendance à s'écarter de l'axe longitudinal (milieu de l'image, cf. Figure 58) de manière relativement symétrique. Concernant les déformations, les déformations longitudinales semblent plus importantes dans la zone de contact avec l'impacteur que dans la zone au contact de la table. Les amplitudes négatives, synonymes de compression, peuvent atteindre localement jusqu'à -45%. Quelques zones de petite taille sont également visibles en traction mais elles sont d'amplitude moindre. Toutefois, les cartes dans la direction transverse sont plus difficiles à interpréter avec des poches de petite taille en traction et en compression, et elles ne présentent pas d'allure générale aussi claire que dans la direction longitudinale. Les poches de tractions peuvent atteindre des amplitudes très élevées (jusqu'à 100%) et elles semblent plus fréquemment localisées vers le centre de l'image. L'amplitude semble plus réduite en compression.

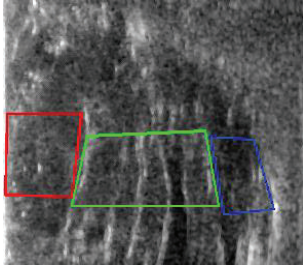
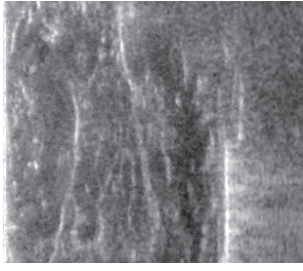
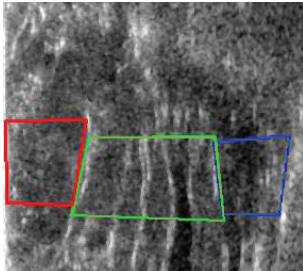
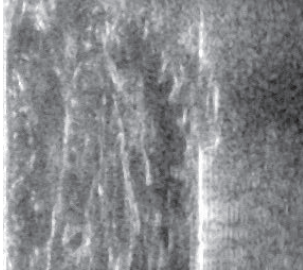
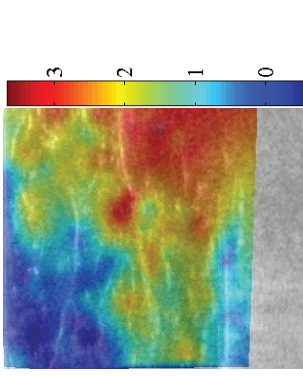
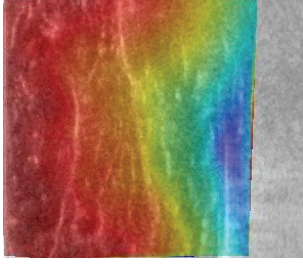
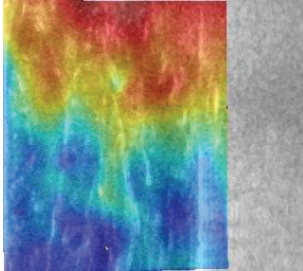
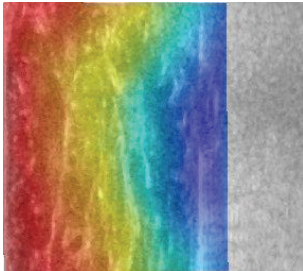
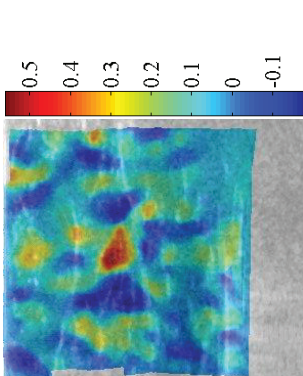
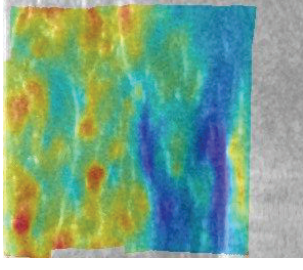
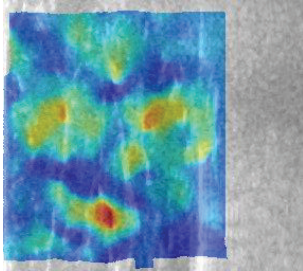
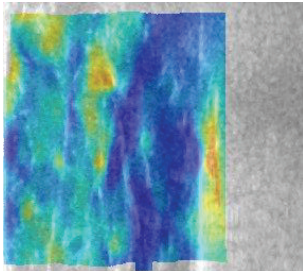
	Statique (3 mm/s)		Dynamique (300 mm/s)	
	avant contact	22.6% de compression appliquée	avant contact	27.6% de compression appliquée
Images ultrasonores				
Direction	Transverse	Longitudinale	Transverse	Longitudinale
Déplacements (mm)				
Déformations				

Figure 61 : Cartes de déplacements et de déformations obtenues pour le rein humain 40 pour deux vitesses de chargement (0.3 m/s et 3 mm/s). Images d'échographie ultrasonore et définition des zones qui seront utilisées pour les moyennes (1^{ère} ligne), cartes de déplacements (2^{ème} ligne) et cartes de déformations (3^{ème} ligne) dans les directions transverses et longitudinales

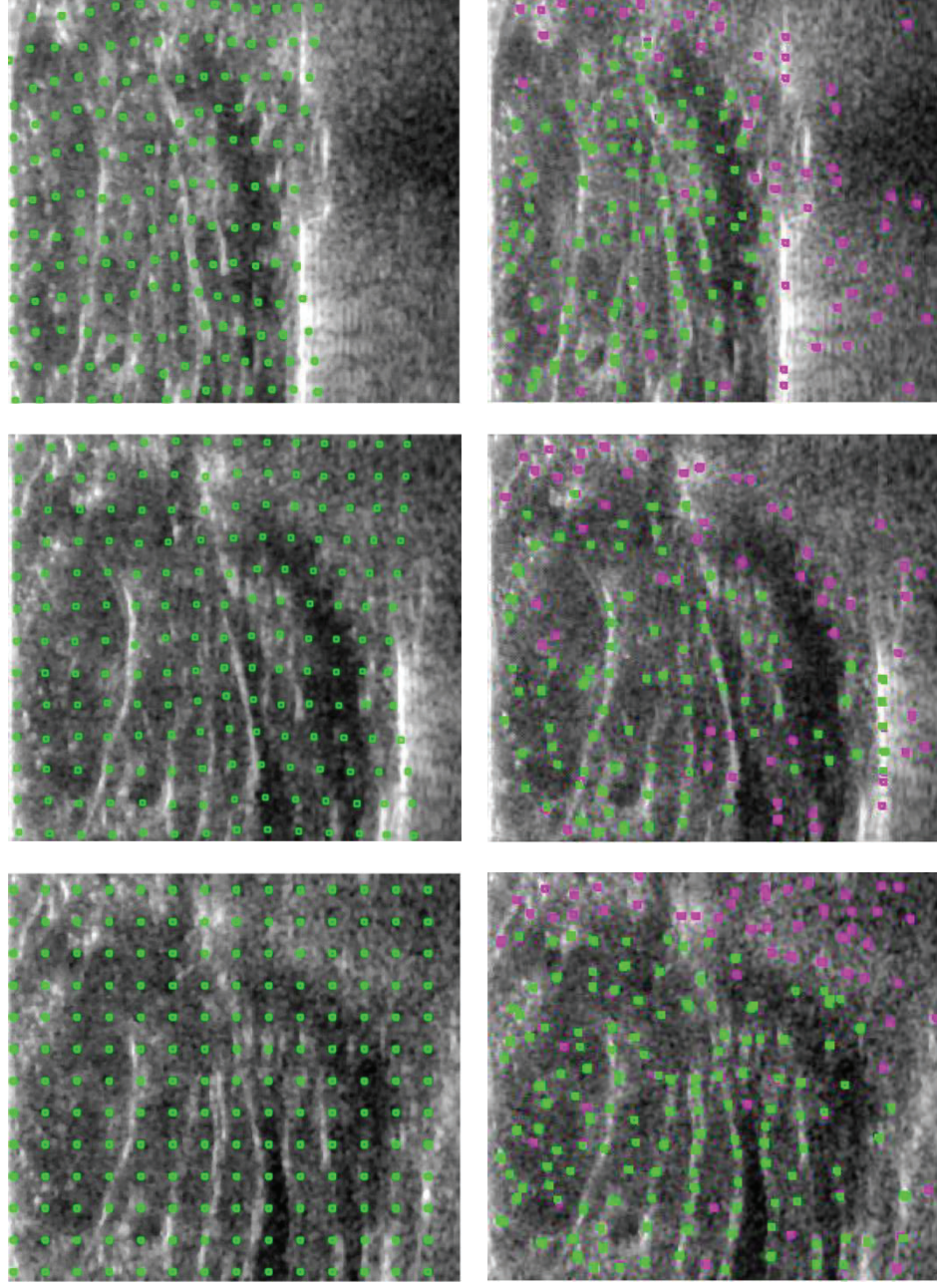


Figure 62 : Essai à 0.3m/s sur le rein humain 40 : illustration de la déformation d'une grille superposée à l'image initiale au cours du chargement (1^{ère} ligne), marqueurs issus du suivi automatique (vert + violet, Preibisch et al. 2010) et conservés après filtrage selon les conditions expérimentales (vert)

Pour chaque zone anatomique du rein, les réponses moyennes ± 1 écart-type des déformations calculées pour les reins de porc sont tracées en fonction de la déformation moyenne appliquée à l'organe en Figure 63. Les courbes moyennes de déformations dans la direction longitudinale de chaque zone anatomique sont relativement proches de la déformation appliquée à l'organe. Les déformations semblent similaires entre reins, comme suggéré par un écart type maximum de l'ordre de 0.03. On notera que les déformations dans l'axe longitudinal semblent plus homogènes pour un chargement rapide (0.3 m/s) que pour un chargement statique (3 mm/s). Pour ce dernier les déformations dans la région pelvienne semblent plus importantes que celles dans les zones du cortex (*cortex-table* et *cortex-impacteur*). Dans tous les cas, les déformations semblent plus importantes du côté impacteur que table. À niveau de déformation appliquée à l'organe égal (16%), les déformations moyennes dans la direction longitudinale des zones *pelvis*, *cortex-impacteur* et *cortex-table* sont de respectivement 18.7%, 14.0% et 10.5% pour les chargements statiques (3 mm/s) tandis que pour les chargements dynamiques, elles sont de 15.4%, 14.8% et 12% respectivement. Ces déformations moyennes sont significativement différentes ($p < 0.05$) entre les différentes régions (à l'exception du pelvis et du cortex-impacteur en chargement dynamique, $p = 0.22$). Une différence significative peut également être observée pour chaque zone anatomique entre les deux vitesses de chargement (Figure 64). Concernant la direction transverse, toutes les déformations moyennes par zone sont positives (traction) et les déformations estimées diffèrent plus largement entre les différents reins (écart type maximum de 0.10). Pour les deux vitesses de chargement, les déformations de la zone *cortex table* sont les plus faibles, suivies par le *cortex-impacteur* et le *pelvis* (ces deux dernières semblent relativement proches). Pour les chargements dynamiques, les déformations transverses sont légèrement plus importantes dans les zones *cortex-impacteur* et *pelvis* que pour les chargements à faible vitesse. En effet, pour un même niveau de déformation appliqué à l'organe (16%), les déformations moyennes dans la direction transverse des zones *pelvis*, *cortex-impacteur* et *cortex-table* sont de respectivement 14.6%, 11.0% et 3.6% pour les chargements statiques (3 mm/s) tandis que pour les chargements dynamiques, elles sont de 16.1%, 12.2% et 6.1% respectivement. Des différences significatives peuvent être observées entre les déformations de chaque zone anatomique pour les deux types de chargement. Une significativité peut également être notée pour les déformations du pelvis entre le chargement dynamique et le chargement statique (Figure 64).

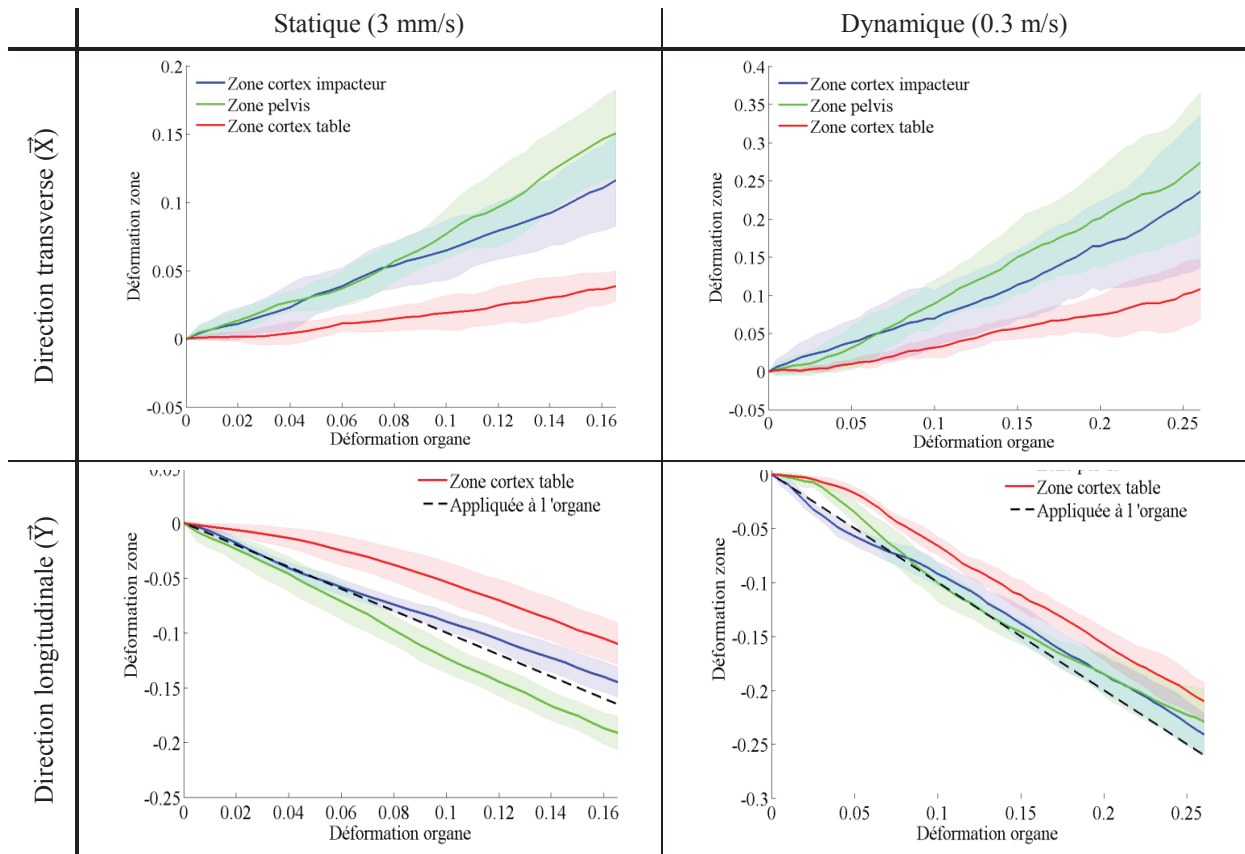


Figure 63 : Reins de porcs. Moyennes des déformations calculées dans les zones d’image (*cortex-table*, *pelvis*, *cortex-impacteur*) en fonction de la déformation appliquée à l’organe.

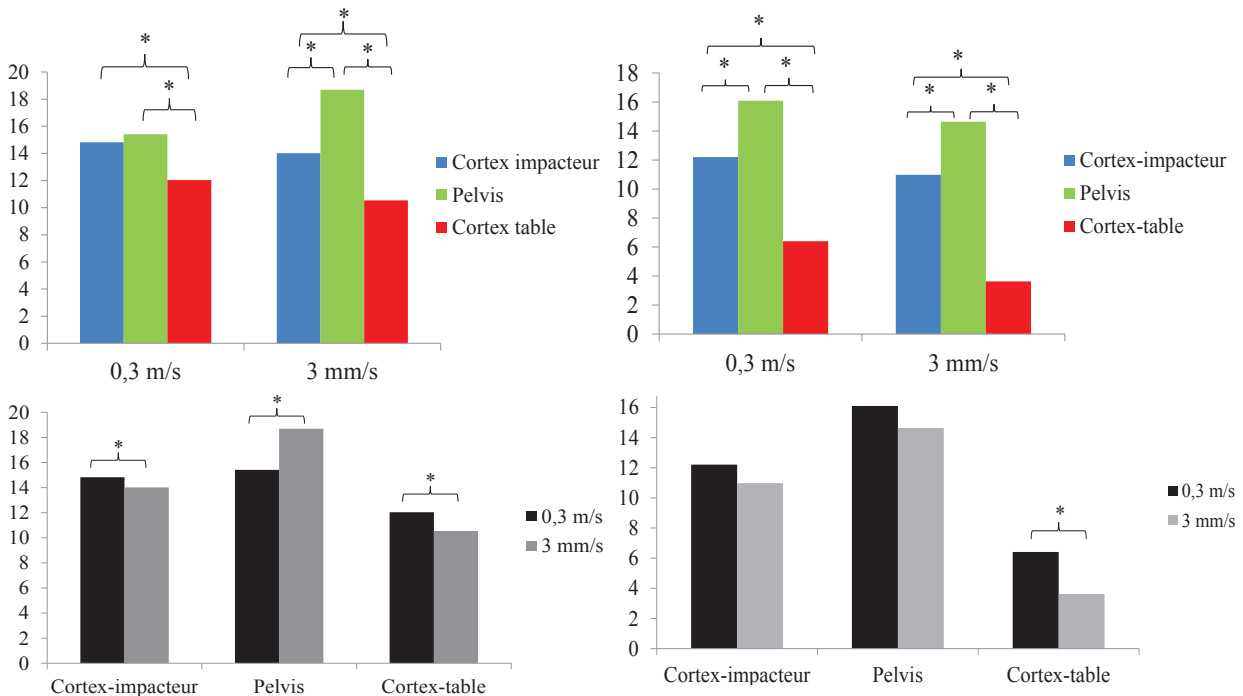


Figure 64 : Déformation moyenne ($n=6$) dans les différentes zones anatomiques du rein ($n=6$) dans les directions longitudinale (gauche) et transverse (droite) pour une compression appliquée à l’organe de 16% (* : $p < 0.05$)

Pour les reins humains, les déformations des zones anatomiques ont été tracées pour chaque rein (Figure 65). Les courbes de déformations de chaque rein sont relativement proches de celles observées

pour les reins de porc. De manière générale, la vitesse de chargement semble avoir un effet plus limité sur les déformations calculées. Dans la direction longitudinale, pour un même niveau de déformation appliqué à l'organe (19%), les déformations moyennes pour les zones *cortex-impacteur*, *pelvis* et *cortex-table* sont de respectivement 19.5%, 16.0% et 12.0% pour les chargements statiques (3 mm/s) et de 20.7%, 17.6% et 12.9% pour les chargements dynamiques (0.3 m/s). Dans la direction transverse, à niveau de déformation appliquée à l'organe égal (19%), les déformations moyennes pour les zones *cortex-impacteur*, *pelvis* et *cortex-table* sont de respectivement 8.2%, 7.6% et 6.8% pour les chargements statiques (3 mm/s), et de 13.5%, 7.5% et 6.6% pour les chargements dynamiques (0.3 m/s).

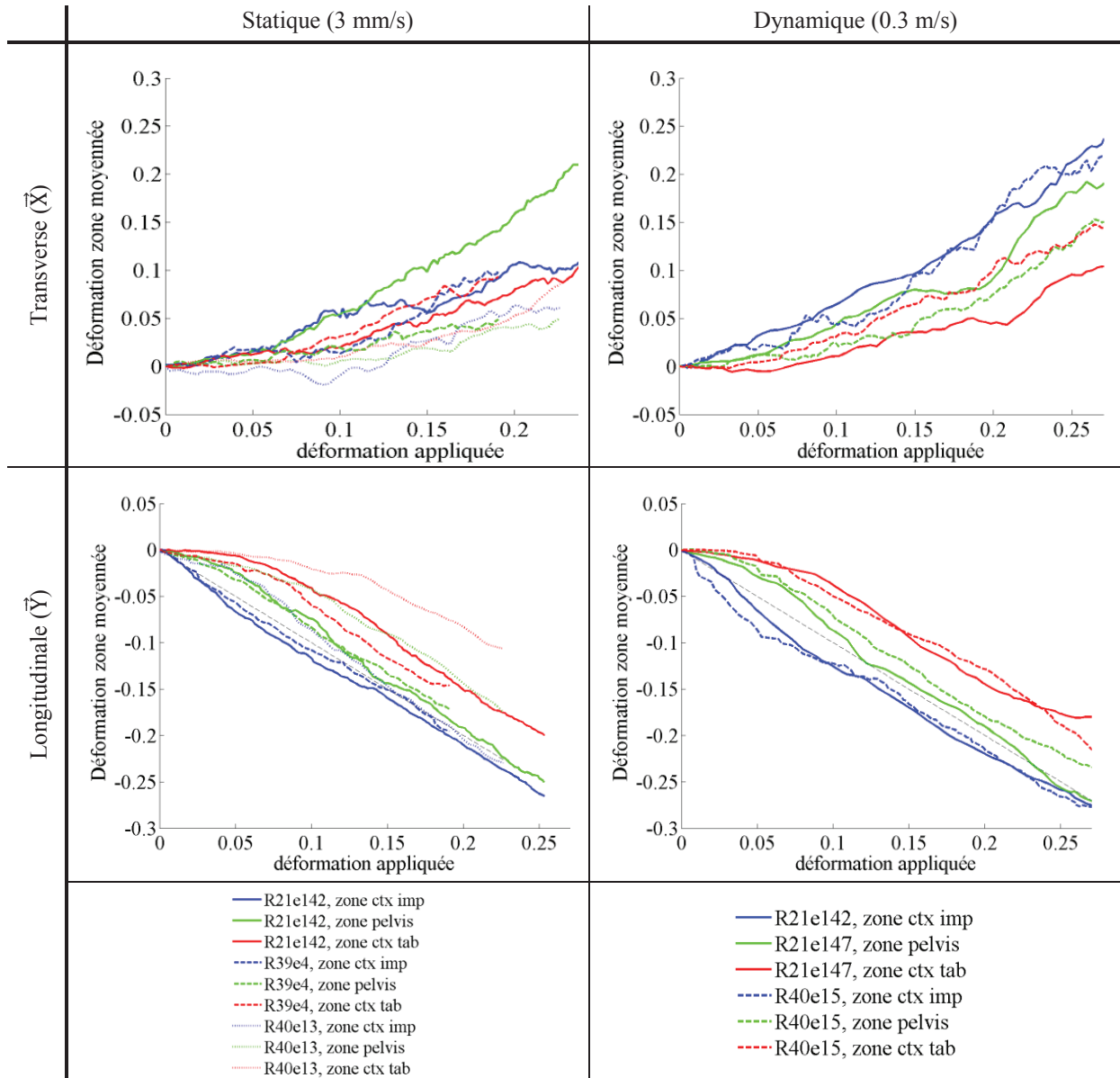


Figure 65 : Reins humains. Déformations calculées dans les zones anatomiques (*cortex-table*, *pelvis*, *cortex-impacteur*) en fonction de la déformation appliquée à l'organe

4 Discussion

Dans la direction longitudinale, la méthode proposée semble donner des résultats plus reproductibles que le suivi expert, utilisé par Helfenstein-Didier et al. (2015). Les résultats obtenus pourraient cependant sous-estimer la reproductibilité de la méthode dans la mesure où ils sont basés sur des moyennes de zones anatomiques définies manuellement. En effet, bien que les essais utilisés soient similaires, l'organe ne revient pas exactement dans sa configuration initiale. Par conséquent, les zones définies manuellement peuvent différer d'un essai à l'autre. Pour la direction transverse, la reproductibilité de la méthode est bien moindre et pourrait expliquer la difficulté à interpréter les résultats obtenus dans cette direction. La résolution latérale, qui pourrait être plus faible sur les images échographiques, pourrait contribuer à ce résultat. L'ajout de connaissances supplémentaires dans cette région pourrait être testé dans le cadre de futures études afin de voir si les résultats peuvent être améliorés. Toutefois, de manière générale, il est important de se rappeler que les résultats incluent à la fois la reproductibilité de la méthode et de la reproductibilité des essais sur rein. La déformation transverse est moins contrainte aux limites que la déformation longitudinale (papier de verre pour éviter le glissement) et le couplage entre déformations longitudinales et transverses peut être lié à la présence de fluide et de son écoulement dans l'organe qui pourrait évoluer au cours des essais.

Les images d'échographie ultra-rapide montrant la réponse interne de onze reins de porc et de trois reins humains soumis à des essais de compression à différentes vitesses (0.3 m/s et 3 mm/s) ont été analysés par une méthode développée pour ce type d'images (voir Chapitre 4). Trois reins de porc pour lesquels un système de double sonde avait été utilisé n'ont pas pu être traités en raison de la trop faible résolution des images obtenues conduisant à un nombre insuffisant de marqueurs. Les images échographiques d'un rein humain soumis à un chargement rapide n'ont pas pu non plus être analysées du fait de la présence de mouvements hors du plan d'imagerie (Figure D8). Il est à noter que pour ce dernier, le processus d'analyse des images s'est interrompu lors du suivi automatique de marqueurs (Preibisch et al. 2010). Bien qu'aucun critère de détection de mouvements hors du plan d'imagerie n'ait été inclus pour l'instant, l'échec de la méthode paraît rassurant quant au sens physique des champs calculés.

La nouveauté de cette étude réside dans l'obtention de cartes de déplacement et de déformation dans les directions longitudinales et transverses, et le fait qu'il n'est pas nécessaire de baser les résultats par région sur le suivi d'un seul point dont la nature n'est pas connue et qu'il est suivi de manière semi-automatique. Les cartes de déplacements obtenues montrent que les conditions aux limites des essais, appliquées à travers l'ajout de marqueurs fictifs près des plaques, ont été respectées sur les cartes finales (déplacement de l'impacteur, déplacement nul au niveau du contact entre la table et l'organe). Les cartes de déformations mettent en avant les différences de déformations régionales, notamment dans l'axe longitudinal. Les cartes de déformations obtenues dans l'axe transversal comportent beaucoup plus de disparités avec des zones comportant de hautes amplitudes (jusqu'à 100% de déformation). Les raisons de la présence de ces disparités sont inconnues mais pourraient être dues 1) aux bruits présents dans les images, dont la réduction à l'aide de filtres développés pour le diagnostic devrait être étudiée ; 2) à des mouvements de fluide dans les vaisseaux entraînant ainsi des grandes déformations apparentes ; 3) à des mouvements hors du plan locaux qui génèreraient des déformations non physiques ; 4) à des glissements locaux dans l'organe. Les zones d'amplitude les plus élevées semblent en effet se situer dans le voisinage de la zone pelvis qui inclut diverses structures (ex :

vaisseaux remplis de fluide, membranes). Par conséquent, le calcul de déformations basées sur une hypothèse de milieu continu semble questionnable dans cette zone.

Comme pour certains des cas tests (Chapitre 4), des moyennes spatiales par zone (*cortex-impacteur*, *pelvis*, *cortex-table*) ont donc été effectuées afin de continuer l'analyse et de comparer les résultats à l'étude précédente basée sur des cibles naturelles suivies semi automatiquement. L'exploitation des résultats avec des zones plus locales (en particulier pour les déformations longitudinales qui semblent moins variables que les déformations transverses) pourrait être considérée dans le futur.

Avec les zones telles qu'elles sont définies actuellement, les déformations moyennes par zone restent proches de la déformation moyenne appliquée. Toutefois, dans le cas dynamique, les déformations moyennes par zone sont toutes inférieures à la déformation moyenne appliquée. La raison n'est pas connue mais il est à noter que de par le choix de mesure de déformation, la moyenne des déformations n'est pas égale à la déformation moyenne de manière générale.

Pour les reins de porc, il a été montré que la vitesse de chargement avait un effet significatif sur la réponse interne (Figure 63). Par exemple, la zone située dans le pelvis semble se déformer de manière plus importante dans la direction longitudinale pour des chargements à faible vitesse (3 mm/s). Cette observation avait également été faite par Helfenstein-Didier et al. (2015) et avait été attribuée au fait que le liquide de perfusion, présent initialement dans la vasculature du rein de la région pelvienne, s'en va progressivement au cours du chargement. L'écoulement de liquide de perfusion se réduirait pour des vitesses de chargement plus élevées (0.3 m/s), limitant l'échappement du liquide de la région pelvienne et ainsi les déformations dans cette région. Les déformations transverses associées augmentent aussi entre conditions statiques et dynamiques, ce qui pourrait renforcer l'hypothèse de fluide incompressible ne quittant pas le matériau.

Concernant les reins humains, les observations sont à considérer avec précaution dans la mesure où l'analyse s'est faite pour trois reins seulement, et seuls deux reins ont pu être exploités en dynamique. Les courbes de déformation dans la direction longitudinale sont similaires en statique et en dynamique, avec donc un effet de la vitesse de déformation plus limité que pour les reins de porc (Figure 65). Dans les deux cas, les déformations sont les plus importantes dans le *cortex-impacteur*, suivi du *pelvis* et du *cortex-table*. Les courbes obtenues dans la direction transverse présentent beaucoup plus de disparité entre les différents organes et le contraste entre zone pourrait être moins marqué que pour les reins de porc.

De manière générale, bien que préliminaire, cette étude montre le potentiel de la méthode de calcul de cartes de champs de déplacement et de déformation développée dans le cadre de ces travaux de thèse pour l'analyse des images d'échographie ultra-rapide de reins isolés soumis à un impact. Les résultats obtenus semblent être en accord avec ceux obtenus par Helfenstein-Didier et al. (2015). Si les cartes de déplacements obtenues semblent pouvoir être utilisées en l'état, les cartes de déformations nécessitent d'être moyennées par région, notamment celles obtenues dans la direction transverse. Ces résultats moyens pourraient déjà être confrontés à des résultats de simulation afin d'évaluer le comportement de modèles numériques en 2D.

Bien que des hypothèses sur la vitesse des marqueurs soient déjà formulées lors de la phase de filtrage, celles-ci ne semblent pas suffisantes pour éliminer certains mouvements locaux (fluides, sorties locales de plan), résultant ainsi en des zones très localisées de grande déformation de grande amplitude. Des hypothèses supplémentaires (exemple : associations de la confiance sur le marqueur à la déviation de la vitesse locale par rapport à un champ supposé ou interpolé à partir des conditions aux limites) pourraient être formulées pour mieux contrôler ce problème et essayer d'obtenir des cartes de déformations plus lisses et exploitables plus localement dans un contexte de validation de modèle. Toutefois, pour le pelvis en particulier, l'hypothèse de milieu continu et de mouvement plan ou limité par rapport à l'inhomogénéité de l'organe pourrait avoir atteint ses limites, et une analyse plus locale semble être difficile sans mieux comprendre le contenu local de la structure anatomique.

Cette étude laisse également entrevoir la possibilité d'utiliser cette méthode de post-traitement pour analyser les images d'échographie ultra-rapide acquises lors des essais sur corps entier. Ainsi, les comparaisons avec les modèles humains pourraient être affinées et d'éventuels invariants basés sur la déformation des tissus pourraient être développées. Toutefois, le post-traitement de ces images acquises lors de ces essais est plus délicat. En effet, les vitesses de chargement sont plus élevées (autour de 3m/s) et les fréquences d'acquisition des images plus faibles (2000 images par secondes) que pour les essais sur organe isolés. De plus, la sonde utilisée pour ces essais est une sonde courbe engendrant une résolution plus faible que la sonde linéaire et qui diminue lorsque la profondeur augmente.

À titre d'exemple, un film montrant la réponse interne du foie *in situ* (sujet 2013-S118) pendant un chargement rapide (3 m/s) a été analysé et les résultats sont donnés en Figure 66. Si le nombre de marqueurs semble suffisant pour que la méthode proposée puisse fournir des cartes de champs, ces résultats sont toutefois à prendre avec précaution. En effet, contrairement au rein isolé, la répartition des marqueurs est beaucoup plus inégale sur l'image après filtrage (Figure 66), notamment dans la région du diaphragme. Ainsi, les résultats calculés dans cette région sont estimés par extrapolation à certains moments du chargement, ce qui pourrait générer des écarts importants avec les déformations réelles. Ceci suggère que la qualité d'image pourrait être insuffisante dans ces conditions pour le calcul de cartes dans certaines régions. À ce sujet, il peut être envisageable de proposer des indices de confiances sur le résultat donné à partir de l'évolution spatiale et temporelle des marqueurs associés à une zone de l'image. Ceci pourrait être étudié numériquement en supprimant progressivement des marqueurs d'une image peu bruitée.

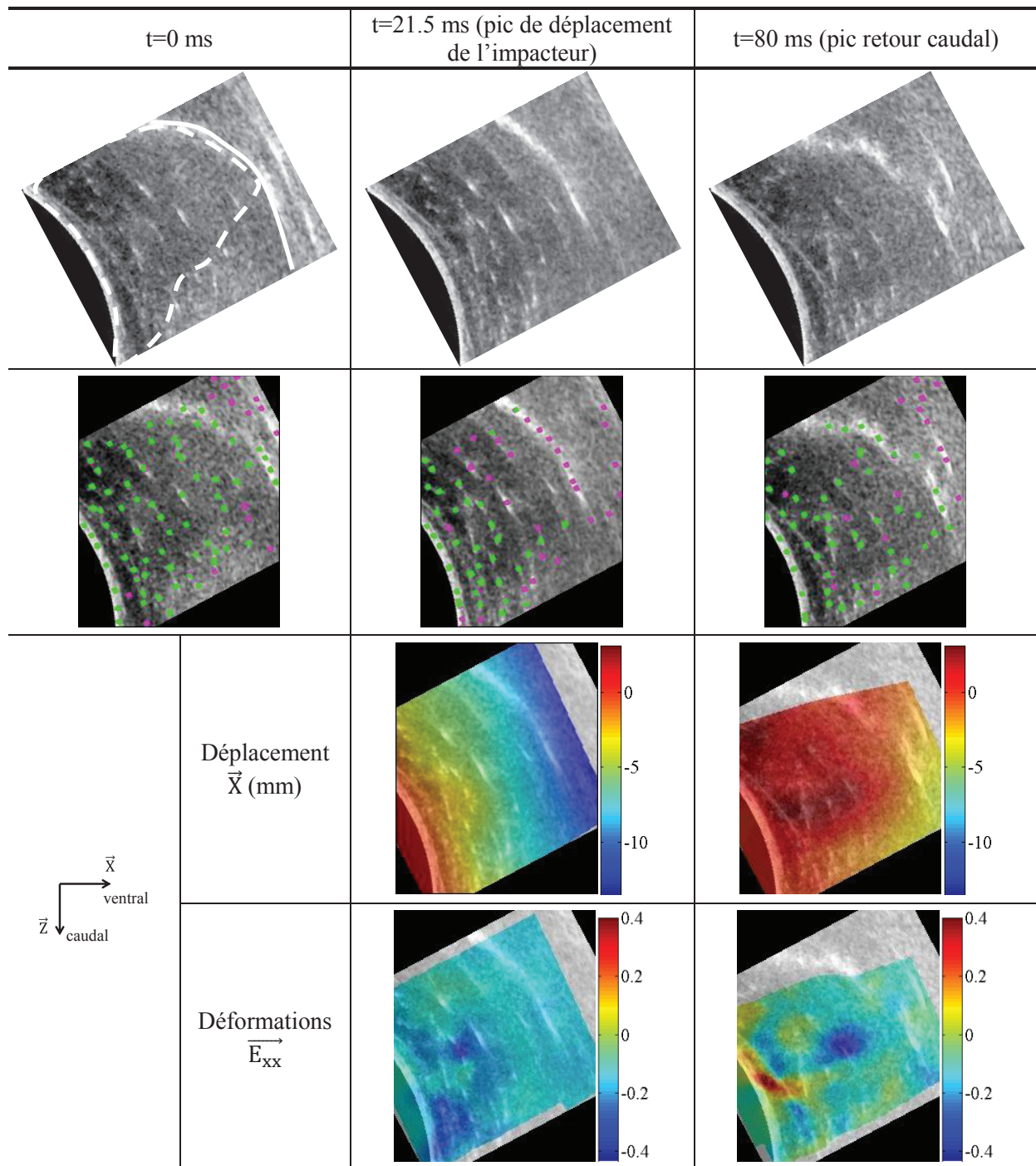


Figure 66 : Résultats obtenus en post-traitant les images échographiques obtenus lors des essais sur corps entier (2013-S118). Images échographiques (1^{ère} ligne), marqueurs issus du suivi automatique (vert+violet : Preibisch et al. 2010, vert : après filtrage, 2^{ème} ligne), carte de déplacements (3^{ème} ligne) et de déformations (4^{ème} ligne) selon l'axe de l'impacteur.

5 Conclusion

Une première application de la méthode de post-traitement des images d'échographie ultra-rapide (Chapitre 4) a été réalisée sur des films échographiques obtenus lors d'essais sur reins réalisés par Helfenstein-Didier et al. (2015). Si des résultats ont été obtenus pour la plupart des films échographiques disponibles, la méthode n'a en revanche pas abouti pour quelques films dont la résolution spatiale était dégradée (système double sonde) et pour un film présentant d'importants mouvements hors du plan d'imagerie. Les résultats obtenus sont cohérents avec ceux obtenus par suivi expert dans la direction de l'impact (Helfenstein-Didier et al. 2015). Les résultats dans la direction transverse semblent plus difficiles à interpréter en l'état, et des moyennes de déformation sur de grandes zones ont été nécessaires. Dans un contexte de validation de modèle, les cartes de déplacements ainsi que les cartes de déformations dans la direction longitudinale de l'organe pourraient d'ores et déjà être utilisées pour une première évaluation de modèles.

Les perspectives incluent à la fois des travaux expérimentaux additionnels (essais sur reins humain pour établir des tendances statistiques) et des besoins d'avancées méthodologiques. Des hypothèses additionnelles pourraient être testées pour essayer de filtrer certains des artefacts observés (ex : mouvement de fluide) et mieux détecter les possibles sorties de plan locales pouvant survenir dans le pelvis par exemple. De manière générale, cette étude montre que la formulation de cette méthode de post-traitement – basée sur la cinématique de marqueurs – permet d'inclure facilement des connaissances mécaniques (ex : conditions aux limites) dans le processus. D'autres hypothèses pourraient être introduites (ex : champ de vitesse supposé ou basé sur un modèle numérique plausible). Toutefois, pour le pelvis rénal en particulier, il pourrait être nécessaire de mieux comprendre la nature de la structure et ses mouvements locaux y compris hors du plan afin de pouvoir interpréter les résultats. L'utilisation d'une sonde 3D (Provost et al. 2014) pourrait être considérée.

Pour le moment, la méthode semble d'ores et déjà pouvoir être appliquée pour calculer des champs de déplacement et de déformations à partir des images échographiques montrant la réponse interne du foie *in situ* obtenues lors des essais sur corps entier. Une analyse plus détaillée de ces essais pourrait être conduite pour affiner les hypothèses à faire et ajuster les paramètres de filtrage pour le calcul des champs avec de telles images.

Synthèse, conclusions et perspectives

Ces travaux de thèse s'inscrivent dans la thématique de prédiction des lésions des organes de l'abdomen pouvant survenir lors d'un choc automobile. Les modèles humains basés sur la méthode des éléments finis sont des outils de plus en plus utilisés pour l'évaluation de la protection des occupants des véhicules. Si le comportement externe de ces modèles a pu être validé grâce aux résultats des études sur sujet cadavérique, l'évaluation de leur comportement interne reste en revanche limitée en particulier à cause d'un manque de données expérimentales. De manière plus générale, ce manque rend aussi difficile la compréhension des mécanismes lésionnels.

Ce travail s'est organisé autour de l'échographie ultra-rapide, technique d'imagerie permettant d'observer le comportement interne de l'abdomen ou de ses organes pendant un choc, et du transfert des observations effectuées vers les modèles humains éléments finis en vue de valider leur comportement interne. Des essais ont été réalisés sur sujet cadavérique afin d'étudier la réponse interne du foie *in situ* pendant un choc. Ces essais ont ensuite été simulés avec un modèle humain existant (GHBMC), permettant de mieux comprendre sa performance et ses limites. Afin de faciliter le post-traitement des données récoltées, une méthode de calcul de cartes de déplacements et de déformations à partir d'images d'échographie ultra-rapide a été développée. Après une première vérification expérimentale et numérique, cette méthode a été appliquée à des images échographiques de reins isolés soumis à des chargements de compression.

Le premier chapitre de ce manuscrit est une synthèse de connaissances sur l'abdomen soumis au choc. Il a été montré que de nombreuses études ont été réalisées sur le comportement de l'abdomen et ses tissus pendant un chargement rapide en utilisant des approches expérimentales complémentaires (essais sur échantillon, essais organe isolé, essais *in situ* sur sujet cadavérique). Toutefois, les résultats issus de ces études peuvent être difficiles à mettre en cohérence, et la prédiction des lésions reste problématique. L'absence relative d'observations des comportements internes est un facteur limitant la mise en relation de ces approches et leur utilisation avec des modèles numériques. La variabilité interindividuelle ainsi que les limites du modèle cadavérique font qu'il peut être difficile de mettre en relation les résultats d'essais sur corps entiers pour lesquels seule la réponse externe a été observée avec les prédictions lésionnelles internes des modèles numériques. De même, les contributions d'essais sur organe isolé ou d'essais sur échantillon pour la prédiction des comportements lésionnels sont difficiles à valider sans avoir une meilleure connaissance de la réponse *in situ* des organes (ex : chargement effectif, conditions aux limites) ou de leur comportement interne en condition perfusée (déformation des matériaux *in situ*).

Récemment, des protocoles utilisant l'échographie ultra-rapide ont été développés au laboratoire et ont permis d'observer la réponse interne des organes de l'abdomen isolés ou *in situ* pendant un choc (Helfenstein-Didier et al. 2015, 2016). Bien que prometteurs dans une optique d'amélioration de la

compréhension du comportement interne des organes pendant un choc, les résultats de ces études étaient jusqu'à présent limités. Pour le comportement *in situ* (i.e. corps entier), le faible nombre de sujets testés ne permettait pas de dégager de tendances claires et pour le comportement isolé (i.e. sur rein soumis à la compression), le post-traitement des images échographiques était limité au calcul de déformations uni-axiales à partir d'un suivi semi-automatique de cibles naturelles visibles sur les images.

Dans le cadre de cette thèse, il a donc été décidé de poursuivre la collecte de données sur la réponse interne d'organes de l'abdomen *in situ*. Pour cela, des essais supplémentaires sur quatre sujets cadavériques ont été réalisés en se focalisant sur les résultats préliminaires les plus prometteurs obtenus par Helfenstein et al. (2016), i.e. les relations possibles entre localisation de chargement externe et réponse interne du foie. La trajectoire de cibles naturelles du foie a été analysée lors de chargements rapides appliqués en diverses localisations à l'aide d'un impacteur rigide ou d'une ceinture. Des tendances similaires ont été observées pour les sujets testés, notamment en termes de direction initiale (angle) des trajectoires. Ces tendances restent à confirmer mais quantifient pour la première fois une relation entre le chargement externe appliqué à l'abdomen et la réponse interne du foie *in situ*. Ces résultats ont également mis en évidence l'importance de la position de l'organe par rapport à la zone d'impact pour prédire sa réponse *in situ*.

Puis, les données récoltées durant ces essais ont été utilisées pour évaluer la réponse interne de modèles humains existants du GHBM. Les modèles de référence ont pour cela été mis à l'échelle de telle sorte que quelques dimensions anthropométriques (masse, taille, profondeur abdominale) correspondent à celles du sujet testé. Les tendances observées lors des expérimentations ont pu être observées avec les simulations, notamment en termes de direction initiale (angle) des trajectoires du foie et d'amplitudes des déplacements. Les limites du modèle ont également été mises en évidence. Plus spécifiquement, le mouvement caudal du foie après le pic de déplacement ou encore la forme des trajectoires n'ont pu être prédite. Comme pour les expérimentations, la position de l'impacteur affecte fortement la réponse interne des modèles, y compris pour des indicateurs lésionnels (énergie de déformation) qui ne peuvent être mesurés *in situ* expérimentalement. Cette constatation montre que les observations faites dans les études de la littérature sont à prendre avec précaution pour l'étude du risque lésionnel dans la mesure où la position des organes est rarement documentée et les chargements souvent localisés.

Enfin, un développement méthodologique a été réalisé afin d'aller au-delà du suivi de semi-automatique de cibles naturelles utilisé jusqu'alors pour l'analyse des images échographiques. Une méthode de calcul de cartes de déplacements et de déformations 2D a été développée afin de faciliter le post-traitement de ces images et d'affiner les résultats. Cette méthode s'appuie sur un suivi de cibles automatique (Preibisch et al. 2010) qui sont ensuite filtrées selon plusieurs critères (ex : vitesse, conditions aux limites) liés à la connaissance mécanique du problème. La méthode a ensuite été évaluée numériquement ou expérimentalement sur quatre cas tests. Pour chacun d'entre eux, il s'agissait de comparer les prédictions de la méthode à des références connues ou calculées via une autre méthode d'estimation. De manière générale, la méthode semble fournir des résultats satisfaisants dans un contexte de biomécanique des chocs et de validation de modèles. Des améliorations pourront toutefois être apportées dans sa formulation afin d'augmenter la localité des champs calculés ou

encore de détecter des mouvements non admissibles d'un point de vue cinématique (ex : mouvement hors du plan).

Cette méthode a fait l'objet d'une application préliminaire en ré-analysant des images d'échographie ultra-rapide de reins durant des chargements de compression acquises lors de précédentes campagnes expérimentales. Les résultats trouvés semblent cohérents avec ceux issus du suivi semi-automatique de cibles dans la direction de l'impact (Helfenstein-Didier et al. 2015) et montrent l'intérêt de la méthode développée pour améliorer le post-traitement de ce type d'image en proposant des cartes 2D de déplacement et de déformation.

En conclusion, deux apports principaux peuvent être dégagés de ces travaux. Pour la première fois, des relations entre la réponse interne de l'abdomen et le chargement externe appliqué ont pu être mises en évidence à partir de résultats expérimentaux. Ces relations laissent entrevoir la possibilité de pouvoir mieux comprendre le comportement de l'abdomen pendant un choc, ce qui permettra éventuellement d'améliorer la prédiction du risque à l'aide modèles humains ou de mannequins. Ces résultats obtenus ont pu être utilisés pour ensuite évaluer le comportement d'un modèle humain existant. Des similitudes ont pu être mises en évidence, ce qui est très prometteur en vue de valider le comportement interne des modèles. Le deuxième apport de ces travaux est méthodologique et lié au développement de la méthode de post-traitement d'images d'échographie ultra-rapide. Sa formulation permet de prendre en compte facilement des connaissances mécaniques du problème facilitant le calcul automatique de cartes de déplacement et déformations 2D à partir d'images typiquement très bruitées.

Les perspectives à ce travail incluent à la fois des travaux expérimentaux et méthodologiques, à court et à moyen terme. Tout d'abord, des améliorations pourront également être apportées à la méthode de calcul de cartes de déplacements et de déformations à partir d'images d'échographie ultra-rapide. Bien que les cas test aient permis de montrer son intérêt dans un contexte de validation de modèles, des hypothèses supplémentaires pourraient être testées afin d'affiner la localité des résultats. L'utilisation de filtre d'images pourrait être utile afin de réduire certains artefacts d'imagerie identifiés qui interfèrent avec le calcul des cartes de champ. Des hypothèses sur la forme du champ de vitesse – supposée connue ou issue d'un modèle numérique par exemple – pourrait s'avérer utile lors du filtrage des marqueurs ou l'établissement d'un paramètre de confiance sur la position de chaque marqueur qui serait pris en compte lors de l'interpolation. Des indices de confiance pourraient aussi être développés pour les champs estimés en se basant sur des paramètres de distribution des marqueurs au cours du temps. À court terme, il est envisagé de consolider les calculs dans un outil unique (ex : plugin ImageJ) qui pourrait alors être distribué. Le post-traitement via cette méthode des images ultrasonores de reins humains soumis à des essais de compression semblent dégager quelques tendances mais devront être confirmées en réalisant des essais supplémentaires. Les résultats passés et futurs d'essais sur corps entier devraient aussi être exploités avec cette méthode, ce qui permettra d'enrichir les comparaisons envisagées avec les modèles numériques en particulier.

Afin de confirmer les tendances observées et d'affiner les observations faites sur la réponse interne du foie *in situ*, des essais supplémentaires sur corps entier pourront être réalisés en essayant de mieux maîtriser certains des problèmes expérimentaux liés au modèle cadavérique (perfusion, insufflation). Lors des expérimentations réalisées dans le cadre de cette thèse, des observations ultrasonores sur le colon descendant ont été réalisées mais n'ont pas pu être analysées pour l'instant, en partie à cause de

la mauvaise qualité des images et des variations anatomiques rendant les comparaisons délicates. Une amélioration du conditionnement des sujets pourra être apportée au protocole à ce sujet. L'étude du chargement ceinture a également été initiée sur deux sujets et devrait être poursuivie afin de pouvoir obtenir des relations interne/externe pour un chargement plus réaliste que l'impacteur sphérique. Très peu d'essais de la littérature font état de lésions rénales *in situ*, ce qui rend la compréhension des mécanismes en jeu particulièrement délicate. L'utilisation d'une sonde supplémentaire, placée par exemple dans un plan horizontal, semble possible pour observer la réponse interne du rein *in situ* et éventuellement d'approfondir les observations faites sur les interactions entre le foie et le rein pendant un chargement frontal. Ceci permettrait à la fois d'étudier les mécanismes de chargement *in situ* et éventuellement les mécanismes lésionnels du rein, ainsi que de faire un lien entre les essais *ex situ* et la réponse *in situ*. Ceci pourrait être implémenté en répétant les essais (dans la mesure où le retour en position de l'organe après chaque essai semble reproductible), ou en utilisant un deuxième échographe synchronisé. La multiplication de sections imagées dans un même essai avec l'aide de plusieurs échographes pourrait être particulièrement utile dans un contexte de validation de modèles numériques. L'étude pourra également être étendue à l'étude des lésions du foie en choc frontal bien que cela puisse nécessiter un grand nombre de sujets à tester. De manière générale, ce protocole expérimental pourra être étendu à l'observation de la réponse interne de l'abdomen soumis à différents types de chargements, tels que les chocs obliques ou des essais de sous-marriages, afin d'observer et de valider des comportements internes pour des mécanismes lésionnels différents.

Bien que les résultats observés lors des expérimentations déjà réalisées puissent en partie être simulés par des modèles éléments-finis, des améliorations semblent possibles à la fois pour les comparaisons effectuées et le comportement des modèles. Il a été observé que la position des organes jouait un rôle important dans la réponse interne de l'abdomen. Des efforts pourraient être faits pour personnaliser la position des organes des modèles lors des comparaisons. De plus, lors des expérimentations, des fractures de côtes avaient été recensées mais leur effet sur la réponse interne du foie n'avait pas pu être quantifié. Cela pourra éventuellement être étudié en modifiant les propriétés matériau des côtes. Enfin, des caractéristiques des trajectoires observées lors des expérimentations (mouvement caudal après le pic de déplacement) n'ont pas été observées sur les modèles et pourront éventuellement faire l'objet de futures études à ce sujet. Des pistes de réflexion pourraient être une meilleure représentation des organes creux, une amélioration de la simulation des contacts entre les organes (contact glissant sans séparation), une meilleure représentation de l'état initial des matériaux et de manière générale, une étude de sensibilité de la réponse aux divers paramètres des modèles. Si les travaux déjà contribué à mieux comprendre la performance lésionnelle de modèles numériques dans le cadre du projet GHBM, de telles extensions permettraient d'améliorer significativement leur capacité de prédiction lésionnelle.

Références

- Augenstein J, Bowen J, Perdeck E, Singer M, Stratton J, Horton T, Rao A, Digges K, Malliaris A, Steps J. 2000. Injury Patterns in Near-Side Collisions. SAE Technical Paper 2000-01-0634
- Balfe A, Barry S, Blake O, Cannon D, Healy M, Kilbane M, McGing P, O’Kelly R, O’Shea P. 2009. The biochemistry of bloody fluids.
- Beillas, P. Berthet, F. 2012. Performance of a 50th percentile abdominal model for impact: effect of size and mass. European Society of Biomechanics Conference
- Beillas P, Lafon Y, Smith FW. 2009. The effects of posture and subject-to-subject variations on the position, shape and volume of abdominal and thoracic organs. *Stapp Car Crash J.* 53:127.
- Bendezú RA, Barba E, Burri E, Cisternas D, Malagelada C, Segui S, Accarino A, Quiroga S, Monclus E, Navazo I, et al. 2015. Intestinal gas content and distribution in health and in patients with functional gut symptoms. *Neurogastroenterol Motil Off J Eur Gastrointest Motil Soc.* 27:1249–1257.
- Bercoff J, Tanter M, Fink M. 2004. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 51:396–409.
- Brunon A. 2011. Caractérisation et modélisation de la rupture des tissus hépatiques. Thèse de doctorat. Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, Lyon.
- Bschleipfer T, Kallieris D, Hauck EW, Weidner W, Pust RA. 2002. Blunt renal trauma: biomechanics and origination of renal lesions. *Eur Urol.* 42:614–621.
- Cavanaugh JM, Nyquist GW, Goldberg SJ, King AI. 1986. Lower Abdominal Tolerance and Response. *Stapp Car Crash Conference*; 30:41-63. SAE Paper 861878.
- Cavanaugh JM, Walilko T, Chung J, King AI. 1996. Abdominal Injury and Response in Side Impact. SAE Technical Paper 962410.
- Chernak Slane L, Thelen DG. 2014. The use of 2D ultrasound elastography for measuring tendon motion and strain. *J Biomech.* 47:750–754.
- De Craene M, Camara O, Bijmens BH, Frangi AF. 2009. Large Diffeomorphic FFD Registration for Motion and Strain Quantification from 3D-US Sequences. Ayache N, Delingette H, Sermesant M, editors. *Funct Imaging Model Heart.* Vol. 5528. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; p. 437–446.
- Curiale AH, Vegas Sánchez-Ferrero G, Aja-Fernández S. 2013. Speckle Tracking in Interpolated Echocardiography to Estimate Heart Motion. Ourselin S, Rueckert D, Smith N, editors. *Funct Imaging Model Heart.* Vol. 7945. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; p. 325–333.

- Elhagediab AM, Rouhana SW. 1998. Patterns of abdominal injury in frontal automotive crashes. Proceedings of the 16th ESV Conference. Paper Number 98-S1-W-26
- Fedorov A, Beichel R, Kalpathy-Cramer J, Finet J, Fillion-Robin J-C, Pujol S, Bauer C, Jennings D, Fennessy F, Sonka M, et al. 2012. 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magn Reson Imaging*. 30:1323–1341.
- Fornefett M, Rohr K, Stiehl HS. 1999. Elastic registration of medical images using radial basis functions with compact support. *IEEE Comput. Soc. p.* 402–407.
- Foroughi P, Abolmaesumi P. 2005. A modified HAMMER algorithm for deformable registration of ultrasound images. *Int Congr Ser.* 1281:236–241.
- Foster CD, Hardy WN, Yang KH, King AI, Hashimoto S. 2006. High-speed seatbelt pretensioner loading of the abdomen. *Stapp Car Crash J.* 50:27–51.
- Frampton R, Lenard J, Compigne S. 2012. An in-depth study of abdominal injuries sustained by car occupants in frontal crashes. In: *Ann Adv Automot Med Sci Conf.* Vol. 56. Association for the Advancement of Automotive Medicine
- Gennisson J-L, Grenier N, Combe C, Tanter M. 2012. Supersonic shear wave elastography of in vivo pig kidney: influence of blood pressure, urinary pressure and tissue anisotropy. *Ultrasound Med Biol.* 38:1559–1567.
- Gordon CC, Bradtmiller B, Churchill T, Clauser CE, McConille JT, Tebbetts I, Walker RA. 1989. 1988 anthropometric survey of u.s. army personnel: methods and summary statistics.
- Hallman JJ, Yoganandan N, Pintar FA. 2010. Biomechanical and Injury Response to Posterolateral Loading from Torso Side Airbags. *Stapp Car Crash J.* 54:227–257.
- Hardy WN, Schneider LW, Rouhana SW. 2001. Abdominal impact response to rigid-bar, seatbelt, and airbag loading. *Stapp Car Crash J.* 45:1–32.
- Hayashi S, Yasuki T, Kitagawa Y. 2008. Occupant kinematics and estimated effectiveness of side airbags in pole side impacts using a human FE model with internal organs. *Stapp Car Crash J.* 52:363–377.
- Helfenstein C, Gennisson J-L, Tanter M, Beillas P. 2015. Effects of pressure on the shear modulus, mass and thickness of the perfused porcine kidney. *J Biomech.* 48:30–37.
- Helfenstein C. 2013. Étude du comportement interne de l'abdomen lors d'un impact : observations par échographie ultrarapide. Thèse de doctorat. Université Claude Bernard Lyon 1, Lyon.
- Helfenstein-Didier C, Rongiéras F, Gennisson J-L, Tanter M, Beillas P. 2016. A new method to assess the deformations of internal organs of the abdomen during impact. *Traffic Inj Prev.* Mar 30:1-6.

- Helpenstein-Didier C, Tanter M, Gennisson J-L, Beillas P. 2015. Observation of the internal response of the kidney during compressive loading using ultrafast ultrasonography. *J Biomech.* 48:1852–1859.
- Herlinger H, Maglinte DDT, Birnbaum BA, Herlinger H. 1999. *Clinical imaging of the small intestine.* 2nd ed. New York: Springer.
- Hiremath PS, T. P, Badiger S. 2013. Speckle Noise Reduction in Medical Ultrasound Images. Gunarathne GPP, editor. *Adv Breakthr Ultrasound Imaging.*
- Howes MK, Gregory TS, Hardy WN, Beillas PD. 2012. Kinematics of the thoracoabdominal contents under various loading scenarios. *Stapp Car Crash J.* 56:1–48.
- Howes MK, Hardy WN, Agnew AM, Hallman JJ. 2015. Evaluation of the kinematic responses and potential injury mechanisms of the jejunum during seatbelt loading. *Stapp Car Crash J.* 59:225–267.
- Howes MK, Hardy WN, Beillas P. 2013. The Effects of Cadaver Orientation on the Relative Position of the Abdominal Organs. *Ann Adv Automot Med.* 57:209–224.
- Jolivet E, Lafon Y, Beillas P. 2015. Comparison of Kriging and Moving Least Square methods to change the geometry of human body models. *Stapp Car Crash J.* 59.
- Kawagishi T. 2008. Speckle tracking for assessment of cardiac motion and dyssynchrony. *Echocardiogr Mt Kisco N.* 25:1167–1171.
- Kerdok AE, Ottensmeyer MP, Howe RD. 2006. Effects of perfusion on the viscoelastic characteristics of liver. *J Biomech.* 39:2221–2231.
- Klinich KD, Flannagan CA, Nicholson K, Schneider LW, Rupp JD. 2010. Factors associated with abdominal injury in frontal, farside, and nearside crashes. *Stapp Car Crash J.* 54:73.
- Kremer MA, Gustafson HM, Bolte JH, Stammen J, Donnelly B, Herriott R. 2011. Pressure-based abdominal injury criteria using isolated liver and full-body post-mortem human subject impact tests. *Stapp Car Crash J.* 55:317–350.
- Lamielle S, Cuny S, Foret-Bruno J-Y, Petit P, Vezin P, Verriest J-P, Guillemot H. 2006. Abdominal injury patterns in real frontal crashes: influence of crash conditions, occupant seat and restraint systems. *Annu Proc Assoc Adv Automot Med.* Vol. 50; p. 103–118
- Lamielle S, Vezin P, Verriest J-P, Petit P, Trosseille X, Vallancien G. 2008. 3D deformation and dynamics of the human cadaver abdomen under seatbelt loading. *Stapp Car Crash J.* 52:267–294.
- Lamielle S. 2008. Contribution à la compréhension du comportement de l'abdomen lors d'un chargement dynamique frontal par une ceinture de sécurité. Thèse de doctorat. Université Claude Bernard Lyon 1, Lyon.
- Lee JB, Yang KH. 2002. Abdominal Injury Patterns in Motor Vehicle Accidents: A Survey of the NASS Database from 1993 to 1997. *Traffic Injury Prevention.* 3:241–246.

- Lu Y-C. 2014. Probabilistic Analysis of the Material and Shape Properties for Human Liver. Thèse de doctorat. Virginia Polytechnic Institute, Virginia, USA.
- Martin JI, Lardy A, Compigne S. 2010. Specificities of Rear Occupant Protection: Analysis of French Accident Data. International Research Council of the Biomechanics of Injury, 1, 2010
- Mays T. 1966. Bursting injuries of the liver: A complex surgical challenge. Arch Surg. 93:92–106.
- Melvin J, Stalnaker R, Roberts V, Trollope M. 1973. Impact Injury Mechanisms in Abdominal Organs. SAE Technical Paper 730968.
- Moore EE, Cogbill TH, Malangoni MA, Jurkovich GJ, Champion HR. 1996. Scaling system for organ specific injuries. Curr Opin Crit Care. 2:450–462.
- Netter FH. 2014. Atlas of human anatomy. Sixth edition. Philadelphia, PA: Saunders/Elsevier.
- M. M. Nillesen, A. E. C. M. Saris, H. H. G. Hansen, S. Fekkes, F. J. van Slochteren, P.H. M. Bovendeerd, and C. L. De Korte, “Cardiac Motion Estimation Using Ultrafast Ultrasound Imaging Tested in a Finite Element Model of Cardiac Mechanics,” in *Functional Imaging and Modeling of the Heart*, vol. 9126, H. van Assen, P. Bovendeerd, and T. Delhaas, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2015, pp. 207–214
- Nusholtz GS, Kaiker PS, Huelke DF, Suggitt BR. 1985. Thoraco-Abdominal Response to Steering Wheel Impacts. Stapp Car Crash Conference Proceedings, 29:271-267 SAE Technical Paper 851737
- Page Y, Cuny S, Hermitte T, Labrousse M. 2012. A Comprehensive Overview of the Frequency and the Severity of Injuries Sustained by Car Occupants and Subsequent Implications in Terms of Injury Prevention. Ann Adv Automot Med Annu Sci Conf. 56:165–174.
- Palombi O. 2011. Anatomie, Généralités. Cours de médecine. Université Grenoble Alpes, Grenoble.
- Parenteau CS, Ehrlich P, Ma L, Su GL, Holcombe S, Wang SC. 2013. The quantification of liver anatomical changes and assessment of occupant liver injury patterns. Stapp Car Crash J. 57:267–283.
- Park S, Aglyamov SR, Scott WG, Emelianov SY. 2007. Strain imaging using conventional and ultrafast ultrasound imaging: numerical analysis. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control. 54:987–995.
- Passagia J-G. 2011. Anatomie de l’abdomen. Cours de médecine. Université Grenoble Alpes, Grenoble.
- Potier P. 2010. Contribution méthodologique à la thanatomécanique et à la thanatométrie. Thèse de doctorat. Université de Valenciennes, Valenciennes.
- Preibisch S, Saalfeld S, Rohlfig T, Tomancak P. Bead-based mosaicing of single plane illumination microscopy images using geometric local descriptor matching. Proc. SPIE 7259, Medical Imaging 2009: Image Processing, 72592S (March 27, 2009);

- Preibisch S, Saalfeld S, Schindelin J, Tomancak P. 2010. Software for bead-based registration of selective plane illumination microscopy data. *Nat Methods*. 7:418–419.
- Provost J, Papadacci C, Arango JE, Imbault M, Fink M, Gennisson J-L, Tanter M, Pernot M. 2014. 3D ultrafast ultrasound imaging *in vivo*. *Phys Med Biol*. 59:L1–L13.
- Salles S, Chee AJY, Garcia D, Yu ACH, Vray D, Liebgott H. 2015. 2-D arterial wall motion imaging using ultrafast ultrasound and transverse oscillations. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 62:1047–1058.
- Samavati N. 2009. Deformable Multi-Modality Image Registration Based on Finite Element Modeling and Moving Least Squares. Thèse de doctorat. McMaster University. Hamilton, Ontario, Canada.
- Schäfer S, Toennies K. 2012. Registration of Temporal Ultrasonic Image Sequences Using Markov Random Fields, *Vision Modelling and Visualization Conference*, Magdeburg
- Schmitt K-U, Snedeker JG. 2006. Analysis of the biomechanical response of kidneys under blunt impact. *Traffic Inj Prev*. 7:171–181.
- Shin, J., H. Choi, C. Oh, and J. Bae (2015). « Analysis and Simulation of Occupant Injury Risk at NASS / CDS ». In: 24th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV). number 15-0394. Gothenburg (Sweden)
- Snedeker JG, Barbezat M, Niederer P, Schmidlin FR, Farshad M. 2005. 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*. 38:993–1001.
- Sotiras A, Davatzikos C, Paragios N. 2013. Deformable Medical Image Registration: A Survey. *IEEE Trans Med Imaging*. 32:1153–1190.
- Sparks JL, Bolte JH, Dupaix RB, Jones KH, Steinberg SM, Herriott RG, Stammen JA, Donnelly BR. 2007. Using pressure to predict liver injury risk from blunt impact. *Stapp Car Crash J*. 51:401–432.
- Sudha S, Suresh G, Sukanesh R. 2009. Speckle Noise Reduction in Ultrasound Images Using Context-based Adaptive Wavelet Thresholding. *IETE J Res*. 55:135.
- Tanter M, Bercoff J, Sandrin L, Fink M. 2002. Ultrafast compound imaging for 2-D motion vector estimation: application to transient elastography. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 49:1363–1374.
- Tong L, Hamilton J, Jasaityte R, Cikes M, Sutherland G, D'hooge J. Plane wave imaging for cardiac motion estimation at high temporal resolution: A feasibility study *in-vivo*. 2012 IEEE International Ultrasonics Symposium, Dresden, 2012, pp. 228-231
- Trochu F. 1993. A contouring program based on dual kriging interpolation. *Eng Comput*. 9:160–177.

- Trosseille X, Le-Coz J-Y, Potier P, Lassau J-P. 2002. Abdominal response to high-speed seatbelt loading. *Stapp Car Crash J.* 46:71–79.
- Veress AI, Phatak N, Weiss JA. 2005. Deformable Image Registration with Hyperelastic Warping. In: Suri JS, Wilson DL, Laxminarayan S, editors. *Handbook of Biomedical Image Analysis: Volume III: Registration Models*. Boston, MA: Springer US; p. 487–533.
- Viano DC, Lau IV, Asbury C, King AI, Begeman P. 1989. Biomechanics of the human chest, abdomen, and pelvis in lateral impact. *Accid Anal Prev.* 21:553–574.
- Viano DC. 1989. Biomechanical Responses and Injuries in Blunt Lateral Impact. *Stapp Car Crash Conference*; 33: 113-142. SAE Technical Paper 892432
- Wade OL. 1954. Movements of the thoracic cage and diaphragm in respiration. *J Physiol.* 124:193–212.
- Weiss JA, Veress AI, Gullberg GT, Phatak NS, Sun Q, Parker D, Rabbitt RD. 2006. Strain Measurement Using Deformable Image Registration. In: Holzapfel GA, Ogden RW, editors. *Mechanics of Biological Tissue*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; p. 489–501.
- Yaguchi M, Omoda Y, Ono K, Masuda M, Onda K. 2011. « Traffic Accident Analysis Towards the Development of an Advanced Frontal Crash Test Dummy Indispensable for Further Improving Vehicle Protection Performance. In: 22nd International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV). number 11-0221. Washington DC (USA)
- Yeung F, Levinson SF, Fu D, Parker KJ. 1998. Feature-adaptive motion tracking of ultrasound image sequences using a deformable mesh. *IEEE Trans Med Imaging.* 17:945–956.
- Yoganandan N, Pintar F, Gennarelli T, Maltese M. 2000. Patterns of Abdominal Injuries in Frontal and Side Impacts. In: *Annual Proceedings of the Association for the Advancement of Automotive Medicine (AAAM)*. Vol. 44, pp. 17–36.

Annexes

Annexe A : Pics d'efforts (chapitre 2)	122
Annexe B : Réponses des différents essais (impacteur rigide et ceinture).....	123
Annexe C : Réponses obtenues lors des simulations avec le modèle femme du GHBMC.....	137
Annexe D : Résultats de post-traitement des films échographiques de reins par la méthode de calcul de cartes de champs de déformations et de déplacements.....	140

Annexe A

Pics d'efforts (Chapitre 2)

Tableau A1 : Pics d'efforts enregistrés pour les chargements avec un impacteur rigide

Sujet	Essai	Position de l'impacteur (Z) par rapport au diaphragme (mm)	Pénétration (mm)	Pic d'effort (N)
2013-S118	T20	9	39.1	n/a
	T21	51	45.9	n/a
	T22	87	54.3	n/a
2014-S152	T2	195	53	183
	T6	165	61	189
	T7	136	71	234
	T8	106	73	253
	T12	42	64	234
	T13	13	60	240
2014-S194	T16	148	59	175
	T17	91	71	208
	T18	37	71	n/a
	T19	-21	65	250
2016-S111	T10	263	63	305
	T11	214	61	178
	T12	164	64	235
	T13	114	65	270
	T14	93	69	311
	T15	43	61	470
2016-S118	T12	309	60	515
	T13	259	50	72
	T14	209	60	38
	T15	159	54	108
	T16	109	50	327
	T17	109	57	355
	T18	59	53	575
	T19	59	64	677
	T20	9	58	780

Tableau A2 : Pics d'efforts enregistrés pour les chargements ceinture

Sujet	Essai	Position de l'impacteur (Z) par rapport au diaphragme (mm)	Pénétration (mm)	Pic d'effort (N)
2014-S194	T10	169	53	1765
	T11	169	73	2629
	T13	169	50	1459
	T14	169	41	728
2016-S111	T6	289	42	1668
	T7	238	35	1093
	T8	194	36	722
2016-S118	T7	253	48	889
	T9	202	51	1041
	T10	156	57	891
	T11	105	53	829

Annexe B

Réponses des différents essais (impacteur rigide et ceinture). Déplacements issus du suivi semi-automatique de cibles semi-automatique, efforts (ceinture ou impacteur), pénétration

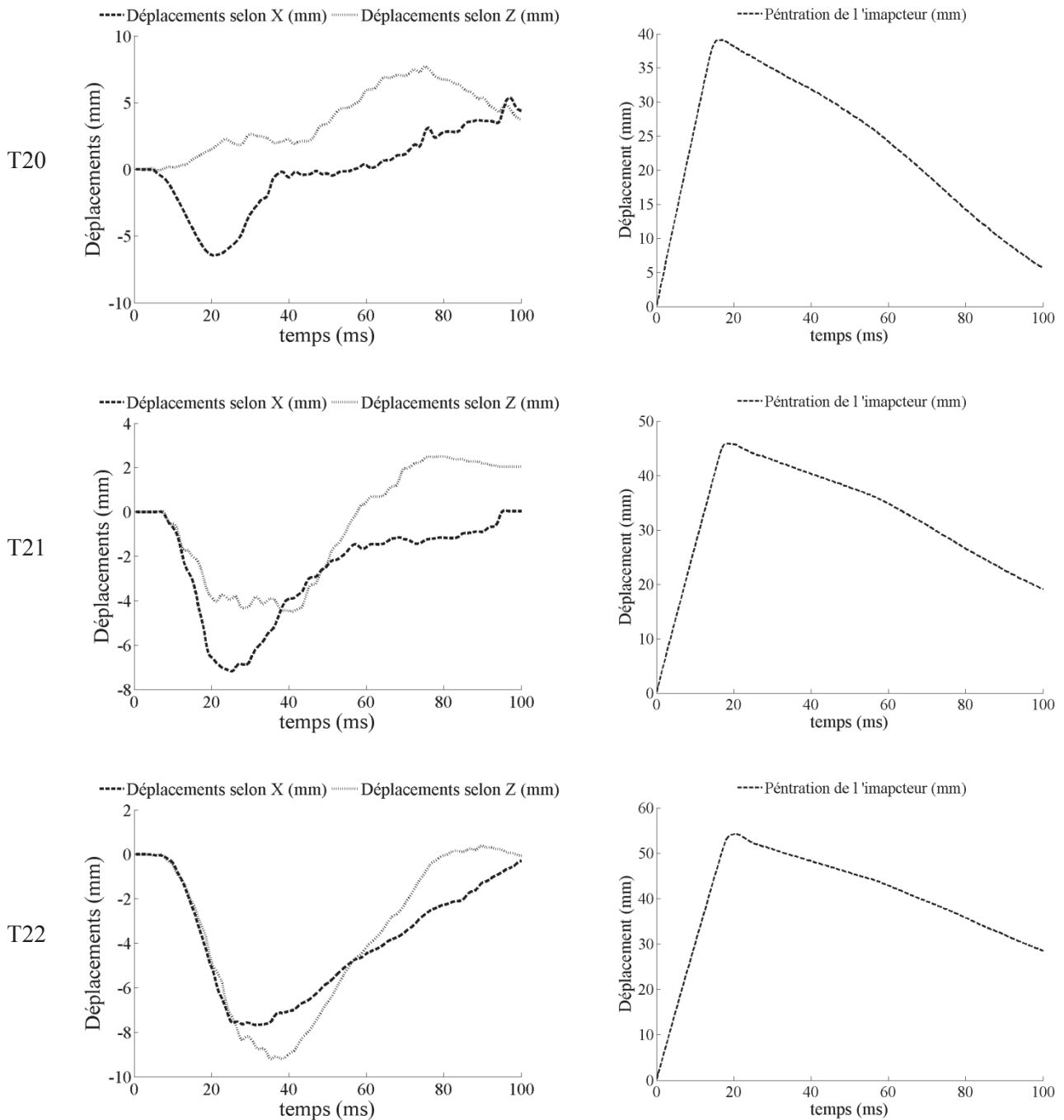
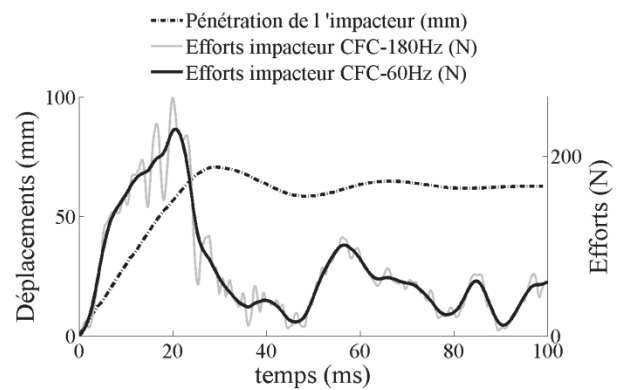
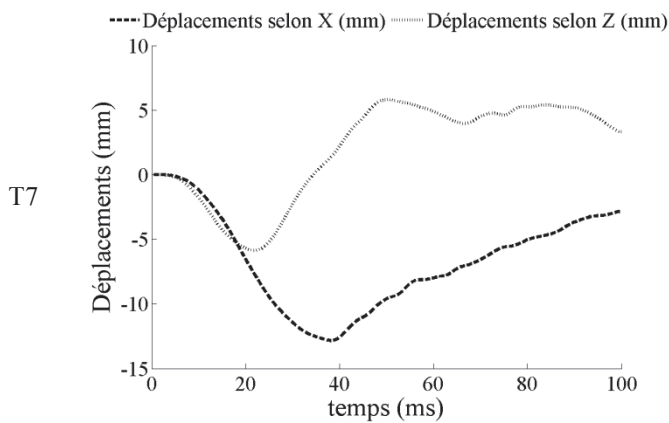
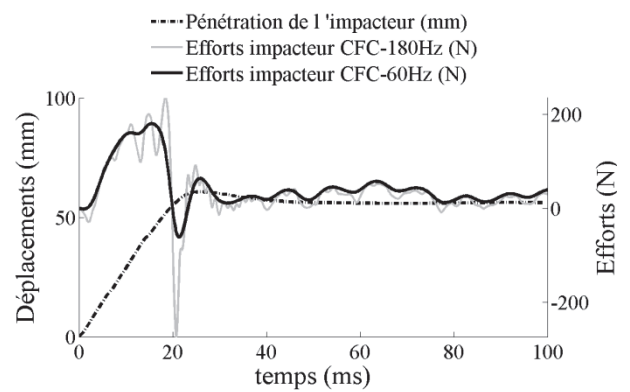
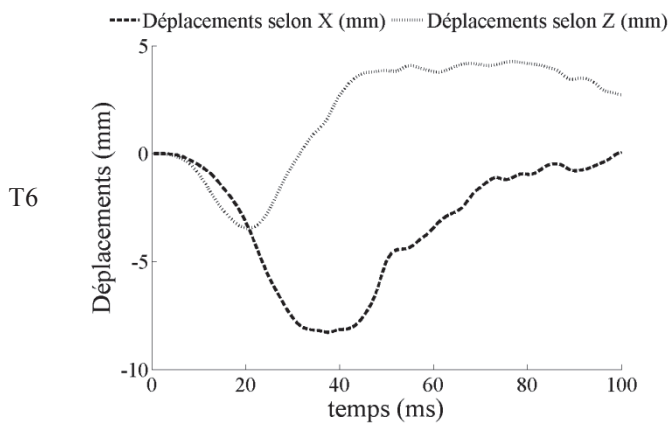
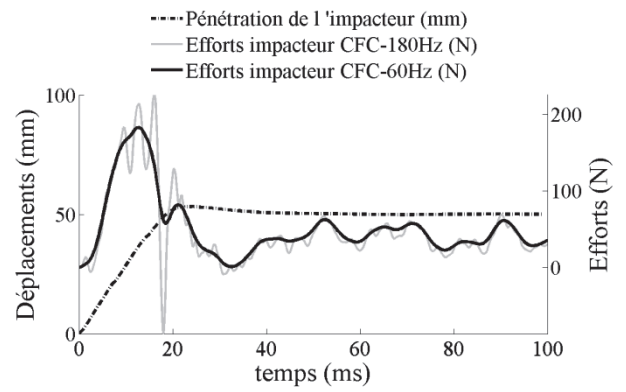
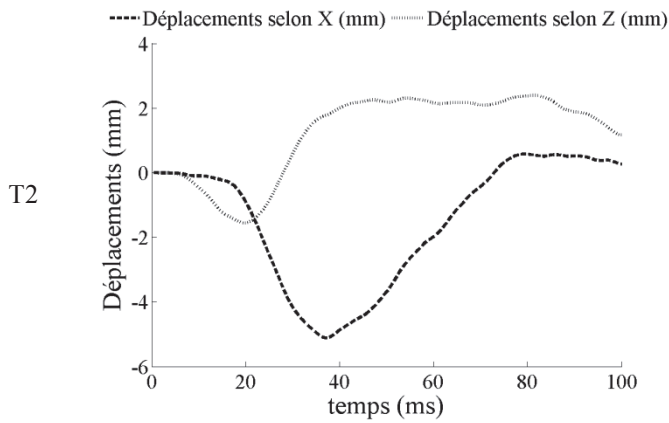


Figure B1 : Chargement impacteur sujet 2013-S118. Gauche : déplacements (mm) selon les axes \vec{X} et \vec{Z} en fonction du temps (ms). Droite : Pénétration de l'impacteur (mm) en fonction du temps (ms)



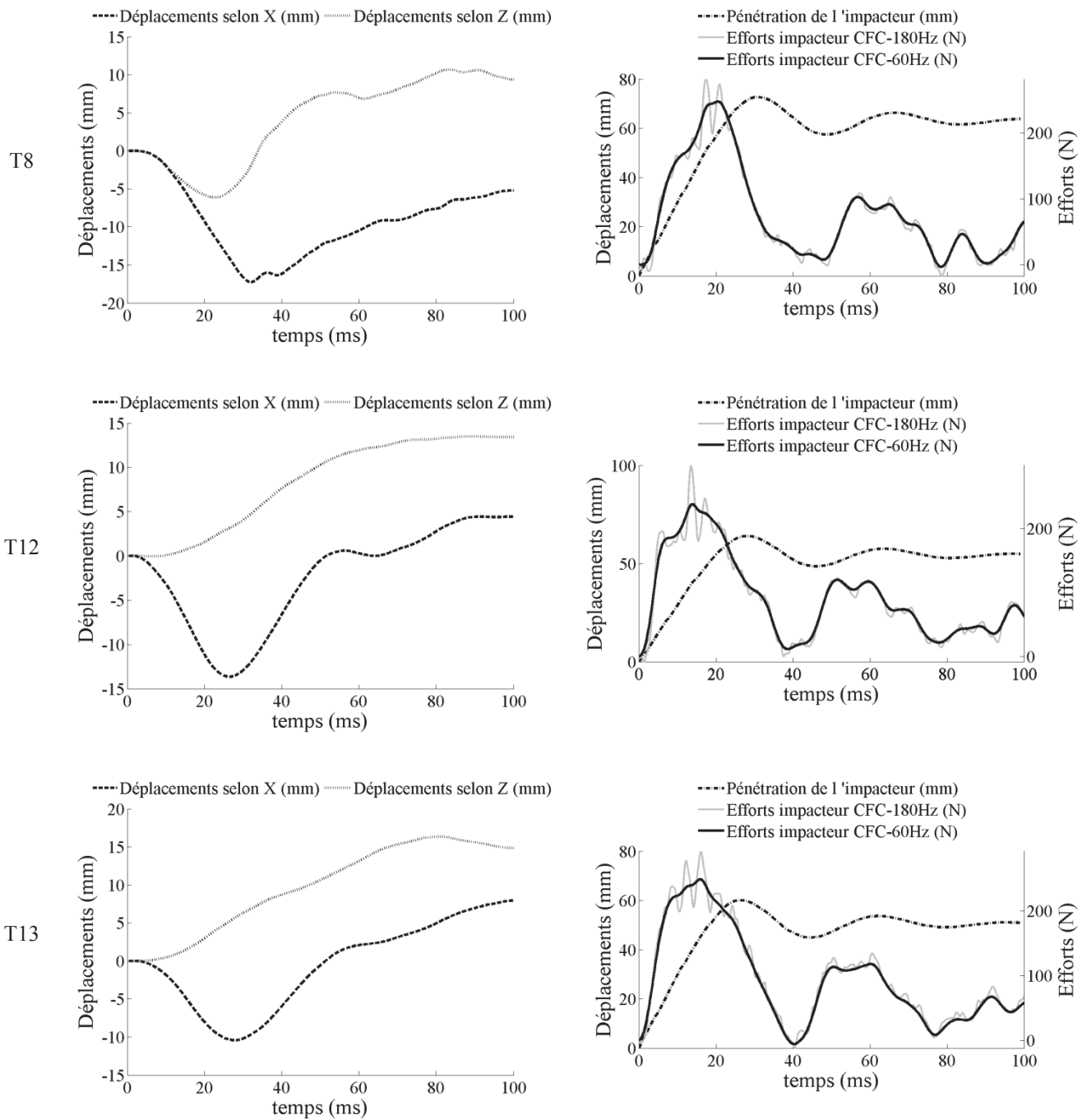
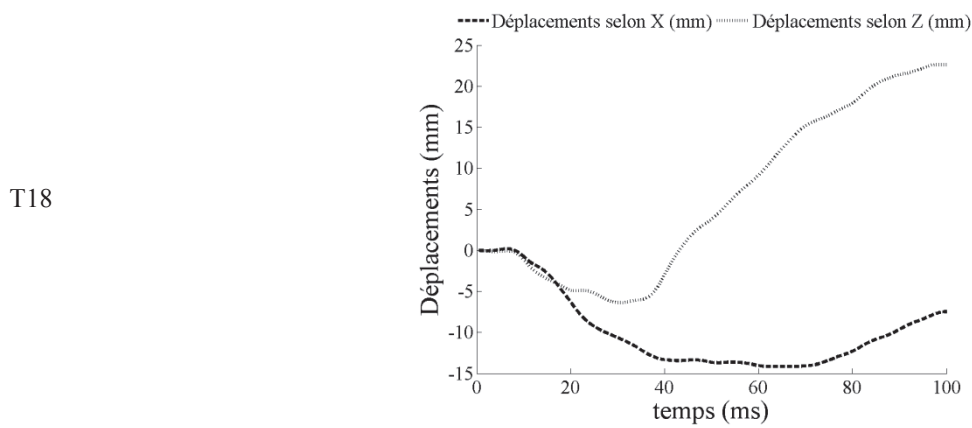
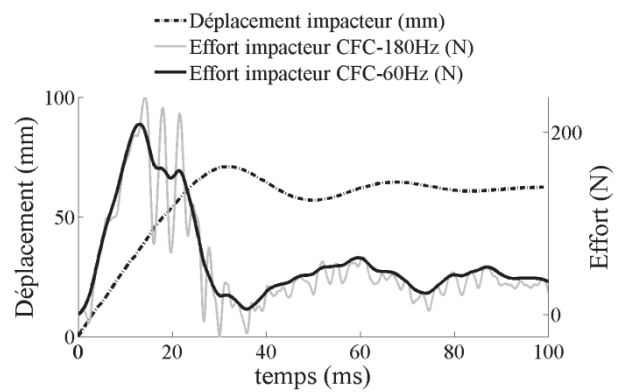
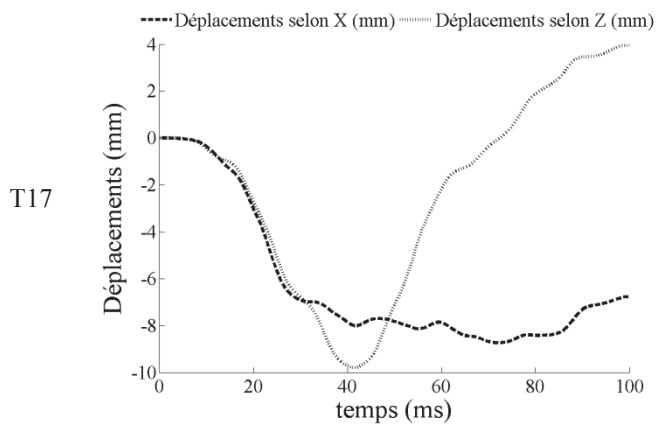
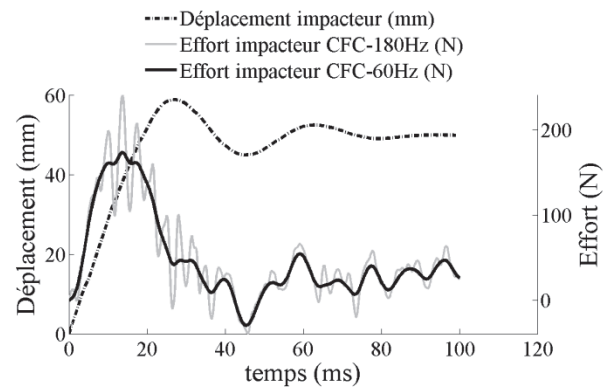
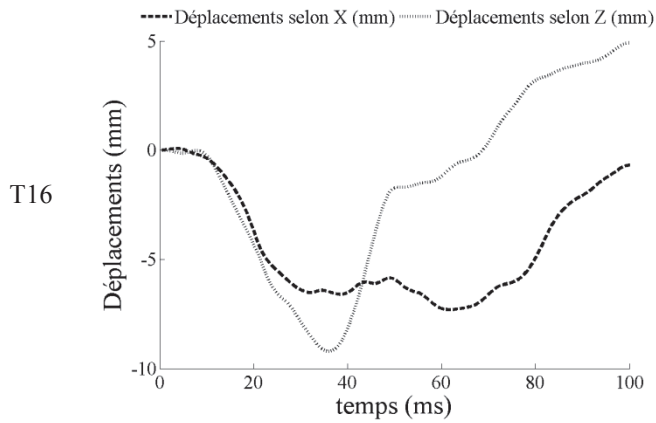


Figure B2 : Chargement impacteur sujet **2014-S152**. Gauche : déplacements (mm) selon les axes \vec{X} et \vec{Z} en fonction du temps (ms). Droite : Pénétration de l'impacteur (mm) en fonction du temps (ms)



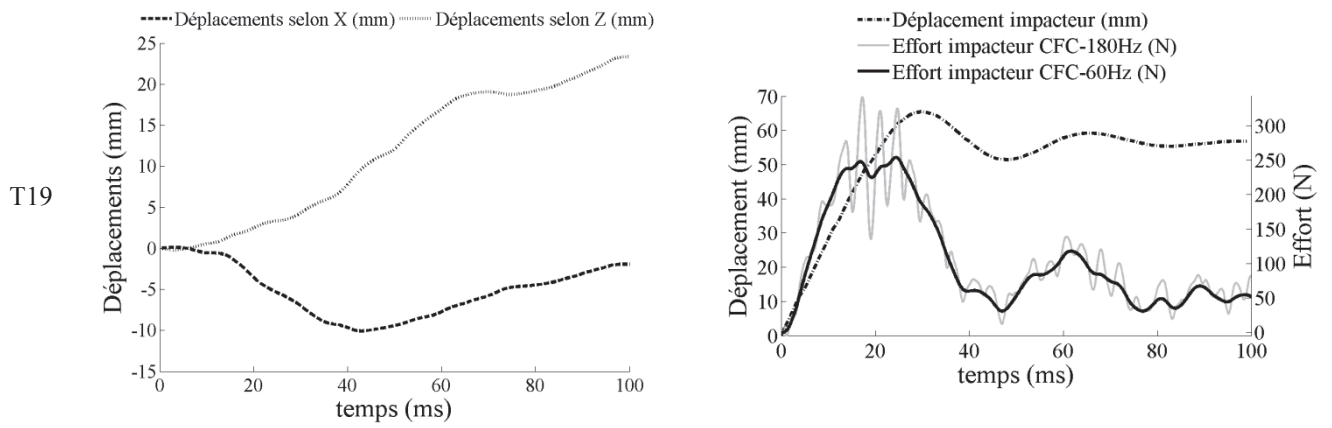
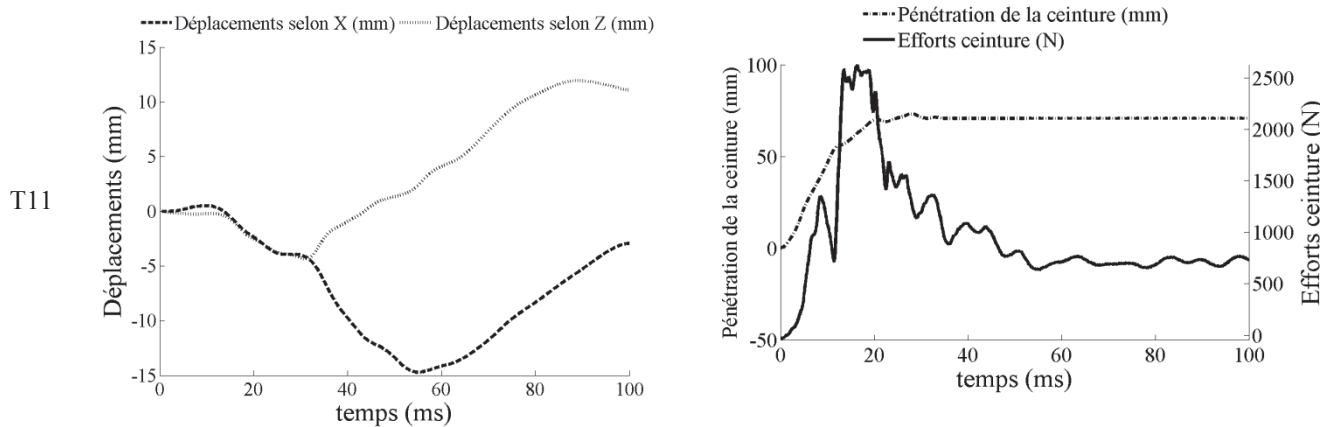
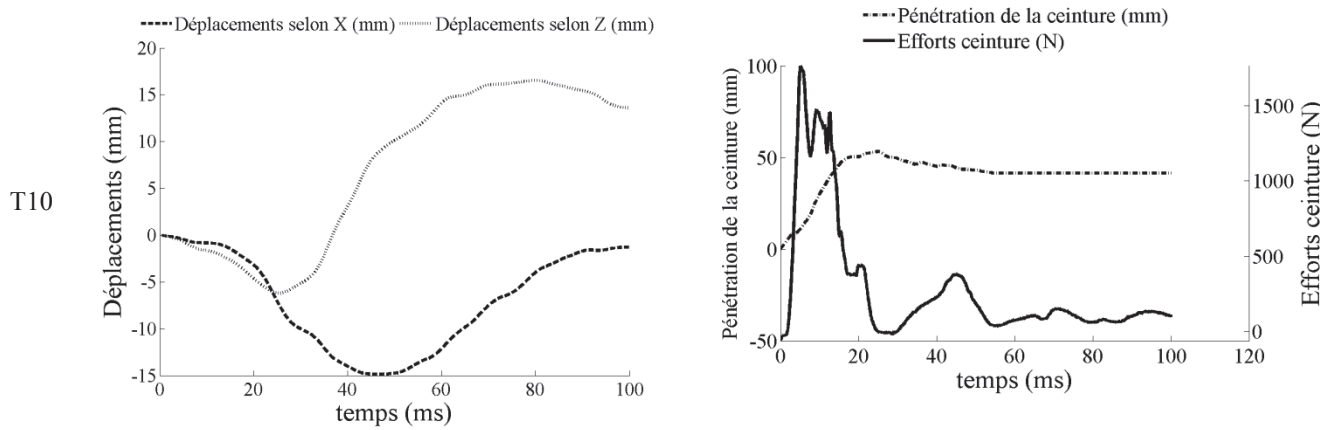


Figure B3 : Chargement impacteur sujet 2014-S194. Gauche : déplacements (mm) selon les axes \vec{X} et \vec{Z} en fonction du temps (ms). Droite : Pénétration de l'impacteur (mm) en fonction du temps (ms)



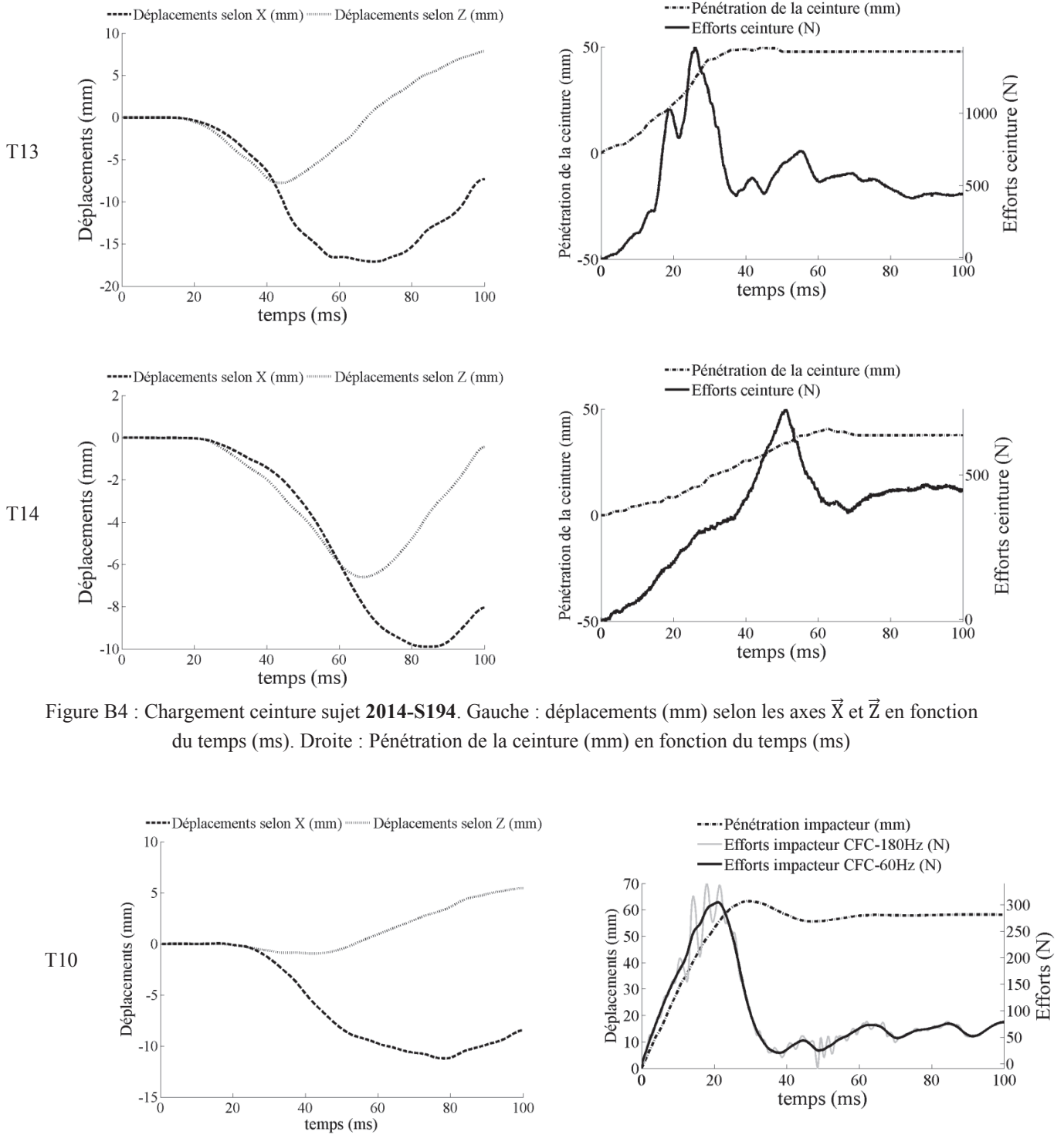
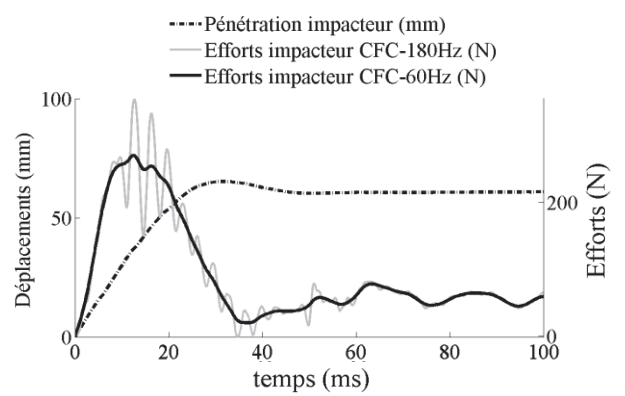
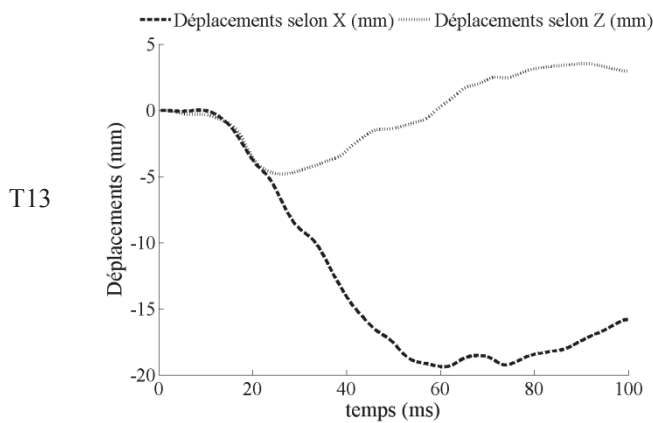
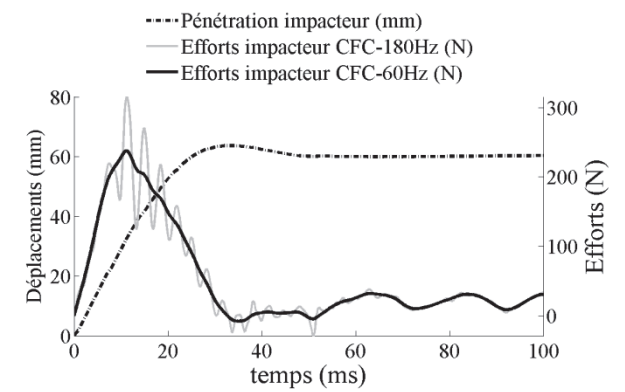
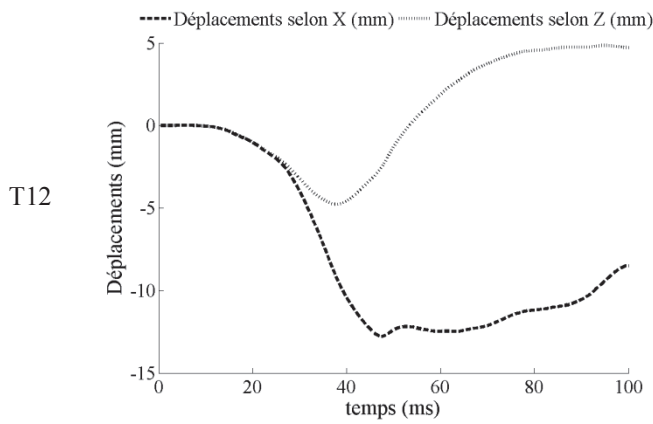
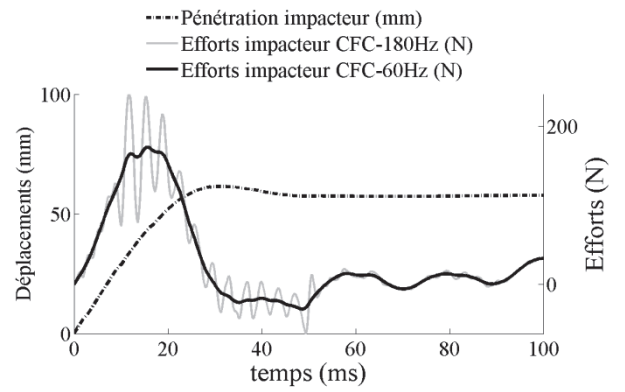
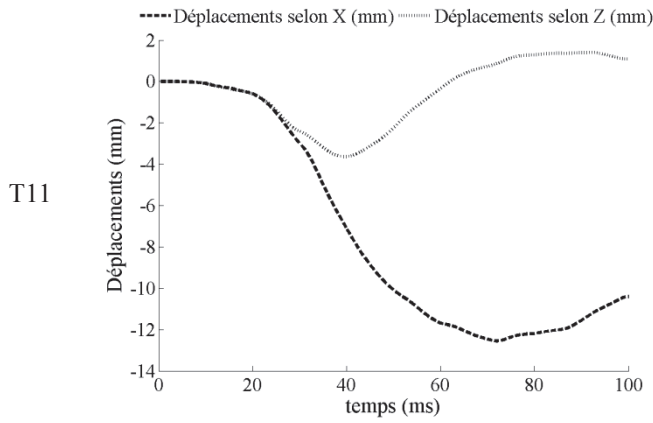


Figure B4 : Chargement ceinture sujet **2014-S194**. Gauche : déplacements (mm) selon les axes \vec{X} et \vec{Z} en fonction du temps (ms). Droite : Pénétration de la ceinture (mm) en fonction du temps (ms)



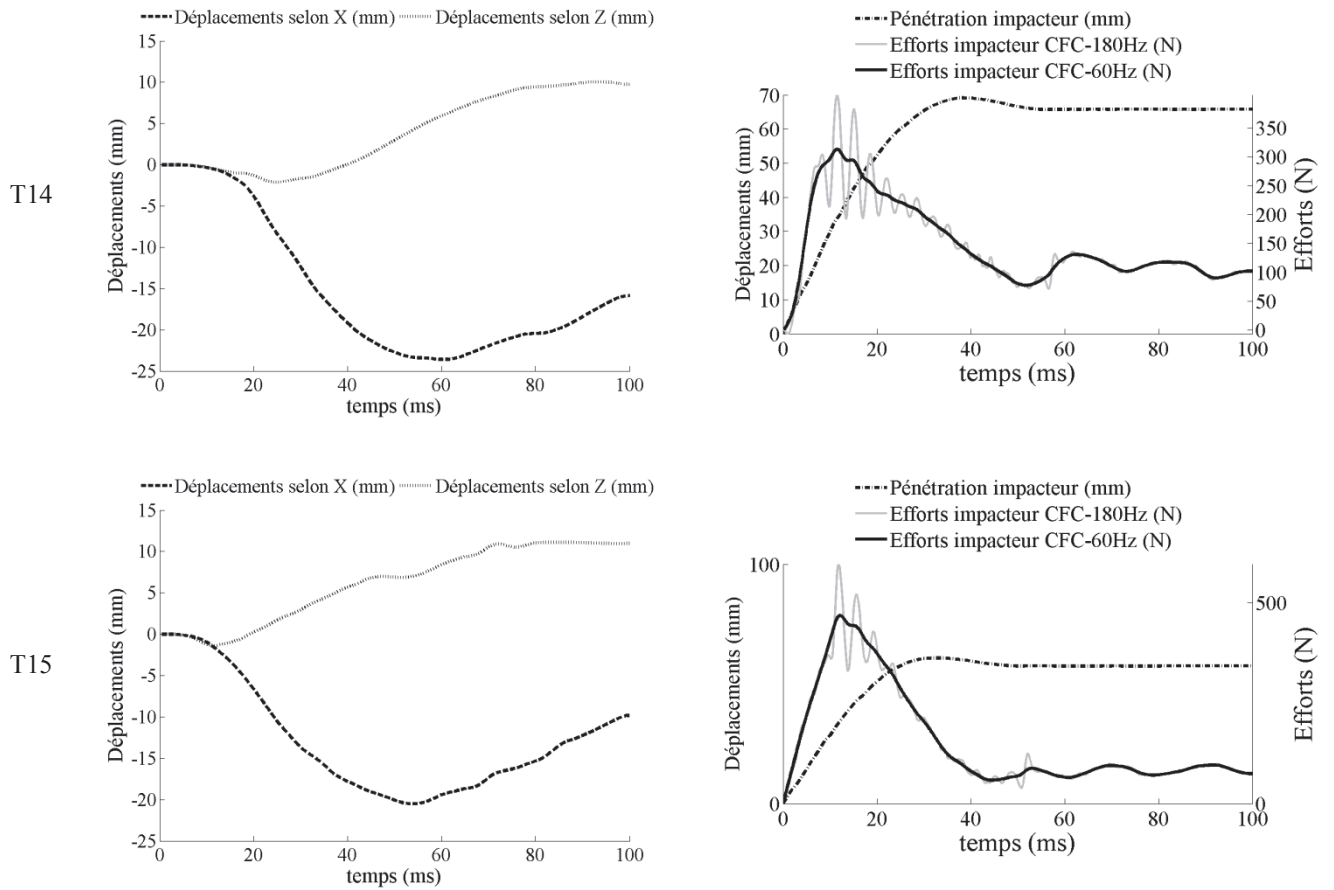
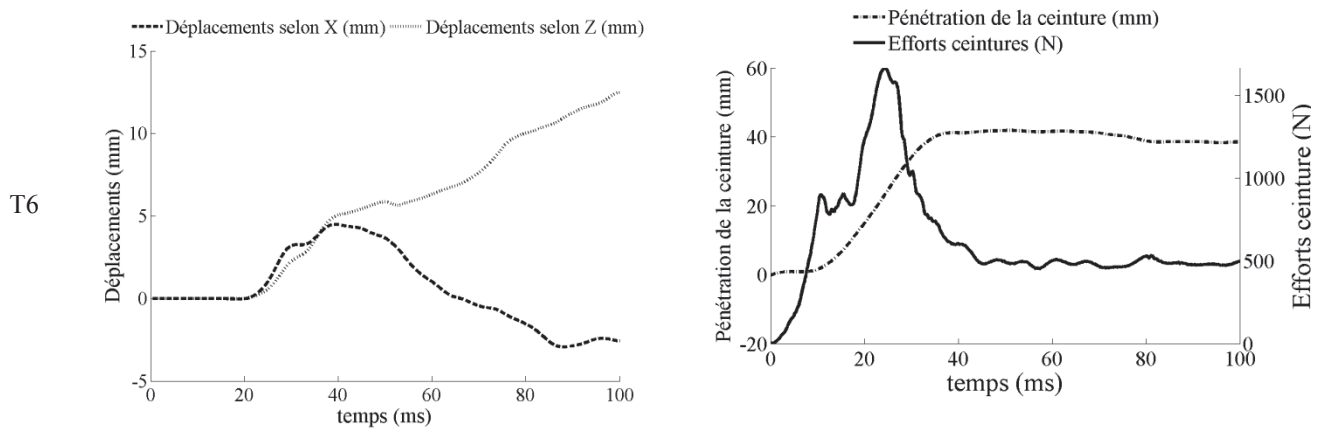


Figure B5 : Chargement impacteur sujet **2016-S111**. Gauche : déplacements (mm) selon les axes \vec{X} et \vec{Z} en fonction du temps (ms). Droite : Pénétration de l'impacteur (mm) en fonction du temps (ms)



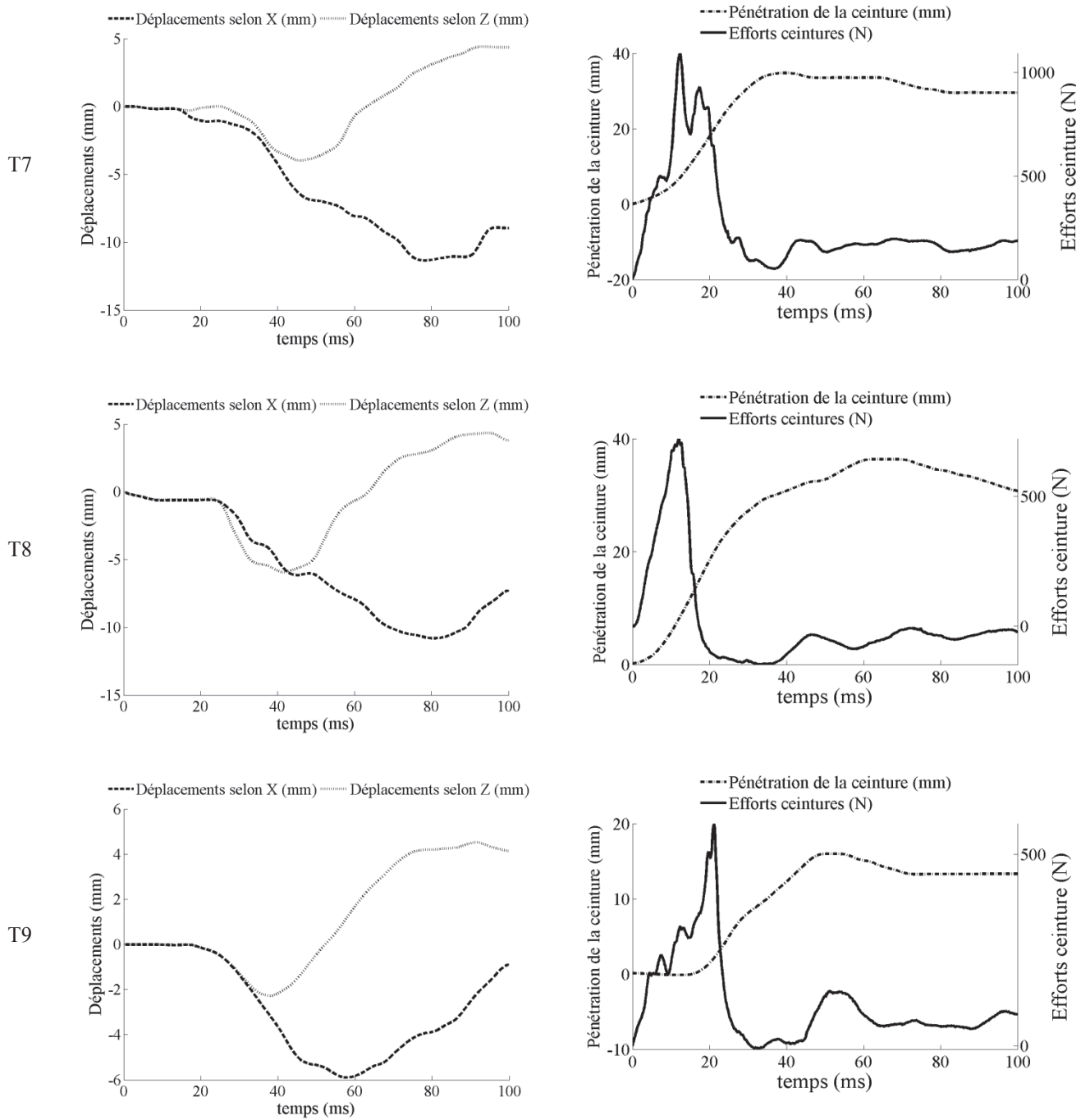
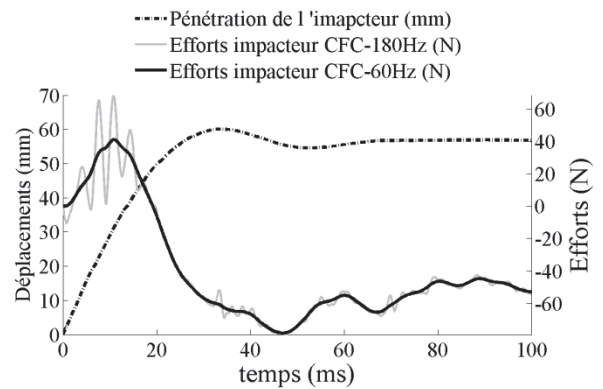
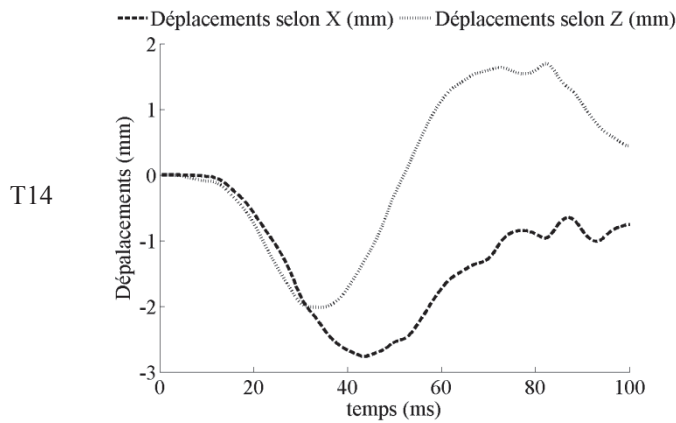
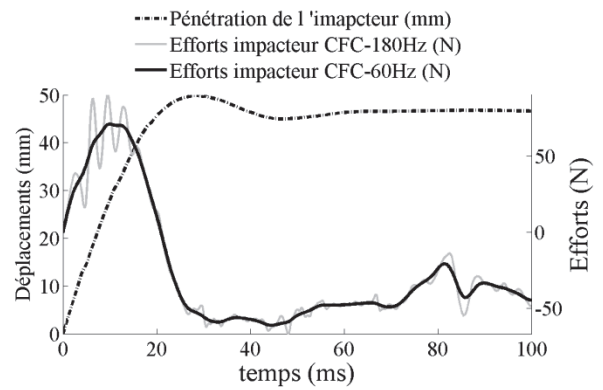
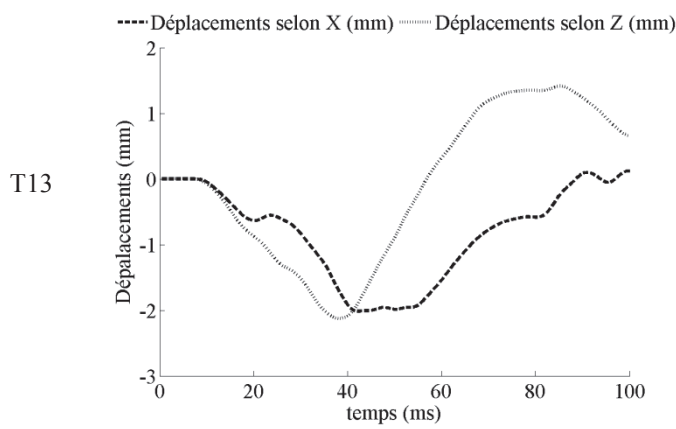
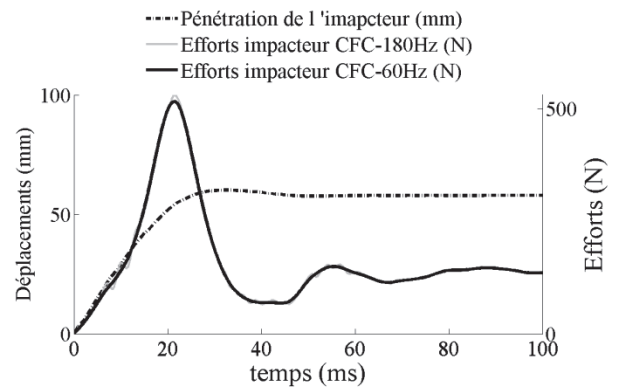
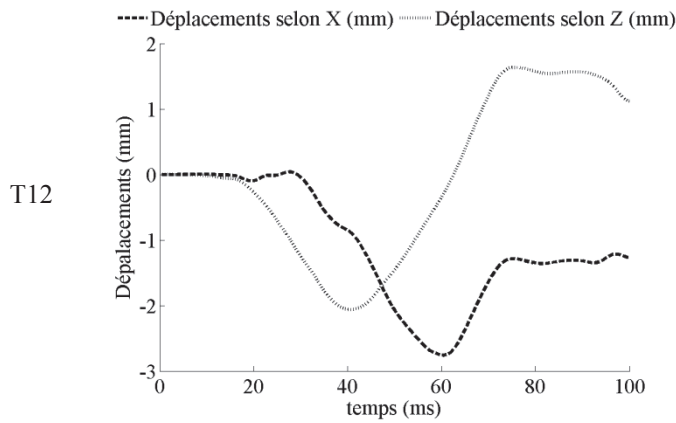
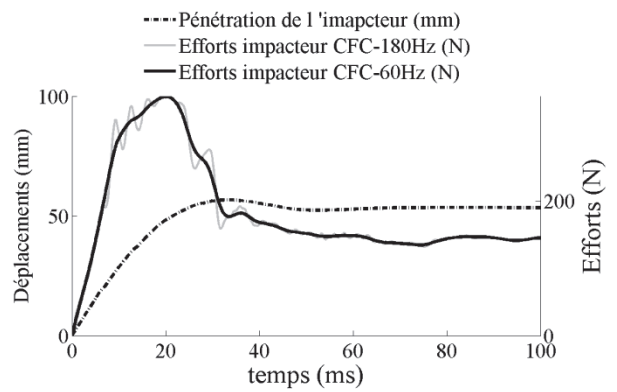
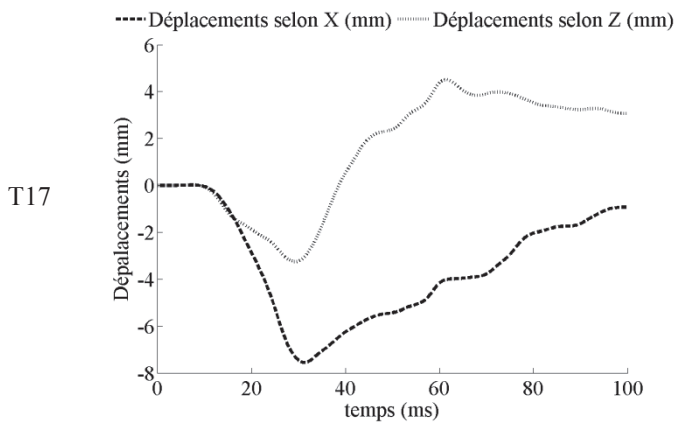
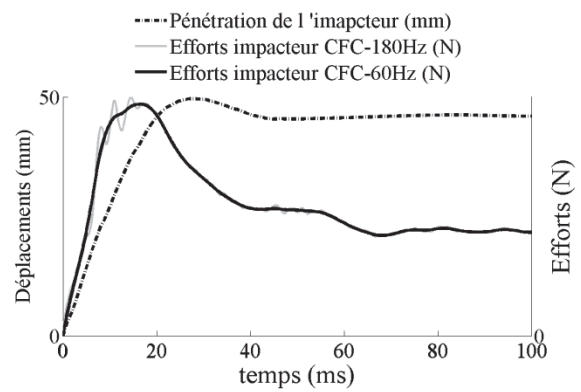
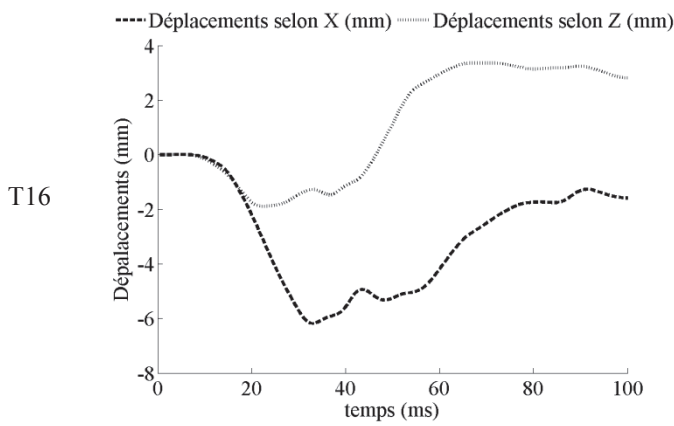
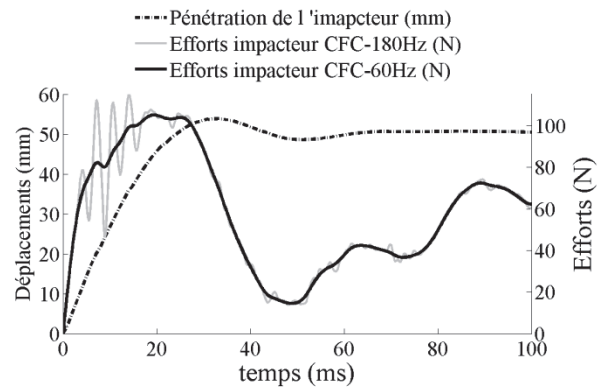
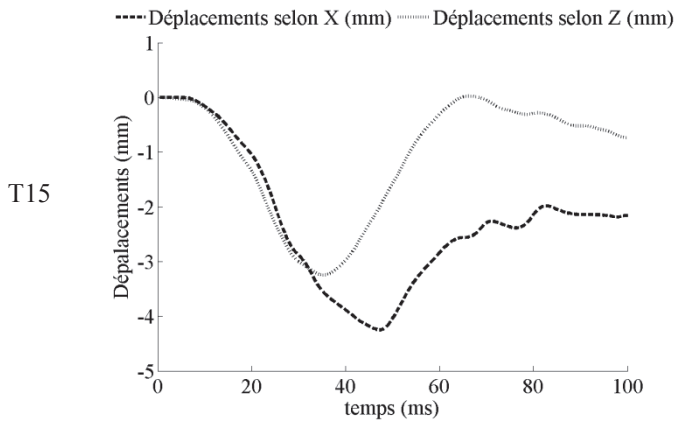


Figure B6 : Chargement ceinture sujet **2016-S111**. Gauche : déplacements (mm) selon les axes \vec{X} et \vec{Z} en fonction du temps (ms). Droite : Pénétration de la ceinture (mm) en fonction du temps (ms)





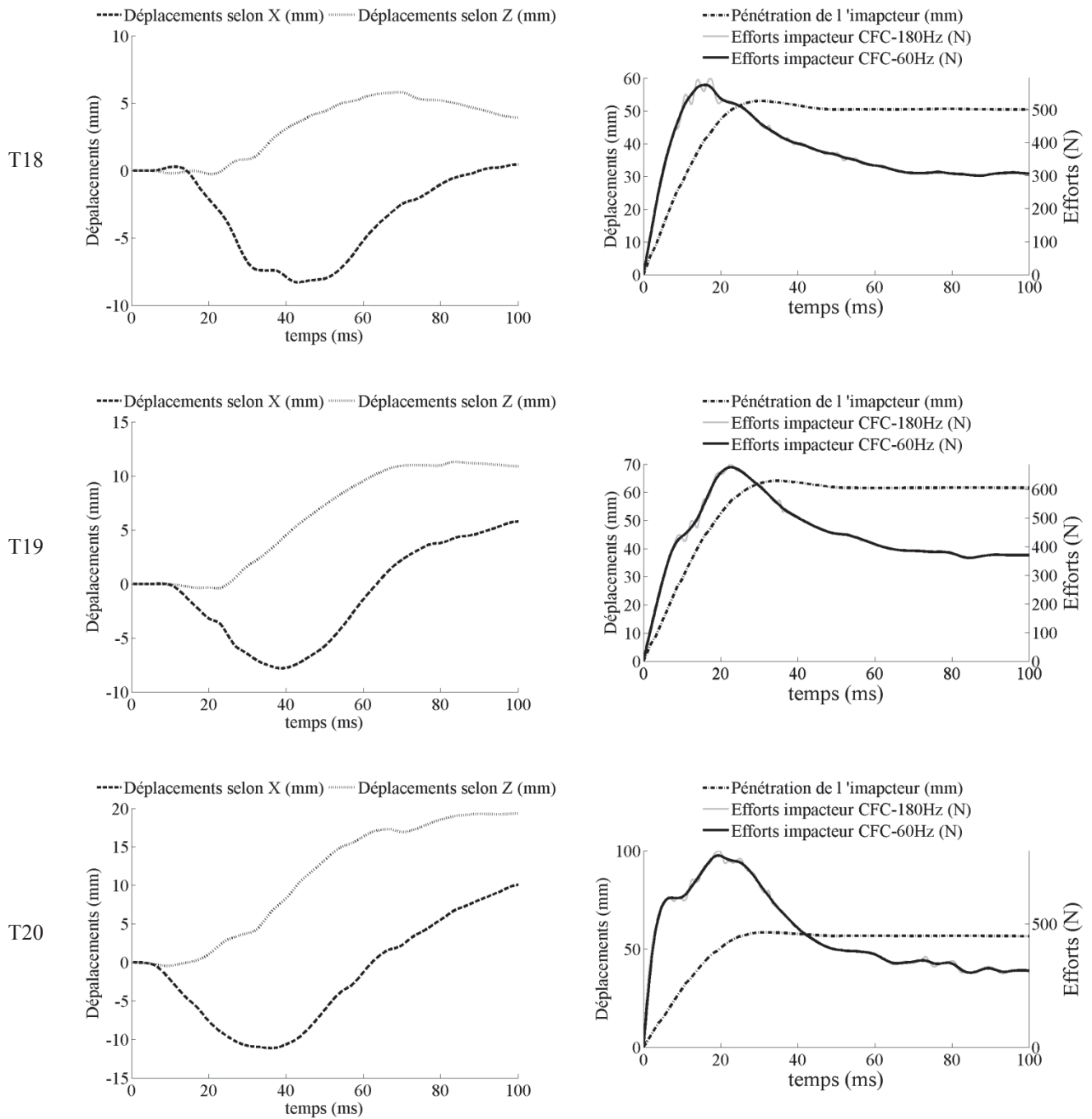
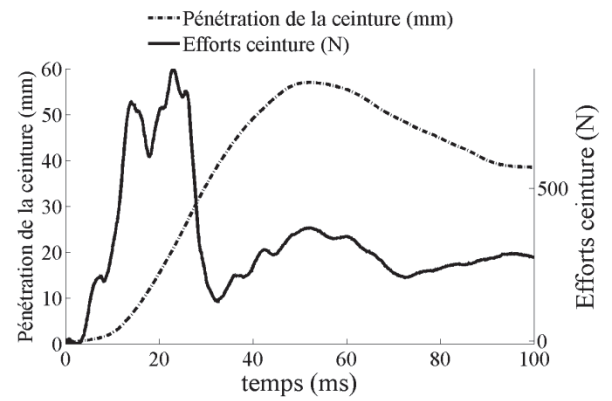
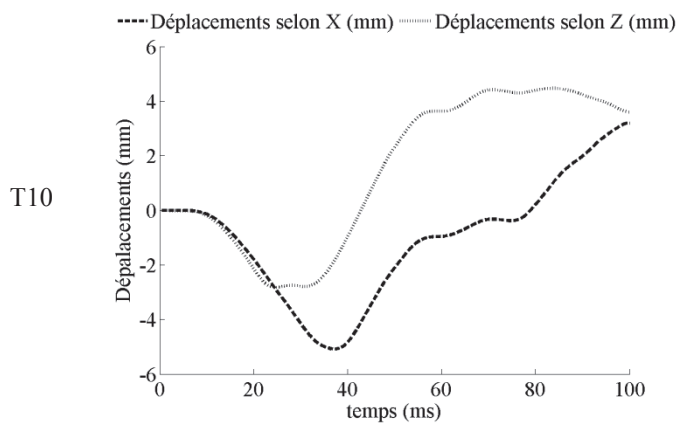
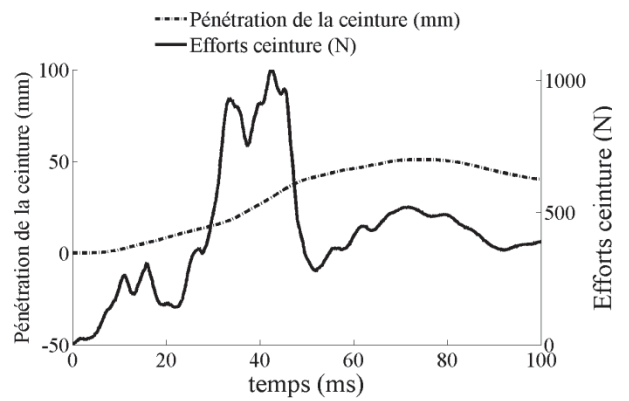
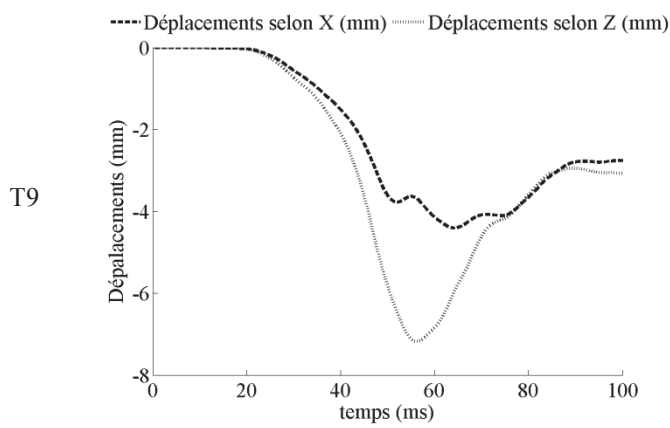
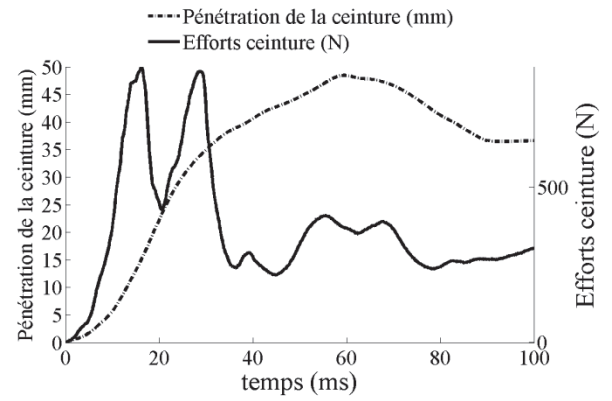
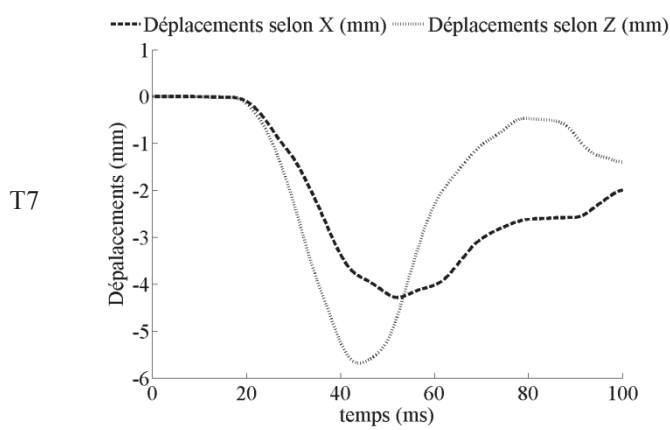


Figure B7 : Chargement impacteur sujet 2016-S118. Gauche : déplacements (mm) selon les axes \vec{X} et \vec{Z} en fonction du temps (ms). Droite : Pénétration de l'impacteur (mm) en fonction du temps (ms)



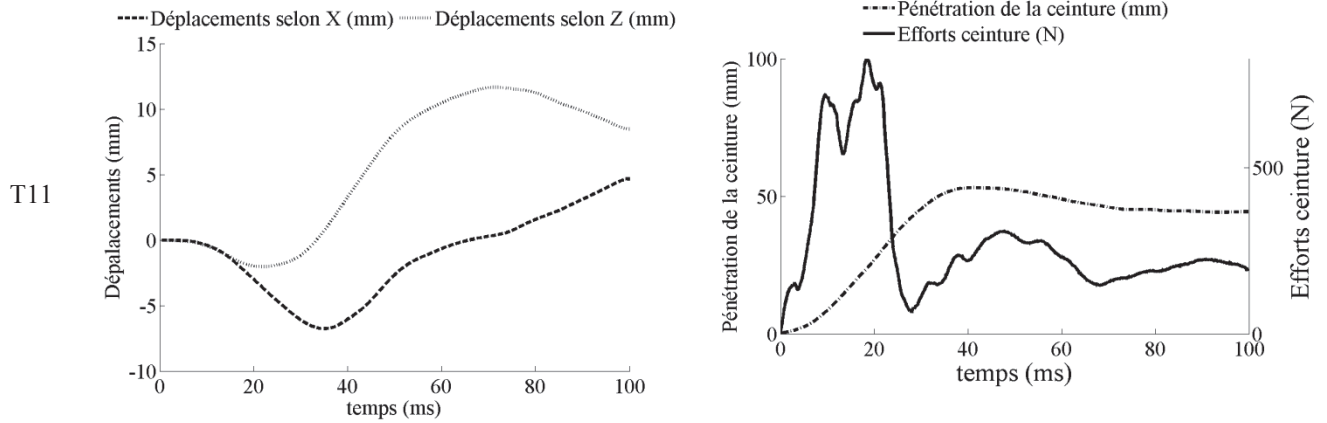


Figure B8 : Chargement ceinture sujet **2016-S118**. Gauche : déplacements (mm) selon les axes \vec{X} et \vec{Z} en fonction du temps (ms). Droite : Pénétration de la ceinture (mm) en fonction du temps (ms)

Annexe C

Réponses obtenues lors des simulations avec le modèle femme (5^{ème} percentile) du GHBMC

Des versions de développement du modèle 5eme percentile femme du GHBMC (F05 v2.0, v2.2 et v2.3) ont été soumises aux mêmes conditions de mise à l'échelle puis de simulation que le modèle homme (M50) dans le Chapitre 2. Les résultats sont dans l'ensemble similaires (sensibilité à l'angle, surestimation des pics de déplacement en X et Z, tendances moins claires pour les délais). Pour référence, les résultats obtenus sont fournis ci-après.

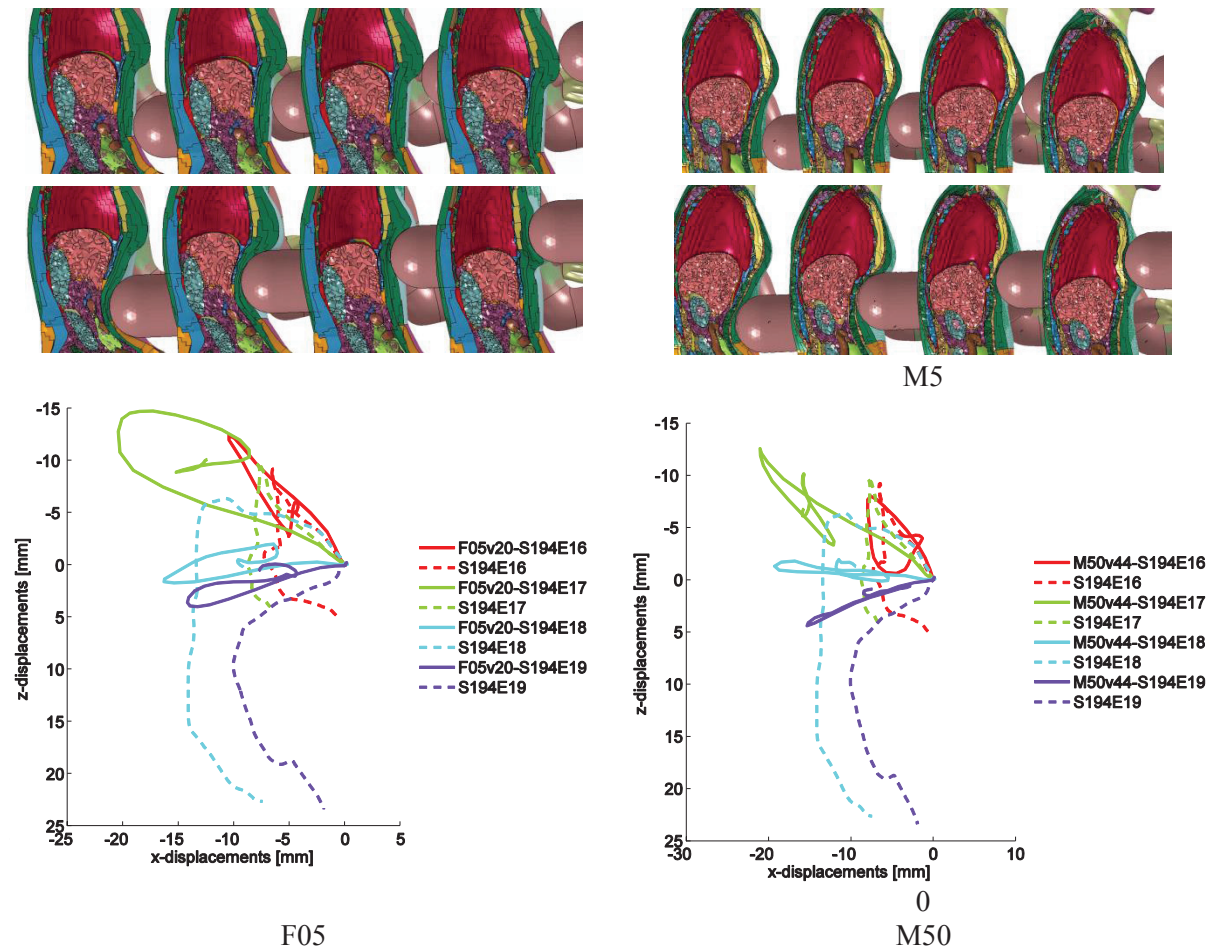


Figure C1 : Comparaison des trajectoires prédites dans le foie pour les modèles F05 et M50 mis à l'échelle des mêmes sujets d'anatomie.

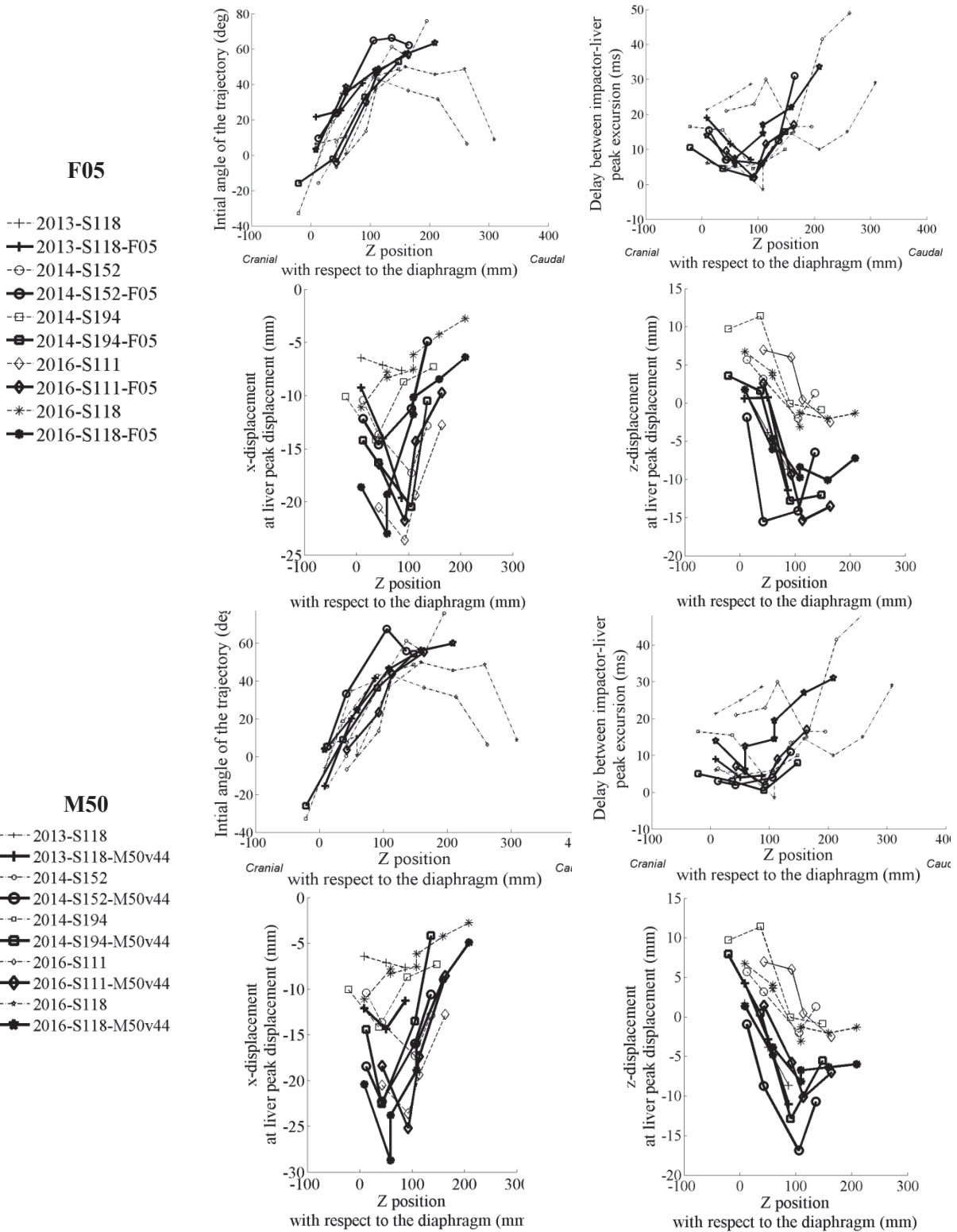


Figure C2 : Comparaison des paramètres de trajectoire pour les modèles F05 et M50 mis à l'échelle des mêmes sujets d'anatomie.

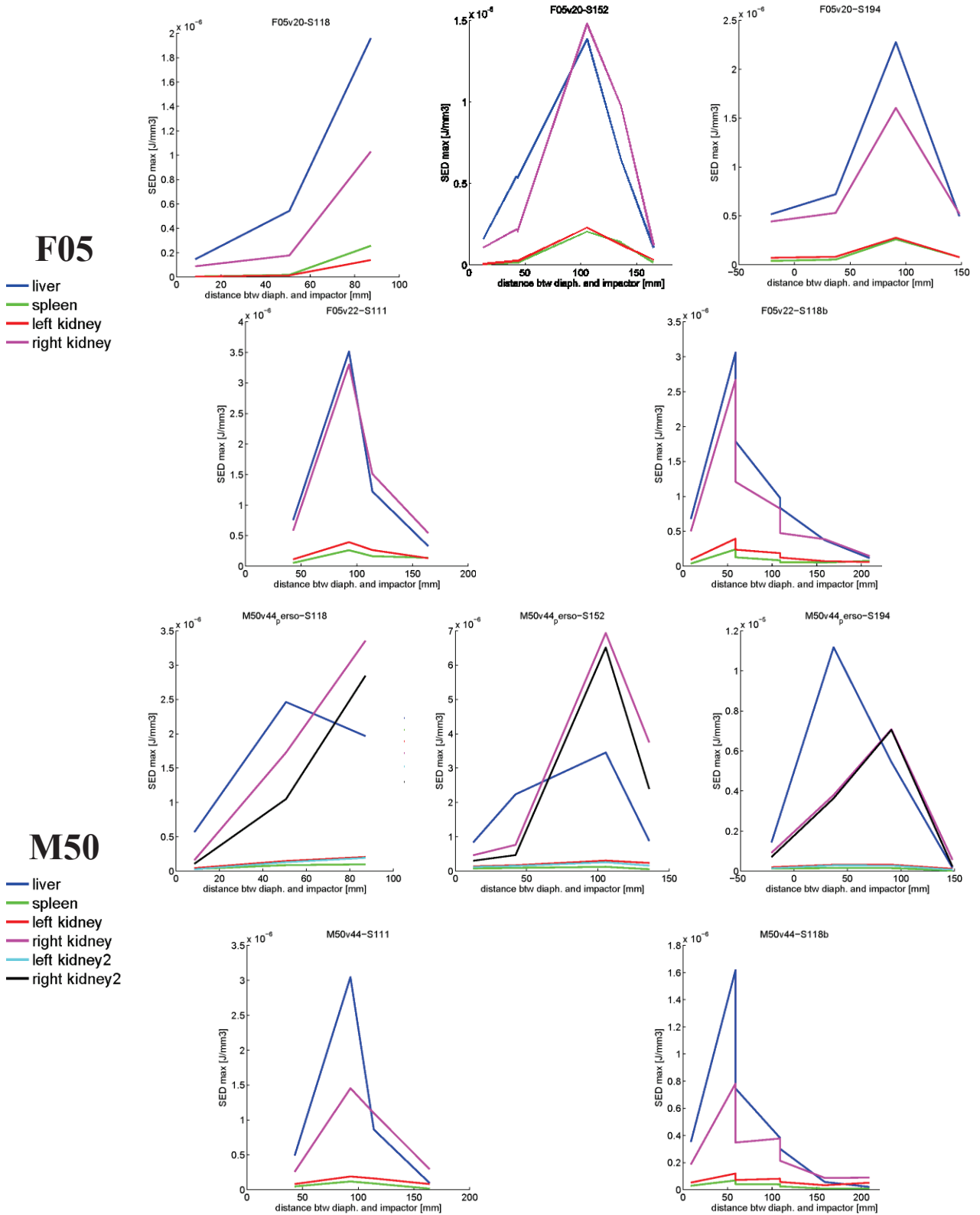


Figure C3 : Comparaison des SED dans les organes pleins pour les modèles F05 et M50 pour les modèles F05 et M50 mis à l'échelle des mêmes sujets d'anatomie.

Annexe D

Dans cette annexe sont présentés les différents résultats de post-traitement des films échographiques par la méthode de calcul de cartes de champs de déformation et de déplacement. Pour chaque rein, les images échographiques avant le contact et au pic de compression sont montrées. Les zones anatomiques sélectionnées sur à partir de la première image du film échographique sont également montrées (bleu : zone cortex impacteur, vert : zone pelvis, rouge : zone cortex table). Les cartes de déplacements et de déformations estimées (direction transverse et longitudinale) sont également données pour les reins de porc et humains soumis à des chargements dynamiques (0.3 m/s) et statiques (3 mm/s).

Annexe D – Cartes de déplacement et de déformation de reins de porc et humains

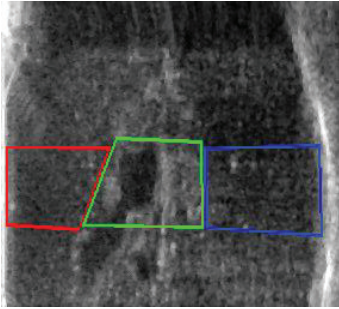
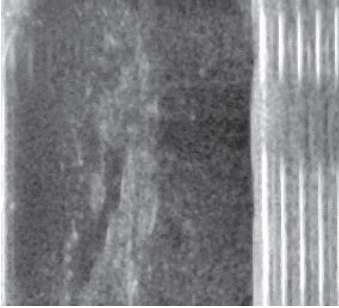
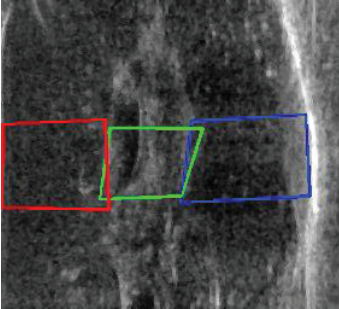
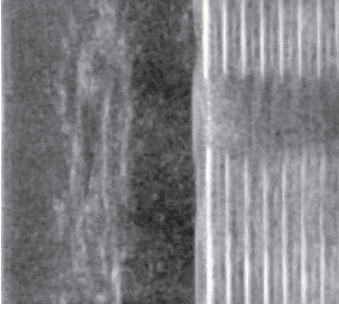
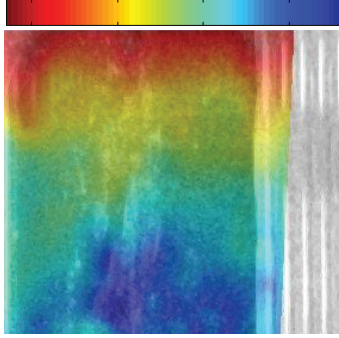
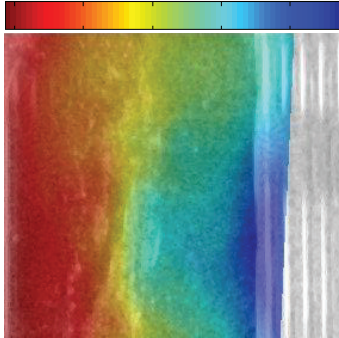
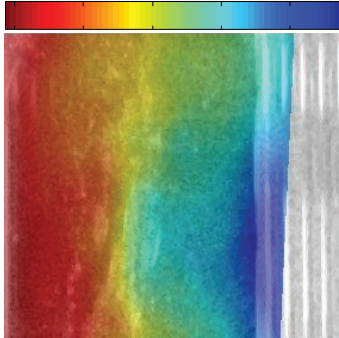
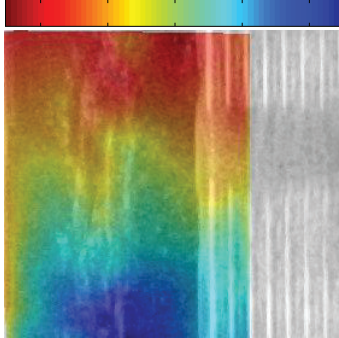
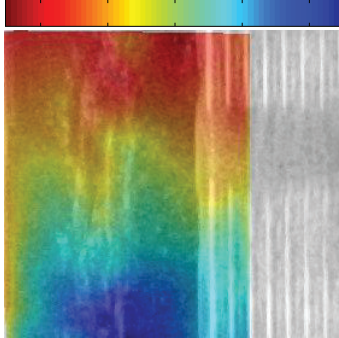
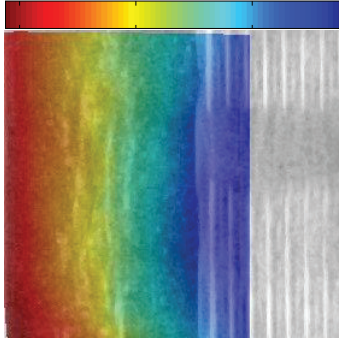
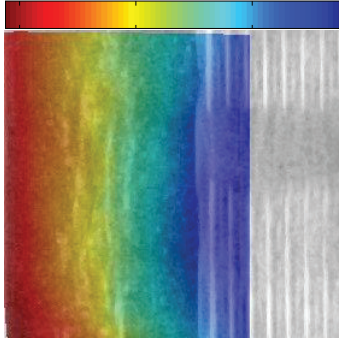
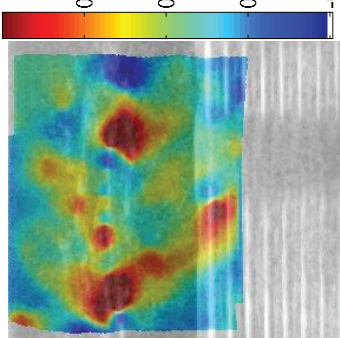
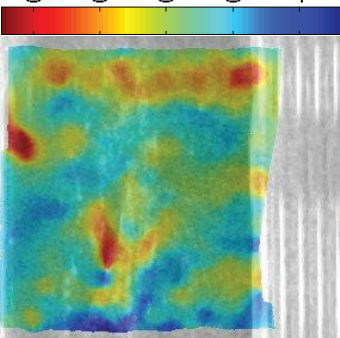
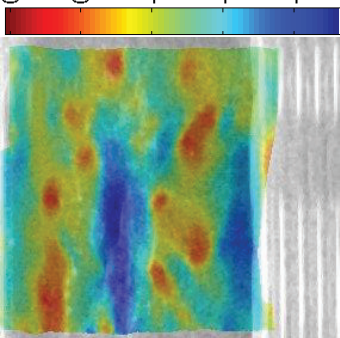
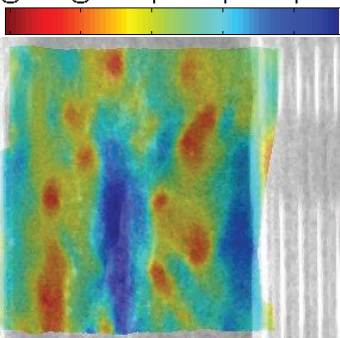
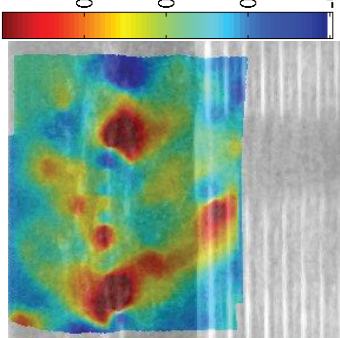
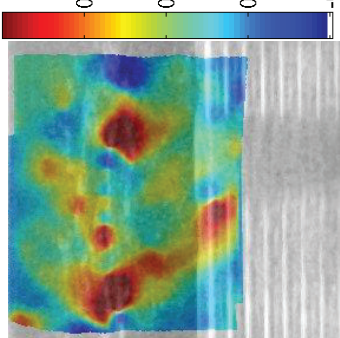
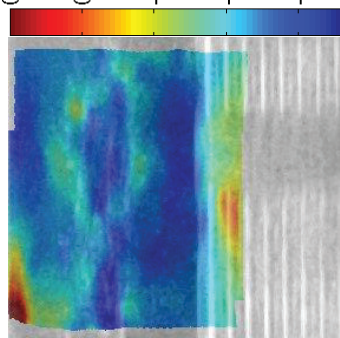
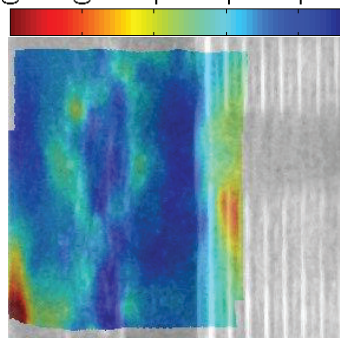
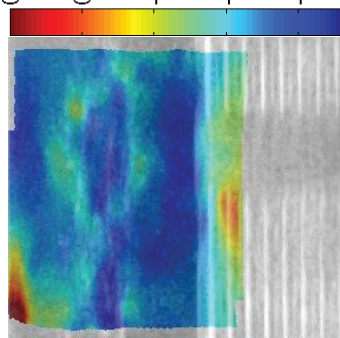
	Statique (3 mm/s)		Dynamique (300 mm/s)	
	avant contact	pic de compression	avant contact	pic de compression
Images ultrasonores				
Déplacements (mm)	<p>Transverse</p>  <p>Longitudinale</p> 	<p>Longitudinale</p>  <p>Transverse</p> 	<p>Transverse</p>  <p>Longitudinale</p> 	<p>Longitudinale</p>  <p>Transverse</p> 
Déformations	<p>Transverse</p>  <p>Longitudinale</p> 	<p>Longitudinale</p>  <p>Transverse</p> 	<p>Transverse</p>  <p>Longitudinale</p> 	<p>Longitudinale</p>  <p>Transverse</p> 

Figure D1 : Reins de porc 25

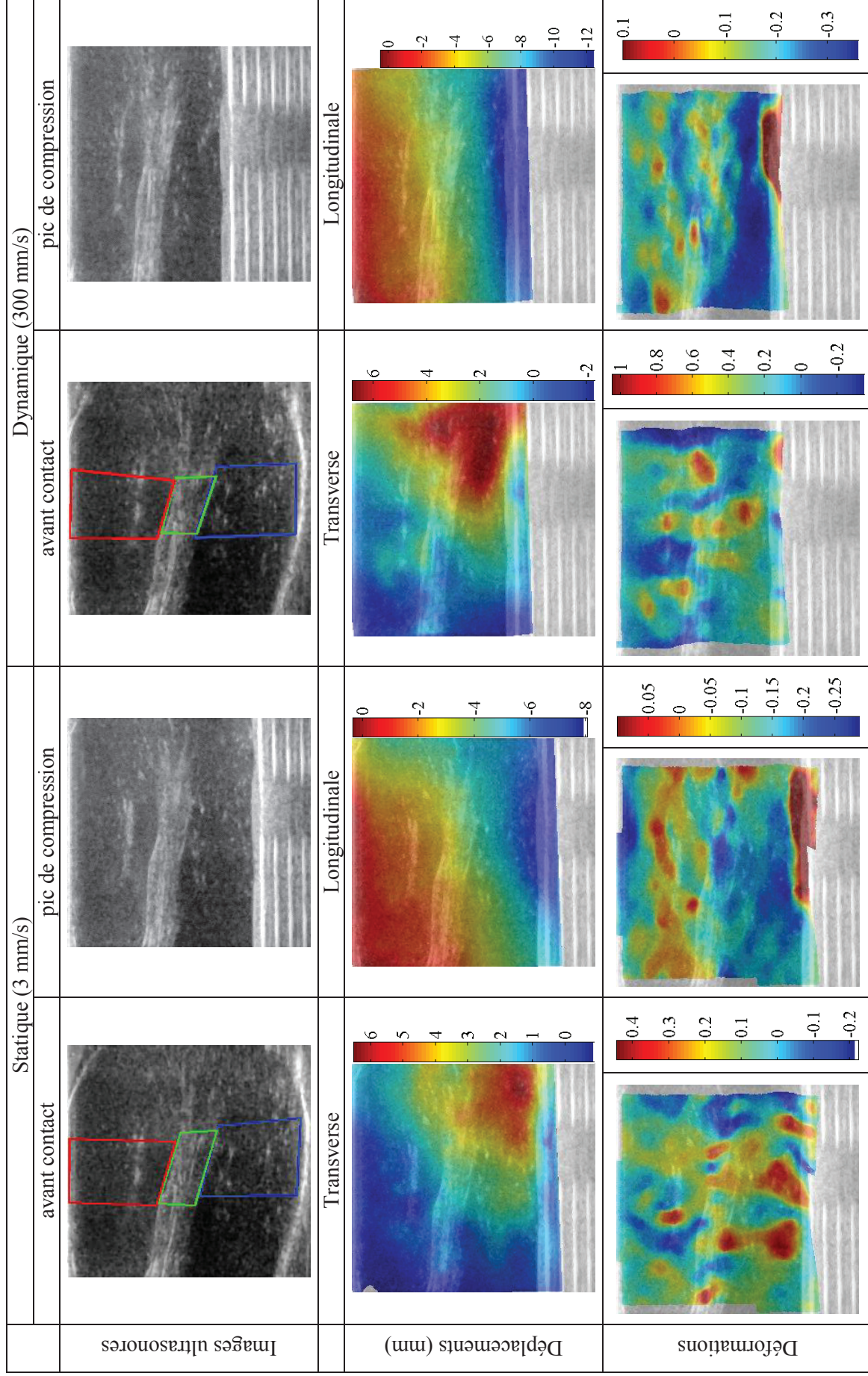


Figure D2 : Rein de porc 26

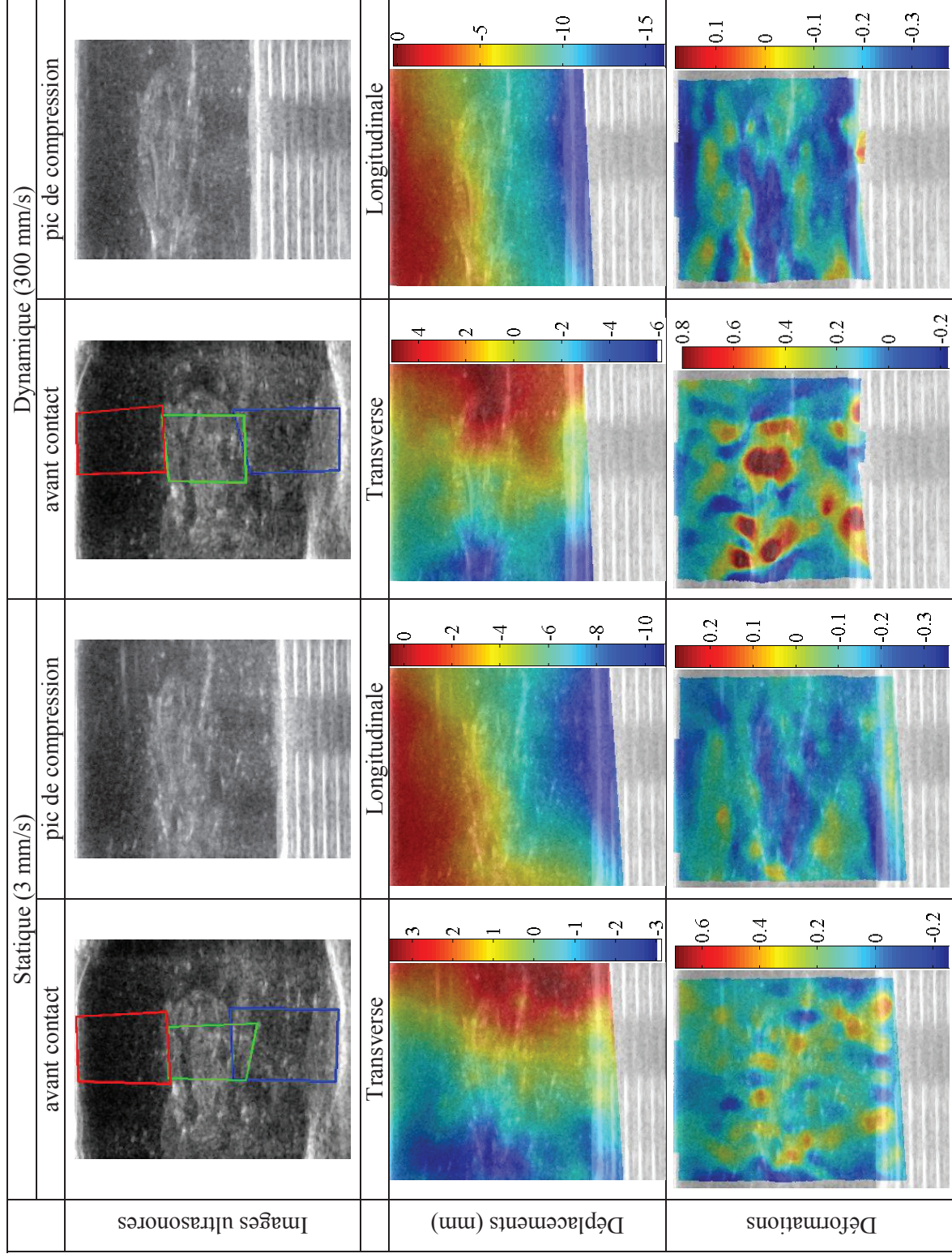


Figure D3 : Rein de porc 28

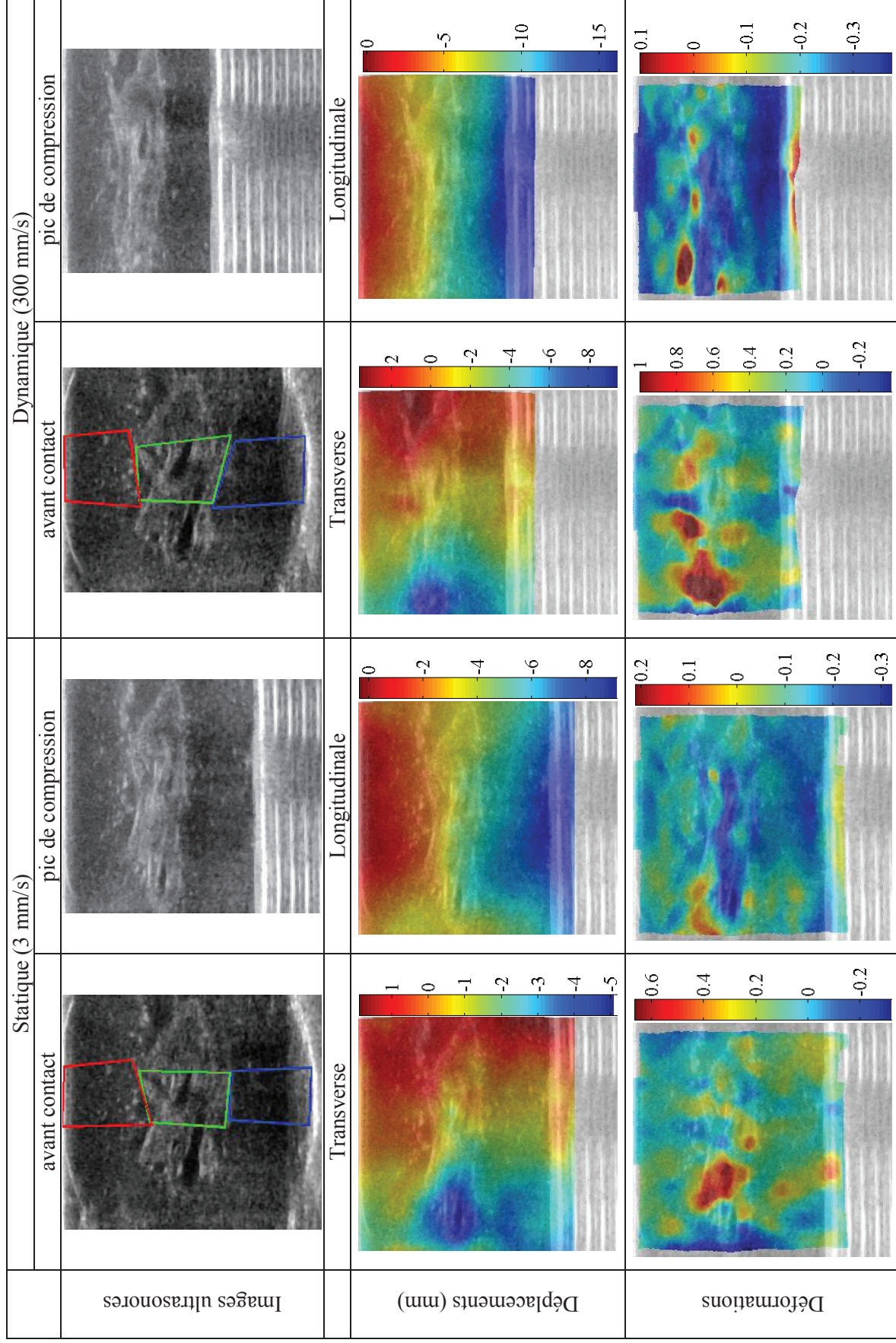


Figure D4 : Rein de porc 30

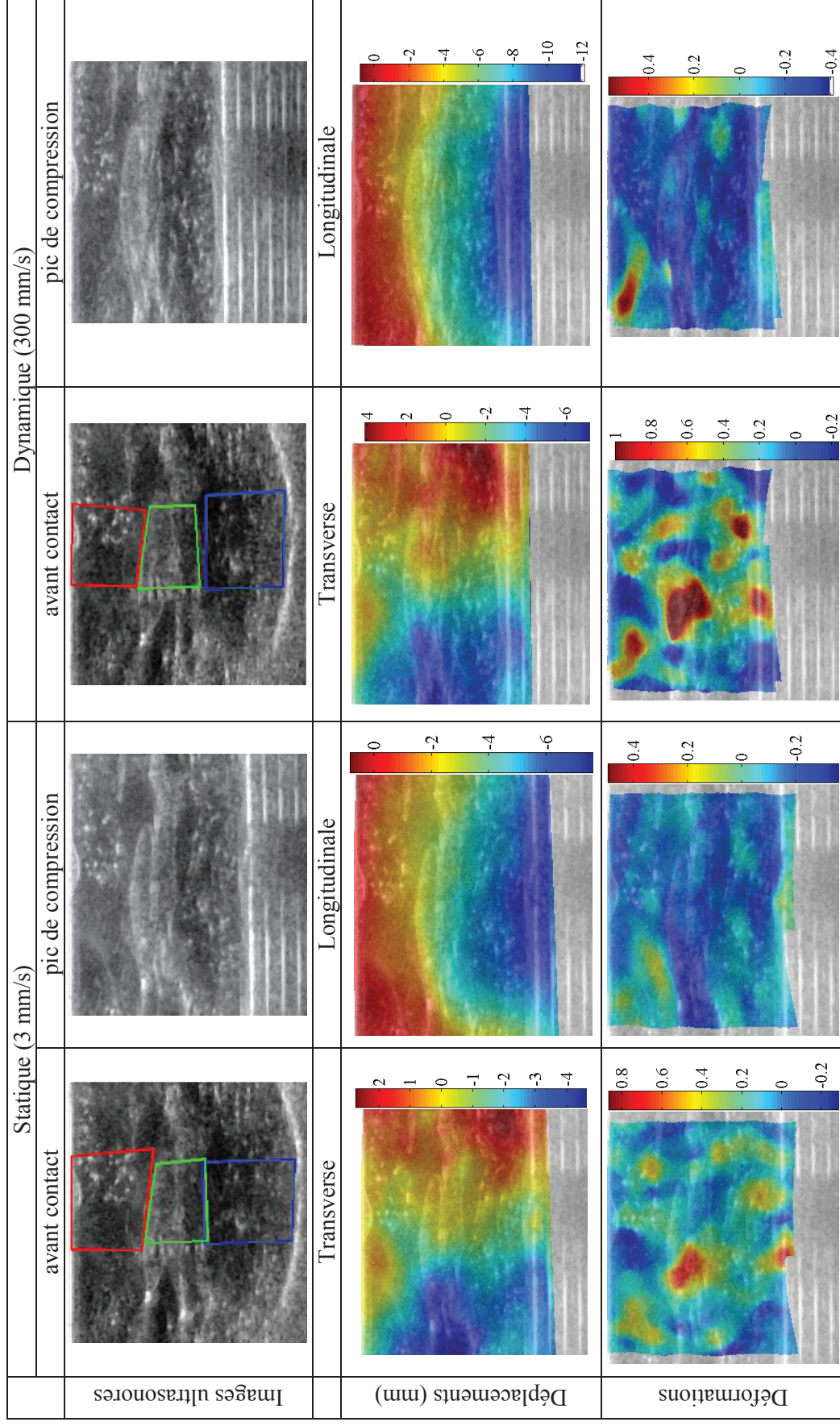


Figure D5 : Rein de porc 31

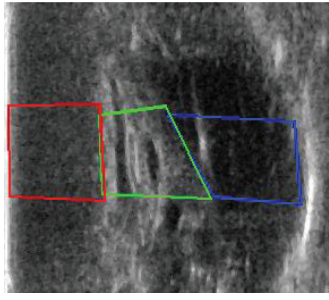
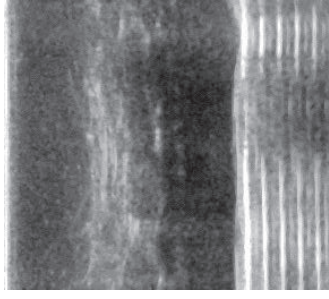
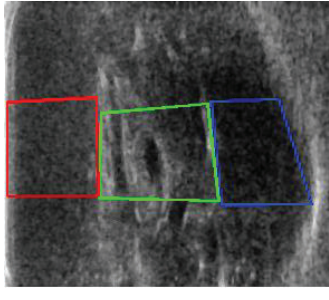
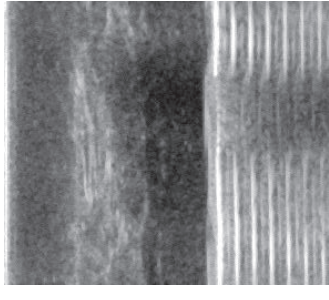
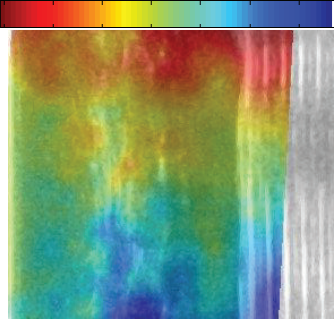
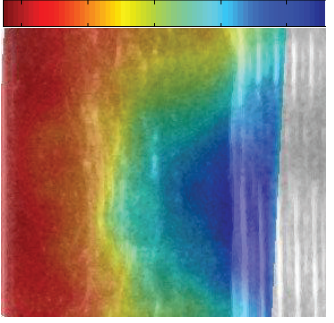
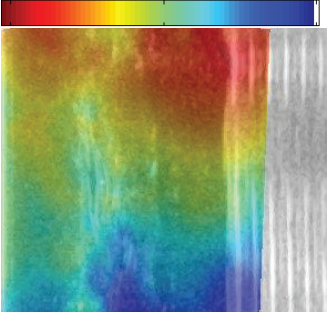
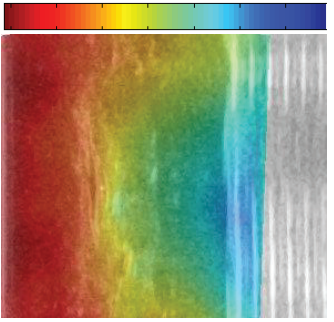
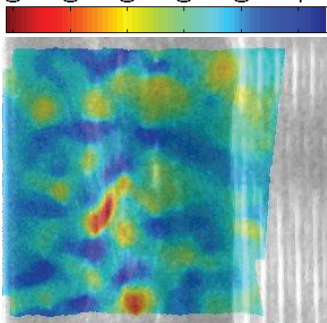
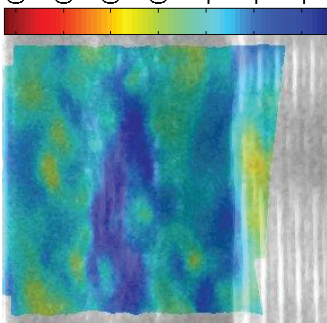
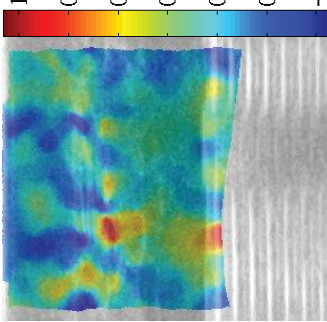
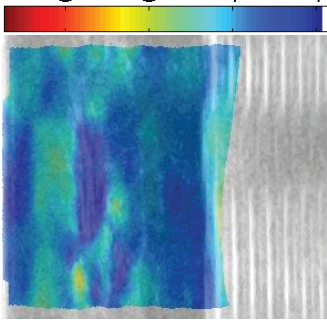
		Statique (3 mm/s)		Dynamique (300 mm/s)	
		avant contact	pic de compression	avant contact	pic de compression
Images ultrasonores					
		Transverse	Longitudinale	Transverse	Longitudinale
Déplacements (mm)		 3 2 1 0 -1 -2 -3	 0 -2 -4 -6 -8	 5 0 -5	 0 -2 -4 -6 -8 -10 -12
Déformations		 0.8 0.6 0.4 0.2 0 -0.2	 0.3 0.2 0.1 0 -0.1 -0.2 -0.3	 1 0.8 0.6 0.4 0.2 0 -0.2	 0.2 0 -0.2 -0.4

Figure D6 : Rein de porc 32

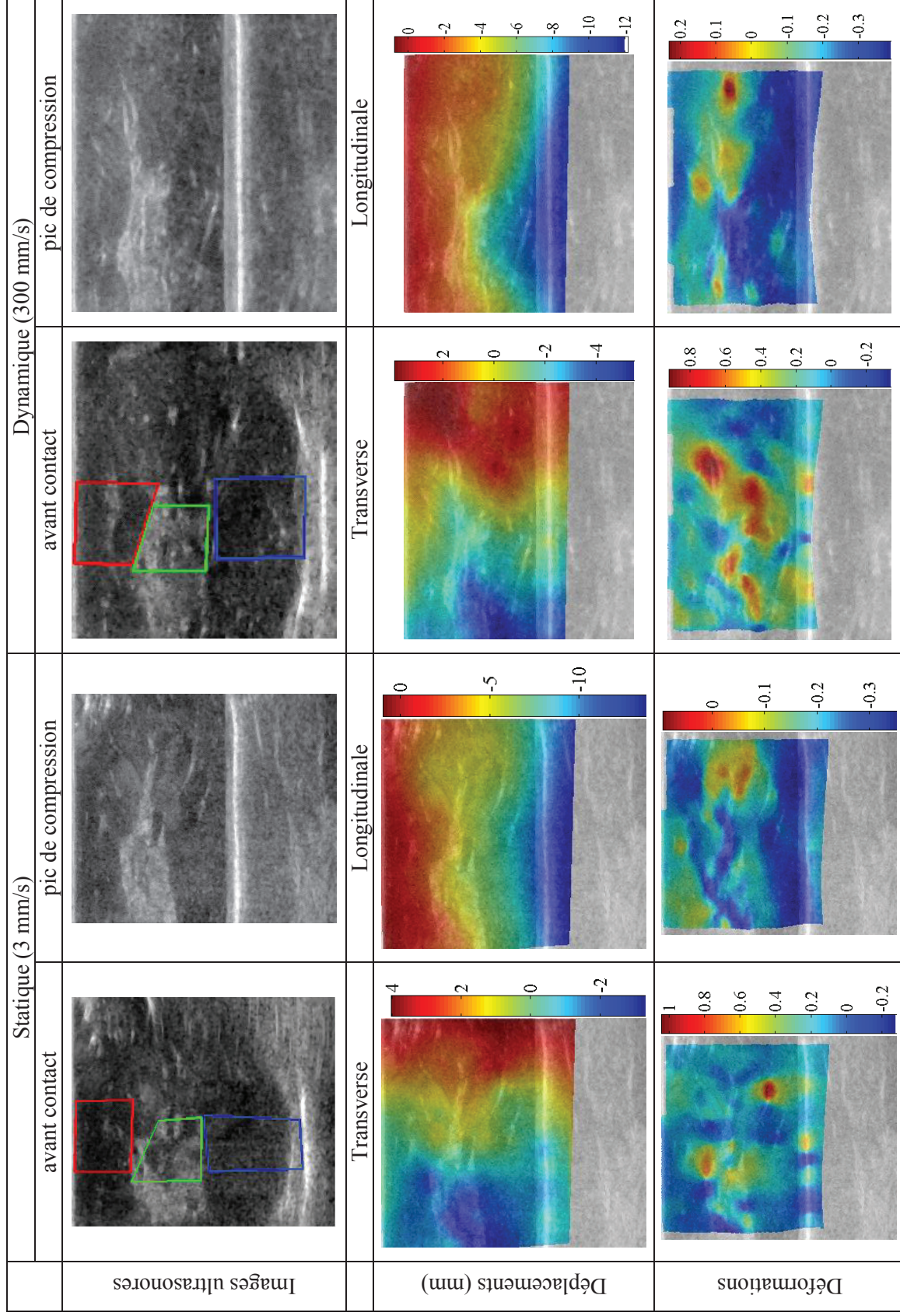


Figure D7 : Rein humain 21

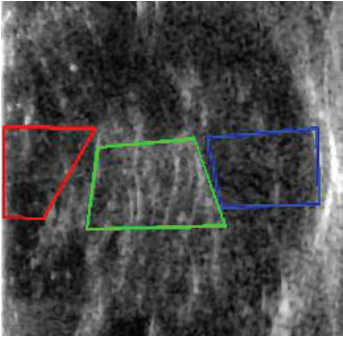
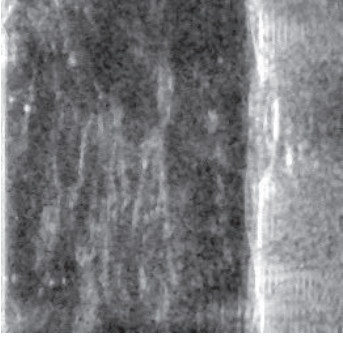
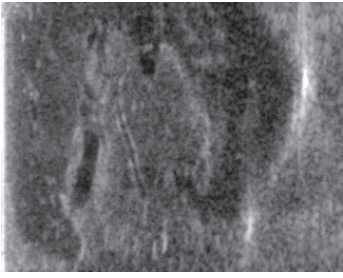
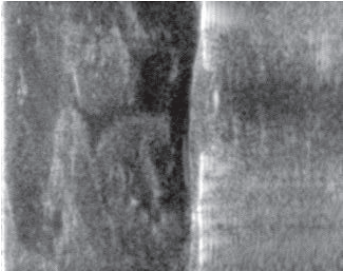
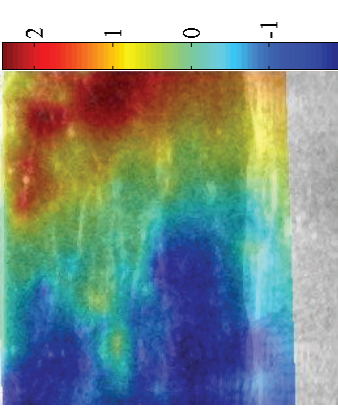
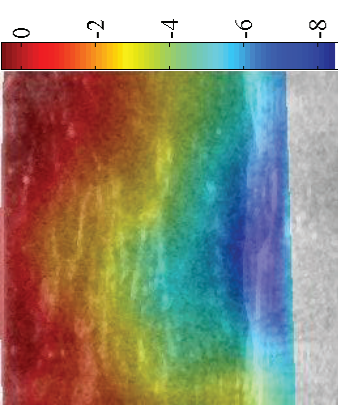
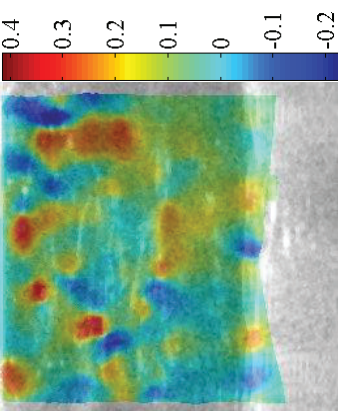
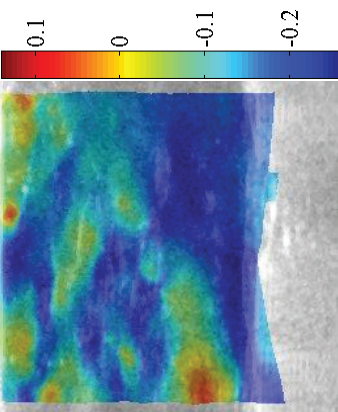
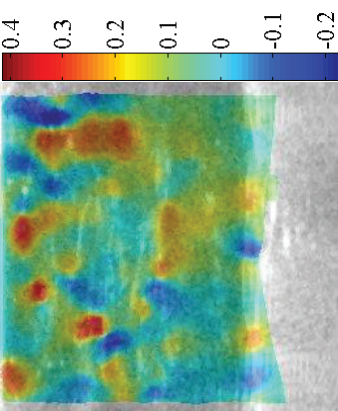
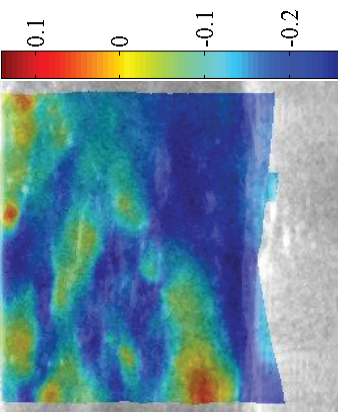
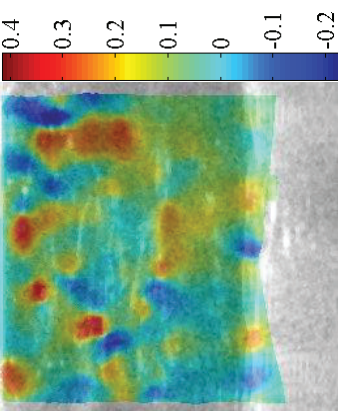
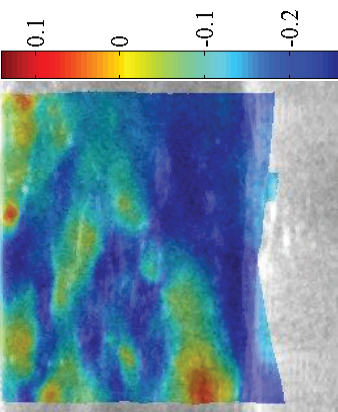
Images ultrasonores	Statique (3 mm/s)		Dynamique	
	avant contact	pic de compression	avant contact	pic de compression
				
	Longitudinale			
Déplacements (mm)			n/a	n/a
			n/a	n/a
Déformations			n/a	n/a
			n/a	n/a

Figure D8 : Rein humain 39

Modélisation de l'abdomen soumis au choc : apport de l'échographie ultra-rapide pour la validation interne des modèles

Lors d'un accident de voiture, l'abdomen peut être soumis à des chargements rapides pouvant entraîner des blessures des organes abdominaux. Bien que les modèles éléments-finis humains soient de plus en plus utilisés pour la prédiction de ces blessures pendant un choc, la validation de leur comportement interne reste difficile en particulier à cause d'un manque de données expérimentales disponibles. En effet, la vitesse de tels chargements ne permet pas d'utiliser des moyens d'imagerie « classiques » tel que l'IRM. Basé sur une récente technique d'imagerie (échographie ultra-rapide), ce travail porte sur l'étude du comportement interne de l'abdomen pendant un chargement rapide. D'une part, des essais de chargement rapide ont été menés sur sujet cadavérique permettant de mettre en évidence des relations entre le chargement externe et la cinématique interne du foie. Ces essais ont été simulés en utilisant un modèle humain existant et des tendances similaires ont pu être observées pour certains des résultats expérimentaux. D'autre part, afin d'aider à l'exploitation des données échographiques dans ce contexte, une méthode numérique a été développée permettant de calculer des cartes de déformations d'organe à partir d'images échographiques ultra-rapide. Cette méthode a d'abord été évaluée numériquement et expérimentalement. Puis elle a été appliquée à des images échographiques de reins isolés soumis à des chargements rapides (humain et porc) issues d'une précédente étude permettant de mettre en évidence l'influence de paramètres tels que la vitesse sur les déformations 2D des différentes régions de l'organe.

Dans l'ensemble, ces travaux ont permis de progresser sur la connaissance de la réponse de l'abdomen au choc, et de mettre en évidence les limites de performances des modèles actuels de l'être humain. La méthodologie développée afin de calculer les cartes de déformation devrait aider à renforcer ces connaissances dans le futur.

Mots clés : abdomen, chargement rapide, échographie ultra-rapide, déformation, modèle humain

Internal response of the abdomen during an impact: use of ultrafast ultrasound imaging for the internal validation of human body models

During an automotive accident, the abdomen can be subjected to rapid loading leading to abdominal organ injuries. Although human body models become increasingly prevalent to predict injuries during an impact, the validation of their internal response is difficult, in particular due to the lack of data available. Such impacts last less than ten milliseconds making the use of standard imaging tools (e.g. MRI) difficult. Based on a recent imaging modality (ultrafast ultrasound imaging), this work focuses on the study of the internal response of the abdomen during an impact. The *in situ* internal response of abdominal organs (liver, colon) was observed during impacts delivered to *post mortem* human surrogates. For the first time, trends were found between the external response and the internal organ kinematics. These tests were simulated using an existing human body model leading to similar trends for some of the responses. Also, a method was developed allowing estimating 2D strains in organs during an impact based on ultrafast ultrasound images. This method was first evaluated numerically and experimentally. Then, it was used to process images of human and porcine kidneys during an impact from a previous study. Results highlight the influence of parameters such as the impact speed on the 2D strains estimated in different organ regions.

Overall, this research allowed improving upon the current knowledge on the internal response of the abdomen subjected to impact. It also showed the performance limitation of current human body models. The method developed to compute strain maps should help to further improve that knowledge in the future.

Keywords: abdomen, impact, ultrafast ultrasound imaging, strain, human body model