HAL
open science

Étude du comportement interne de l'abdomen lors d'un impact : observations par échographie ultrarapide

Clémentine Helfenstein

▶ **To cite this version:**

Clémentine Helfenstein. Étude du comportement interne de l'abdomen lors d'un impact : observations par échographie ultrarapide. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2013. Français. NNT : 2013LYO10252 . tel-01161644

HAL Id: tel-01161644

https://theses.hal.science/tel-01161644v1

Submitted on 8 Jun 2015

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 : 252-2013 Année 2013

THESE DE L'UNIVERSITE DE LYON

Délivrée par

L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

ECOLE DOCTORALE MEGA

pour l'obtention du

DIPLOME DE DOCTORAT
(arrêté du 7 août 2006)

Spécialité : Génie Mécanique

soutenue publiquement le 28 novembre 2013

par

Mme HELFENSTEIN Clémentine

Étude du comportement interne de l'abdomen lors d'un impact : observations par échographie ultrarapide

Directeur de thèse : Mickaël TANTER
Co-Directeur : Philippe BEILLAS

JURY :

M. Stéphane AVRIL	Professeur EMSE-CNRS, Saint-Etienne	Rapporteur
M. Philippe BEILLAS	Chargé de Recherches IFSTTAR, Lyon	Examinateur
M. Jérémy BERCOFF	Docteur en Physique, Directeur R&D départements ultrasons, SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence	Examinateur
M. Jean-Luc GENNISSON	Chargé de Recherches ESPCI-CNRS, Paris	Examinateur
M. Sébastien LAPORTE	Professeur des Universités, Arts et Métiers Paris Tech, Paris	Rapporteur
M. Olivier ROUVIERE	Professeur des Universités, Professeur Hospitalier, INSERM-HCL/UCBL, Lyon	Examinateur
M. Mickaël TANTER	Directeur de Recherches ESPCI-INSERM, Paris	Examinateur
M. Xavier TROSSEILLE	Docteur en Mécanique – Chef de groupe en biomécanique, LAB PSA Peugeot-Citroën Renault, Nanterre	Examinateur

Remerciements

Avant tout développement de ce travail, je tiens à remercier les personnes que j'ai pu côtoyer pendant ma thèse.

Mes premiers remerciements vont à mon encadrant Philippe Beillas pour ses grandes qualités tant scientifiques qu'humaines. Un excellent chercheur qui a su me transmettre son goût pour la recherche, toujours à l'écoute et plein de gentillesse. Je n'oublie pas non plus sa disponibilité, « jour et nuit, week-end compris », que ce soit pour des essais, de la relecture, ou du traitement de données.

Merci également à Mickaël Tanter et Jean-Luc Gennisson, qui ont su se rendre disponible malgré la distance, et résoudre (tous) mes problèmes ultrasonores.

Je remercie également, Philippe Vezin de m'avoir accueilli au sein du Laboratoire de Biomécanique et de Mécanique des Chocs UMR_T 9406, IFSTTAR/UCBL et pour sa bienveillance tout au long de mon parcours.

Mes remerciements se portent ensuite sur l'ensemble des membres de mon jury. Je remercie en premier lieu mes rapporteurs Stéphane Avril et Sébastien Laporte pour le temps qu'ils ont bien voulu accordé à ce travail. Je remercie ensuite le professeur Olivier Rouvière d'avoir accepté de présider mon jury. Un grand merci également, à Jérémy Bercoff et Xavier Trosseille d'avoir su se rendre disponible.

Je tiens à remercier en particulier, la Région Rhône-Alpes qui a financé ce travail de thèse.

Je n'oublie pas ceux qui m'ont aidé de près ou de loin lors de ces trois années. Je pense à Thibaut Cachon, Eric Viguier, et le professeur Bayle, notamment pour nos échanges très constructifs.

Un grand merci à Frédéric Rongiéras, chirurgien de l'équipe, qui a su se dégager du temps et s'impliquer dans ce travail tout en apportant son expertise.

Je remercie les « Hommes » de l'ombre, Leïla, Stéphane et Yves, qui, en plus de leur aide précieuse pour la mise en place, le bon déroulement, et le rangement des expérimentations, m'ont fait passer de très bons moments.

Mes pensées vont également à mes collègues, devenus amis pour certains, que j'ai pu côtoyer au court de ces années. Je pense à ceux qui ont fini depuis longtemps : Anurag, Florence, Julien L, Romain et à ceux qui « commencent » : Pascal, Charles, Romain. Un grand merci « aux filles » : Jeanne, Anne-Laure, Doris et Sophie pour les pauses thé, les repas à la brioche, les soirées, les voyages au bout du monde, et bien plus encore. Merci à Fabien, que j'ai fait fuir de mon bureau à force de questions de programmation scilab.
Chacun a su rendre ces années agréables, que ce soit par des discussions, des matchs de badminton, des pauses, des parties de TLMVPSP, des soirées volley, des expérimentations et j'en passe. Tous ces instants partagés ont contribué au cadre de travail agréable.

Je pense également à ma famille, qui a su se monter présente tout au long de cette thèse en dépit des divergences de point de vue et de la distance. Enfin, un grand merci à Alexandre pour sa présence et son soutien au quotidien et pour sa patience au court de ces années.

Table des matières

Remerciements **3**
Table des matières **5**
Introduction **9**
Chapitre 1
Contexte de l'étude et état de l'art **13**
1.1. Données anatomiques humaines 13
1.1.1. L'abdomen 13
1.1.2. Les reins 15
1.1.3. Autres organes de l'abdomen 21
1.2. Revue épidémiologique : Lésions de l'abdomen 24
1.2.1. Bilans lésionnels 24
1.2.2. Mécanisme lésionnel des organes de l'abdomen 27
1.2.3. Conclusion 28
1.3. Caractérisation mécanique des organes abdominaux 29
1.3.1. Parenchyme des organes 29
1.3.2. Organes de l'abdomen entiers 32
1.3.3. Conclusion 35
1.4. Essais corps complets 35
1.4.1. Revue de la littérature 35
1.4.2. Cinématique interne des organes 39
1.4.3. Conclusion 40
1.5. Les modèles éléments finis 40
1.6. Synthèse et objectifs spécifiques de la thèse 42

Chapitre 2

Influence de la perfusion et de la pression sur les propriétés apparentes du rein de porc. 45

2.1. Introduction 45

2.2. Matériels et méthodes 46

2.2.1. Matériel 46

2.2.2. Principes de la technique d'élastographie par ondes de cisaillement 49

2.2.3. Matrice d'essais 51

2.2.4. Traitement des données 52

2.3. Résultats 53

2.3.1. Masse 53

2.3.2. Propriétés externes 55

2.3.3. Module de cisaillement apparent 57

2.4. Discussion 61

2.4.1. Module de cisaillement 61

2.4.2. Dimensions *in vivo* 62

2.4.1. Choix du liquide de perfusion et d'une pression de perfusion pour de futurs essais 64

2.5. Conclusions 65

Chapitre 3

Comportement interne des organes pleins en compression : Méthodologie 67

3.1. Introduction 67

3.2. Matériel et méthode 68

3.2.1. Descriptif expérimental 68

3.2.2. Moyens d'essais 72

3.2.3. Matrice d'essais 75

3.3. Traitement des données 76

3.3.1. Traitement des images 76

3.3.2. Suivi interne 77

3.3.3. Effort/déplacement 78

3.3.4. Essais destructifs 79

Chapitre 4

Cinématique interne des organes pleins en compression : Résultats 81

4.1. Résultats des essais sur le rein 81

4.1.1. Reins de porc 81

4.1.2. Reins humains 93

4.2. Discussion 97

4.3. Perspectives 99
4.3.1. Autres types d'essais 99
4.3.2. Méthodologie d'analyse des résultats 101
4.3.3. Autres organes 103
4.4. Conclusion 105
Chapitre 5
Comportement interne de l'abdomen au choc : Méthodologie 109
5.1. Introduction 109
5.2. Principes d'essais 110
5.2.1. Choix de la Position du sujet 110
5.2.2. Approche d'imagerie 110
5.2.3. Dispositif experimental 111
5.3. Matériels et méthode 116
5.3.1. Préparation du sujet 116
5.3.2. Matrice d'essai 121
5.3.3. Mise en pression et perfusion 122
5.4. Traitement des données et résultats 123
5.4.1. Traitement des données 123
5.4.2. Résultat 1 : Sujet 2012_168 : le côlon 124
5.4.3. Sujet 2013_03 : le rein 127
5.4.4. Résultat 2 : Sujet 2013_118 : le foie 128
5.5. Discussion et perspective 130
5.6. Conclusions 132
Conclusion et perspectives 133
Références 138
Annexes 145
Annexe 1 147
Annexe 2 157
Annexe 3 165

Introduction

La protection des usagers et la prévention des risques sont des enjeux majeurs de la sécurité routière. La conception des véhicules inclut un grand nombre d'éléments de sécurité passive qui ont pour rôle de minimiser les séquelles corporelles des usagers si l'impact se produit.

Pour évaluer leur performance, les véhicules sont actuellement soumis à des essais de chocs réglementaires et des essais consommateurs réalisés avec des mannequins physiques correspondants à quelques percentiles de la population (par exemple homme du 50ième percentile, ou femme du 5ième percentile). Ces mannequins articulés interagissent avec les moyens de retenue tels que les ceintures et les airbags, et permettent de prédire une cinématique du corps par rapport au véhicule. Ils sont équipés de capteurs (par exemple : capteur de force, d'accélération ou de déflection) mesurant des valeurs qui ont été reliées à des risques lésionnels, typiquement, grâce à des essais biomécaniques sur sujet d'anatomie. Par exemple, un mannequin peut être équipé de mesure de déflection thoracique qui, grâce à des essais sur thorax cadavériques, a été relié à un risque de fracture de côte. On parle alors de critère lésionnel (déflection) et de courbe de risque (correspondance entre déflection et risque de lésion d'une sévérité donnée).

Si des critères et courbes de risque ont été proposés pour la plupart des régions anatomiques et des mécanismes de chargement, les critères et les courbes de risque sont toujours débattus pour la région abdominale. Ceci limite l'implémentation dans des mannequins et ainsi, les mannequins de choc règlementaires pour le choc frontal – qu'ils soient adultes ou enfants – ne sont actuellement toujours pas équipés pour prédire le risque de lésion abdominale.

En amont, une des causes pourrait être le manque relatif de compréhension des mécanismes lésionnels et, de manière plus générale, la difficulté d'établir des liens entre le chargement externe à l'abdomen et le chargement d'un organe interne, puis entre le chargement d'un organe et sa lésion interne. En effet, la région abdominale contient des organes aux comportements mécaniques diverses (par exemple, organes creux et organes pleins) avec des relations anatomiques complexes (glissement, attaches, etc.) et les conséquences d'un chargement externe sur ces structures sont difficiles à prédire.

Si les mannequins de choc actuels tendent à représenter de manière simplifiée l'anatomie humaine, l'apparition de modèles numériques de l'être humain décrivant la complexité anatomique pourrait aider à mieux comprendre les mouvements internes du corps (modèle de compréhension) et à prédire l'apparition de blessures dans des structures anatomiques spécifiques. Toutefois, même si ces modèles étaient basés sur des propriétés mécaniques décrivant le comportement de l'ensemble de leurs matériaux jusqu'à rupture,

des incertitudes importantes resteraient à cause de paramètres structurels (prise en compte des glissements notamment), de la variabilité des propriétés mécaniques et de la modélisation simplifiée de phénomènes mécaniquement complexes (par exemple, non linéarité, anisotropie, interaction fluide-gaz-structure). En conséquence, la relation entre un chargement externe et la réponse interne du modèle nécessiterait tout de même une validation, au moins pour s'assurer de la validité des hypothèses de modélisation.

Ainsi, que ce soit pour la compréhension des mécanismes lésionnels ou pour la validation de modèles, on se retrouve face à un besoin d'observation du comportement interne de l'abdomen, de ses organes et de leurs interactions pendant un chargement rapide.

Les moyens d'observation actuels, qu'ils soient invasifs ou non, permettent d'évaluer la réponse externe des tissus à une sollicitation. Toutefois, l'observation du comportement interne de tissus mous à des vitesses élevées telles qu'observées en choc automobile est problématique et il n'existe que peu de données sur le comportement interne d'organes de l'abdomen, ou de l'abdomen complet pendant un choc.

L'objectif global de cette thèse est donc de mettre en place des protocoles d'essais et d'observer ces comportements internes grâce à une technique d'imagerie récente : l'échographie ultrarapide. Une attention particulière a été portée au comportement interne des organes pleins de l'abdomen, qui sont les organes les plus souvent lésés lors des chocs automobiles. Les protocoles ont d'abord été développés sur le rein. En effet, même si celui-ci n'est pas l'organe le plus fréquemment touché, sa proximité anatomique avec le rein de porc a permis d'utiliser ce dernier pour le développement des méthodes. Puis les travaux se sont portés sur l'abdomen complet. Le modèle cadavérique a été utilisé pour l'ensemble des travaux.

Cet objectif global a été séparé en objectifs spécifiques. Le premier est de définir une pression de perfusion à appliquer aux organes *ex vivo* qui permette de se rapprocher au mieux de l'observation que l'on peut faire *in vivo*. Cette étape est importante afin de s'assurer au mieux de la pertinence des résultats obtenus sur des organes isolés *ex vivo*.

Le second objectif consiste à mettre en place les méthodes et les protocoles permettant d'observer le comportement interne d'organes isolés de l'abdomen lors d'un choc, puis de les appliquer à des organes porcins puis humains. Le rein a fait l'objet de nombreux essais, permettant ainsi de quantifier l'influence de différents paramètres (vitesse de chargement, etc.) sur les différentes parties de cet organe.

Le troisième objectif est d'étendre le protocole précédent à la région abdominale complète. Des essais réalisés sur corps entiers ont permis d'observer le comportement des organes creux – et du côlon en particulier – ainsi que du foie, lors d'un chargement appliqué à l'abdomen.

Pour décrire les travaux, ce mémoire de thèse a été séparé en cinq chapitres. Le premier chapitre commence par un rappel anatomique sur les différents organes abordés dans les travaux. Puis une synthèse de l'état des connaissances sur les mécanismes lésionnels, les propriétés matériaux des organes parenchymateux, les différents types d'essais réalisés sur corps entiers et les efforts de modélisation est présentée.

Dans le deuxième chapitre est décrite l'étude réalisée sur le rein de porc qui a permis de mettre en évidence l'importance du fluide de perfusion ainsi que de la pression appliquée

à l'organe sur ses propriétés géométriques et mécaniques. La méthode d'élastographie par ondes de cisaillement a été utilisée pour observer les variations de propriétés mécaniques de l'organe.

Le troisième chapitre présente la méthodologie et le protocole, développés pour observer la réponse interne d'un organe isolé perfusé. Des essais de compression ont été réalisés et le comportement interne de l'organe pendant un chargement a été observé par échographie ultrarapide. Le protocole a été appliqué essentiellement à des reins de porcs. Des essais exploratoires aussi ont été conduits sur des organes humains (reins, foie, rate). Les résultats des expérimentations font l'objet d'un quatrième chapitre.

Le cinquième chapitre décrit la mise au point d'un protocole permettant d'observer la réponse interne de la région abdominale lors d'un impact. Ce protocole se base en particulier sur les acquis et méthodologies des chapitres précédents. Des essais sur trois corps complets ont été réalisés. Ils ont permis d'observer la réponse interne de l'abdomen, et en particulier du côlon et du foie lors du choc.

Pour terminer, la conclusion expose les principaux résultats apportés par cette recherche tout en soulignant les limites du travail effectué. Des perspectives à suivre seront enfin proposées pour enrichir ces travaux de thèse.

Chapitre 1

Contexte de l'étude et état de l'art

Ce chapitre a pour but de présenter les données bibliographiques qui permettront de mieux comprendre le contexte des études réalisées dans cette thèse. La première partie de ce chapitre est une étude anatomique abordée d'un point de vue structurel. La deuxième partie est une brève revue épidémiologique incluant les bilans et mécanismes lésionnels des organes de l'abdomen. La troisième partie s'attache à détailler les données biomécaniques disponibles sur les organes pleins de l'abdomen (rein, foie, rate). La quatrième partie relate les différents essais réalisés sur corps entiers. Une cinquième partie présente rapidement la position des modèles éléments finis par rapport aux données expérimentales. La dernière partie fait l'objet d'une synthèse et discussion conduisant à la formation des objectifs des travaux conduits.

1.1. Données anatomiques humaines

Le but de ce paragraphe est, dans un premier temps, d'appréhender l'anatomie de l'abdomen et plus particulièrement l'anatomie du rein et sa physiologie. Puis, l'anatomie des autres organes pleins de l'abdomen (foie, rate), sera présentée plus brièvement, de même celle des organes creux. Cette introduction permettra par la suite de mieux comprendre les mécanismes lésionnels de ces organes.

1.1.1. L'abdomen

L'abdomen est la région du corps située entre le thorax en haut, et le pelvis en bas. Chez l'Homme, l'abdomen a une forme de cylindre vertical. La partie supérieure de l'abdomen est séparée du thorax par le muscle diaphragme. Au niveau inférieur, la séparation entre la cavité abdominale et la de la cavité périnéale est définie par l'entrée du bassin et la limite du péritoine reposant sur les organes du pelvis (cf. Figure 1).

La cavité abdominale est limitée en avant et en dehors par un ensemble de muscles abdominaux, et limitée en arrière par le rachis lombaire, la face antérieure des ailes des os iliaques et par les dernières côtes flottantes. On note la cicatrice ombilicale centrale, entre les deux muscles droits de l'abdomen.

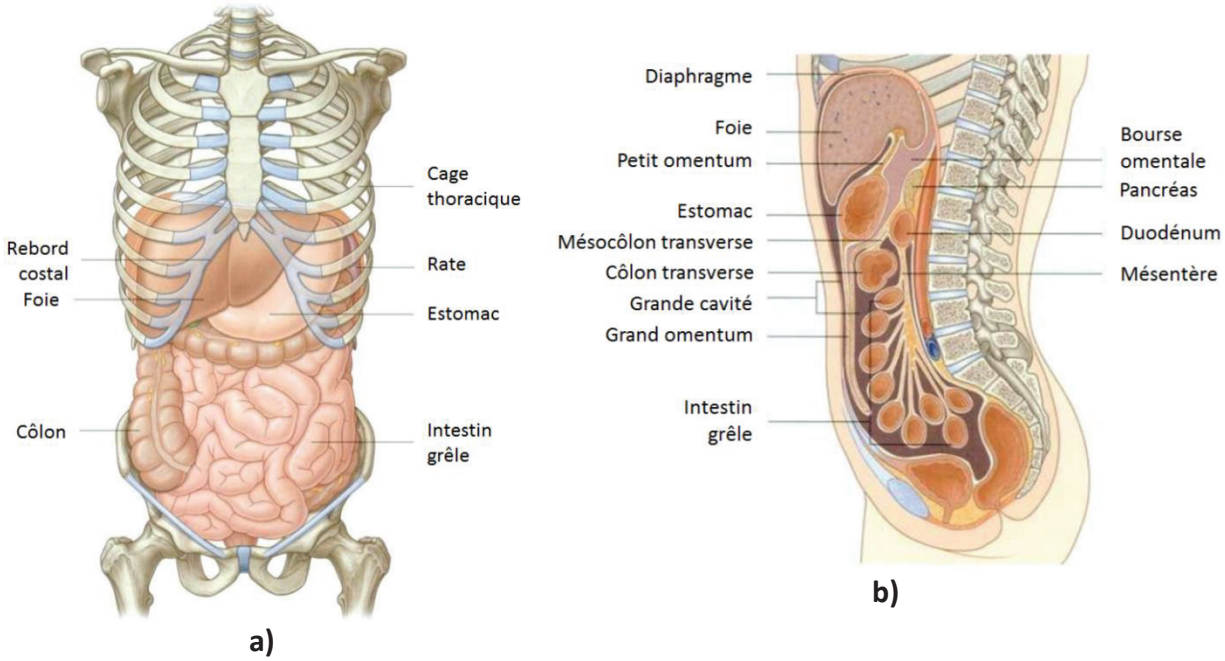


Figure 1 : Schéma de l'abdomen a) vue de face, b) vue en coupe [DRA 06]

L'abdomen peut être séparé en deux parties (cf. Figure 2) :

- une partie vers l'avant, appelée cavité abdominale et contenant la majorité des organes du système digestif entourés du péritoine (extrémité inférieure de l'œsophage, intestin grêle relié à l'estomac au pancréas et au côlon, foie attaché à la vésicule biliaire, et la rate) ;
- une seconde partie vers l'arrière, appelée cavité rétro-péritonéale, contenant une partie du système urinaire (reins, uretères, glandes surrénales ainsi que des vaisseaux sanguins importants tels que l'aorte abdominale et la veine cave inférieure).

L'abdomen contient une partie des organes digestifs (estomac, intestin grêle, côlon), et des organes pleins (reins, foie, rate, pancréas).

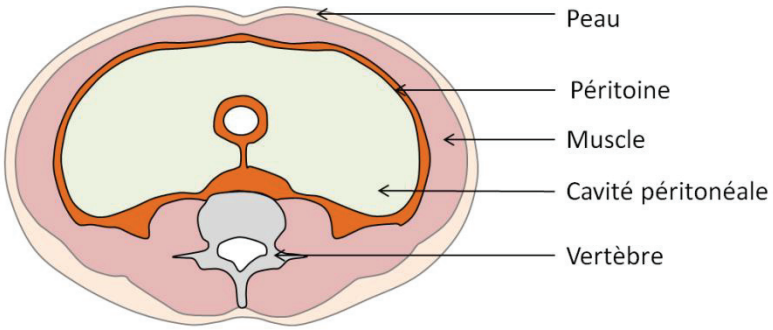


Figure 2 : Schéma de la cavité péritonéale en coupe transversale

1.1.2. Les reins

1.1.2.1. Anatomie quantitative

Le rein est un organe du corps humain qui permet l'élaboration et l'excrétion de l'urine. Chaque être humain possède deux reins, dont chacun pèse environ 170g, mesure 12cm de haut, 6cm de large et 4cm d'épaisseur, pour un volume *in vivo* de 144 à 150cm^3 selon le rein droit ou gauche [BEIL 09]. Ils sont situés de chaque côté de la colonne vertébrale, entre la 12ème dorsale et la 3ème lombaire, sous les dernières côtes, plaqués contre la paroi postérieure de la cavité abdominale. Ils sont noyés dans la graisse et présentent une forme de haricot (Figure 3).

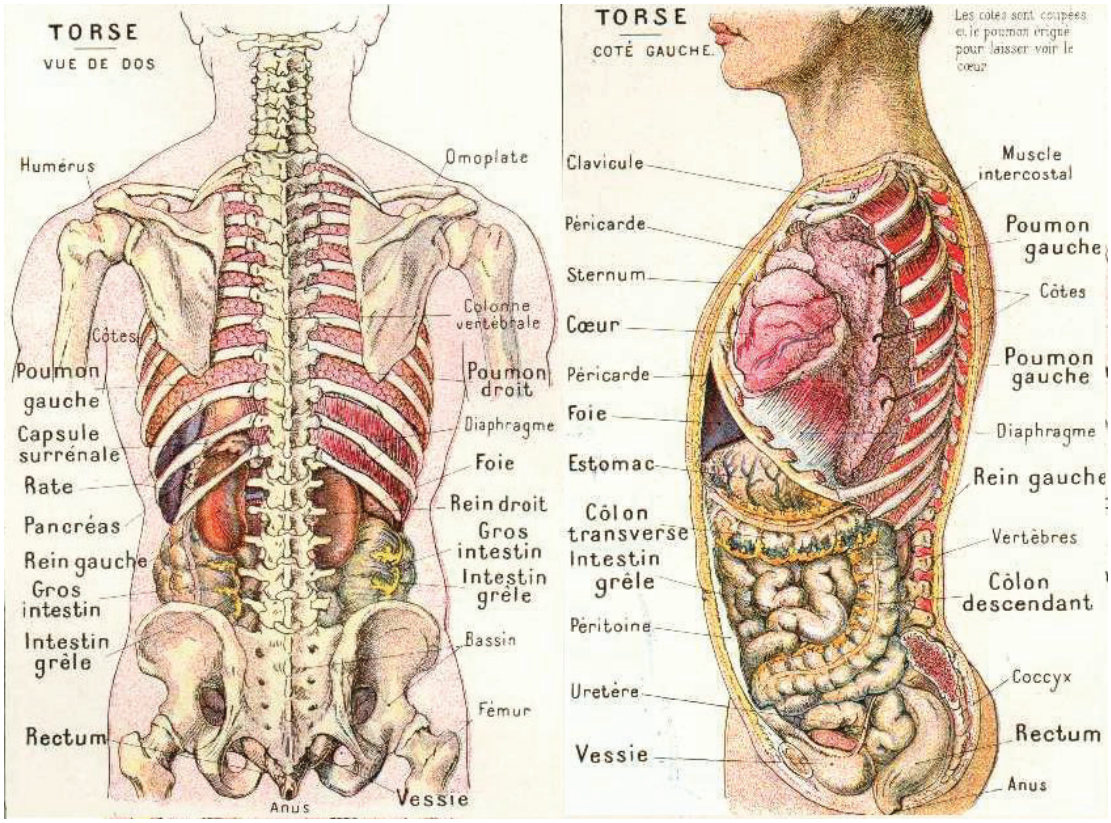


Figure 3 : Anatomie du thorax et de l'abdomen en coupe frontale (à gauche) et sagittale (à droite) [ENC 13]

Les reins sont des organes suspendus mais très bien retenus et protégés par trois couches tissulaires :

- le fascia rénal : membrane fibreuse qui enveloppe la structure rénale. C'est un tissu conjonctif dense, et très riche en fibres de collagène qui constitue une sorte de gaine. Le fascia rénal permet de fixer les reins aux organes adjacents de la cavité abdominale ;
- la capsule adipeuse (ou coussinets adipeux) : couche de graisse qui permet le maintien des reins en place dans une loge derrière le péritoine ;
- la capsule rénale : considérée comme la limite externe du rein. C'est une condensation de tissu conjonctif qui entoure le parenchyme rénal.

Sur le bord interne de chaque rein, on trouve une encoche appelée 'hile'. Elle correspond à une fente verticale profonde, à travers laquelle les vaisseaux, les nerfs, les lymphatiques, pénètrent et quittent le rein. La graisse périrénale entourant le rein se poursuit sur le hile et le sinus rénal. Chaque rein est recouvert d'une capsule dure, fibreuse.

Si on réalise une coupe du rein, on peut reconnaître facilement deux régions : un cortex, de couleur marron foncé, et une région interne pâle, qui est divisée en médullaire et le bassinet (ou pelvis rénal) (cf. Figure 4). Le bassinet contient la majorité des vaisseaux sanguins et c'est aussi la région où l'uretère prend sa source. La médullaire de chaque rein humain est divisée en une série de larges masses coniques constituant les pyramides de Malpighi, qui trouvent leur origine dans la zone située entre le cortex et la médullaire. La papille (ou apex) de chaque pyramide repose au niveau de l'espace central du pelvis rénal, qui collecte l'urine avant son passage dans la vessie. L'espace central peut être divisé en plusieurs surfaces appelées les calices majeurs, qui se divisent ensuite en calices mineurs, collectant l'urine à partir des papilles rénales [ADE 06].

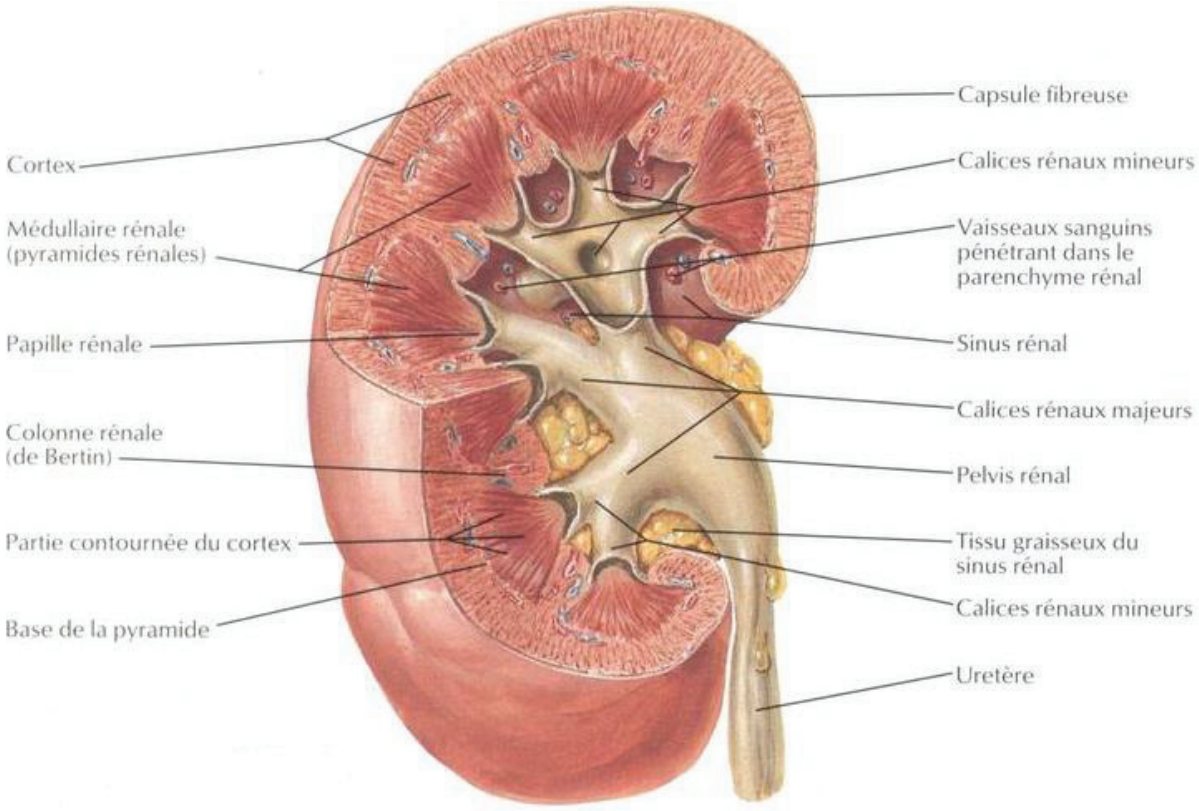


Figure 4 : Anatomie du rein [NET 02]

La structure du rein est complexe. Il est composé par juxtaposition d'environ 1.25 million de structures qui possèdent la fonction de filtration et constituent les unités fonctionnelles du rein : ce sont les néphrons. Les néphrons comportent chacun un petit tube appelé le tube urinifère. Autour de lui s'organise un réseau de capillaires (vaisseaux de très petit diamètre), au niveau desquels les échanges entre le sang et l'urine vont se faire (cf. Figure 5).

La première partie du néphron est constituée par une structure appelée le glomérule ou corpuscule de Bowman. Il s'agit d'une sorte de poche composée d'une double paroi

extrêmement fine où vient se loger un enchevêtrement de toutes petites artérioles, appelé le peloton capillaire du glomérule ou glomérule de Malpighi. Ce petit amas de glandes et de vaisseaux est l'élément qui assure la filtration du sang. Les glomérules de Bowman constituent la partie externe du rein appelée également zone corticale. La deuxième partie du néphron est constituée par le tube contourné. Il fait suite à la capsule de Bowman, et l'on distingue trois segments en forme d'épingle à cheveux que l'on appelle le tube proximal.

A la suite de la capsule de Bowman se trouve l'anse de Henle, puis le tube distal. Chaque tubée débouche dans un canal commun à plusieurs néphrons, le canal collecteur, qui s'ouvre dans le bassinet, au départ de l'uretère. Les tubules profonds constituent la médulla.

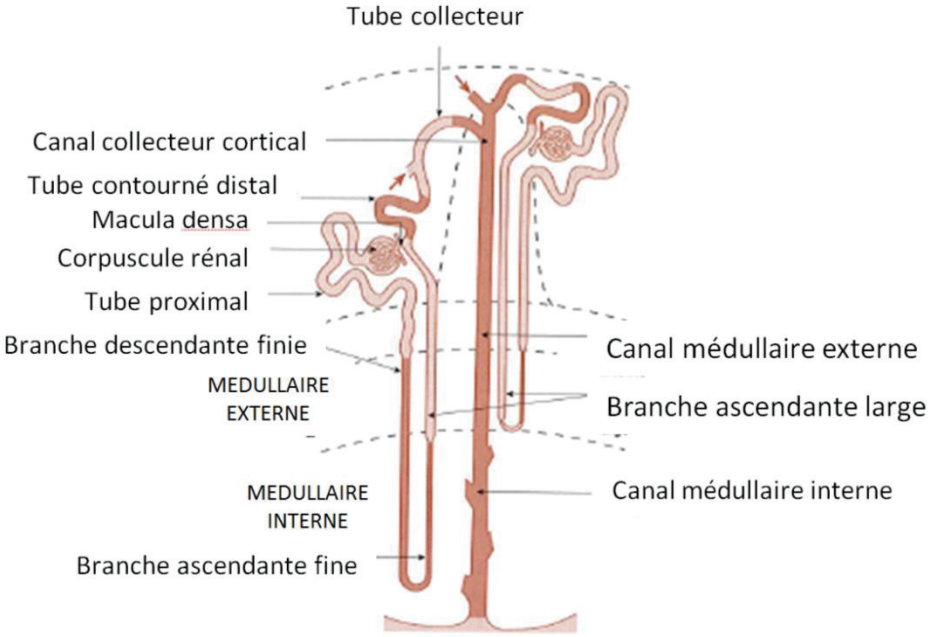


Figure 5 : Schéma d'un néphron [POC 04]

Chaque jour les néphrons drainent 300 fois le sang contenu dans l'organisme, soit environ 1600L en 24 heures. Un homme peut normalement produire 1.5L d'urine par jour. Ce chiffre varie évidemment en fonction de la prise liquidienne, de la transpiration et de l'état de santé en général.

Grâce aux reins, il existe un maintien constant de l'équilibre homéostasique dans le corps, permettant les échanges de l'eau et des sels minéraux à travers l'organisme, ainsi que la régulation de l'acidité sanguine. Les reins sont aussi capables de régulariser l'hypertension artérielle en sécrétant une hormone.

1.1.2.2. Vascularisation

Pour assurer leur rôle de régulation du milieu intérieur, les reins reçoivent une vascularisation importante à partir de l'aorte abdominale, via les artères rénales. Le drainage veineux se fait vers la veine cave inférieure, via les veines rénales. La circulation rénale est régulée par le système nerveux autonome.

La circulation rénale est organisée d'une façon très hiérarchisée (cf. Figure 6). L'artère rénale entre par le hile et se divise en artères interlobaires, qui donnent ensuite

naissance aux artères arquées, cheminant au niveau de la médullaire externe. Les artères arquées donnent ensuite les artères interlobulaires qui remontent à travers la capsule rénale, en se divisant en route pour former les artérioles afférentes de la capsule de Bowman. Les artérioles afférentes donnent naissance aux capillaires glomérulaires au sein de la capsule de Bowman, qu'ils quitteront après s'être réunis en artérioles efférentes.

Les artérioles efférentes du cortex externe donnent naissance à un réseau très riche de capillaires irriguant les capillaires péritubulaires. Le sang des capillaires péritubulaires irrigue tout d'abord les veines stellaires et, de là, les veines radiales corticales et les veines arquées. Par contraste, les artérioles efférentes situées tout près de la médullaire donnent naissance à une série de vaisseaux droits, appelés vasa recta descendants, qui permettent l'irrigation des régions médullaires. Le sang des vasa recta ascendants s'écoule dans les veines arquées.

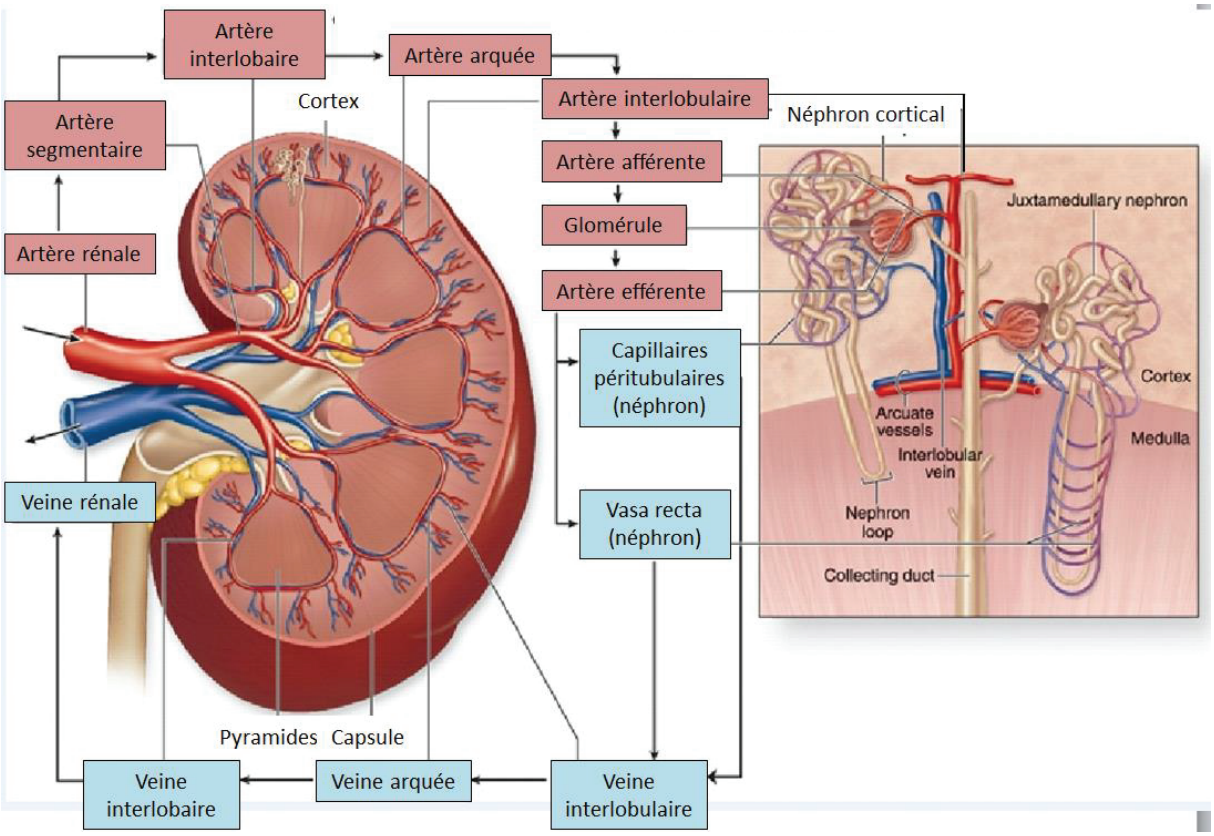


Figure 6 : Schéma de la vascularisation rénale [http://www.austincc.edu/apreview/PhysText/Renal.html]

1.1.2.3. Résistance et pression dans la vascularisation rénale

Chez l'adulte normal, le flux sanguin rénal total (i.e. flux sanguin pour les deux reins) a été évalué à environ 1.25L.min^{-1}, soit à peu près 25% du débit cardiaque au repos. Le cortex rénal a le flux sanguin le plus élevé.

La vascularisation rénale se caractérise par deux systèmes capillaires, glomérulaires et péritubulaires, disposés en série. Les résistances vasculaires ajustables sont situées sur les artérioles afférente et efférente du glomérule. La pression moyenne de perfusion rénale, égale à la pression artérielle moyenne [SHE 06], est d'environ 100mmHg (cf. Figure 7). Une

première chute de pression se produit dans l'artériole afférente, ce qui amène la pression dans le capillaire glomérulaire à environ 45mmHg. Cette pression capillaire élevée, particulière au glomérule, est nécessaire au processus de filtration glomérulaire. Une deuxième chute de pression a lieu dans les artérioles efférentes (naissance du réseau veineux) pour obtenir en sortie veineuse du rein une pression proche de 0mmHg [NAV 98] (cf. Figure 8). Les résistances artérielles rénales sont soumises à une autorégulation qui permet au débit sanguin rénal de ne pas subir de modification lors de variations de la pression artérielle moyenne de perfusion allant de 80 à 160mmHg [SHE 06].

L'urine est quant à elle, expulsée du bassinet par des contractions régulières des parois externes de l'uretère. La pression d'expulsion est d'environ 100mmHg [ADE 06].

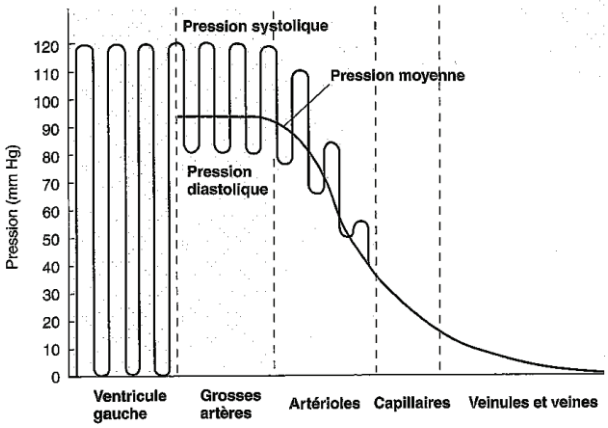


Figure 7 : Evolution de la pression sanguine dans le corps humain [SHE 06]

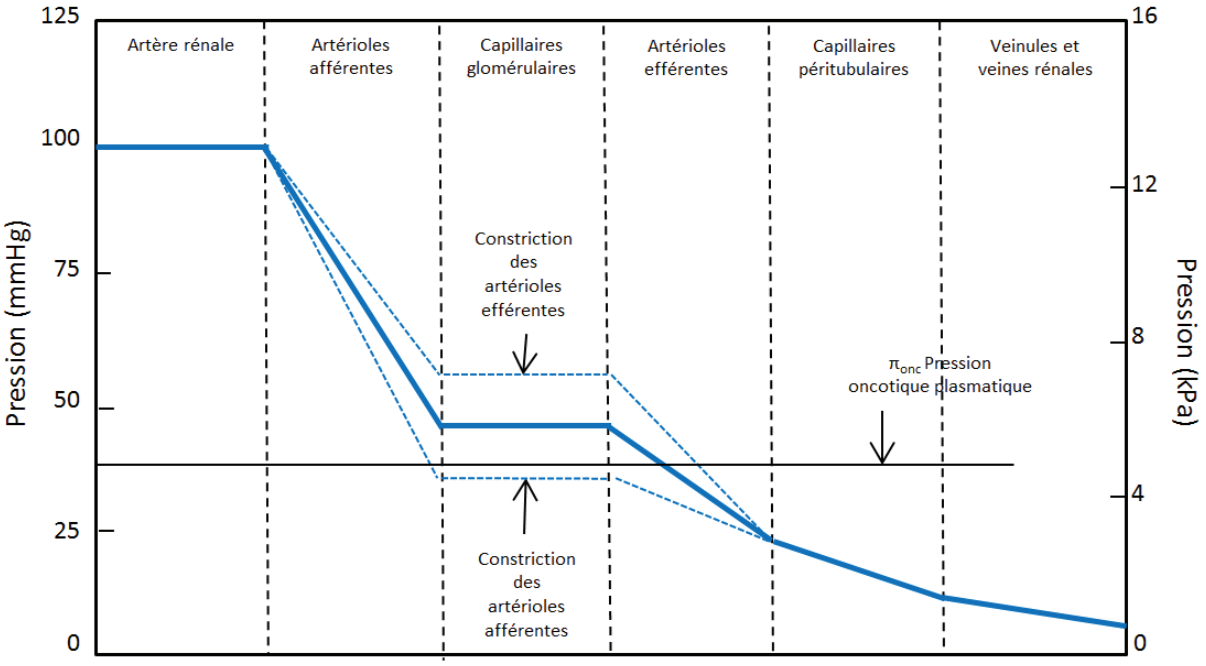


Figure 8 : Diminution de la pression sanguine moyenne à travers la circulation rénale [POC 04]

1.1.2.4. Anatomie comparative

Afin de mettre en place les différents protocoles, des reins de porc seront testés plutôt que des reins humains (plus grande facilité à s'en procurer). D'après Swindle et al. [SWI 98], les reins de porc sont très semblables aux reins humains. Leurs couleurs et leurs rôles sont similaires (cf. Figure 9). Le rein de porc a le même rôle de filtration du sang, avec le même processus, et la même anatomie interne. Cependant, le rein de porc est un peu plus long et large et moins épais que le rein humain. Les dimensions restent toutefois proches.

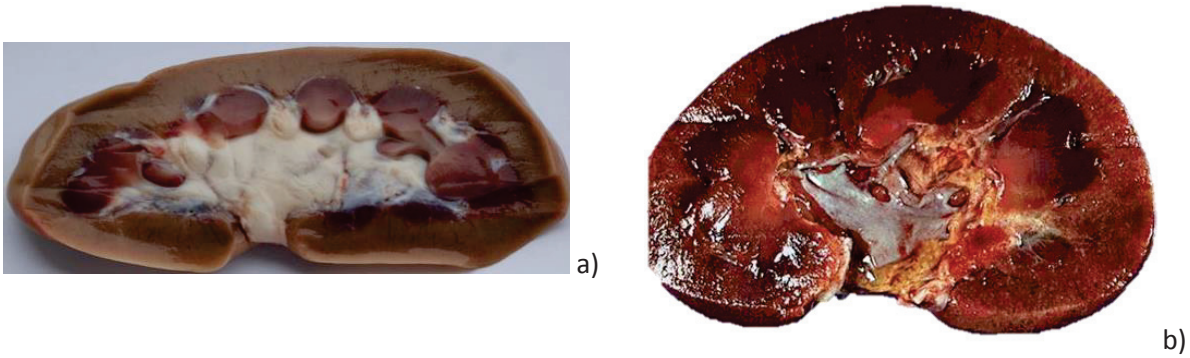


Figure 9 : Photographies comparatives de coupes transversales d'un rein de porc (a) et d'un rein humain (b) Source : www.intellego.fr (a) et www.patgarrettmd.com (b)

Peu d'études comparent les différences anatomiques des deux espèces. Cependant, l'observation des échographies réalisées pour la présente étude du rein de porc et du rein humain dans le même état (*ex vivo* non perfusé) semble montrer des différences dans la structure anatomique interne (cf. Figure 10). En effet, le bassinet est bien délimité sur le porc (ligne médiane), alors qu'il semble être plus diffus et englobé dans un amas graisseux sur l'humain. Inversement, les limites de la médulla sont plus facilement identifiables sur l'humain que sur le porc.

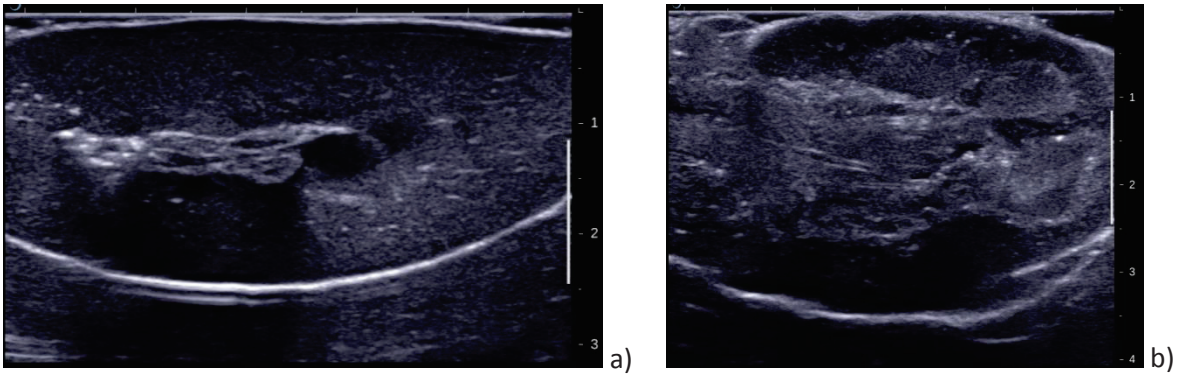


Figure 10 : Echographies en (mode B) d'un rein de porc (a) et d'un rein humain (b) non perfusés

1.1.3. Autres organes de l'abdomen

Nous allons maintenant nous attacher à décrire rapidement les organes creux présents dans l'abdomen, ainsi que le foie et la rate. En effet, ces organes feront l'objet d'études spécifiques et il est donc important de rappeler quelques éléments d'anatomie.

1.1.3.1. Organes creux

Les organes creux se composent de l'estomac, de l'intestin grêle (lui-même composé du duodénum, du jéjunum, et de l'iléum), du côlon et de la vessie.

L'intestin grêle :

L'intestin grêle est la partie la plus longue des organes creux. Il est directement relié à l'estomac et commence à l'angle duodénojéjunal et se termine dans le côlon ascendant. Ce tube creux, long d'environ 6 à 7 mètres, a un diamètre qui diminue – sur toute sa longueur (3cm au départ, 2cm au voisinage de sa terminaison). Il comprend trois parties :

- le duodénum, qui est une structure en forme de C, entourant la tête du pancréas et situé au-dessus de l'ombilic ;
- le jéjunum, qui est situé essentiellement dans le quadrant supérieur gauche de l'abdomen ;
- l'iléum, qui est essentiellement situé dans le quadrant inférieur droit de l'abdomen. Il est directement relié au côlon à la jonction entre le cæcum et le côlon ascendant [DRA 06] [ROU 70].

Le gros intestin :

Le gros intestin est la dernière partie du tube digestif. Il s'étend du jéjuno-ileum à l'anus. Sa longueur est d'approximativement 1.5m. Il comporte le cæcum, l'appendice, le côlon, le rectum et le canal annal (cf. Figure 11). Le gros intestin commence dans la fosse iliaque droite par le cæcum et l'appendice, puis, dans un plan cranio-caudal il monte verticalement jusqu'à la face inférieure du foie (côlon ascendant). Là, il se coude vers la gauche, formant l'angle colique droit (angle droit ou hépatique), puis traverse l'abdomen de droite à gauche, jusqu'à l'extrémité inférieure de la rate (côlon transverse). A ce niveau, le gros intestin tourne vers le bas, formant l'angle colique gauche (angle splénique) et se poursuit par le côlon descendant située dans une gouttière comprise entre le rein et la paroi abdominale, et s'arrête au niveau de la crête iliaque. Il devient le côlon sigmoïde et pénètre dans la partie supérieure de la cavité pelvienne, puis se prolonge le long de la paroi postérieure du pelvis par le rectum et se termine par le canal anal [DRA 06] [ROUV 70]. Le gros intestin a un diamètre interne plus grand que celui de l'intestin grêle et celui-ci diminue du cæcum à l'anus. Son diamètre mesure 7 à 8cm à l'origine du côlon ascendant, 5cm sur le côlon transverse et de 3 à 5cm sur le côlon descendant, puis augmente un peu de calibre sur le côlon sigmoïde.

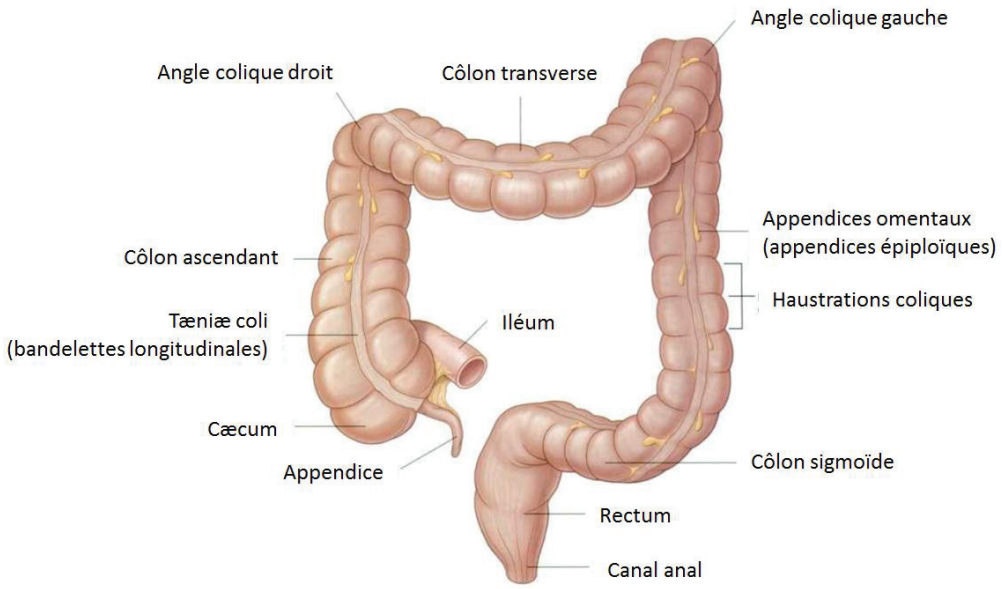


Figure 11 : Schéma du gros intestin [DRA 06]

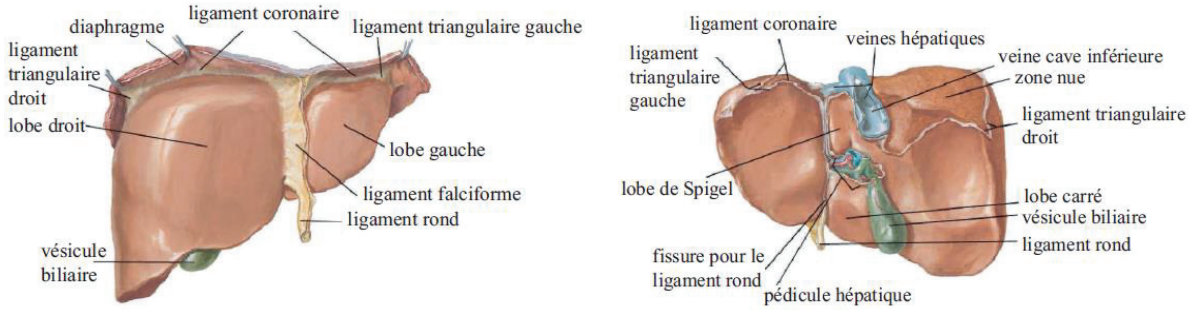
1.1.3.2. Organes pleins

Le foie :

Le foie est l'organe viscéral le plus volumineux du corps humain. Il est situé dans l'hypochondre droit et la région épigastrique, se prolongeant vers l'hypochondre gauche. Le foie présente deux faces : une face diaphragmatique en avant, en haut et en arrière ; une face viscérale en bas. Il pèse typiquement entre 1400 et 1600g et ses dimensions sont, dans une coupe frontale, de 28cm de largeur, 16cm de profondeur, 8cm de hauteur [DRA 06] [ROU 70], ce qui constitue en moyenne 2% de la masse du corps.

Le foie humain est composé de deux lobes majeurs et de deux petits lobes (lobe carré et lobe de Spigel). Le foie est maintenu dans l'abdomen par différents moyens :

- Les vaisseaux qui l'alimentent,
- L'adhérence de la paroi du foie à la veine cave inférieure,
- Le ligament phrénohépatique (sur la face postérieure du foie),
- Les ligaments péritonéaux,
- Le ligament suspenseur,
- Le ligament coronaire,
- Le petit épiploon,
- Du tissu conjonctif très dense qui unit étroitement au diaphragme le segment droit de la face postérieure.



Vue antérieure Vue postérieure

Figure 12 : Anatomie du foie [NET 02]

Le foie est un organe très vascularisé qui reçoit 1500mL/min et contient en permanence 450mL de sang (soit 10% du volume sanguin total). L'apport sanguin du foie se fait de deux manières : par la veine porte qui draine les veines splénique et mésentériques (inférieure et supérieures) et qui fournit les deux-tiers du volume sanguin hépatique, et par l'artère hépatique issue du tronc cœlique qui fournit le tiers restant. La pression moyenne dans la veine porte est comprise entre 7 et 12mmHg [VAN 05] [CHR 72], et celle de l'artère hépatique est la même que la pression aortique du système central (entre 80 et 160mmHg) [GUE 01] [VAN 05] [CHR 72] [SHE 06] (cf. Figure 7). Le retour veineux du foie s'effectue par les veines hépatiques qui se jettent dans la veine cave inférieure et dont la pression est proche de 0-3 mmHg [VAN 03] [CHR 72] [YAZ 96].

La rate :

La rate est un organe abdominal logé, chez l'Homme, dans l'hypochondre gauche, en regard de la 10ème côte. Chez un adulte, elle pèse en moyenne environ 200g. Elle a une forme d'ovoïde. Sa surface supérieure est convexe, tandis que sa surface inférieure est plane. Ses parois sont lisses et s'adaptent aux organes qu'elles touchent : estomac, rein gauche, angle gauche du côlon et diaphragme. Ce sont les organes positionnés autour de la rate qui la maintiennent en place, en particulier le rein, le côlon et le ligament phrénico-colique. Elle est également reliée à l'estomac et au pancréas par les épiploons gastro-splénique et pancréatico-splenique [ROU 70]. La vascularisation artérielle de la rate est assurée par l'artère splénique qui naît du tronc cœliaque. Elle se termine par deux branches principales, supérieure et inférieure, qui pénètrent le hile splénique (cf. Figure 13). La pression artérielle qui rentre dans la rate est quasi identique à la pression artérielle du système central (cf. Figure 7). La pression varie entre 80 et 160mmHg [SHE 06]. La veine splénique chemine en arrière du pancréas. L'union de la veine splénique, de la veine mésentérique inférieure, de la veine mésentérique supérieure forme alors la veine porte, en arrière du corps du pancréas [GUI 13]. La pression en sortie de veine est très faible, inférieure à 15mmHg [SHE 06].

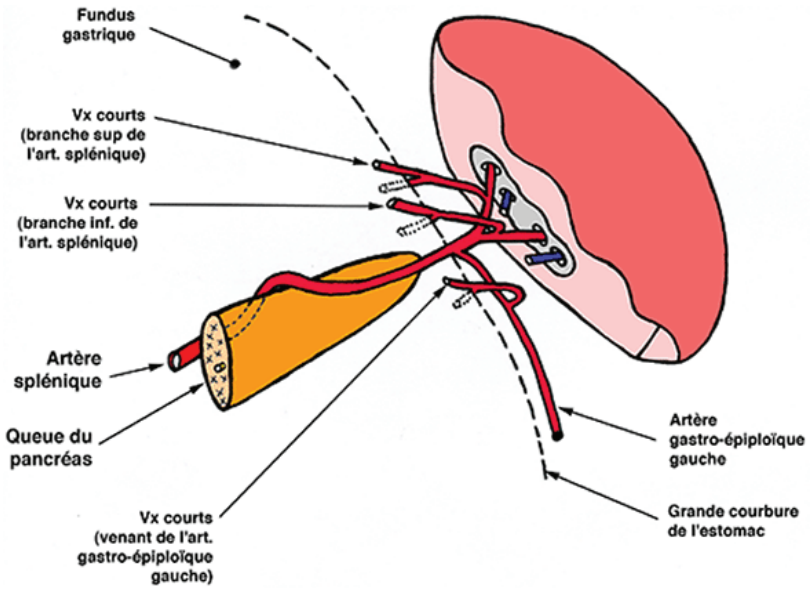


Figure 13 : Terminaison de l'artère splénique [GUI 13]

1.2. Revue épidémiologique : Lésions de l'abdomen

1.2.1. Bilans lésionnels

Cette partie a pour but de donner quelques éléments de contexte sur les lésions de l'abdomen pendant un choc par le biais de travaux recensant des données accidentologiques relatives aux organes abdominaux. La description des lésions observées et la quantification de leur apparition nécessitent des outils de caractérisation de la gravité des blessures.

La sévérité des lésions est évaluée selon l'Abbreviated Injury Scale (AIS) définie par l'Association for the Advancement of Automotive Medicine (AAAM), qui propose de classer la gravité de la blessure sur une échelle de 1 à 6 (Tableau 1). Le score AIS donne une estimation du caractère mortel ou non d'une blessure. L'AIS n'évalue cependant pas les effets combinés lors de multiples lésions. L'AIS maximum (MAIS), représente le niveau d'AIS (pour une région anatomique) le plus élevé pour un patient présentant des lésions multiples.

Tableau 1 : Classification AIS des blessures

Score AIS	1	2	3	4	5	6
Blessure	Mineure	Modérée	Sérieuse	Grave	Critique	Mortelle

Un grand nombre d'études a été mené sur la répartition des lésions de l'abdomen. Ces lésions dépendent de la direction de l'impact (choc frontal ou choc latéral).

Klinich et al. [KLI 10] ont obtenu des données issues de différents types de chocs frontaux et latéraux (à l'avant ou à l'arrière de la voiture). Les lésions à l'abdomen sont plus nombreuses lors de chocs frontaux (cf. Figure 14) et les lésions qui apparaissent le plus souvent sont des fractures de côtes. L'organe le plus souvent atteint lors d'un choc frontal ou un choc latéral sur l'arrière du véhicule est le foie, alors que sur un choc latéral sur l'avant

du véhicule il s'agit de la rate. Les reins et les organes creux sont plus souvent touchés lors d'impacts latéraux à l'avant, qu'en chocs frontaux ou latéraux arrière (cf. Figure 15)

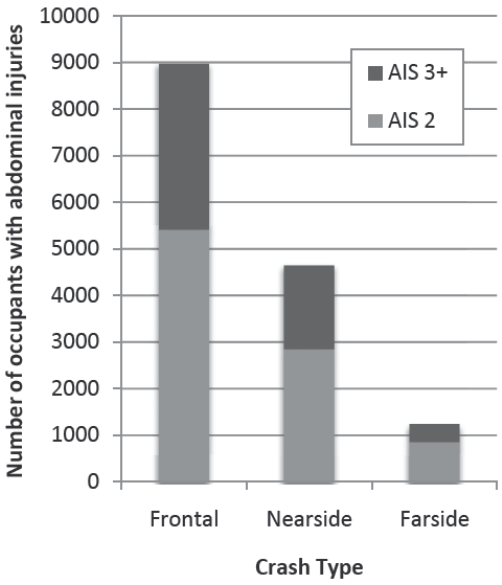


Figure 14 : Nombre estimé d'occupants avant d'un véhicule atteints de lésions AIS2 et AIS3+, chaque année aux Etats-Unis, lors de chocs frontaux, latéraux sur l'avant du véhicule, latéraux sur l'arrière du véhicule [KLI 10]

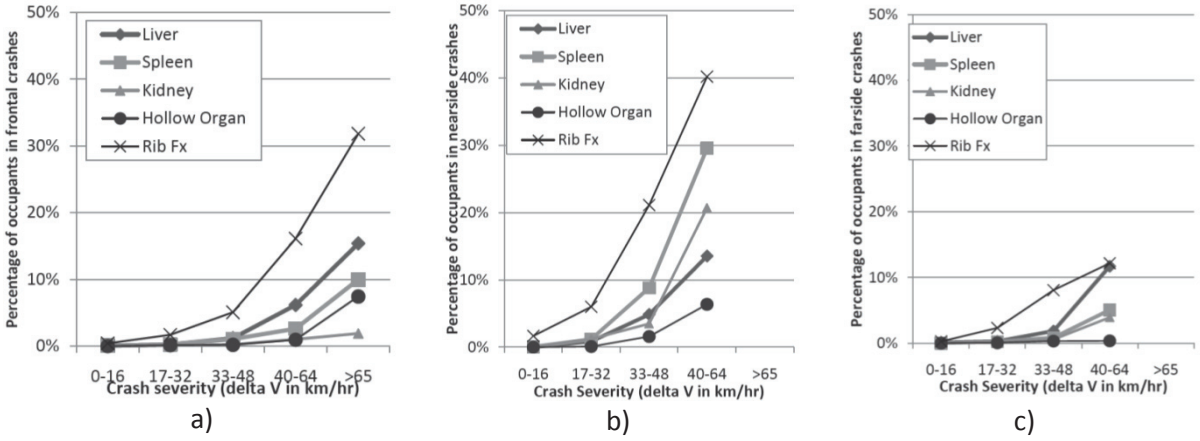


Figure 15 : Pourcentage d'occupants avec des lésions AIS2+ de fractures de côtes et lésions AIS2+ au niveau des organes abdominaux pour les impacts frontaux (a), de côté à l'avant du véhicule (b), de côté à l'arrière du véhicule (c), versus la sévérité de l'impact [KLI 10]

Seules les données de Lamielle et al. [LAM 06], obtenues sur des chocs frontaux, seront présentées par la suite car elles permettent de donner une vue d'ensemble et sont ordonnées en fonction de la sévérité des lésions. Les données présentées ici concernent la répartition fréquentielle (en pourcentage) des lésions abdominales. On peut voir sur la Figure 16 que l'appareil digestif est le plus fréquemment lésé (28% des cas). Ensuite viennent la rate (23% des cas) et le foie (16% des cas). Les reins ne sont que peu souvent lésés (3% des cas).

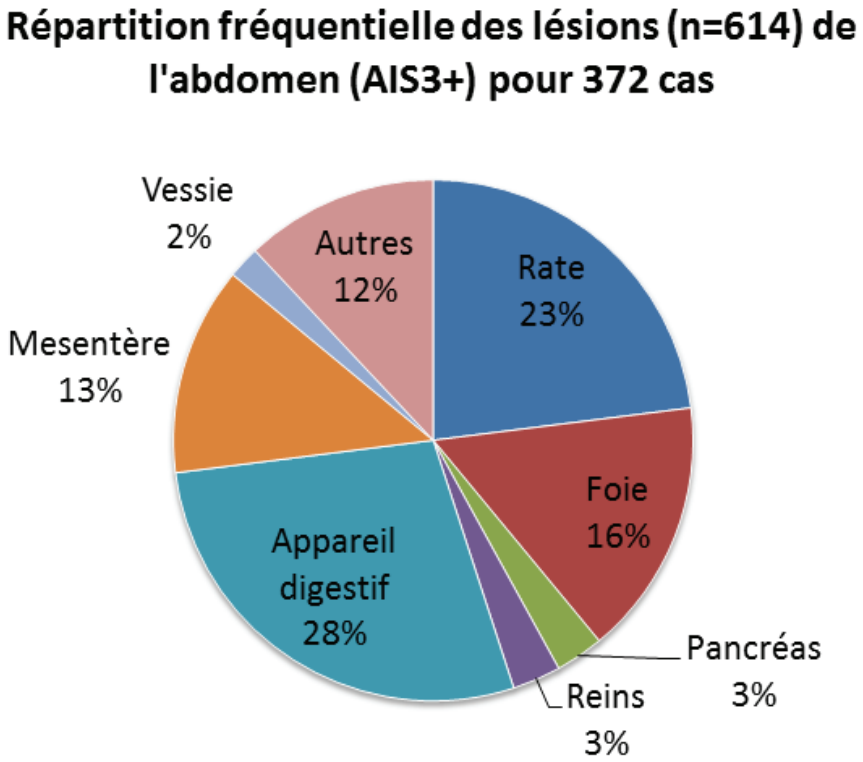


Figure 16 : Répartition fréquentielle des lésions de l'abdomen (AIS3+) en cas de choc automobile [LAM 06]

L'appareil digestif est présenté précédemment comme un ensemble. Ici, les résultats présentés en Figure 17 sont toujours issus de l'étude de Lamielle et al. [LAM 06] et détaillent la fréquence des lésions sur les différents composants de l'appareil digestif. Il semble donc que l'intestin grêle soit la partie la plus lésée de l'appareil digestif.

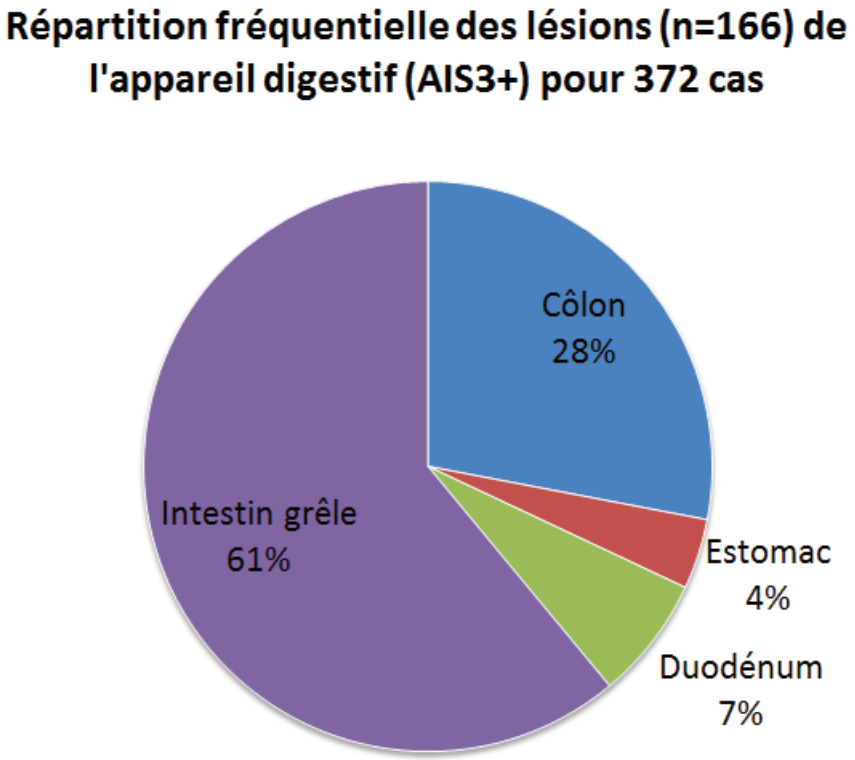


Figure 17 : Répartition fréquentielle des lésions de l'appareil digestif (AIS3+) en cas de choc automobile [LAM 06]

La localisation des lésions du jéjuno-iléum semble clairement identifiée, aussi bien en terme d'anatomie que de fréquence. Il ressort des différentes études, deux zones principales de lésions :

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

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

1.2.2. Mécanisme lésionnel des organes de l'abdomen

Les termes employés pour décrire les différentes lésions proviennent principalement du domaine de la médecine plutôt que de celui de la mécanique. Les types de lésion incluent les lacération, déchirure, perforation, rupture, avulsion (arrachement, contusion (lésion produite par la pression ou le choc d'un corps mousse avec ou sans déchirure des segments (contusion simple))). Les traumatismes des organes pleins se traduisent souvent par des contusions internes, des lacérations de la membrane, du parenchyme, ou des déchirements de leurs systèmes vasculaires ou de leurs systèmes d'attaches. Dans tous les cas, les organes abdominaux pleins, richement vascularisés, l'hémorragie est le bilan clinique ayant l'issue la plus critique.

Les traumatismes des organes creux se traduisent plutôt par des lacérations ou des perforations.

De nombreuses études ont émis des hypothèses quant à la relation entre chargement externe et la déformation interne conduisant à une lésion. On peut par exemple citer l'étude récente de Kremer et al. (2011) qui a émis des hypothèses sur l'effet de la directionalité du chargement sur le risque de lésion du foie : leur hypothèse est qu'en cas d'impact direct sur la zone du foie, le risque lésionnel serait inférieur en choc latéral pur qu'en choc oblique car le foie pourrait s'échapper en avant de la colonne en choc latéral alors qu'il serait plus comprimé contre celle-ci en choc oblique. Cette hypothèse est basée sur des observations externes uniquement et le bilan lésionnel après essai, mais elle n'est pas validée par une observation interne. En général, la proposition de mécanismes lésionnels (souvent par des cliniciens) représente donc une traduction de la compréhension d'un comportement possible basée sur des observations expérimentales ou cliniques. Ces propositions sont donc des mécanismes possibles mais pour l'instant, incertains puisque non validés expérimentalement.

Seule une étude récente [HOW 12], détaillée par la suite (cf. 1.4.2), a mis en évidence la cinématique interne des organes de l'abdomen pendant un chargement, ce qui pourrait permettre en principe de valider des hypothèses de mécanismes lésionnels. Toutefois, seuls deux corps ont été testés et aucune lésion abdominale n'a été générée.

La description qui suit correspond donc à une liste d'hypothèses qui ne sont pas vérifiées. Les traumatismes les plus fréquents résultent de décélérations ou de pénétrations d'éléments dans l'abdomen (ceinture de sécurité, volant, etc.). Certaines suggèrent que dans le cas de décélération, des rotations ou torsions d'organes, ou des déchirements des systèmes d'attaches seraient les mécanismes lésionnels les plus fréquents. Par exemple, dans le cas du foie, lors d'une décélération brutale, il y aurait des mouvements de va-et-vient antéro-postérieurs. Ce serait ces mouvements qui provoqueraient des lacérations de l'organe. Les différentes attaches (ligamentaires et veineuses) seraient alors très sollicitées entrainant ainsi des lacérations ou des étirements. D'autres hypothèses suggèrent que dans le cas d'un choc, et d'une pénétration, l'énergie cinétique est transmise sous la forme d'une onde de choc. Les organes sont, le plus souvent, comprimés soit contre la colonne, soit contre la cage thoracique. Suivant l'importance du choc, la contusion est davantage localisée et associe déchirements d'organe ou lacérations tissulaires. L'énergie transmise peut aussi localement se dissiper par des fractures, ce qui limite la quantité d'énergie reçue par les tissus mous. L'état de distension de l'organe creux joue un rôle important dans son comportement et sa vulnérabilité au choc.

1.2.3. Conclusion

L'ensemble de ces données montre que la prévention des blessures abdominales est un enjeu et que le type de moyens de retenue affecte le bilan lésionnel. Les lésions concernent les organes pleins et les organes creux mais, si de nombreux mécanismes lésionnels ont été proposés, leur validation reste limitée par le manque d'observation du comportement interne. Ceci est problématique à la fois pour la prédiction des lésions et la construction de modèles numériques prédictifs.

Il semble donc important de comprendre les mécanismes de déformation et de lésions des organes de l'abdomen en observant sa réponse interne.

1.3. Caractérisation mécanique des organes abdominaux

1.3.1. Parenchyme des organes

Dans la littérature, de nombreux essais ont été réalisés et s'attachent à décrire le comportement des organes de l'abdomen. Cependant, toutes les expérimentations ne sont pas réalisées sur organe perfusé, et les essais sur échantillons d'organes sont très fréquents.

1.3.1.1. Le rein

Beaucoup d'études réalisées donnent des propriétés de matériaux sur le rein de porc, de bœuf, de singe, de lapin ou d'humain. Ces expérimentations, souvent réalisées sur échantillon, sont soit réalisées en compression, en traction ou en cisaillement [YAM 70] [FAR 99] [NAS 02] [TAM 02] [SNE] [NIC 10]. Les essais matériaux sur échantillons ont généralement pour objectif, d'après les auteurs, de définir des paramètres matériaux qui pourraient être implémentés dans les modèles numériques.

Le Tableau 2 présente un résumé des expérimentations menées sur des échantillons de rein.

Tableau 2 : Tableau récapitulatif des expérimentations menées sur des échantillons de rein

Auteur	Structure testée	Sujets	Tests	Vitesse	Résultats
Yamada [YAM70]	Echantillons Capsule fibreuse	Lapin	Expansion		Pression/expansion Force d'expansion ultime Force d'expansion ultime par unite d'épaisseur
		Humain	Traction		Contrainte/élongation Charge à rupture en traction par unité de largeur Force de traction ultime Pourcentage d'élongation ultime
	Echantillons Parenchyme	Humain	Traction		Contrainte/élongation Force de traction ultime Pourcentage d'élongation ultime
Snedeker [SNE 05] [SNE 06]	Echantillons Parenchyme	Humain	Compression	V=0.005 m/s	Contrainte/déformation Densité d'énergie de contrainte à rupture/vitesse de déformation
	Echantillons Cortex	Porc	Impact	V=1 à 7 m/s	
Farshad [FAR 99]	Echantillons Cortex	Porc	Compression	V=1 à 500 mm/min	Contrainte/déformation en fonction de l'orientation de l'échantillon
			Traction		
			Cisaillement		
Nasseri [NAS 02]	Echantillons Cortex	Porc	Cisaillement	F= 0.01 – 20Hz	Modules complexes de cisaillement en fonction de la fréquence Viscosité Module de relaxation Contrainte/déformation
Tamura [TAM 02]	Echantillons	Porc	Relaxation	V=70 mm/s	Force/déplacement Module de relaxation Paramètre de loi matériaux quasi-linéaire viscoélastique Contrainte/déformation
			Compression	Dynamique	
Pervin [PER 10]	Echantillons Cortex	Bœuf	Compression		Contrainte/déformation
Nicolle [NIC 10]	Echantillon Parenchyme	Porc	Cisaillement	F= 0.01 – 1Hz	Modules de cisaillement complexes Paramètres d'une loi matériaux viscoélastique non-linéaire

1.3.1.2. Le foie

Les essais sur le parenchyme du foie pour définir les propriétés mécaniques sont nombreux. Comme pour le rein, les essais ont été réalisés en traction, ou en compression, ou en cisaillement, sur du foie de porc, de bœuf d'humain [LIU 02] [MAZ 07] [NIC 10] [BRU 10]. Les données récapitulatives sont présentées dans le Tableau 3. L'objectif des auteurs est souvent d'utiliser les propriétés matériaux obtenues, pour les modèles numériques.

Tableau 3 : Tableau récapitulatif des expérimentations menées sur des échantillons de foie

Auteur	Structure testée	Sujets	Tests	Vitesse	Résultats
Yamada [YAM70]	Echantillons Parenchyme	Lapin	Dureté Traction		Contrainte élongation Dureté Résistance à la traction Pourcentage d'allongement à rupture
Carter [CAR 01]	Echantillons	Porc	Indentation	V= 1±0.3 mm/s	Contrainte/déformation
Liu [LIU 02]	Echantillons	Bœuf	Cisaillement	F= 1Hz	Contrainte/temps Module de relaxation Module de viscosité
			Relaxation		
			Viscométrie	0.01 à $1s^{-1}$	
Tamura [TAM 02]	Echantillons	Porc	Compression	Dynamique	Force/déplacement Module de relaxation Paramètre de loi matériaux quasi-linéaire viscoélastique Contrainte/déformation
			Relaxation	V=60 mm/s	
Brunon [BRU 10]	Echantillons Capsule + parenchyme	Porc	Traction uniaxiale	V=0.5mm/s	Déformation locale à rupture Contrainte locale à rupture Mesure de déformation globale
		Humain			
Kemper [KEM 10]	Echantillons Parenchyme	Humain	Traction		Contrainte/déplacement
Nicolle [NIC 10]	Echantillon Parenchyme	Porc	Cisaillement	F= 0.01 – 1Hz	Modules de cisaillement complexes Paramètres d'une loi matériaux viscoélastique non-linéaire
Pervin [PER 11]	Echantillon	Bœuf	Compression		Contrainte/Déformation
Untaroiu [UNT 13]	Echantillons Parenchyme	Bœuf	Traction		Contrainte/déformation Rigidité

1.3.1.3. La Rate

Contrairement au foie ou au rein, peu d'études se sont intéressées aux propriétés mécaniques de la rate. Des essais pour déterminer les propriétés mécaniques sur échantillons de parenchyme de rate de porc en traction uniaxiale [UEH 95], en compression uniaxiale [TAM 02], [ROS 08] (*in vivo* et *ex vivo*) et en cisaillement [NIC 12] ont été réalisés.

D'autres essais ont, eux été réalisés sur de la rate humaine en tension uniaxiale [KEM 12] et par indentation [CAR 01].

Les données bibliographiques collectées sont récapitulées dans le Tableau 4.

Tableau 4 : Tableau récapitulatif des expérimentations menées sur des échantillons de rate

Auteur	Structure testée	Sujets	Tests	Vitesse	Résultats
Carter [CAR 01]	Echantillons de grande taille	Porc	Indentation	V=1±0.02 m/s	Contrainte/Déplacement Force/déplacement
Tamura [TAM 02]	Echantillons	Porc	Compression	Dynamique	Force/déplacement Module de relaxation Paramètre de loi matériaux quasi-linéaire viscoélastique Contrainte/déformation
			Relaxation	V=90 mm/s	
Rosen [ROS 08]	Echantillon	Porc	Indentation	5.4mm/s	Contrainte/déformation Paramètres d'un modèle élastique
Kemper [KEM 12]	Echantillons capsule + parenchyme	Humain	Traction	0.01 s^{-1} 0.1 s^{-1} 1.0 s^{-1} 10.0 s^{-1}	Contrainte/déformation Epaisseur/largeur à rupture
	Echantillons Parenchyme seul				
Nicolle [NIC 12]	Echantillons parenchyme	Porc	Cisaillement	F= 0.1 – 1Hz	Modules de cisaillement complexes Paramètres d'une loi matériaux viscoélastique non-linéaire

1.3.2. Organes de l'abdomen entiers

A l'échelle de l'organe complet, des essais de compression *ex situ* ont été réalisés sur organes perfusés. Le fluide de perfusion utilisé varie suivant les études (eau saline, héparine, eau du robinet, etc.), de même que les pressions appliquées en entrée (artère, ou veine, les deux, ou uretère pour le rein). Généralement la pression appliquée est de l'ordre de celle que l'on trouve dans la littérature *in vivo* (entre 80 et 160mmHg) [SHE 06].

1.3.2.1. Le rein

Quelques études seulement, essaient de tenir compte de la pression de perfusion, soit en testant *in vivo* mais *ex situ* les organes [MEL 73], soit en appliquant une pression de perfusion, proche de celle que l'on peut trouver *in vivo* [SNE 05] [SCH 05] [SCH 06].

Les études ont généralement été réalisées sur des reins de porc. Ils étaient perfusés à 80mmHg dans l'artère [SCH 05] [SCH 06] ou 100mmHg [BSC 02] [SNE 05] et le fluide (eau saline) semblait ressortir par l'uretère. Cependant, aucune donnée n'est disponible sur le changement de géométrie avec la perfusion, ni sur l'influence du fluide ou sur la raideur apparente des reins perfusés versus reins non perfusés. De plus, les données obtenues sont des informations sur le comportement externe de l'organe pendant le chargement (type de lésion, force, énergie, etc.) mais le moment de la lésion est inconnu (données censurées). Seuls trois organes humains ont été testés en tout. Un récapitulatif des essais réalisés est disponible ci-dessous (Tableau 5).

En revanche, de nombreuses études ont été réalisées *in vivo* et ont tenté de quantifier les caractéristiques géométriques des reins humains (ex [EMA 92] [CHE 07] [BEI 09]) sans documenter la part de volume attribuable à la perfusion, ni l'effet de la perfusion sur les propriétés mécaniques. Gennisson et al., [GEN 12] ont évalué l'effet de la pression de

perfusion sur les propriétés mécaniques apparentes *in vivo* de reins de porcs anesthésiés mais n'ont pas quantifié les modifications géométriques résultantes des différentes modifications de pression.

Tableau 5 : Tableau récapitulatif des expérimentations menées sur des reins entiers

Auteur	Pression de perfusion (mmHg)	Fluide de perfusion	Sujets	Tests	Vitesse	Résultats
Melvin [MEL 73]	*In vivo*		Singe	Compression	V=0.05 m/s	Contrainte/déformation Lésions
				Impact	V= 2.5 et 5m/s	
Bschleipfer [BSC 02]	Artère : 100 mmHg	Héparine	Porc	Impact		Energie/déformation Energie/décélération Energie/pression interne Force/déformation
Schmitt [SCH 05] [SCH 06]	Artère : 80 mmHg	Solution saline	Humain (n=3) Porc	Impact	Niveau d'énergie : 1 à 4 J	Force/déformation Maximum Force/Energie d'impact Densité d'énergie de déformation/Energie d'impact Contraintes de Von Mises/Energie d'impact*
Snedeker [SNE 05]	Artère : 100 mmHg	Solution saline	Porc	Impact	V=1-7 m/s	strain energy density at failure/deformation rate*
				Projectile	V=1-25 m/s	
Gennisson [GEN 12]	*In vivo*		Porc			Module de cisaillement axial et transverse

* basé sur l'utilisation de modèles éléments finis

1.3.2.2. Le foie

Les études sur le foie complet sont nombreuses. Il est clair que toutes ne tiennent pas compte de la pression interne du foie. Certaines études ont montré qu'il existait une réelle différence en termes de déformation entre les états perfusés et non perfusés. Ottensmeyer et al. [OTT 04] ont montré que, pour un effort appliqué, la déformation du foie perfusé *ex vivo* est +17% plus élevée que celle d'un foie *in vivo,* et que celle qu'un foie non perfusé est +50% plus élevée qu'un foie *in vivo.* Il faut cependant noter que la comparaison est faite avec des organes qui sont alors *ex vivo* et la géométrie du foie n'est pas la même que celle que l'on peut observer *in vivo.* Ceci suggère qu'il semble essentiel de perfuser l'organe.

Afin de palier à ces problèmes de mise en place et de pression de l'organe, des mesures ont été réalisées *in vivo* [CAR 01]. D'autres essaient de se rapprocher des données perçues *in vivo* en appliquant une pression en entrée par exemple pour déterminer l'effet de la perfusion sur les paramètres viscoélastiques [KER 06]. Les études les plus pertinentes pour le choc semblent être celles réalisées sur foie humain perfusé par Sparks et al. [SPA 04] [SPA 07] [SPA 08].

Un résumé des expérimentations conduites est fourni dans la table ci-dessous (Tableau 6).

Tableau 6 : Tableau récapitulatif des expérimentations menées sur des foies entiers

Auteur	Pression de perfusion (mmHg)	Fluide de perfusion	Sujets	Tests	Vitesse	Résultats
Melvin [MEL 73]	*In vivo*		Singe	Impact	V=2.5 et 5 m/s	Contrainte/ déformation Lésions selon ESI
				Compression	V=0.05 m/s	
Carter [CAR 01]	*In vivo*		Humain	Traction Indentation	V=1±0.3 mm/s	Contrainte/ déformation
Ottensmeyer [OTT 04]	Artère : 100-120 Veine porte : 15-20	Héparine + solution de Ringer	Porc	Indentation		Compliance/ fréquence Déformation/temps
	In vivo					
Sparks [SPA 04]	Artère : 93 Veine porte : 8.4	Héparine	Humain	Impact	V=2.9m/s	Pression interne
Kerdok [KER 06]	Artère : 97±6 Veine porte : 18±2	Sang	Porc	Indentation		Compliance/ fréquence Déplacement/temps Déformation
	In vivo					
Sparks [SPA 07] [SPA 08]	Artère : 100 Veine porte : 9	Héparine	Humain	Impact	V=1-6m/s	Contrainte/ déformation Pressions internes Lésions
Rosen [ROS 08]	*In vivo*		Porc	Indentation	5.4mm/s	Contrainte/ Déformation Paramètres d'un modèle élastique
	Ex vivo non perfusé			Indentation Relaxation Essais à rupture		

1.3.2.3. La rate

Peu d'études ont été réalisées sur la rate complète. Seules deux études ont été trouvées. Stingl et al. [STI 02] ont réalisé des essais corps entiers sur un sled en regardant plus particulièrement la rate et le foie. Dans la seconde étude, la partie sur la rate complète est peu détaillée [KEM 11]. Une troisième étude, réalisée *in vivo* sur le porc [ROS 08] a permis d'obtenir les contraintes et déformations lors d'essais d'indentation. Il ne semble pas y avoir d'autre étude recréant *ex vivo* les conditions de pression *in vivo* comme cela existe sur d'autres organes. Il semble donc intéressant d'étudier le comportement de la rate *ex vivo* lorsque celle-ci est remise en pression.

1.3.3. Conclusion

De nombreuses études ont été menées sur les organes pleins de l'abdomen afin de déterminer les propriétés de matériaux sur échantillon, ou la déformation externe de l'organe pendant un chargement.

On note principalement que lors d'essais sur échantillons, l'organe n'est pas perfusé. Or, comme nous l'avons vu sur le foie, la pression peut affecter la réponse du matériau [OTT 04]. Lors des essais sur organes complets, ceux-ci sont souvent perfusés. Cependant, les effets du fluide de perfusion ou encore de la pression appliquée – variables avec les études – sur les propriétés géométriques et mécaniques des organes n'ont pas été quantifiés. Ainsi, à cause des modifications dues à la perfusion, il n'est pas certain que les propriétés mesurées sur échantillon correspondent à celles des organes entiers, perfusés ou *in vivo*. Il semble donc important de pouvoir quantifier les effets des différents paramètres afin de pouvoir comparer plus facilement les différentes études entre elles et les comparer aux conditions *in vivo*.

De plus, lors d'un chargement, seules les informations sur la déformation externe sont disponibles. Il semble donc important de trouver une méthode permettant d'imager l'intérieur des organes pendant un chargement, en particulier pour le rein qui a une structure assez inhomogène sur le plan anatomique.

1.4. Essais corps complets

1.4.1. Revue de la littérature

Comme exposé précédemment, les mécanismes conduisant à des lésions de l'abdomen peuvent être variés. Si différentes hypothèses peuvent être formulées, elles sont toujours difficiles à valider en l'absence de moyen d'observation interne suffisamment rapide. En l'absence d'études sur sujets volontaires (pour raisons éthiques évidentes), de nombreuses expérimentations ont été réalisées pour analyser les mécanismes et critères de blessures de l'abdomen sur des organes isolés (cf. 1.2) ou sur corps complet (animal ou sujet d'anatomie humain). Ces expérimentations peuvent reproduire des conditions de chargement extrêmes conduisant à des lésions. Une difficulté réside dans la différence de réponse entre un sujet cadavérique et un sujet vivant. La comparaison faite entre les animaux vivants et les animaux morts pourrait permettre d'extrapoler chez l'homme le comportement des tissus du vivant à partir des données sur cadavres.

Les essais rapportés dans la littérature sont nombreux. Un résumé non exhaustif est disponible en Tableau 7. Certains essais reproduisent en choc frontal l'impact avec le volant, la compression de l'abdomen par l'airbag ou encore le chargement de l'abdomen par la ceinture de sécurité. Les paramètres d'essais sont très variables et incluent la localisation du chargement, la masse de l'impacteur, la forme de l'impacteur, la vitesse d'impact, les conditions de retenue du sujet, la position du sujet (tête vers le haut ou vers le bas). Ces essais permettent toutefois d'obtenir des corridors de réponse caractérisant le comportement global de l'abdomen en fonction du type de chargement (par exemple relation entre force et pénétration de l'impacteur pour un chargement volant, airbag, ceinture, impacteur). Ces courbes peuvent ensuite être utilisées aussi bien en modélisation

numérique que pour la conception de mannequins de chocs automobile. Des autopsies sont ensuite réalisées pour observer les lésions et leurs sévérités et essayer de déterminer des relations entre chargement externe et lésion.

Une des difficultés dans ce type d’expérimentation sur corps complet, est d’obtenir des données précises sur les organes ou des données internes en général. La position des organes internes au début de l’essai est généralement inconnue ce qui peut être problématique au vu des variations interindividuelles [BEI 09]. Si certains types d’essais (par exemple en choc latéral avec une surface large comme Kremer et al. [KRE 11]) permettent d’assurer qu’un organe sera chargé, l’absence d’observation interne ne permet pas de suivre l’évolution de la déformation de l’organe.

Tableau 7 : Tableau récapitulatif des essais sur corps entiers

Auteurs	Région / localisation	Type impacteur	Masse (kg)	Diamètre (mm)	Vitesse (m/s)	Pénétration (mm)	Remarques
1974, Schmidt	Abdomen et thorax	Charriot/Ceinture 3 points			13.9		
1985, Nusholtz	Abdomen	Cylindre (pendule)	25 65		3 5 11		
1986, Cavanaugh	Abdomen, bas : niveau L3	Barre rigide	32	25	6.1		
			64		10.4		
			23		4.9		
			19.3		10.1		
1989, Viano	Abdomen/thorax	Pendule, disque	23.4	150	3.6 - 10.2 4 6.7 10	170 max	7.5 cm en dessous xiphoïde 90° impact latéral
	Abdomen (7.5 cm en dessous xiphoïde)	Disque rigide / pendule	23.4	152	4.5 9.7 9.4		Inclinaison 60° Z « ligne blanche »
1989, Viano	Abdomen/thorax	Disque, Pendule	23.4	150	4.5 6.7 9.4	150	
1994, Nusholtz	Abdomen / Au niveau de L2	Tube rigide / Pendule	18		6 10		
2001, Hardy	Abdomen L3 et ombilic	Barre rigide / pendule	48	25	4 6 9	200 max	
		Ceinture			3		
		Airbag					
2004, Yoganandan	Abdomen/thorax	Charriot			6.7		
2006, Foster	Abdomen	Prétensionneur				49-138	
2008, Lamielle	Abdomen	Prétensionneur / ceinture			8-12	80 -109 30-40%comp	

Auteurs	Région / localisation	Type impacteur	Masse (kg)	Diamètre (mm)	Vitesse (m/s)	Pénétration (mm)	Remarques
2008, Yoganandan	Abdomen/thorax	Charriot					Impacts obliques
2011, Kremer	Thorax	Charriot, Airbags			Statique 6.7		
		Plaque	1.6 23.1	150x300	7	~30% comp	Impacts oblique et latéral

1.4.2. Cinématique interne des organes

A l'heure actuelle, il n'existe qu'une seule étude réalisée sur corps complet permettant de donner des informations sur la cinématique interne des organes de l'abdomen. En effet, Howes et al., [HOW 12] ont été capable de déterminer les cinématiques internes de certains organes. Pour ce faire, des cibles radio-opaques ont été positionnées sur le diaphragme, le péricarde, les poumons, le foie, la rate, l'estomac, le mésentère et certains os (la clavicule, les vertèbres, le sternum, les côtes). Les trajectoires des marqueurs ont ensuite pu être imagées grâce à une technique d'imagerie par rayons X biplan à haute vitesse.

Les sujets sélectionnés étaient placés en position inversée (tête vers le bas) et étaient fixés par les vertèbres. Ils étaient perfusés avec de l'eau saline (pression de 7 à 14kPa – soit 52.5-105mmHg) grâce à l'insertion de cathéters dans les deux carotides, les veines jugulaires et les artères et veines fémorales. Les poumons étaient mis en pression entre 5 et 7kPa, avant les essais. L'estomac était vidé puis remplis avec de l'eau saline. Enfin, le gaz présent dans l'abdomen après la préparation du sujet était évacué, autant que faire se peut, à l'aide d'une pompe à vide.

Quatre conditions de chargement ont été appliquées (cf. Tableau 8) : l'impact d'un disque rigide sur le sternum, la lacération d'une ceinture de sécurité sur l'abdomen, l'impact d'un objet cylindrique sur l'abdomen et l'impact d'une barre rigide au niveau de l'ombilic. Une autopsie a ensuite été réalisée, permettant de répertorier les lésions avec leurs degrés de sévérité.

Tableau 8 : Configuration des différents essais réalisés par Howes et al. [HOW 12]

Sujet	Région	Type d'impacteur	Localisation	Masse impacteur (kg)	Diamètre de l'impacteur (mm)	Vitesse (m/s)	Pénétration (mm)
SM75	Thorax	Disque	Xiphoïde	37.5	305	6.7	75
SM81	Thorax	Ceinture	Epaule du conducteur	-	-	3.0	-
SM72	Abdomen	Cylindre	Ombilic	32.2	114	3.0	50
		Cylindre	Ombilic	32.2	114	4.0	50
		Barre	Ombilic	32.6	25.4	6.7	50
SM86	Abdomen	Cylindre	Ombilic	32.2	114	3.4	50
		Cylindre	Ombilic	32.2	114	4.0	50
		Barre	Ombilic	32.6	25.4	6.7	50

Comme pour les autres essais réalisés sur corps complets, les efforts, déplacements, vitesses et pénétrations ont été obtenus. De plus, des pressions en artères et veines ont été mesurées. La compression maximale et le critère de blessure abdominal ($Vitesse_{maximale}$ x $Compression_{maximale}$) ont été estimés pour chaque essai de chaque sujet.

La nouveauté de cette étude réside dans l'acquisition des déplacements internes des organes de l'abdomen pendant un chargement. Cependant, les limitations sont nombreuses. Tout d'abord, seuls quatre sujets, hommes, ont été testés et avec des orientations d'impact différentes, et les impacts abdominaux ne concernaient que deux des quatre sujets. Ces sujets étaient tous très maigres afin de permettre le passage des rayons X et donc la visibilité des marqueurs pour le suivi des trajectoires. Ensuite, les marqueurs étaient placés sur les organes, mais leur localisation anatomique est difficile à définir. En effet, les cibles du foie

étaient implantées profondément à l'intérieur du foie et leur positionnement par rapport à la surface de l'organe n'est pas connu avec précision. La trajectoire ainsi obtenue ne reflète pas celle de l'organe au complet. Enfin, les cibles ne pouvant pas être positionnées trop proches les unes des autres (problèmes de contraste et de dommage de tissus), ces essais ne permettent pas de quantifier les interactions entre les organes et les éventuels glissements ni de calculer des déformations. Les organes creux n'ont pas pu être observés non plus lors de ces essais.

1.4.3. Conclusion

Les essais réalisés sur corps entiers sont nombreux et permettent d'avoir une bonne idée de la réponse globale de l'abdomen soumis à divers types de chargement, orientation du sujet, type d'impacteur, masse de l'impacteur, vitesse de l'impacteur, pénétration, etc. Cependant, ils ne fournissent pas ou peu d'informations sur le comportement interne à l'exception de Howes et al. [HOW 12] pour lequel des informations sont disponibles mais limitées. Ainsi, le besoin d'un moyen d'observation interne du comportement de l'abdomen apparait clairement, en particulier pour l'étude de mécanismes lésionnels.

1.5. Les modèles éléments finis

L'expérimentation sur corps humain est essentielle pour obtenir les propriétés mécaniques des tissus, et tenter de comprendre les mécanismes lésionnels à travers leurs cinématiques et leurs interactions. Toutefois, les essais sont difficiles à mettre en œuvre en raison d'une instrumentation souvent lourde et leur utilisation dans une démarche de conception ou de certification de produit n'est pas possible pour des raisons de reproductibilité, disponibilité de corps et éthique. Les mannequins de choc sont donc typiquement utilisés en substitut mais ils sont très simplifiés et limités dans leur capacité de prédiction lésionnelle, en particulier dans la région abdominale. C'est pourquoi, les modèles numériques sont de plus en plus utilisés en complément des expérimentations et des mannequins, mais aussi comme outil de compréhension.

Les modèles utilisés pour essayer de prédire le comportement du corps humain lors de chocs automobiles sont de plus en plus sophistiqués. Ils correspondent généralement à un homme moyen (50ième percentile). Les trois modèles les plus aboutis et les plus utilisés à l'heure actuelle sont THUMS [KIM 10], HUMOS [SON 09] et GHBMC [THO 12].

Ces modèles incluent tous les éléments anatomiques principaux (os, organes, muscles), et les propriétés mécaniques sont généralement dérivées de la littérature. Comme celles-ci sont très variables, des simulations avec tout ou une partie du modèle sont nécessaires pour effectuer un choix et s'assurer du caractère acceptable de la réponse globale. De plus, il existe cependant des différences importantes au niveau des degrés de détails présents au niveau des organes abdominaux et des hypothèses de modélisation. En ce qui concerne les organes creux, l'estomac est l'organe le mieux représenté en terme de géométrie alors que les intestins, plus complexes, sont souvent modélisés par des sacs remplis d'éléments solides ou de formulations simplifiées (par exemple, de type airbag incompressible [BEIL 12]). La vasculature se limite souvent à l'aorte et à la veine cave, et à quelques ramifications majeures. Des illustrations du modèle GHBMC – qui est relativement détaillé par rapport aux autres – sont proposées en Figure 18.

Le projet GHBMC est le fruit d'un consortium d'industries automobiles qui ont financé des universités partenaires dans le but de proposer un modèle éléments finis de référence, pour améliorer les systèmes de sécurité des véhicules. Dans la première phase, un modèle d'un homme de taille moyenne a été développé en créant un maillage raffiné.

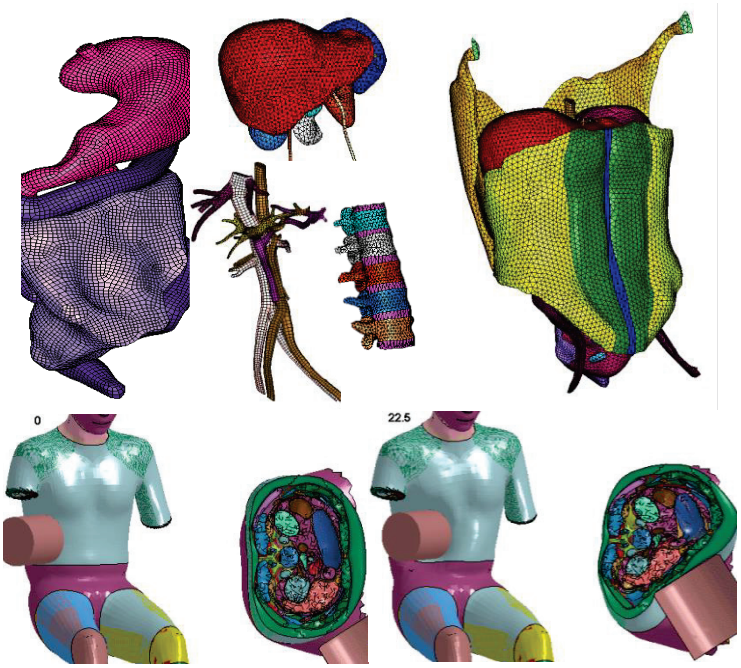


Figure 18 : Exemple de modèle de l'abdomen : modèle du GHBMC. Haut : composants principaux du modèle abdominal. Bas : réponse à un impact [VIA 89]

Les modèles visent à reproduire la cinématique de l'occupant ainsi que les réponses obtenues lors des différentes expérimentations (effort, déplacement, profil externe, etc.). Il faut aussi noter, que les variations interindividuelles liées aux géométries internes (position et forme des organes), n'est pas prise en compte. Celle-ci peut pourtant s'avérer très importante quant à la réponse du modèle lors d'un essai expérimental simulé [BEI 09].

La validation de ces modèles se fait le plus souvent sur la base de corridors expérimentaux et peut inclure plusieurs niveaux (corps entier, ou organes isolés). Toutefois, pour l'abdomen, la validation des modèles est limitée au comportement externe (à l'exception du modèle GHBMC pour lequel une exploitation des données de Howes et al [HOW 12] est en cours au laboratoire). Cette approche ne permet pas de valider les hypothèses de modélisation effectuées (simplification des composants, interactions et glissements, etc). Ceci est problématique car un comportement externe acceptable pourrait être obtenu avec un comportement interne incorrect et inadéquat pour prédire des lésions.

1.6. Synthèse et objectifs spécifiques de la thèse

L'état de l'art qui a été réalisé a permis de mettre en évidence plusieurs points, certains concernant les organes pleins, et la réponse de la région abdominale dans un contexte lésionnel.

Les propriétés de matériau du rein et du foie sont nombreuses, surtout sur échantillons. Les études réalisées sur organes pressurisés existent, cependant les pressions appliquées et les fluides utilisés, diffèrent d'une étude à l'autre. Le nombre d'études sur la rate est plus restreint.

Aucune étude n'a permis de documenter le comportement interne des organes. Toutes s'attachent à décrire le comportement externe de l'organe complet. Le moment de la rupture ou de la lésion ne peut, de plus, pas être déterminé dans ces essais (données censurées), ce qui rend plus difficile la détermination d'une tolérance.

Concernant les essais réalisés sur corps complet, les études sont diverses, ainsi que les modes de chargement. Une étude récente se démarque [HOW 12], qui pour la première fois donne des informations sur la cinématique des organes pendant un chargement. Les résultats sont limités et l'approche est complexe à mettre en œuvre.

L'objectif principal de cette thèse est de mettre au point et d'appliquer des protocoles et méthodologies permettant d'observer le comportement interne des organes ou de la région abdominale, lors d'un chargement rapide en grandes déformations. Pour cela, la méthode d'échographie ultrarapide, qui permet de faire des acquisitions échographiques à plusieurs milliers d'images par seconde sera utilisée. Plusieurs objectifs intermédiaires ont été définis.

(1) D'après la revue de la littérature, perfuser l'organe semble important pour se rapprocher d'un état *in vivo*, toutefois, les valeurs de pression sont variables selon les études. Le premier objectif intermédiaire a donc été de définir une condition de pressurisation à appliquer à l'organe qui permet d'avoir un comportement le plus proche possible de l'état *in vivo*. Cette étude a été réalisée sur le rein de porc.

(2) Le second objectif est le développement d'un protocole permettant d'observer la réponse interne d'un organe isolé mis en condition à l'aide des résultats obtenus grâce au premier objectif. Des essais de compression sur organes isolés et perfusés ont ensuite été réalisés afin d'observer le comportement interne de l'organe pendant un chargement par échographie ultrarapide, technique permettant d'imager jusqu'à 5000 images par seconde. Le protocole a été appliqué essentiellement à des reins de porcs. Des essais exploratoires ont conduits à appliquer ce protocole sur des organes humains (reins, foie, rate).

(3) Le troisième objectif est le développement d'un protocole permettant d'observer la réponse interne de la région abdominale lors d'un impact. Ce protocole se base en particulier sur les acquis et méthodologies des deux premiers objectifs. Des essais sur corps complets ont ensuite été réalisés et ont permis d'observer la réponse interne d'organes, en particulier du côlon et du foie lors d'impacts externes.

Chapitre 2

Influence de la perfusion et de la pression sur les propriétés apparentes du rein de porc

2.1. Introduction

L'étude de la littérature a montré que le comportement mécanique à rupture des tissus biologiques mous et plus spécifiquement des organes pleins, est encore relativement mal connu. De nombreux résultats d'essais sont disponibles dans la littérature, mais les effets potentiels de la perfusion sur la réponse mécanique n'ont pas encore été clairement identifiés. En effet, de nombreuses études rendent compte d'essais réalisés sur échantillons donc sans perfusion [FAR 99], [LIU 02], [NAS 02], [BRU 10], [NIC 10], [KEM 10], [KEM 12], [NIC 12]. D'autres détaillent des essais sur organe où une pression dite physiologique a été appliquée [BSC 02], [SNE 05], [SCH 05], [KER 06], [SPA 07], [SPA 08], [BRU 11] mais aucune de ces études n'a validé le choix de la pression utilisée. Or, la pression physiologique en artère varie entre 80 et 160mmHg, elle est très faible dans la veine et variable dans l'uretère [POC 06] [SHE 06]. Lors de pré-essais, il a été observé que la valeur de la pression appliquée influençait la réponse de l'organe pendant un chargement. Il parait donc nécessaire de choisir une pression réaliste à appliquer à l'organe pour des essais mécaniques, en se basant sur des critères objectifs.

L'objectif des expérimentations détaillées dans ce chapitre est de définir une condition de perfusion réaliste (fluide, vaisseau, valeur de pression) à appliquer à l'organe avant de le soumettre à un chargement. Pour y parvenir, trois objectifs intermédiaires ont été définis. Le premier était de sélectionner un fluide adapté pour perfuser. Le second était d'observer et de quantifier les modifications des propriétés élastiques du rein (par élastographie) lors de l'application de différentes pressions de perfusion. Le troisième était d'observer et de quantifier l'influence de la pression appliquée sur les propriétés géométriques du rein (épaisseur, longueur, largeur) ainsi que sur sa masse. En synthèse, des conditions de perfusion seront sélectionnées en comparant les résultats avec des résultats de la littérature.

Ce chapitre s'applique donc à décrire, dans une première partie, le protocole développé afin de quantifier l'influence de la pression de perfusion sur le rein de porc, ainsi que les techniques employées, notamment celle de l'élastographie par ondes de cisaillement. Les résultats obtenus feront l'objet d'une seconde partie. Puis, ces résultats seront discutés et comparés à des données de la littérature et à des données *in vivo.*

2.2. Matériels et méthodes

2.2.1. Matériel

2.2.1.1. Fluide de perfusion

Dans la littérature, les fluides utilisés pour la perfusion et l'immersion d'organes pleins abdominaux sont divers. Ils incluent l'eau saline [SNE 05], [SCH 05], [SPA 08], l'héparine [BSC 02], [SPA 07], l'eau du robinet [BRU 11], le milieu de culture cellulaire Dulbecco's Modified Eagle Medium (DMEM) [KEM 10], [KEM 12], [UNT 13] le colloïde de Wisconsin (utilisé pour perfuser l'organe en attendant la transplantation), la solution de Ringer [KER 06], et des mélanges d'alcool et d'eau ou d'alcool et d'encre de chine [POT 10].

Le premier objectif était de sélectionner un fluide acceptable pour perfuser le rein. Idéalement, celui-ci devrait permettre la circulation (ne pas obstruer les vaisseaux), avoir des effets permanents limités sur l'organe en termes de changement d'apparence (dégradation), de propriétés mécaniques (comparées aux propriétés *in vivo*), et de déshydratation ou d'absorption du fluide. Ce dernier paramètre s'est révélé le plus limitant.

Plusieurs fluides ont été testés soit en remplissant des poches et en appliquant une pression grâce à la gravité, soit en injectant directement le fluide à la seringue dans l'artère. La liste des différents fluides injectés et leurs effets sont disponibles dans le Tableau 9. Dans cette phase de pré-sélection de fluide, l'évaluation a été qualitative (aspect, gain de masse, perfusion).

La solution saline est largement utilisée dans la littérature [SNE 05], [SCH 05], [SPA 08] et avait donc été sélectionnée pour les pré-essais. Toutefois, elle a semblé avoir des effets néfastes sur les reins testés. D'une part la circulation (entrée en artère, sortie en veine) était rare. D'autre part, les reins se gorgeaient de fluide et augmentaient de taille avec le temps, parfois au point de la rupture visible de la capsule. Leur couleur devenait beaucoup plus claire et ils étaient beaucoup plus rigides au toucher, y compris après arrêt de la perfusion. L'eau du robinet [BRU 10], l'eau déminéralisée, ainsi qu'un mélange de solution saline et d'eau oxygénée [POT 10] ont semblé générer des effets similaires.

L'albumine, conseillée par le Professeur Bayle (néphrologue), a donné des résultats peu concluants : la circulation ne s'est pas établie et la substance a réagi pour former un précipité avec l'urine lors de l'injection dans l'uretère. De la même manière que précédemment, le rein était plus rigide après perfusion

Un mélange d'alcool et d'encre de chine [POT 10] a été injecté dans un rein de porc frais. L'alcool est régulièrement utilisé en mélange des fluides d'embaumement au laboratoire d'anatomie de Lyon afin de faire dissoudre les caillots de sang. La circulation ne s'est pas établie, mais l'encre de chine a permis de voir la propagation du mélange dans les vaisseaux. Le rein semblait beaucoup plus souple au toucher après injection. Afin d'évaluer les effets de la dilution, l'essai a été répété avec de l'alcool pur puis dilué dans de l'eau saline. Ces tests n'ont toujours pas montré de circulation. Par contre, la couleur de l'organe a beaucoup changé (éclaircissement) et il s'est durci.

Un mélange de glycérol et d'eau, dont la viscosité est proche du sang, a semblé rendre le rein plus souple, mais rien ne sortait de la veine. De plus le glycérol est un corps gras qui peut rendre difficile le passage des ultrasons.

Finalement, un liquide de culture cellulaire (Dulbecco's Modified Eagle Medium, DMEM, Gibco®, Paisley, United Kingdom) a été testé. Ce liquide a déjà été utilisé pour immerger le foie [KEM 10] [UNT 13], et la rate [KEM 12] afin de les garder hydratés. Testé sur le rein en perfusion, ce fluide a semblé conduire à moins d'absorption du fluide que l'eau saline. D'autre part, une circulation s'est établie sur certains des reins testés. En l'absence d'autres fluides candidats et d'études quantitatives dans la littérature, ce fluide (DMEM haute concentration en glucose, préparé à partir de poudre) a été choisi comme liquide de perfusion.

Toutefois, ces essais préliminaires ont mis en évidence le besoin de quantifier les effets du fluide de perfusion sur l'absorption de fluide et la rigidité apparente.

Tableau 9 : Récapitulatif des fluides de perfusion testés

Fluides	Raisons pour utilisation	Observations
Eau saline	SNE 05, SCH 05	Absorption importante Rigidification
Eau du robinet	BRU 11	Absorption Rigidification
Eau déminéralisée		Absorption Rigidification
Albumine	Pr. F. Bayle	Formation d'un précipité en uretère Absence de circulation
Alcool + encre de chine	POT 10	Absence de circulation Rigidification
Alcool pur	POT 10	Absence de circulation Changement de couleur Rigidification importante
Alcool + eau saline	POT 10	Absence de circulation Changement de couleur Rigidification importante
Eau oxygénée + eau saline	POT 10	Absence de circulation
Glycérol + eau		Absence de circulation
DMEM	KEM 10, KEM 12, UNT 13	Absorption moins importante que l'eau saline, circulation dans certains reins

2.2.1.2. Dispositif expérimental

Vingt-quatre reins de porcs frais ont été obtenus à l'abattoir de Valence quelques heures seulement après la mort. Selon les employés de l'abattoir, les animaux pesaient près de 130 kg. Après transport en glacières réfrigérées à 4°C, les reins ont été nettoyés de leur graisse et les différents orifices (artère, veine, uretère) ont été identifiés. Chaque rein a été enroulé dans une compresse imbibée d'eau saline, et conservé en chambre froide à 4°C, jusqu'à ce qu'il soit testé. La campagne de test a été réalisée sur 4 jours et les reins ont donc été testés entre 24 et 96 heures après abattage.

Trois poches à urines remplies de DMEM dégazée (afin de limiter la quantité de bulles injectées, néfastes à la propagation des ondes ultrasonores) ont été utilisées pour appliquer les différentes pressions dans l'artère, la veine et l'uretère. Les poches pouvaient être déplacées verticalement. Un mètre ruban fixé à chacune des poches permettait de

contrôler leurs hauteurs respectives et donc la pression appliquée. Des tubes et connecteurs en plastique permettaient d'acheminer le liquide jusqu'à la sonde urinaire placée dans l'artère, la veine ou l'uretère. Des robinets étaient présents sur chaque raccord afin de permettre l'écoulement normal de DMEM de la poche vers le rein, l'évacuation du liquide contenu dans le rein, ou de stopper tout écoulement dans un sens ou dans un autre. Un schéma du montage utilisé est disponible en Figure 19.

Une attente de quelques minutes a été marquée entre chaque modification de pression afin de laisser le temps d'atteindre un équilibre.

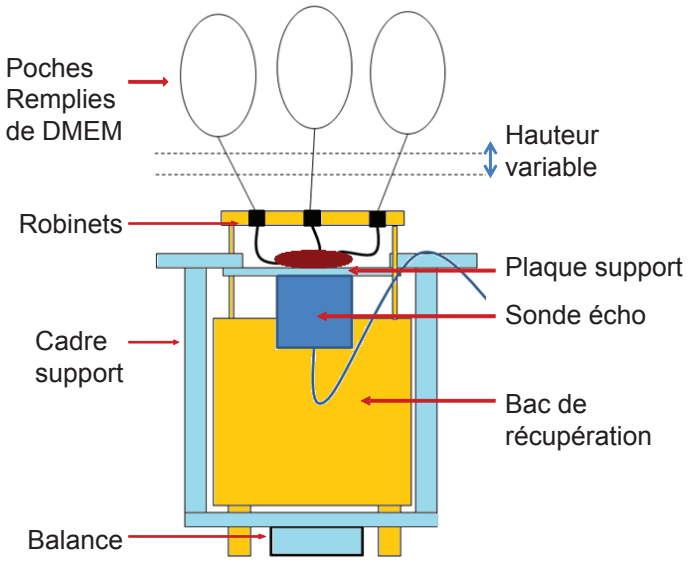


Figure 19 : Montage de l'expérimentation

Pour les essais, chaque rein était positionné sur une table composée d'une plaque de support et d'un cadre. L'ensemble était placé sur une balance (Ohaus NavigatorTM XT NVT10001, 10kg/0.5g) connectée à un ordinateur. Ceci permet de suivre en continu l'évolution de la masse du rein pendant la perfusion. Un bac de réception du liquide de perfusion était placé sous la table. Ce bac reposait sur le sol et sa masse n'était donc pas pesée par la balance

Les propriétés mécaniques du rein (cartes d'élasticité) ont été estimées par élastographie par onde de cisaillement, ou Shearwave elastography à l'aide d'un imageur Aixplorer (Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, France). La sonde échographique était une sonde linéaire de fréquence centrale 8Mhz (SuperLinear™ SL15-4, Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, France). Elle était fixée sous la plaque de support et imageait le rein à travers une ouverture rectangulaire. La section imagée était perpendiculaire à la plaque supportant l'organe, et orientée longitudinalement par rapport à celui-ci (cf. Figure 20). La zone où l'élasticité était mesurée sur l'échographe était réglée à la taille maximale possible sur l'imageur et centrée sur le milieu de la sonde.

Afin d'éviter tout glissement de l'organe lors de la perfusion, du papier de verre était collé à la plaque support sous l'organe. Des photos de face et de dessus ont été prises avant chaque changement de pression afin de suivre les changements de dimension des organes.

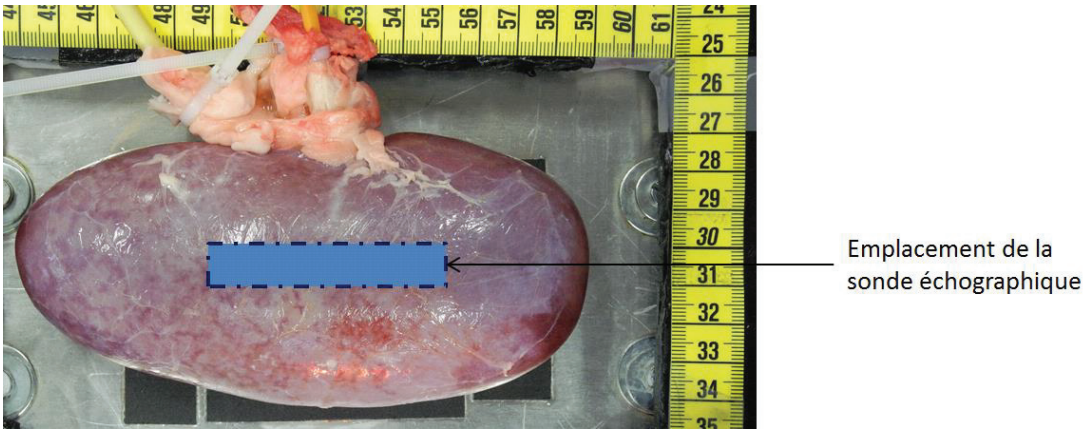


Figure 20 : Position de la sonde échographique par rapport à l'organe, sur une photographie prise de dessus

2.2.2. Principes de la technique d'élastographie par ondes de cisaillement

Les propriétés des tissus pendant l'essai sont obtenues par une sonde échographique et un échographe Aixplorer (Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, France) qui permettent d'estimer le module de cisaillement des tissus (en kilopascals) grâce à la technique d'élastographie par onde de cisaillement (ShearWave elastography).

L'élastographie par ultrasons et une méthode d'imagerie qui a vu le jour il y a plus d'une vingtaine d'années. C'est une méthode non invasive qui vise à estimer le module de cisaillement du tissu de manière à pouvoir aider à la détection d'inclusions rigides (comme les tumeurs par exemple).

Dans sa première forme (élastographie de compression, [OPH 91]), elle s'appuie sur la théorie de la mécanique des milieux élastiques. L'idée est de comprimer légèrement un tissu pendant que des images échographiques sont collectées. Ces images sont utilisées pour calculer des cartes de déformation dues à la compression. Ensuite, en supposant que la contrainte appliquée est homogène, les zones qui se déforment le moins sont les plus rigides et celles qui se déforment le plus, les plus compliantes. Cette approche ne permet donc de fournir que des indications relatives de raideur entre tissus.

Plus récemment est apparue une autre technique d'élastographie développée à l'ESPCI (Paris) : l'élastographie transitoire par ondes de cisaillement (ou ShearWave Imaging selon la dénomination utilisée par Supersonic Imagine). Dans cette technique, l'idée est d'appliquer une impulsion (onde supersonique) afin de générer dans le voisinage une onde plane qui va se propager. L'onde supersonique est directement générée par la sonde sans mouvement global (cf. Figure 21). L'absence d'excitateur mécanique distinct permet d'avoir une image plus reproductible [BER 04].

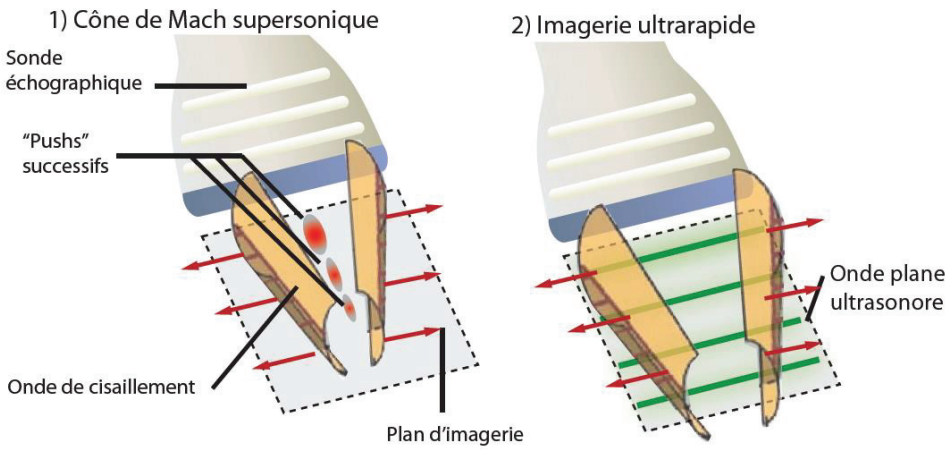


Figure 21 : Principe du Supersonic Shear Imaging [DEF 08]

Les ondes planes se propagent dans le milieu à étudier et les déformations induites par le passage de ces ondes sont estimées à l'aide d'images échographiques collectées à une fréquence élevée (plusieurs milliers d'images par seconde, soit 200 fois plus rapide que la vitesse d'acquisition des échographes conventionnels, [TAN 07] cf. Figure 22). Ces déformations permettent de calculer des cartes de vitesse des ondes de cisaillement qui, en élasticité, sont directement liées au module de cisaillement du milieu ($G=\rho V^2$, avec ρ : la densité volumique du matériaux et V : la vitesse estimée de l'onde). Une fois calculée, la carte de vitesse de propagation de l'onde de cisaillement est visualisée en temps réel sur l'échographe en m/s, ou transformée en module d'Young équivalent (en kilopascals) en supposant que le tissu est incompressible (E = 3G). L'élastographie est donc le couplage d'un système mécanique (qui produit la contrainte) à un système de mesure des déplacements des tissus et, dans le Shearwave Imaging, la barrette échographique intègre donc l'ensemble excitation-imagerie.

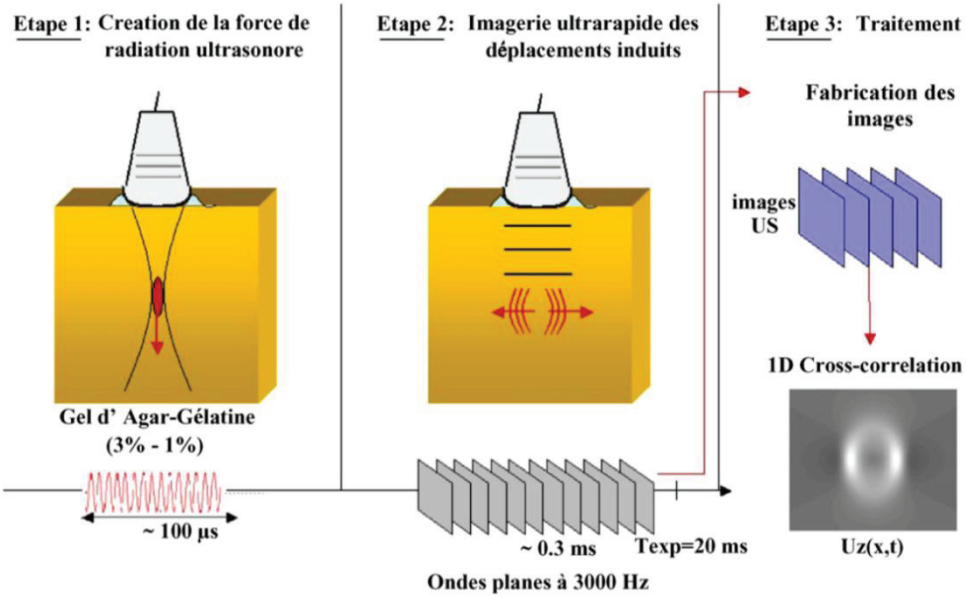


Figure 22 : Etapes de la génération et de l'imagerie ultrarapide d'une onde de cisaillement par une sonde échographique utilisant la pression de radiation ultrasonore [TAN 07]

2.2.3. Matrice d'essais

Une matrice d'essais a été établie en se basant sur des données de la littérature. Elle tient ainsi compte de gammes de pressions mesurées dans le rein humain *in vivo* ou appliquées lors d'expérimentations sur organes isolés :

- Pour l'artère : pressions entre 60 et 160mmHg [STO 70], [NAV 98], [GUA 04], [POC 06], [SNE 05], [SCH 05]. Pour l'étude : les valeurs extrêmes seront décrites (60 et 120mmHg) ainsi qu'une valeur intermédiaire.
- Pour la veine : pressions entre 0 et 10mmHg [STO 70], [NAV 98]. Pour l'étude : l'application de 10mmHg par gravité est délicate due à la hauteur nécessaire. Une pression de 25mmHg a donc été sélectionnée.
- Pour l'uretère : pressions par contractions régulières de 100mmHg [BSC 02], ou application de pression arbitraire de 80mmHg dans des essais isolés [SCH 05]. Comme la pression sera appliquée de manière statique (et non par contractions), une valeur inférieure à 100mmHg (soit 60mmHg) a été sélectionnée.

La matrice d'essais vise à couvrir ces conditions de manière séquentielle. Les différentes étapes avec les valeurs de pression appliquées sont présentées dans le Tableau 10. Dix étapes au total ont été sélectionnées entre l'état *ex vivo* initial sans perfusion et la fin de l'essai, où tous les orifices étaient positionnés à l'échappement et une compression manuelle était appliquée sur le rein afin de faire ressortir le fluide absorbé par le rein.

Tableau 10 : Matrice d'essais de perfusion

Pression en artère (mmHg)	Pression en veine (mmHg)	Pression en uretère (mmHg)	Abréviation	Commentaire
0	0	0	0	*Ex vivo sans perfusion*
60	Echappement	0	60_E_0	
80	Echappement	0	80_ E _0	
120	Echappement	0	120_E _0	
80	Echappement	0	80_E _0	
80	25	0	80_25 _0	
0	Echappement	0	0_E _0	
80	Echappement	60	80_E _60	
Echappement	Echappement	Echappement	E_E _E	
Echappement (Fin de l'expérimentation)	Echappement (Fin de l'expérimentation)	Echappement (Fin de l'expérimentation)	E_E _E _Fin	Appui manuel sur l'organe pour faire sortir un maximum de fluide

2.2.4. Traitement des données

2.2.4.1. Module de cisaillement

Des fichiers DICOM contenant les images des échographies et des cartes d'élasticité ont été importés dans le logiciel Imod [KRE 96]. Le cortex, la médulla et le bassin des reins ont été segmentés manuellement (cf. Figure 23a), ce qui permet de déterminer l'épaisseur totale du rein et l'épaisseur moyenne de chaque région (l'épaisseur du cortex, l'épaisseur de la médulla, l'épaisseur du bassinet). La limite entre le cortex et la médulla étant parfois difficile à repérer, les résultats obtenus peuvent donc dépendre de l'opérateur qui a réalisé le contourage. Tous les reins ont été contourés par le même opérateur.

L'imageur fournit une image bitmap représentant la distribution des modules d'Young (E) calculée sur la base du module de cisaillement (μ) en utilisant une hypothèse d'incompressibilité (E=3μ) [BER 04]. Les modules d'Young ont donc été obtenus en utilisant l'échelle de couleurs présente sur les images puis convertis en modules de cisaillement (μ=E/3). Dans ce qui suit, tous les résultats seront présentés sous forme de module de cisaillement.

Le module de cisaillement au sein de chaque région a ensuite été calculé en utilisant la définition de la région sur chaque image. Pour l'analyse, les modules de cisaillement ont été moyennés au sein d'une fenêtre mobile rectangulaire de 2mm d'épaisseur se déplaçant le long de l'axe de profondeur. Ceci permet d'obtenir des courbes de module de cisaillement en fonction de la profondeur. La largeur de la fenêtre a été fixée pour couvrir la zone la plus large possible. Les zones où aucune donnée d'élasticité n'était disponible et celles où le module de cisaillement est au maximum de l'échelle (saturation) ont été considérées comme des artefacts devant être exclus de la zone de calcul. La zone d'élasticité sans artefact évident a été sélectionnée manuellement pour le traitement final (cf. Figure 23b).

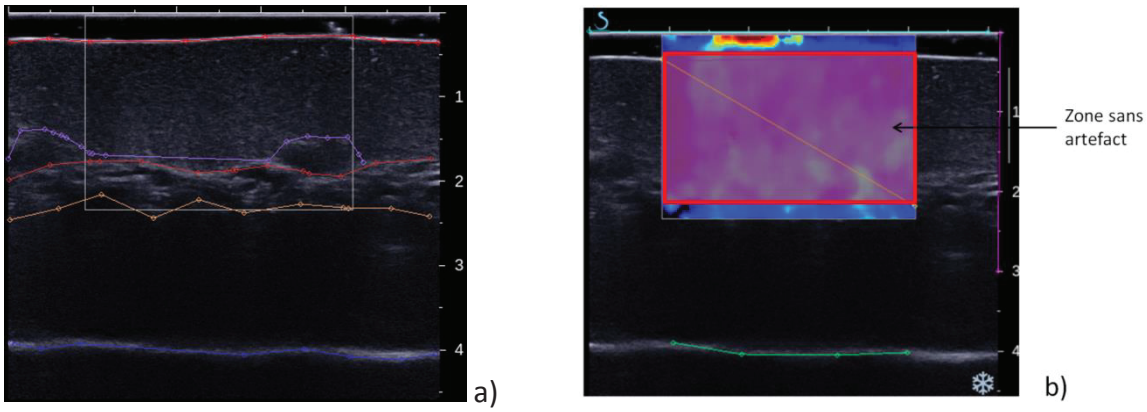
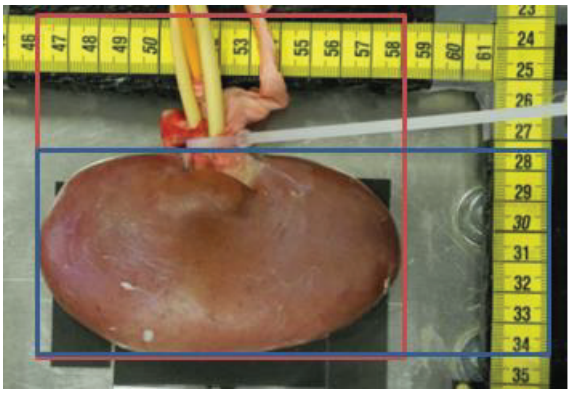


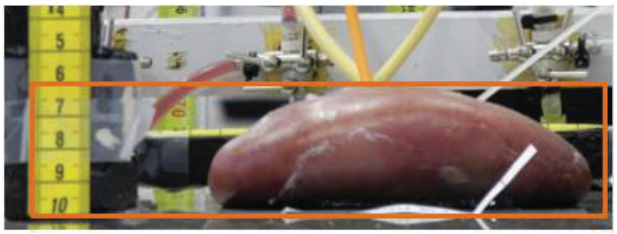
Figure 23: Segmentation manuelle a) des différentes zones internes du rein b) de la zone d'élasticité sans artefact

2.2.4.2. Les mesures externes

Les photographies de face et de dessus (cf. Figure 24) ont été prises à la fin de chaque étape. Elles ont été utilisées pour mesurer la longueur, la largeur et l'épaisseur du rein. Les photographies ont été calibrées au moyen de règles situées approximativement dans le plan de mesure (cf. Figure 24). L'épaisseur a été également calculée dans le plan d'imagerie en utilisant l'image échographique mode B, en supposant que la vitesse d'une onde de compression est de 1540 m/s.



a) vue de dessus



b) vue de face

Figure 24: Mesures de a) longueur, largeur et b) l'épaisseur à partir de photographies (pression 80_E_0, Kid14)

Des tests de Wilcoxon appariés ont été utilisés pour comparer le poids, l'épaisseur, la longueur, la largeur et le module de cisaillement à une profondeur donnée en fonction de l'étape du protocole.

2.3. Résultats

Sur les vingt-quatre reins de porc frais, seulement onze ont pu être utilisés pour l'analyse de données. Parmi les treize autres organes, cinq n'ont semblé perfuser que d'un côté (ce qui peut être dû à une artère coupée trop courte ou une sonde urinaire enfoncée trop loin dans l'artère après séparation de celle-ci), la circulation ne s'est pas établie sur un rein (pas d'écoulement par la veine), et cinq ont été perfusés avec succès, mais les bulles présentes dans le cortex ont créé de nombreux artéfacts sur l'image échographique, ce qui nous a conduits à les éliminer de l'analyse.

2.3.1. Masse

Les résultats obtenus sur la masse à chaque valeur de pression sont disponibles dans le Tableau 11. La masse augmente au cours de l'expérimentation et elle est aussi liée à l'augmentation de pression appliquée. Par exemple, entre 60_E_0 (i.e. 60mmHg dans l'artère, la veine ouverte – positionnée à l'échappement – et l'uretère fermé – i.e. 0mmHg appliqué) et 80_E_0, la masse a augmentée de 19.7% en moyenne ($p<0.001$). Elle diminue

parfois lorsque la pression est réduite. Par exemple, entre les configurations 80_25_0 et 0_E_0, la masse a diminué de 9% en moyenne ($p<0.005$). Par contre, elle ne diminue pas ($p=0.17$) quand la configuration passe de 120_E_0 (273± 43g) à 80_E_0 (278.6 ± 46.5g). Ainsi, à la fin de l'expérience, la masse n'est pas revenue à sa valeur initiale et est 66% plus élevée qu'initialement.

Tableau 11 : Résumé des résultats de la masse (Moyenne±Écart-type), n=11

Configurations	0_0_0	60_E_0	80_E_0	120_E_0	80_E_0	80_25_0	0_E_0	80_E_60	E_E_E	E_E_E_Fin
Masse (g) (n=11)	161.5 ±23.8	185.5 ±36.8	231.1 ±47.3	273.0 ±43.0	278.6 ±46.5	311.8 ±47.7	285.9 ±40.1	309.9 ±39.6	279.3 ±35.5	268.3 ±32.3

Les valeurs de p pour l'ensemble des tests de Wilcoxon entre états sont présentées dans le Tableau 12. Les masses associées aux configurations sont significativement différentes les unes des autres, excepté dans 9 cas sur 45. Toutefois, la superposition d'un phénomène temporel et de l'application de la pression est probable : la masse croît avec le temps (le rein se gorge de fluide de manière irréversible) et varie avec les conditions de perfusion. Les comparaisons entre deux étapes éloignées sont à alors à considérer avec précaution. Par exemple, l'effet temporel pourrait expliquer l'absence de différence apparente entre 120_E_0 et E_E_E_Fin ($p=0.577$) ou au contraire la différence entre 0_0_0 et les conditions finales. Il pourrait aussi expliquer que la baisse de la pression ou la mise à l'échappement d'orifices semblent avoir peu d'effet (entre 120_E_0 et le 2ème 80_E_0, $p=0.175$; de même qu'entre 120_E_0 et 0_E_0, ou entre 120_E_0 et les dernières conditions de la matrice d'essai).

Tableau 12 : Comparaison de la masse entre états : valeurs de p des tests de Wilcoxon. Les valeurs inférieures à 0.05 sont en italique rouge

	60_E_0	**80_E_0**	**120_E_0**	**80_E_0**	**80_25_0**	**0_E_0**	**80_E_60**	**E_E_E**	**E_E_E_Fin**
0_0_0	***0.002***	***0.002***	***0.001***	***0.001***	***0.001***	***0.001***	***0.001***	***0.001***	***0.001***
60_E_0	1	***0.001***	***0.001***	***0.001***	***0.001***	***0.001***	***0.001***	***0.001***	***0.001***
80_E_0		1	***0.001***	***0.002***	***0.001***	***0.002***	***0.001***	***0.003***	***0.019***
120_E_0			1	0.175	***0.001***	0.175	***0.002***	0.638	0.577
80_E_0				1	***0.001***	0.469	***0.003***	0.898	0.278
80_25_0					1	***0.003***	0.577	***0.001***	***0.001***
0_E_0						1	***0.002***	0.375	***0.002***
80_E_60							1	***0.001***	***0.001***
E_E_E								1	***0.001***

2.3.2. Propriétés externes

L'ensemble des données des propriétés externes (épaisseur, longueur, largeur) pour les différentes configurations sont disponibles dans le Tableau 13. Les deux approches pour mesurer l'épaisseur du rein (externe par les photographies et internes par les images échographiques) ont donné des résultats très similaires : moins de 3.5% d'écart ont été observés (cf. Tableau 13), en dépit du fait que la mesure basée sur l'image échographique n'était pas nécessairement dans le plan où l'épaisseur était la plus importante.

Tableau 13 : Tableau comparatif des résultats d'épaisseur totale du rein mesurée à partir des photographies et des échographies et données expérimentales des longueurs et largeurs mesurées

Configurations	Ép. Moy. Interne (mm) Écart-type n = 11	Ép. Moy. Externe (mm) Écart-type n = 11	Écart (photo-écho)/photo	Longueur (mm) (n=11)	Largeur (mm) (n=11)
0_0_0	25.9 ± 0.8	29.5 ± 2.1	12.2 %	130.4 ± 11.5	67.3 ± 3.8
60_E_0	28.3 ± 1.8	32.9 ± 3.5	13.9 %	132.4 ± 11.2	69.5 ± 4.2
80_E_0	34.5 ± 2.1	37.9 ± 5.3	9.0 %	135.5 ± 11.2	71.5 ± 3.9
120_E_0	41.3 ± 2.1	42.9 ± 4.1	3.7 %	139.0 ± 11.7	72.6 ± 4.1
80_E_0	43.0 ± 1.4	43.5 ± 4.2	1.2 %	139.2 ± 11.8	73.3 ± 3.8
80_25_0	49.2 ± 1.1	47.9 ± 3.0	- 2.7 %	142.8 ± 12.1	80.9 ± 4.3
0_E_0	44.8 ± 1.2	44.2 ± 3.0	- 1.3 %	142.4 ± 12.8	73.6 ± 3.9
80_E_60	49.0 ± 1.2	47.7 ± 2.4	- 2.7 %	142.0 ± 12.3	73.0 ± 3.8
E_E_E	43.8 ± 1.2	41.9 ± 2.6	- 4.4 %	140.8 ± 12.8	73.6 ± 3.7
E_E_E_Fin	38.2 ± 1.3	40.8 ± 12.3	6.4 %	142.7 ± 12.9	74.6 ± 3.4

L'épaisseur externe augmente avec la pression appliquée et elle est linéairement corrélée (R^2=0.98) avec la masse (cf. Figure 25). À la fin de l'expérience, le rein n'est pas revenu à son épaisseur initiale et a conservé une moyenne de 42% d'épaisseur supplémentaire par rapport à son état initial.

Concernant la largeur et la longueur, les augmentations étaient moins importantes (au maximum 8% pour la largeur entre 80_E_0 et 80_25_0 et 2.7% pour la longueur entre 80_E_0 et 120_E_0).

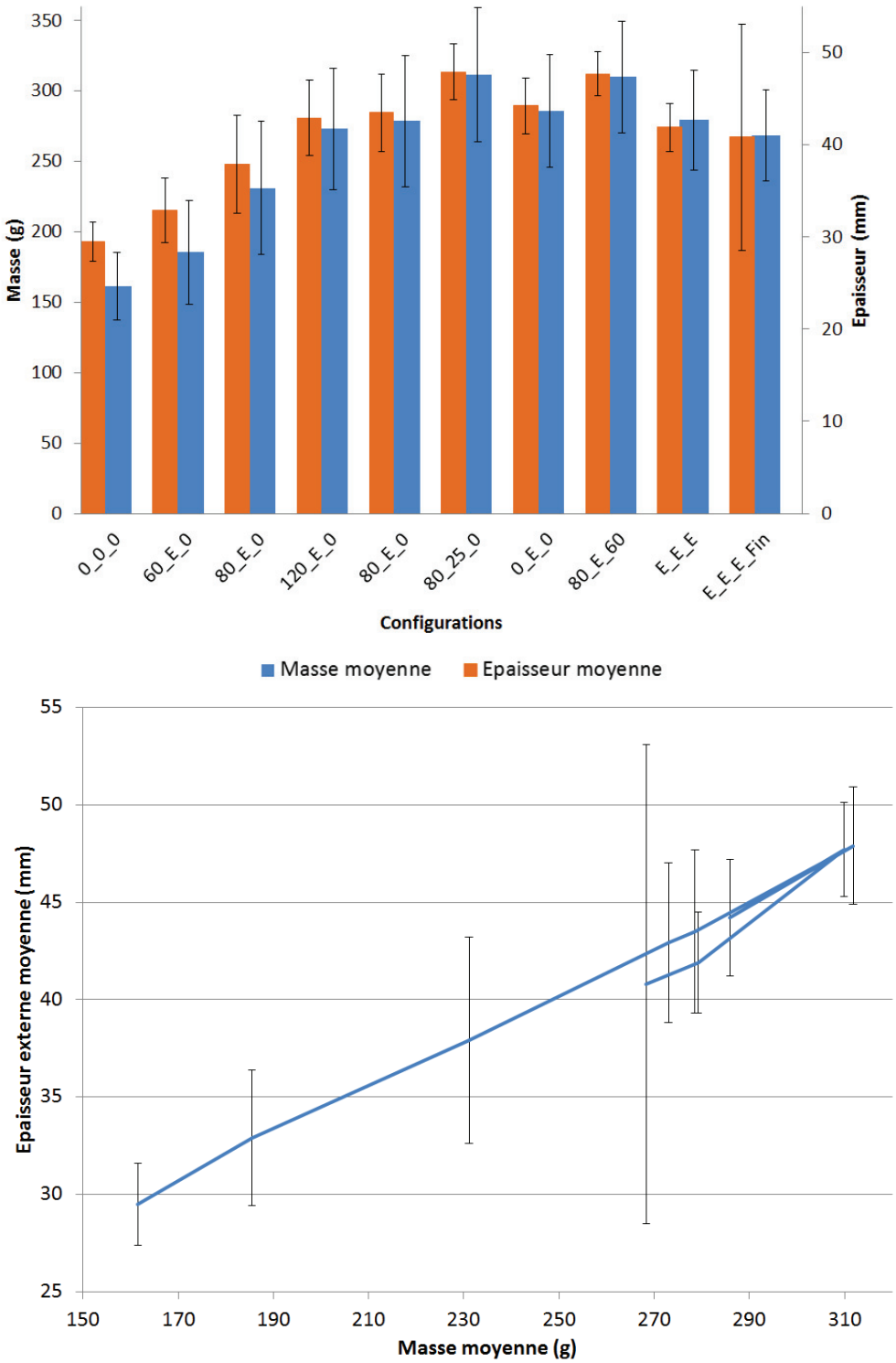


Figure 25: Epaisseur externe moyenne en fonction de la masse moyenne pendant l'essai

Les résultats des tests de Wilcoxon comparant les épaisseurs entre états sont présentés ci-dessous dans le Tableau 14. Dans l'ensemble, les épaisseurs associées aux configurations sont significativement différentes les unes des autres excepté dans 14 cas sur 45. De la même manière que précédemment pour la masse, la valeur d'épaisseur semble croitre avec le temps et avec les variations liées aux conditions de perfusion. La pression et le temps semblent donc être co-responsables de l'augmentation de l'épaisseur et l'effet

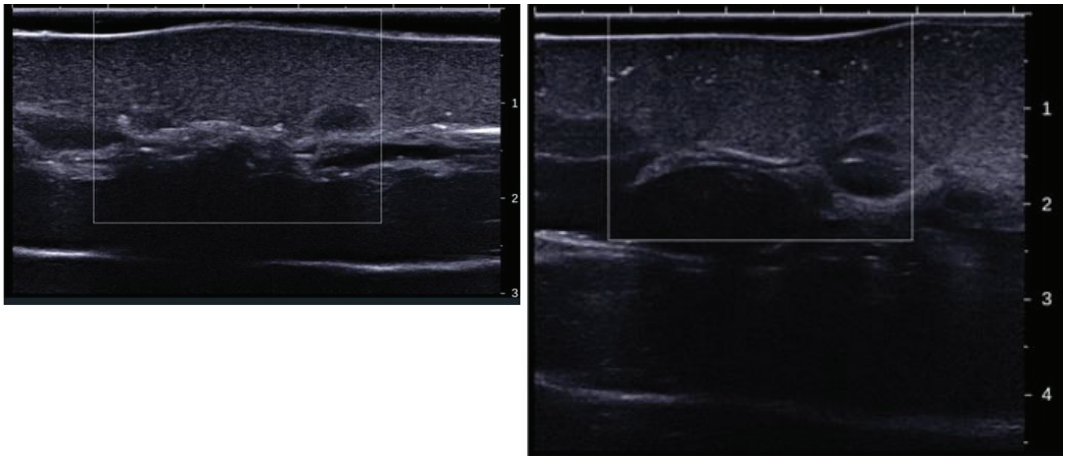
temporel pourrait masquer les effets de l'échappement (par exemple : p=0.413 entre 120_E_0 et E_E_E).

Tableau 14 : Comparaison de l'épaisseur entre états : valeurs de p des tests de Wilcoxon. Les valeurs inférieures à 0.05 sont en italique rouge

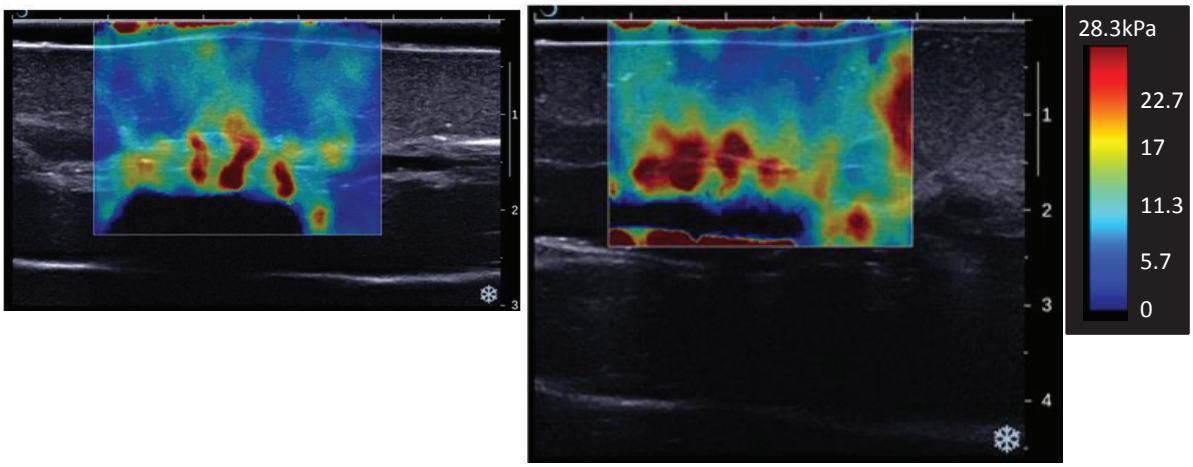
	60_E_0	80_E_0	120_E_0	80_E_0	80_25_0	0_E_0	80_E_60	E_E_E	E_E_E_Fin
0_0_0	***0.019***	***0.002***	***0.001***	***0.001***	***0.001***	***0.001***	***0.001***	***0.001***	***0.001***
60_E_0	1	***0.002***	***0.001***	***0.001***	***0.001***	***0.001***	**0.001**	***0.001***	***0.010***
80_E_0		1	***0.001***	***0.003***	***0.001***	***0.002***	***0.001***	***0.032***	0.765
120_E_0			1	0.232	***0.002***	0.320	**0.014**	0.413	0.083
80_E_0				1	***0.002***	0.765	**0.024**	0.240	0.067
80_25_0					1	***0.003***	0.465	***0.001***	0.054
0_E_0						1	***0.005***	***0.014***	0.054
80_E_60							1	***0.001***	0.054
E_E_E								1	0.054

2.3.3. Module de cisaillement apparent

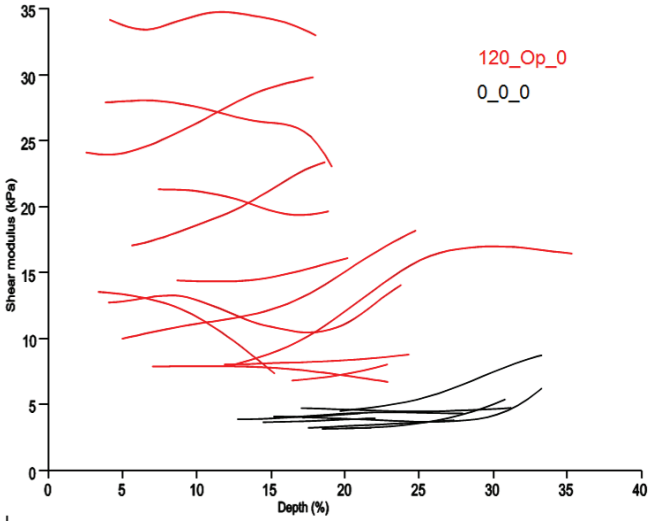
La Figure 26 illustre l'effet de la pression sur les images échographiques et élastographiques, et sur le module de cisaillement du cortex rénal en fonction du pourcentage de profondeur à l'intérieur de l'organe, entre l'état initial (0_0_0) et l'état où la pression était maximale (120_E_0). L'augmentation d'épaisseur du rein entre l'état initial et 120_E_0 est visible sur la Figure 26a. Les cartographies d'élasticité pour chacune des deux pressions sont disponibles sur la Figure 26b. Le module de cisaillement augmente avec la pression dans les différentes zones du rein. La Figure 26c présente les résultats de modules de cisaillement en fonction de la profondeur pour chacun des reins. Dans l'ensemble, le module de cisaillement reste presque constant dans la zone du cortex mais sa valeur augmente avec la pression appliquée. La dispersion entre les reins semble beaucoup plus élevée lorsque la pression est appliquée que dans l'état initial.



a) Images échographiques d'un rein dans l'état initial (Gauche) et 120_E0 (droite). Les échelles sont en cm.



b) Images élastographiques (cartes de modules de cisaillement) d'un rein dans l'état initial (Gauche) et 120_E0 (droite)



c) Module de cisaillement G (kPa) dans le cortex en fonction de la profondeur (%) de la fenêtre mobile entre l'état initial et 120_E0 pour tous les reins testés

Figure 26: Illustration de l'effet de la pression sur la géométrie et les propriétés apparentes du rein

Cette tendance d'augmentation est aussi visible sur les autres configurations où une pression est appliquée. L'ensemble des données obtenues sur le module de cisaillement G, dans le cortex et la médulla est disponible dans le Tableau 15.

Si seules les premières configurations sont considérées, i.e. celles pour lesquelles seule la pression en artère varie, l'effet de la pression sur le module de cisaillement semble non linéaire comme illustré en Figure 27. Il est à noter que le module de cisaillement est revenu à sa valeur initiale (Figure 28) à la fin de l'expérience (réversibilité) alors que la géométrie et la masse ont été affectées de façon permanente (cf. section précédente).

Tableau 15 : Tableau récapitulatif des valeurs de modules de cisaillement du cortex et de la médulla pour chaque configuration

Configurations	Module de cisaillement G (kPa) dans le cortex	Module de cisaillement G (kPa) dans la médulla
0_0_0	4.9 ± 1.8, n =11	9.6 ± 7.1, n=11
60_E_0	7.0 ± 3.7, n=11	11.9 ± 6.8, n=11
80_E_0	9.1 ± 6.1, n=11	8.5 ± 5.8, n= 9
120_E_0	18.0 ± 7.8, n=10	-
80_E_0	12.5 ± 6.0, n=11	-
80_25_0	16.3 ± 5.8, n=11	-
0_E_0	6.8 ± 4.7, n=10	-
80_E_60	16.6 ± 5.7, n=11	-
E_E_E	5.4 ± 2.8, n=10	-
E_E_E_Fin	5.4 ± 3.4, n=10	5.0 ± 2.4, n=7

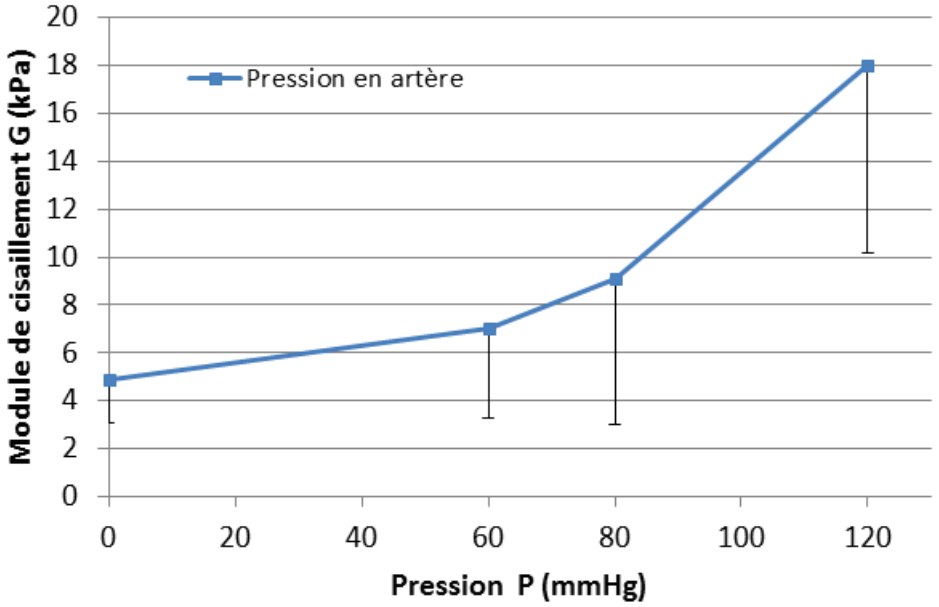


Figure 27 : Moyenne et écart-type du module de cisaillement dans le cortex en fonction de la pression appliquée en artère lors des premières configurations d'essais (n=11 reins sauf 120_E_0 : n=10)

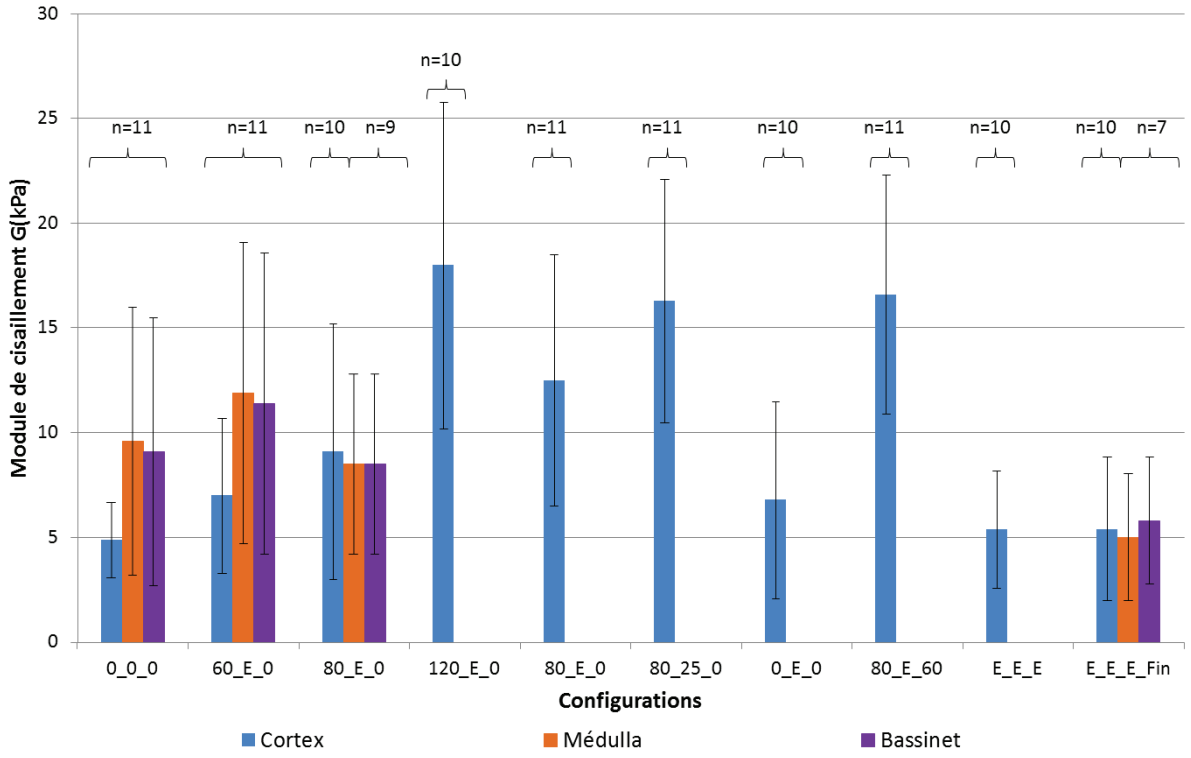


Figure 28: Moyenne et écarts-types des modules de cisaillement par zone anatomique et par configuration d'essai. Le nombre de reins exploitables pour chaque configuration a varié en fonction de la pénétration ultrasonore et est indiqué au-dessus de chaque configuration

Les résultats des tests de Wilcoxon (sur n=10) comparant les modules de cisaillement du cortex entre états sont présentés ci-dessous dans le Tableau 16. Les modules de cisaillement associés aux configurations sont significativement différents les uns des autres dans 25 cas sur 45. Les données statistiques entre l'état initial (0_0_0) et les états non perfusés (0_E_0, E_E_E et E_E_Fin) sont non significativement différentes, ce qui semble confirmer l'effet réversible de la pression sur le module de cisaillement. De même, on constate que les valeurs où la pression est élevée (120_E_0, 80_25_0, 80_E_60), les modules ne sont pas significativement différents. Seule la pression semble avoir un effet sur le module de cisaillement, contrairement à la masse ou à l'épaisseur qui dépendent aussi du temps de perfusion.

La situation semble un peu différente pour la médulla. Pour les quatre configurations pour lesquelles la comparaison est possible, la médulla est statistiquement plus rigide que le cortex au début (60_E_0), mais la différence se réduit et n'est plus significative à 80_E_0 (cf. Tableau 17). Dans la situation finale, la médulla n'est plus différente du cortex mais elle différente de la médulla initiale.

Tableau 16 : Comparaison du module de cisaillement du cortex entre états : valeurs de p des tests de Wilcoxon. Les valeurs inférieures à 0.05 sont en italique rouge

	60_E_0	80_E_0	120_E_0	80_E_0	80_25_0	0_E_0	80_E_60	E_E_E	E_E_E_Fin
0_0_0	***0.010***	0.105	***0.001***	***0.014***	***0.002***	0.625	***0.001***	0.685	0.767
60_E_0	1	0.432	***0.003***	0.083	***0.014***	0.846	***0.001***	0.322	0.557
80_E_0		1	***0.002***	0.160	***0.013***	0.164	***0.004***	0.25	0.129
120_E_0			1	***0.001***	0.465	***0.002***	0.638	***0.002***	***0.002***
80_E_0				1	***0.001***	***0.002***	0.067	***0.002***	***0.002***
80_25_0					1	***0.004***	0.966	***0.002***	***0.002***
0_E_0						1	***0.002***	0.734	0.426
80_E_60							1	***0.002***	***0.002***
E_E_E								1	0.652

Tableau 17 : Comparaison du module de cisaillement de la médulla entre états : valeurs de p des tests de Wilcoxon

	60_E_0	80_E_0	120_E_0	80_E_0	80_25_0	0_E_0	80_E_60	E_E_E	E_E_E_Fin
0_0_0	0.074	0.625	-	-	-	-	-	-	0.5
60_E_0	1	0.625	-	-	-	-	-	-	0.25
80_E_0		1	-	-	-	-	-	-	1
120_E_0			1	-	-	-	-	-	-
80_E_0				1	-	-	-	-	-
80_25_0					1	-	-	-	-
0_E_0						1	-	-	-
80_E_60							1	-	-
E_E_E								1	-

2.4. Discussion

Un protocole a été conçu pour étudier l'effet de la pression de perfusion sur les propriétés d'organes *ex vivo*. Il a été appliqué avec succès sur des reins de porcs frais. Les résultats montrent l'effet de la perfusion et de la pression sur la masse, l'épaisseur et les propriétés mécaniques du rein (module de cisaillement).

2.4.1. Module de cisaillement

Les modules de cisaillement du cortex à l'état non perfusé obtenus dans cette étude, ont été comparés avec les données obtenues sur des échantillons de rein de porc à l'aide d'un rhéomètre [NIC 10]. Les gammes de module de cisaillement obtenues par les deux approches étaient similaires : Nicolle et al. ont mesuré un module de cisaillement complexe

G'=1.6±0.7kPa et G''=1.7±0.5kPa à une fréquence de 0.1Hz et G'=11.5±1.5kPa et G''=42.9±23.1kPa à une fréquence de 400Hz. A partir de ces valeurs on peut en déduire la valeur du module de cisaillement G=1.8 kPa à une fréquence de 0.1Hz et G=4.9 kPa à F=400Hz, ce qui est similaire aux 4.9±1.8 kPa trouvés dans l'étude actuelle. Il est à noter qu'avec la technique d'élastographie utilisée, les fréquences présentes dans le spectre de l'onde de cisaillement sont de l'ordre de 50 à 200Hz ou 300Hz pour du muscle [DEF 08], ce qui semblerait correspondre aux valeurs de fréquences hautes des essais de Nicolle et al. [NIC 10]. Les résultats ont ensuite été comparés aux résultats obtenus *in vivo* sur les reins de porcs anesthésiés [GEN 12]. Quand une pression de 80mmHg a été appliquée à l'artère rénale *ex vivo*, les valeurs de modules de cisaillement moyennes étaient proches des données *in vivo :* pour le cortex, elles étaient de 9.1±6.1kPa dans cette étude et 9.08±2.2kPa *in vivo*, et pour la médulla, elles étaient de 8.5±5.8kPa dans cette étude et 8.7±2.5kPa *in vivo*. Cette pression, de 80mmHg, correspond à la fourchette basse de la pression humaine *in vivo* selon Pocock et al. [POC 06].

La sonde échographique utilisée ne permettait pas d'effectuer une acquisition d'image sur toute la profondeur de l'organe (cf. Figure 23 et Figure 26 a et b). Lorsque l'épaisseur du rein a augmenté, seuls le cortex et le bassinet à proximité de la sonde pouvaient être imagés et les cartes d'élasticité n'étaient pas disponibles pour l'ensemble de l'épaisseur. Cela pourrait être amélioré dans le futur en utilisant une sonde de plus basse fréquence qui est disponible (SL10-2, SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France).

2.4.2. Dimensions *in vivo*

Les dimensions extérieures des organes ont été comparées avec des données *in vivo* et *in situ* sur un porc, mesurées sur un CT-scan par le Dr Cachon à l'école vétérinaire VetAgro (cf. Figure 29). Il est à noter que la masse du porc provenant de l'école vétérinaire était d'environ 60kg contre environ 130kg dans cette étude (porcs issus de l'abattoir). La longueur et la largeur moyennes à l'état non perfusé étaient plus élevées qu'*in vivo* (longueur : 130.4 mm *ex vivo* contre 111.5mm *in vivo*, ou +14.5% ; largeur: 67.3mm *ex vivo* vs 60.4mm *in vivo* ou +10.2%). Par contre et malgré la différence de masse globale, l'épaisseur à l'état non perfusé *ex vivo* était inférieure à celle *in vivo* (29.5mm *ex vivo* vs 37.7mm *in vivo*, soit -27.9%).

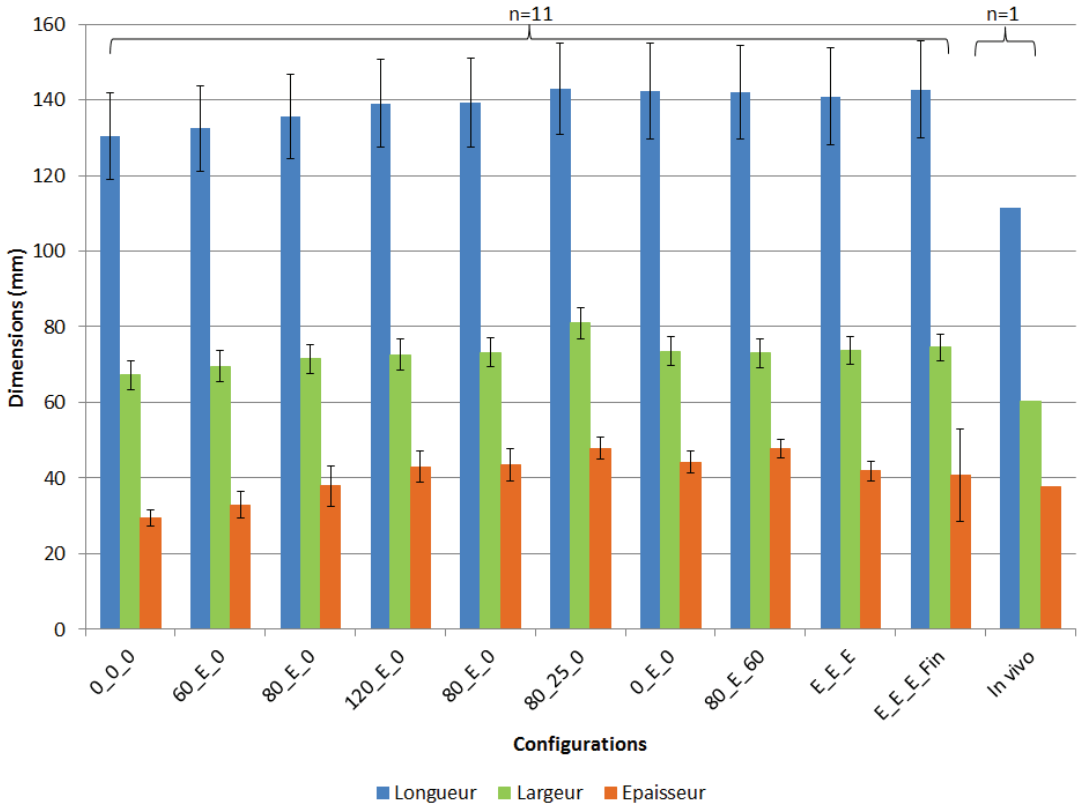


Figure 29: Longueur, largeur et épaisseur (mm) en fonction des différentes configurations *ex vivo* et valeur correspondantes sur un rein de porc *in vivo*

Lorsqu'une pression de 80mmHg est appliquée en artère (premier 80_E_0), cette différence d'épaisseur devient faible (37.9mm *ex vivo* versus 37.7mm *in vivo*, soit +0.4 %). Toutefois, les différences de longueur et de largeur entre 80_E_0 et l'*in vivo* augmentent légèrement et passent à +17.7 % pour la longueur et +15.5 % pour la largeur.

Afin d'essayer de prendre en compte l'écart de taille entre porcs, les ratios entre les dimensions externes ont été calculés (cf. Figure 30). Si le ratio longueur/largeur varie peu avec la perfusion, les autres ratios ont tendance à diminuer avec la pression appliquée et à se rapprocher des valeurs *in vivo*. Ceci suggère que la forme du rein à la première valeur de pression 80_E_0 *ex vivo* (ratio longueur/largeur de 1.89) est plus proche de l'état *in vivo* (ratio de 1.85, soit un écart de 2% environ) que l'état non perfusé (0_0_0). Concernant les deux autres ratios, les écarts entre 80_E_0 et *in vivo* sont plus importants : pour le ratio longueur/épaisseur, l'écart est de 17% (2.96 *in vivo* vs 3.56 *ex vivo*), et pour le rapport largeur/épaisseur, il est de 15% (1.60 *in vivo* vs 1.88 *ex vivo*). Si l'on faisait l'hypothèse que la différence de taille de porc n'affecte pas la forme du rein mais seulement sa taille, l'augmentation de l'épaisseur entre les états non perfusé et perfusé à 80mmHg en artère – qui parait considérable comme illustré en Figure 26 – ne serait pas aberrante. Elle pourrait même être insuffisante pour atteindre une forme similaire. Il faut toutefois noter que l'effet de la gravité et de l'environnement anatomique du rein pourrait aussi affecter la forme (avec une tendance à la réduction de l'épaisseur *ex vivo*). De plus, les données *in vivo* ne sont basées que sur un seul spécimen et plus de spécimens seraient indispensable pour confirmer cette tendance.

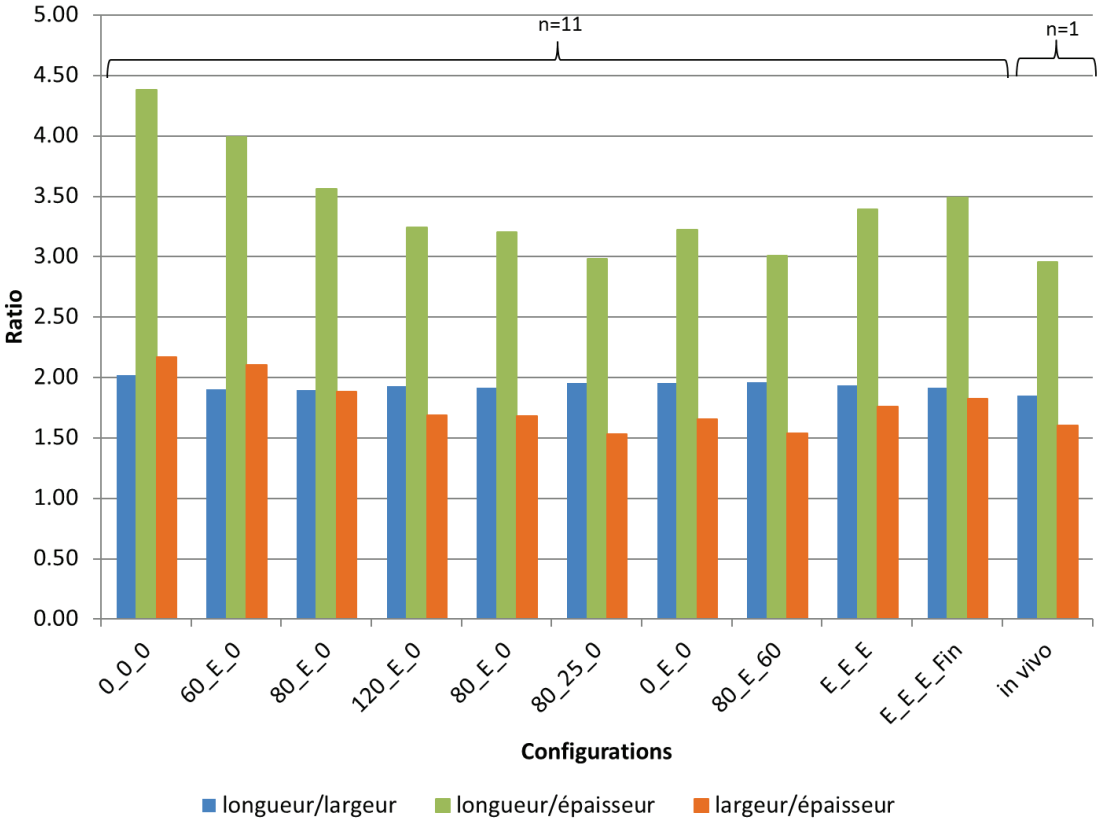


Figure 30 : Ratios des longueurs, largeurs et épaisseurs moyennes, en fonction des différentes configurations *ex vivo* et valeur correspondantes sur un rein de porc *in vivo*

2.4.1. Choix du liquide de perfusion et d'une pression de perfusion pour de futurs essais

Le milieu de culture cellulaire, Dulbecco's Modified Eagle Medium (DMEM) utilisé pour la perfusion a conduit à une augmentation irréversible de l'épaisseur et de la masse. Comme détaillé précédemment (cf. 2.2.1.1), d'autres fluides avaient été testés lors d'essais préliminaires et les effets constatés étaient similaires voire encore plus néfastes pour l'organe. L'absorption de fluide pourrait dépendre du temps d'exposition et un effort pourrait être fait pour minimiser celui-ci dans de futurs essais. D'autres fluides pourraient être étudiés tels que l'urine, le sang ou l'héparine.

La cause exacte de cette augmentation d'épaisseur et la localisation du liquide absorbé à l'intérieur des tissus (per exemple dans les capillaires) ne sont pas connus. Au même titre que la pression, l'absorption du fluide pourrait avoir un effet sur la tension interne des tissus, et donc sur leur propriétés mécaniques apparentes et leur déformation initiale. Ceci a motivé en partie ces travaux visant à trouver des paramètres objectifs permettant de relier l'organe *ex vivo* aux conditions *in vivo*. Si les paramètres étudiés (propriétés mécaniques et géométrie externe) ne permettent pas de séparer les effets respectifs de l'absorption en fonction du temps et de la pression, ils ont permis de mettre en évidence une condition (80_E_0) qui semble relativement réaliste pour simuler l'organe *in*

vivo. Cette pression a d'ailleurs été utilisée par Schmitt et al., en 2005 [SCH 05]. Pour cette condition, les résultats obtenus sur le module de cisaillement semblent en effet très proches de résultats *in vivo* de la littérature. Les augmentations d'épaisseur, de masse et de module de cisaillement du cortex entre cet état perfusé et l'état non perfusé sont de 22.2%, 30.1% et 46.2%, respectivement. Bien qu'élevées, ces variations ne semblent pas aberrantes si l'on considère, en plus des données élastographiques *in vivo*, les données géométriques issues d'un CT-scan porcin. Toutefois, les observations géométriques devraient être confirmées avec plus de sujets, ou une étude comparable sur rein humain (pour lesquels des données IRM sont disponibles).

Les variations conséquentes de module de cisaillement et de géométrie soulèvent la question de l'utilisation de propriétés mécaniques obtenues sur échantillons dans des modèles d'organes entiers (par exemple pour la simulation de l'impact), car les échantillons sont dans un état probablement semblable à l'état non pressurisé. La prise en compte de la déformation initiale des tissus pourrait être essentielle dans ce contexte. D'autres expérimentations pourraient être menées afin de mieux comprendre et de quantifier les déformations initiales, et d'essayer de relier les propriétés élastiques non-linéaires obtenues sur des échantillons avec la réponse de l'organe perfusé.

2.5. Conclusions

Différentes conditions de perfusion ont été appliquées à des reins de porc frais, tout en suivant leur masse, épaisseur, largeur, longueur et module de cisaillement. Les propriétés mécaniques et géométriques de l'organe ont été significativement affectées par la perfusion et la pression appliquée. L'effet observé de la perfusion sur la masse et l'épaisseur était irréversible (absorption de fluide), alors que l'effet sur le module de cisaillement était réversible. Les travaux devraient se poursuivre dans le futur pour mieux comprendre cet effet d'absorption et le minimiser.

Pour l'instant, les résultats suggèrent qu'une pression de 80mmHg appliquée dans l'artère (condition 80_E_0) conduit à un module de cisaillement similaire à celle précédemment publiée et obtenue sur des données *in vivo* de reins de porc et à des déformations non aberrantes. Cette condition parait donc, en l'état des connaissances actuelles, la plus appropriée pour la réalisation de chargements de reins de porc isolés.

Bien que la méthodologie mise au point puisse être applicable à d'autres organes, la disponibilité limitée d'organes d'origine humaine rend difficile la duplication de cette étude pour l'instant.

Chapitre 3

Comportement interne des organes pleins en compression : Méthodologie

3.1. Introduction

On se propose ici de mettre au point un protocole expérimental permettant d'observer le comportement des organes pleins de l'abdomen (rein, foie, rate) durant un chargement rapide.

Ces expérimentations sont réalisées *ex vivo* et *ex situ,* ce qui permet de contrôler les différents paramètres (perfusion, orientation des images échographiques, chargement, etc.) et de faciliter la logistique liée aux essais (nombre d'organes pouvant être testés, etc.).

Ce nouveau protocole a été développé dans un premier temps sur des reins de porc, puis appliqué aux reins humains. Le choix d'utiliser des organes d'origine animale s'est imposé pour deux raisons :

- La disponibilité d'organes est très importante en phase de mise au point et les reins de porc peuvent être facilement obtenus auprès d'un abattoir (rognons), contrairement aux pièces anatomiques humaines ;
- Leurs géométries (interne et externe) ainsi que leurs propriétés matériaux sont très proches de celles des reins humains. Le porc présente de grandes similarités anatomiques et physiologiques avec l'humain [SWI 98] (cf. Chapitre 1).

Les objectifs des expérimentations étaient multiples. L'objectif principal était d'observer le comportement interne des organes lors d'un chargement. Le second objectif était d'évaluer les différences de comportement entre les reins de porc et les reins humains. L'effet de la vitesse sur le comportement interne a aussi pu être quantifié. La reproductibilité des essais a été évaluée, mais uniquement sur reins de porcs.

Le protocole est basé sur la technique d'échographie ultrarapide. Cette technique permet d'imager à une fréquence élevée (plusieurs milliers d'images par seconde) l'intérieur d'un tissu. Cependant, le contraste et la qualité de l'image obtenus sont moins bons que lors d'une échographie dite « classique » (mode B) (cf. Figure 31).

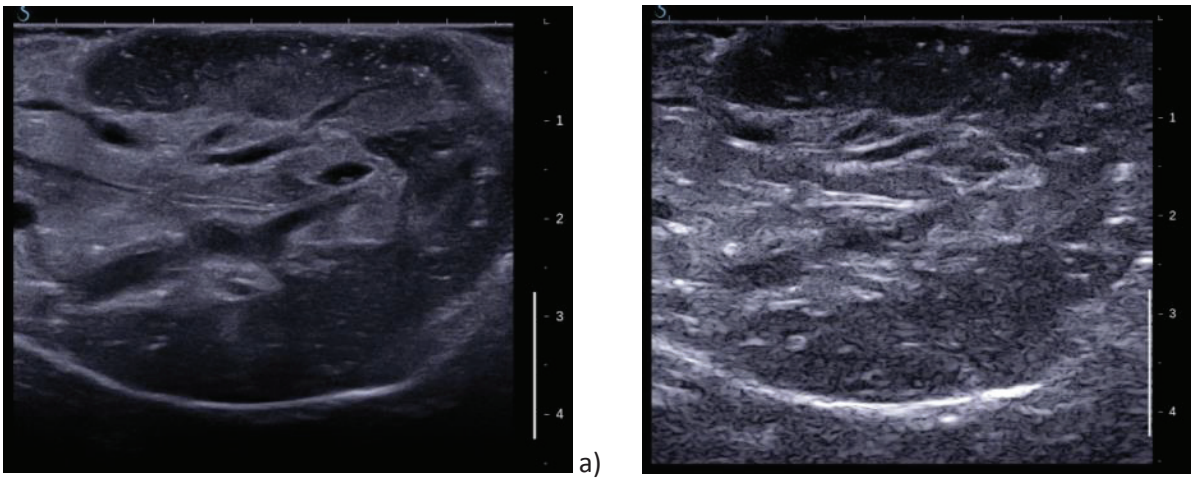


Figure 31 : Images échographiques d'un rein humain perfusé acquises : en mode B (a), en mode recherche (b)

La mise en place du protocole a été initiée avant ce travail de thèse. Une première série d'essais a été réalisée sur des reins de porc frais, perfusés avec de l'eau saline. C'est en se basant sur la première version du montage et sur les résultats préliminaires que les essais ont été développés. Les nombreux essais préliminaires ont permis d'explorer l'influence de différents paramètres : orientations de l'organe pendant le chargement, types d'impacteurs (plaque, indenteur, cylindre), chargements (compression simple, relaxation avec maintien pendant 1 minute ou 30 secondes), vitesses d'essais (0.3m/s, 0.03m/s, 0.003m/s), conditions d'acquisition échographiques (utilisation d'une seule ou de deux sondes, orientation des sondes – parallèles ou perpendiculaires, choix de la sonde). Dans ce chapitre, seul le protocole final appliqué aux reins (de porcs et humains) mis en place sera détaillé (un seul type d'impacteur, trois vitesses de chargement, une seule pression de perfusion, etc.).

3.2. Matériel et méthode

3.2.1. Descriptif expérimental

3.2.1.1. Prélèvement et préparation des spécimens

Trente reins de porc ont été prélevés sur des porcs d'environ 130kg au moment de l'abattage. Les reins de porcs ont été obtenus à l'abattoir Europagro de Valence moins de 24h après l'abattage. Après transport en glacières réfrigérées à 4°C, les reins ont été nettoyés de leur graisse et les différents orifices (artère, veine, uretère) ont été identifiés. Après cette étape, seuls dix-huit reins étaient utilisables pour les essais (capsule entaillée au moment du prélèvement, artère trop courte pour la perfusion, etc.). Chaque rein a été enroulé dans une compresse imbibée d'eau saline, et conservé en chambre froide à 4°C, jusqu'à ce qu'il soit testé à température ambiante. La campagne de test a été réalisée sur trois jours, les reins ont donc été testés entre 48 et 96 heures après abattage.

Six reins humains provenant de dons de corps à la science ont été prélevés par un chirurgien entre trois et quatre jours après le décès. Ils ont été nettoyés de leur graisse et conservés dans une compresse imbibée d'eau saline en chambre froide à 4°C, avant d'être testés dans les 24 heures après le prélèvement.

3.2.1.2. Mise en pression

Les reins ont été positionnés sur le montage et scannés avec un bras laser (Nikon, Metris MCAII, mmDX) afin d'obtenir la géométrie externe avant la mise en pression.

Une sonde urinaire était ensuite positionnée dans l'artère et fixée avec un collier de serrage. La sonde urinaire était reliée à un robinet qui permettait l'écoulement du fluide ou son arrêt. Des tubulures permettaient de relier le robinet à une poche à urine surélevée pour appliquer une pression de 80 mmHg dans l'artère [HEL 12] (cf. Chapitre 2). La poche à urine était remplie de DMEM [KEM 10] [KEM 12] [UNT 13] dégazée afin de limiter la quantité de bulles introduites dans l'organe. Ces bulles sont en effet susceptibles de dégrader les images échographiques obtenues.

Afin d'éviter tout glissement de l'organe lors de la perfusion (présence de liquide), du papier de verre était positionné sous l'organe.

3.2.1.3. Montage

Pour ces essais de compression, un montage a été conçu afin de permettre d'imager par échographie l'organe testé à la fois du coté fixe et du plateau de compression mobile. L'organe perfusé était posé sur une plaque horizontale qui était percée afin de laisser passer la tête d'une sonde (cf. Figure 32) permettant l'imagerie du coté fixe. Du coté mobile, une sonde était montée à l'intérieur de la surface de chargement. Un bac de récupération des liquides de perfusion a été réalisé à l'aide de plaques de plexiglas et de PVC assemblées à l'aide de joint silicone.

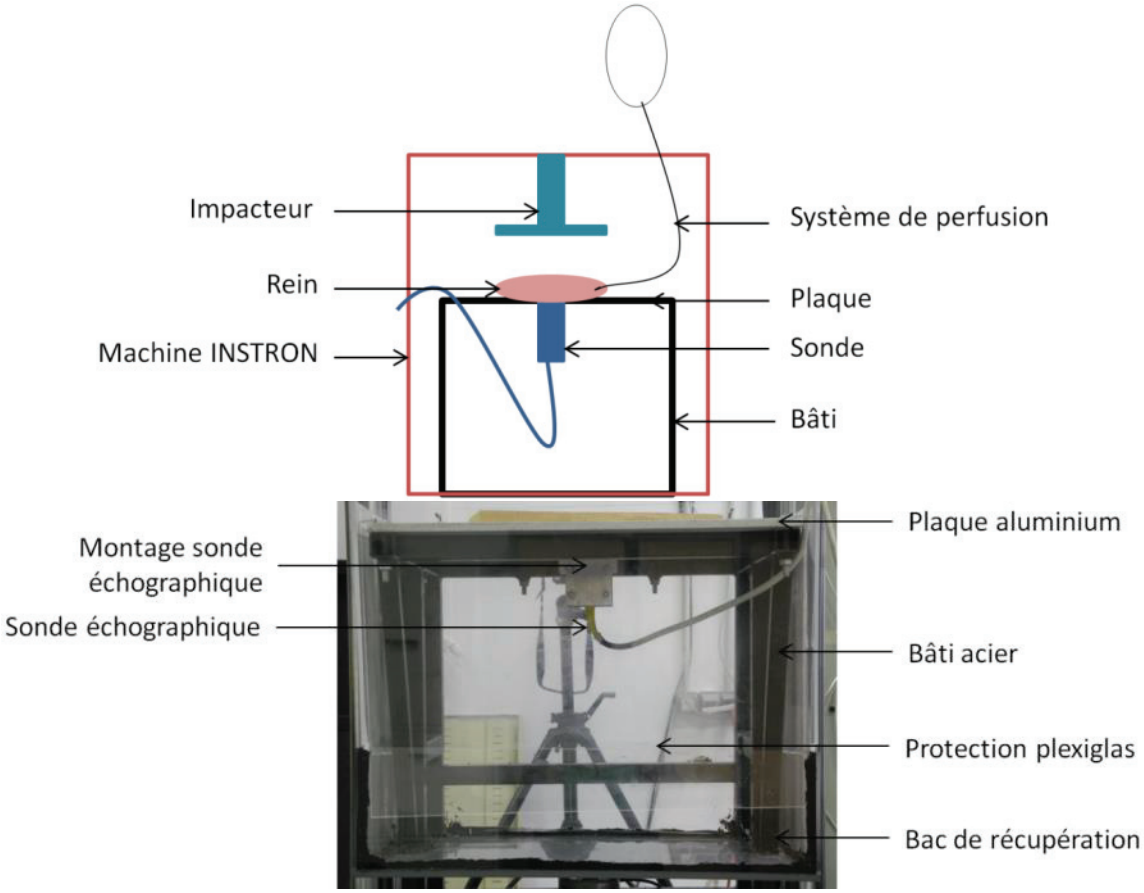


Figure 32 : Schéma du montage et photographie sur zone d'essai

Les essais ont eu lieu dans la plateforme de biomécanique expérimentale de l'IFSTTAR. Une machine de traction-compression INSTRON (8802, High Wycombe, UK) a été utilisée pour le chargement. Un capteur de forces et moments 6 axes Humanetics modèle colonne de direction (22kN) (modèle 10485FL, n° de série DK0839) était monté sur le vérin de la machine INSTRON pour permettre la mesure d'efforts. Un accéléromètre (ENTRAN, GV223, 200m/s²) aussi monté sur le vérin a été utilisé afin de faciliter la correction inertielle des efforts.

Les acquisitions de films échographiques ultrarapides étaient réalisées avec l'imageur Aixplorer (Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, France). Une première sonde échographique était montée sous la plaque grâce à un moulage en polyuréthane rigide (mélange durcisseur isocyanate SG2000/résine polyol SG2000, Acanthe, Neuville, France) fait dans un boîtier aluminium (cf. Figure 33) et fixée par deux équerres en aluminium.

Figure 33 : Photographie du moulage de sonde en polyuréthane

L'impacteur utilisé a été conçu pour permettre l'insertion d'une sonde échographique à l'intérieur. Un cylindre en aluminium de 300mm de longueur et de 120mm de diamètre monté d'une plaque percée pour permettre le passage d'une tête de sonde a été usiné (cf. Figure 34). La fixation de la sonde à l'intérieur du cylindre a été réalisée avec la même technique que pour le montage de la sonde sous la plaque (i.e. boîtier moulé avec des équerres).

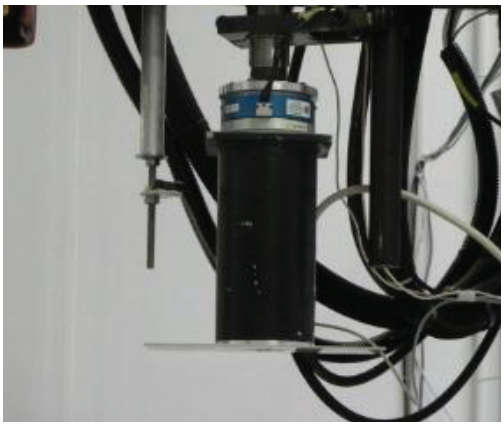


Figure 34 : Photo graphie de l'impacteur (sonde mobile perpendiculaire à la sonde fixe)

Le rein était orienté transversalement par rapport à la sonde échographique (cf. Figure 35). Ceci permet d'imager un plan par rapport auquel le rein est quasiment symétrique et ainsi essayer de minimiser les mouvements hors du plan d'imagerie. Ceci permet aussi d'obtenir à l'échographie une bonne visibilité des limites du bassinet.

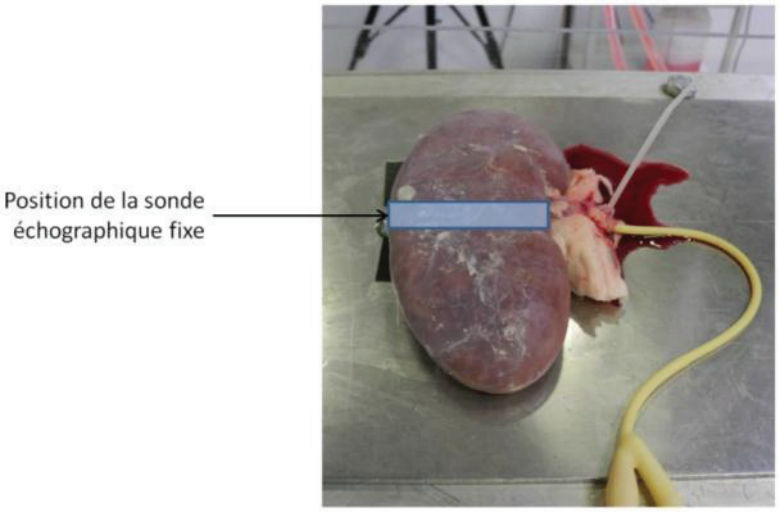


Figure 35 : Orientation du rein par rapport à la sonde échographique fixe (photographie d'un rein de porc perfusé à 80mmHg)

Une fois la pression établie et le rein gonflé (quelques minutes), le rein était à nouveau scanné afin d'obtenir la géométrie externe après la mise en pression.

Les différents chargements étaient ensuite appliqués, en respectant une pause de quelques minutes (environ 2 minutes) entre chaque chargement, afin de permettre au rein de se remplir à nouveau de liquide au cas où du liquide aurait été éjecté. Enfin, l'essai destructif était réalisé en prenant soin de protéger la zone des éclaboussures éventuelles. L'essai était filmé avec un appareil photo.

3.2.2. Moyens d'essais

3.2.2.1. Echographie ultrarapide

L'appareil échographique utilisé pour l'acquisition de films échographiques ultrarapides était l'appareil Aixplorer (Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, France) en mode recherche (pack spécifique « Research ») ou « remote ». Différents paramètres peuvent être réglés pour l'acquisition tels que la fréquence d'acquisition, le nombre d'images, la fréquence d'acquisition de la sonde, et plus récemment, l'utilisation d'un trigin et d'un trigout. Deux types de sondes ont été utilisés pour les essais : la sonde SuperLinear™ SL15-4 et la sonde SuperLinear™ SL10-2 (Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, France). La sonde SuperLinear™ SL15-4 a été utilisée seule, fixée sous la plaque du montage, alors que deux sondes SuperLinear™ SL10-2 ont pût être utilisées simultanément. Cette utilisation simultanée a été possible grâce à l'utilisation d'un câble dédoubleur de sonde : chaque image est composée pour deux tiers d'une des deux tiers d'une sonde et pour le tiers restant d'un tiers de la seconde sonde qui sont ensuite reconstruites et réassemblées à l'aide de programmes Matlab. Les données ont ensuite été converties à l'aide de scilab et sauvées dans un fichier image (une image par pas de temps).

3.2.2.2. Validation méthodologique

L'échographie permet d'observer le comportement interne des organes mais uniquement dans un plan d'imagerie relativement fin. Tous les éléments qui sortiraient de ce plan ne sont alors plus visibles, et ceux qui y apparaitraient auraient une trajectoire antérieure inconnue. De plus, si la cible naturelle correspondait à l'intersection d'un vaisseau ou d'une autre structure et du plan d'imagerie, le suivi se ferait normalement mais tout mouvement hors plan introduirait une erreur sur les déformations apparentes si la structure n'est pas exactement perpendiculaire au plan.

Dans un premier temps, des tests de répétabilité ont été effectués sur deux reins (sept essais sur le premier, et huit pour le second). Le coefficient de variation a été calculé avec la formule $V = \frac{\sigma}{\bar{x}}$ où σ est l'écart-type et $\bar{x}$ est la moyenne. Cette étape nous permet d'évaluer la répétabilité des résultats et donc la fiabilité de la méthodologie utilisée.

D'autres essais ont été réalisés afin d'essayer de quantifier le mouvement hors plan, et de voir à quel type de structure le point suivi correspondait. Une première technique a consisté à injecter un produit échogène dans l'organe et donc d'observer quand celui-ci change de plan. Nous avons réalisé dans le tissu des lignes parallèles d'espacements connus, à l'aide de seringues montées en parallèles en injectant de la colle à bois puis du silicone. Ce système permettait d'observer pendant le chargement, lorsqu'on passait d'un plan à l'autre puisqu'une ligne disparaissait et quelques images plus loin une autre apparaissait (cf. Figure 36). Cependant cette technique n'est pas compatible avec la perfusion de l'organe car le fluide de perfusion ressort par les trous créés par les aiguilles et chasse les lignes.

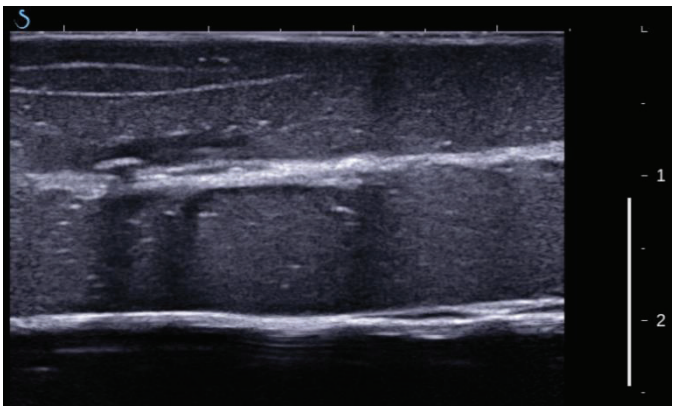


Figure 36 : Image échographique Bmode d'un rein de porc avec deux lignes de colle à bois visibles en haut à gauche de l'image

Une seconde technique consiste à utiliser simultanément deux sondes échographiques parallèles ou perpendiculaires. Dans le cas du parallélisme, il est possible d'essayer de reconnaitre le passage d'une cible d'un plan d'imagerie dans l'autre. Dans le cas de la perpendicularité, il est possible de suivre les vitesses de particules en 3D sur la ligne d'intersection entre les deux sondes. Dans les deux cas, il peut être utile d'avoir une imagerie échographique interne des tissus autour des sondes (imagerie 3D de l'organe complet ou au moins « 3D-local ») afin de pouvoir repérer de quel plan les tissus proviennent ou vers quel plan ceux-ci se dirigent pendant le chargement. Cette technique

étant applicable en même temps que la perfusion, c'est celle-ci qui a été privilégiée et utilisée dans les essais avec principalement une utilisation de sondes perpendiculaires.

3.2.2.3. Synchronisation

En mode recherche, l'imageur ne permet au maximum d'acquérir que 1000 images échographiques, ce qui correspond à 200ms lors d'une acquisition à 5000 images par seconde. Ceci nécessite un déclenchement contrôlé de l'acquisition échographique et du mouvement de l'INSTRON afin de pouvoir enregistrer l'ensemble du chargement (typiquement 70ms minimum pour 50% compression à 0.3m/s).

Le déclenchement manuel simultané utilisé initialement s'est révélé peu fiable. Le déclenchement de l'acquisition de l'échographe par le réseau (appui souris sur le bouton acquisition initié par l'envoi d'un paquet TCP/IP depuis l'ordinateur de contrôle de l'INSTRON) n'était pas non plus complètement satisfaisant en raison du temps de latence variable. L'échec de l'acquisition étant particulièrement problématique pour les chargements destructifs ainsi que pour le protocole corps entier décrit en Chapitre 5, le dispositif suivant a été mis au point dès la disponibilité commerciale et l'installation d'un trigger pour l'échographe.

Avant le chargement, un signal envoyé par l'INSTRON sur une souris modifiée déclenchait l'appui sur le bouton armement de l'échographe. Après une temporisation nécessaire pour que la commande soit effectuée, le chargement était initié et une cellule optique branchée au trigin de l'échographe déclenchait l'acquisition lors du passage de l'impacteur (fermeture contact sec). Cette approche en deux temps était nécessaire car l'armement du trigger n'est valable que pendant une seconde. Ce système s'est révélé fiable et a été utilisé pour la majorité des essais.

3.2.2.4. Vitesses d'essais

Les vitesses d'essais ont été déterminées à partir des objectifs de l'étude. Une haute vitesse (0.3m/s) a été choisie afin d'être en accord avec la durée d'un impact sur l'abdomen observée lors d'essais de choc pour l'automobile (de l'ordre de quelques dizaines de millisecondes). Cette vitesse a aussi été utilisée pour les essais destructifs. Typiquement ici, la durée d'un essai (chargement-déchargement) à cette vitesse était de 70ms maximum, pour un essai destructif. Une basse vitesse (0.003m/s) a été sélectionnée, afin d'observer le comportement de l'organe sous chargement quasi-statique. Enfin, une vitesse intermédiaire (0.03m/s) a été choisie en s'appuyant sur les résultats des pré-essais.

Ensuite, deux types de chargement ont été choisis : un chargement non lésionnel (≤30% de compression, déterminé par pré-essais et d'après Sparks et al. [SPA 07]), et un chargement destructif (50% de compression).

Enfin, pour chaque vitesse de chargement choisie, la fréquence d'acquisition de l'imageur était sélectionnée afin d'enregistrer l'intégralité de l'essai.

3.2.3. Matrice d'essais

3.2.3.1. Essais sur reins de porcs

Dix-huit reins ont été testés. Dix reins ont été testés en utilisant une seule sonde échographique (SuperLinear™ SL15-4, Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, France) positionnée du côté fixe. Sept reins ont été testés en utilisant simultanément deux sondes échographiques (SuperLinear™ SL10-2, Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, France), placées perpendiculairement l'une par rapport à l'autre. Un seul rein a été testé en utilisant les deux méthodes d'acquisition (l'essai destructif ayant été enregistré avec deux sondes SuperLinear™ SL10-2 perpendiculaires).

La matrice d'essai comprenait trois vitesses de chargement (0.3m/s, 0.03m/s et 0.003m/s) avec un taux de compression maximum appliqué de 30% [SPA 07] (cf. Tableau 18). La rupture était réalisée à 0.3m/s en appliquant un taux de compression de 50%.

Tableau 18 : Matrice d'essai type pour les reins de porc

Vitesse d'impact (m/s)	Taux de compression (%)	Fréquence d'acquisition (images par seconde)	Remarques
0.3	30	5000	
0.3	30	5000	
0.03	30	500	
0.003	30	100	
0.3	50	5000	Rupture

3.2.3.2. Essais sur reins humains

En raison des difficultés d'obtention de pièces anatomiques humaines nécessitant d'étaler les essais dans le temps, quatre des six reins ont été testés alors que la matrice d'essais n'était pas complètement finalisée (notamment dans le choix des vitesses d'acquisition). Quatre reins ont été testés en utilisant simultanément deux sondes échographiques (SuperLinear™ SL10-2) placées perpendiculairement l'une par rapport à l'autre. Un rein a été testé en utilisant une seule sonde échographique (SuperLinear™ SL15-4). Un rein a été testé en utilisant les deux méthodes d'acquisition, l'essai destructif ayant été enregistré avec la sonde SuperLinear™ SL15-4. Comme pour les essais sur reins de porc, la matrice d'essais était variable d'un rein à l'autre et comprenait deux (0.3m/s et 0.003m/s) à trois vitesses d'acquisition (0.3m/s, 0.03m/s et 0.003m/s) répétées plusieurs fois, avec un taux de compression appliqué de 30% maximum (cf. Tableau 19). La rupture était réalisée à 0.3m/s en appliquant un taux de compression de 50%.

Tableau 19 : Matrice d'essai pour les reins humains

Vitesse d'impact (m/s)	Taux de compression (%)	Fréquence d'acquisition (Hz)	Remarques
0.3	30	5000	
0.3	30	5000	
0.03	30	500	Pour 2 des 6 reins testés
0.03	30	500	
0.003	30	100	
0.003	30	100	
0.3	30	5000	
0.3	50	5000	Rupture

3.3. Traitement des données

3.3.1. Traitement des images

La qualité des images échographiques obtenues avec la sonde SuperLinear™ SL10-2 a nécessité un traitement particulier avant d'effectuer le suivi interne des données. En effet, la qualité des images échographiques ultrarapides étaient nettement moins bonne que pour les images obtenues avec la sonde SuperLinear™ SL15-4, en raison de la fréquence de la sonde et de l'utilisation simultanée de deux sondes qui limitait la taille de la zone imagée et ainsi sa compréhension.

Afin d'améliorer la qualité d'image, les films échographiques étaient filtrés avec un filtre médian 3D (paramètres 1.5, 1.5, 1.5) avec le logiciel Fiji [SCH 12] et le contraste était modifié automatiquement (cf. Figure 37).

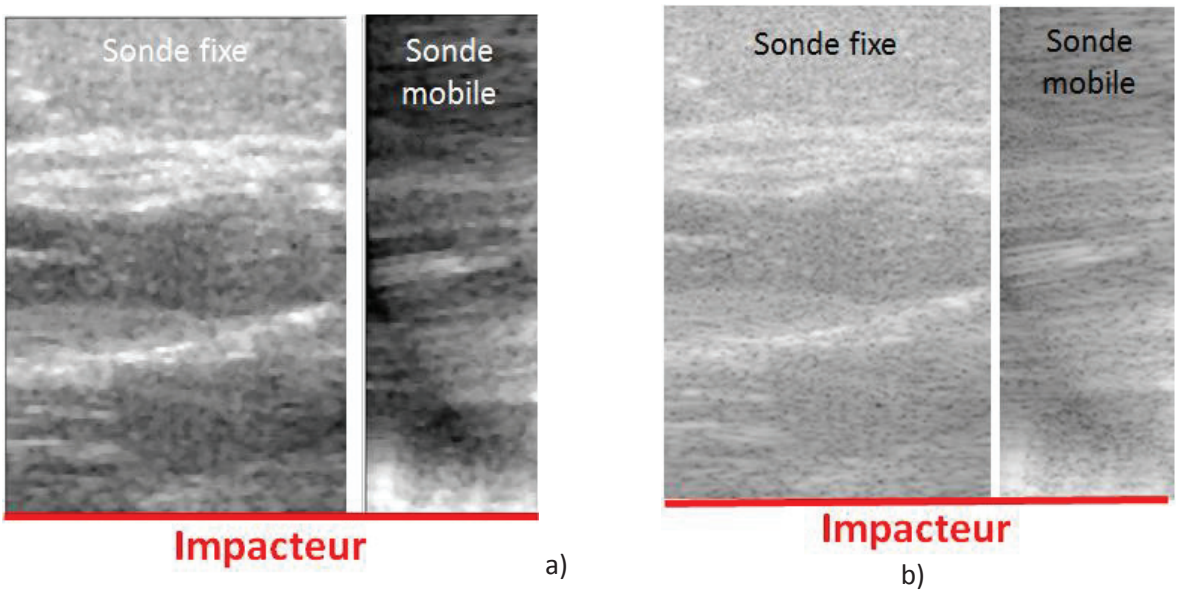


Figure 37 : Images échographiques ultrarapides obtenues avec la sonde SuperLinear™ SL10-2 : avant le traitement d'image (a), après le traitement d'image (b) (les deux sondes sont au contact de l'organe)

3.3.2. Suivi interne

Les films échographiques obtenus lors des essais ont été traités avec le logiciel Tracker [BRO 09]. Pour chaque film quatre points (cibles naturelles) étaient suivis (cf. Figure 38) :

- Point A : la limite supérieure de l'organe, en contact avec l'impacteur. Le même point était suivi tout l'essai ;
- Point B : la limite supérieure du bassinet, de manière à ce que la partie AB représente approximativement 43 % de l'épaisseur totale du rein à l'état initial (perfusé, avant le chargement). Le même point était suivi tout l'essai;
- Point C : la limite inférieure du bassinet, de manière à ce que la partie CB représente approximativement 24% de l'épaisseur totale du rein à l'état initial (perfusé, avant le chargement). Le même point était suivi tout l'essai ;
- Point D : la limite inférieur de l'organe, en contact avec la table. Le même point était suivi tout l'essai.

Ces valeurs de 24 et 43% ont été sélectionnées à partir d'une première campagne de mesures préliminaires sur quelques reins.

Lorsque cela était possible, les points étaient suivis de manière automatique par le logiciel (suivi par corrélation d'image sur une zone) avec un contrôle visuel du suivi. Lorsque que celui-ci perdait les points ou qu'ils n'étaient pas correctement suivis pendant tout l'essai, le suivi se faisait manuellement, en ne cliquant sur les points correspondants que toutes les vingt images en moyenne. Dans le cas d'essais où deux sondes étaient utilisées, les mêmes points étaient suivis sur chacune des sondes.

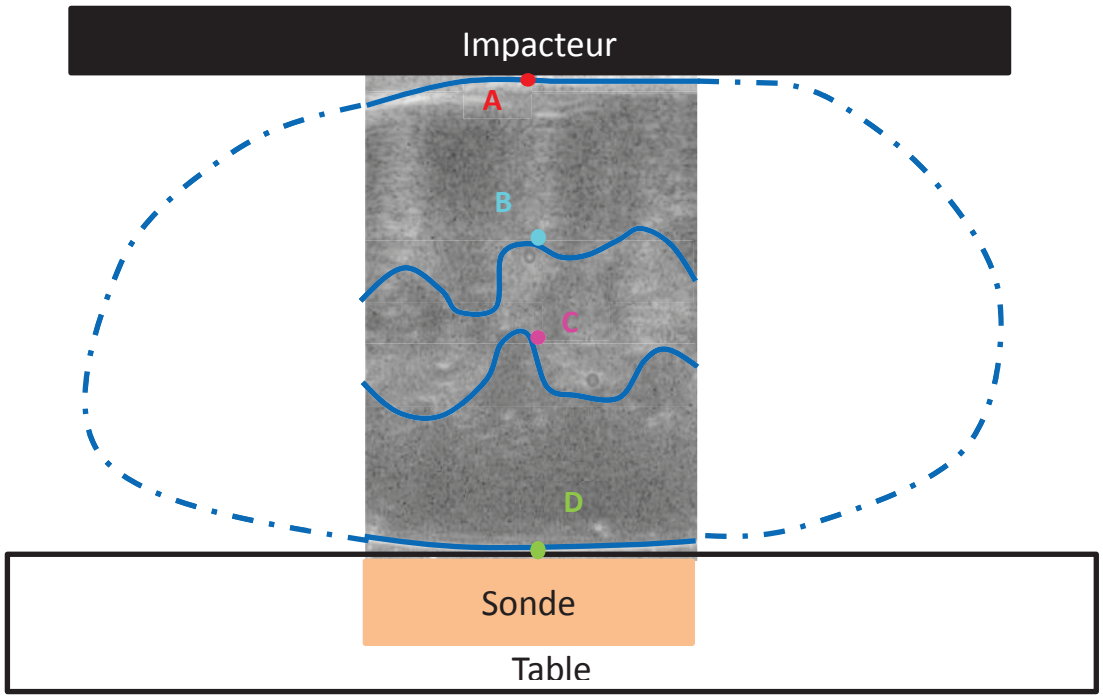


Figure 38 : Schéma de points suivis sur les films échographiques

Les coordonnées des points étaient ensuite récupérées grâce à un programme scilab qui permettait de lire directement les coordonnées des points suivis dans le fichier de sortie du logiciel et d'interpoler linéairement pour les valeurs manquantes de manière à avoir des données continues pendant tout l'essai.

Les ratios de déformations et de déformations normalisées (par rapport à la déformation totale du rein (AD)) jusqu'au pic de déplacement, étaient ensuite calculés pour chaque partie du rein et réexprimés en fonction du pourcentage de compression du rein. Ces déformations correspondent à des déformations ingénieurs dans la direction d'impact.

Dans le cas des essais où deux sondes ont été utilisées simultanément, seules les données de la sonde fixe ont été utilisées.

A partir des ratios de déformation, différents tests statistiques ont été réalisés, ainsi que les tests de répétabilité.

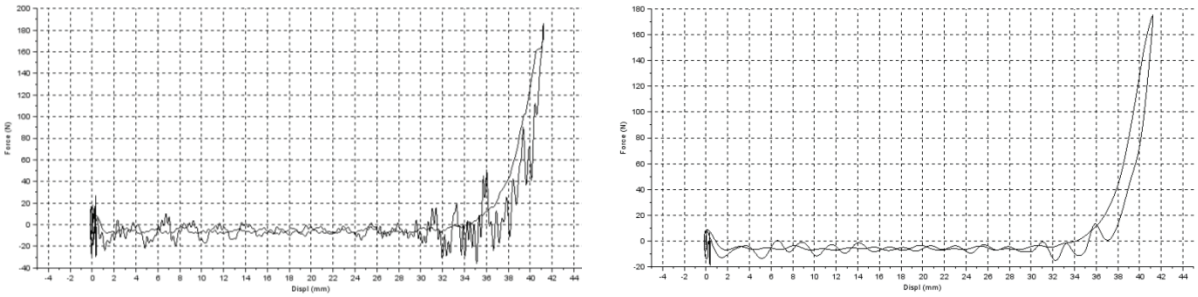
Des tests de Wilcoxon ont aussi été réalisés pour quantifier l'influence de la vitesse sur les déformations dans les différentes zones du rein. D'autres tests de Wilcoxon ont été réalisés pour permettre d'observer les différences statistiques entre les différentes parties du rein, à 0.3m/s. Dans ces cas, seuls les reins où toutes les vitesses ont été testées ont été utilisés. Ensuite, lorsque que les vitesses étaient répétées, des moyennes ont été réalisées afin de n'obtenir qu'une seule série de valeur (en fonction de la compression) pour chaque rein, et chaque vitesse.

Des tests statistiques de Mann-Whitney ont été réalisés afin d'observer la différence entre les différentes parties du rein de porc et du rein humain à 0.3m/s.

A partir des épaisseurs obtenues à l'échographie, les vitesses de déformation ont pu être calculées pour les trois vitesses de chargement. Généralement, le rein de porc a une épaisseur de 4cm une fois perfusé, de même que le rein humain.

3.3.3. Effort/déplacement

Les données du capteur d'effort, de déplacement et de l'accéléromètre étaient enregistrées par l'INSTRON pendant l'essai. La fréquence d'acquisition sélectionnée dépendait de la vitesse de chargement : 5000Hz pour un chargement à 0.3m/s avec une seule sonde, 1000Hz pour un chargement à 0.03m/s, et 100Hz pour un chargement à 0.003m/s. La correction en inertie à partir de la masse de l'impacteur ainsi que l'affichage des courbes ont été effectués sous scilab. Les courbes d'effort en fonction du temps, de déplacement en fonction du temps et d'effort en fonction du déplacement ont été tracées pour chaque essai. Toutes les courbes ont été filtrées en appliquant un filtre butterworth d'ordre 4 (CFC 180 ou CFC 60, norme SAE J211) avant d'être tracées (cf. Figure 39). Les courbes ont ensuite été recalées en alignant le pic de déplacement obtenu à l'INSTRON et le pic de déplacement obtenu en suivant l'impacteur sur les images échographiques. Les courbes ont été tracées du contact de l'impacteur avec l'organe jusqu'au pic de déplacement. La rupture a été indiquée sur les courbes. Ce mode de recalage peut toutefois entrainer des erreurs puisque la détermination du pic de déplacement et de la rupture sont déterminés visuellement sur les images échographiques.



a) b)

Figure 39 : Courbes force-déplacement a) non filtrée b) filtrée avec un filtre butterworth d'ordre 4 (CFC 180)

3.3.4. Essais destructifs

Comme pour les autres essais, les essais destructifs ont été suivis (cf. 3.3.1), mais seulement jusqu'à rupture apparente à l'intérieur du tissu.

Une visualisation dans un plan profondeur-temps (plugin Volume Viewer logiciel Fiji [SCH 12]) a été utilisée pour déterminer l'instant où il y a rupture à l'intérieur du tissu. (cf. Figure 40). Ce plan correspond à une visualisation des trajectoires (profondeur seulement) des particules et surfaces internes dans l'organe et de la surface de l'impacteur. Il a été fait ensuite l'hypothèse que la rupture correspondait à une rupture brutale de pente sur les trajectoires. La coordonnée sur l'axe du temps de ce point permet ensuite de déterminer l'instant de la rupture.

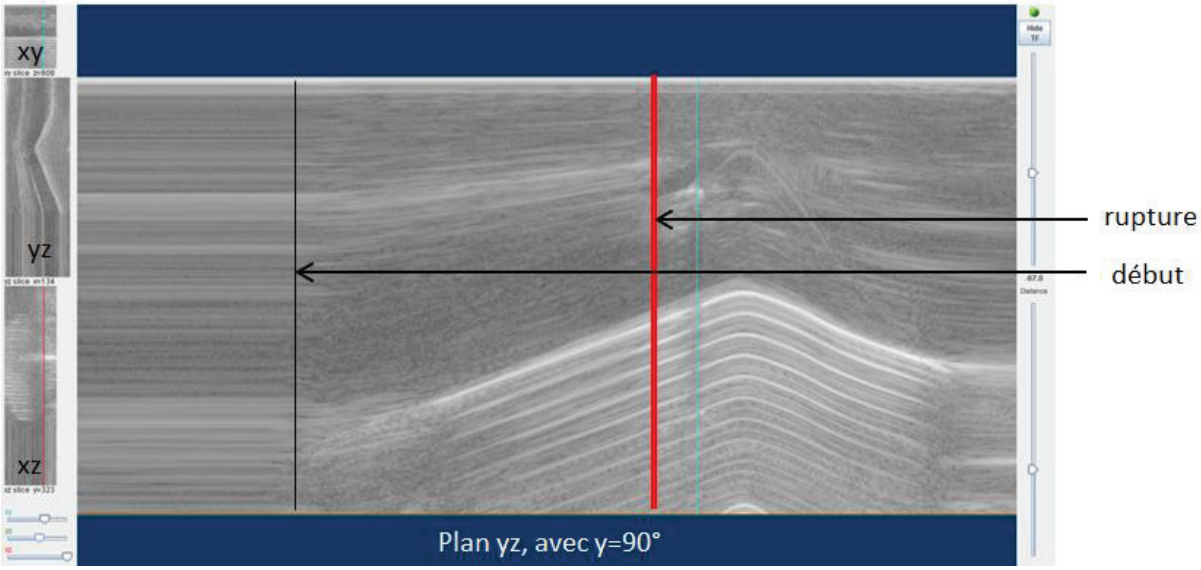


Figure 40 : Détection de la rupture grâce à une visualisation des trajectoires dans un plan profondeur temps (logiciel Fiji) sur rein de porc perfusé à 80mmHg

Chapitre 4

Cinématique interne des organes pleins en compression : Résultats

Le chapitre précédent a permis de détailler le protocole et les outils mis en place pour la réalisation des essais et le traitement des données. Ce chapitre a pour but d'exposer les résultats et conclusions des essais réalisés sur reins de porc et sur reins humains. Les essais préliminaires sur les reins, ainsi que sur d'autres organes (foie, rate) seront aussi discutés. Enfin, les perspectives liées à ce protocole seront exposées.

4.1. Résultats des essais sur le rein

4.1.1. Reins de porc

Sur les dix-huit reins de porc, quinze ont été testés avec le protocole complet et sont donc utilisables pour le traitement des données (x=15). En effet, deux reins présentaient une anomalie interne (poche dans le cortex remplie d'urine) qui risquait d'affecter le comportement interne. Concernant le troisième rein, l'essai destructif a été réalisé dès le premier chargement en raison d'une erreur de réglage des paramètres de l'INSTRON.

4.1.1.1. Répétabilité

Le rein numéro 32 a été testé six fois successives à 0.3m/s, avec la même compression de 23%, et une fois, dans la même configuration à 0.3m/s, mais à 50% de compression (i.e. x=1, n=7). Pour ce rein, une seule sonde échographique SuperLinear™ SL15-4 a été utilisée. Les courbes de déformation obtenues dans les zones précédemment définies (cortex table, cortex impacteur, partie centrale avec le bassinet) sont disponibles en Figure 41.

Le coefficient de variation a été calculé pour différents pourcentages de compression (5%, 10%, 15% et 20%). Les résultats sont présentés dans le Tableau 20. On observe que pour chaque partie du rein, le coefficient de variation diminue avec la compression. Il est très élevé à 5% de compression notamment pour le cortex table (91.8%) et pour le pelvis

(45.6%). Ceci peut s'expliquer par la compression très faible (dénominateur proche de zéro) dans ces zones qui commencent à se déformer plus tardivement que le cortex du côté impacteur. Toutefois, les écarts-types sur les déformations restent toujours égaux ou inférieurs à 3% de déformation dans le bassinet et 2% de déformation dans le cortex.

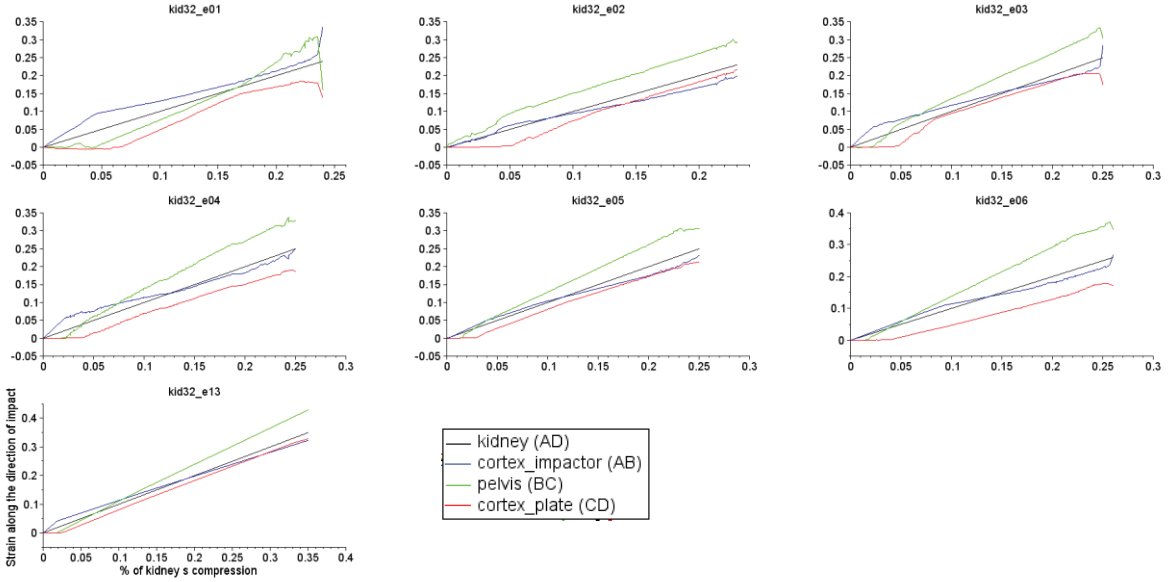


Figure 41 : Courbes de déformation le long de l'impact en fonction du pourcentage de compression pour le rein 32 – essais de répétabilité

Tableau 20 : Coefficients de variation σ/$\bar{x}$ en pourcentage pour les différentes parties du rein 32 à différents pourcentages de compression (5%, 10%, 15%, 20%), avec n=7. σ représente l'écart-type sur la déformation et $\bar{x}$ la moyenne

% de compression du rein	5%			10%			15%			20%		
	σ	$\bar{x}$	σ/$\bar{x}$	σ	$\bar{x}$	σ/$\bar{x}$	σ	$\bar{x}$	σ/$\bar{x}$	σ	$\bar{x}$	σ/$\bar{x}$
Cortex impacteur	1.35	7.15	18.9	1.07	11.23	9.5	1.30	14.78	8.8	1.51	18.61	8.1
Bassinet	2.60	5.70	45.6	2.50	12.58	19.9	2.38	19.21	12.4	1.89	26.07	7.2
Cortex table	1.17	1.28	91.8	1.75	7.09	24.7	1.74	12.18	14.3	2.06	16.68	12.3

Le rein numéro 37 a été testé sept fois successives à 0.3m/s, avec la même compression de 16%, et une fois, dans la même configuration à 0.3m/s, mais à 50% de compression (i.e. x=1, n=8). Pour ce rein, deux sondes échographiques SuperLinear™ SL10-2 ont été utilisées simultanément. Pour chaque rein, seul le suivi réalisé sur la partie de la sonde fixe a été pris en compte pour calculer les déformations ainsi que les moyennes et écarts-types correspondants. Les courbes correspondantes sont disponibles en Figure 42.

Le coefficient de variation a été calculé pour différents pourcentages de compression. Les résultats sont présentés dans le Tableau 21. Comme précédemment, le coefficient de variation diminue avec la compression et est très élevé à 5% de compression. Ce coefficient reste toutefois relativement élevé pour le bassinet, même à 15% de compression (27.6%). Les écarts-types sur les déformations dans les zones cortex restent similaires de ceux des essais précédents (3% déformation), ceux dans le bassinet sont un peu plus élevés (3% vs. 2.5%), mais diminuent avec la compression (3.8% à 5% de compression vs. 2.7% à 15% de compression). Les variations plus importantes que précédemment pourraient s'expliquer par

le fait qu'une demi-image a été utilisée pour suivre les points et que la sonde de plus basse fréquence donne une demi-image qui semble visuellement de moins bonne qualité que pour les essais précédents.

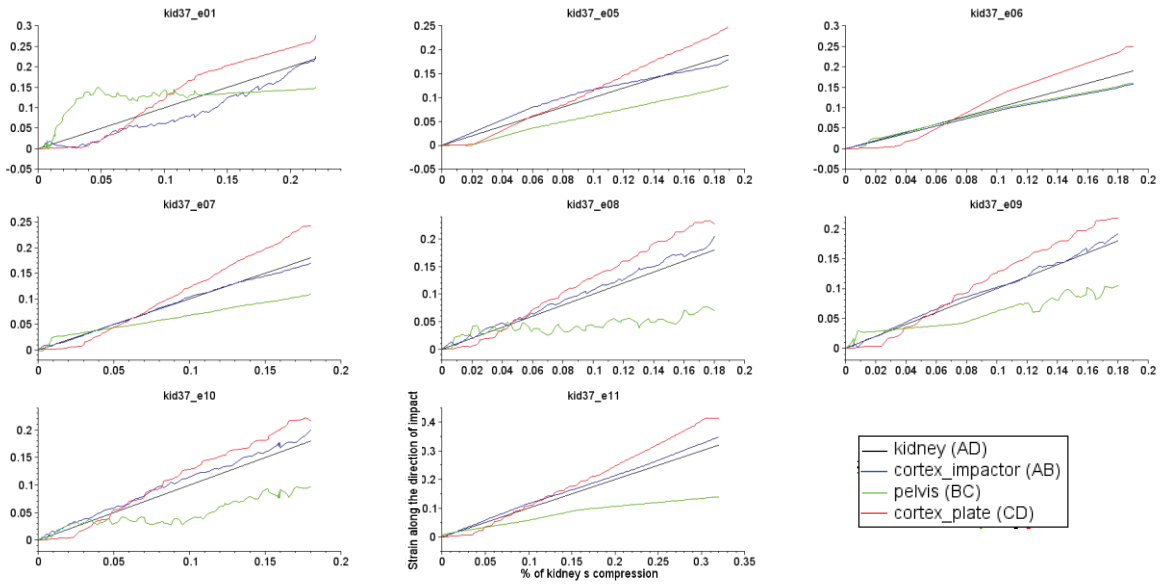


Figure 42 : Courbes de déformation le long de l'impact en fonction du pourcentage de compression pour le rein 37 – essais de répétabilité

Tableau 21 : Coefficients de variation $\sigma/\overline{x}$ en pourcentage pour les différentes parties du rein 37 à différents pourcentages de compression (5%, 10%, 15%), avec n=8. σ représente l'écart-type sur la déformation et $\overline{x}$ la moyenne

% de compression	5%			10%			15%			20%		
	σ	$\overline{x}$	$\sigma/\overline{x}$	σ	$\overline{x}$	$\sigma/\overline{x}$	σ	$\overline{x}$	$\sigma/\overline{x}$	σ	$\overline{x}$	$\sigma/\overline{x}$
Cortex impacteur	1.33	5.15	25.8	1.84	10.17	18.1	1.60	14.88	10.7	-	-	-
Bassinet	3.83	4.97	77.0	3.42	7.11	48.1	2.68	9.72	27.6	-	-	-
Cortex table	1.19	4.19	28.3	0.79	12.26	6.4	0.92	19.18	4.8	-	-	-

4.1.1.2. Mouvement hors plan

Un essai sur rein de porc a été utilisé pour effectuer un suivi d'une cible naturelle, visible sur les deux plans d'imagerie perpendiculaires (sonde fixe et sonde mobile, cf. Figure 43). Il s'avère que les écarts dans la direction de l'impact (y) sont faibles entre sondes (Figure 44b). Dans la direction perpendiculaire à l'impact (Figure 44a), les déplacements sont très faibles au début du déplacement (moins de 2mm), puis ils augmentent par la suite, principalement lors de la phase de déchargement. Le déplacement hors-plan des particules semble non réversible sur la période d'essais. De plus, le déplacement dans la direction de l'axe court de l'organe (qui est quasiment un axe de symétrie pour l'organe) semble plus faible que dans la direction de l'axe long. Toutefois, dans les deux cas, le déplacement transverse est réduit par rapport aux déplacements dans la direction d'impact (qui sera la direction principale d'analyse).

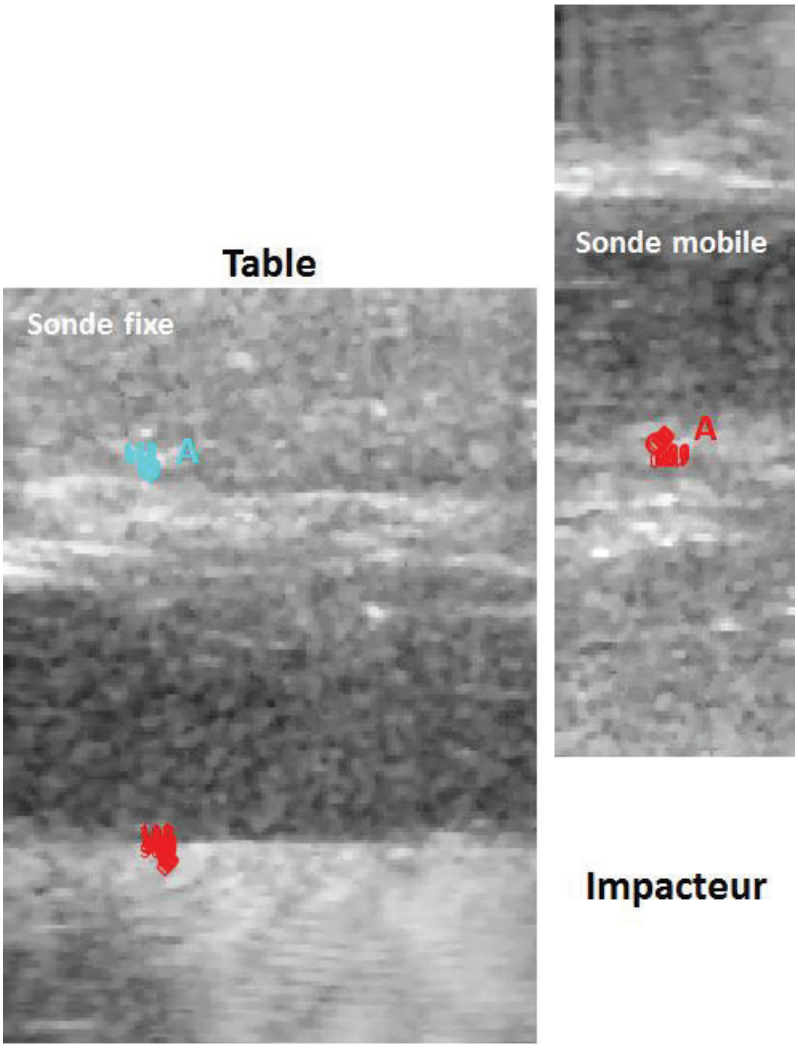


Figure 43 : Illustration du suivi dans les deux plans d'acquisitions perpendiculaires de la même cible A. Gauche : sonde fixe (axe court de l'organe) ; Droite : sonde mobile (axe long de l'organe). L'intersection des deux sondes est approximativement sur une ligne verticale passant par les cibles

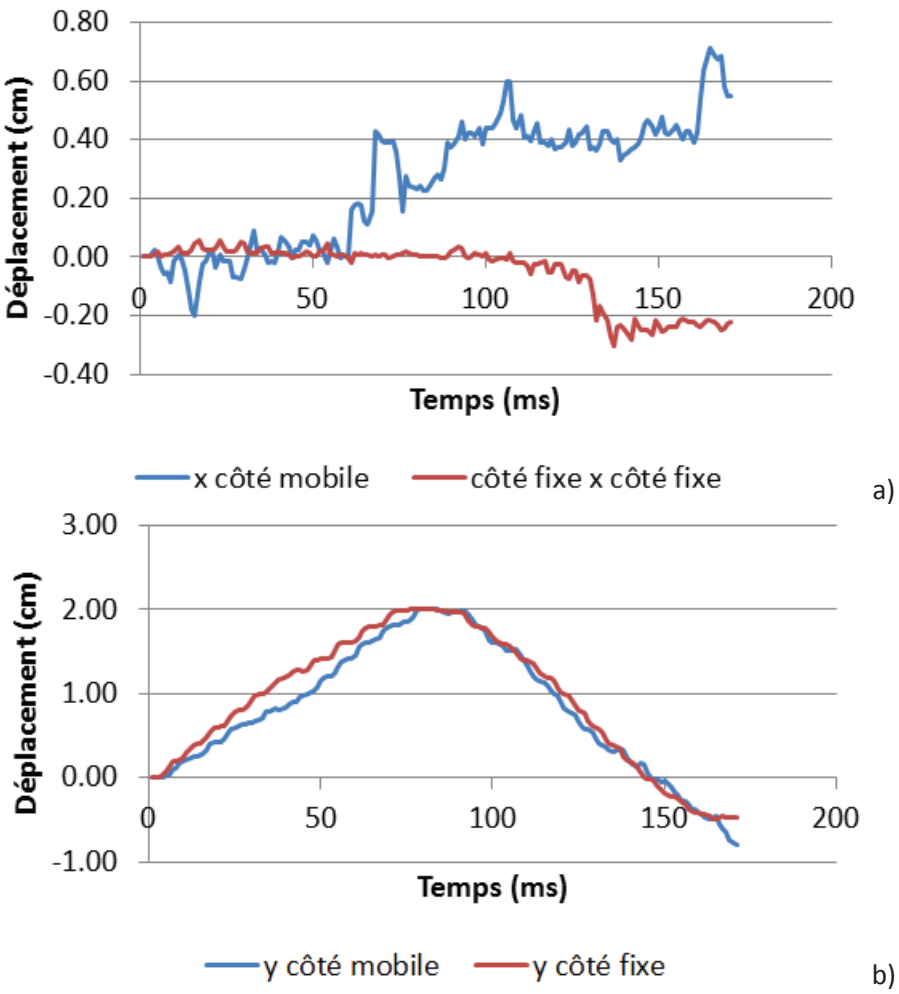


Figure 44 : Trajectoire de la cible du côté fixe et du côté mobile, dans la direction perpendiculaire à l'impact (a) et dans la direction de l'impact (b)

4.1.1.3. Résultats avant rupture

Les images échographiques en mode B ont permis d'obtenir rapidement l'épaisseur des reins de porc perfusés (35.9±8.7mm). Ceci conduirait à une vitesse de déformation moyenne appliquée de l'ordre de 8.4s^{-1} à 0.3m/s et donc de 0.84s^{-1} à 0.03m/s et 0.084 s^{-1} à 0.003m/s.

Les images échographiques ultrarapides ont été utilisées pour effectuer un suivi des différentes zones de l'organe (cf. Chapitre 3). La Figure 45 présente une illustration du suivi de point réalisé au cours du chargement ainsi que des photographies du chargement.

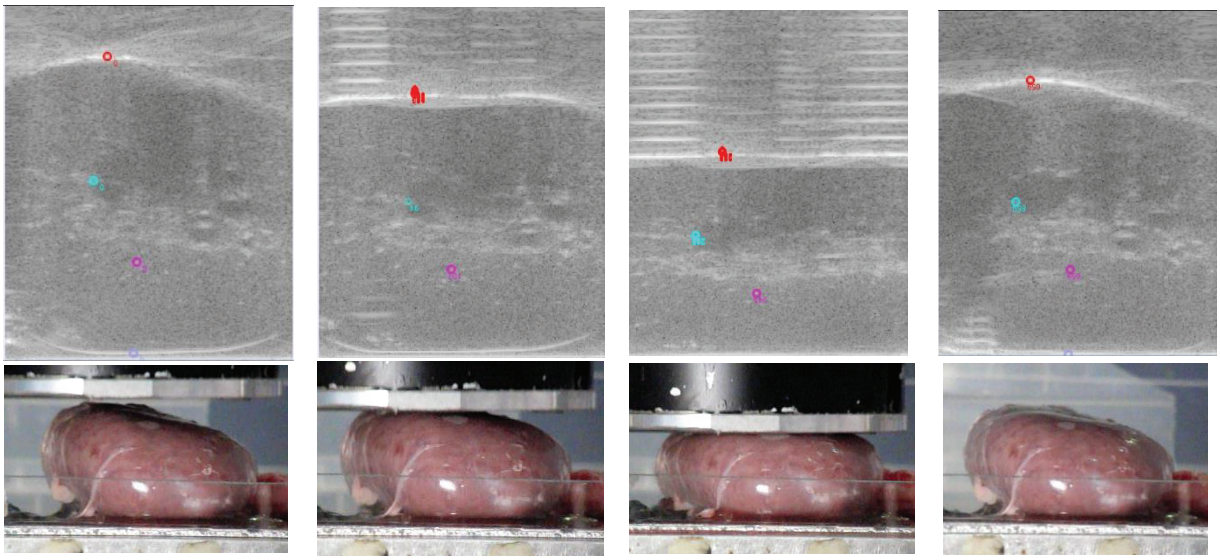
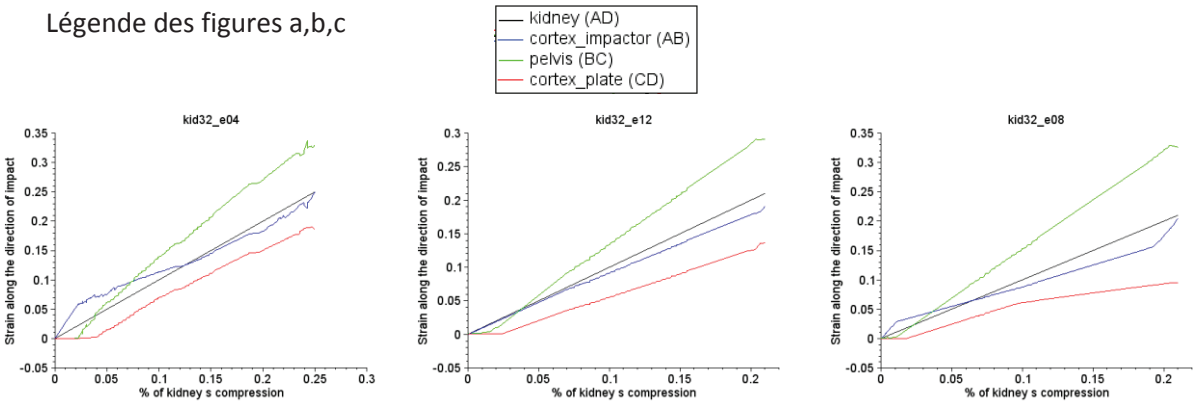


Figure 45 : Illustrations du suivi de points et du chargement pour un rein de porc. De gauche à droite : image juste avant le contact de l'impacteur, début de compression, compression maximale et déchargement

La Figure 46 présente les courbes typiques de déformation obtenues dans les zones précédemment définies (cortex table, cortex impacteur, partie centrale avec le bassinet) pour un rein testé à 0.3m/s, 0.03m/s et 0.003m/s avec une seule sonde. Ces courbes sont typiques de ce que l'on observe lors de l'ensemble des essais réalisés à ces trois vitesses sur le rein de porc. L'ensemble des courbes pour tous les reins de porc, testés avec une ou deux sondes, est disponible en Annexe 1. Dans le cas des essais réalisés avec deux sondes, seule la partie enregistrée par la sonde fixe a été suivie. On observe que, sur le rein de porc, à toutes les vitesses, les tendances sont similaires : la partie centrale du rein (le bassinet) se déforme plus que les autres parties. Le cortex du côté de la plaque se déforme le moins. D'autre part, plus la partie est éloignée de l'impacteur, plus elle se déforme tardivement par rapport à la déformation globale du rein.



a) 0.3m/s b) 0.03m/s c) 0.003m/s

Figure 46 : Courbe typique de la déformation ingénieur en fonction du pourcentage de compression pour un rein de porc testé avec une seule sonde

Huit reins de porc (x=8) dont les déformations allaient au moins jusqu'à 15% pour les trois vitesses de chargement, ont été utilisés pour observer l'influence de la vitesse sur les différentes parties du rein. L'ensemble des données pour les huit reins utilisés, à 5, 10 et 15% de compression pour les trois vitesses de chargement est disponible dans le Tableau 22. Les corridors de déformation à 0.3m/s, 0.03m/s et 0.003m/s, pour les différentes parties du rein (cf. Figure 47) ainsi que les courbes de valeurs moyennes de déformation en fonction du pourcentage de compression du rein pour chaque partie et chaque vitesse ont été tracées (cf. Figure 48). Les courbes individuelles des reins utilisés pour ces tests statistiques sont disponibles en Annexe 2.

Tableau 22 : Moyennes et écarts-types pour les cortex impacteur, bassinet et cortex table des reins de porc à 5, 10 et 15% de compression pour les trois vitesses de chargement (0.3m/s, 0.03m/s et 0.003m/s), x=8

	5%			10%			15%		
	Cortex impacteur	**Bassinet**	**Cortex table**	**Cortex impacteur**	**Bassinet**	**Cortex table**	**Cortex impacteur**	**Bassinet**	**Cortex table**
0.3m/s n=35	6.9 ±1.2	5.0 ±2.2	2.2 ±0.9	11.4 ±1.5	11.2 ±3.4	7.3 ±0.6	15.8 ±1.4	17.5 ±3.9	12.5 ±1.2
0.03m/s n=9	5.5 ±1.5	7.3 ±3.7	3.1 ±1.8	9.7 ±2.3	13.8 ±5.8	7.7 ±2.3	13.9 ±3.1	20.4 ±7.9	12.4 ±3.1
0.003m/s n=13	5.2 ±1.2	5.5 ±2.7	2.5 ±2.1	9.0 ±1.8	11.8 ±5.1	6.9 ±3.2	13.1 ±2.3	17.9 ±7.8	11.6 ±4.0

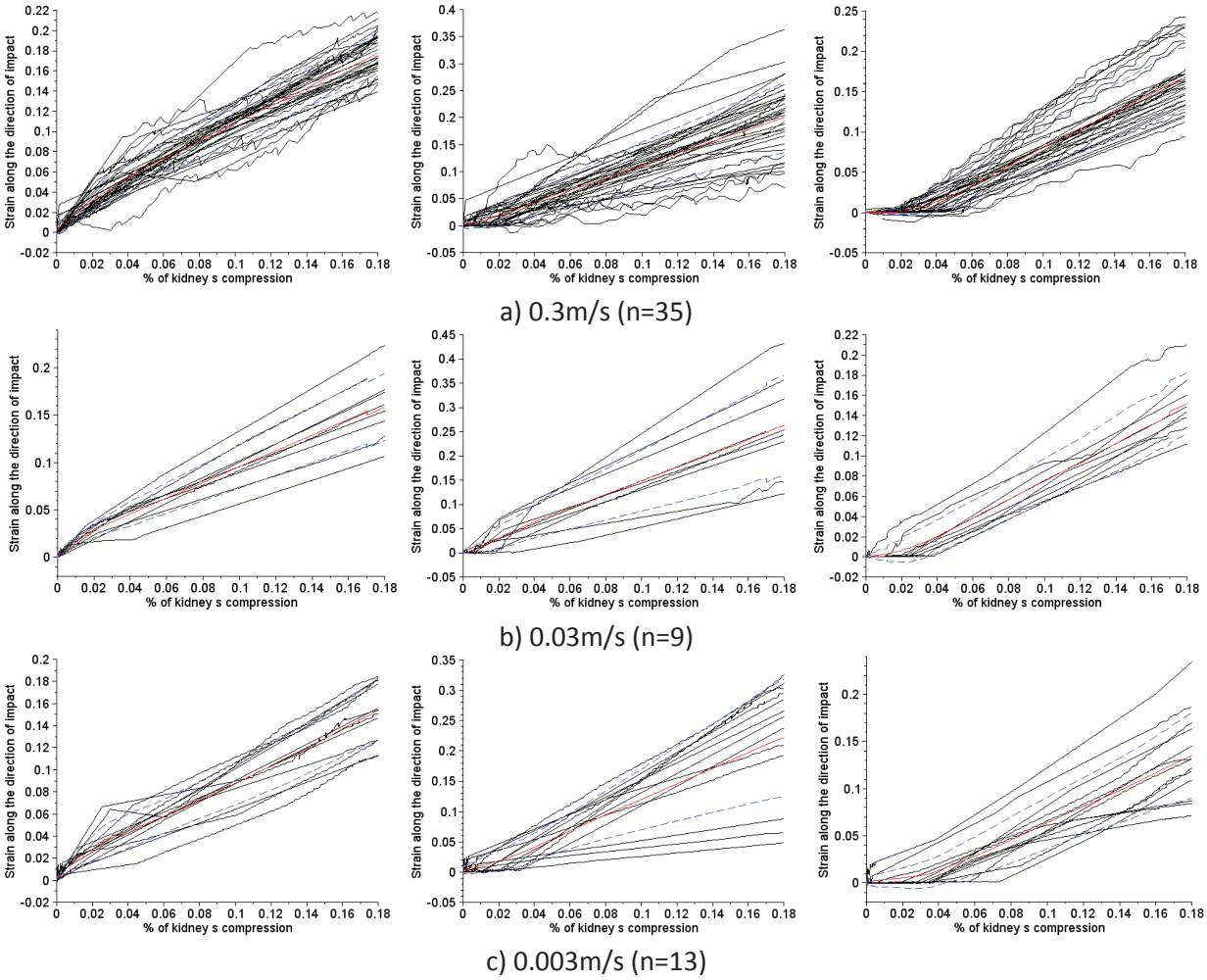


Figure 47 : Courbes de réponse et Corridors de déformations avec moyennes en rouges et écarts-types en bleu à 0.3m/s, 0.03m/s et 0.003m/s (x=8)

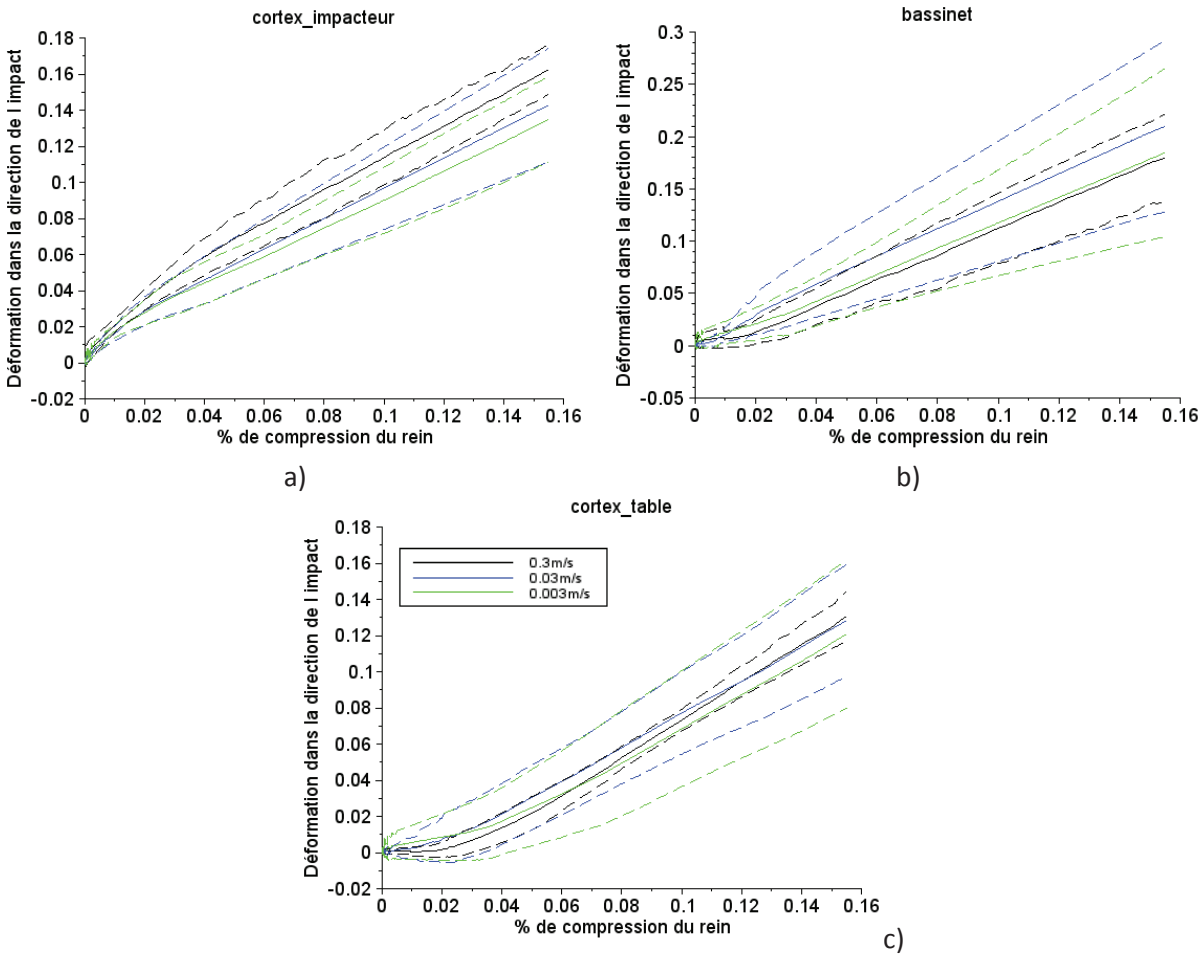


Figure 48 : Courbes de déformation moyennes et écarts-types du cortex impacteur (a), du bassinet (b), du cortex table (c) en fonction de la compression appliquée, pour les trois vitesses de chargement (x=8)

De plus, des comparaisons ont été réalisées à l'aide des tests de Wilcoxon (appariés) sur les données normalisées. Le Tableau 23 présente les résultats des tests de Wilcoxon entre les différentes vitesses de chargement (0.3m/s, 0.03m/s et 0.003m/s) réalisés pour chaque partie du rein et à différentes valeurs de compression (5%, 10%, 15%). On observe que seul le cortex impacteur est statistiquement différent entre le chargement rapide et le chargement quasi-statique. A 15% de compression, la déformation du cortex coté impacteur est ainsi de 15.8% pour à 0.3m/s et de 13.1% à 0.003m/s.

Tableau 23 : Comparaison de la déformation entre les différentes vitesses de chargement, pour chaque partie du rein à 5, 10 et 15% de compression : valeurs de p des tests de Wilcoxon. Les valeurs inférieures à 0.05 sont en italique rouge

	Cortex impacteur			Bassinet			Cortex table		
5%	**0.3 m/s**	**0.03m/s**	**0.003m/s**	**0.3 m/s**	**0.03m/s**	**0.003m/s**	**0.3 m/s**	**0.03m/s**	**0.003m/s**
0.3 m/s	1	0.109	***0.016***	1	0.25	0.844	1	0.383	1
0.03m/s		1	0.461		1	0.461		1	0.195
0.003m/s			1			1			1
	Cortex impacteur			Bassinet			Cortex table		
10%	**0.3 m/s**	**0.03m/s**	**0.003m/s**	**0.3 m/s**	**0.03m/s**	**0.003m/s**	**0.3 m/s**	**0.03m/s**	**0.003m/s**
0.3 m/s	1	0.25	***0.008***	1	0.383	0.641	1	0.945	0.641
0.03m/s		1	0.312		1	0.844		1	0.25
0.003m/s			1			1			1
	Cortex impacteur			Bassinet			Cortex table		
15%	**0.3 m/s**	**0.03m/s**	**0.003m/s**	**0.3 m/s**	**0.03m/s**	**0.003m/s**	**0.3 m/s**	**0.03m/s**	**0.003m/s**
0.3 m/s	1	0.148	***0.008***	1	0.383	0.742	1	0.383	0.383
0.03m/s		1	0.383		1	1		1	0.461
0.003m/s			1			1			1

Le Tableau 24 présente les résultats des tests statistiques sur les différentes parties du rein pour les trois vitesses de chargement. On observe globalement que :

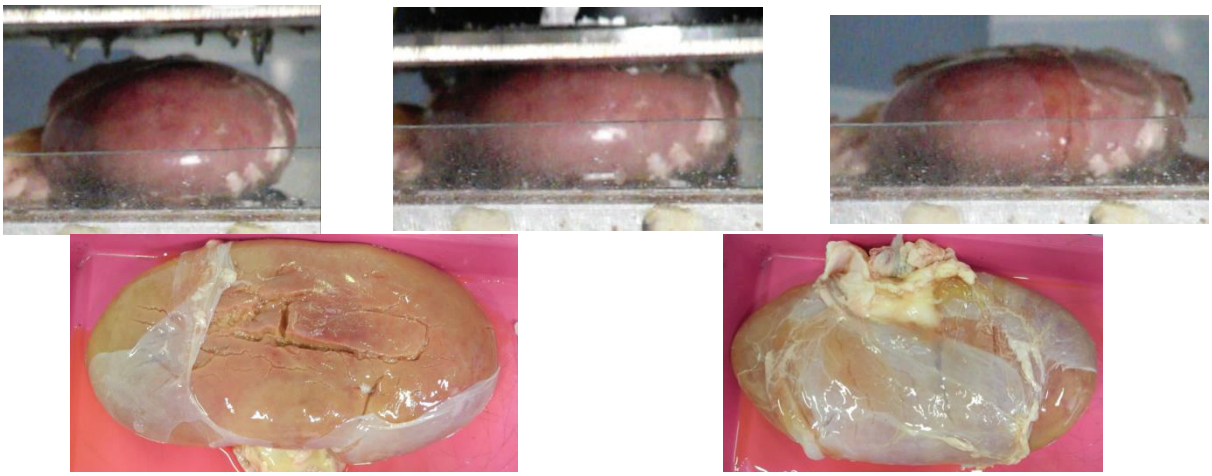
- Le bassinet n'est jamais significativement différent des autres régions, quelle que soit la vitesse.
- Le cortex plaque est différent du cortex impacteur ($p<0.05$) uniquement à 0.3m/s. Le cortex plaque est aussi presque toujours différent de la déformation moyenne du rein ($p<0.05$), sauf dans les cas 0.03m/s à 5 et 15% de compression et 0.003m/s à 15% de compression où p est légèrement supérieur à 0.05 ($p=0.078$).
- Les différences ont tendance à être moins significatives quand la déformation augmente

Tableau 24 : Comparaison de la déformation entre les différentes parties du rein à 0.3m/s, 0.03m/s et 0.003 m/s à différentes valeurs de compression : valeurs de p des tests de Wilcoxon. Les valeurs inférieures à 0.05 sont en italique rouge

	5 % de compression			10 % de compression			15 % de compression		
0.3m/s	**Cortex impacteur**	**Bassinet**	**Cortex plaque**	**Cortex impacteur**	**Bassinet**	**Cortex plaque**	**Cortex impacteur**	**Bassinet**	**Cortex plaque**
Rein complet	***0.008***	0.844	***0.008***	***0.016***	0.148	***0.008***	0.109	0.148	***0.008***
Cortex impacteur	1	0.148	***0.008***	1	0.945	***0.008***	1	0.148	***0.008***
Bassinet		1	***0.023***		1	***0.039***		1	***0.039***
	5 % de compression			10 % de compression			15 % de compression		
0.03m/s	**Cortex impacteur**	**Bassinet**	**Cortex plaque**	**Cortex impacteur**	**Bassinet**	**Cortex plaque**	**Cortex impacteur**	**Bassinet**	**Cortex plaque**
Rein complet	0.383	0.078	0.078	0.641	0.109	***0.039***	0.383	0.078	0.078
Cortex impacteur	1	0.148	0.383	1	0.148	0.25	1	0.148	0.383
Bassinet		1	0.078		1	***0.039***		1	0.078
	5 % de compression			10 % de compression			15 % de compression		
0.003m/s	**Cortex impacteur**	**Bassinet**	**Cortex plaque**	**Cortex impacteur**	**Bassinet**	**Cortex plaque**	**Cortex impacteur**	**Bassinet**	**Cortex plaque**
Rein complet	0.641	0.742	***0.039***	0.312	0.461	***0.039***	0.109	0.461	0.078
Cortex impacteur	1	0.641	***0.039***	1	0.109	0.148	1	0.148	0.461
Bassinet		1	***0.023***		1	0.078		1	0.148

4.1.1.4. Essais destructifs

La Figure 49 présente des images des étapes du chargement, ainsi qu'une photographie du rein lésé après les essais. Les films échographiques ultrarapides ont été suivis jusqu'à la détection de la rupture. Celle-ci apparaît, en moyenne, à 36.8±6.0% (x=14) de compression.



Face au contact de l'impacteur Face au contact de la sonde

Figure 49 : Photographies du chargement destructif et du rein lésé après essai (rein35)

Les données INSTRON à rupture ont été récupérées pour quatorze des quinze reins testés (une erreur sur la fréquence d'acquisition empêchant d'exploiter la dernière). Les courbes d'effort déplacement sont tracées en Figure 50.

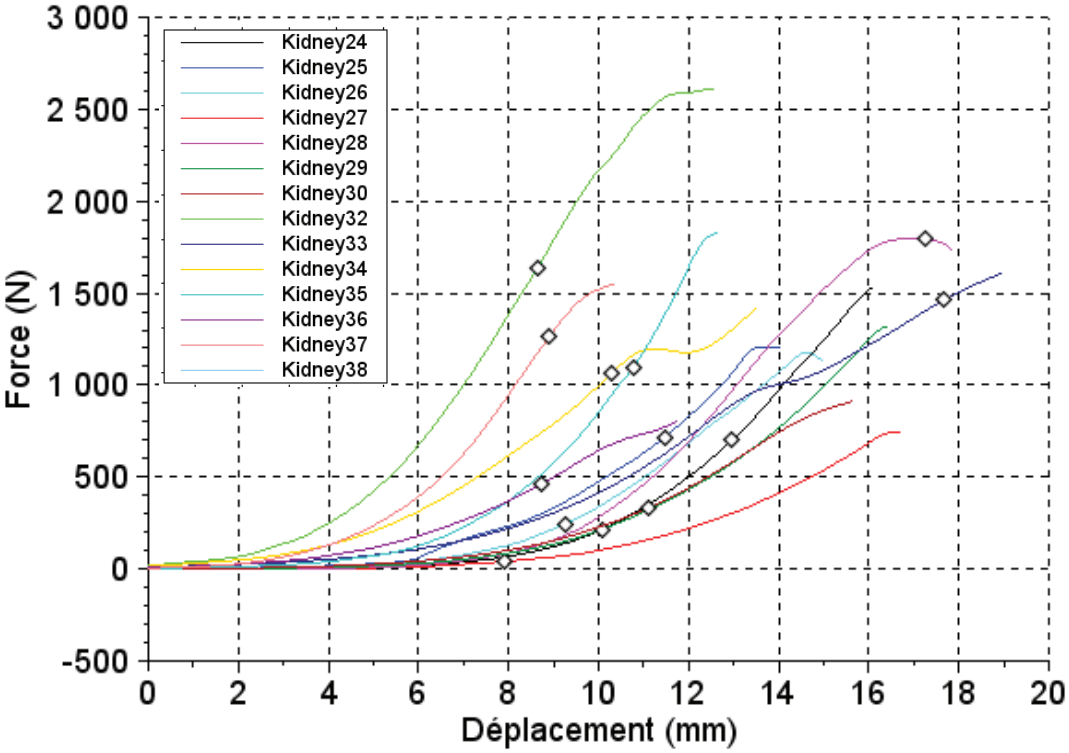


Figure 50 : Courbes d'effort (N) déplacement maximal (mm) pour l'ensemble des reins de porc testés à rupture à 0.3m/s (x=14), la rupture est représentée par les losanges

4.1.2. Reins humains

4.1.2.1. Résultats avant rupture

Au total, six reins humains ont été testés. Quatre d'entre eux ont semblé perfuser et ont donc été utilisés pour tracer les courbes de déformation. Dues aux difficultés d'obtention des pièces anatomiques, les essais se sont déroulés sur une période plus longue que la série finale sur rein de porc. Des petites variations de protocole sont donc présentes entre les reins. Il a cependant été possible de déterminer la vitesse de déformation à partir de l'épaisseur lue sur les images échographiques en mode B. L'épaisseur des reins humains perfusés est de 38.0±8.4mm, ce qui donne une vitesse de déformation à 0.3m/s de 7.9s^{-1}. La Figure 51 présente une illustration du suivi de point réalisé au cours du chargement ainsi que des photographies du chargement.

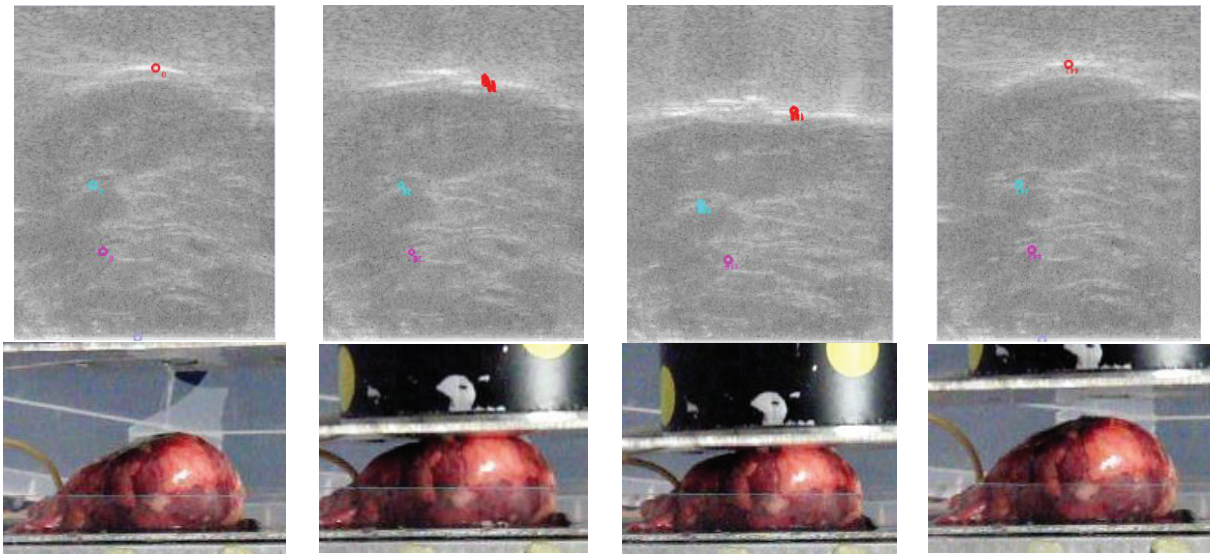
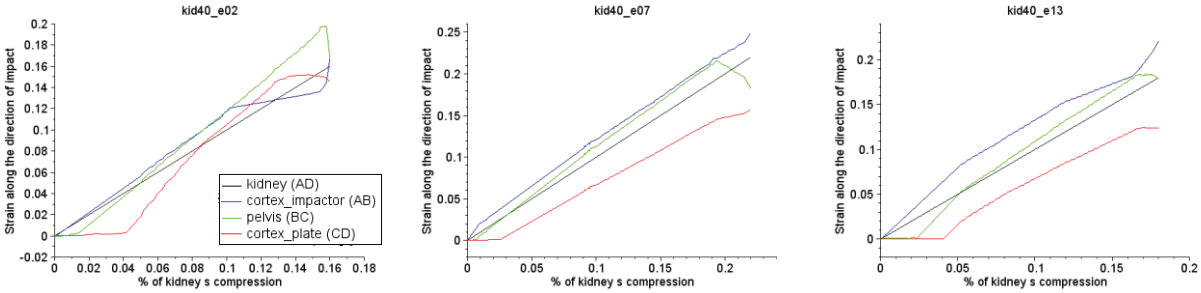


Figure 51 : Illustrations du suivi de points et du chargement pour un rein humain (kid39)

La Figure 52 présente les courbes obtenues pour un rein testé à 0.3m/s, 0.03m/s et 0.003m/s avec une seule sonde. Ces courbes sont typiques de ce que l'on observe lors de l'ensemble des essais réalisés à ces trois vitesses sur le rein humain. L'ensemble des courbes pour tous les reins humains testés sont disponibles en Annexe 3.



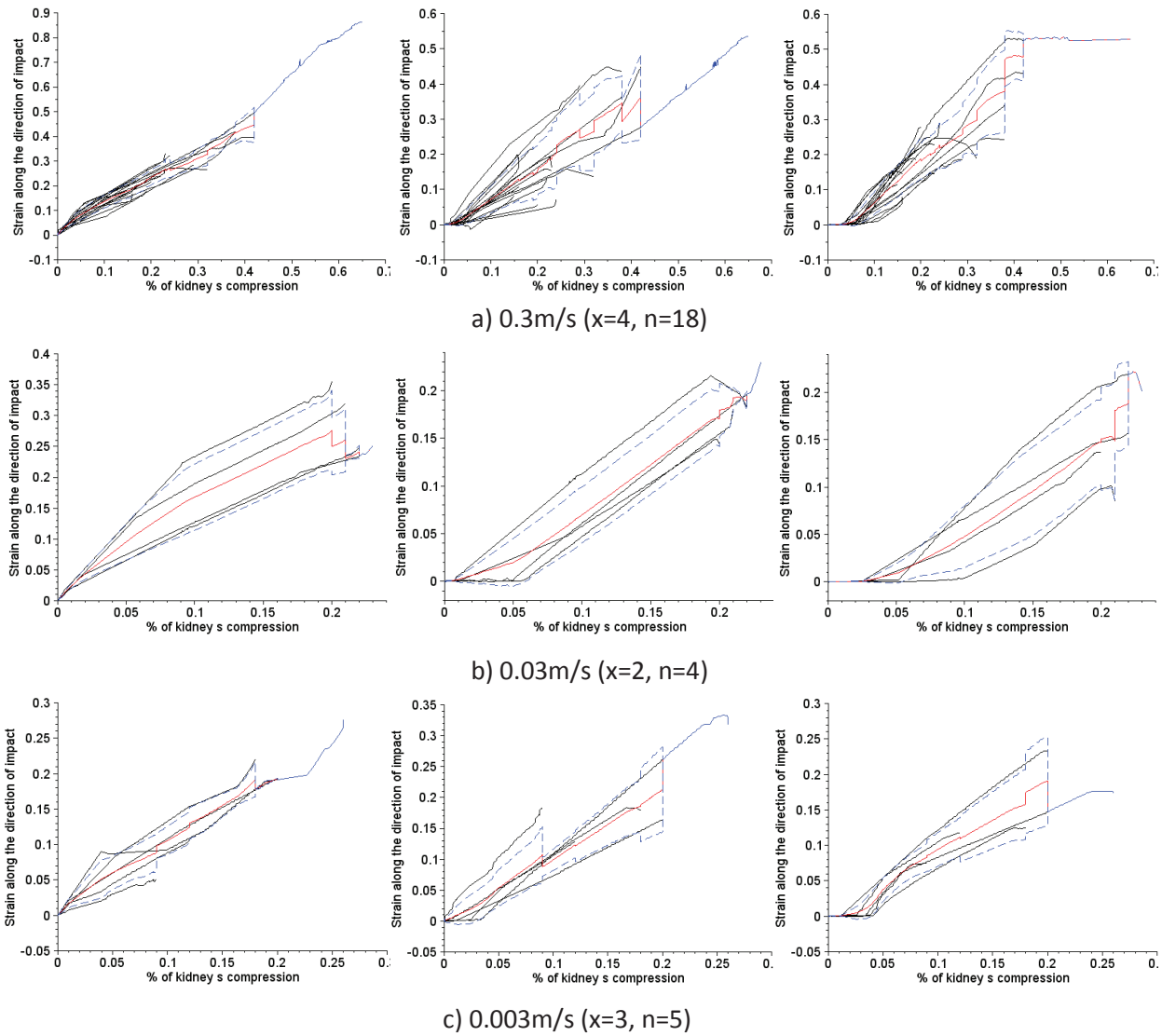
a) b) c)

Figure 52 : Courbe représentative du ratio de la déformation ingénieur en fonction du pourcentage de compression pour un humain testé à 0.3m/s (a), 0.03m/s (b), 0.003m/s (c)

L'ensemble des données pour les quatre reins testés à 0.3m/s est disponible dans le Tableau 25 à 5, 10 et 15% de compression. Les corridors de déformation en fonction du pourcentage de compression ont été tracés pour l'ensemble des reins testés et pour les trois vitesses de chargement (cf. Figure 53).

Tableau 25 : Moyennes et écarts-types pour les cortex impacteur, bassinet et cortex table des reins humains à 5, 10 et 15% de compression pour un chargement à 0.3m/s

0.3m/s	5%			10%			15%		
	Cortex impacteur	**Bassinet**	**Cortex table**	**Cortex impacteur**	**Bassinet**	**Cortex table**	**Cortex impacteur**	**Bassinet**	**Cortex table**
Rein 20, n=2	9.9 ±2.3	1.9 ±0.2	0.4 ±0.5	15.3 ±1.3	5.9 ±0.3	7.1 ±2.1	19.3 ±1.1	9.0 ±0.4	16.4 ±1.0
Rein 21, n=4	7.4 ±1.5	5.8 ±2.2	0.5 ±0.3	11.3 ±1.3	13.1 ±2.6	3.8 ±1.7	14.7 ±1.0	20.3 ±2.9	7.9 ±1.7
Rein 39, n=6	9.6 ±1.9	0.7 ±1.1	0.4 ±0.5	15.5 ±2.0	3.9 ±3.2	5.2 ±2.3	19.7 ±1.7	9.4 ±3.9	11.2 ±4.0
Rein 40, n=7	7.2 ±1.8	2.9 ±1.3	1.5 ±1.2	12.9 ±3.0	7.4 ±3.1	7.9 ±3.3	17.6 ±3.7	11.9 ±5.1	13.4 ±4.1
Moyenne x=19	8.5 ±1.4	2.8 ±2.2	0.7 ±0.5	13.8 ±2.0	7.6 ±3.9	6.0 ±1.8	17.8 ±2.3	12.6 ±5.3	12.2 ±3.6



a) 0.3m/s (x=4, n=18)

b) 0.03m/s (x=2, n=4)

c) 0.003m/s (x=3, n=5)

Figure 53 : Corridors de déformation pour chaque partie du rein, représentés pour l'ensemble des reins testés, pour les trois vitesses de chargement

Cependant, aucune comparaison statistique sur l'effet de la vitesse n'a été effectuée en raison du faible nombre de reins. Afin de quantifier statistiquement les différences entre les deux espèces testées (porc et humain), des tests de Mann-Whitney ont été réalisés à 0.3m/s (cf. Tableau 26). Au début du chargement (5% de compression), les différentes parties des reins sont presque toutes statistiquement différentes (treize cas sur quinze). Quand la compression augmente, la différence entre les différentes parties tend à se réduire. En effet à 15% de compression, il y a des différences statistiques significatives seulement dans sept cas sur quinze.

Tableau 26 : Comparaison de la déformation entre les différentes parties du rein à 0.3m/s, à différentes valeurs de compression : valeurs de p des tests de Mann-Whitney. Les valeurs supérieures à 0.05 sont en italique rouge

		5 % de compression Reins de porc, x=14			10 % de compression Reins de porc, x=14			15 % de compression Reins de porc, x=14		
		Cortex impacteur	**Bassinet**	**Cortex plaque**	**Cortex impacteur**	**Bassinet**	**Cortex plaque**	**Cortex impacteur**	**Bassinet**	**Cortex plaque**
Reins humains x=4	**Cortex impacteur**	***0.001***	***0.008***	***0.0001***	***0.035***	0.158	***0.001***	***0.046***	0.878	***0.003***
	Bassinet	***0.003***	***0.025***	0.442	0.158	0.079	0.442	0.158	0.101	0.442
	Cortex plaque	***0.001***	***0.0007***	***0.001***	***0.0006***	***0.005***	0.192	0.158	***0.025***	0.959

4.1.2.2. Essais destructifs

Les différentes zones ont été suivies sur les films échographiques ultrarapides jusqu'à la détection de la rupture. Celle-ci apparaît, en moyenne, à 39.3±2.3% (x=3) de compression. La Figure 54 présente des photographies d'un rein humain après les essais à rupture.

Pour les essais destructifs sur les reins ayant perfusé, les courbes d'efforts vs. déplacements mesurées à l'INSTRON sont présentées en Figure 55.

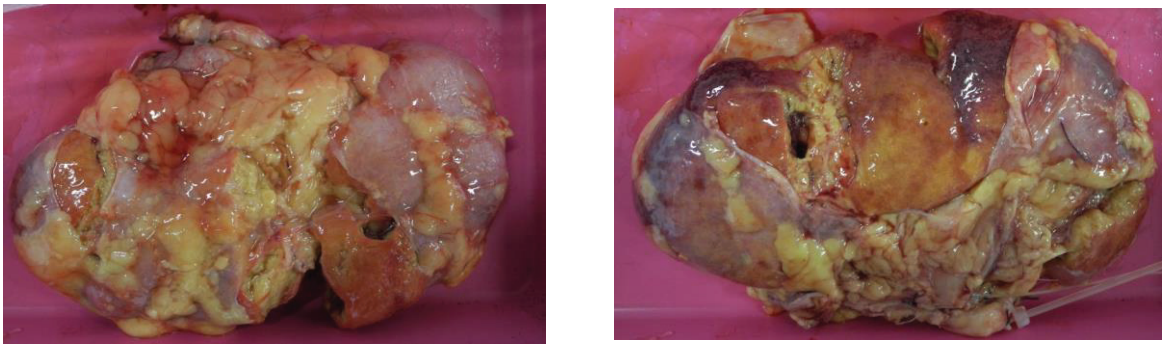


Figure 54 : Photographies d'un rein humain après essais destructifs (kid39)

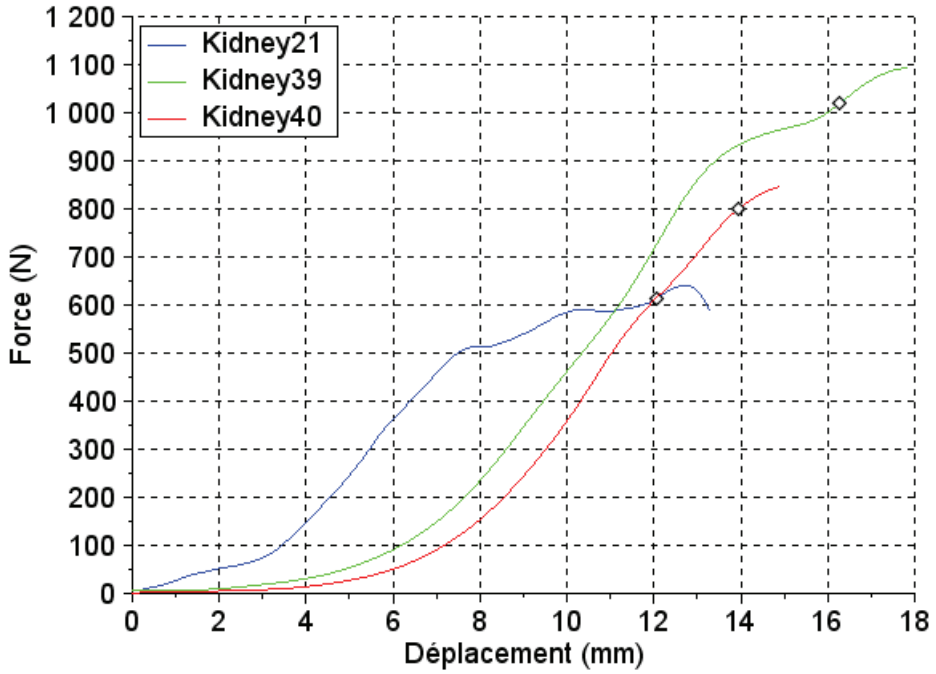


Figure 55 : Courbes d'effort (N) déplacement maximal (mm) pour l'ensemble des reins humains testés à rupture à 0.3m/s (x=4), la rupture est représentée par les losanges

4.2. Discussion

Des essais de compression ont été réalisés sur quinze reins de porc. Tous les reins de porc ont correctement perfusés (pression appliquée en artère, sortie du fluide par la veine).

Six reins humains ont été testés en compression. Seuls deux reins ont été testés avec ce protocole final. Deux reins ont dû être exclus du traitement des données car ils n'ont pas semblé perfuser (rien ne s'écoulait par la veine) et deux reins ont été testés sans la vitesse de chargement intermédiaire (0.03m/s).

La répétabilité a été évaluée sur deux reins de porc. Si le coefficient de variation est élevé au début de la compression (en relation avec la faiblesse des déformations mesurées dans les zones éloignées de l'impacteur), il décroit ensuite pour atteindre des valeurs proches de 10% autour de 20% de compression. La variabilité pourrait être liée à de multiples causes incluant des mouvements de fluide non réversibles à l'intérieur de l'organe, des variations de remplissage de l'organe, de petits mouvements du rein sur la table, le conditionnement de certains tissus, ou des différences de suivi.

En effet, malgré l'attention portée au suivi des points, il est possible qu'au cours du chargement, ce ne soit pas toujours le même point qui ait été suivi, ce qui peut entrainer des variations dans les calculs de déformation uniaxiale. De plus, les points étaient définis sur chaque rein en fonction du pourcentage de l'épaisseur totale (cf. Chapitre 3). Or celle-ci est variable d'un essai à l'autre, puisqu'à chaque essai le rein peut perdre un peu de liquide ou en gagner suivant le temps entre deux essais. Enfin, la valeur des coefficients de variation est liée au plan d'imagerie dans lequel le suivi de point a été effectué, et qui peut ne pas

toujours être identique d'un essai à l'autre si le rein se déplacement légèrement malgré le papier verre sur la plaque (par exemple : rebond au déchargement).

Ces paramètres n'ont pas été évalués de manière indépendante mais pourraient l'être dans le futur. De manière plus générale, pour une application dans un contexte lésionnel, ce sont les valeurs aux déformations les plus élevées qui semblent les plus importantes. 10% de variation autour de 20% de compression correspondant à une variabilité de 2% de déformation semble tout à fait acceptable si l'on considère les variations interindividuelles et une application visant à développer des modèles moyens.

En se basant sur les résultats obtenus sur les reins de porc, la vitesse de chargement semble avoir une influence limitée sur le comportement interne du rein. Seul le cortex du coté impacteur a une déformation significativement différente à 0.3m/s par rapport à 0.003m/s, soit des vitesses de déformation de l'ordre de $7.5s^{-1}$ et $0.075\ s^{-1}$. Cette différence pourrait être due à des phénomènes inertiels.

Si l'on compare les déformations entre zones à une même vitesse, le cortex du côté de la plaque se déforme le moins et il est statistiquement différent du rein et du cortex impacteur dans sept cas sur neuf (toutes vitesses et compression confondues). En revanche, il n'est significativement différent du bassinet que dans quatre cas sur neuf. Le bassinet quant à lui se déforme le plus dans les trois cas de chargement. Si ces écarts sont significatifs, ils sont toutefois relativement limités, puisqu'à 15% de déformation, le bassinet ne se déforme que de +2.2% entre 0.3m/s et 0.003m/s, et de +16.6% entre 0.3 et 0.03m/s malgré la différence de structure anatomiques et de propriétés matériaux entre le cortex et la région du bassinet (observée par élastographie dans des états sans perfusion [TER 13], *in vivo* [GEN 12] et dans cette étude (cf. Chapitre 2)).

Lorsque l'on compare les courbes de déformation du rein humain et du rein de porc à 0.3m/s, le comportement semble être différent. La déformation du rein humain semble plus homogène alors que chez le porc, on a pu constater que le bassinet se déforme plus que les autres parties du rein, et que le cortex au contact de la table se déforme le moins.

Pour le rein humain, comme pour le rein de porc, on constate que la partie la plus éloignée de l'impacteur commence à se déformer plus tard, et ce à toutes les vitesses de chargement. Comme ce phénomène est visible aux plus faibles vitesses, il pourrait s'agir d'une non-linéarité de contact et non d'un phénomène inertiel.

Enfin, on constate que l'instant de la rupture est proche sur le rein humain (39.3% de compression) et sur le rein de porc (36.8% de compression). Si les essais réalisés sur reins humains permettent d'obtenir des tendances, il serait utile d'augmenter le nombre d'échantillons pour pouvoir conclure sur la significativité des phénomènes observés. Les résultats obtenus permettent une première quantification de l'instant de la rupture au sein de l'organe suggérant que la rupture serait difficile à détecter uniquement avec l'effort. Il serait toutefois souhaitable de définir un critère objectif pour déterminer la rupture à partir des résultats échographiques plutôt qu'une détection visuelle.

Les efforts obtenus sur les reins humains ont pu être comparés aux données obtenues par Schmitt et al. [SCH 06]. On constate que les reins humains testés dans cette étude sont plus rigides. Plusieurs différences de protocoles sont à noter et pourraient justifier ces écarts. Dans notre cas, les reins sont perfusés avec de la DMEM et sont posés sur

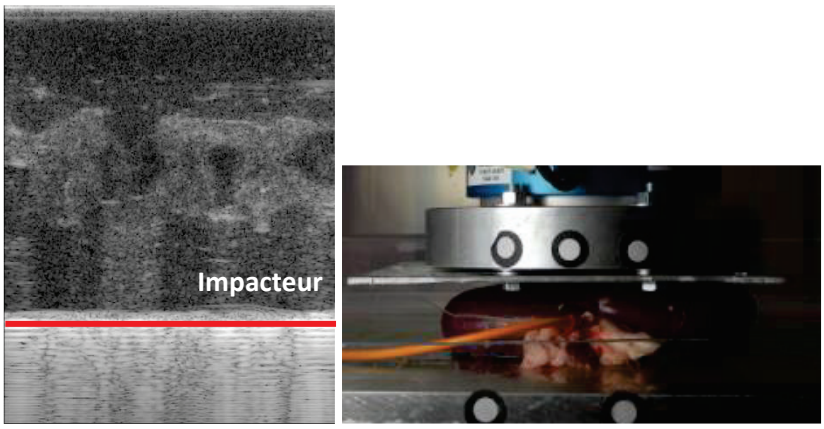
une plaque alors que Schmitt et al. [SCH 06] perfusent aussi les reins, mais avec de l'eau saline, et ceux-ci sont positionnés dans un sachet, qui est suspendu.

Une première application des résultats a été effectuée dans le cadre du projet GHBMC Phase 2. Les données sur rein humain ont été utilisées afin d'évaluer la réponse interne du modèle de rein du modèle GHBMC 50ième percentile et de choisir un niveau d'énergie de déformation à rupture préliminaire pour l'organe. En effet, sur ce dernier point, si Snedeker et al. [SNE 05] ont proposé un niveau d'environ 21 µJ/mm^3 pour l'énergie interne à rupture du rein de porc en se basant sur de nombreux essais à différentes énergies d'impact, Schmitt et al. [SCH 06] n'ont pas pu déterminer une valeur correspondante sur rein humain lors de la suite de l'étude en raison du petit nombre d'essais réalisés (n=3) et du caractère censuré des données obtenues (le moment de la rupture n'est pas connu). L'obtention de valeurs de déformation à rupture non censurées dans la présente étude (39% en moyenne, calculée sur 3 reins) a permis de déterminer un niveau d'énergie à rupture équivalent pour le modèle (8 µJ/mm^3).

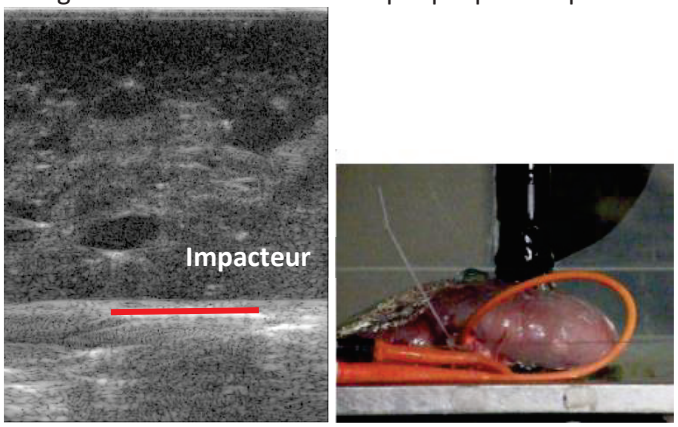
4.3. Perspectives

4.3.1. Autres types d'essais

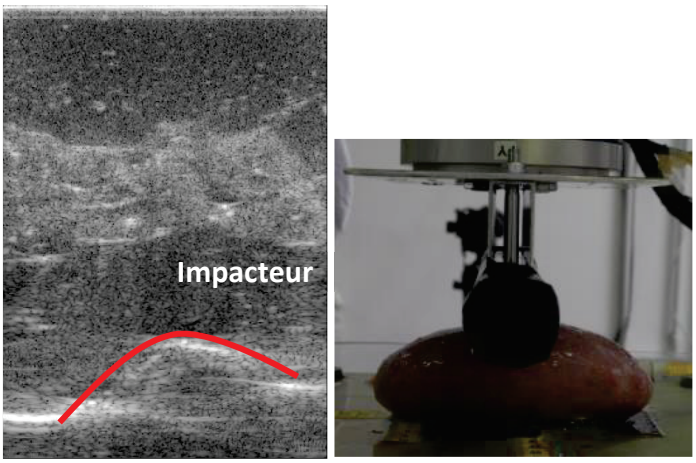
Lors du développement du protocole et de son application aux organes humains, des essais additionnels ont été réalisés. Ces essais sont exploratoires et pourraient essentiellement aider à définir de futures pistes de travail, ce qui a motivé leur présentation dans cette section. Ils incluent des essais sur rein de porc et rein humain avec différentes orientations de sonde, différentes positions d'organe (après translation par rapport à la sonde et scan échographie/élastographique de l'organe), différents impacteurs (cylindre et indenteur), et d'autres modes de chargement (essais de relaxation). Ce type d'essais pourrait permettre d'approfondir la compréhension de la déformation interne de l'organe (compréhension et modélisation d'inhomogénéités régionales, validation pour d'autres type de chargement etc.), y compris pour des contextes autres que le choc automobile. Les Figure 56 et Figure 57 représentent des illustrations de quelques autres essais réalisés.



Essais avec une plaque pour impacteur : Echographie d'un rein de porc prise dans la section longitudinale du rein avec une plaque pour impacteur

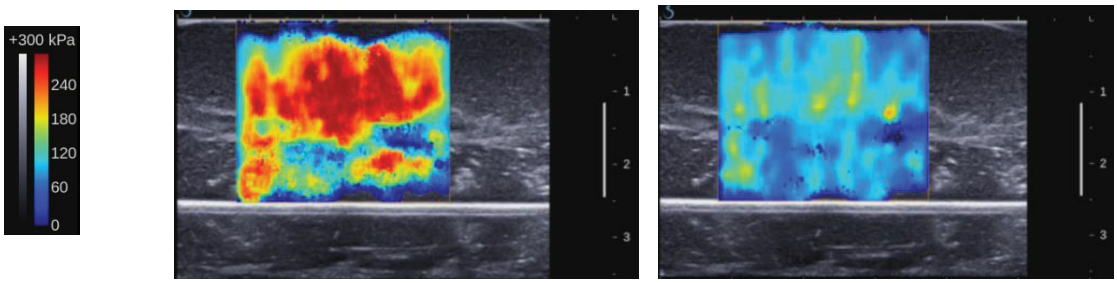


Essais avec un indenteur pour impacteur : Echographie d'un rein de porc prise dans la section le long du rein. Ce type d'essais pourrait être utile afin de mieux comprendre quelles régions contribuent aux résultats d'essais d'indentation

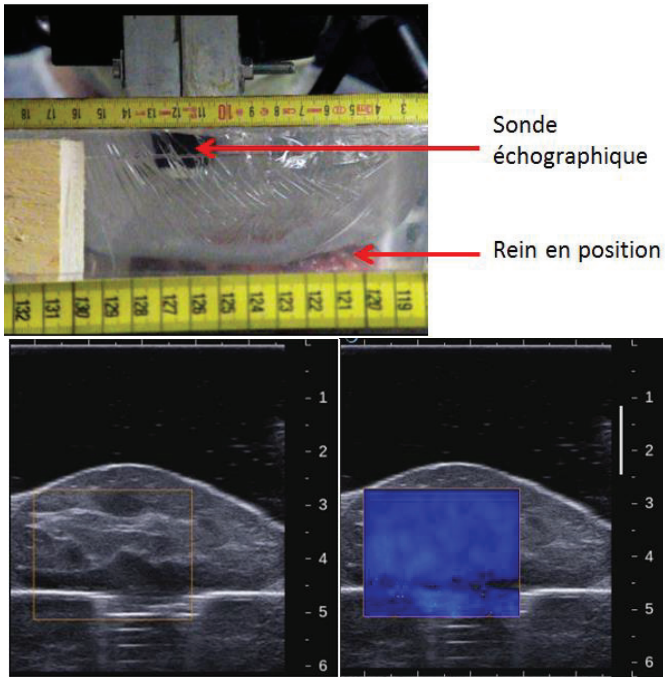


Essais avec un cylindre pour impacteur : Echographie d'un rein de porc prise dans la section le long du rein. Ce type d'essais pourrait être utile afin de tester la performance de modèles pour différents types de chargement. De la flexion d'organe a aussi été considérée

Figure 56 : Illustrations d'autres essais réalisés avec des impacteurs différents (plaque, cylindre, indenteur)



Essais de relaxation : 5s (à gauche) et 32s (à droite) après l'application du chargement. Ce type de test pourrait aider à caractériser les différences de propriétés viscoelastiques entre zones à l'intérieur d'un organe perfusé



Scan en élastographie du rein : Image de l'enregistrement caméra (en haut) avec la sonde et le rein, images échographique et élastographiques (en bas) correspondantes. Ce type de donnée peut être utilisé afin de personnaliser les modèles utilisés pour simuler les essais d'impact (structures anatomiques et propriétés).

Figure 57 : Illustrations d'autres essais réalisés (indentation et scan en élastographie du rein perfusé)

4.3.2. Méthodologie d'analyse des résultats

Si la méthode utilisée a semblé fournir des résultats intéressants quant à la déformation interne régionale dans la direction d'impact, une analyse 2D permettant de calculer des cartes de déformations pourrait être mise en place. Ceci permettrait d'affiner la compréhension du comportement interne et de fournir des données utiles pour un effort de simulation. Toutefois, ceci pourrait nécessiter quelques efforts méthodologiques additionnels dans la mesure où les tentatives réalisées (corrélations d'image par logiciel VIC2D, registration élastique grâce à BunWarpJ) se sont révélées infructueuses, probablement à cause du bruit dans l'image et du problème du changement de l'aspect de certaines régions au cours du temps (hors plan et grandes déformations). L'exploration

d'autres pistes (méthodes d'optimisation issues de méthodes de recalage d'image (ou registration d'image) 3D en particulier) pourrait se poursuivre dans le futur.

Enfin, sur certains essais, le mouvement de bulles présentes dans les vaisseaux a pu être observé lors de la compression. Ceci pourrait permettre de calculer des vitesses de flot et pourrait fournir des données intéressantes pour l'étude de systèmes vasculaires au choc (cf. Figure 58).

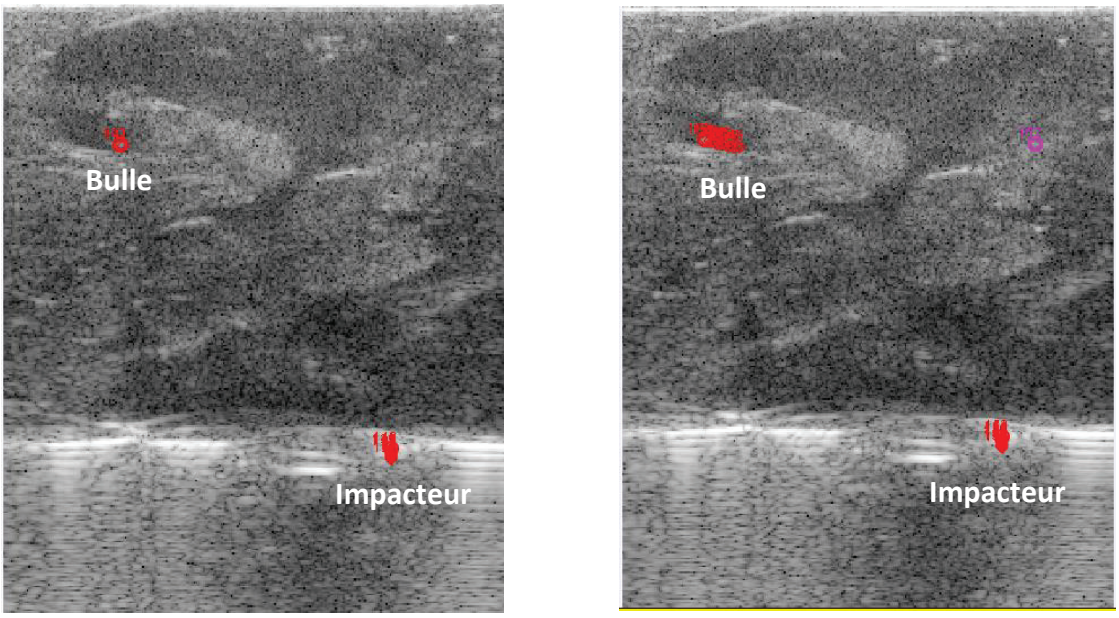
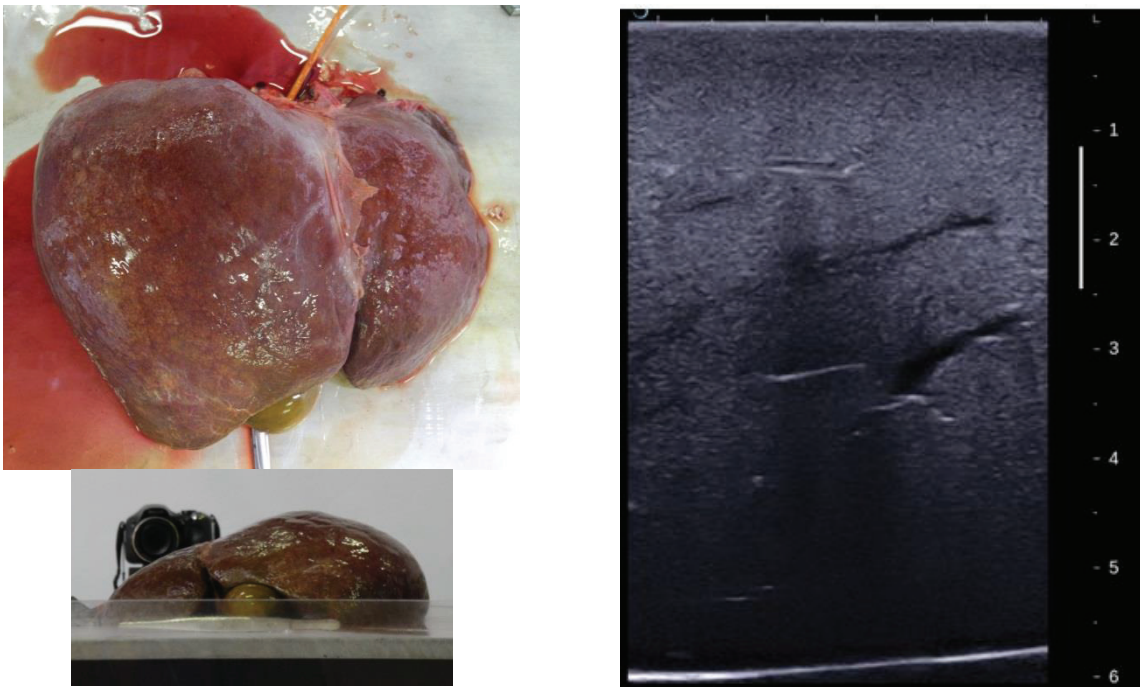


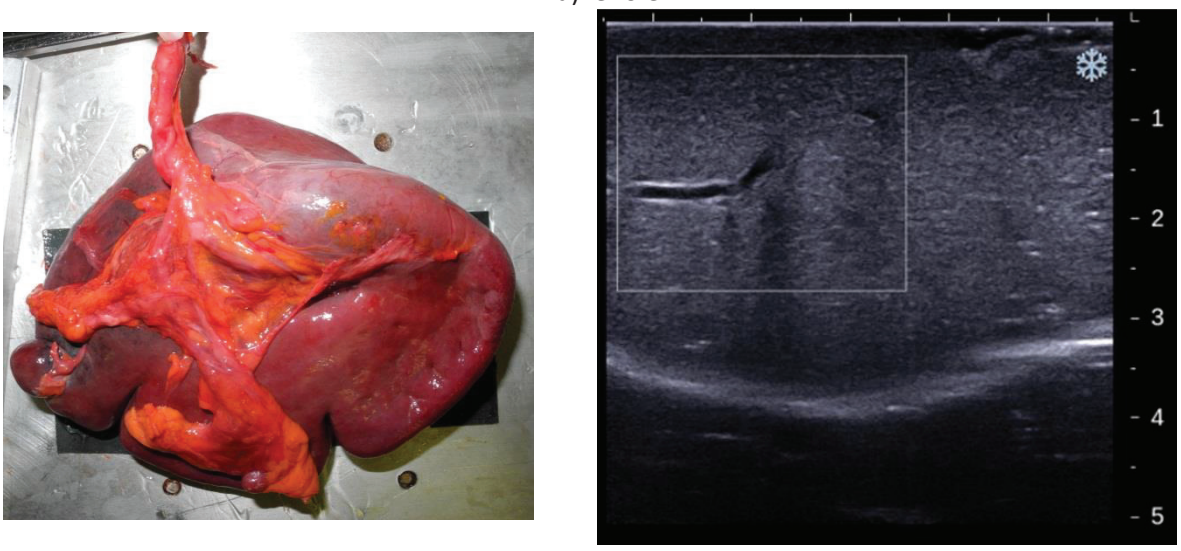
Figure 58 : Illustration du suivi d'une bulle à l'intérieur du rein, pendant le chargement

4.3.3. Autres organes

Des essais exploratoires de compression ont aussi été réalisés sur foie et rate humain prélevés en même temps que les reins testés (cf. Figure 59).



a) le foie



b) la rate

Figure 59 : Images échographiques et photographies en position du foie (a) et de la rate (b)

Il s'est avéré qu'une fois les organes mis en place et pressurisés, l'image échographique était relativement homogène (contrairement au rein) à l'exception des zones de grands vaisseaux pour le foie. Les essais sur le foie ont donc été réalisés de manière à être à proximité d'un vaisseau et d'observer le comportement du tissu à sa proximité pendant un chargement, et éventuellement de flot dans le vaisseau par suivi de bulle (cf. Figure 58). Les données n'ont pu être exploitées, car une seule sonde a été utilisée, et que le vaisseau

sortait du plan avant rupture (cf. Figure 60). L'utilisation simultanée de deux sondes échographiques pourrait aider à résoudre ce phénomène.

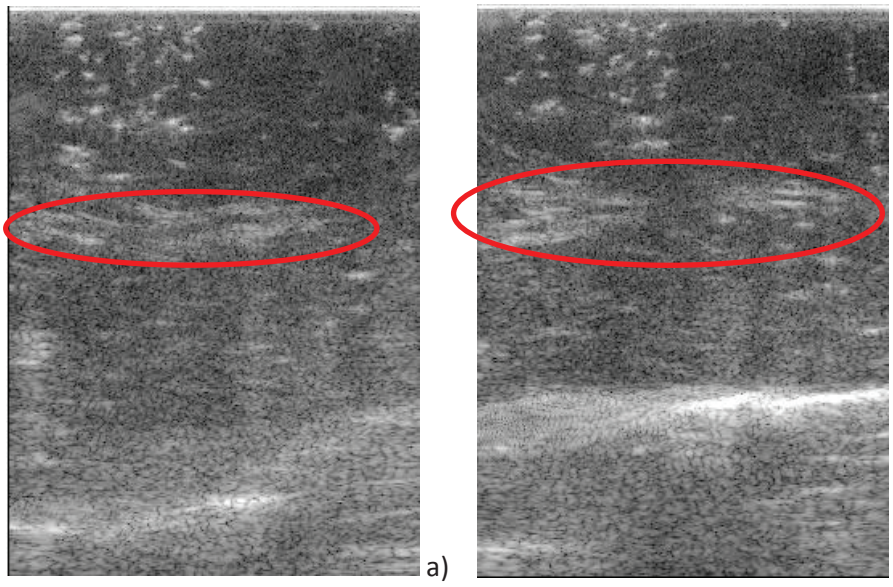
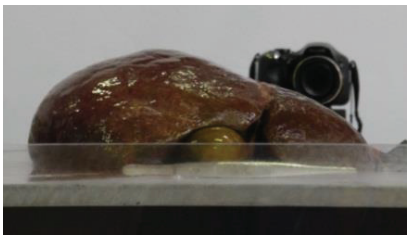


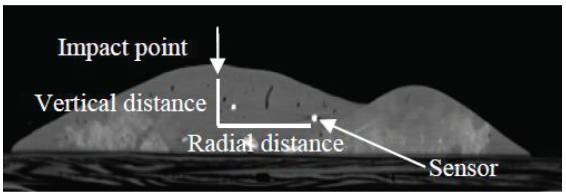
Figure 60 : Image échographique d'un vaisseau (entouré en rouge) présent dans le foie avant le chargement (a) et pendant le chargement (b)

Toutefois, ces essais préliminaires ont confirmé les observations faites à partir de résultats de la littérature [SPA 07] sur les essais réalisés sur table.

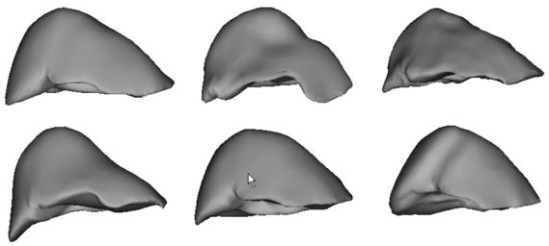
Même mis en pression, le foie a une forme éloignée de la forme physiologique, contrairement au rein ou à la rate (cf. Figure 61). En effet, le foie est fixé dans l'organisme par différents types d'attaches (ligaments, vaisseaux, etc.) et il est entouré d'autres organes et structures qui sont tous absents *ex vivo.* Sous l'effet de la gravité, le foie se conforme au plan de support, ce qui pourrait créer des déformations internes différentes de celle observées *in vivo*. Afin de poursuivre le travail sur le foie, il faudrait être capable de le remettre dans une position plus réaliste, moins contrainte, ce qui permettrait d'avoir une meilleure idée de sa réponse lors d'un chargement *in situ*. Il serait aussi possible d'appliquer la technique d'échographie ultrarapide sur des essais corps entiers, ayant pour objectif d'observer le comportement de l'organe pendant un chargement.



a) Position du foie pendant les essais de cette étude



b) Position du foie avant les essais réalisés par Sparks et al. [SPA 07]



c) Reconstruction de la géométrie du foie *in vivo* pour six sujets assis [BEI 09] mis dans une position semblable à celle appliquée en essais *ex vivo*

Figure 61 : Illustration de la position du foie pendant les essais réalisés dans cette étude (a), les essais de Sparks et al. [SPA 07] (b), et reconstruction de la géométrie du foie pour six sujets d'après Beillas et al. [BEI 09] (c)

4.4. Conclusion

Le protocole développé pour l'étude d'organes isolés a été appliqué aux reins de porc et humain. Il a permis, pour la première fois, de mettre en évidence le comportement interne de ces organes lors d'un chargement à différentes vitesses (0.3m/s, 0.03m/s et 0.003m/s). Pour chaque vitesse de sollicitation, la distribution des déformations pour le cortex impacteur, le bassinet, et le cortex table en fonction du taux de compression a pu être déterminée par suivi de points. En résultat, il semble que le rein de porc et le rein humain aient des comportements différents. En effet, si pour le porc, on observe que le bassinet se déforme plus, et que le cortex du côté fixe se déforme le moins, la déformation du rein humain semble plus homogène. Cependant, en raison du faible nombre de reins humains testés, seuls les essais sur reins de porc ont permis de conduire une analyse statistique et d'évaluer l'influence de la vitesse sur la distribution des déformations (qui ne semble être présente que pour le cortex au contact de l'impacteur).

Le moment de la rupture a pu être déterminé grâce aux films échographiques ultrarapides enregistrés pendant les essais, permettant ainsi de la relier au taux de compression et à la force au moment de la rupture. Ces données non censurées ont permis notamment une première application en modélisation.

Si les résultats actuels sont uniquement basés sur l'analyse de déformation uniaxiale issues du suivi de cibles naturelles qui restent dans le plan d'imagerie, des développements méthodologiques semblent possibles et souhaitables afin de mieux quantifier le mouvement hors-plan (exploitation des essais réalisés avec deux sondes) et d'obtenir des cartographies de déformations 2D. Ceci pourrait permettre d'approfondir ces résultats et aiderait à étendre l'approche à d'autres types de chargement et organes.

D’autres organes humains ont été testés (rate et foie) à but préliminaire. Si l’étude des déformations internes dans le foie pourrait être intéressante (en particulier au voisinage des vaisseaux), elle pourrait nécessiter des développements méthodologiques additionnels tant pour la mise en place de l’organe et pour l’étude de mouvements internes qui risquent d’être hors du plan.

Chapitre 5

Comportement interne de l'abdomen au choc : Méthodologie

5.1. Introduction

De nombreux essais sur corps complets, ont été réalisés dans le passé (cf. Chapitre 1). Toutefois, seuls les essais réalisés par Howes et al. [HOW 12] s'intéressent à l'observation des déplacements des organes internes lors d'un chargement. Dans cette étude, seuls deux corps ont pu être testés pour des impacts sur la région abdominale, et les résultats sont limités à des trajectoires tridimensionnelles de billes implantées sur ou dans des organes. Les organes creux n'ont pas pu être étudiés à l'exception de quelques cibles sur le mésentère. Les interactions entres organes et les déformations des organes n'ont pu être observées. Enfin, seules les cibles du foie (implantées à l'intérieur) et du diaphragme (implantées sous le cœur) ont pu être exploitées en modélisation dans le cadre du projet GHBMC à cause des variations interindividuelles et des incertitudes sur les positions anatomiques qui se sont révélées problématiques pour les autres cibles. Au-delà de la complexité de l'approche, si certaines de ces limitations pourraient être résolues dans de futurs essais, il existe des limitations inhérentes qui seront difficiles à résoudre : le faible contraste – qui rend le suivi des cibles délicat – et la nature invasive de l'implantation limitent le nombre de cibles qui peuvent être implantées dans un même voisinage.

L'objectif de notre étude est de développer un protocole permettant d'observer le mouvement et si possible les déformations des organes de l'abdomen ainsi que leurs interactions pendant un impact en utilisant une approche nouvelle basée sur les ultrasons (films échographiques ultrarapides) [BER 04] [TANT 08]. Le côlon (organe creux) et le foie (organe plein) seront les deux principaux objets d'étude. Les résultats seront donc complémentaires de ceux de Howes et al. [HOW 12] et l'on s'inspirera, autant que possible, des conditions d'essais utilisées dans leur étude afin de faciliter d'éventuelles comparaisons.

Ce chapitre s'applique à décrire, dans une première partie, les principes d'essais utilisés ainsi que le dispositif expérimental. Dans une seconde partie, les méthodes utilisées pour la préparation et la mise en position du sujet seront développées. Enfin, dans une troisième partie, les conditions d'essais et résultats seront détaillés.

5.2. Principes d'essais

Ce protocole a été appliqué à trois corps humains entiers donnés à la science et obtenus auprès du Département Universitaire d'Anatomie de Rockfeller (DUAR) (Lyon). Les essais ont eu lieu sur une période de 3 jours (pour le second corps) ou 4 jours (pour les deux autres corps) dans la plateforme biomécanique expérimentale de l'IFSTTAR. Ils commençaient par une préparation du sujet le premier jour, suivi par les essais d'impact le lendemain et éventuellement le surlendemain. Le dernier jour, le sujet était désinstrumenté et une autopsie était pratiquée pour observer si des lésions internes des organes avaient été générées.

5.2.1. Choix de la Position du sujet

Lors de ces essais, les sujets étaient positionnés à l'envers, i.e. la tête vers le sol et les jambes vers le haut. Cette méthode de positionnement du sujet a été utilisée par [HAR 06] [HOW 12]. Il a été montré que cette posture affectait la position interne des organes des sujets [HOW 13]. L'hypothèse pour ce choix est qu'en l'absence de tonus musculaire sur les sujets cadavériques, le diaphragme et les organes ont tendance à descendre de manière irréaliste dans la cavité abdominale, conduisant à une position incorrecte des organes et une épaisseur abdominale très importante. D'après Howes et al. [HOW 13], le déplacement entre la position « normale » et la position inversée est en moyenne de 106 mm (n=2) pour le diaphragme. De tels déplacements correspondent approximativement à l'amplitude maximale de respiration volontaire [WAD 54]. La comparaison de la hauteur du diaphragme par rapport à la vertèbre T10 entre les essais de Howes et al. et des données *in vivo* obtenues par IRM positionnel sur 9 sujets [BEI 09] suggèrent que les variations interindividuelles sont supérieures à cet écart [HOW 13]. Ces résultats sont seulement basés sur les deux sujets testés par Howes et al. et aucune des postures n'a paru plus proche de la moyenne *in vivo* que l'autre. Toutefois, du point de vue fonctionnel, les déplacements du foie sont supérieurs à ceux du diaphragme et semblent suggérer la présence d'air autour de l'organe suspendu au diaphragme. Une telle présence d'air serait inacceptable dans le cadre d'un protocole basé sur les ultrasons car elle rendrait l'imagerie impossible. Au contraire, une position inversée tendrait à améliorer le contact entre organes et à localiser l'air vers le sigmoïde (qui n'est pas une région d'intérêt pour l'imagerie).

En conséquence, il a donc été décidé de positionner le sujet en position inversée, en essayant d'imposer une position du diaphragme (gonflement de la cavité thoracique) qui permettrait de maitriser sa position. Un montage réversible a toutefois été conçu pour se laisser la possibilité de changer de stratégie ultérieurement.

5.2.2. Approche d'imagerie

L'imageur ultrasonore Aixplorer (SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France) a été utilisé pour l'acquisition des images échographiques en mode B, ainsi que pour l'acquisition de films échographiques ultrarapides, en mode recherche et « remote ». Plusieurs configurations étaient possibles pour le choix des sondes et leur mise en place. Afin de pouvoir imager l'intégralité de la cavité abdominale, les sondes courbes SuperCurved 6-1

(SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France) ont été utilisées car ce sont celles qui permettent d'imager les tissus le plus en profondeur, c'est-à-dire jusqu'à 15cm en mode « research ».

Cette limitation nous a amenés à sélectionner les sujets, entre autre, sur leur épaisseur abdominale réduite. En effet, si celle-ci dépassait 15cm, une fois le sujet en position, il n'était plus possible d'imager tout l'abdomen avec une seule sonde. Cette limitation a pu être levée lorsque l'échographe était contrôlé à distance (mode « remote ») par un de nos collaborateurs de l'Institut Langevin. Ce mode permettant d'imager à haute fréquence une profondeur plus élevée.

5.2.3. Dispositif experimental

Les essais se sont déroulés dans le hall d'essais du LBMC à l'IFSTTAR. Un montage a été réalisé afin de permettre la mise en position du sujet et son maintien en position pendant les essais. Un cadre métallique avec une assise et un dossier composé de plaques réglables était fixé sur le bâti. Le bâti était fixé au sol, et pouvait être déplacé latéralement ou dans la direction antéro-postérieure (cf. Figure 62). Le cadre pouvait être déplacé verticalement grâce à des rainures dans le bâti de fixation. Des barres de contrefort étaient fixées à l'arrière du montage afin d'éviter toute flexion lors du choc.

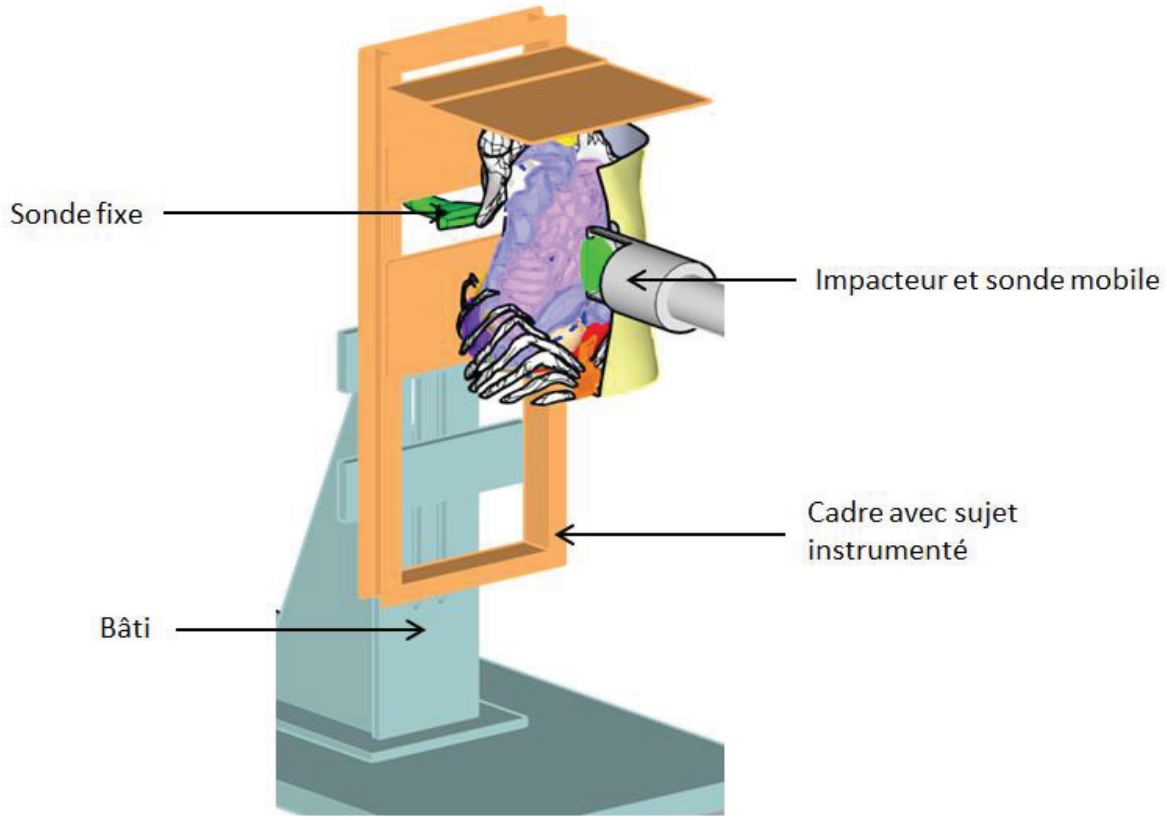


Figure 62 : Schéma du montage

Le capteur 6 axes Humanetics (22kN, modèle 10485FL, n° de série DK0839) était le même que pour les essais organes (Chapitres 3&4). A son extrémité était monté un cylindre

de 120mm de diamètre (le même que décrit dans le Chapitre 3) à l'intérieur duquel une sonde pouvait être fixée grâce à un moulage. Le bout de l'impacteur était recouvert d'un disque de 120mm de diamètre pour les premiers essais, et d'une demi-sphère de 120 mm de diamètre pour les suivants. Dans les deux cas, un trou rectangulaire permettait le passage de la sonde. Ainsi, la partie de l'impacteur en avant du capteur d'effort mesurait 360mm de long, pour une masse de 3.04 kg avec la sonde. Deux accéléromètres étaient utilisés pour la plupart des essais : un positionné sur l'impacteur côté mobile à proximité du capteur d'effort (GV2510, 2500 m/s², ENTRAN), et un second sur la partie fixe (ie. bâti) (GV223, 200m/s², ENTRAN). Un ensemble de cartes d'acquisition National Instruments piloté par logiciel LabView permettait l'acquisition des données du capteur et des accéléromètres (fréquence d'acquisition : 50kHz).

Pour les films échographiques ultrarapides, deux sondes échographiques pouvaient être utilisées simultanément ou indépendamment : l'une positionnée dans l'impacteur, la seconde positionnée à l'arrière du corps et maintenue à l'aide d'un bras Manfrotto 244. L'utilisation simultanée des sondes était possible grâce au câble dédoubleur de sondes, déjà utilisé lors des essais organes.

Les essais étaient filmés par quatre caméras Fastcam SA3 (Photron, Tokyo, Japon) montées d'objectifs SIGMA 24-70mm, 1:1:8, (EXDG, Tokyo, Japon). Quatre projecteurs Dedolight 400D, permettaient d'éclairer la zone d'essai. Deux caméras filmaient l'impacteur et le corps de côté, et deux caméras filmaient l'arrière du montage pour documenter le possible mouvement de la sonde arrière. Chaque paire était calibrée en 3D. Les acquisitions ont été réalisées à 2000 images par seconde, avec une résolution de 1024x1024 pixels.

La synchronisation de l'ensemble des moyens a été problématique et a évolué durant les essais. Le déclenchement de l'acquisition des données (caméras, capteur et accéléromètres) a d'abord été réalisé à l'aide d'un contact sec (déclenchement au passage de l'impacteur), puis manuellement et finalement à l'aide d'une cellule optique. Pour les essais finaux, la synchronisation était facilitée par le largage de l'impacteur à l'aide d'un électro-aimant, de boitiers de temporisation, et d'un armement à distance du trigger de l'échographe grâce à une souris modifiée (cf. Figure 63). Comme pour les essais réalisés à l'INSTRON, l'installation du trigger de l'échographe a permis une meilleure reproductibilité dans le déclenchement et l'acquisition des données mais un nombre important d'essais a été infructueux en phase de mise au point (données échographiques absentes ou incomplètes).

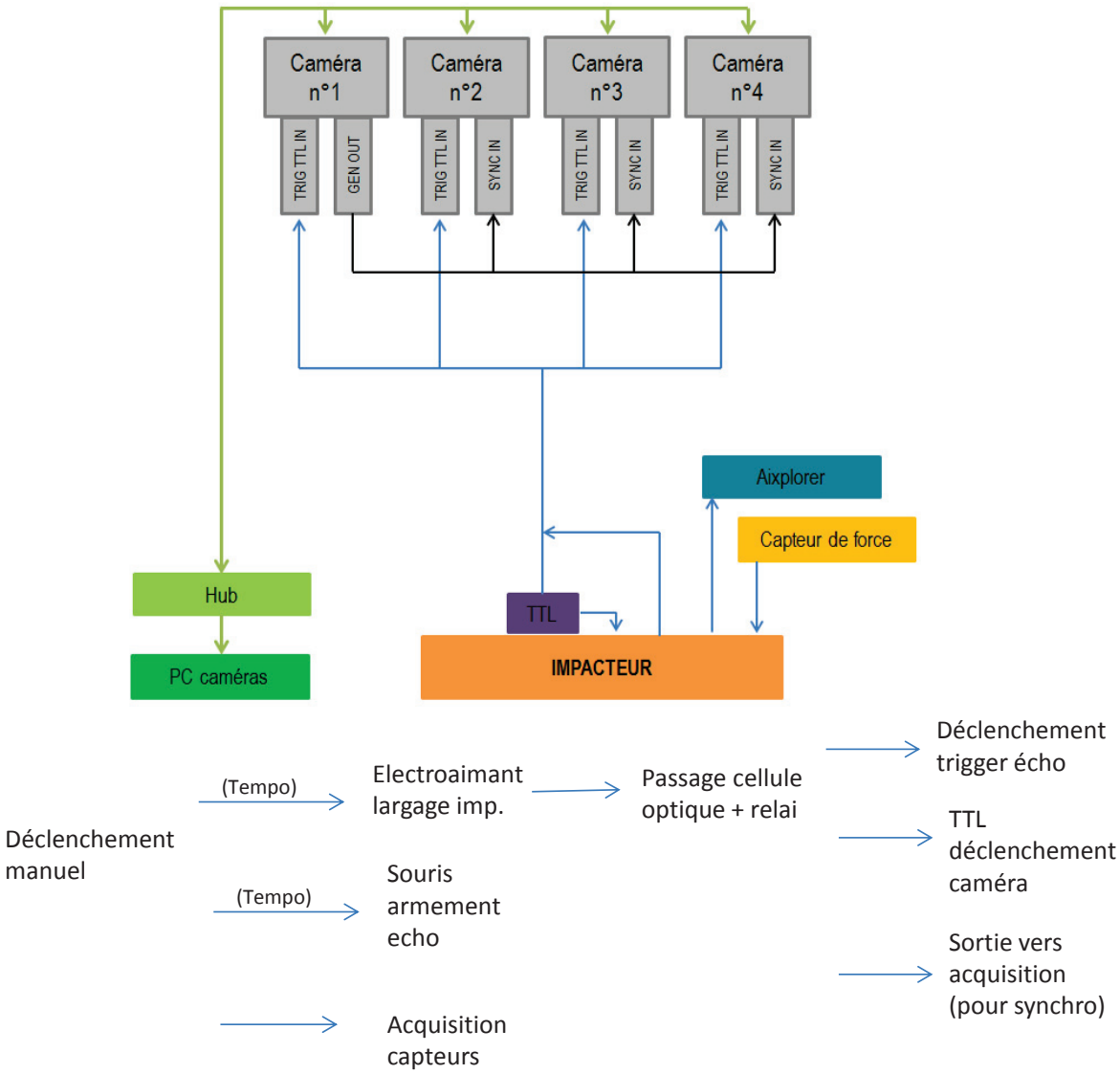


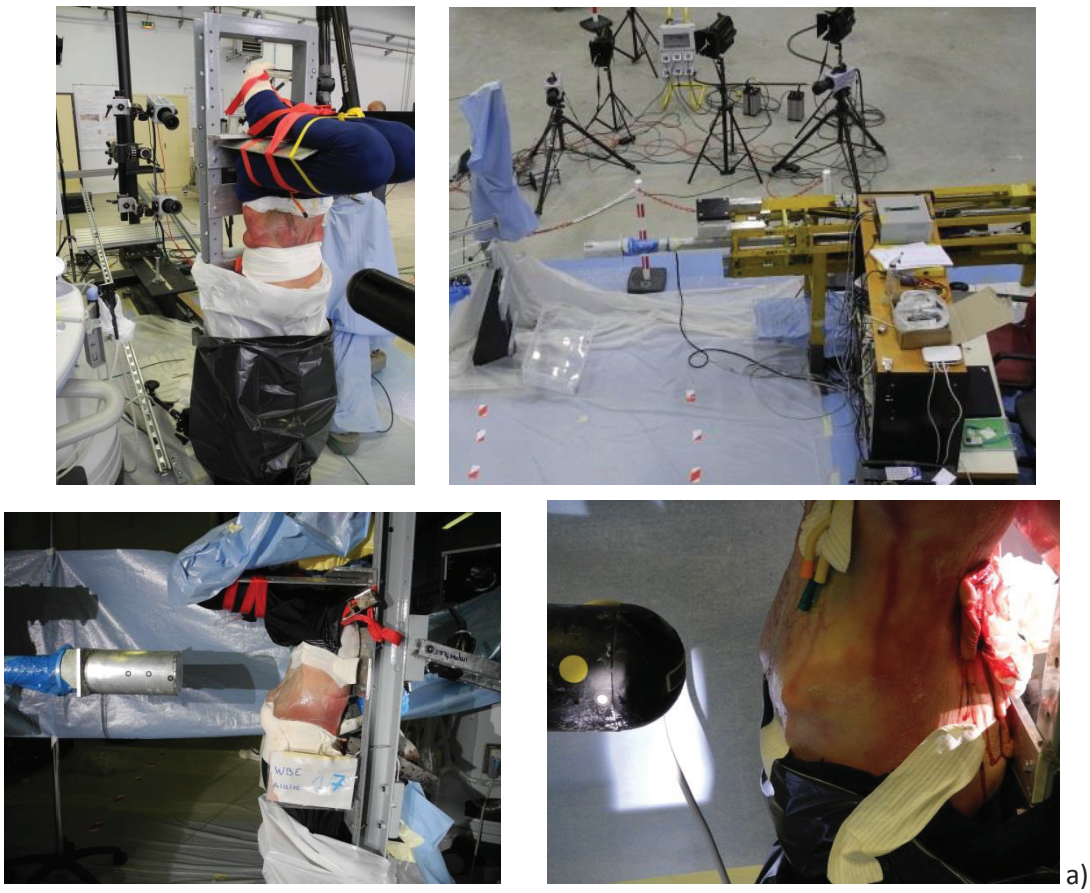
Figure 63 : Connexion des moyens d'essais et schéma final de largage

Un bras laser Nikon, Metris MCAII, mmDX, a permis de scanner la surface externe et la position du corps par rapport au montage et celle des sondes échographiques par rapport au corps avant les essais.

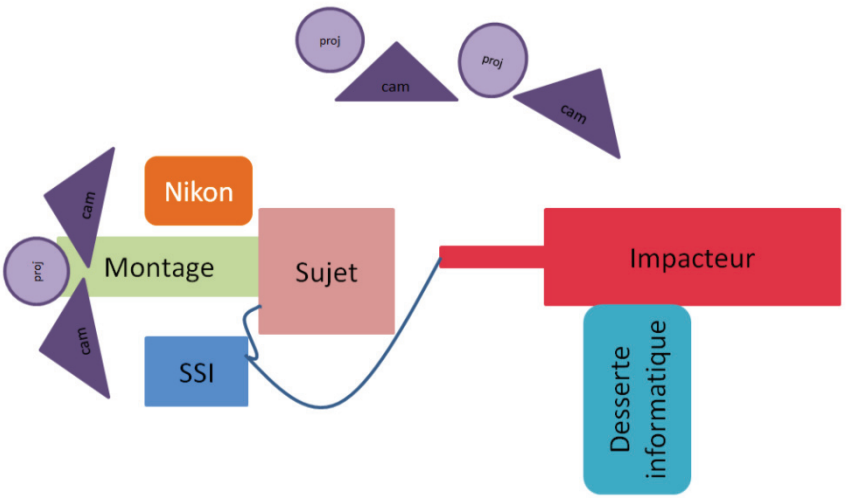
Avant chaque chargement, une image échographique en mode B correspondant au mode d'acquisition était enregistrée (double sondes, ou sonde fixe seule ou sonde mobile seule).

Les différents chargements étaient ensuite effectués. Avant les essais à haute vitesse et forte pénétration, le sujet était perfusé.

Des photographies ainsi qu'un schéma du montage sont disponibles en Figure 64.



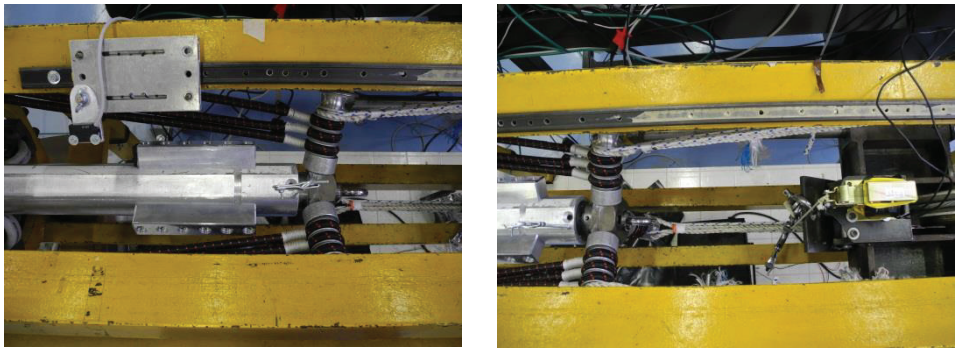
a)



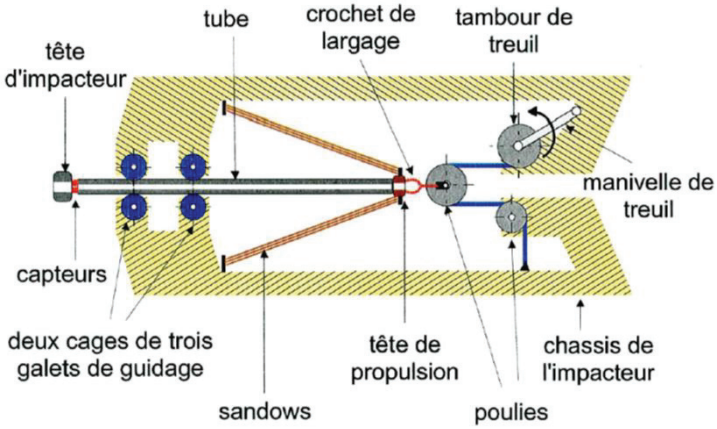
b)

Figure 64 : Photographies (a) et schéma (b) de la zone d'expérimentation

Les différents chargements ont été réalisés grâce à un impacteur à sandows. C'est un dispositif conçu pour réaliser des chocs avec une énergie ajustable et selon un axe horizontal. Le tube sur lequel est monté le capteur ainsi que l'impacteur (cylindre avec la sonde) constituent l'ensemble mobile, pour une masse de 17kg environ. Le schéma de principe est disponible en Figure 65. Le niveau de tension appliqué aux sandows permet d'obtenir la vitesse désirée au moment de l'impact. Pour ces essais, la course de l'impacteur était limitée par l'insertion de nids d'abeille permettant un arrêt du tube en quelques millimètres (cf. Figure 66).



a)



b)

Figure 65 : Photographies du système de largage (a) et schéma de principe de l'impacteur à sandows (b)

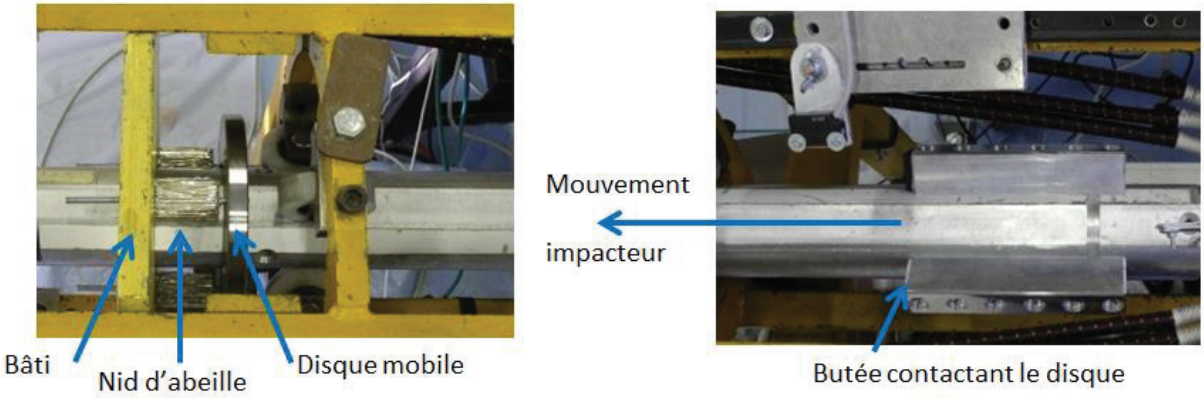


Figure 66 : Photographies du système d'arrêt de l'impacteur à sandows

5.3. Matériels et méthode

5.3.1. Préparation du sujet

Compte tenu des variabilités interindividuelles observées sur les sujets et le bilan de chaque essai, la préparation a été différente pour chaque sujet, en améliorant à chaque fois des points de protocole différents. Cette partie détaille donc les différentes préparations réalisées sur les trois sujets testés.

5.3.1.1. Etapes préliminaires

La mise en place du protocole a montré de grandes variabilités entre les sujets testés. En effet, la position des organes, la présence d'air, et la qualité de l'image échographique se sont avérées être très variables d'un sujet à l'autre. Il a donc été décidé de se rendre au département d'anatomie avec l'imageur échographique pour sélectionner le troisième sujet à tester afin de vérifier que le corps disponible n'avait pas de cicatrice à l'abdomen, pas de déformation vertébrale (type scoliose), que l'épaisseur abdominale au niveau de l'ombilic était limitée (15 à 20 centimètres maximum) et qu'il était possible d'obtenir des images échographiques claires des organes principaux. Cette pré-sélection semble indispensable dans le futur afin d'éviter certaines difficultés (quantité d'air importante entre les organes, position très haute du foie dans la cage thoracique, etc.).

Une fois le sujet acheminé au sein du laboratoire, l'anthropométrie était réalisée sur le sujet allongé. Le Tableau 27 présente les données pour les trois sujets.

Tableau 27 : Récapitulatif des données anthropométriques pour les sujets

	2012_168	2013_03	2013_118	Moyenne
Sexe	F	M	F	-
Age (ans)	99	90	-	
Masse (kg)	40	51.5	40.5	44
Taille (cm)	152	161	160	157.7
Hauteur acromion / pieds (cm)	135	137.5	134	135.5
Hauteur crête iliaque / pieds (cm)	94.5	97	88	93.2
Circonférence thoracique axillaire (cm)	75	86	80	80.3
Circonférence du bassin horizontale en passant par les trochanters (cm)	80	81	81	80.7
Circonférence abdominale au niveau de l'ombilic couché (cm)	-	72	68	70
Epaisseur abdominale au niveau de l'ombilic couché (cm)	18	16	16	16.7
Epaisseur thoracique (cm)	-	18	20	19
Largeur thoracique (cm)	-	29.5	33	31.25

Ensuite, le sujet était congelé en chambre froide (-20°C) et conservé congelé jusqu'aux essais. Le sujet était acheminé congelé, au scanner de l'Hôpital d'instruction des armées Desgenettes à Lyon. Le scanner était réalisé sur le tronc uniquement, et les données permettaient de préparer l'instrumentation du sujet et de choisir les orientations d'impacts.

5.3.1.2. Préparation des sujets

Quarante-huit heures minimum avant les essais, le sujet était placé à décongeler à température ambiante. Le sujet était ensuite préparé avec l'aide du Dr Frédéric Rongiéras, chirurgien à l'Hôpital Desgenettes.

5.3.1.2.1. Réduction de l'air à l'intérieur de la cavité abdominale

Tout d'abord l'abdomen était incisé au niveau de la linea alba entre l'ombilic et le pubis. Puis, une partie des intestins et du côlon étaient sortie afin de vider les organes d'une partie de leur gaz. Des petites incisions étaient réalisées sur chacun d'eux et le gaz était poussé au niveau de l'incision. Ensuite, pour permettre une meilleure transmission des ultrasons et un meilleur couplage, les intestins et le côlon étaient remplis. Un mélange d'eau saline et d'antibiotiques (amoxicilline acide clavulanique 1g/200mg, amoxicilline 1g, ceftriaxone 2g, gentamicine 80mg/2mL) a été utilisé pour le premier sujet pour limiter la prolifération bactérienne [POT 10]. Toutefois, de nombreuses bulles d'air sont apparues dès le lendemain de la préparation du sujet (dégradant ainsi le signal échographique) et l'eau s'est infiltrée dans divers tissus. Pour les deux autres sujets, du gel échographique (Gel Parker Aquasonic 100) a été injecté à l'aide d'une pompe à main. L'utilisation du gel échographique a permis de limiter la diffusion dans les tissus environnant. De plus, sa viscosité est plus grande que celle de l'eau, et peut être plus proche de la viscosité du contenu normal. Les incisions réalisées sur les intestins étaient finalement recousues.

Une sonde urinaire percée faisant office de drain et pouvant être connectée à la pompe à vide a été installée sur les deux premiers sujets afin de pouvoir aspirer l'air présent dans la cavité abdominale après fermeture. Le tuyau était fermé pour limiter l'insertion d'air dans la cavité abdominale avant aspiration. Cette technique est décrite dans Howes et al. [HOW 12]. Toutefois, comme il n'a pas semblé sortir d'air pour les deux premiers sujets (les tissus collant aux trous du tuyau), cela n'a pas été répété pour le troisième corps.

Enfin, chaque couche de la paroi abdominale était recousue indépendamment afin de limiter les fuites d'air et de liquide (cf. Figure 67). Pour le premier corps, l'ajout de solution saline dans la cavité a été nécessaire après fermeture afin de remplir l'espace restant entre les organes et de rendre possible l'imagerie ultrasonore. Pour les corps suivants, du gel échographique a été ajouté avant fermeture afin d'essayer d'améliorer la transmission du signal échographique entre organes et de réduire le risque d'infiltration d'air entre organes.

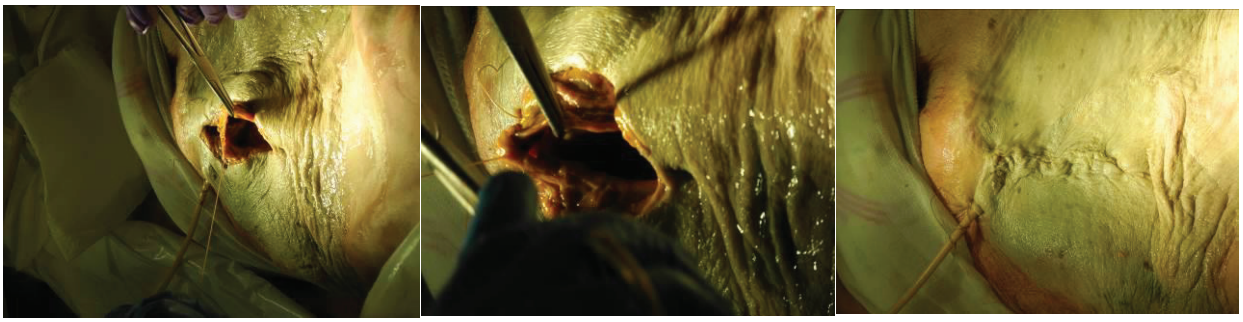


Figure 67 : Photographies de la couture des différentes couches de la paroi abdominale et de la mise en place du drain

5.3.1.2.2. Fixations sur la colonne

Pour la fixation postérieure du sujet, une incision était d'abord réalisée sur la peau (cf. Figure 68). Une vertèbre thoracique était ensuite percée. Le système de fixation du rachis constitué d'une vis à bois avec un écrou soudé sur la tête de vis était ensuite vissé. De la colle cyanoacrylate était utilisée pour faire étanchéité entre la peau et les vis.

Figure 68 : Photographies de l'instrumentation dorsale

5.3.1.2.3. Mise en place de la sonde de perfusion

Une sonde urinaire était insérée dans l'artère fémorale (cf. Figure 69). Une fois la sonde mise en place, le ballonnet était gonflé afin d'éviter le retrait de la sonde par l'orifice suturé. La sonde était ensuite fermée pour éviter tout écoulement de sang lors de la manipulation du sujet.

Une seconde sonde placée au niveau de la carotide a aussi été placée sur les deux premiers sujets. Celle-ci présentant un intérêt limité une fois le corps positionné sur le montage, elle n'a pas été mise en place pour le troisième sujet.

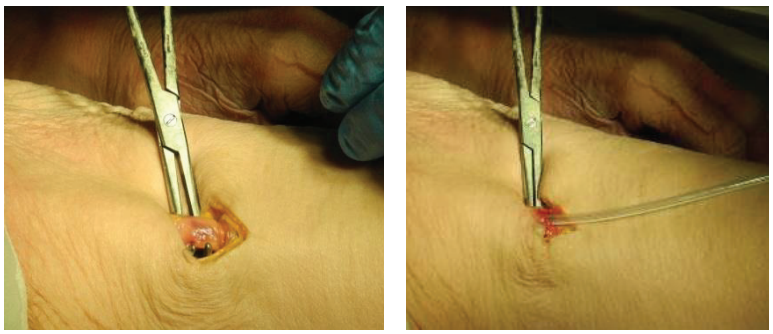


Figure 69 : Photographie de la mise en place de la perfusion

5.3.1.2.4. Installation du corps sur le cadre

Le corps était alors mis en position (assise) sur le cadre et attaché au niveau du bassin avec des sangles à cliquet. Deux vis traversant une plaque de dossier du cadre étaient vissées dans le système d'attache du rachis afin de supporter le dos et d'éviter tout glissement. Enfin, les pieds, les mains, et le thorax étaient sanglés au cadre afin d'aider au maintien du corps en position (cf. Figure 70). Le haut du corps était placé dans un sac

plastique suffisamment grand et épais afin d'éviter toute fuite de liquide au sol une fois le cadre en place. Les pieds et les jambes étaient aussi recouverts. Après préparation du corps, et en fin de journée l'abdomen était recouvert de compresses imbibées de liquide physiologique. Le corps était conservé en chambre froide positive à 4°C avant les essais.

a)

b)

Figure 70 : Photographie du sujet préparé (a) et en position sur le lieu d'expérimentation (b)

5.3.1.2.5. Mise en position sur le lieu d'expérimentation

Le lendemain, le sujet fixé sur son cadre était ensuite transporté jusqu'au lieu d'expérimentation sur un brancard. L'ensemble cadre-sujet était soulevé et mis en position à l'aide d'une chèvre de levage. Le sujet été positionné avec la tête vers le bas en fixant le cadre au bâti et aux contreforts (cf. Figure 70b). Deux sacs plastiques étaient ajoutés (un autour des jambes et du cadre, un second autour du haut du tronc et du cadre). La sonde échographique fixe était finalement positionnée pour les acquisitions.

5.3.1.3. Positionnement des sondes et sites étudiés

Chaque sujet a été soumis à plusieurs impacts de sévérité croissante. Deux sites d'études étaient ciblés :

- Côté droit : Le foie et sa surface diaphragmatique étaient sélectionnés comme objet d'étude pour les impacts finaux à niveau d'énergie élevé pouvant éventuellement conduire à lésion.
- Côté gauche : Le côlon descendant (côté opposé au foie, afin d'éviter tout risque de lésion avant les impacts finaux) était lui sélectionné pour les premier impacts.

Pour les essais du côté gauche, le corps était mis en position de manière à ce que l'impact soit appliqué sur les organes étudiés et que la sonde embarquée dans l'impacteur permette d'observer leur compression. La position du cadre et du sujet était ajustée à l'aide de la sonde de l'impacteur. La sonde fixe était positionnée à l'arrière du sujet de manière à observer les organes étudiés dans un plan horizontal ou presque et légèrement décalée par rapport à la sonde embarquée.

Pour les essais côté droit, le corps était mis en position de manière à ce que le choc soit dirigé sur le foie. Vue la position du foie et sa protection par les côtes, la sonde mobile s'est révélée peu utile pour cet essai. Pour la sonde fixe, une large incision verticale était réalisée dans le dos du sujet de façon à pouvoir insérer la sonde au plus proche de l'organe. Des portions de côtes (côtes flottantes essentiellement) étaient retirées près de la jonction costo-vertébrale pour améliorer la visibilité du foie à l'échographie et augmenter la profondeur de tissus visibles (cf. Figure 71). Cette étape était réalisée directement sur le lieu d'expérimentation par le chirurgien. La sonde échographique était positionnée le plus possible dans un plan sagittal.

Figure 71 : Mise en place de la sonde à l'arrière pour les échographies sur le foie

5.3.1.4. Adaptation de la préparation au sujet

Pour le premier sujet, une ouverture au niveau de la trachée a été réalisée et les poumons ont pu être gonflés. Cependant, il s'est avéré que tout l'air insufflé n'est pas resté dans le thorax et une partie s'est déplacée dans l'abdomen où de l'air semblait déjà présent entre les organes. L'air rendant l'imagerie impossible, des bandes d'Elastoplast® ont été rajoutées afin de réduire l'angle du thorax en fermant les cotes et ainsi d'augmenter le couplage entre organes. Puis un mélange d'eau saline et d'antibiotiques a été ajouté (environ 1.5L) pour remplir l'espace entre organes et permettre le passage des ondes ultrasonores dans l'abdomen. L'apparition de bulles à l'intérieur du fluide et la diffusion du liquide dans les tissus environnants (y compris musculaires) ont limité la visibilité, en particulier le deuxième jour d'essai. Ceci a conduit à modifier le fluide utilisé et à essayer de réduire le temps de préparation et d'essais.

Pour le deuxième sujet, les organes étant suffisamment bas dans l'abdomen pour être observés sans difficulté aucune mise en pression des poumons n'a été réalisée. De l'eau saline a été ajoutée en quantité plus réduite (150mL) afin d'essayer d'augmenter le contraste échographique, ce qui n'a semblé avoir aucune incidence.

Pour le troisième sujet, une quantité plus importante de gel avait été mise dans la cavité abdominale avant fermeture et l'injection de fluide n'a pas été nécessaire. Toutefois, une fois le corps positionné sur le montage, les organes et le diaphragme ont semblé se déplacer vers la tête dans la cage thoracique. La visibilité était donc limitée pour le foie. Ce mouvement en position inversée a été documenté par Howes et al. [HOW 13]. Afin de faire redescendre le diaphragme sans que l'air ne passe dans l'abdomen – comme pour le premier sujet – deux incisions symétriques ont été réalisées sous la clavicule et deux

chambres à air de vélo (16'') ont été positionnées au niveau des poumons. Elles ont ensuite été remplies d'air (0.3bar chacune), permettant ainsi de faire redescendre le diaphragme vers le pelvis, et donc avec les organes de l'abdomen afin qu'ils soient visibles à l'échographie (cf. Figure 72). Cette technique a semblé très efficace. Cependant il faudra à l'avenir mieux contrôler la forme gonflée car il est apparu à l'autopsie que la chambre à air s'était dépliée et était partiellement au contact du diaphragme.

Figure 72 : Sujet mis en position avant et après la mise en place des chambres à air

5.3.2. Matrice d'essai

Pour le premier sujet, une matrice d'essai a été développée avec l'utilisation pour bout d'impacteur d'une barre et d'un cylindre. Pour les autres essais, le bout d'impacteur a été remplacé par une sphère. La barre a été abandonnée car elle ne semblait pas générer suffisamment de déplacement interne pour l'observation. La sphère a été préférée à un disque afin que la sonde courbe montée à l'intérieur soit au contact de la surface impactée dès le début. La pénétration abdominale a été limitée de manière à pouvoir répéter les essais. Les vitesses sont quant à elles, restées inchangées d'un sujet à l'autre, de même que la localisation des sondes et des impacts (cf. Tableau 28).

Tableau 28 : Matrice d'essai

Type d'impacteur		Organes ciblés	Vitesse (m/s)	Pénétration nominale (mm)	Position des sondes
Sujet 1	Sujets 2 & 3				
Barre	Sphère	Organes creux	2	35	Dos + impacteur, parallèles
			3	50	Dos + impacteur, parallèles
Cylindre			3	50	Dos
Cylindre	Sphère	Foie	2	35	Dos + impacteur, parallèles
			3*	40	Dos + impacteur, parallèles
			4*	50	Dos + impacteur, parallèles
			6.5	70	Dos + impacteur, parallèles

* 2012, Howes et al.

5.3.3. Mise en pression et perfusion

Nous avons vu précédemment que l'application de la pression avait une influence sur le comportement de l'organe isolé. Howes et al.[HOW 13] a confirmé que la perfusion affectait légèrement la position des organes abdominaux *in situ*. L'eau saline a été utilisée comme fluide de perfusion. Une poche à urine était remplie d'eau saline, puis connectée à la sonde de perfusion située au niveau de l'artère fémorale et enfin montée à une hauteur suffisante afin d'appliquer une pression supérieure à 80mmHg.

La pression n'était appliquée qu'aux derniers essais visant à étudier le foie. Ce choix était fait afin d'éviter que les organes ne se gorgent d'eau au cours des essais et parce qu'il était supposé que la perfusion n'aurait que des effets limités sur le comportement des organes creux.

5.4. Traitement des données et résultats

5.4.1. Traitement des données

Les essais réalisés ont permis le développement du protocole. Les paramètres ont été modifiés entre chaque corps et les résultats doivent donc être considérés avec précaution. Chaque type de données acquises pendant les essais a fait l'objet de traitement et d'une utilisation plus ou moins poussée en modélisation. L'objet principal de ces traitements était de démontrer que l'exploitation des résultats était possible à dessein de compréhension ou de modélisation. Les données non encore exploitées sont toutefois disponibles pour une utilisation plus poussée (en modélisation en particulier).

Les films obtenus à partir des caméras vidéo ont permis de suivre le déplacement de l'impacteur. Pour l'impacteur, un suivi 2D a été réalisé avec la caméra de côté à l'aide du logiciel Tracker [BRO 09].

Les données acquises avec LabView (notamment l'accélération) ont permis par intégration d'obtenir la vitesse et le déplacement de l'impacteur d'une seconde manière et de vérifier leur cohérence avec les données échographiques et vidéo.

Les CT-scans ont été importés dans Imod et les différents composants ont été segmentés automatiquement (pour la peau et les os) ou manuellement (pour les organes). Les contours ainsi obtenus ont permis de créer un modèle personnalisé du sujet (cf. Figure 73). Ce modèle était ensuite exporté vers le logiciel Google Sketchup afin de faciliter un positionnement interactif des sondes sur le modèle et d'avoir une idée des vues possibles avant et après essais.

Sur chaque sujet testé, le comportement du foie et du côlon ont été observés. Cependant, une étude plus approfondie n'a été conduite que sur le sujet 1 pour le côlon et le sujet 3 pour le foie (images sur lesquelles le contraste était le meilleur). Sur le deuxième sujet, une observation du rein a aussi été possible mais elle n'a pas été exploitée pour l'instant.

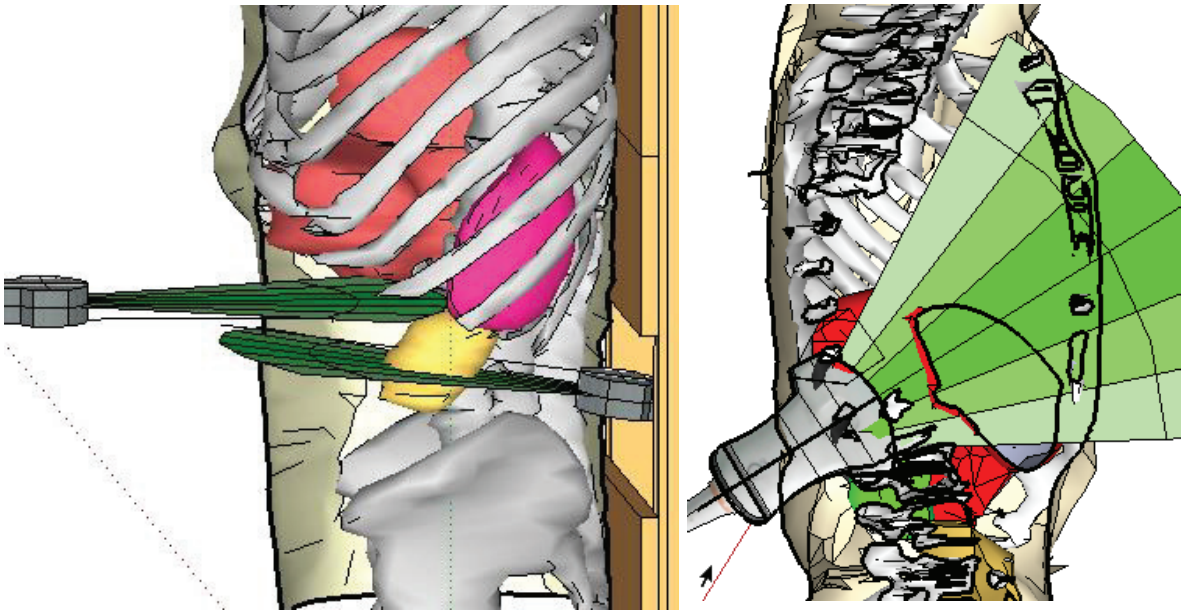


Figure 73 : Schéma de la position de la sonde réalisé à partir de la segmentation des données scanners du sujet n°2 (essai double sonde : essai foie et côlon) et sujet n°3 (essai foie)

5.4.2. Résultat 1 : Sujet 2012_168 : le côlon

Les essais d'impact sur ce sujet ont duré deux jours. Au total dix-neuf essais ont été réalisés. Le premier jour a été consacré aux essais sur les organes creux où huit essais ont été réalisés afin d'observer le comportement du côlon. Le côlon, rempli d'eau saline et d'antibiotiques, était bien visible à l'échographie. Il a été possible de suivre la trajectoire de l'impacteur ainsi que des points sur le contour du côlon pendant l'impact, grâce au logiciel Tracker (cf. Figure 74). Les coordonnées des points suivis ont ensuite été récupérées afin de calculer une déformation ingénieur ($\Delta l/l_0$) du côlon dans la direction de l'impacteur au cours du temps (cf. Figure 75) et une déformation moyenne de l'abdomen en utilisant l'épaisseur externe et la position de l'impacteur.

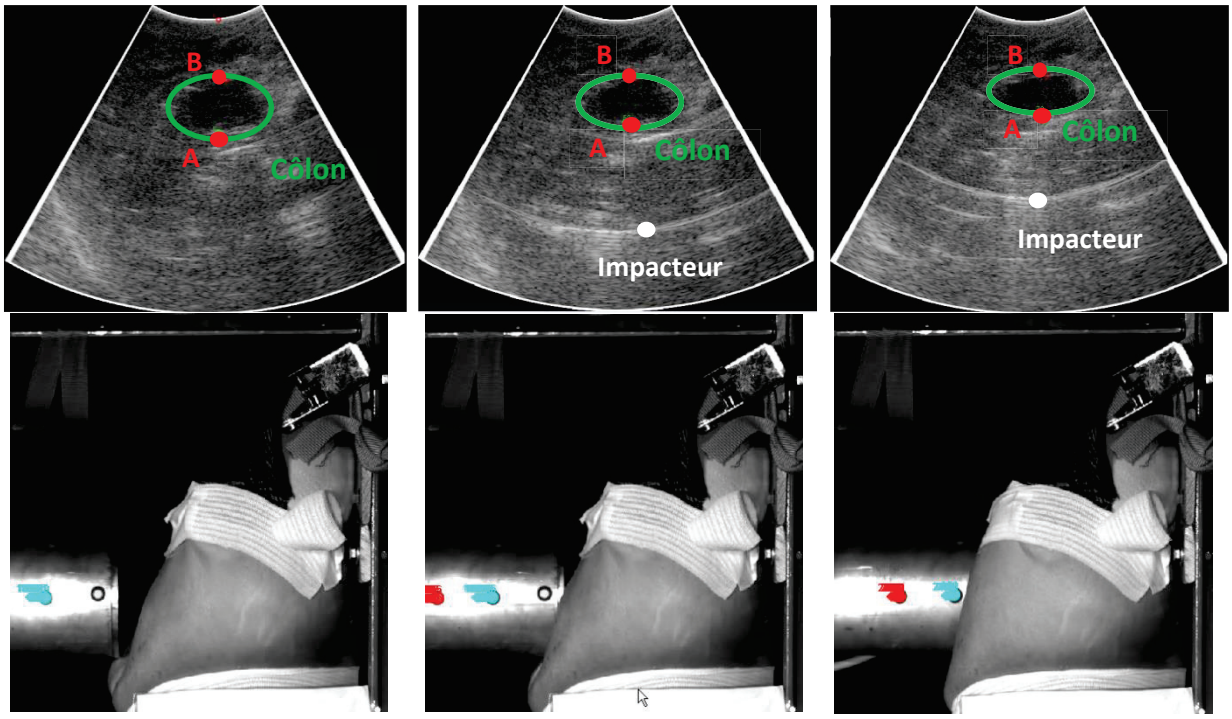


Figure 74 : Images échographiques avec suivi du côlon (AB) et de l'abdomen et images des caméras au cours du chargement

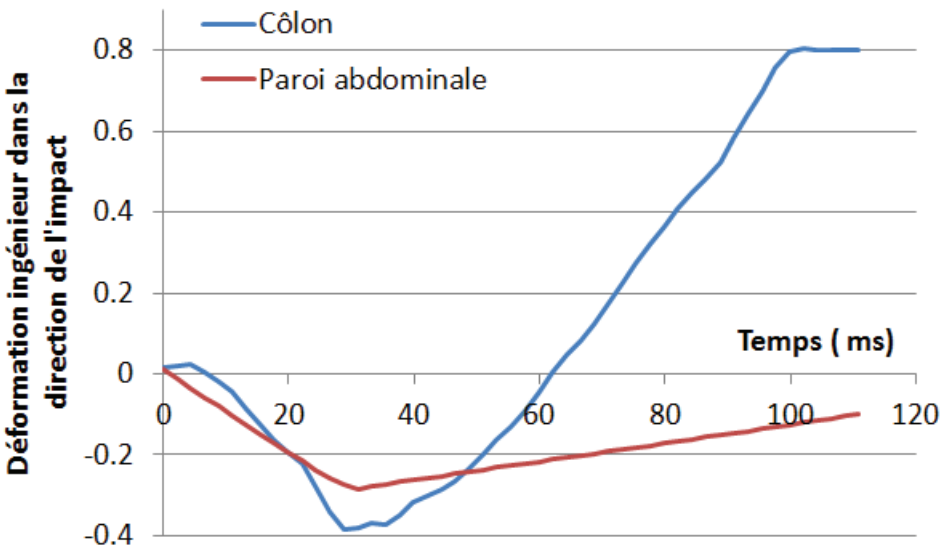


Figure 75 : Déformation ingénieur du côlon et de la paroi abdominale en fonction du temps

On peut ainsi observer que le côlon se déforme plus que l'abdomen complet et que les pics de déformation de l'abdomen et du côlon sont en phase. On peut aussi noter que le côlon se comprime d'abord puis se détend et s'élargit plus que lors de son état initial. La Figure 76 montre la trajectoire des contours du côlon dans la direction de l'impact et illustre cette extension (rebond).

Pour ce sujet, le foie était très difficilement visible, même après l'ajout d'eau saline pour essayer de combler l'espace d'air présent autour du foie. Les résultats n'ont donc pas été exploités.

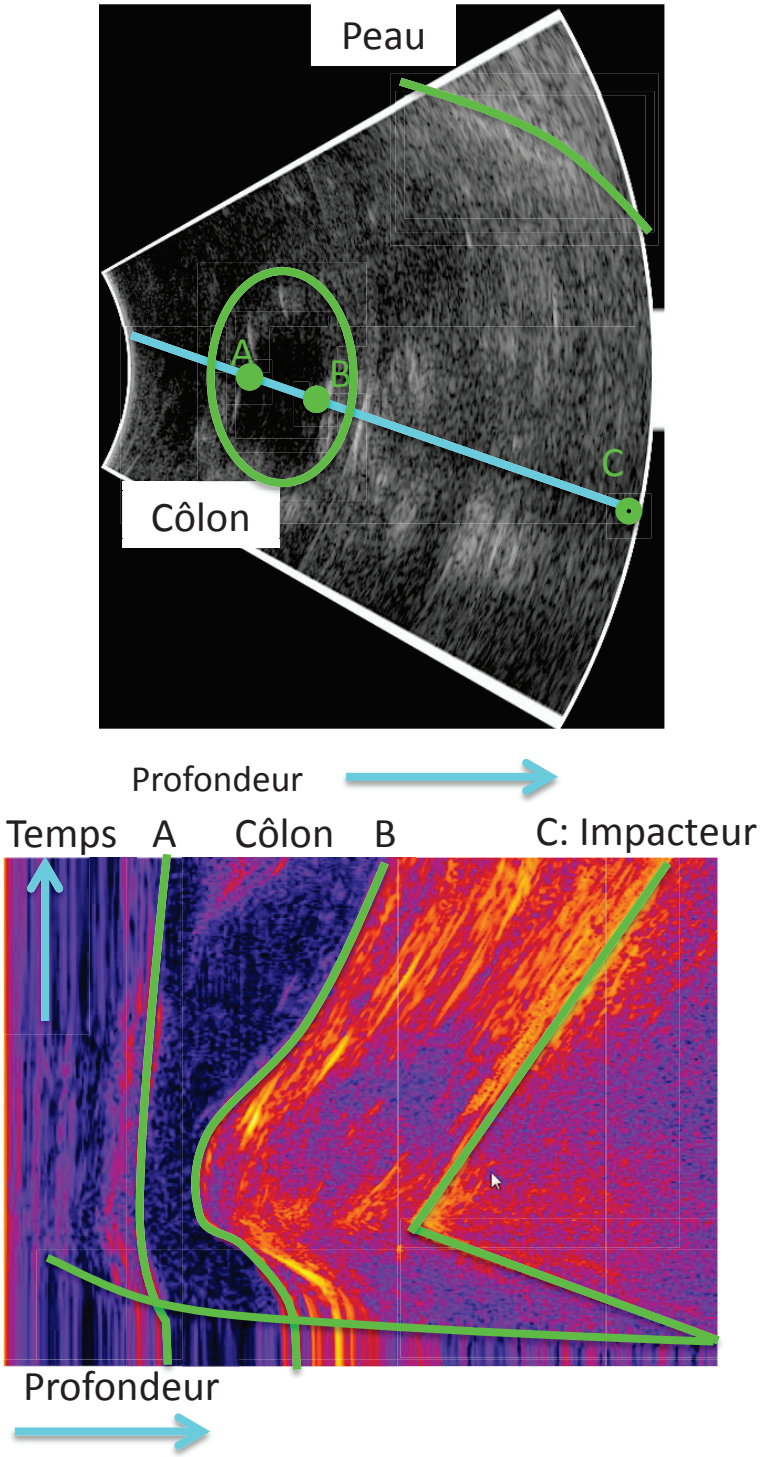
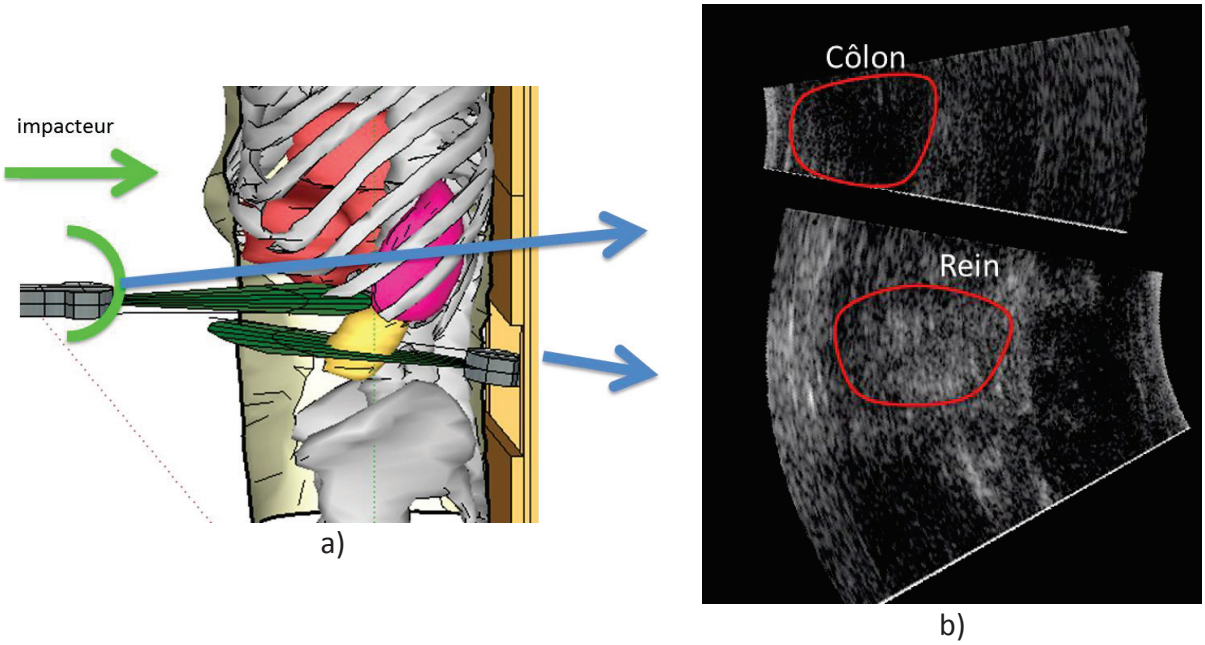


Figure 76 : Image dans le plan AC temps. Les lignes correspondent à des particules ou des surfaces au cours du temps.

5.4.3. Sujet 2013_03 : le rein

Les essais d'impact sur ce sujet n'ont duré qu'une seule journée où treize essais ont été réalisés. Une fois le sujet mis en position, il s'est avéré que le côlon était peu visible (sonde positionnée au niveau de la flexure colique) mais que le rein gauche était très bas et en avant dans l'abdomen, donc visible à l'échographie. Huit essais ont été réalisés dans le but d'observer la cinématique du rein pendant le chargement et en plus de celle du côlon. L'idée était de suivre le contour du rein avec Imod, puis d'en extraire le mouvement pendant le chargement. Deux sondes avec acquisition simultanées ont été utilisées pour imager le mouvement du rein (cf. Figure 77). Sur la sonde mobile, qui a un angle différent de la sonde fixe, le côlon a été imagé près de la flexure colique. Sur la sonde fixe, le rein est visible pendant le chargement mais semble changer de plan. Cependant, la qualité des images échographiques en mode recherche ne nous permet pas d'identifier clairement les contours du rein, et donc de le suivre tout au long du chargement.

Sur ce sujet, le foie était très bas sous la cage thoracique. Il était donc possible de l'imager facilement que ce soit avec la sonde fixe, placée dans le dos, ou avec la sonde mobile, placée dans l'impacteur. Au vue des données disponibles sur les autres sujets, ces essais sur le foie n'ont pas fait l'objet d'une analyse approfondie.



a) b)

Figure 77 : Représentation de l'orientation des sondes échographique avec organes observés (a), échographies des organes observables sur la sonde mobile (en haut), le côlon et sur la sonde fixe (en bas) le rein (b). La faible qualité des images obtenues a posé problème pour exploitation

5.4.4. Résultat 2 : Sujet 2013_118 : le foie

Les essais sur ce troisième et dernier sujet testé ont duré deux jours, comprenant au total vingt-cinq essais. Le premier jour, les douze essais se sont orientés sur les organes creux, et le côlon en particulier. Celui-ci était peu visible, car très bas dans la cage thoracique une fois le sujet positionné à l'envers. Il a donc été décidé d'insérer des chambres à air, pour faire remonter le diaphragme et les organes abdominaux. Cette technique a permis d'obtenir des films échographiques ultrarapides présentant le comportement du côlon lors du chargement. Le traitement des données, similaire à celui accompli sur le premier sujet (cf. 5.4.2), n'a pas été réalisé.

Le deuxième jour a été consacré aux essais sur le foie. Différentes localisations de chargement ont été testées. En particulier, un premier chargement a été appliqué sur le bas de la cage thoracique, puis ensuite un deuxième a été appliqué environ 4cm plus bas vers l'ombilic (cf. Figure 78). La sonde fixe ayant été déplacée avec le sujet, le plan d'imagerie n'a pas été modifié et l'image était très similaire entre les deux essais. Quatre points (cf. Figure 78) ont être suivis pendant chacun des chargements. Le premier point correspondait au diaphragme sur la surface antérieure du foie et les trois autres à l'intérieur du foie étaient des cibles naturelles (tissus) visibles à l'échographie ultrarapide.

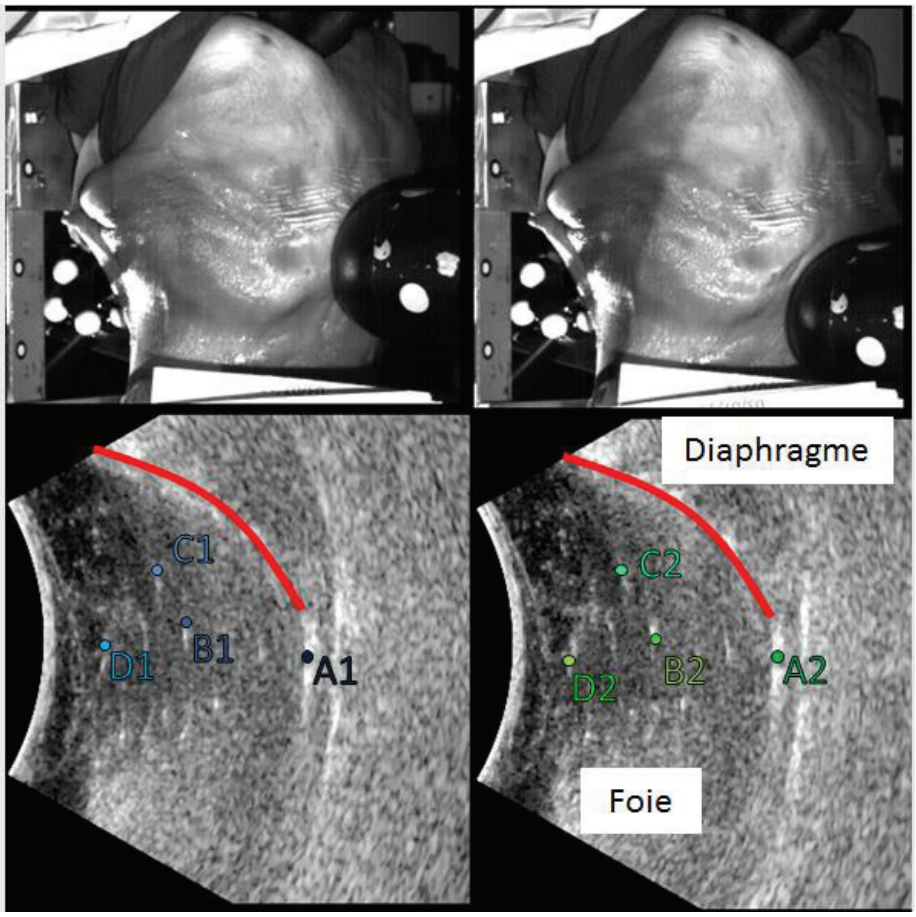


Figure 78 : Photographies et échographies correspondantes des essais réalisés sur le foie à deux hauteurs différentes. Des points ont été suivis sur le foie pour les deux conditions d'essais

Les trajectoires des différentes particules ont été tracées sur la Figure 79. Afin d'annuler une petite translation de la sonde entre les deux essais, les positions des points lors du deuxième essai ont été déplacées de manière à ce que les points A1 et A2 soient superposés. L'origine des temps a été choisie dès que le mouvement peut être détecté sur les cibles A1 et A2 et les trajectoires ont été tracées sur la même durée.

Pour résumer, les amplitudes des trajectoires dans la direction de l'impact semblent plus importantes quand l'impact est appliqué sur l'organe, et les déplacements dans la direction perpendiculaire sont plus élevés quand l'impact est appliqué sous la cage thoracique. Plus on s'éloigne de l'impacteur, plus le marqueur de l'organe glisse en latéral. En effet, sa course doit être limitée par la colonne vertébrale, le support postérieur et la sonde échographique. Globalement, le déplacement des marqueurs est plus important en latéral que dans la direction de l'impact, notamment pour les essais qui ont été réalisés avec un point d'impact sous le foie.

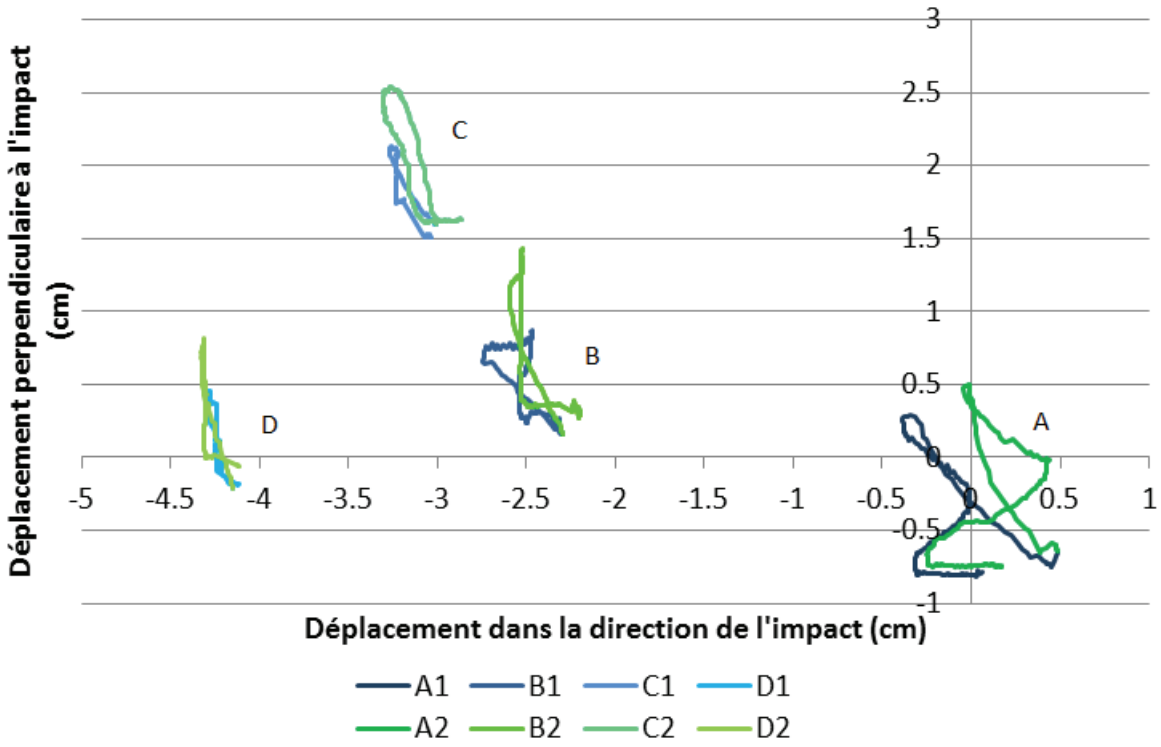


Figure 79 : Trajectoires des différents marqueurs

5.5. Discussion et perspective

Malgré les difficultés rencontrées, la mise en place de ce nouveau protocole a permis d'obtenir des données préliminaires sur les déplacements et déformations du côlon, du foie et du diaphragme lors d'impacts. Bien que ceci puisse être suffisant pour démontrer l'intérêt de l'approche, le traitement des données pourrait être approfondi (suivi de contour de section d'organes, calcul de déformations moyennes entre groupes de marqueurs naturels) et des essais supplémentaires seraient nécessaires pour confirmer les tendances observées.

Concernant le côlon, les résultats ont fait l'objet d'une première application en simulation numérique dans le cadre du projet GHBMC Phase 2. Le modèle ayant des dimensions similaires au corps testé dans la section échographique, l'impact a été simulé en utilisant deux approches de modélisation différentes pour les organes creux : (1) une approche où les organes sont simulés avec des sac remplis de fluide avec un seul point de pression (type AIRBAG_FLUID dans Ls-Dyna3D, qui est l'approche actuellement utilisée dans le modèle standard) et (2) une approche où les organes creux sont remplis avec des particules fluides (approche SPH + matériau MAT_ELASTIC_FLUID). Les résultats des simulations (cf. Figure 80) suggèrent que le choix d'approche de modélisation affecte la déformation du côlon (calculée comme lors de l'essai), et que l'approche sac pourrait sous-estimer la déformation et retarder son pic. Par contre, aucune des approches ne semble capturer la phase de rebond, ce qui pourrait être dû à l'ouverture des contacts entre organes lors de cette phase. Bien que ces résultats soient exploratoires et doivent être confirmés avec d'autres essais, ils suggèrent la possibilité d'évaluer et de choisir des hypothèses de modélisation.

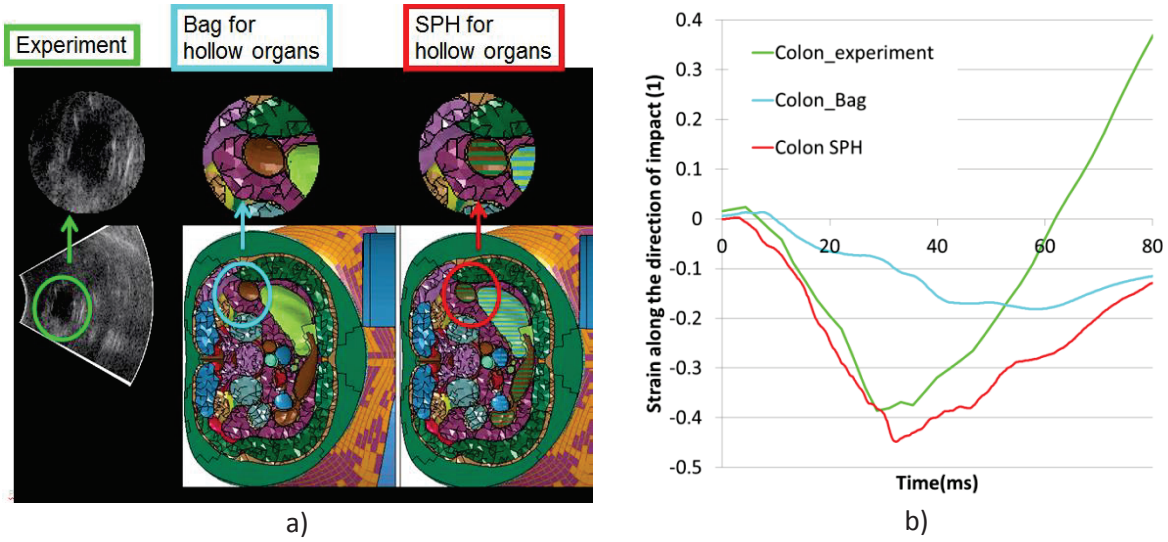


Figure 80 : Images (a) et résultats (b) de la modélisation réalisée en se comparant aux données expérimentales obtenues

Concernant le foie, les essais analysés ont démontré la possibilité de distinguer l'effet de la position d'impact sur la cinématique interne et potentiellement, la déformation de l'organe entre cibles naturelles. L'approche semble relativement sensible puisque l'effet d'un déplacement relativement limité de l'impacteur (4cm) peut être détecté. Ceci suggère

la possibilité d'utiliser une telle approche pour étudier les modes de déformation interne en fonction du chargement externe et de manière plus large, d'étudier des mécanismes lésionnels. Par exemple, Kremer et al. [KRE 10] ont formulé l'hypothèse que le risque de lésion du foie pourrait être plus élevé lors d'un choc oblique que lors d'un choc latéral car le foie serait comprimé contre la colonne lors d'un choc oblique. L'observation échographique du foie lors de ces conditions d'impact pourrait permettre de confirmer ou d'invalider cette hypothèse. De plus, on observe que globalement, les ordres de grandeur obtenus sur ces marqueurs sont similaires à ceux obtenus par Howes et al. [HOW 12]. Une comparaison plus approfondie semble difficile : au-delà des différences anatomiques entre sujets, les impacteurs ne sont pas identiques (disque vs. sphère), les courses des impacteurs sont différentes et les positions d'impact aussi. Une comparaison semble toutefois possible dans le futur à travers un modèle.

Bien que limitées, ces deux exploitations semblent montrer la possibilité d'utiliser l'approche développée pour étudier les relations internes-externes et valider des principes de modélisation, qui étaient deux des verrous importants mentionnés en introduction. Le potentiel de cette approche semble donc très important pour continuer de progresser sur la biomécanique de l'abdomen.

Toutefois, les résultats obtenus montrent aussi un certain nombre de limitations. Les résultats sont limités à des plans d'imagerie, ce qui peut être problématique pour des chargements générant des déplacements internes tridimensionnels. De plus, la profondeur d'imagerie limitée semble empêcher l'application à des sujets qui ne seraient pas très fins (perte de signal, chute de fréquence)

L'utilisation de deux sondes simultanément est possible (en plan parallèle ou perpendiculaire) et pourrait permettre de résoudre certains de ces problèmes. Par exemple, le positionnement de deux sondes en parallèle le long du côlon pourrait permettre de mieux suivre les transferts de fluide à l'intérieur. Toutefois, ce type d'essais a été pour l'instant difficile à exploiter car un travail est encore nécessaire afin d'augmenter la qualité d'image et de faciliter l'interprétation qui est rendu délicate par la réduction de champ associée aux doubles sondes. De manière générale, la qualité d'image est souvent problématique pour l'interprétation et des améliorations méthodologiques devraient encore être recherchées sur ce plan.

Si la méthode de gonflement dans la cavité thoracique semble intéressante pour ajuster la position du diaphragme, une évaluation de son effet sur la position interne des organes semble nécessaire afin de faciliter l'utilisation en modélisation.

Enfin, lors de ces essais nous avons été confrontés à la variation de position interindividuelle des organes à l'intérieur du corps, puisque sur le second corps uniquement nous avons été capables d'observer le rein. L'utilisation des données scanner semble donc importante afin de préparer au mieux les essais et l'orientation des sondes échographiques sur les organes visibles. De manière plus générale, ces observations, ainsi que la présence d'air dans certains sujets anatomique et l'effet de la posture sur la position du diaphragme (qui ont aussi récemment été observées par Howes et al. [HOW 13]) posent la question de l'utilisation du modèle cadavérique pour la prédiction de lésions de l'abdomen et la validation de modèles. Il semble critique, peut-être même plus qu'au niveau organe (voir Chapitre 4 pour le rein) de mettre en œuvre des protocoles permettant de rapprocher le

modèle cadavérique de l'*in vivo* afin d'améliorer la pertinence de futurs résultats. L'absence relative de quantification dans des essais passés conduit toutefois à s'interroger sur l'applicabilité de certains résultats de la littérature.

5.6. Conclusions

Cette partie du travail de thèse avait pour but principal de mettre en place le protocole expérimental destiné à observer l'intérieur de l'abdomen pendant un chargement frontal et de démontrer la possibilité d'exploitation des résultats.

La mise en place s'est révélée complexe et a présenté de nombreux challenges expérimentaux. Des améliorations sont encore possibles, tant sur le plan de la préparation afin d'améliorer la qualité d'image, que sur l'analyse des données afin de quantifier des déformations et glissement. Toutefois, malgré les difficultés rencontrées, le protocole développé a permis d'obtenir des résultats préliminaires qui sont très prometteurs et ont déjà fait l'objet d'exploitations en modélisation. Le potentiel de l'approche développée a été démontré, ouvrant la porte à de futures applications pour l'étude de mécanismes lésionnels et la validation de modèles.

Conclusion et perspectives

Cette thèse s'inscrit dans une problématique de prédiction des blessures lors d'un choc automobile et d'amélioration de la compréhension des mécanismes lésionnels qui sont mis en œuvre. La simulation numérique du corps humain soumis au choc apparaît comme un outil prometteur pour prédire l'apparition et la gravité des lésions des différents tissus et organes du corps humain. La performance de cet outil est liée à la représentativité du modèle en termes de comportement, de structure, de matériaux, etc. Si la représentativité du comportement externe peut en partie être établie grâce à des résultats de la littérature, la représentativité du comportement interne – en particulier de régions telles que l'abdomen – est difficile à établir vues les difficultés d'observation. C'est sur cet aspect que s'est focalisé ce travail : il a visé à mettre en œuvre et à appliquer de nouvelles techniques d'observations (par échographie ultrarapide) permettant d'observer le comportement interne de l'abdomen et de ses organes. L'attention a été focalisée dans un premier temps sur le rein, puis sur les organes creux et le foie. Deux niveaux d'étude ont été considérés pour les travaux : un niveau organe isolé, permettant d'étudier plus en détails les déformations à l'intérieur d'un organe et d'aider à la mise au point de modèles d'organes et un niveau corps entier, permettant d'observer des mouvements plus régionaux et d'étudier la relation entre chargement externe et réponse interne de l'abdomen.

Le premier chapitre de cette thèse a permis de mettre en évidence les différents types de chargement existants avec leurs mécanismes lésionnels associés. Il a été montré que de nombreux essais ont été réalisés sur les organes pleins (rein, foie, rate) humains et animaux (porc, lapin, singe, etc.). Ces essais ont été réalisés sur échantillons d'organe ou sur organe complet. Toutefois, aucune étude évaluant de manière spécifique les conditions à appliquer lors d'essais sur organes *ex situ* et *ex vivo* n'a été répertoriée. De plus, les études existantes sur organes isolés *ex situ*, *ex vivo* et perfusés ne donnent que des informations sur le comportement externe des organes. Enfin, nous nous sommes intéressés aux essais corps entiers. Seule une étude récente permet d'avoir des informations sur le comportement interne des organes de l'abdomen pendant un chargement [HOW 12]. L'approche utilisée permet d'obtenir des trajectoires tri-dimensionnelles de cibles radio-opaques implantées de manière invasive sur quelques organes, mais elle n'a pas permis d'étudier les interactions entre les organes (comme le glissement), ni leur déformation.

Fort de ces premières constations, il a été décidé dans un premier temps, de déterminer les paramètres expérimentaux pour des essais organes *ex vivo* qui permettraient de mettre leurs tissus dans un état mécanique se rapprochant le plus possible de l'état *in vivo*. Des essais préliminaires ont montré que la pression appliquée à l'organe a une grande influence sur les propriétés de l'organe et donc probablement sur son comportement pendant un chargement. Les essais réalisés sur l'influence de la pression de perfusion sur les différentes caractéristiques externes du rein (épaisseur, longueur, largeur, masse) et internes (module de cisaillement), ont permis en comparant les données avec la littérature, de sélectionner une pression de 80mmHg à appliquer au réseau artériel de l'organe. En effet, pour cette pression qui est dans la gamme de pression physiologique chez l'homme, les modules de cisaillement obtenus sur le rein de porc perfusé *ex vivo* à 80mmHg correspondent à ceux observés *in vivo* sur l'animal [GEN 12].

Les troisième et quatrième chapitres décrivent la mise en œuvre du protocole et les résultats des essais réalisés sur organes isolés. La méthodologie s'appuie sur l'utilisation de la technique d'échographie ultrarapide qui permet d'imager l'intérieur du tissu à plusieurs milliers d'images par seconde. Le protocole a d'abord été développé sur des reins de porc, puis des essais ont été réalisés sur quelques organes humains : reins, foie, rate. Au-delà des développements et validations méthodologiques qui pourraient être applicables à d'autres organes ou types de chargements, cette campagne d'essai a permis d'étudier en détail le comportement interne du rein pendant un chargement. Nous avons obtenus des distributions de déformation uniaxiales pour différentes régions du rein en fonction du taux de compression. L'influence de la vitesse de chargement sur la déformation du rein de porc et les différences entre rein humain et porcin ont pu aussi être étudiées. Dans l'ensemble, le comportement parait assez différent entre reins de porc et les quatre reins humains. Les reins humains semblent avoir une déformation relativement homogène, malgré l'identification de zones anatomiques bien distinctes avec des tissus différents. Chez le porc, nous avons pu observer que la partie centrale du rein (le bassinet) se déforme plus que les autres parties.

En raison du faible nombre de reins humains testés, seuls les essais sur reins de porc ont permis de conduire une analyse statistique sur l'influence de la vitesse sur la distribution des déformations. L'effet de la vitesse ne peut être détecté que dans le cortex au contact de l'impacteur et entre les vitesses de déformations extrêmes (de l'ordre de $8.4s^{-1}$ et $0.084s^{-1}$).

Enfin, ces expérimentations ont permis de déterminer l'instant de la rupture directement à partir des films échographiques, permettant ainsi d'obtenir des taux de compression et forces à rupture. Ces données sont donc non censurées. Les résultats moyens obtenus sont similaires sur les reins humains (39%, x=3) et porcins (37%, x=14). Ces résultats ont d'ores et déjà fait l'objet d'une première application en modélisation dans le cadre du projet GHBMC. Des essais préliminaires ont aussi été réalisés sur d'autres organes (rate et foie humains).

Le cinquième chapitre détaille la mise en place d'un nouveau protocole expérimental destiné à observer l'intérieur de l'abdomen pendant un chargement sur sujets cadavériques. La mise en place s'est révélée complexe et a présenté de nombreux challenges expérimentaux. Malgré toutes les difficultés rencontrées (expérimentalement ou lors du traitement des données), le potentiel de l'approche et la possibilité d'exploiter les résultats

en modélisation ont a été démontrés, ouvrant la porte à de futures applications pour l'étude de mécanismes lésionnels et la validation de modèles.

Même si certaines conditions étaient issues de la littérature (position du sujet, vitesses d'impact etc.), d'autres éléments (comme le remplissage des intestins, la position du diaphragme et donc des organes, le type d'impacteur, etc.) ont nécessité plusieurs essais et sujets afin de finaliser la méthodologie. Des améliorations sont encore possibles, tant sur le plan de la préparation afin d'améliorer la représentativité du modèle cadavérique que sur des questions plus méthodologiques (amélioration de la qualité d'image, l'analyse des données afin de quantifier des déformations et glissements, utilisation de multiples sondes, etc.).

Les essais réalisés se sont orientés sur l'observation d'une part, d'une section du côlon descendant lors d'une compression frontale du côté gauche, et d'autre part, du foie et de sa surface diaphragmatique lors d'une compression frontale du côté droit. Les résultats ont inclus des courbes de compression de la section du côlon en fonction du temps (qui ont fait l'objet d'une première application en modélisation) et de résultats préliminaires sur l'effet de la position de l'impacteur sur le mouvement du foie dans un plan sagittal.

En conclusion, deux apports principaux peuvent être dégagés de ce travail de thèse. Le premier est d'ordre expérimental avec les deux protocoles utilisant l'échographie ultrarapide. L'ampleur de la campagne d'essais de compression sur rein de porc a permis la détermination du comportement interne de l'organe pendant le chargement, et de déterminer précisément l'instant de la rupture. Ensuite, les trois essais sur corps complets ont permis, malgré la complexité et l'amélioration continue du protocole, d'obtenir des informations sur le comportement interne du côlon et du foie lors d'un choc.

Le second apport est d'ordre plus générique : il consiste en l'association d'un protocole expérimental et d'une technique d'acquisition récente et encore peu développée pour ce type de recherche. En effet, cette démarche a un champ d'application plus large puisqu'elle peut être adaptable à d'autres types de tissus non osseux (cerveau par exemple), voire même à des volontaires ou à un modèle animal.

Plusieurs perspectives directes s'offrent à ces études. Tout d'abord, une exploitation plus fine des données obtenues lors des essais sur organes isolés pourrait être réalisée. Concernant le rein de porc, les résultats actuels sont uniquement basés sur l'analyse de déformations uniaxiales issues du suivi de cibles naturelles qui restent dans le plan d'imagerie. Le développement de méthodologies semble nécessaire afin de mieux quantifier le mouvement hors-plan et d'obtenir une cartographie des déformations 2D pendant le chargement. Cette technique pourrait être utilisée à la fois sur les essais sur reins de porc déjà réalisés, et sur les essais sur reins humains dont le nombre d'échantillons devrait être augmenté afin de confirmer les tendances observées.

Ensuite, sur les autres organes, et notamment sur le foie, des développements méthodologiques additionnels devaient être réalisés afin de pouvoir mettre l'organe dans une position plus réaliste, mais aussi pour l'étude de mouvements internes. En effet, le hors plan observé notamment sur le foie (mais aussi sur les autres organes) devrait pouvoir être quantifié.

La poursuite des essais sur corps complet avec le protocole finalisé, incluant les améliorations proposées (vidange des intestins et du côlon, mise en forme des chambres à air, etc.) devrait avoir lieu. Ces essais permettront d'effectuer une campagne d'essai plus

large permettant ainsi d'avoir une tendance statistique sur le comportement interne des organes pour des mécanismes lésionnels supposés. De plus, ce protocole pourrait être amélioré pour essayer d'observer les interactions entre les organes (glissement, etc.).

Enfin, la modélisation déjà quelque peu initiée en parallèle de cette thèse constitue une perspective plus large. Celle-ci peut être développée sur organes isolées ou sur corps entiers, afin d'observer notamment le mouvement du foie en fonction de la localisation de l'impact. La combinaison de données internes de déformation lors du choc, de propriétés géométriques et mécaniques obtenues par approche non destructives (accessibles par exemple grâce à l'élastographie) et des méthodes de personnalisation des modèles pourrait permettre d'améliorer l'interprétation des résultats et la compréhension des mécanismes en prenant en compte les variations interindividuelles dans les simulations.

Références

[ADE 06] Ader, J.L., Carré, F., Dinh-Xuan A.T., Duclos M., Kubis, N., Mercier J., Mion F., Préfaut C., Roman S. Physiologie, 2006. Masson editions

[BEIL 09] Beillas, P., Lafon, Y., and Smith, F.W. The effects of posture and subject-to-subject variations on the position, shape and volume of abdominal and thoracic organs. *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 53: 127-154, 2009.

[BEIL 12] Beillas P., Berthet F. Performance of a 50th percentile abdominal model for impact: effects of size and mass. *Journal of Biomechanics*, 2012, 45(S1):S83

[BER 04] Bercoff J, Tanter M, Fink M. *Supersonic shear imaging : a new technique for soft tissue elasticity mapping*. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, 2004, 51(4):396–409

[BRO 09] D. Brown, Computer Program TRACKER VIDEO ANALYSIS AND MODELING TOOL, Version 4.81 (2009), WWW Document, (http://www.cabrillo.edu/~dbrown/tracker/).

[BRU 10] Brunon A., Bruyère-Garnier K., Coret M. Mechanical characterization of liver capsule through uniaxial quasi-static tensile tests until failure. *Journal of Biomechanics*, 2010, 43(11):2221-2227

[BRU 11] Brunon, Aline, 2011. Thèse de Doctorat de l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon – Lyon. Caractérisation et modélisation de la rupture des tissus hépatiques.

[BSC 02] Bschleipfer T., Kallieris D., Hauck E.W., Weidner W., Pust R.A. Blunt renal trauma: biomechanics and origination of renal lesions. *European Urology*, 2002, 42:614–621

[CAR 01] Carter F., Frank T., Davies P., McLean D., Cuschieri A. Measurements and modelling of the compliance of human and porcine organs. *Medical Image Analysis*, 2001, 5(4):231–236

[CAV 86] Cavanaugh J.M., Nyquist G.W., Goldberg S.J., King A.I. Lower abdominal tolerance and response. *Stapp Car Crash Conference,* 1986, 30:41-63

[CHE 07] Cheong B., Muthupillai R., Rubin M. F., Flamm S.D. Normal Values for Renal Length and Volume as Measured by Magnetic Resonance Imaging *The American Society of Nephrology*, 2007, 2:38-45

[CHR 72] Christie J.H., Chaudhuri T.K. Measurement of Hepatic Blood Flow, *Seminars in Nuclear Medicine*, 1972, 2(2):97-107

[DEF 08] Deffieux, Thomas, 2008.These de Doctorat de l'Université Paris 7 – Denis Diderot. Palpation par force de radiation ultrasonore et echographie ultrarapide : Applications a la caracterisation tissulaire *in vivo*.

[DRA 06] Richard-L Drake, Wayne Vogl, Adam-W-M Mitchell : Gray's anatomie pour les étudiants, 2006.

[EMA 93] Emamian S.A., Nielsen M.B., Pedersen J.F., Ytte L. Kidney Dimensions at Sonography: Correlation with Age, Sex, and Habitus in 665 Adult Volunteers. *AJR*, 1993, 160:83-86

[ENC 13] http://www.encyclopedie-universelle.com/abdomen.html accès le 21 août 2013.

[FAR 99] Farshad M., Barbezat M., Flueler P., Schmidlin F., Graber P., Niederer P. Material characterization of the pig kidney in relation with the biomechanical analysis of renal trauma. *Journal of biomechanics*, 1999, 32(4):417–425

[FOS 06] Foster C.D., Hardy W.N., Yang K.H., King A.I., Hashimoto S. High-speed seatbelt pretensioner loading of the abdomen. *Stapp Car Crash Journal*, 2006, 50:27-51

[GEN 12] Gennisson J.-L., Grenier N., Combe C., Tanter M. Supersonic shear wave elastography of in vivo pig kidney: Influence of blood pressure, urinary pressure and tissue anisotropy. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2012, 38:1559-1567

[GUA 04] Guarrera J.V., Polyak M.M.R., Arrington B., Boykin J., Brown T., Jean-Jacques M.A., Kapur S., Studenbord W.T., Kinhbwala M. Pushing the envelope in renal preservation: Improved results with novel perfusate modifications for pulsatile machine perfusion of cadaver kidneys. Transplantation proceeding, 2004, 36: 1257-1260

[GUE 01] Guénard Hervé, Physiologie humaine, Wolters Kluwer France, 2001.

[GUI 13] Jacques Guitard et Daniel Lefebvre. Anatomie humaine. In : Université Paul Sabatier, Laboratoire d'anatomie de Toulouse-Purpan . Disponible sur http://www.anat-jg.com/PeritoineIntra/SusMesocolique/Rate/rate.texte.html (page consultée le 6/09/2013)

[HAR 01] Hardy, W.N., Schneider, L.W., Rouhana, S.W. Abdominal impact response to rigid-bar, seatbelt, and airbag loading. *Stapp Car Crash Journal*, Vol.45:1-32, 2001.

[HAR 06] Hardy W.N., Shah C.S., Kopacz J.M., Yang K.H., Van Ee C.A., Morgan R., Digges K. Study of Potential Mechanisms of Traumatic Rupture of the Aorta Using InSitu Experiments. *Stapp car Crash Journal*, 2006, 50:247-266

[HEL 12] Helfenstein C., Gennisson J.-L., Tanter M., Beillas P. The effect of pressure on the shear modulus and dimensions of the porcine perfused kidney ex-vivo. *Journal of Biomechanics*, 2012, P1:S571

[HOW 12] Howes M.K., Gregory T.S., Beillas P., Hardy W.N. Kinematics of the thoracoabdominal contents under various loading scenarios. *Stapp Car Crash Journal*, 2012, 56: 1-48

[HOW 13] Howes M.K., Beillas P., Hardy W.N. The Effects of Cadaver Orientation on the Relative Position of the Abdominal Organs. AAAM Conference 2013. To be published in *Ann Adv Automot Med*.

[KEM 10] Kemper A.R., Santago A.C., Stitzel J.D., Sparks J.L., Duma S. Biomechanical response of human liver in tensile loading. *Annals of Advances in Automotive Medicine*, 2010, 50:15-26.

[KEM 11] Kemper A., Santago A., Sparks J., Thor C., Gabler H. C., Stitzel J., Duma S. Multi-Scale Biomechanical Characterization of Human Liver and Spleen. *Enhanced Safety Vehicles Conference*, 2011, 22:1-12

[KEM 12] Kemper A.R., Santago A.C., Stitzel J.D., Sparks J.L., Duma S.M. Biomechanical response of human spleen in tensile loading, *Journal of Biomechanics*, 2012, 45, 348-355.

[KER 06] Kerdok A.E., Ottensmeyer M.P., Howe R.D. Effects of perfusion on the viscoelastic characteristics of liver. J. Biomech, 2006, 36:2221-2231

[KIM 10] Kimpara H., Lee J.B., Yang K.H., King A.I. Effects of body weight, height, and rib cage are moment of inertia on blunt chest impact response. *Traffic Inj Prev*, 2010, 11(2):207-14

[KLI 10] Klinich K.D., Flannagan C.A.C., Nicholson K., Schneider L.W., Rupp J.D. Factors Associated with Abdominal Injury in Frontal, Far side, and Nearside Crashes. *Stapp Car Crash Conference Journal*, 2010, 54:73-91

[KRE 96] Kremer J.R., Mastronarde D.N., McIntosh J.R. Computer visualization of three-dimensional image data using IMOD. *J. Struct. Biol.*, 1996, 116:71-76

[KRE 11] Kremer M.A., Gustafson H.M., Bolte J.H. 4th, Stammen J., Donnelly B., Herriott R. Pressure-based abdominal injury criteria using isolated liver and full-body post-mortem human subject impact test. *Stapp Car Crash Journal*, 2011, 55:317-350.

[LAM 06] Lamielle S., Cuny S., Foret-Bruno J., et al. Abdominal injury patterns in real frontal crashes: influence of crash conditions, occupant seat and restraint systems. *Annu Proc Assoc Adv Automot Med*., 2006, 50:109-124.

[LAM 08] Lamielle, Sophie, 2008. Thèse de Doctorat de l'Université Claude Bernard de Lyon. Contribution à la compréhension du comportement de l'abdomen lors d'un chargement dynamique frontal par une ceinture de sécurité.

[LIU 02] Liu Z., Bilston L. Large deformation shear properties of liver tissue. *Biorheology*, 2002, 39(6):735–742

[MEL 73] Melvin J., Stalnaker R., Roberts V., Trollope M. Impact Injury Mechanisms in Abdominal Organs. *Stapp Car Crash Journal*, 1973, 17:115-126

[MOO 95] Moore E., Cogbill T., Jurkovich G., Shackford S., Malangoni M., Chanpion H. Organ injury scaling : spleen and liver (1994 revision). *The Journal of trauma*, 1995, 38(3):323– 324

[NAS 02] Nasseri S., Bilston L.E., Phan-Thien N. Viscoelastic properties of pig kidney in shear, experimental results and modeling. *Rheologica acta*, 41-1, p.180–192, 2002.

[NAV 98] Navar L.G. Regulation of renal hemodynamics. *The American Journal of Society – Advances in Physiology education*, 1998, 20:S221-S235

[NET 02] Netter F.H., Dalley A.-F., 2002. Atlas d'anatomie humaine 2ème édition. Elsevier Masson Edition.

[NIC 10] Nicolle S., Vezin P., Palierne, J.-F., 2010. A strain-hardening bi-power law for the nonlinear behaviour of biological soft tissues. *Journal of biomechanics*, 2010, 43(5):927–932

[NIC 12] Nicolle S., Noguer L., Palierne J.-F. Shear mechanical properties of the spleen: Experiment and analytical modeling. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2012, 9:130-136

[NUS 85] Nusholtz G.S., Kaiker P.S., Huelke D.F., Suggitt B.R. Thoraco-Abdominal Response to Steering Wheel Impacts. *Stapp Car Crash Conference*, 1985, 29:221-267

[NUS 94] Nusholtz G., Kaiker P. Abdominal Response to Steering Wheel Loading. *Enhanced Safety Vehicles Conference*, 1994, 14:118-127

[OTT 04] Ottensmeyer M.P., Kerdok A.E., Howe R.D., Dawson S. The effects of testing environment on the viscoelastic properties of soft tissues. *Lecture Notes in Computer Science*, 2004, 3078:9–18

[OPH 91] Ophir J., Cespedes I., Ponnekanti H., Yazdi Y., and Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic imaging*, 1991, 13(2):111–134

[PER 10] Pervin F., Chen W.W., Weerasooriya T. Dynamic Compressive Response of Renal Cortex. *IJSCS – Mechanics and Applications*, 2010, 2(1):1-7

[POC 04] G. Pocock, C. D. Richards. Physiologie humaine - Les fondements de la médecine, 2004.

[POC 06] G. Pocock, C.D. Richards. Human Physilogy: The basis of medicine. In OUP Oxford, ed., 2006

[POT 10] Potier, Pascal, 2010. Contribution méthodologique à la thanatomécanique et à la thanatométrologie. Thèse de Doctorat de l'Université de Valenciennes.

[ROS 08] Rosen J., Brown J.D., De S., Sinanan M., Hannaford B. Biomechanical Properties of Abdominal Organs In Vivo and Postmortem Under Compression Loads. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2008, 130:021020

[ROU 70] Rouvière H., 1970. Anatomie humaine, Descriptive et topographique, Tome II. 10ème édition révisée. Masson et Cie Editeurs, Paris, France.

[SCH 74] Schmidt G., Kallieris D., Barz J., Mattern R. Results of 49 Cadaver Tests Simulating Frontal Collision of Front Seat Passengers. *Stapp Car Crash Conference*, 1974, 18:283-291

[SCH 05] Schmitt K.-U., Snedeker J.G. Analysis of the Biomechanical Response of Kidneys Under Blunt Impact. *Traffic Injury Prevention*, 2005, 7:171-181

[SCH 06] Schmitt K, Varga Z, Snedeker JG. Comparing the biomechanical response of human and porcine kidneys to blunt trauma. *J Trauma.*, 2006, 60(4):885-887

[SCH 12] Schindelin J., Arganda-Carreras I., Frise E., Kaynig V., Longair M., Pietzsch T., Preibisch S., Rueden C., Saalfeld S., Schmid B., Tinevez J.-Y., White D.J., Hartenstein V., Eliceiri K., Tomancak P.,Cardona A. Fiji: an open-source platform for biological-image analysis, *Nature Methods*, 2012, 9(7): 676-682

[SHE 06] Sherwood, L., 2006. Physiologie humaine, 2ème édition, De Boeck.

[SNE 05] Snedeker J.G., Barbezat M., Niederer P., Schmidlin F.R., Farshad, M. Strain energy density as a rupture criterion for the kidney : impact tests on porcine organs, finite element simulation, and a baseline comparison between human and porcine tissues. *Journal of Biomechanics*, 2005, 38-5, p.993–1001

[SON 09] Song E., Trosseille X., Baudrit P., 2009. Evaluation of thoracic deflection as an injury criterion for side impact using a finite elements thorax model. *Stapp Car Crash Conference*, 2009, 53:155-91

[SPA 04] Sparks J.L., Stammen J., Herriott R., Jones K.H. An Intravascular Pressure Measurement Technique Applied to Impact Testing of Unembalmed Human Liver Specimens, Injury Biomechanics Research. *Proceedings of the Thirty-second International Workshop*, 1998

[SPA 07] Sparks J. L., Bolte J. H., Dupaix R. B., Jones K. H., Steinberg S. M. Using Pressure to Predict Liver Injury Risk from Blunt Impact. *Stapp Car Crash Journal Conference*, 2007, 51:1-32

[SPA 08] Sparks J.L., Dupaix R.B. Constitutive Modeling of Rate-Dependent Stress-Strain Behavior of Human Liver in Blunt Impact Loading, *Annals of Biomedical Engineering*, 2008, 36(11):1883-1892.

[STI 02] Stingl J., Baca V., Cech P., Kovanda J., Kovandova H., Mandys V., Rejmontova J., Sosna B. Morphology and some biomechanical properties of human liver and spleen. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 2002, 24(5):285–289

[STO 70] Stone A.M., Stahl W.M. Renal effects of hemorrhage in normal man. *Annals of Surgery*, 1970, 11:825-836

[SWI 98] Swindle M.M., Smith A.C. Comparative anatomy and physiology of the pig. *Scand J Lab Anim Sci*, 1998, 25(Suppl 1):1-10

[TAM 02] Tamura A., Omori K., Miki K., Lee J., Yang K., King A. Mechanical characterization of porcine abdominal organs. *Stapp Car Crash Journal*, 2002, 46:55-69

[TAN 07] Tanter M., Bercoff J., Sinkus R., Deffieux T., Gennisson J.-L., Fink M. L'élastographie par ultrasons ou résonance magnétique : de nouveaux outils de diagnostic en cancérologie. *Médecine Nucléaire*, 2007, 31 :132-141

[TANT 08] Tanter M., Bercoff J., Athanasiou A., Deffieux T., Gennisson J-L., Montaldo G., Muller M., Tardivon A., Fink, M. Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: Initial clinical results using supersonic shear imaging. *Ultrasound in Medical and Biology*, 2008, 34:1373–1386

[TER 13] Ternifi R., Gennisson J.-L., Tanter M., Beillas P. Effects of storage temperature on the mechanical properties of porcine kidney estimated using shear wave elastography. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials,* 2013, 28:86-93

[THO 12] Thompson A.B., Gayzik. F.S., Moreno D.P., Rhyne A.C., Vavalle N.A., Stitzel J.C. A paradigm for human body finite element model integration from a set of regional models. *Biomed Sci Instrum*, 2012, 48:423-453

[UEH 95] Uehara H. A study on the mechanical properties of the kidney, liver and spleen, by means of tensile stress test with variable strain velocity. *J. of Kyoto Pref. Univ. of Med.*, 1995, 104:439–451.

[UNT 13] Untaroiu C. D., Lu Y.-C. Material characterization of liver parenchyma using specimen-specific finite element models. *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2013, 26:11-22

[VAN 05] Van der Plaats, A., 2005. PhD Thesis, The Graoningen Hypothermic Liver Perfusion System for Improves Preservation in Organ Transplantation, Chapter 2.

[VIA 89a] Viano D.C. Biomechanical responses and injuries in blunt lateral impact. *Stapp Car Crash Conference*, 1989, 33:

[VIA 89b] Viano DC, Lau IV, Asbury C, King AI, Begeman P. Biomechanics of the human chest, abdomen, and pelvis in lateral impact. *Accid Anal Prev*., 1989, 21(6):553-574.

[WAD 54] Wade OL. Movements of the thoracic cage and diaphragm in respiration. *J Physiol.*, 1954, 10:193–212

[YAM 70] Yamada H.FG, E., 1970. Strength of biological materials. Williams and Wilkins Edition, Baltimore.

[YAZ 96] Yazigi A., Richa F., Madi-Jebara S., Antakly M.C. Mesure comparée de la pression dans la veine cave inférieure abdominale et dans la veine cave supérieure chez l'adulte, *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation*, 1996, 15:681-682.

[YOG 04] Yoganandan N., Pintar F.A., Gennarelli T.A. Small Female-Specific Biomechanical Corridors in Side Impacts. *Proceedings of the IRCOBI Conference*, 2004, 31:137-152.

[YOG 08] Yoganandan N., Pintar F.A., Gennareli T.A., Martin P.G., Ridella S.A. Chest deflections and injuries in oblique lateral impacts. *Traffic Inj. Prev*., 2008, 9(2):162-169

Annexes

Annexe 1

Courbes obtenues sur reins de porc à 0.3 m/s.
Courbes obtenues sur reins de porc à 0.03 m/s.
Courbes obtenues sur reins de porc à 0.003 m/s.

Annexe 2

Courbes obtenues sur les huit reins de porc à 0.3m/s utilisés pour les tests statistiques.
Courbes obtenues sur les huit reins de porc à 0.03m/s utilisés pour les tests statistiques.
Courbes obtenues sur les huit reins de porc à 0.003m/s utilisés pour les tests statistiques.

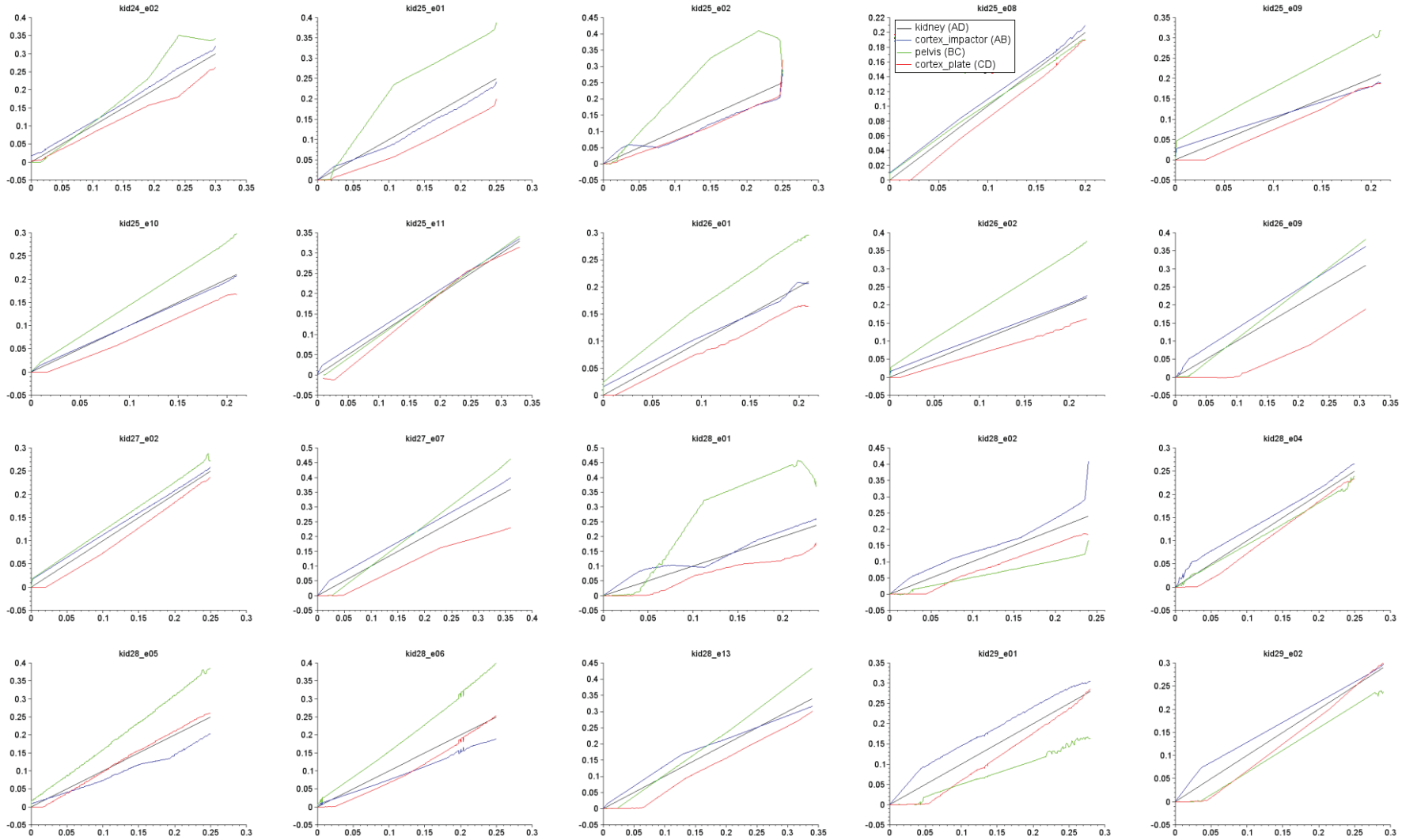
Annexe 3

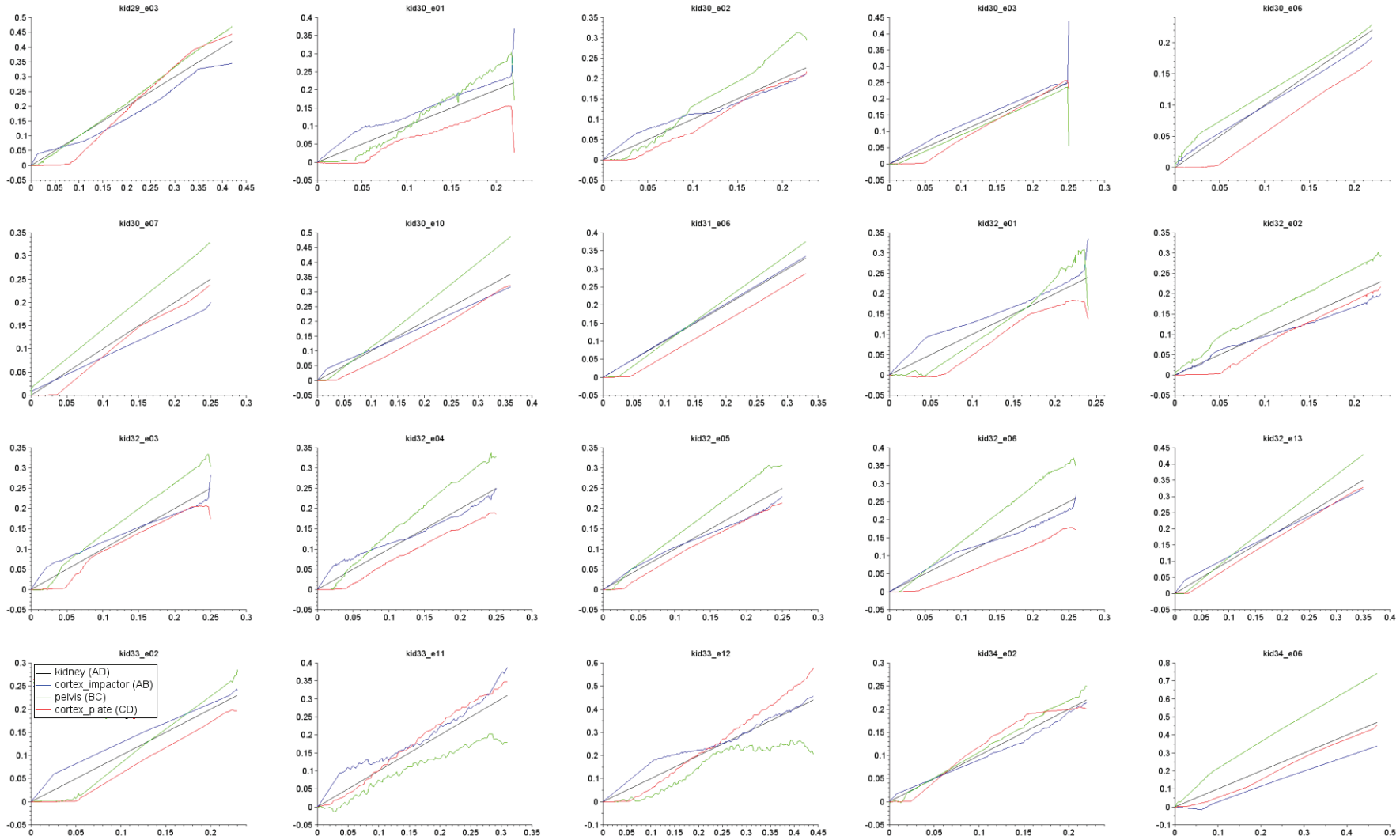
Courbes obtenues sur reins humains à 0.3 m/s.
Courbes obtenues sur reins humains à 0.03 m/s.
Courbes obtenues sur reins humains à 0.003 m/s.

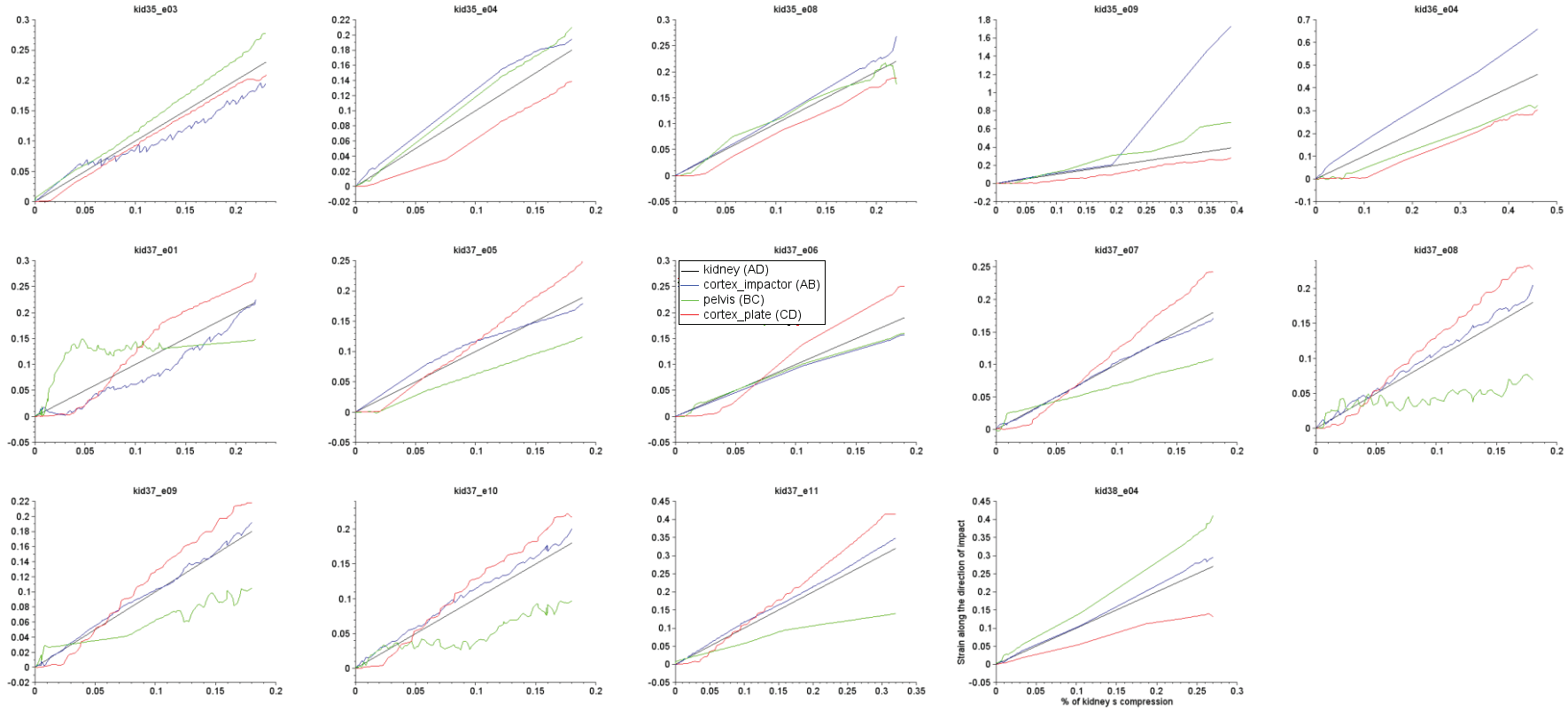
Annexe 1

Courbes obtenues sur reins de porc à 0.3 m/s.
Courbes obtenues sur reins de porc à 0.03 m/s.
Courbes obtenues sur reins de porc à 0.003 m/s.

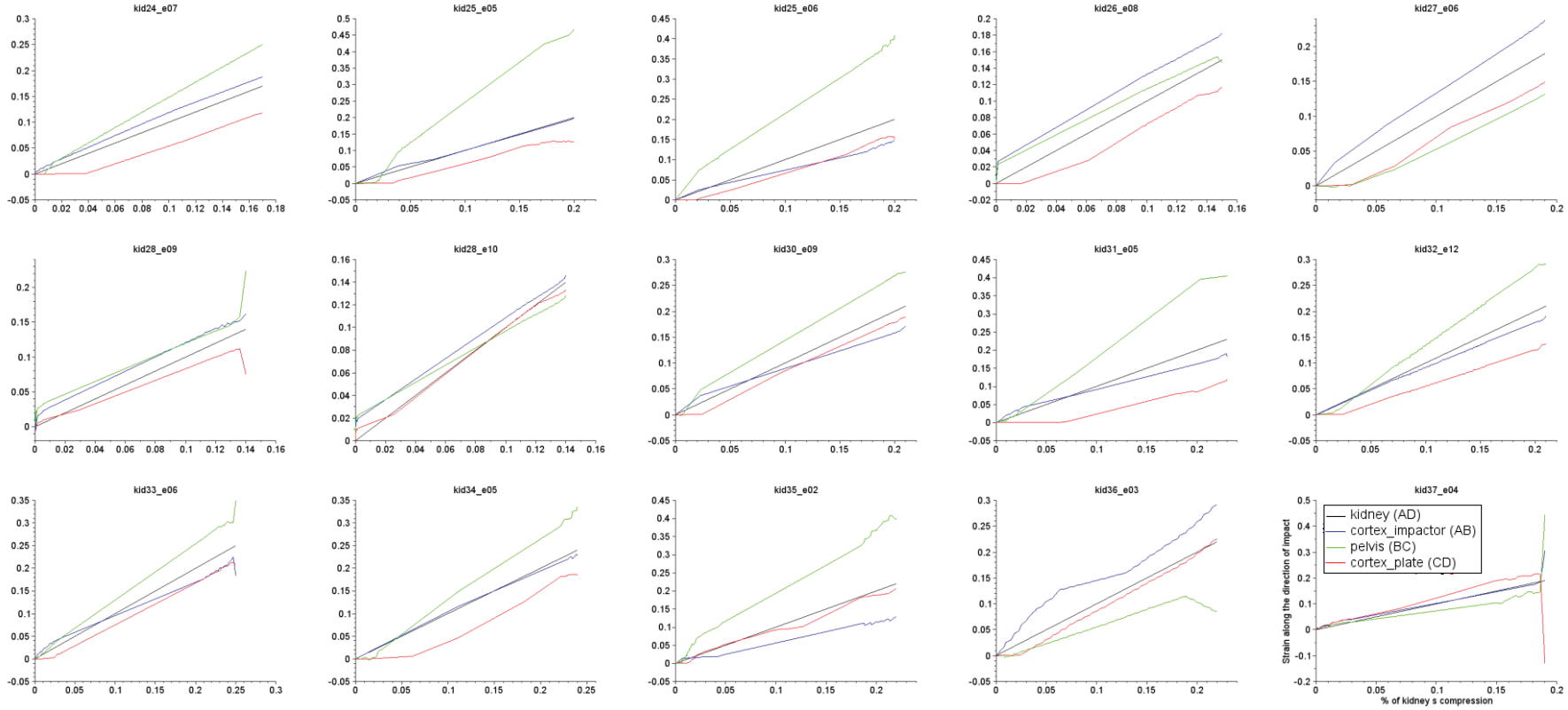
Courbes obtenues sur reins de porc à 0.3 m/s.



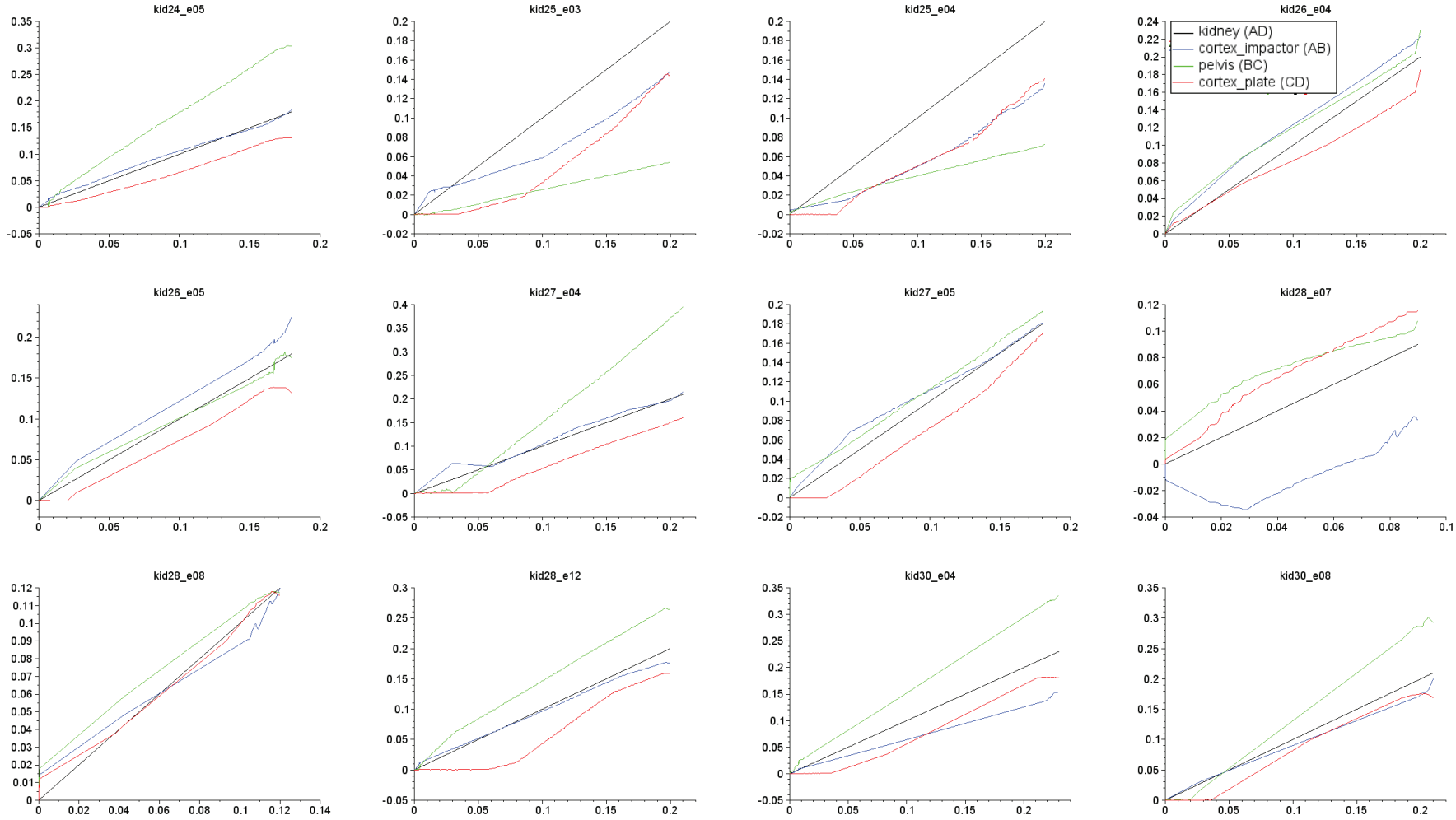

kid29_e03
kid30_e01
kid30_e02
kid30_e03
kid30_e06
kid30_e07
kid30_e10
kid31_e06
kid32_e01
kid32_e02
kid32_e03
kid32_e04
kid32_e05
kid32_e06
kid32_e13
kid33_e02
kid33_e11
kid33_e12
kid34_e02
kid34_e06
kidney (AD)
cortex_impactor (AB)
pelvis (BC)
cortex_plate (CD)

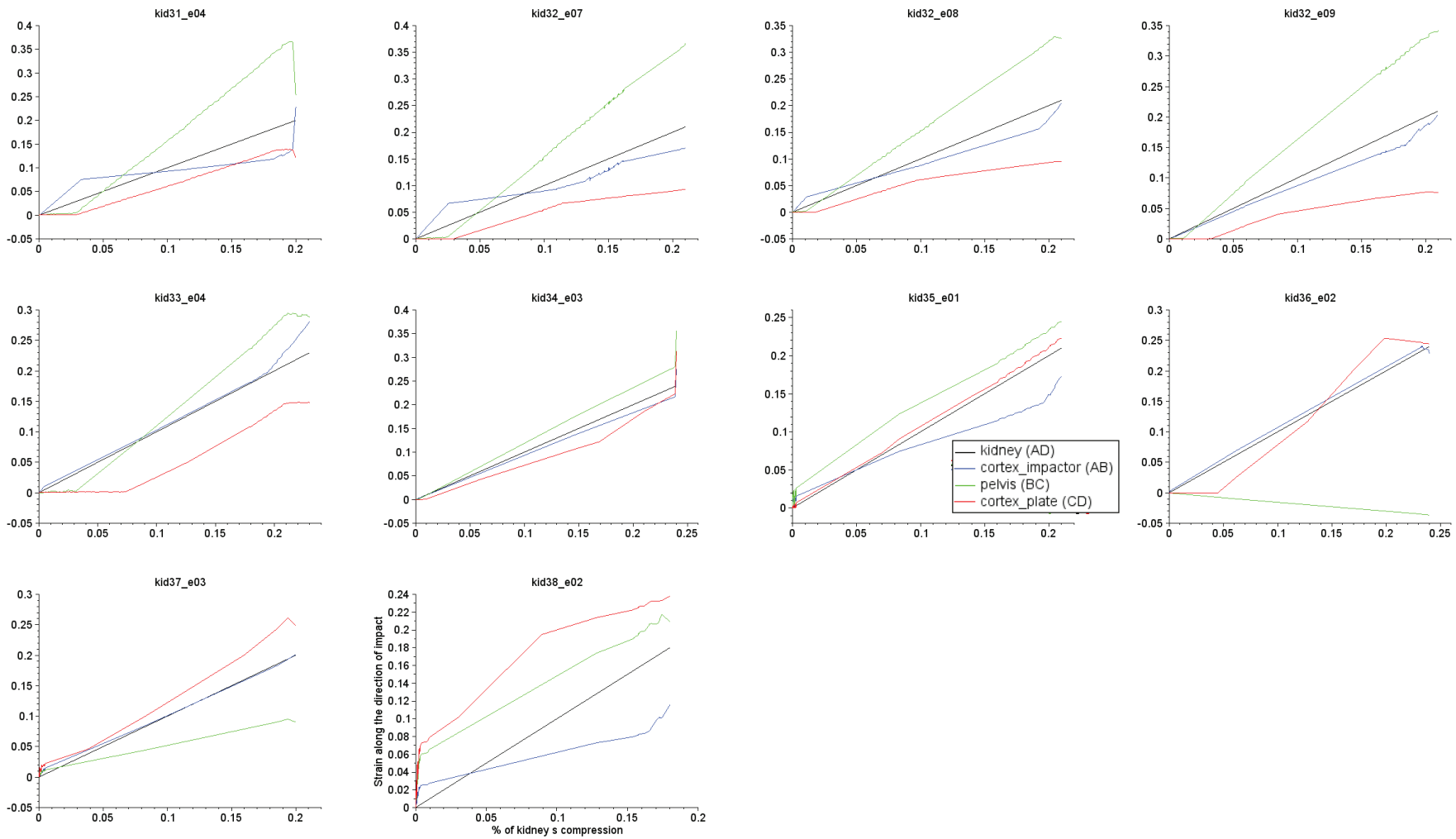

kid35_e03
kid35_e04
kid35_e08
kid35_e09
kid36_e04
kid37_e01
kid37_e05
kid37_e06
kidney (AD)
cortex_impactor (AB)
pelvis (BC)
cortex_plate (CD)
kid37_e07
kid37_e08
kid37_e09
kid37_e10
kid37_e11
kid38_e04
Strain along the direction of impact
% of kidney s compression

Courbes obtenues sur reins de porc à 0.03 m/s.



Courbes obtenues sur reins de porc à 0.003 m/s.

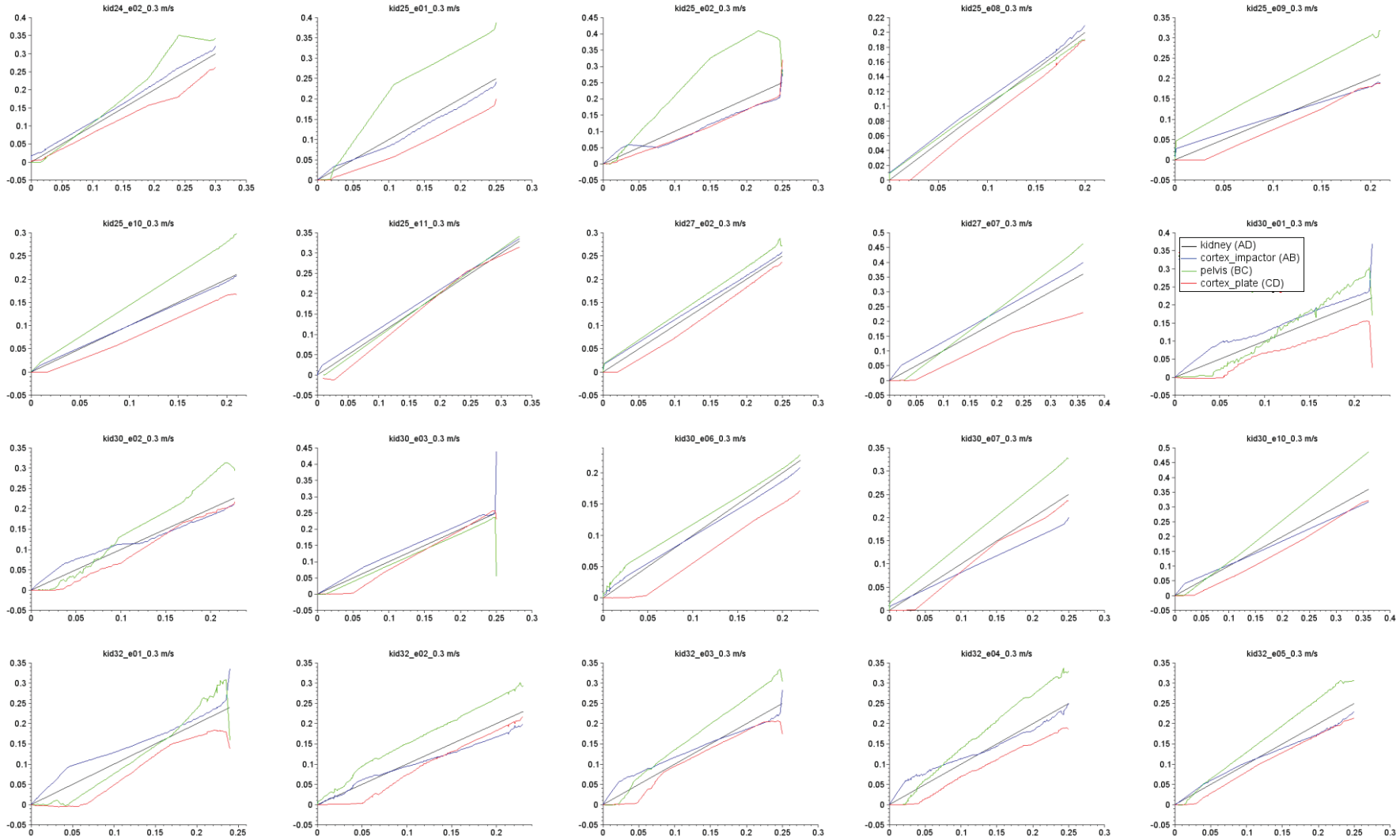


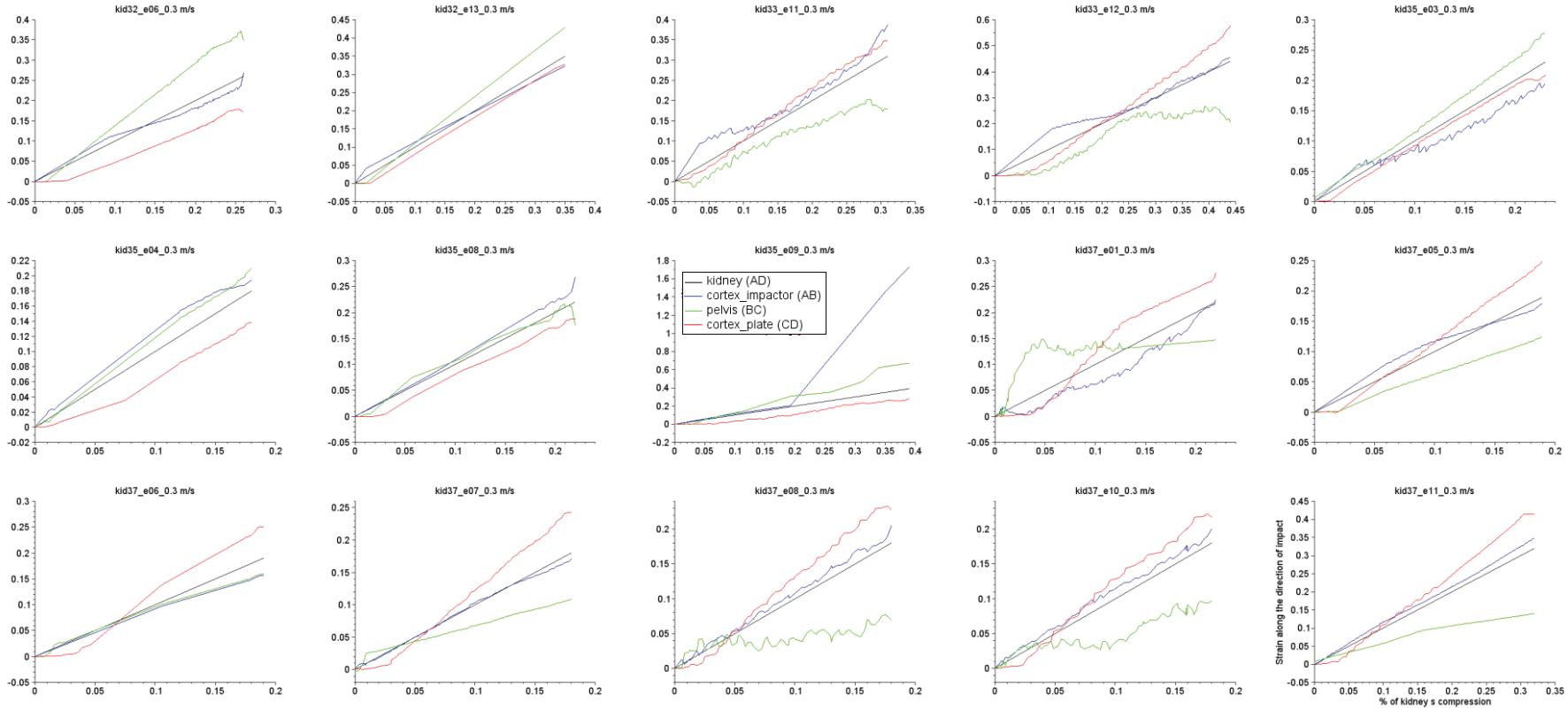

kid31_e04
kid32_e07
kid32_e08
kid32_e09
kid33_e04
kid34_e03
kid35_e01
kid36_e02
kid37_e03
kid38_e02
kidney (AD)
cortex_impactor (AB)
pelvis (BC)
cortex_plate (CD)
Strain along the direction of impact
% of kidney s compression

Annexe 2

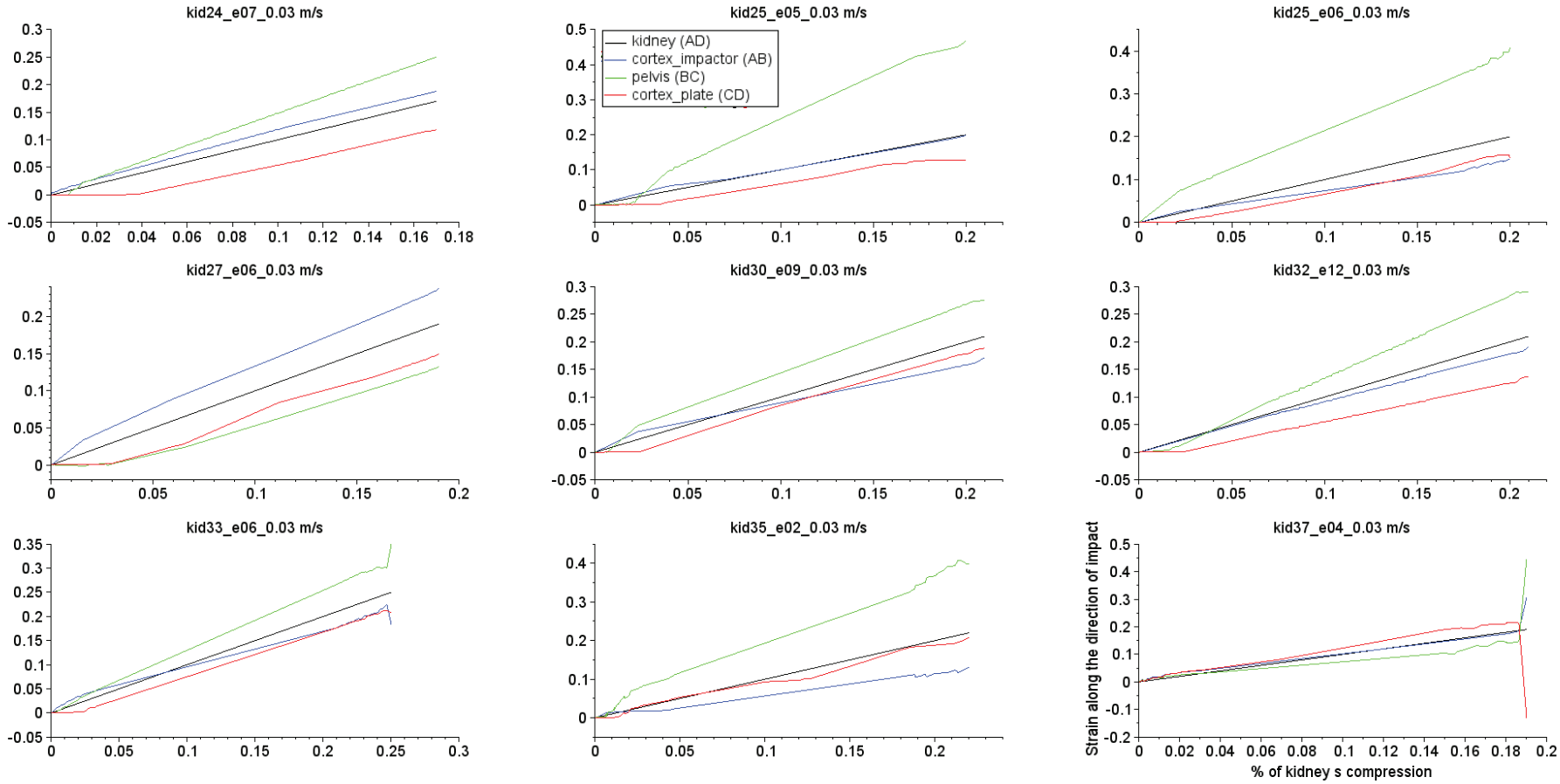
Courbes obtenues sur les huit reins de porc à 0.3m/s utilisés pour les tests statistiques.
Courbes obtenues sur les huit reins de porc à 0.03m/s utilisés pour les tests statistiques.
Courbes obtenues sur les huit reins de porc à 0.003m/s utilisés pour les tests statistiques.

Courbes obtenues sur les huit reins de porc à 0.3m/s utilisés pour les tests statistiques.

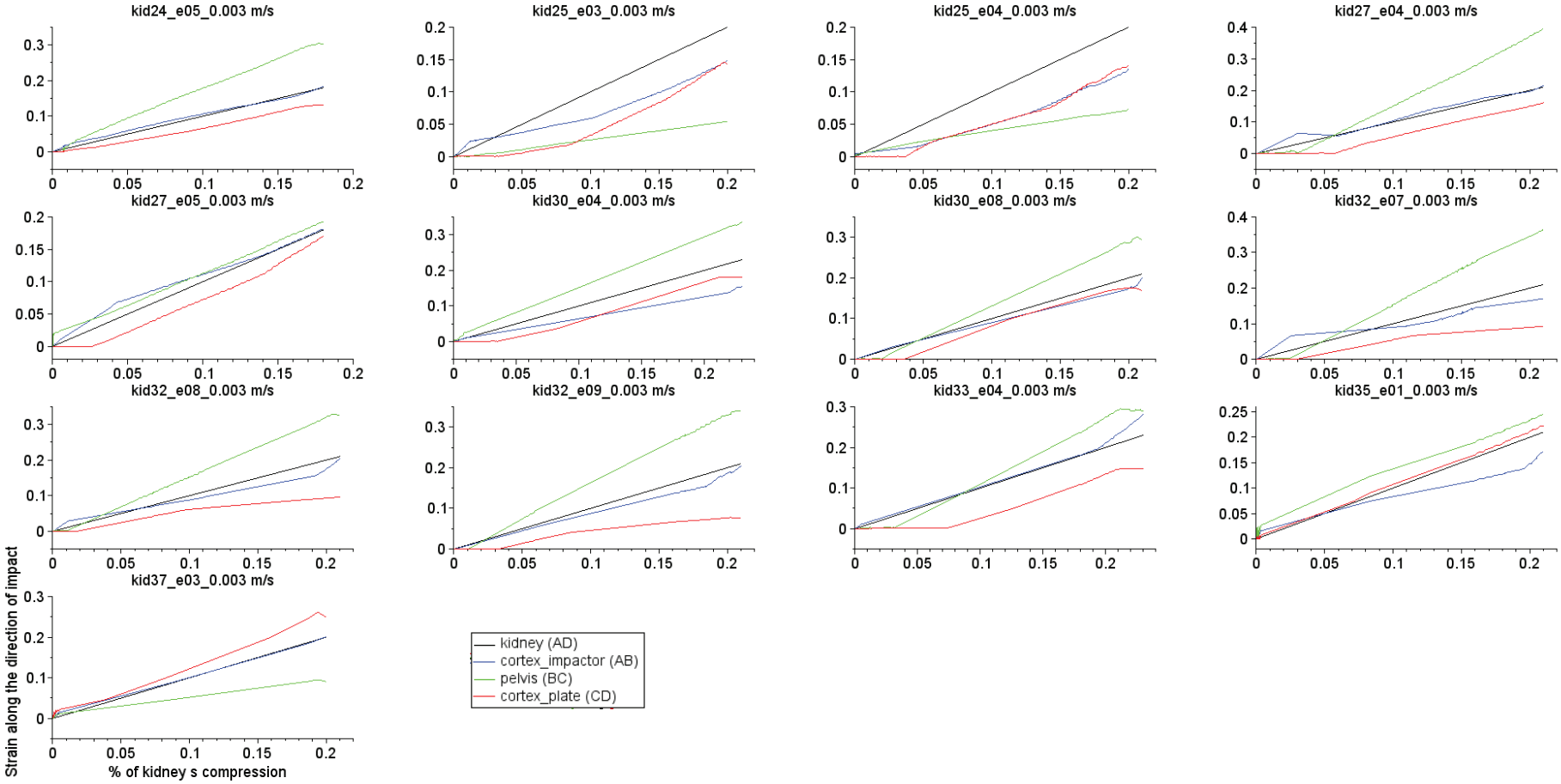



kid32_e06_0.3 m/s
kid32_e13_0.3 m/s
kid33_e11_0.3 m/s
kid33_e12_0.3 m/s
kid35_e03_0.3 m/s
kid35_e04_0.3 m/s
kid35_e08_0.3 m/s
kid35_e09_0.3 m/s
kidney (AD)
cortex_impactor (AB)
pelvis (BC)
cortex_plate (CD)
kid37_e01_0.3 m/s
kid37_e05_0.3 m/s
kid37_e06_0.3 m/s
kid37_e07_0.3 m/s
kid37_e08_0.3 m/s
kid37_e10_0.3 m/s
kid37_e11_0.3 m/s
Strain along the direction of impact
% of kidney s compression

Courbes obtenues sur les huit reins de porc à 0.03m/s utilisés pour les tests statistiques.



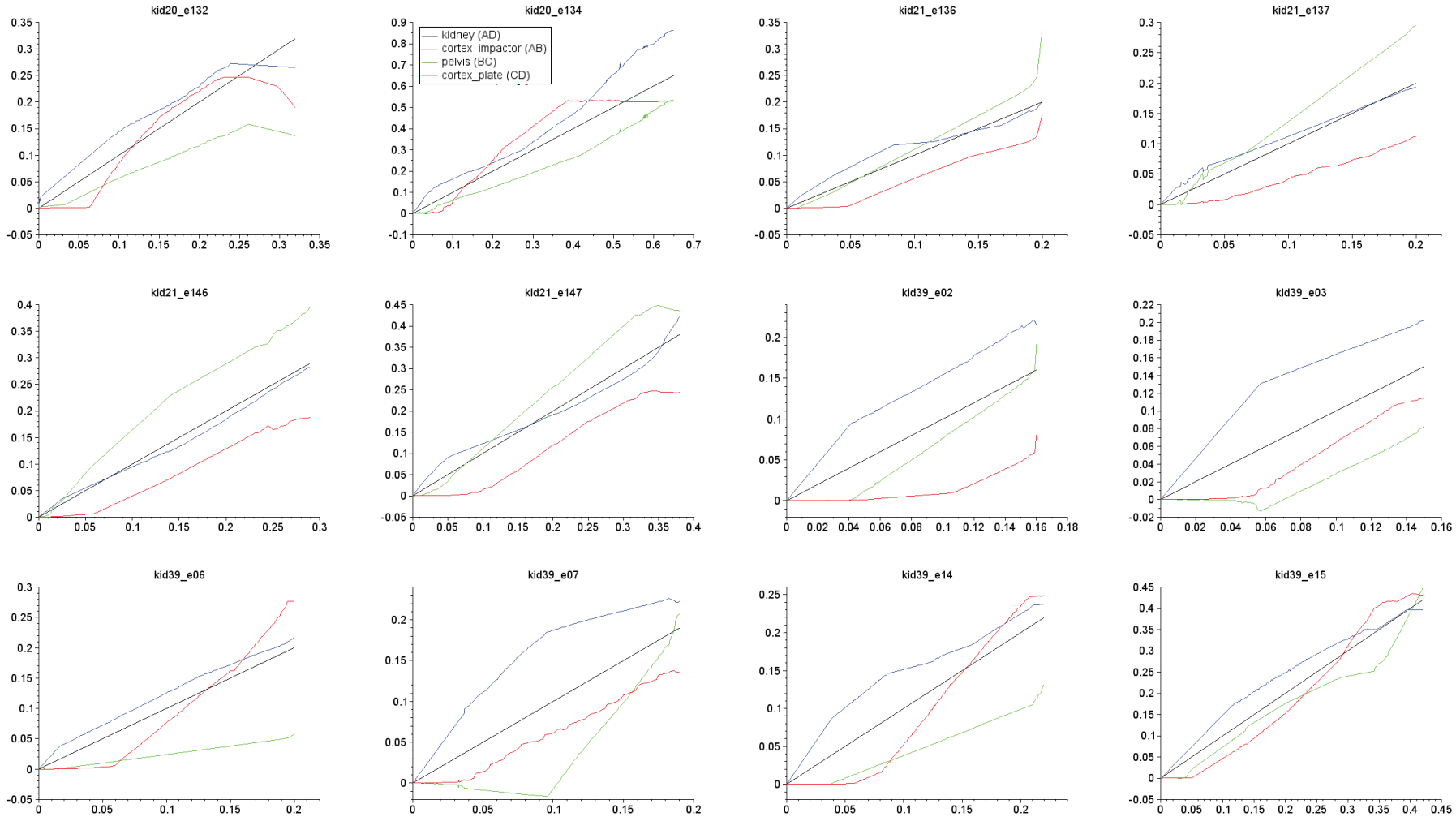
Courbes obtenues sur les huit reins de porc à 0.003m/s utilisés pour les tests statistiques.

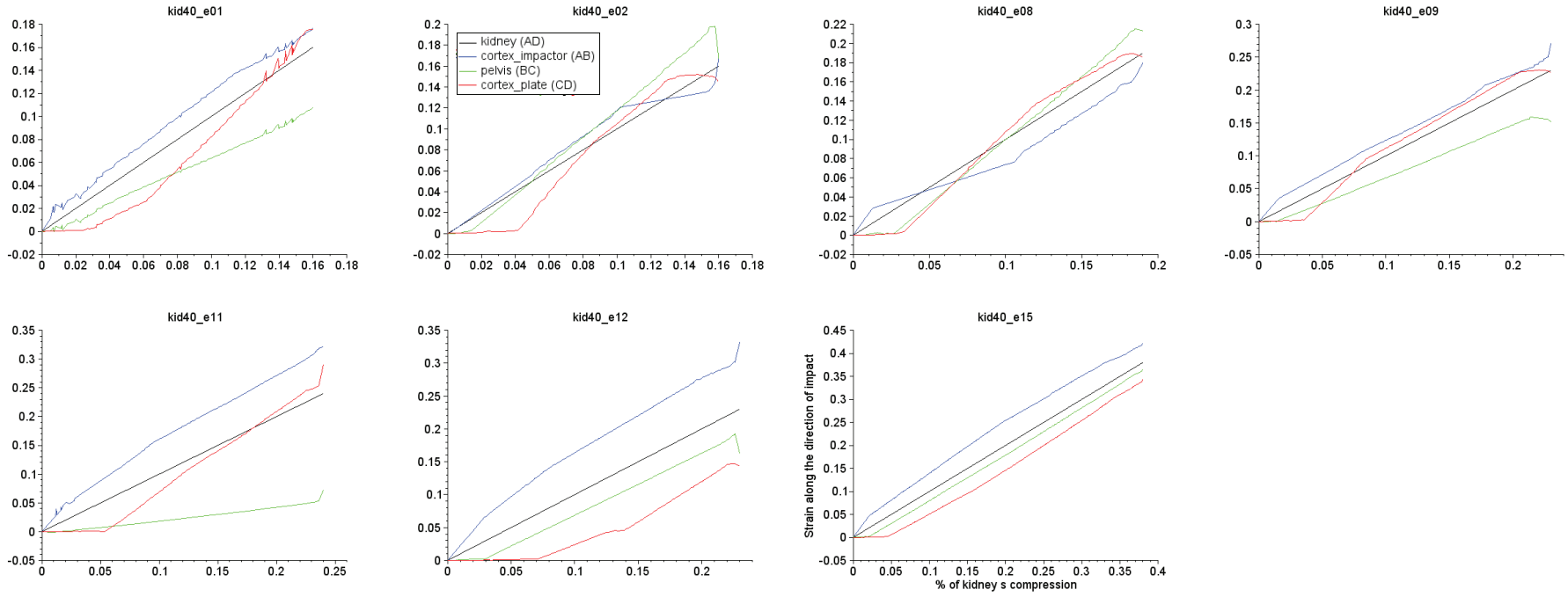


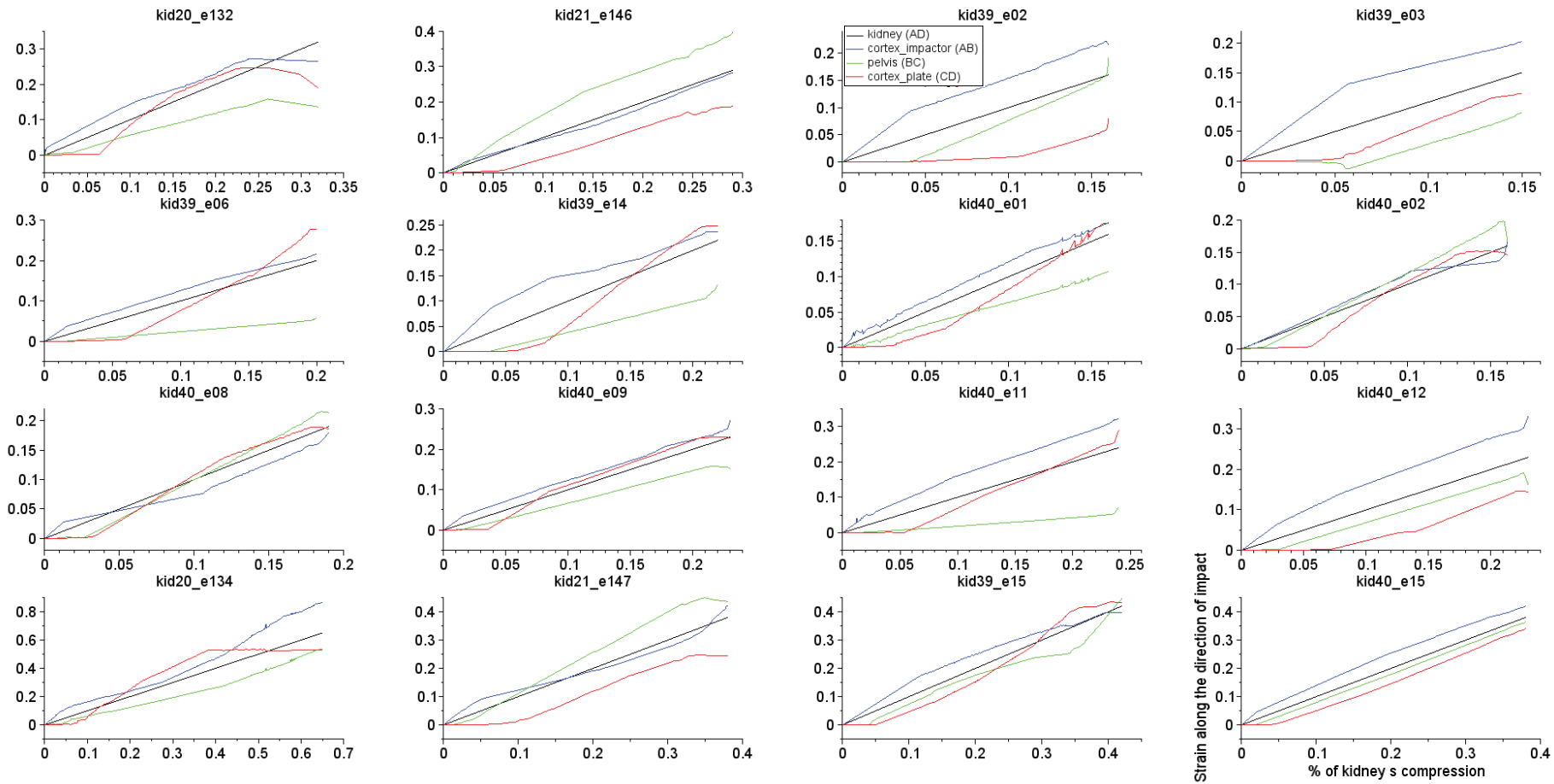
Annexe 3

Courbes obtenues sur reins humains à 0.3 m/s.
Courbes obtenues sur reins humains à 0.03 m/s.
Courbes obtenues sur reins humains à 0.003 m/s.

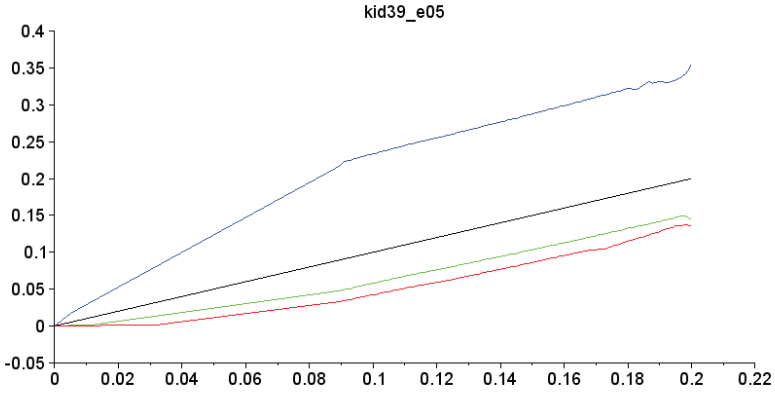
Courbes obtenues sur reins humains à 0.3 m/s.

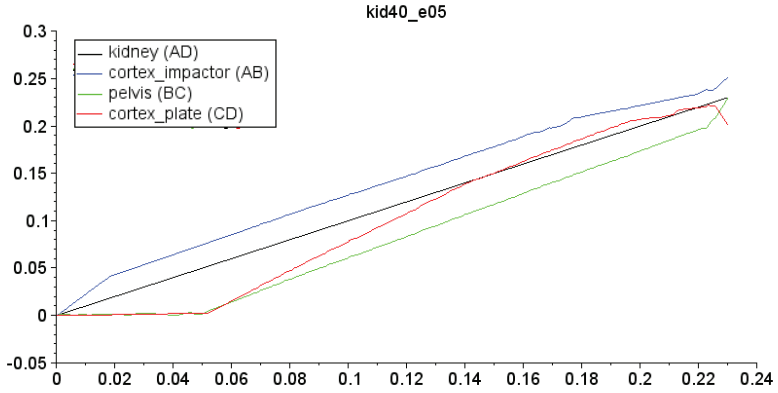


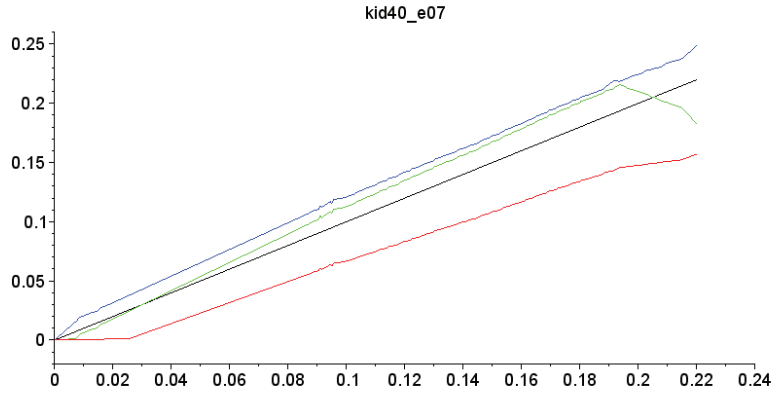

kid40_e01
kid40_e02
kidney (AD)
cortex_impactor (AB)
pelvis (BC)
cortex_plate (CD)
kid40_e08
kid40_e09
kid40_e11
kid40_e12
kid40_e15
Strain along the direction of impact
% of kidney s compression

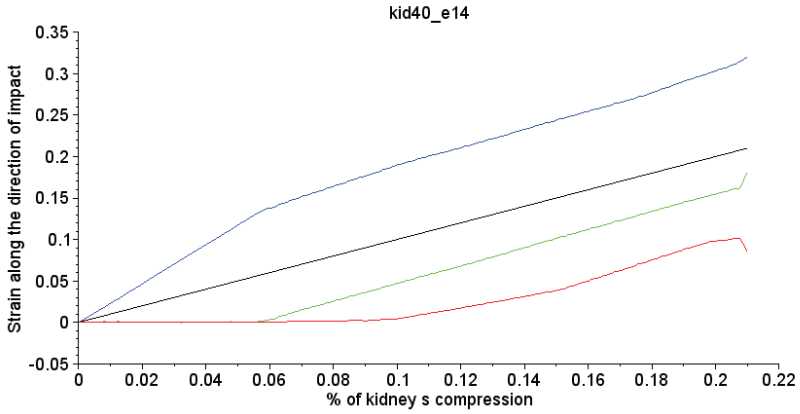

kid20_e132
kid21_e146
kid39_e02
kidney (AD)
cortex_impactor (AB)
pelvis (BC)
cortex_plate (CD)
kid39_e03
kid39_e06
kid39_e14
kid40_e01
kid40_e02
kid40_e08
kid40_e09
kid40_e11
kid40_e12
kid20_e134
kid21_e147
kid39_e15
kid40_e15
Strain along the direction of impact
% of kidney s compression

Courbes obtenues sur reins humains à 0.03 m/s.

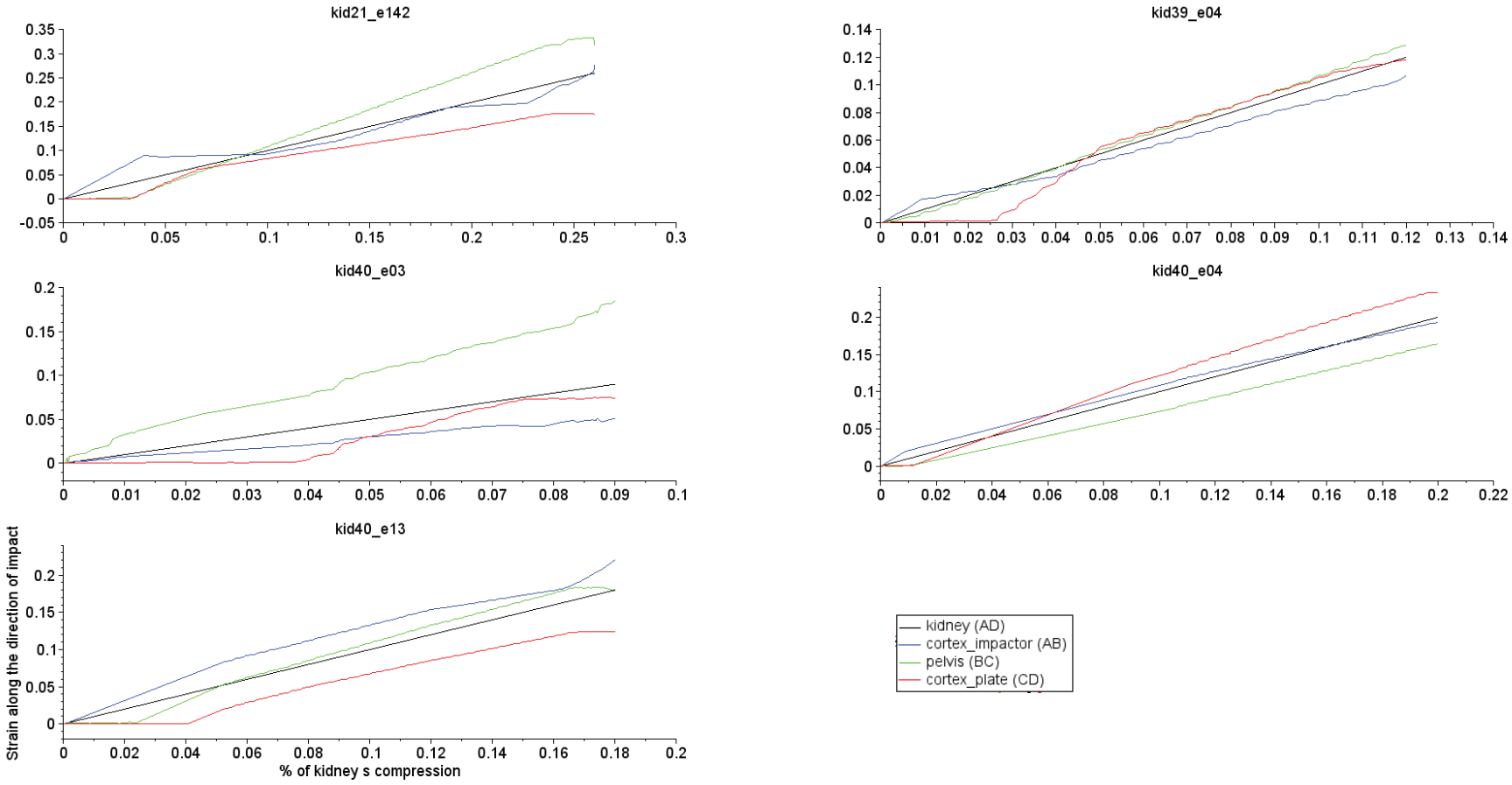








Courbes obtenues sur reins humains à 0.003 m/s.



Cinématique interne de l'abdomen et de ses organes pendant un choc : observations par échographie ultrarapide

À cause de difficultés d'observations, les recherches passées en biomécanique de l'abdomen soumis aux chocs se sont essentiellement limitées à la description de comportements externes. Cette étude s'intéresse au comportement interne d'organes abdominaux à l'aide de techniques récentes : l'échographie ultrarapide et l'élastographie par ondes de cisaillement.

Tout d'abord, l'effet de conditions de perfusion sur la géométrie et le module de cisaillement interne de reins de porc *ex vivo* a été évalué. L'effet considérable de la pression appliquée a été observé, avec 80mmHg en artère conduisant à l'état le proche de l'*in vivo*.

Ensuite, à l'aide de l'échographie ultrarapide, les comportements internes de reins porcins et humains dans cet état de référence ont été observés lors de compressions à des vitesses entre 0.08 et 8 s^{-1}. Si pour le porc, la partie centrale (bassinet) se déforme plus, le rein humain a semblé avoir une déformation plus homogène.

Enfin, à partir des résultats, un nouveau protocole a permis d'observer les comportements du côlon et du foie *in situ* lors d'impacts sur trois sujets d'anatomie.

Dans l'ensemble, cette étude montre ainsi la possibilité de quantifier la relation entre chargement externe et interne grâce à l'échographie ultrarapide lors d'impacts.

Internal response of abdominal organs during impact: observations by ultrafast ultrasound imaging

Due to limitations of observation techniques, past researches in impact biomechanics on the abdomen have been mostly limited to the description of the externals responses. This study focuses on the internal response of abdominal organs using recent observation techniques: ultrafast ultrasound imaging and shearwave elastography.

First, the effects of perfusion conditions on the geometrical and internal shear moduli of *ex vivo* porcine kidneys were evaluated. The considerable effect of the applied pressure was observed, with 80mmHg in artery being closest to the *in vivo* state.

Then, the internal responses of porcine and human kidneys were observed during compressions (rates: 0.08 to 8s^{-1}). If in the porcine specimen the central part (pelvis) deformed the most, the human kidney seemed to have a more homogenous response.

Finally, a protocol was developed to observe the responses of the colon and the liver *in situ* during impacts performed on three post mortem human subjects.

Overall, this study demonstrates the possibility to establish a link between external and internal responses during impact using ultrafast ultrasound imaging.

GENIE MECANIQUE - BIOMECANIQUE

Mots clés : Rein, échographie ultrarapide, déformation interne, abdomen, impact, sécurité automobile

LABORATOIRE DE BIOMECANIQUE ET DE MECANIQUE DES CHOCS UMR_T 9406
25 Avenue François Mitterrand – Case 24 – 69675– Bron Cedex