



HAL
open science

Caractérisation biomécanique globale de la paroi abdominale saine, lésée et réparée : de l'ex vivo à l'in vivo

Florence Podwojewski

► **To cite this version:**

Florence Podwojewski. Caractérisation biomécanique globale de la paroi abdominale saine, lésée et réparée : de l'ex vivo à l'in vivo. Ingénierie biomédicale. UNIVERSITE DE LYON, 2012. Français. NNT: . tel-00991119

HAL Id: tel-00991119

<https://theses.hal.science/tel-00991119>

Submitted on 14 May 2014

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 : 270 - 2012

Année 2012

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 : Biomécanique

Soutenue publiquement le 11 décembre 2012

par

Florence PODWOJEWSKI

Caractérisation biomécanique globale de la paroi abdominale saine,
lésée et réparée : de l'*ex vivo* à l'*in vivo*

Directeur de thèse : David MITTON

JURY :

| | | |
|----------------------|---|---------------|
| M. Yohan PAYAN | Directeur de Recherche CNRS, Grenoble | Rapporteur |
| M. Pascal SWIDER | Professeur des Universités, Toulouse | Rapporteur |
| M. Behzad SHARIAT | Professeur des Universités, Lyon | Examineur |
| M. David MITTON | Directeur de Recherche IFSTTAR, Lyon | Examineur |
| Mme. Mélanie OTTENIO | Maître de Conférences, Lyon | Examineur |
| M. David VOIRIN | Praticien Hospitalier, CHU, Grenoble | Examineur |
| M. Frédéric TURQUIER | Directeur R&D Covidien Surgical Solutions, Trévoux | Membre invité |

Remerciements

Avant tout développement sur mon travail de thèse, je voudrais commencer par remercier tous ceux qui m'ont beaucoup appris, aidé et qui m'ont permis de faire de ces trois années un moment très enrichissant.

Mes premiers remerciements s'adressent à mes encadrants, David Mitton et Mélanie Otténio. C'est une grande chance pour moi d'avoir pu réaliser cette thèse avec eux. Un grand merci pour leur expérience, leur grande disponibilité au cours de ces trois ans, leur retour sur mon travail et leur soutien. Les mots me manquent pour exprimer toute ma gratitude.

Je remercie également Philippe Beillas pour son expertise et pour les nombreux conseils qu'il a pu m'apporter tout au long de ma thèse.

Je remercie aussi Philippe Vezin, directeur du LBMC, de m'avoir accueilli au sein de son laboratoire.

Je tiens à remercier Frédéric Turkiër, directeur R&D de Covidien, et Gaëtan Guérin pour leur grande implication dans ce projet de thèse. Merci également à Vit Novacek et à Tristan Belzacq pour leur participation à ce projet.

Je remercie également le Docteur David Voirin pour l'intérêt qu'il a porté à cette étude et pour son expertise clinique.

Je voudrais également remercier les membres de mon jury de thèse : Behzad Shariat, et particulièrement Yohan Payan et Pascal Swider pour avoir accepté d'être rapporteurs de cette thèse.

Un grand merci à Doris Tran avec qui j'ai partagé mon sujet d'étude, avec qui j'ai développé et réalisé le protocole sur volontaires, avec qui j'ai partagé mon bureau pendant deux ans, avec qui j'ai partagé mes doutes, mes peines, mes joies et avec qui je partage maintenant une belle amitié. Et pour la suite, je te dis : « Good luck my friend ».

Je tiens à remercier l'équipe technique sans qui cette thèse n'aurait pas été possible. Merci à Pierre Lapellerie qui m'a aidé dans la mise en place des expérimentations biomécaniques. Un grand merci à Yves Caire, le MacGyver du LBMC, pour ses astuces dans la réalisation des montages techniques, et qui a su remplacer Pierre quand il n'était pas disponible au cours des expérimentations. Merci à Leila Benboubaker, qui a parfaitement succédé à Pierre, pour son aide au cours des expérimentations sur paroi humaine et pour sa participation aux examens in vivo quand je n'étais pas disponible. Enfin, merci à Stéphane Ardizzone pour ses branchements qui ont facilité les essais.

Je remercie également Vitor Nascimento, étudiant en Master, pour m'avoir aidé dans l'analyse des données. Merci à Alexandre Cogan qui au cours de son stage de master a participé aux examens sur volontaires et au post-traitement des données.

Je remercie aussi toute l'équipe du LBMC, pour leur aide, leur bonne humeur, et pour m'avoir permis de passer trois années agréables. Je remercie tout particulièrement les doctorants du laboratoire qui ont permis le déroulement de cette thèse dans une très bonne ambiance.

Merci aux garçons d'à côté, Romain et Julien L. ; Merci également à Clémentine, Jeanne, Cindy et Sophie pour les discussions entre filles. Je remercie aussi les anciens : Fabien, Aline et Xavier, pour l'aide qu'ils ont pu m'apporter. Merci également à David P., Julien N., Anurag,... et à tous ceux que j'oublie. Enfin, je souhaite bon courage aux nouveaux : Charles et Pascal.

Je terminerai en remerciant ma famille qui, même si un peu loin pendant cette période, a toujours été présente et m'a toujours soutenue. Je remercie particulièrement ma maman qui a toujours été là pour moi. Enfin, je remercie Simon qui, même s'il n'a pas toujours su trouver les mots, m'a soutenu et réconforté dans les moments les plus difficiles.

Caractérisation biomécanique globale de la paroi abdominale saine, lésée et réparée : de l'*ex vivo* à l'*in vivo*

Les données sur le comportement biomécanique de la paroi abdominale restent limitées. Cette méconnaissance est un facteur limitant pour le développement de modèles numériques de cette région anatomique. L'objectif de cette thèse est d'apporter des données quantitatives sur le comportement biomécanique de la paroi abdominale, en adoptant une approche expérimentale globale allant de l'*ex vivo* à l'*in vivo*. Dans un premier temps, un protocole de caractérisation *ex vivo* est mis au point et validé sur des spécimens porcins, puis appliqué à des échantillons humains. Ce protocole permet de tester une même paroi abdominale sous deux types de sollicitation (pression et contact) dans le domaine élastique. Il permet également d'évaluer l'influence d'une lésion et d'une réparation avec un implant chirurgical, sur la réponse mécanique de la paroi. Des mesures par corrélation d'images 3D réalisées simultanément sur les surfaces internes et externes quantifient les différences de distribution des déformations de la paroi abdominale. Dans un second temps, des examens *in vivo* sur volontaires permettent de prendre en compte l'activité musculaire. Une raideur locale est ainsi évaluée pour diverses activités physiologiques, raideur qui augmente en fonction du niveau de contraction jusqu'à 6 fois la valeur au repos. En résumé, cette recherche propose une méthodologie pour mieux comprendre le comportement mécanique global de la paroi abdominale. Cette méthodologie peut être déclinée, afin d'étudier l'influence des différents composants de la paroi. Au-delà de cette thèse, ces données contribueront à la construction et la validation d'un modèle numérique de la paroi abdominale.

Biomechanical global characterization of the intact, incised and repaired abdominal wall: from *ex vivo* to *in vivo*

Data on the biomechanical behaviour of the abdominal wall are limited. This lack of knowledge is a limiting factor for the development of numerical models of this anatomical area. Therefore, the objective of this thesis is to provide quantitative data on the biomechanical behaviour of the abdominal wall, adopting a global experimental approach ranging from *ex vivo* to *in vivo*. As a first step, a protocol for *ex vivo* characterization is developed and validated on porcine specimens and then applied to human anatomical specimens. This protocol allows testing a same abdominal wall under two loading types (pressure and contact) in the elastic range. It also enables to assess the influence of an incision and of a repair with a surgical implant on the mechanical response. Measurements by 3D digital image correlation performed simultaneously on the internal and external surfaces quantify differences in strain distribution of the abdominal wall. As a second step, *in vivo* examinations on volunteers enable to take into account muscle activity. A local stiffness is thus assessed for various physiological activities. This stiffness increases with the level of muscle contraction and reaches on average six times the stiffness at rest. In conclusion, this research proposes a methodology to better understand the global mechanical behaviour of the abdominal wall. This methodology can now be used in order to study the influence of the different components of the abdominal wall. Beyond this thesis, these data will contribute to the construction and validation of a numerical model of the abdominal wall.

Mots clés : Paroi abdominale, biomécanique, corrélation d'images, expérimentations, examens *in vivo*, déformation, raideur.

Keywords: Abdominal wall, biomechanics, digital image correlation, experiments, *in vivo* examinations, strain, stiffness.

Table des matières

| | |
|---|-----------|
| Table des matières | 7 |
| Introduction | 11 |
| Chapitre 1. Etat de l'art | 13 |
| 1.1. Anatomie d'une paroi abdominale antérolatérale saine | 13 |
| 1.1.1. Délimitation anatomique | 13 |
| 1.1.2. Géométrie | 14 |
| 1.1.3. Les différents muscles constitutifs de la paroi antéro-latérale | 14 |
| 1.1.3.1. Les muscles dits « verticaux » | 15 |
| 1.1.3.2. Les muscles dits « larges »..... | 16 |
| 1.1.4. Les différentes membranes présentes dans la paroi antéro-latérale | 18 |
| 1.1.4.1. Gaine des muscles droits de l'abdomen..... | 18 |
| 1.1.4.2. Ligne blanche..... | 19 |
| 1.1.4.3. Fascia transversalis | 19 |
| 1.1.4.4. Péritoine | 19 |
| 1.2. Biomécanique d'une paroi abdominale saine | 20 |
| 1.2.1. Sollicitations de la paroi abdominale | 20 |
| 1.2.2. Comportement mécanique global de la paroi abdominale | 21 |
| 1.2.2.1. Déformées de la paroi antérolatérale | 21 |
| 1.2.2.2. Paramètres élastiques de la paroi globale | 24 |
| 1.2.2.3. Mesures supplémentaires sur la paroi abdominale | 25 |
| 1.2.2.4. Conclusion | 25 |
| 1.2.3. Comportement des différents constituants de la paroi abdominale..... | 26 |
| 1.2.4. Modèles numériques et analytiques existants de la paroi saine | 30 |
| 1.3. Paroi lésée et réparée | 32 |
| 1.3.1. L'événement d'une paroi abdominale : définition de la lésion et traitement chirurgical associé | 32 |
| 1.3.1.1. Définition d'une évènement | 32 |
| 1.3.1.2. Traitement des évènements | 33 |
| 1.3.2. Biomécanique d'une paroi lésée et réparée..... | 36 |
| 1.3.2.1. Interaction entre la prothèse et la paroi..... | 36 |
| 1.3.2.2. Modèles numériques existants de la paroi lésée et réparée..... | 37 |
| 1.4. Synthèse et objectifs spécifiques de la thèse | 39 |

Chapitre 2. Caractérisation *ex vivo* de la paroi abdominale porcine : saine, lésée, réparée 41

| | |
|--|----|
| 2.1. Introduction | 41 |
| 2.2. Matériel et méthodes | 41 |
| 2.2.1. Préparation des échantillons | 41 |
| 2.2.2. Dispositif expérimental | 44 |
| 2.2.3. Influence de la durée des tests sur le comportement d'une paroi abdominale intacte | 49 |
| 2.2.4. Mesures | 49 |
| 2.2.5. Analyse des données | 50 |
| 2.2.6. Analyse statistique..... | 51 |
| 2.3. Résultats..... | 52 |
| 2.3.1. Influence de la durée des tests sur le comportement d'une paroi abdominale ... | 52 |
| 2.3.2. Déformations des surfaces internes et externes pour le cas sain..... | 53 |
| 2.3.3. Influence d'une lésion et d'une réparation sur le comportement de la paroi abdominale. | 54 |
| 2.4. Discussion..... | 59 |
| 2.5. Conclusion..... | 61 |

Chapitre 3. Caractérisation *ex vivo* de la paroi abdominale humaine : saine, lésée, réparée 63

| | |
|--|----|
| 3.1. Introduction | 63 |
| 3.2. Matériel et méthodes | 63 |
| 3.2.1. Préparation des échantillons | 63 |
| 3.2.2. Dispositif expérimental | 65 |
| 3.2.3. Mesures | 67 |
| 3.2.4. Analyse des données | 68 |
| 3.2.5. Analyse statistique..... | 71 |
| 3.3. Résultats..... | 72 |
| 3.3.1. Déformations des surfaces internes et externes pour le cas sain..... | 72 |
| 3.3.2. Influence d'une lésion et d'une réparation sur le comportement de la paroi abdominale. | 74 |
| 3.3.3. Comparaison des résultats avec l'animal | 79 |
| 3.3.4. Données pour la construction d'un modèle numérique..... | 82 |
| 3.4. Discussion..... | 83 |
| 3.5. Conclusion..... | 84 |

| | |
|--|------------|
| Chapitre 4. Caractérisation <i>in vivo</i> de la paroi abdominale humaine | 85 |
| 4.1. Introduction | 85 |
| 4.2. Matériel et méthodes | 86 |
| 4.2.1. Accueil et préparation des sujets | 86 |
| 4.2.2. Moyens de mesures | 89 |
| 4.2.3. Activités réalisées par les volontaires | 93 |
| 4.2.4. Mesures réalisées lors des protocoles..... | 95 |
| 4.2.5. Déroulement des protocoles | 97 |
| 4.2.6. Analyse des données | 98 |
| 4.2.7. Analyse statistique..... | 99 |
| 4.3. Résultats..... | 101 |
| 4.4. Discussion..... | 105 |
| 4.5. Conclusion | 106 |
| | |
| Conclusion | 107 |
| | |
| Publications | 111 |
| | |
| Références | 113 |
| | |
| Annexes..... | 119 |
| Annexe 1. Cartographies de déformation issues de Vic-3D pour l'humain..... | 120 |
| Annexe 2. Suivi de l'ouverture de la lésion et du déplacement des tacks pour une paroi abdominale humaine | 124 |
| Annexe 3. Courbes de la force exercée sur la paroi abdominale en fonction du déplacement de la sonde échographique pour le protocole A réalisés sur sujets volontaires. | 125 |

Introduction

La paroi abdominale est une structure complexe dont les principales fonctions sont la régulation de la pression intra-abdominale, le mouvement du tronc et la stabilisation de la colonne. Suite à des interventions chirurgicales, la paroi abdominale peut être fragilisée et cela peut entraîner la formation d'éventrations. L'éventration est une pathologie de la paroi abdominale induisant l'extériorisation des organes internes sous la peau par la cicatrice chirurgicale. Les éventrations résultent d'un défaut de cicatrisation des membranes sectionnées, principalement dû à une tension chronique excessive exercée sur les membranes. Après une opération de l'abdomen, le risque de développer une éventration est de 10 à 15% [39]. Les chirurgies de traitement des éventrations sont courantes. Jusqu'aux années 1990, les traitements d'éventration étaient réalisés à l'aide de sutures et consistaient à rapprocher les bords du défaut. Cependant, ce type de réparations expose à des taux de récurrence assez élevés, compris entre 25% et 55% [47]. Le traitement des éventrations par implantation de prothèse synthétique a révolutionné la chirurgie en diminuant le taux de récurrence de 2 à 25% [18, 26, 47]. Pourtant, des problèmes de limitation de mobilité de l'abdomen ou des douleurs peuvent apparaître chez les patients. Pour réduire ces douleurs, il a été suggéré d'améliorer la structure des implants afin d'avoir des propriétés mécaniques similaires à celles d'une paroi abdominale saine pour réduire ces douleurs [29, 44].

Afin d'améliorer ses implants et leurs modes de fixations, Covidien souhaite développer un modèle numérique de la paroi abdominale. Au départ de cette thèse, une collaboration a été mise en place entre Covidien et le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC) IFSTTAR-UCBL, dont l'expertise sur la biomécanique de l'abdomen est reconnue sur le plan international. Un outil numérique permettrait d'évaluer l'influence d'un implant sur le comportement de la paroi abdominale et d'en améliorer ses propriétés pour le rendre le plus biofidèle possible. De plus, cela permettrait de tester différents types d'implants et différentes méthodes de fixation, afin d'optimiser le traitement des patients en fonction de leur corpulence et la taille du défaut herniaire. A ce jour, aucun modèle numérique validé de la paroi abdominale n'existe. Pour développer un tel outil, des données sur la réponse biomécanique de la paroi abdominale sont un prérequis. La modélisation en éléments finis d'une paroi abdominale étant un problème complexe, nous avons choisi, dans une première approche, de considérer la paroi abdominale comme une structure homogène sans distinction des différents composants qui la constituent. Dans la littérature, peu d'études s'intéressent au comportement mécanique global de la paroi abdominale. Il est donc difficile de rassembler des données pour construire un modèle numérique.

L'objectif de cette thèse est d'apporter des données quantitatives sur le comportement biomécanique de la paroi abdominale, en adoptant une approche expérimentale globale allant de l'*ex vivo* à l'*in vivo*. Un modèle numérique de la paroi abdominale est développé par Covidien en parallèle de cette thèse.

Ce manuscrit présente les différentes étapes qui ont conduit à la caractérisation de la paroi abdominale.

Le premier chapitre expose l'état de l'art permettant de définir l'anatomie de la paroi abdominale et de synthétiser les données déjà existantes sur les propriétés mécaniques de la paroi abdominale globale. Ce chapitre présente également les éventrations, leurs traitements associés et l'interaction de l'implant avec la paroi abdominale.

Les chapitres suivants exposent les travaux effectués au cours de cette thèse.

Le deuxième chapitre décrit un protocole expérimental innovant spécifiquement mis en place pour permettre la caractérisation mécanique de la paroi abdominale globale, sous différents états et sous différents chargements. Appliqué sur parois abdominales porcines *ex vivo*, ce protocole permet d'évaluer l'influence d'une lésion et d'une réparation avec implant sur le comportement mécanique d'une paroi abdominale.

Le troisième chapitre présente le protocole expérimental, développé dans le chapitre précédent appliqué à des parois abdominales *ex vivo* humaines. Une comparaison entre les données recueillies sur l'animal et sur l'humain est réalisée pour évaluer un possible lien entre les deux espèces.

Le quatrième chapitre présente une étude exploratoire mise en place sur sujets *in vivo*. L'objectif de ce troisième volet expérimental est d'acquérir des données sur la réponse mécanique de la paroi abdominale en prenant en compte les conditions aux limites et les conditions de chargements physiologiques, ainsi que l'activité musculaire de la paroi abdominale. Ces données permettront d'intégrer des éléments plus réalistes dans le développement du modèle.

Pour terminer, nous exposerons dans les conclusions les principaux résultats apportés par cette recherche tout en soulignant les limites de notre travail et proposerons des perspectives à suivre pour enrichir ces travaux de thèse.

Chapitre 1. Etat de l'art

En vue de mieux comprendre le comportement de la paroi abdominale, il est nécessaire de recueillir des informations sur sa géométrie et sa composition. Il est également important de connaître les sollicitations physiologiques qui s'exercent sur la paroi et comment elle se déforme. L'objectif étant aussi de caractériser une paroi lésée puis réparée à l'aide d'un implant, il est nécessaire de bien connaître la pathologie qui nous intéresse dans le cadre de cette étude, l'éventration, et en savoir plus sur son traitement, à l'aide de prothèses comme en conçoit Covidien.

Ainsi, la revue de littérature permettra de présenter l'anatomie et des données sur la biomécanique de la paroi abdominale. Ensuite, nous expliquerons ce qu'est une éventration et enfin nous présenterons brièvement les techniques de traitements de ces pathologies qui sont aujourd'hui utilisées.

1.1. Anatomie d'une paroi abdominale antérolatérale saine

1.1.1. Délimitation anatomique

La paroi abdominale est une structure composée d'éléments osseux et musculaires délimitant la cavité abdominale, qui contient les appareils digestifs et urinaires, la rate, les glandes surrénales et des structures neurovasculaires [21].

A son niveau supérieur, la cavité abdominale est fermée par le diaphragme, délimitant la séparation avec le thorax, mais à son niveau inférieur, elle est ouverte, en continuité avec la cavité pelvienne. La cavité abdominale est délimitée en avant par la paroi abdominale antérolatérale et en arrière par la paroi abdominale postérieure.

Dans cette recherche, on s'intéresse uniquement à la paroi antérolatérale, siège des hernies et des éventrations. La paroi abdominale antérolatérale est limitée en haut par le processus xiphoïde et le rebord costal et en bas par la partie supérieure du squelette pelvien (crêtes iliaques, épines iliaques et pubis) (Figure 1) [6, 21]. Latéralement, elle est délimitée par la ligne médio-axillaire. Cette paroi a une structure complexe. Elle est composée de peau, de graisse et d'une succession de couches musculaires et aponévrotiques qui s'étendent dans des directions différentes, et du péritoine pariétal. L'ensemble des muscles forme une paroi qui contient les viscères abdominaux dans la cavité abdominale et les protège [21]. Les principales fonctions de la paroi abdominale sont le maintien de la posture et de la station debout, les mouvements du tronc et la régulation de la pression intra-abdominale. Ainsi, la paroi antérolatérale est une structure importante qui intervient dans de nombreuses activités différentes telles que la miction, la défécation, l'expiration forcée, la toux, le vomissement et l'accouchement [21, 63].

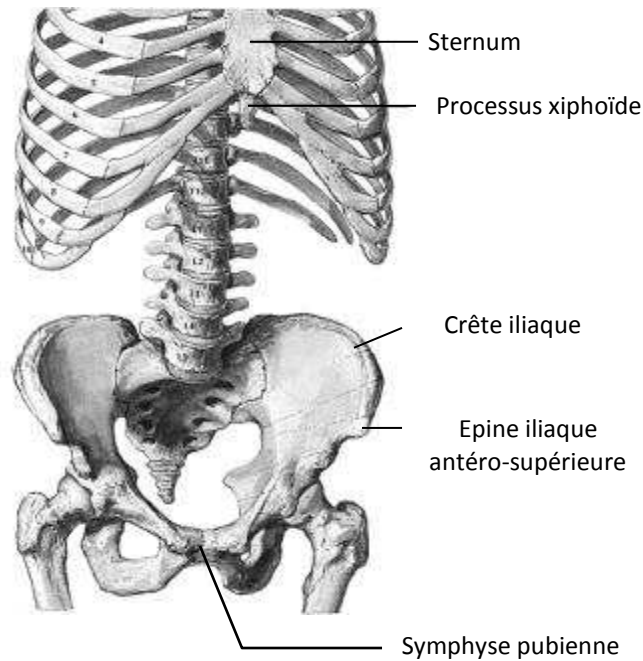


Figure 1. Structures osseuses de la paroi abdominale (*Atlas of Human Anatomy*, Netter, 1989[57])

1.1.2. Géométrie

La paroi abdominale a une forme cylindrique [66, 70]. Lorsque l'abdomen se gonfle, la paroi abdominale prend alors la forme d'un dôme.

En position allongée, le rayon longitudinal de la paroi abdominale peut varier de 110 à 40 cm en fonction du gonflement de l'abdomen [23, 41, 66]. Le rayon de courbure de la paroi abdominale évolue peu le long du plan transverse et est d'environ 20 cm [23, 66].

1.1.3. Les différents muscles constitutifs de la paroi antéro-latérale

La paroi antérolatérale est constituée de cinq muscles pairs, situés de chaque côté de la ligne médiane. Sur sa partie antérieure, la paroi abdominale est constituée de deux muscles verticaux : le muscle droit de l'abdomen et le muscle pyramidal. Latéralement, la paroi est composée de 3 muscles larges, qui sont de la surface à la profondeur, les muscles obliques externes, obliques internes et transverses (Figure 2).

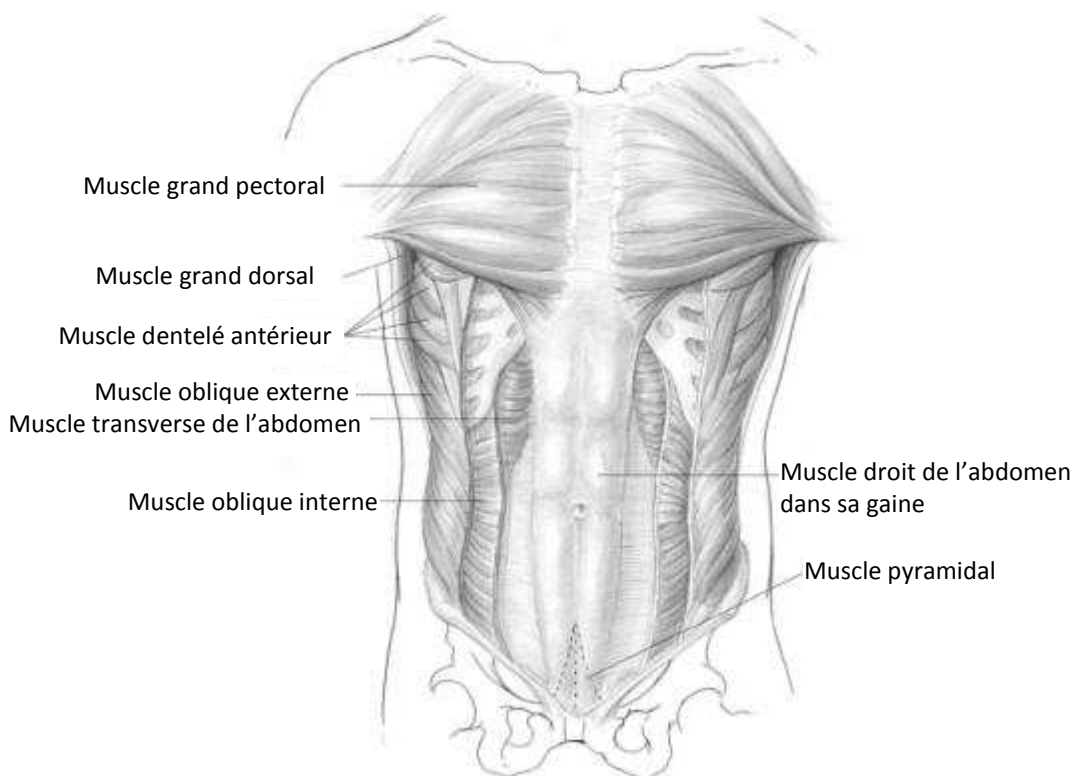


Figure 2. Structures musculaires de la paroi abdominale antérolatérale (Ahluwalia, 2004, [1])

Ces muscles présentent des caractéristiques différentes que ce soit au niveau de l'orientation de leurs fibres ou de leur épaisseur. Ces caractéristiques varient également au sein d'un même muscle en fonction des régions de l'abdomen.

1.1.3.1. Les muscles dits « verticaux »

Les muscles verticaux de la paroi antérolatérale de l'abdomen sont les muscles droits et les muscles pyramidaux. Le muscle droit s'étend le long de la ligne médiane sur toute la longueur de l'abdomen, de la partie antéro-inférieure du thorax à la région du pubis (Figure 2). Le corps du muscle droit est plus large et plus mince dans la moitié supérieure de l'abdomen. Il a pour largeur 10-12 cm au niveau de la crête costale [6] et 5-8 cm au niveau ombilical [6, 60]. Il se termine par un tendon fibreux mesurant 2-3 cm de large au niveau du pubis. Son corps musculaire est interrompu par 3 à 5 intersections tendineuses transversales. Sa principale fonction consiste à fléchir la colonne vertébrale.

Le muscle pyramidal est un petit muscle de forme triangulaire, qui est absent chez approximativement 25% de la population [63]. Il est situé en avant de la partie inférieure du muscle droit. Il s'insère par sa base sur le pubis et par son sommet supérieur sur la ligne blanche. Son rôle est de tendre la ligne blanche.

1.1.3.2. Les muscles dits « larges »

Le muscle oblique externe (OE) est le muscle le plus superficiel de la paroi abdominale (Figure 3). C'est un muscle fin d'environ 7 mm d'épaisseur [19, 53, 54] qui est charnu à l'arrière et tendineux à l'avant. Il s'étend des 7 ou 8 dernières côtes jusqu'à la ligne médiane, la crête iliaque et l'arcade crurale. Ses fibres musculaires ont une direction oblique et en dedans. Ce muscle concourt à la flexion de la colonne vertébrale et à la rotation du tronc [1].

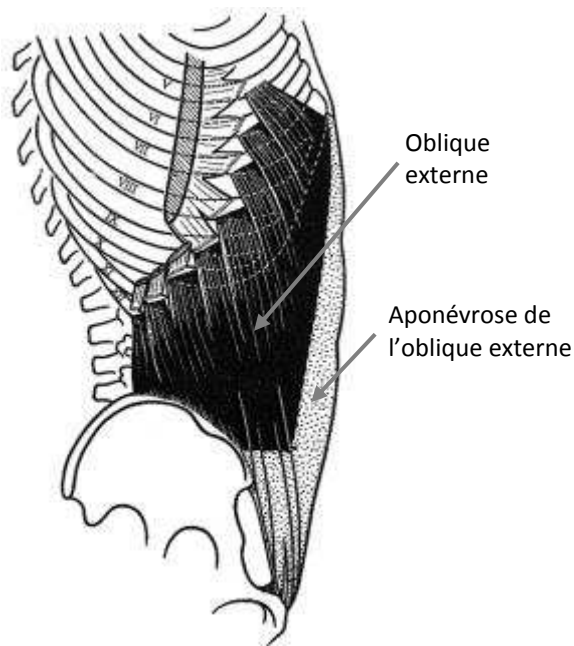


Figure 3. Insertion du muscle oblique externe (*Les feuillets d'anatomie*, Brizon et Castaing, 1985 [8])

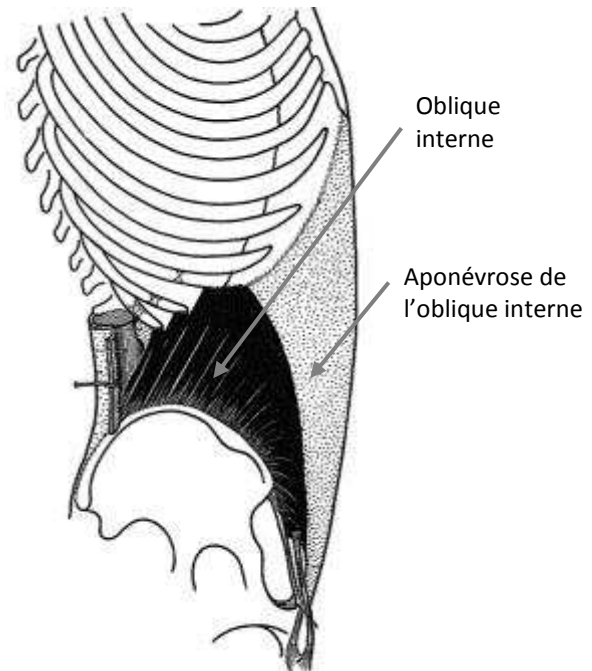


Figure 4. Insertion du muscle oblique interne (*Les feuillets d'anatomie*, Brizon et Castaing, 1985 [8])

Le muscle oblique interne (OI) est situé sous l'oblique externe (Figure 4). Le muscle est inséré sur le squelette pelvien et s'étend jusqu'au rebord costal et à la ligne blanche. Ses fibres musculaires sont orientées dans une direction opposée à celle du muscle oblique externe [6, 34]. Ses fibres musculaires s'orientent dans la direction oblique en haut et en avant. Dans la partie inférieure du muscle, les fibres suivent une direction descendante. Les fonctions du muscle oblique interne sont identiques à celles du muscle oblique externe de l'abdomen [1]. Il est également impliqué dans la fonction respiratoire, notamment l'expiration [54].

Le muscle transverse (TrA) de l'abdomen est situé sous le muscle oblique interne (Figure 5). C'est un muscle large et mince (≈ 5 mm d'épaisseur [19, 53, 54]). Tendue de la colonne vertébrale à la ligne blanche, ce muscle s'insère sur les six derniers cartilages costaux, les crêtes iliaques, l'arcade crurale et le rachis lombaire. Ses fibres s'étendent horizontalement (Figure 6). Ce muscle comprime les organes abdominaux. Il tient le plus grand rôle dans la génération de la pression intra-abdominale [72]. Il joue également un rôle très important dans la respiration [6].

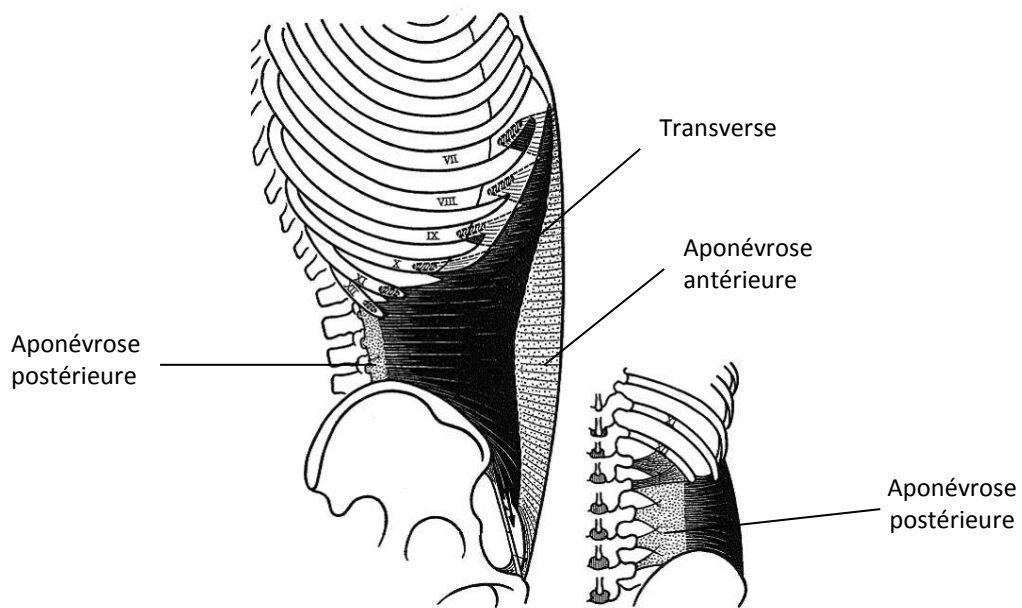


Figure 5. Insertion du muscle transverse (*Les feuillets d'anatomie*, Brizon et Castaing, 1985 [8])

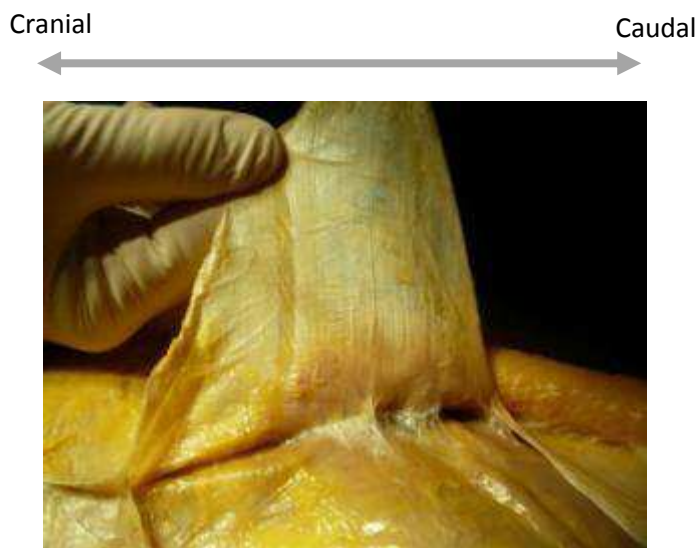


Figure 6. Orientation horizontale des fibres du muscle transverse. Photographie de la dissection d'une paroi abdominale humaine réalisée le 17 juillet 2009 au CHU de Grenoble par le Docteur David Voirin (chirurgien viscéral).

1.1.4. Les différentes membranes présentes dans la paroi antéro-latérale

1.1.4.1. Gaine des muscles droits de l'abdomen

Les muscles droits de l'abdomen sont contenus dans une gaine tendineuse aponévrotique, appelée gaine des muscles droits. Cette gaine est formée par les aponévroses des muscles larges. Les aponévroses sont des membranes fibreuses enveloppant les muscles. Chaque muscle large comporte un feuillet aponévrotique antérieur et un feuillet aponévrotique postérieur. Les aponévroses des muscles larges s'entrecroisent avec leurs homologues du côté opposé sur la ligne médiane [6, 8].

La constitution de la gaine des muscles grands droits n'est pas uniforme sur toute la longueur de l'abdomen. La modification de cette gaine a lieu au niveau de la ligne arquée de Douglas, arc tendineux situé 4 à 5 cm en dessous de l'ombilic [55] :

- Au-dessus de cette ligne (2/3 supérieur de l'abdomen environ), la couche antérieure de la gaine, qui passe en avant des muscles droits, est formée par les deux feuillets aponévrotiques, antérieur et postérieur, de l'oblique externe et par le feuillet aponévrotique antérieur du muscle oblique interne. La couche postérieure de la gaine, qui passe en arrière des muscles droits, est formée par l'union du feuillet postérieur de l'aponévrose de l'oblique interne avec les deux feuillets, antérieur et postérieur, du muscle transverse (Figure 7).
- En dessous de la ligne arquée (1/3 inférieur de l'abdomen environ), toutes les aponévroses des muscles larges passent devant les muscles droits, leurs faces postérieures étant couvertes seulement par le fascia transversalis (Figure 8).

Ainsi, la gaine enveloppe complètement les muscles droits dans leurs deux tiers supérieurs et recouvre uniquement la face antérieure des muscles dans leur tiers inférieur [8, 21].

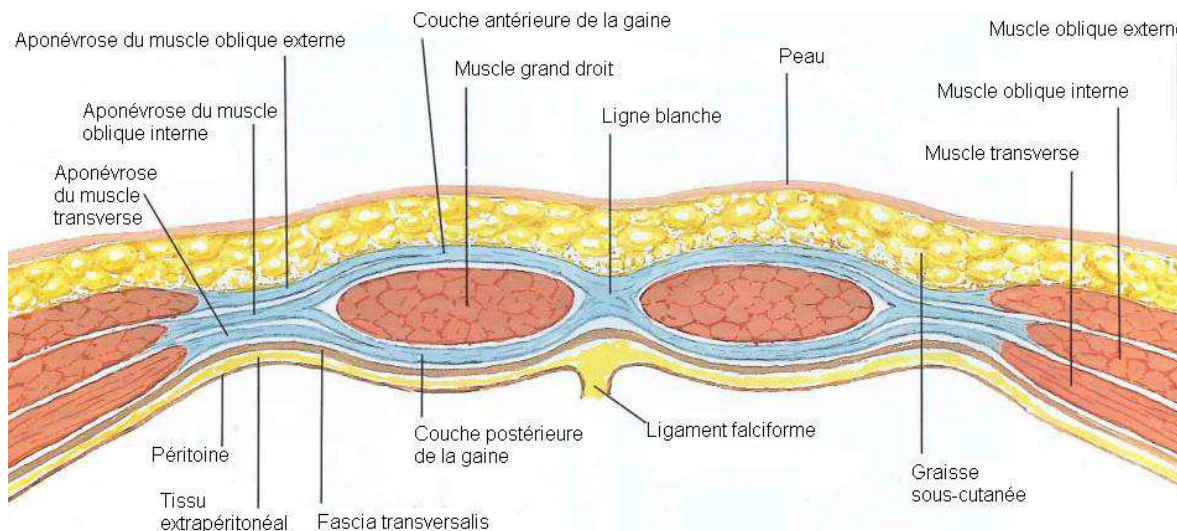


Figure 7. Coupe transversale de la paroi abdominale, au-dessus de l'arcade de Douglas (*Atlas of Human Anatomy*, Netter)

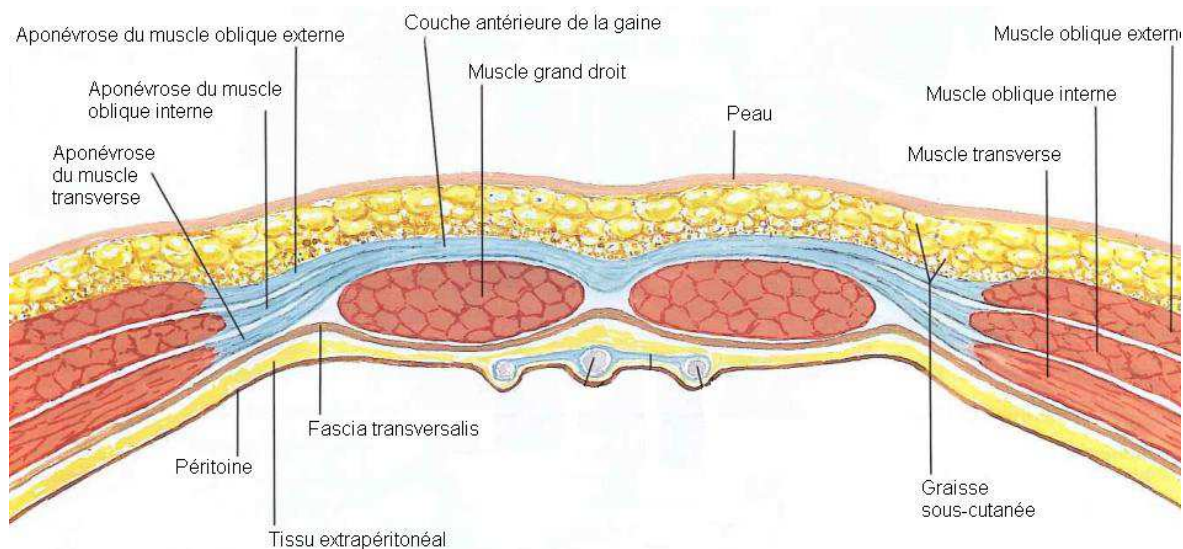


Figure 8. Coupe transversale de la paroi abdominale, en dessous de l'arcade de Douglas (*Atlas of Human Anatomy*, Netter)

1.1.4.2. Ligne blanche

La ligne blanche, située sur la ligne médiane, est formée par la réunion des aponévroses des trois muscles larges. Elle sépare les deux muscles droits depuis le processus xiphoïde jusqu'au pubis. Elle est interrompue à sa partie moyenne par l'ombilic.

Elle a des propriétés différentes selon sa position au niveau de l'abdomen. En effet, elle est plus large et plus fine dans sa portion sus-ombilicale que dans sa portion sous-ombilicale [8, 4, 59].

La ligne blanche est composée d'un ensemble de couches de fibres qui s'orientent différemment. En moyenne, au sein de la ligne blanche, 47,7% des fibres sont orientées de manière horizontale, 52,3% de manière oblique dans le plan [5].

1.1.4.3. Fascia transversalis

Le fascia transversalis (Figure 7) est une fine membrane fibreuse qui recouvre la face profonde de la musculature de la paroi abdominale antérolatérale. Le fascia transversalis est un feuillet continu qui ceint la cavité abdominale et se poursuit dans la cavité pelvienne.

C'est un tissu conjonctif dense, très riche en fibres de collagène.

1.1.4.4. Péritoine

Le péritoine est une membrane séreuse, revêtement lisse, brillant et translucide. Il est formé de deux feuillets, un viscéral et un pariétal, en continuité l'un avec l'autre, qui délimitent une cavité virtuelle, la cavité péritonéale. Le feuillet viscéral tapisse la face superficielle des viscères abdominaux, et le feuillet pariétal tapisse la face interne de la paroi de l'abdomen.

1.2. Biomécanique d'une paroi abdominale saine

Les données anatomiques de la paroi abdominale témoignent de la complexité de la structure de la paroi abdominale. Dans cette partie, on s'intéressera aux sollicitations exercées sur la paroi abdominale et au comportement de la paroi abdominale. Nous présenterons également les données existantes sur la biomécanique globale de la paroi abdominale.

1.2.1. Sollicitations de la paroi abdominale

Le rôle essentiel de la paroi abdominale est de réguler la pression intra abdominale. La paroi antérolatérale étant une paroi élastique et déformable, elle subit directement les variations de pression abdominale et cherche à les compenser en se contractant. Les modifications de volume de la cavité abdominale sont à l'origine des variations de la pression intra-abdominales. La pression abdominale est liée à la respiration ; celle-ci augmente à l'inspiration et diminue lors de la phase expiratoire [14].

Cobb et al. (2005) [17] et Iqbal et al. (2008) [35] ont évalué chez des sujets sains des gammes de pressions intra-abdominale, lors d'activités types du quotidien (Tableau 1 et Tableau 2).

Tableau 1. Gamme de pressions générées pour différentes activités du quotidien (Cobb et al., 2005)

| Activités | Minimum (mmHg) | Maximum (mmHg) | Pression moyenne (mmHg) | Pression moyenne ¹ (kPa) |
|--------------------------------------|----------------|----------------|-------------------------|-------------------------------------|
| Etre allongé sur le dos | -1 | 6 | 1,8 (± 2,2) | 0,24 |
| Etre debout | 15 | 27 | 20,0 (± 3,8) | 2,67 |
| Etre assis | 10 | 21 | 16,7 (± 2,9) | 2,23 |
| Monter des escaliers | 40 | 110 | 68,9 (± 17,4) | 9,19 |
| Faire des exercices abdominaux | 7 | 47 | 26,7 (± 10,7) | 3,56 |
| Fléchir la taille | 6 | 30 | 14,4 (± 5,3) | 1,92 |
| Fléchir les genoux | 14 | 30 | 20,6 (± 4,4) | 2,75 |
| Tousser assis | 40 | 127 | 81,4 (± 25,6) | 10,85 |
| Tousser debout | 64 | 141 | 107,6 (± 23) | 14,35 |
| Faire le manœuvre de Valsalva assis | 20 | 64 | 39,7 (± 11) | 5,29 |
| Faire la manœuvre de Valsalva debout | 32 | 116 | 64,4 (± 22) | 8,65 |
| Sauter | 43 | 252 | 171 (± 48,4) | 22,80 |
| Soulever 11 kg en développé-couché | 2 | 34 | 7,4 (± 7,3) | 0,99 |
| Faire des haltères (4,5 kg) | 17 | 37 | 25,5 (± 6) | 3,40 |

¹ Conversion utilisée : 1 mmHg = 0.133322 kPa

Tableau 2. Gamme de pressions générées pour différentes activités (Iqbal et al., 2008)

| Activités | Maximum (mmHg) | Pression moyenne (mmHg) | Pression moyenne (kPa) |
|---|----------------|-------------------------|------------------------|
| Toux | 226 | 37 | 4,93 |
| Vomissement | 255 | 81 | 10,80 |
| Nausées | 250 | 70 | 9,33 |
| Soulever une masse en développée-couché | 121 | 5 | 0,67 |

Selon ces tableaux, la pression intra-abdominale peut varier de 1 mmHg au repos jusqu'à 255 mmHg pour des activités telles que le saut, le vomissement ou la toux. Ces valeurs correspondent à la plage de pression intra-abdominale, allant de 1,5 mmHg au repos jusqu'à 20kPa, citée par Klinge et al. (1998) [40].

D'autres sollicitations existent *in vivo* au niveau de la paroi abdominale, comme les tensions dues aux activités physiques ou le contact des organes internes sur la paroi abdominale. Cependant aucune information sur ce type de sollicitation n'a été trouvée dans la littérature.

La paroi abdominale peut aussi être sollicitée en clinique, comme lors d'une chirurgie coelioscopique, où la cavité abdominale est insufflée avec du dioxyde de carbone pour augmenter l'espace dans lequel l'intervention est réalisée [21].

1.2.2. Comportement mécanique global de la paroi abdominale

A notre connaissance peu d'études s'intéressent au comportement global de la paroi abdominale antéro latérale. Il en existe néanmoins certaines *ex vivo* [37, 43] mais aussi *in vivo* [41, 67, 69] évaluant notamment les déformées de la paroi abdominale.

1.2.2.1. Déformées de la paroi antérolatérale

La plupart des études réalisées sur toute la paroi abdominale se sont intéressées à sa déformation, soit en fonction d'un chargement défini (traction, mise en pression), soit en fonction d'une posture. Pour évaluer ces déformations, des méthodes de stéréovision ont principalement été utilisées. Grâce à ces méthodes, le déplacement de marqueurs positionnés sur la paroi abdominale est suivi tout au long des expérimentations (Figure 9).

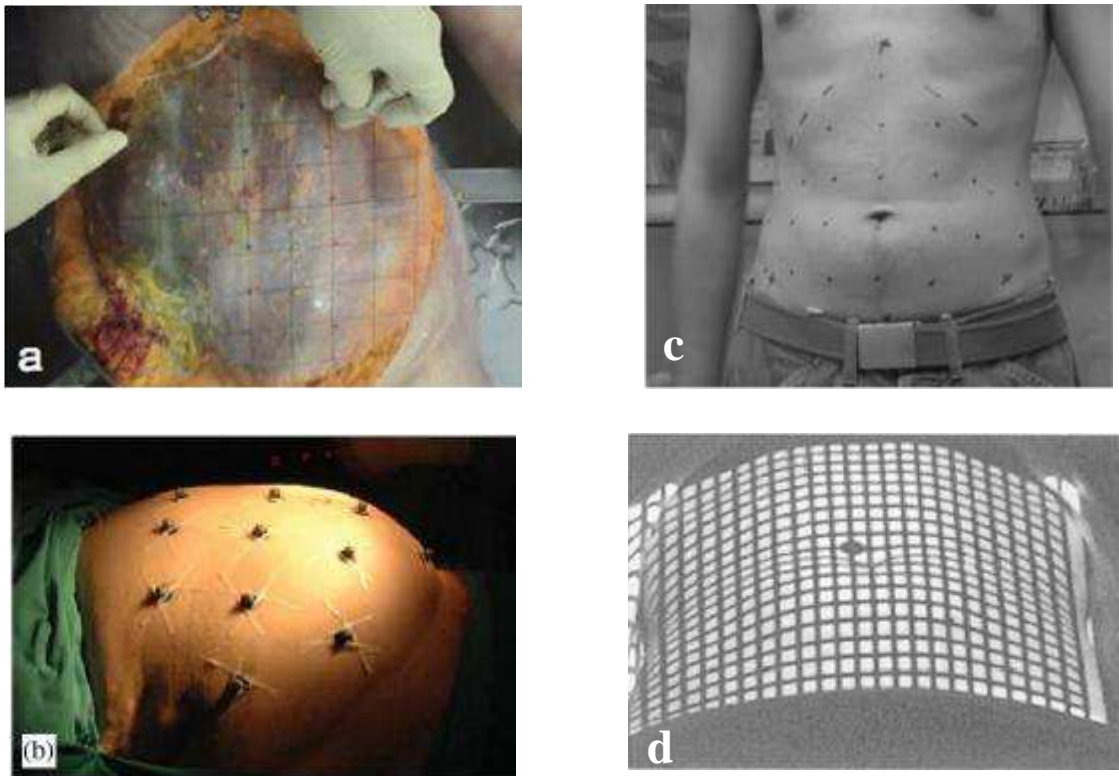


Figure 9. Mesures des déformées de la paroi abdominale. (a) Suivi de sphères collées sur la paroi abdominale *in vitro* (Konerding et al., 2011) ; (b) suivi de marqueurs sur des patients en per-opérateur à l'aide d'un système d'analyse du mouvement infrarouge (Song et al. 2006) ; (c) Suivi du déplacement des points avec 2 caméras (Szymczak et al. 2012) ; (d) Projection d'une grille sur la surface de la paroi abdominale et enregistrement des déformées avec 1 caméra (Klinge et al. 1998)

Junge et al. (2001) [37] ont étudié *ex vivo* les propriétés d'élasticité de la paroi abdominale antérieure sur des échantillons provenant de cadavres frais. Ils ont réalisé des tests de traction sur la paroi abdominale antérieure sans peau et sans tissu adipeux dans différentes directions : horizontale, verticale et oblique. Pour un effort de traction de 16 N, la paroi abdominale s'est déformée de 10 à 30 %. La paroi abdominale s'est davantage déformée dans la direction verticale (élongation de 23 et 32% respectivement pour les femmes et les hommes) que dans la direction horizontale (15 et 17%) et oblique (~12%). Une plus grande élasticité a été observée pour les échantillons féminins. Konerding et al. [43] ont également réalisé des expérimentations *ex vivo* sur sujets cadavériques. Ils ont considéré la paroi antérolatérale sans peau et sans graisse. Grâce à un suivi de sphères collées sur la paroi, ils ont pu calculer le déplacement 3D de la paroi abdominale au cours d'insufflations (Figure 9. a). A une pression de 200 mbar, la ligne blanche s'est déformée de 16.5 (4.6) % dans la direction cranio caudale. Dans la partie supra-ombilicale, la déformation de la ligne blanche est assez faible 5.7 (2.5) %.

Ces expérimentations *ex vivo* sur la paroi abdominale permettent de mesurer les déformations de la paroi abdominale sous chargement contrôlé. Les expérimentations de Konerding et al. [43] sur corps entier ont l'avantage d'étudier la paroi abdominale avec des conditions de fixations réelles et ainsi de se rapprocher des conditions *in vivo*. Cependant ces deux études ne considèrent pas la totalité de la surface de la paroi abdominale en retirant la peau et la graisse présentes *in vivo*. De plus, les essais *ex vivo* ne prennent pas en compte le tonus musculaire.

Afin d'évaluer les déformations physiologiques de la paroi abdominale, plusieurs études ont menées des examens sur volontaires.

Song et al. (2006) [66] ont notamment étudié le mouvement de la paroi abdominale pendant une insufflation de dioxyde de carbone à une pression de 12 mmHg chez des patients soumis à une chirurgie laparoscopique. Pendant le gonflement, la paroi abdominale passe d'une forme cylindrique à une forme bombée (en dôme). Lors de l'insufflation, le rayon dans le plan sagittal diminue de 62 cm à 33 cm, alors que le rayon dans le plan transverse reste quasiment constant (Figure 10). La paroi abdominale s'étire aussi pendant le gonflement. L'expansion moyenne de la surface de la paroi abdominale est d'environ 15 à 20%. Les sujets étant anesthésiés, Song et al. ont analysé le comportement passif de la paroi abdominale. Les déformations mesurées ne tiennent pas compte de la contraction musculaire. Cependant cette étude permet de maîtriser les conditions de chargement exercées sur une paroi *in vivo* et ainsi de considérer les conditions aux limites réelles.

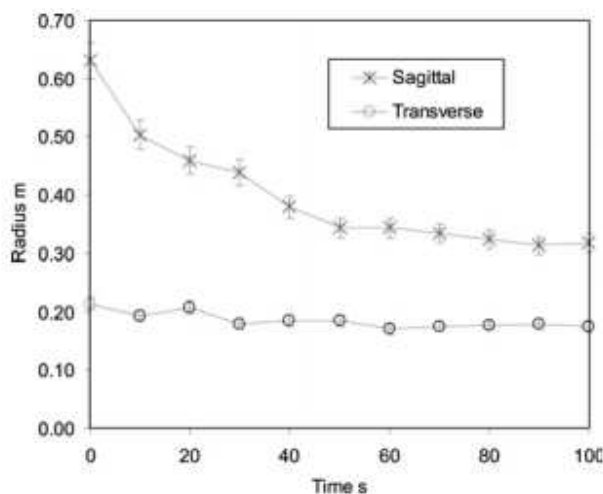


Figure 10. Changements de courbures de la paroi abdominale dans les plans sagittal et transverse pendant l'insufflation de gaz carbonique (Song et al., 2006)

D'autres études *in vivo* ont été menées sur des volontaires actifs et tiennent compte ainsi de l'activité musculaire. Des mesures, *in vivo*, de la mobilité de la paroi abdominale de manière non invasive pour des sujets allongés sur le dos ont été réalisées [41]. La mobilité de la paroi abdominale a été mesurée en comparant les variations de surfaces abdominales intervenues entre amplitude minimum (expiration forcée) et amplitude maximum (inspiration forcée). La différence moyenne de position d'un point central entre la position ventre rentré et ventre sorti est de 5,3 (2,1) cm. Le rayon de courbure de la paroi abdominale sur la ligne médiane a également été calculé pour les 2 configurations. Le rayon de courbure est de 111 (74) cm pour le ventre rentré et de 41 (14) cm pour le ventre sorti. Enfin Szymczak et al. [69] ont mesuré la déformée de la paroi lors de plusieurs activités (cambrure vers l'arrière, rotation du tronc, inclinaison du tronc sur le côté). Ils ont identifié les zones de grandes et petites déformations de la paroi abdominale. Les plus grandes déformations ont lieu pour la partie supérieure de la ligne blanche dans la direction longitudinale (32%), et dans la partie inférieure de l'abdomen dans la direction semi-verticale (34%). Peu de déformations ont été mesurées sur les lignes horizontales. Les déformations les plus faibles ont lieu en bas de l'abdomen suivant une ligne horizontale (<7%). (Figure 11)

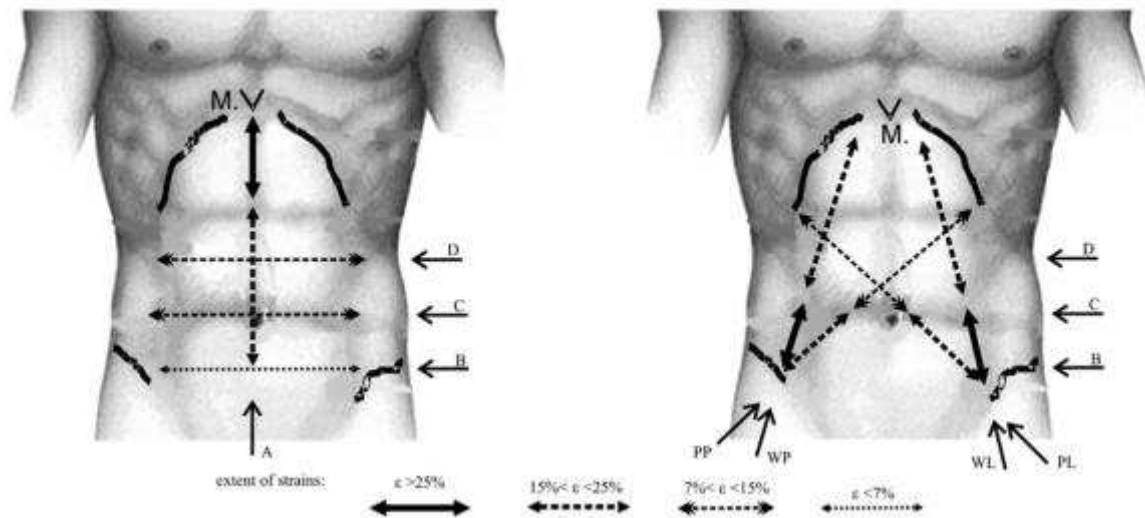


Figure 11. Détermination des gammes de déformation de la paroi andominale en fonction de segments anatomiques (Szymczak et al., 2012). Les déformations ont été déterminées suivant la ligne verticale (A) des lignes horizontales (B, c et D) et des lignes diagonales (WP/WL et PP/PL)

1.2.2.2. Paramètres élastiques de la paroi globale

Seuls Song et al. (2006) [67] ont déterminé des propriétés mécaniques de la paroi abdominale globale à partir des essais d'insufflation de la paroi abdominale. D'après les courbes expérimentales contraintes-déformations qu'ils ont obtenues dans le plan sagittal et transverse (Figure 12) et en faisant l'hypothèse d'une structure tissulaire isotrope et homogène, ils ont pu extraire 2 valeurs de modules d'Young, respectivement 42,5 kPa dans le plan transverse et 22,5 kPa dans le plan sagittal. Notons que la paroi abdominale est alors plus rigide dans le plan transverse que dans le plan sagittal. Song et al. n'ont observé aucune différence significative entre les deux sexes (Figure 13) Cependant, les modules d'Young obtenus pour les hommes étaient plus élevés que ceux trouvés pour les femmes (25.2 kPa et 49.9 kPa respectivement dans les directions sagittale et transverse pour les hommes contre 19.7 et 35.0 kPa pour les femmes).

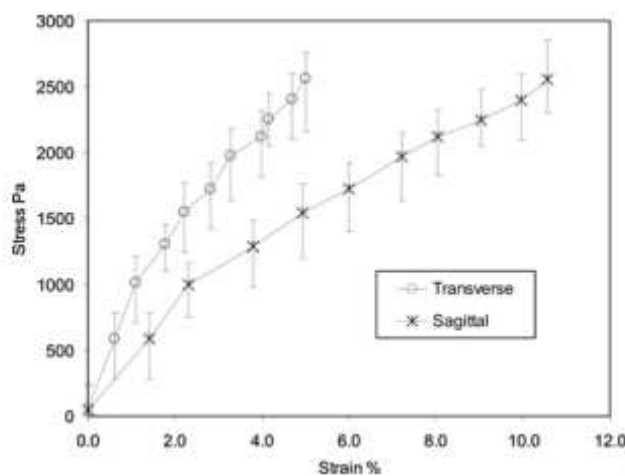


Figure 12. Relation contrainte-déformation de la paroi abdominale dans les plans sagittal et transverse (Song et al., 2006)

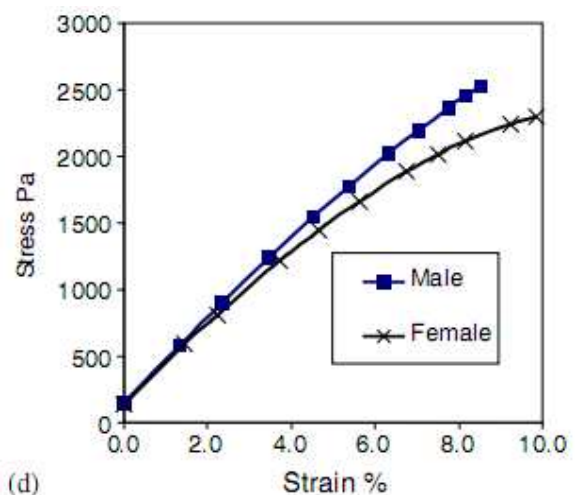


Figure 13. Relation contrainte-déformation de la paroi abdominale pour les hommes et les femmes (Song et al., 2006)

1.2.2.3. Mesures supplémentaires sur la paroi abdominale

Dans leur étude, Van Ramshorst et al. (2010) [75] ont évalué *in vitro* et *in vivo* la relation entre la pression intra-abdominale et la raideur de la paroi abdominale mesurée par indentation à différentes localisations. A partir d'essais d'insufflation sur cadavres à différentes pressions, Van Ramshorst et al. ont trouvé une corrélation significative entre la pression intra-abdominale et la raideur de la paroi abdominale mesurée. La pente moyenne des courbes obtenues est plus importante pour les points situés dans la région épigastrique. Ils ont aussi mesuré aux mêmes localisations la raideur abdominale sur des volontaires dans 3 positions (allongé, assis et debout) durant 3 manœuvres respiratoires (inspiration, expiration et manœuvre de Valsalva). *In vivo*, la raideur mesurée chez les hommes est 31% plus importante que chez les femmes. Une corrélation a été trouvée entre les activités physiologiques, où la pression intra-abdominale varie, et la raideur abdominale. La raideur en fin d'expiration est plus faible qu'en fin d'inspiration. Des valeurs de raideur plus importante ont été trouvées lors de la manœuvre de Valsalva. La raideur augmente aussi en fonction de la position : la raideur debout est plus importante que la raideur couchée, qui est également plus grande que la raideur assis. Ils indiquent toutefois une importante variabilité inter-individuelle.

D'autres études sur la posture et sur les douleurs lombaires se sont intéressées à la réponse *in vivo* des muscles latéraux de la paroi abdominale. Certaines de ces études ont effectué des mesures échographiques afin d'observer l'épaisseur des muscles au cours de différentes activités [2, 11, 19, 53, 54]. Ces études montrent que l'échographie est un bon moyen de mesure pour évaluer la géométrie interne de la paroi abdominale et son évolution au cours de différentes activités. Dans d'autres études, l'activité des muscles larges a été mesurée à l'aide des EMG au cours de différentes activités [20, 52, 73, 76] et certaines d'entre elles ont tenté d'établir un lien entre la contraction musculaire et la variation de l'épaisseur des muscles [10, 11, 36].

1.2.2.4. Conclusion

La paroi abdominale globale (du péritoine à la peau) présente un comportement anisotrope. Elle se déforme davantage dans la direction longitudinale que dans la direction transverse [37, 66, 69]. L'élasticité de la paroi abdominale est plus importante chez la femme que chez l'homme [37, 75]. Les études *ex vivo* ou *in vivo* en per-opératoire (lorsque la paroi est passive) permettent de contrôler le chargement appliqué et de mesurer le déplacement associé et ainsi d'identifier les propriétés matériaux de la paroi abdominale. Cependant, elles ne tiennent pas compte de la contraction musculaire et pour certaines d'entre elles soit de la totalité de la structure, soit des conditions de fixation physiologiques. Au contraire dans les études *in vivo* où la paroi abdominale est active, même si le déplacement de la paroi est mesuré, le chargement appliqué sur celle-ci n'est pas connu et cela empêche l'identification des propriétés matériaux. De plus, toutes ces études se sont intéressées au comportement de la surface externe de la paroi abdominale. Il serait intéressant d'évaluer le déplacement de la surface interne de la paroi abdominale, là où les éventrations apparaissent [69].

Comme peu d'études se sont intéressées à la caractérisation mécanique globale de la paroi abdominale, nous avons également fait une revue bibliographique sur la caractérisation de ses composants.

1.2.3. Comportement des différents constituants de la paroi abdominale

La majorité des propriétés mécaniques des composants de la paroi abdominale, que l'on peut trouver dans la littérature, est obtenue par des essais de traction réalisés sur des échantillons de tissus de cette paroi. Les études se sont principalement intéressées aux forces et aux contraintes à rupture, ainsi qu'à la déformation ultime de ces tissus juste avant le point de rupture ou à une charge donnée. Ces expérimentations sont réalisées soit sur des tissus d'origine animale, soit des cadavres congelés ou frais (moins de 72h après la mort des individus). Les échantillons humains proviennent de sujets âgés, la moyenne d'âge étant toujours supérieure à 60 ans.

A notre connaissance, peu d'études sur la caractérisation des muscles squelettiques s'intéressent aux muscles abdominaux. La plupart des études sur les muscles de la paroi antéro latérale sont réalisées *ex vivo* sur des animaux [29, 34, 58]. Ces études montrent que les muscles de l'abdomen ont un comportement non linéaire anisotrope. Le muscle oblique externe est plus raide dans la direction transverse que dans la direction cranio-caudale. Les muscles obliques internes et transverses sont plus extensibles dans la direction des fibres que dans la direction transverse aux fibres [29, 34]. Yamada (1970) [78] a étudié les propriétés de dix-huit muscles squelettiques humains en traction uniaxiale, et notamment celles des muscles droits de l'abdomen. (Figure 14). Pour le muscle droit de l'abdomen, une contrainte à rupture de 11 g/mm^2 ($\sim 108 \text{ KPa}$) et un allongement ultime de 61% ont été trouvés.

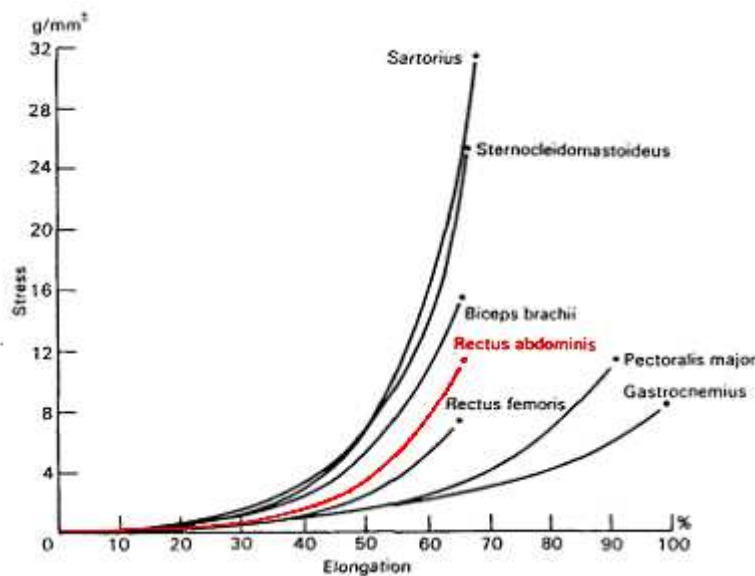


Figure 14. Courbes contrainte/déformation en traction des muscles squelettiques (Yamada, 1970)

Plusieurs études se sont intéressées aux membranes de la paroi abdominale (gaine des muscles droits, ligne blanche). Toutes ces études ont été réalisées *in vitro*, sur sujets cadavériques humains. Les résultats concernant la gaine des muscles droits de l'abdomen et la ligne blanche sont répertoriés respectivement dans le Tableau 3 et le Tableau 4. Selon ces études, les contraintes à rupture de la gaine varient de 3 à 13 MPa et celles de la ligne blanche varient de 3 à 10 MPa. La gaine et la ligne blanche ont un comportement non linéaire anisotrope. Ces membranes sont plus résistantes dans le sens des fibres (axe médio-latéral) que dans la direction transverse aux fibres (axe cranio-caudal) [23, 24, 32, 50]. Ces propriétés

biomécaniques sont directement reliées aux propriétés morphologiques des membranes. En effet, à cause de l'absence de fibres orientées verticalement, la résistance de la gaine et de la ligne blanche dans la direction verticale est réduite de moitié par rapport à la direction horizontale [23]. Aucune différence significative de comportement mécanique n'a été trouvée entre les différentes régions de l'abdomen (sus ombilical, sous ombilical) pour la gaine [3] ; [32, 60, 64] et pour la ligne blanche [32, 59]. La gaine antérieure est plus résistante que la gaine postérieure [3, 32, 60, 64]. Enfin, aucune influence significative de l'âge, du sexe et de la corpulence des sujets (taille, poids, IMC) n'a été observée sur les paramètres mécaniques mesurés sur la gaine des grands droits [32, 50, 60], et de la ligne blanche [23, 43, 59].

Les différentes études sur la paroi abdominale s'accordent pour dire que la paroi abdominale a un comportement anisotrope :

- au sens global : les études sur la caractérisation de la globalité de la paroi abdominale mettent en évidence une déformation plus importante de la paroi abdominale dans la direction longitudinale que dans la direction transverse [37, 67, 69].
- au sens local : les principaux constituants de la paroi testés un à un mettent en évidence un comportement anisotrope que ce soit les muscles [29, 34] ou la ligne blanche et la gaine des muscles droits [23, 24, 32, 50].

Les études sur les composants de la paroi abdominale nous apportent principalement des informations sur les propriétés des matériaux à rupture (contraintes et déformations à rupture). Seules trois études rapportent des données sur les propriétés élastiques du matériau et calculent un module d'élasticité.

Tableau 3. Propriétés mécaniques de la gaine des muscles droits de l'abdomen.

| Référence | Sujet | | | Essai | | Echantillons | | | | Résultats Moyenne (Ecart-type) | | |
|------------------------------|-------|----------|---------------|----------|----------|--------------|--|---|--|-----------------------------------|--------------------------|----------------------|
| | Nb | Sexe | Age | type | vitesse | Nb | Taille | Localisation | Direction de traction | Contrainte à rupture (Mpa) | Elongation à rupture (%) | Module d'Young (MPa) |
| Rath et al. (1997) | 30 | 16F, 14H | 83 (62-95) | traction | | 10 | 1 X 3 cm ² | gaine antérieure au-dessus de la ligne arquée | | 4,9 (1,7) | 26 (12) | |
| | | | | | | | | gaine antérieure en dessous de la ligne arquée | | 7,6 (8,3) | 37 (21) | |
| | | | | | | | | gaine postérieure au-dessus de l'ombilic | | 6,1 (3,8) | 35 (15) | |
| | | | | | | | | gaine postérieure en dessous de l'ombilic | | 6,4 (4,7) | 31 (13) | |
| Hollinsky et Sandberg (2007) | 66 | 36F, 30H | 77 (17-94) | traction | 10mm/min | 36 | 2X3cm ² - 1X1 cm ² au centre de l'échantillon | gaine antérieure épigastrique : au-dessus de l'ombilic | horizontale | 8,1 (2,1) | | |
| | | | | | | | | | verticale | 3,4 (1,6) | | |
| | | | | | | | | gaine antérieure hypogastrique : en dessous de l'ombilic | horizontale | 8,5 (2,5) | | |
| | | | | | | | | | verticale | 3,4 (2,0) | | |
| | | | | | | | | gaine postérieure épigastrique : au-dessus de l'ombilic | horizontale | 5,6 (2,0) | | |
| | | | | | | | | | verticale | 1,9 (1,5) | | |
| | | | | | | | | gaine postérieure hypogastrique : en dessous de l'ombilic | horizontale | 5,0 (2,5) | | |
| | | | | | | | | | verticale | 2,1 (1,5) | | |
| Martins et al. (2012) | 12 | 12F | 46 (18-65) | traction | 5mm/min | 6 | L=4*I | gaine antérieure hypogastrique | longitudinale (horizontale -direction des fibres) | 12,8 (3,7) | 71 (15) | 30,30 (10,49) |
| | | | | | | | | | transverse (verticale-perpendiculaire à la direction des fibres) | 3,4 (1,7) | 75 (42) | 10,07 (5,32) |

Tableau 4. Propriétés mécaniques de la ligne blanche

| Référence | Sujet | | | Essai | | Echantillons | | | | Résultats Moyenne (Ecart-type) | | | | |
|------------------------------|-------|----------|------------------|------------------------------------|-------------------------|--------------|--|----------------------------------|-------------------------|-----------------------------------|----------------------------|--------------------------|----------------------|-------------------|
| | Nb | Sexe | Age | type | vitesse | Nb | Taille | Localisation | Direction de traction | Effort à rupture | Contrainte à rupture (Mpa) | Elongation à rupture (%) | Module d'Young (Mpa) | Compliance (cm/N) |
| Rath et al. (1997) | 40 | 20F, 20H | 83 (62-99) | traction | | 10 | 1X3 cm ² | supra-ombilicale | horizontale | | 3,6 (2) | 45,58 (16,6) | 11,3 (7,8) | |
| | | | | | | | | infra-ombilicale | | | 4,4 (2,6) | 31,55 (16,1) | 23,8 (13,8) | |
| | | | | Pression | | 10 | 5X5 cm ² | supra-ombilicale | 0,58 (0,23) | | | | | |
| | | | | | | | | ombilicale | 0,66 (0,25) | | | | | |
| | | | infra-ombilicale | 0,59 (0,15) | | | | | | | | | | |
| Korenkov et al. (2001) | 84+9 | | >75 | traction | | | 5X2 cm ² | | | 117,7 N (29,4-240,3) | | | | |
| Grassel et al. (2005) | 31 | 15F, 16H | (63-95) | traction de 2N à 24N par pas de 2N | 10s par pas de traction | | | ligne blanche sus-ombilicale | direction longitudinale | | | | | H:1,28 F:1,42 |
| | | | | | | | | | direction transverse | | | | H:0,67 F:0,5 | |
| | | | | | | | | | direction oblique | | | | H:0,7 F:0,73 | |
| | | | | | | | | Ligne blanche sous-ombilicale | direction longitudinale | | | | H:1,07 F:1,14 | |
| | | | | | | | | | direction transverse | | | | H:0,73 F:0,55 | |
| | | | | | | | | | direction oblique | | | | H:0,78 F:0,86 | |
| Hollinsky et Sandberg (2007) | 66 | 36F, 30H | 77 (17-94) | traction | 10mm/min | 39 | 2X3 cm ² - 1X1 cm ² au centre de l'échantillon | saine sus-ombilical | horizontale | 10,0 (3,4) | | | | |
| | | | | | | | | | verticale | 4,5 (2,0) | | | | |
| | | | | | | | | saine sous-ombilical | horizontale | 8,4 (3,1) | | | | |
| | | | | | | | | | verticale | 4,1 (2,5) | | | | |
| | | | | | | | | tissu cicatriciel sus-ombilical | horizontale | 6,9 (2,5) | | | | |
| | | | | | | | | | verticale | 3,3 (1,6) | | | | |
| | | | | | | | | tissu cicatriciel sous-ombilical | horizontale | 6,1 (2,3) | | | | |
| | | | | | | | | | verticale | 3,3 (1,7) | | | | |
| Förstemann et al. (2011) | 60 | | | traction | 10mm/min | 93 | 10X35mm ² | | longitudinale | 1,1 N/mm [0,51-2,4] | | 15 | | |
| | | | | | | 91 | | | transverse | 7,5 N/mm [5,2-13] | | 12 | | |
| Konerding et al. (2011) | 7 | 4F, 3H | 82 (66-97) | gonflement jusqu'à 200mbar | 2l/min | 7 | | supra-ombilicale | transverse | 45,9N/cm | | | | |

1.2.4. Modèles numériques et analytiques existants de la paroi saine

Les données issues des expérimentations sur les muscles ou sur la ligne blanche ont permis de développer des modèles de certains constituants de la paroi abdominale.

Ainsi, Förstemann et al. [23] ont développé un modèle analytique caractérisant la ligne blanche. Konerding et al. [44] ont réalisés des expérimentations sur la ligne blanche afin de valider ce modèle. Hernandez et al. [29] se sont, eux, intéressés aux muscles de la paroi abdominale. Ils ont considéré le comportement élastique passif des muscles larges de l'abdomen. Ils ont développé une loi de comportement mécanique qui reproduit leurs résultats expérimentaux. Pour tester leur modèle analytique, Hernandez et al. ont implémenté leur loi de comportement dans un modèle élément fini simulant leur test de traction uniaxiale et ont comparé les résultats numériques et expérimentaux (Figure 15).

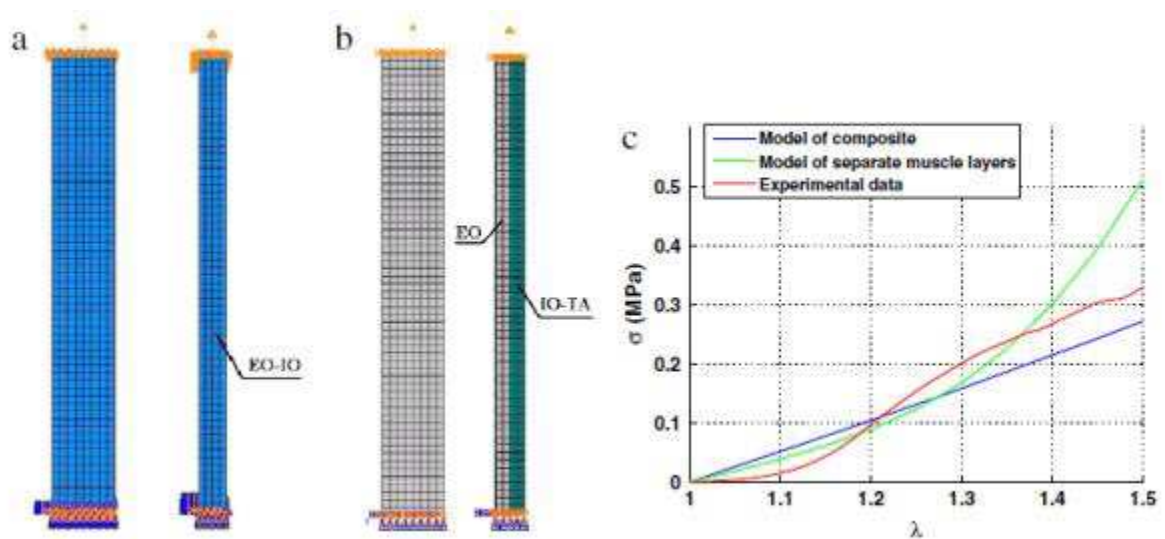


Figure 15. Modèle éléments finis simulant des essais de traction uniaxiale sur des muscles larges de l'abdomen développé par Hernandez et al. (2012) : (a) modèle composite EO-IO ; (b) modèle considérant des couches de muscles séparés EO et IO-TA ; (c) comparaison des résultats numériques aux résultats expérimentaux

Hernandez et al. [30] ont également développé un modèle en éléments finis de la paroi abdominale globale du lapin (Figure 21). La géométrie de la paroi abdominale a été assimilée à une ellipse extrudée. Ils ont utilisé la même loi de comportement que dans l'étude précédente concernant la couche des muscles EO-IO pour caractériser la paroi abdominale globale.

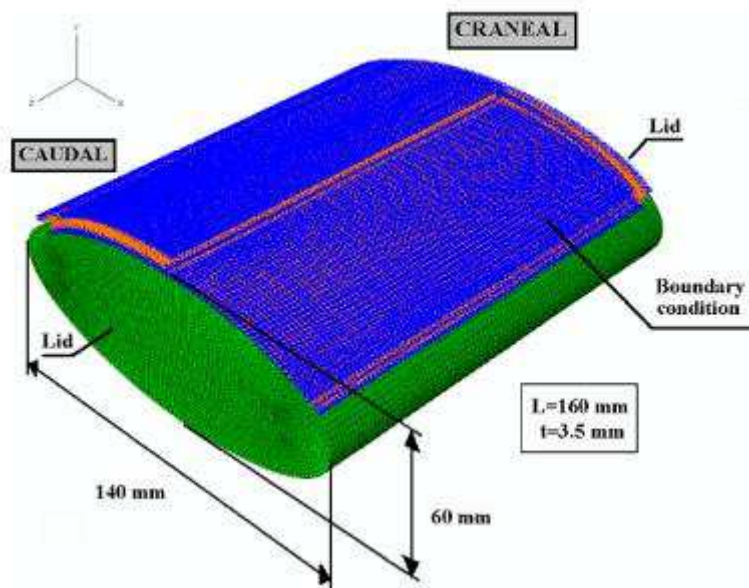


Figure 16. Modèle complet de l'abdomen de lapin. Hernandez et al. (2011)

A notre connaissance, ce modèle en éléments finis de paroi abdominale est un des seuls définis dans la littérature. Il présente comme limitation de modéliser la paroi abdominale du lapin. De plus, Hernandez et al. ont utilisé les propriétés de la couche musculaire composée de l'oblique interne et de l'oblique externe pour définir le comportement global de toute la paroi abdominale.

Hernandez et al (2012) [28] ont présenté récemment en congrès un modèle numérique de paroi abdominale appliqué à l'humain.

Toutes les données que nous avons recueillies pour l'instant concernent le comportement d'une paroi abdominale saine. En vue de modéliser une paroi atteinte d'une éventration et réparée à l'aide d'un implant, il est également important de définir l'éventration et comment se fait la réparation. De plus pour valider le modèle numérique, des données sur la biomécanique d'une paroi lésée et réparée sont également nécessaires.

1.3. Paroi lésée et réparée

1.3.1. L'événtration d'une paroi abdominale : définition de la lésion et traitement chirurgical associé

Les hernies et évènements de l'abdomen sont des pathologies de la paroi abdominale. Ces pathologies consistent à la sortie des viscères de l'abdomen dans un sac herniaire formé par du péritoine à travers un défaut de la paroi abdominale. L'événtration se différencie de la hernie. La hernie a lieu à travers un orifice naturel ou un point de faiblesse de la paroi abdominale ; l'événtration se développe à partir d'un orifice acquis. On distingue plusieurs types de hernies : inguinale (au niveau de l'aîne), crurale, et ombilicale. La hernie inguinale représente environ 80% de toutes les hernies. Environ 13 % des réparations de la paroi abdominale réalisées chaque années aux Etats-Unis sont des évènements [18]. Le seul traitement des hernies et des évènements est chirurgical, et les opérations annuelles sont assez fréquentes puisqu'on en dénombre plus de 200 000 en France en 2011 [33].

Dans la suite, nous nous intéresserons uniquement aux évènements. Les évènements ayant lieu au niveau d'orifices induits, souvent centrés sur la paroi antérolatérale, sont ainsi plus faciles à reproduire expérimentalement. Nous définirons donc plus précisément ce qu'est une événtration et ses moyens de traitement.

1.3.1.1. Définition d'une événtration

Une événtration est l'extériorisation dans le tissu sous-cutané d'un sac péritonéal et de son contenu, à travers un orifice non naturel de la paroi abdominale [13]. Les orifices acquis par où passent les évènements, sont la conséquence d'une opération chirurgicale. La ligne blanche représente la principale voie d'abord en chirurgie abdominale traditionnelle (laparotomies) et, par conséquent, le siège le plus fréquent des évènements abdominaux. Près de 10% des opérations de l'abdomen entraînent des évènements [18]. Les évènements postopératoires résultent d'un défaut de cicatrisation des muscles sectionnés, puis recousus en fin d'intervention. Ces défauts de cicatrisation sont principalement dus à une tension chronique excessive exercée sur les muscles, comme en réalise l'obésité. Parmi les facteurs à risque dans la formation des évènements sont identifiés l'obésité, l'âge, le diabète, le tabagisme, les multiples opérations de l'abdomen et les maladies pulmonaires [13]. Les personnes obèses présentent également plus de risques de récurrence [16]. Certaines incisions exposent plus que d'autres au risque d'événtration. Les incisions médianes, et plus particulièrement les incisions sus-ombilicales, sont plus fragiles que les transversales ou les obliques.

Lors d'une événtration, les muscles s'écartent l'un de l'autre, et le péritoine est soufflé progressivement dans la graisse sous cutanée par la pression qu'exercent les organes abdominaux qui s'y engagent : surtout l'intestin grêle et le colon (Figure 17). La taille du trou de l'événtration est très variable allant de quelques centimètres jusqu'à pouvoir atteindre toute la hauteur de la cicatrice.

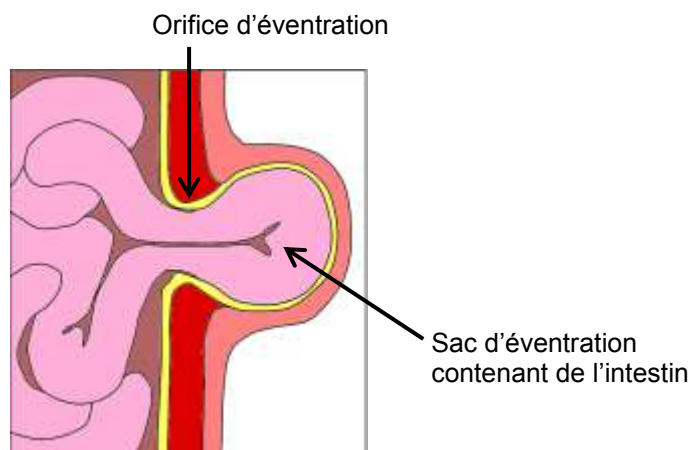


Figure 17. Schéma d'une éventration

Quand elle est non compliquée, une éventration est non douloureuse, réductible (on peut la rentrer en poussant dessus), expansive (elle augmente de volume à l'effort) et impulsive (elle augmente de volume à la toux). Par ailleurs, une fois installée, elle a tendance à s'aggraver sous l'effet de la pression abdominale et de la traction des muscles latéraux. Elle augmente lentement de volume et devient irréductible, car il se crée des adhérences (sac-paroi, sac-viscères, viscères entre eux). Les grandes éventrations peuvent entraîner des douleurs, des ulcères de la peau et des problèmes respiratoires. Le sac herniaire peut également se coincer dans l'éventration et s'étrangler dans l'orifice musculaire [13]. L'étranglement de l'éventration est une complication grave.

1.3.1.2. Traitement des éventrations

La chirurgie est la seule façon de supprimer le sac péritonéal en fermant l'orifice musculaire. Le traitement des éventrations peut être réalisé par fermeture du trou herniaire par des sutures aponévrotiques en cas de très petite éventration, ou par mise en place d'une prothèse pariétale. L'utilisation de prothèse permet de maintenir et de faciliter la fixation des muscles, les uns par rapport aux autres, dans la position que leur assigne la réparation [49]. Cette prothèse, par cicatrisation, se solidarise à la paroi abdominale. Elle empêchera que les bords de l'orifice ne s'écartent de nouveau l'un de l'autre, répartissant la tension non plus sur la seule suture de l'orifice d'éventration, mais sur toute l'étendue de la paroi abdominale sur laquelle elle est disposée. La mise en place d'une prothèse permet une distribution des forces sur toute la surface de la prothèse ce qui diminue les tensions au niveau de la paroi abdominale [13]. Les réparations simples avec sutures ont l'inconvénient d'exposer à un risque non négligeable de récurrences (entre 32 et 54% [18]). Ce risque a été réduit à moins de 10% avec l'utilisation de prothèses. Ainsi aujourd'hui, les implants sont largement utilisés pour traiter les éventrations. Par exemple, selon Flum et al. (2003) [22], l'utilisation de prothèse était de 34,2 % en 1987 et est passée à 65,5% en 1999.

Les prothèses proposées sont le plus souvent des tricots à mailles assez larges. Ces implants sont mis en place soit par chirurgie ouverte, soit par laparoscopie (Figure 18). Cette dernière technique chirurgicale est une technique mini-invasive qui consiste à faire de petites incisions sur l'abdomen permettant l'introduction des différents instruments et d'une petite caméra pour visualiser l'intervention. Cette technique a l'avantage de réduire la durée des séjours hospitaliers, les taux de récurrence, les douleurs. Elle réduit les taux d'infections et les

complications car il y a moins de dissections des tissus pour mettre en place l'implant [16, 26, 48].

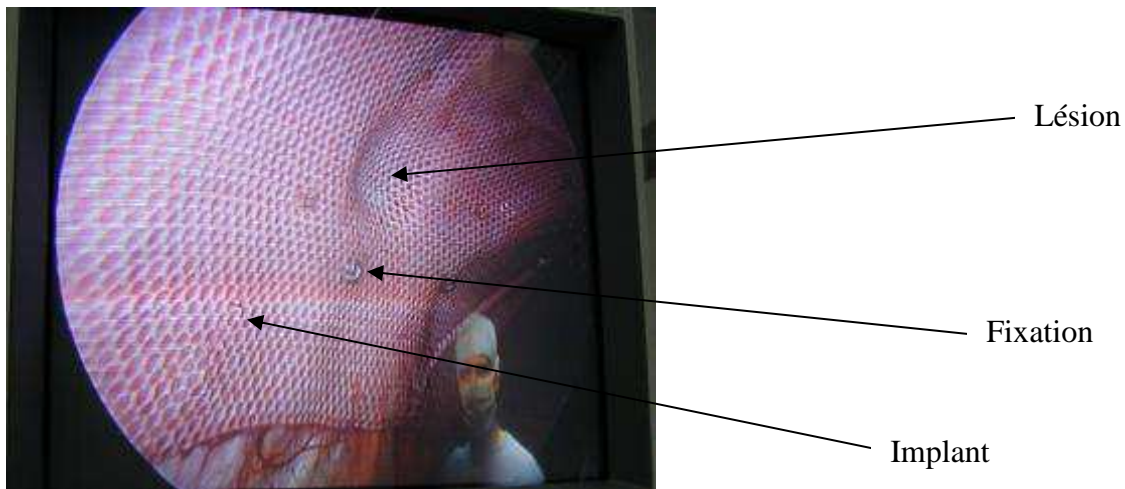


Figure 18. Vue d'un implant fixé à la paroi lors d'une laparoscopie (Source Covidien)

Au cours des chirurgies ouvertes, les implants peuvent être placés, en fonction des conditions locales, dans les différents plans de la paroi abdominale [25] (Figure 19). :

- Sous-cutané (derrière la peau, devant la gaine antérieure des muscles droits) ;
- préaponévrotique rétro-musculaire (derrière les muscles droits, devant la gaine postérieure) ;
- prépéritonéal (derrière la gaine postérieure des muscles droits, devant le péritoine pariétal) ;
- intrapéritonéal (derrière le péritoine pariétal).

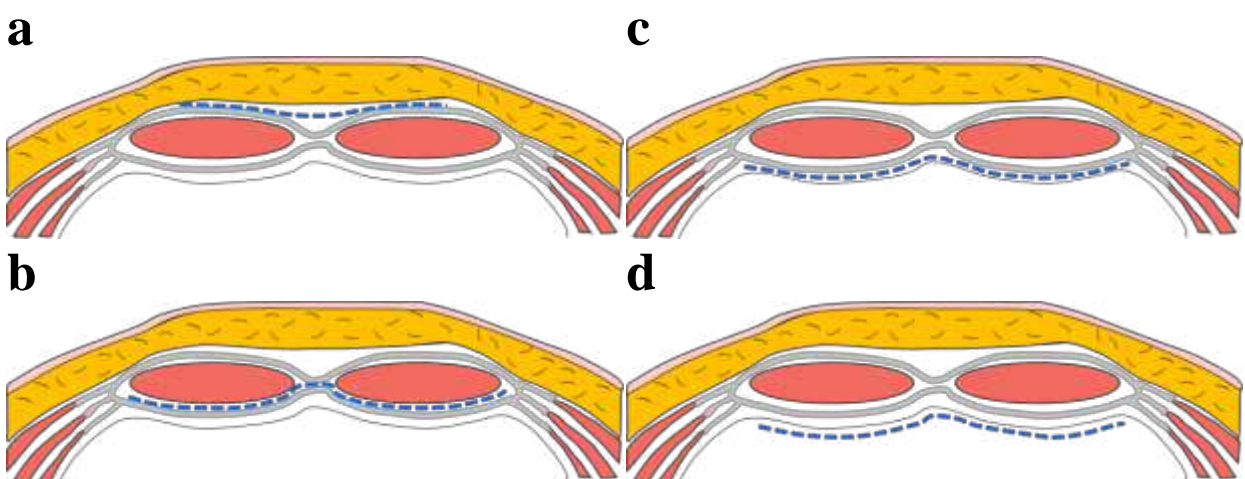


Figure 19. Sites de localisation des prothèses, représentées en bleu sur les schémas. (a) Site sous-cutané ; (b) Site rétromusculaire ; (c) Site prépéritonéal ; (d) Site intrapéritonéal.

En chirurgie laparoscopique, l'implant est principalement placé en position intrapéritonéale. La position intrapéritonéale peut entraîner des complications associées aux adhérences des viscères sur l'implant. Pour éviter ces adhésions, de nouveaux implants ont été développés. Des implants bifaces microporeux et flexibles, inhibent l'attachement des tissus et diminuent la formation d'adhésions. Covidien a développé un implant en polyester (Parietex™ Composite) recouvert d'un film de collagène sur une de ses faces qui aide à prévenir la formation d'adhésions [18].

Lors des cures d'événtration, deux méthodes de fixation existent pour lier l'implant à la paroi, la suture transpariétale, qui traverse toute la paroi abdominale, ou l'utilisation de tacks, petites vis qui pénètre de quelques millimètres la paroi abdominale. A titre d'exemple, les Absorbatack™ développés par Covidien sont des petites vis de diamètre 3 mm et mesurent 5 mm de long.

L'implant peut être fixé à la paroi à l'aide de ces tacks suivant deux tendances. La première tendance est une recommandation standard, également appelée simple couronne. Dans ce cas, les tacks sont fixés sur le pourtour de l'implant, à un centimètre du bord, et sont espacés les uns des autres de deux centimètres. La seconde tendance est celle de la double couronne. Comme précédemment, les tacks sont fixés sur le pourtour de l'implant, mais forment également une couronne située à un centimètre du bord du défaut herniaire. Au niveau de cette couronne, les tacks sont également espacées de deux centimètres (Figure 20).

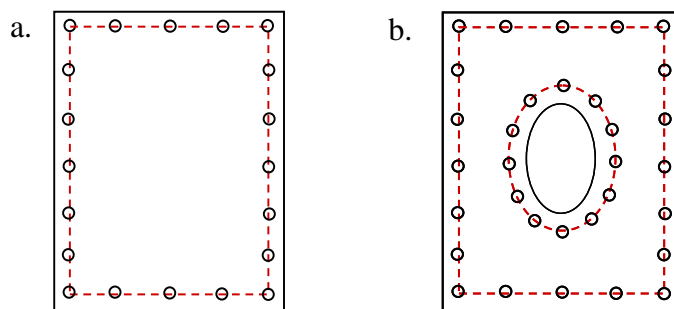


Figure 20. Méthode de fixation des implants avec des tacksers. (a) simple couronne ; (b) double couronne

Même si l'utilisation de prothèses a amélioré le traitement des événtrations, des problèmes de récurrence ou des douleurs peuvent avoir lieu chez les patients. Des études ont été réalisées sur l'interaction des implants avec la paroi. Certains facteurs ont été identifiés comme étant de possibles causes de récurrence : la taille des implants utilisés par rapport à la taille du défaut, la taille du débord par rapport à la lésion et la méthode de fixation de l'implant à la paroi [7, 16, 62, 65]. Selon Binnebösel et al. (2007) [7], un débord d'au moins 3 cm autour du défaut est nécessaire pour éviter les récurrences.

Pour éviter les douleurs et apporter une meilleure fonction physiologique, d'autres études suggèrent qu'il faudrait également améliorer la structure des implants, afin qu'ils présentent des propriétés mécaniques anisotropes similaires à la paroi abdominale et qu'ils répondent de la même manière que les muscles aux tensions et aux pressions internes exercées au sein de l'abdomen [37, 43]. L'idéal serait de créer une prothèse qui imiterait le comportement physiologique de la paroi abdominale.

1.3.2. Biomécanique d'une paroi lésée et réparée

1.3.2.1. Interaction entre la prothèse et la paroi

Dans la littérature, il a été suggéré que les implants devraient être améliorés pour avoir un comportement similaire à celui de la paroi abdominale pour limiter les douleurs chez les patients [29, 43]. Ainsi, quelques études se sont intéressées au comportement de parois abdominales avec implant et l'ont comparé avec celui de parois saines.

Müller et al. (1998) [56] ont utilisé la même méthodologie de stéréographie 3D que Klinge et al. (1998) [40] pour évaluer la mobilité de la paroi abdominale chez des sujets opérés d'événtration et traités à l'aide d'implant en polypropylène (Marlex). Cette mobilité a été comparée avec la mobilité de sujets sains, dont les résultats ont été indiqués précédemment. Une différence significative de mobilité a été trouvée entre le groupe de patients et le groupe de sujets sains. Chez les sujets opérés, la mobilité de la paroi abdominale est réduite. Lorsque le ventre est sorti au maximum, le rayon de courbure est de 68,5 cm chez les patients contre 41 cm pour le groupe de contrôle sain. Enfin, la déflexion entre le ventre rentré au maximum et le ventre sorti au maximum est également diminuée chez les sujets traités contre les événtrations (3,12 cm vs. 5,5cm pour les sujets sains). Lorsque le ventre est rentré au maximum, aucune différence significative n'a été observée au niveau du rayon de courbure entre les patients et les sujets sains (103,7 vs 110,8 cm).

Hernandez et al. (2012) [31] ont caractérisé en terme d'anisotropie et de raideur le muscle sain de la paroi abdominale de lapin. Puis, ils ont caractérisé le muscle avec implant à différents délais post-opératoires (14, 90 et 180 jours). Ils ont comparé le comportement entre un muscle intact et un muscle réparé avec 3 implants différents. A 14 et 90 post-opératoires, les parois réparées avec les implants de type *Surgipro*® et *Infini*® ont un comportement isotrope, qui ne représente pas la réponse de la paroi abdominale saine qui est anisotrope. Le comportement de la paroi abdominale saine dans la direction longitudinale n'a jamais été reproduit lorsque la paroi était implantée à cause de la grande raideur des implants. A long terme (180 jours post-opératoires), les parois réparées avec un implant *Optilene*® montrent un comportement similaire à celui d'une paroi saine. Dans une précédente étude, Hernandez et al. avaient caractérisé ces mêmes implants seuls, sans interaction avec une paroi abdominale. Ces résultats préliminaires montraient que l'implant *Infini*® était le plus à même de reproduire le comportement de la paroi abdominale. Après implantation, ce même implant ne montre un comportement anisotrope qu'à 180 jours post-opératoire et ne reproduit pas au mieux la réponse mécanique d'une paroi abdominale saine.

Ces études concluent de la grande raideur des implants qui ne permettent pas de reproduire le comportement d'une paroi abdominale saine.

Même s'ils ont comparé le comportement d'une paroi saine et réparée, certaines limitations peuvent être soulignées. Hernandez et al. se sont intéressés uniquement au comportement uniaxial du composé implant-paroi, ce qui n'est pas représentatif des chargements physiologiques.

1.3.2.2. Modèles numériques existants de la paroi lésée et réparée

A partir de leur modèle en éléments finis de la paroi abdominale globale du lapin, Hernandez et al. [30] ont également développé un modèle lésé et réparé de paroi abdominale. En effet, ils ont modélisé un défaut herniaire de 40*40mm (Figure 21), et une réparation avec implant. Ils ont ainsi pu simuler numériquement la réparation d'une éventration avec 3 types d'implants fixés à l'aide de sutures.

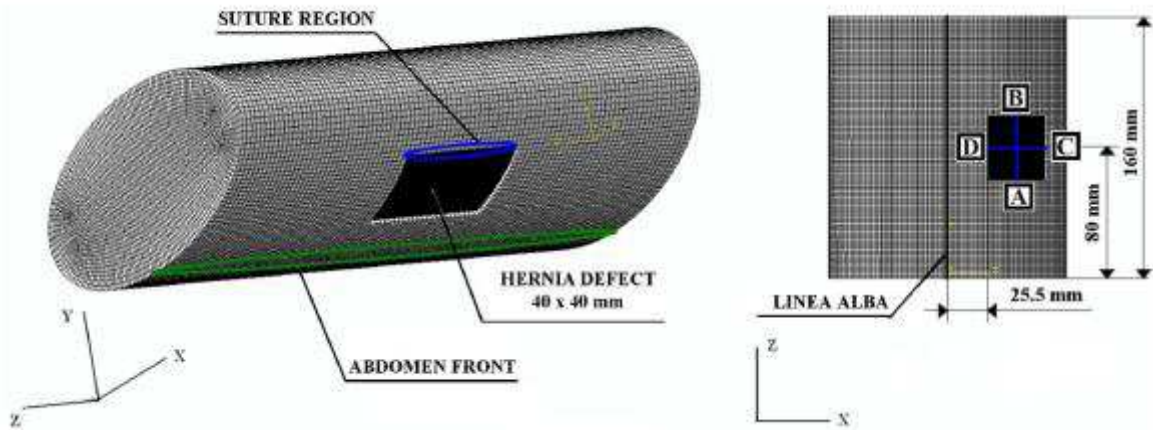


Figure 21. Modèle numérique d'une paroi abdominale de lapin avec un défaut herniaire

Les résultats de leurs simulations montrent que les contraintes principales maximum sont plus élevées pour une paroi réparée avec un implant que pour une paroi abdominale intacte. Les contraintes principales maximum exercées sur une paroi abdominale réparée se concentrent dans la zone de la lésion, et sont plus élevées dans la zone des sutures. Les déplacements maximums de la paroi abdominale sont également affectés par la présence d'un implant. Leur modèle numérique montre qu'aucun implant n'est capable de reproduire les déplacements d'une paroi saine.

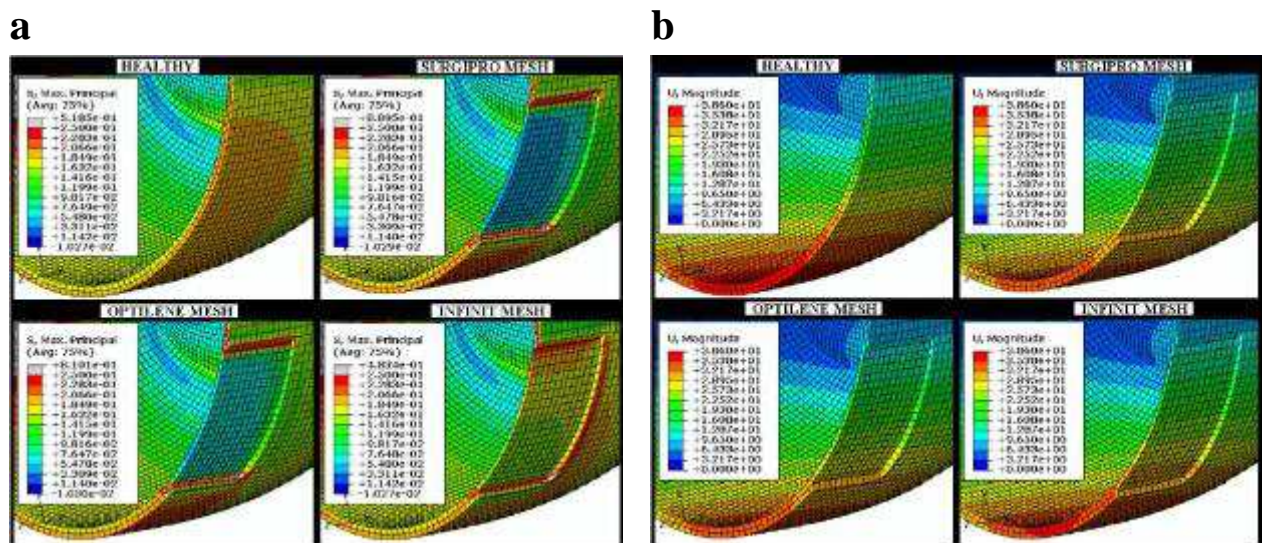


Figure 22. Résultats des simulations numériques de Hernandez et al. (2011). (a) Contraintes principales ; (b) Déplacements

Cependant, l'étude de Hernandez et al. comporte certaines limitations. En effets, les modélisations de l'éventration et de la réparation ne sont pas représentatives de la clinique. Dans leur modèle, Hernandez et al. ont considéré l'éventration comme une perte de matière de 40*40mm. En réalité, il s'agit juste d'une incision dont les bords se sont écartés l'un de l'autre sous l'effet de la pression des organes internes. De plus, l'implant a été fixé sans débord, et les sutures ne traversaient pas toute l'épaisseur de la paroi abdominale.

D'autres études, présentées récemment en congrès internationaux, se sont intéressées à la modélisation de la réparation de la paroi abdominale soit à l'aide de sutures [38], soit à l'aide de prothèses [28, 71].

1.4. Synthèse et objectifs spécifiques de la thèse

La revue de littérature permet de mettre en évidence plusieurs points.

Les informations recueillies sur l'anatomie de la paroi abdominale témoignent d'une structure complexe, d'épaisseur variable, constituée d'une juxtaposition de couches musculaires et aponévrotiques.

Par ailleurs, il est suggéré que les prothèses destinées au traitement des éventrations doivent être améliorées pour avoir des propriétés mécaniques similaires à celles d'une paroi abdominale intacte, et ce afin de réduire les douleurs chez les patients. Mais le comportement global de cette paroi intacte est finalement très peu étudié dans la littérature. Beaucoup d'études se concentrent en effet seulement sur une couche ou une zone particulière de la paroi (ligne blanche par exemple). De plus, les tests de caractérisation mécanique mis en œuvre sont souvent éloignés des sollicitations physiologiques (tests en traction uniaxiale) et les paramètres mécaniques publiés sont essentiellement des efforts ou déformations à rupture. En outre, aucune de ces études n'évalue la réponse de la surface interne de la paroi abdominale, lieu d'occurrence des éventrations et lieu de pose des prothèses. Enfin, aucune information sur l'effet d'une éventration sur le comportement de la paroi abdominale n'est donnée dans la littérature. Peu d'études évaluent l'influence d'une prothèse sur la réponse mécanique de la paroi abdominale.

En résumé, encore bien trop de questions persistent pour savoir comment orienter la conception de prothèses qui seraient davantage biofidèles.

Cette thèse a donc pour objectifs :

1/ à l'aide d'une approche *ex vivo*

- a) de caractériser le comportement biomécanique de la paroi abdominale considérée dans son ensemble (comportement global),
- b) d'évaluer l'influence d'une lésion et d'une réparation sur la réponse mécanique de la paroi abdominale,
- c) d'étudier simultanément les surfaces interne et externe de la paroi abdominale.

La caractérisation de la paroi abdominale *ex vivo* permet d'évaluer la réponse de la paroi pour ses deux surfaces et d'évaluer l'influence d'une lésion et d'une réparation sur le comportement d'une même paroi. Une première phase de mise au point sera conduite sur des spécimens porcins, puis le protocole validé sera appliqué à des parois abdominales humaines.

2/ à l'aide d'une approche *in vivo*

- de caractériser le comportement mécanique de la paroi abdominale en considérant les conditions physiologiques de fixation et de chargement, et l'activité musculaire.

Chapitre 2. Caractérisation *ex vivo* de la paroi abdominale porcine : saine, lésée, réparée

2.1. Introduction

Etant donné le manque d'informations globales sur la paroi abdominale, on se propose ici de mettre au point un protocole expérimental permettant de caractériser une paroi abdominale. Ces expérimentations sont réalisées *ex vivo*, pour mieux contrôler les conditions de fixation et les conditions de chargement. Comme il s'agit d'une phase de développement de protocole, on travaille avec des tissus animaux qui ont l'avantage :

- d'être des tissus biologiques ; contrairement à des matériaux synthétiques, ces tissus n'ont pas des propriétés identiques d'un spécimen à l'autre (problématique qu'on retrouvera pour l'humain) ;
- d'être plus accessibles que des pièces anatomiques humaines.

D'autre part, le porc présente de grandes similarités anatomiques et physiologiques avec l'humain [68] et les dimensions de sa paroi abdominale sont proches de celle de l'humain. De plus, les porcs sont des animaux souvent utilisés en recherche biomédicale et même utilisés lors d'études *in vivo* pour suivre l'intégration des prothèses après opération. Des données sur le comportement mécanique de la paroi porcine pourraient ainsi être utiles à ces recherches. L'objectif de ces expérimentations est également d'évaluer l'influence d'une lésion et d'une réparation avec une prothèse sur le comportement mécanique d'une paroi abdominale. Une attention particulière a été prise pour étudier simultanément la surface externe de la paroi abdominale, seule partie visible *in vivo*, et la surface interne, lieu d'intérêt de l'éventration.

2.2. Matériel et méthodes

2.2.1. Préparation des échantillons

Les parois abdominales antérolatérales de six porcs femelles, âgés de 4-5 mois et pesant environ 45kg, ont été considérées. Les parois abdominales ont été prélevées à VetAgro Sup Campus Vétérinaire de Lyon (Marcy l'Etoile, France) moins de 30 minutes après la mort des animaux, puis congelées à -20°C. Les parois abdominales ont été découpées le long du processus xiphoïde et des marges costales et le long du pubis et des crêtes iliaques. Les incisions latérales ont été réalisées entre les crêtes iliaques et la partie la plus basse de la cage thoracique. Ainsi découpées, les parois ont une forme triangulaire, dont les angles sont arrondis (Figure 23). Dans l'épaisseur, l'ensemble de la paroi a été récupérée, du péritoine à la peau.

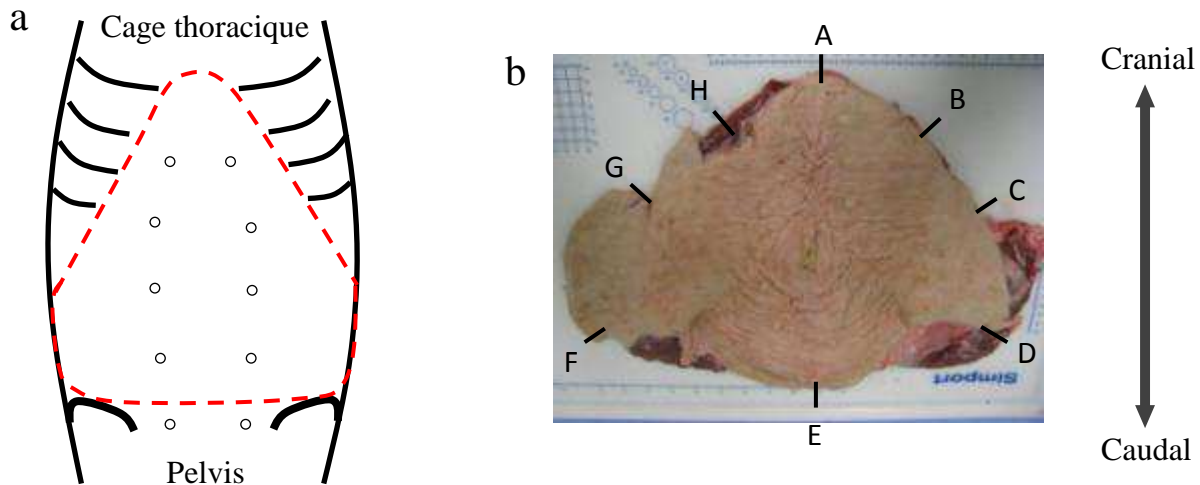


Figure 23. Partie de la paroi abdominale retirée chez le porc pour les expérimentations : (a) Les incisions ont été réalisées le long des pointillés. (b) L'épaisseur de la paroi abdominale a été mesurée en plusieurs points (A à H).

La veille des expérimentations, les parois ont été décongelées à température ambiante. Avant les expérimentations, la surface externe de la paroi a été rasée. Les spécimens ont été vaporisés de solution saline pour permettre leur hydratation. Des mesures de hauteur et de largeur des parois ont été réalisées au régllet (Figure 24 ; Tableau 5). Des mesures d'épaisseur ont été réalisées au pied à coulisse. Plusieurs relevés ont été effectués sur toute la périphérie de la paroi (Figure 23.b ; Tableau 6).

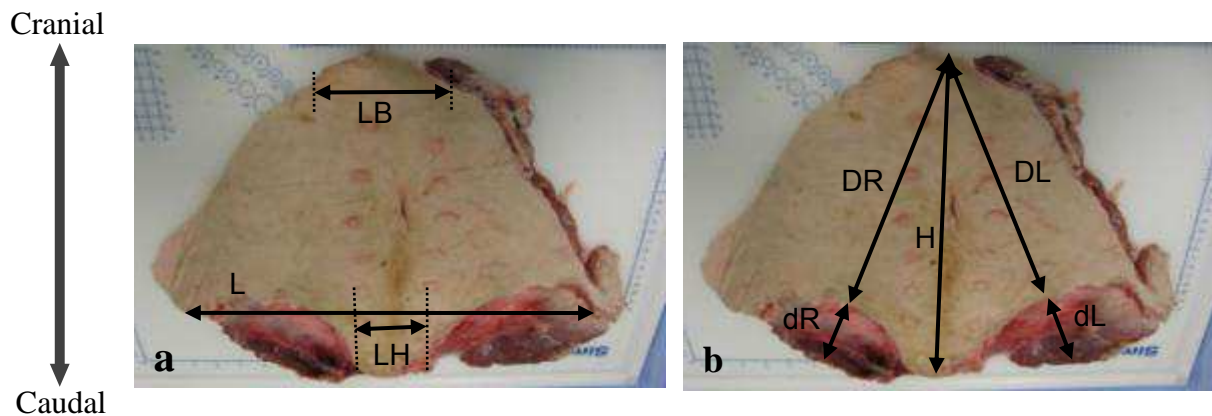


Figure 24. Dimensions mesurées sur les parois: (a) largeurs ; (b) hauteurs

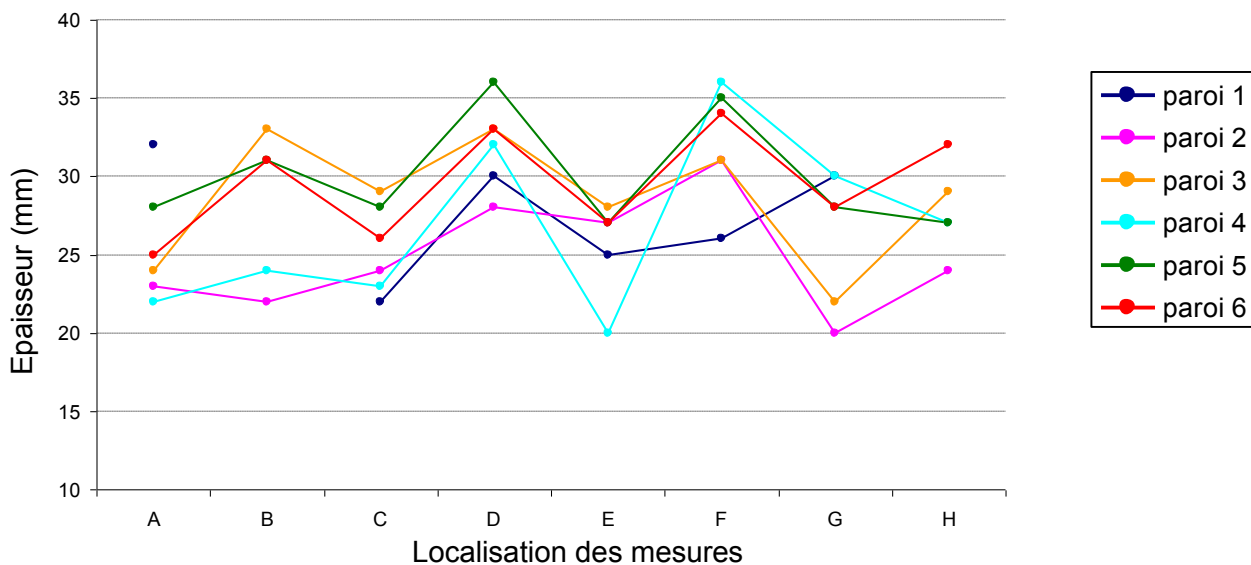
Tableau 5. Dimensions des parois en cm. L : largeur maximum ; LH : largeur de la peau en haut de la paroi ; LB : Largeur de peau en bas de la paroi.

| | L (cm) | LH (cm) | LB (cm) | H (cm) | DR (cm) | dR (cm) | DL (cm) | dL (cm) |
|-------------------|-----------|------------|------------|-----------|------------|------------|------------|------------|
| Paroi 1 | 44 | 6 | 17 | 31 | 23 | 10 | 22 | 11 |
| Paroi 2 | 45 | 8 | 15 | 30 | 22 | 10 | 22 | 10 |
| Paroi 3 | 44 | 5 | 13 | 31 | 22 | 10 | 25 | 9 |
| Paroi 4 | 46 | 11 | 13 | 32 | 28 | 5 | 27 | 6 |
| Paroi 5 | 48 | 11 | 15 | 32 | 30 | 4 | 27 | 7 |
| Paroi 6 | 44 | 12 | 15 | 32 | 30 | 5 | 27 | 5 |
| <i>Moyenne</i> | 45 | 9 | 15 | 31 | 26 | 7 | 25 | 8 |
| <i>Ecart-type</i> | 2 | 3 | 1 | 1 | 4 | 3 | 2 | 2 |
| <i>CV (%)</i> | 3 | 30 | 9 | 2 | 14 | 37 | 9 | 27 |

Tableau 6. Epaisseurs en mm des parois abdominales en différents points

| | A (mm) | B (mm) | C (mm) | D (mm) | E (mm) | F (mm) | G (mm) | H (mm) | <i>Moy.</i> | <i>Ecart type</i> | <i>CV (%)</i> |
|-------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-------------|-----------------------|---------------|
| Paroi 1 | 32 | | 22 | 30 | 25 | 26 | 30 | | 27 | 3 | 13 |
| Paroi 2 | 23 | 22 | 24 | 28 | 27 | 31 | 20 | 24 | 25 | 3 | 13 |
| Paroi 3 | 24 | 33 | 29 | 33 | 28 | 31 | 22 | 29 | 29 | 4 | 13 |
| Paroi 4 | 22 | 24 | 23 | 32 | 20 | 36 | 30 | 27 | 27 | 5 | 19 |
| Paroi 5 | 28 | 31 | 28 | 36 | 27 | 35 | 28 | 27 | 30 | 3 | 11 |
| Paroi 6 | 25 | 31 | 26 | 33 | 27 | 34 | 28 | 32 | 29 | 3 | 11 |
| <i>Moyenne</i> | 26 | 28 | 25 | 32 | 26 | 32 | 26 | 28 | | | |
| <i>Ecart-type</i> | 3 | 4 | 3 | 2 | 3 | 3 | 4 | 3 | | | |
| <i>CV (%)</i> | 13 | 15 | 10 | 8 | 10 | 10 | 15 | 9 | | | |

L'évolution de l'épaisseur en fonction du point de mesure pour chaque paroi a été représentée sous forme graphique (Figure 25).


Figure 25. Evolution de l'épaisseur en fonction du point de mesure

La paroi abdominale n'a pas une épaisseur constante sur tout son pourtour. Elle est en moyenne plus épaisse aux points D et F qui correspondent à l'insertion de la paroi sur les crêtes iliaques. La paroi est plus fine en moyenne aux points A, C, E et G. Les points A et E correspondent aux extrémités de la ligne blanche, les points C et G correspondent au milieu des bords latéraux de la paroi.

2.2.2. Dispositif expérimental

La paroi a été fixée entre une plaque d'aluminium et une plaque de caoutchouc. Ces deux plaques comportent un trou triangulaire aux angles arrondis qui permet d'exposer la paroi abdominale antérolatérale. (Figure 26). Les dimensions de la zone exposée sont environ de 21 cm de haut et 26 cm de large.

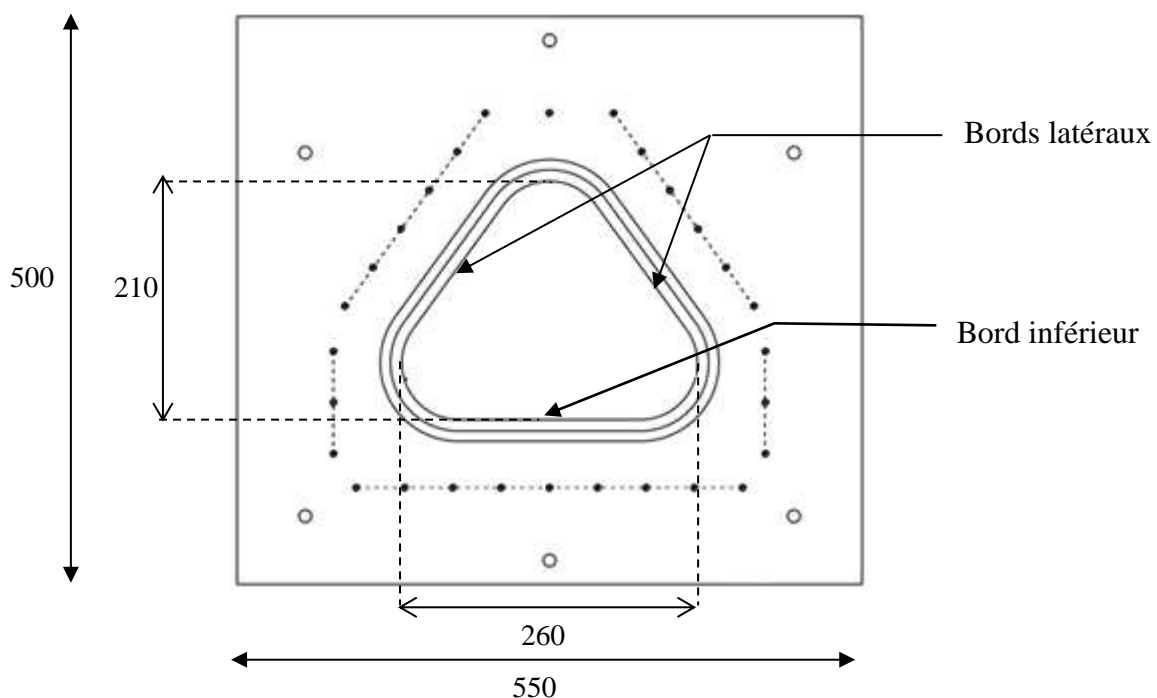


Figure 26. Dimensions de la plaque en aluminium et du trou central. Les dimensions sont en mm.

Après prélèvement, la paroi abdominale peut être mise à plat. Or, l'étude bibliographique a montré que la paroi abdominale n'est pas plate mais présente une courbure. Pour éviter d'avoir une structure plane, et donc une tension non physiologique, on a décidé de positionner la paroi abdominale sur un support convexe lors de la fixation. Ce support hémisphérique (diamètre 9 cm) ne permet pas de reproduire la courbure réelle de la paroi abdominale, car celle-ci n'a pas pu être mesurée avant les prélèvements, mais permet d'induire une courbure et ainsi d'être plus proche d'une configuration physiologique (Figure 27).

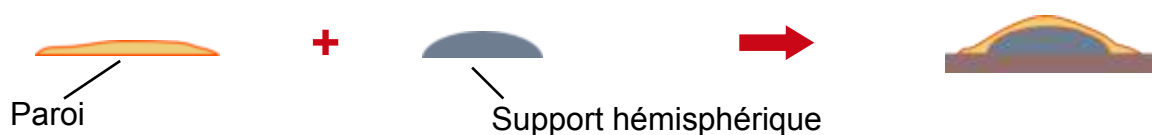


Figure 27. Positionnement de la paroi abdominale lors de la fixation

La paroi n'ayant pas une épaisseur constante sur tout son pourtour (§ 2.2.1), son serrage entre la plaque de caoutchouc et la plaque d'aluminium a été réalisé de manière ponctuelle à l'aide de brides positionnées tout autour de la paroi (Figure 28). Au cours du serrage, la plaque en caoutchouc se déforme pour compenser les variations d'épaisseur de la paroi, et évite ainsi de trop comprimer les parties les plus épaisses de la paroi et évite des glissements locaux au cours des différents chargements. De la toile de verre a également été collée sur les plaques d'aluminium et de caoutchouc pour prévenir du glissement de la paroi. Après fixation, le support hémisphérique a été retiré. La paroi a été maintenue dans ce dispositif jusqu'à la fin des expérimentations.

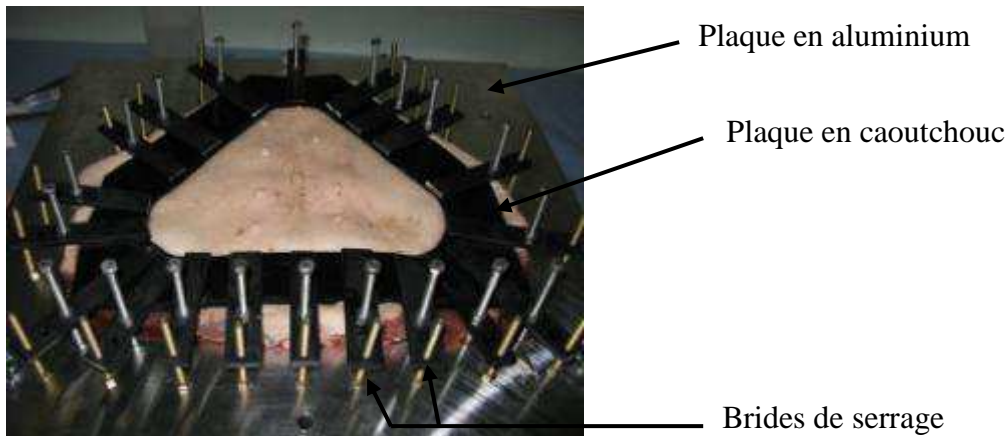


Figure 28. Fixation de la paroi dans les mors

La paroi a ensuite été positionnée sur une table située sur une machine d'essais (INSTRON 8802, High Wycombe, England). La table surélève le dispositif expérimental, permettant ainsi l'installation de caméras de part et d'autre de la paroi abdominale en respectant les distances focales. La face externe de la paroi abdominale a été orientée vers le bas pour permettre à la paroi de retrouver une certaine courbure grâce à la gravité (Figure 29).

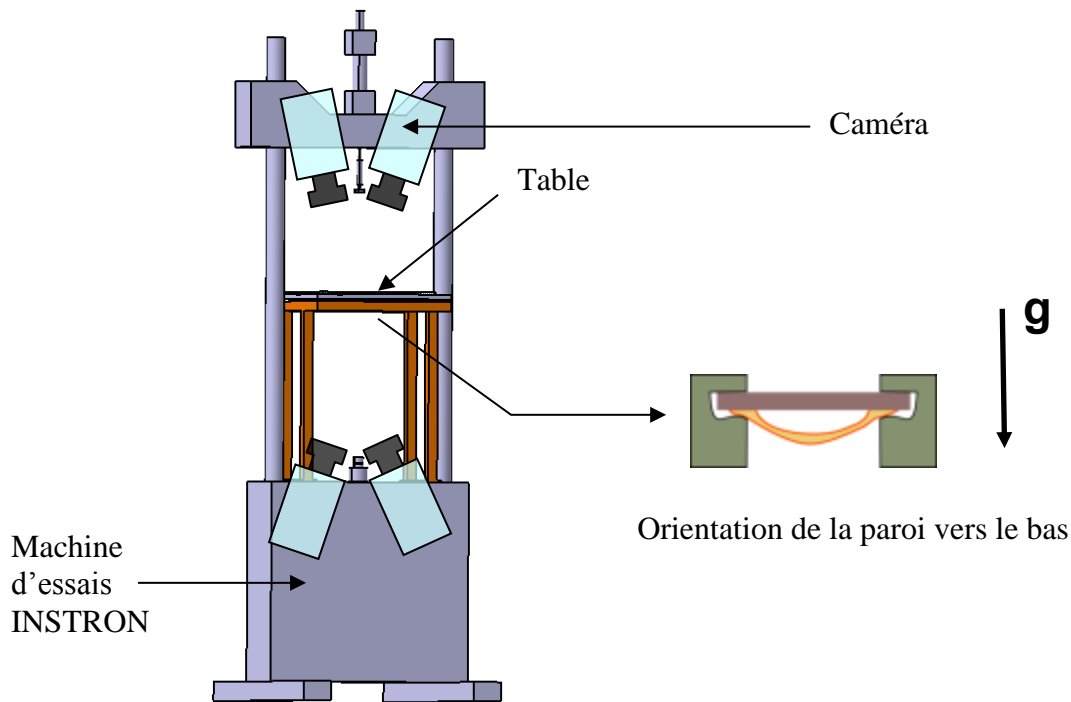


Figure 29. Schéma du dispositif incluant la table permettant de fixer la paroi abdominale et les 4 caméras filmant les faces internes et externes de la paroi.

Physiologiquement, le chargement exercé sur la paroi abdominale est complexe. La paroi abdominale est sollicitée par une combinaison de deux chargements : la pression intra-abdominale et le contact des organes internes. Ainsi, nous avons choisi d'appliquer deux types de sollicitations mécaniques représentatives de ces chargements physiologiques et correspondants à des cas idéaux : une sollicitation de mise en pression et une par contact.

a) Tout d'abord, le chargement par pression a été appliqué sur la surface interne de la paroi abdominale. Une plaque de plexiglas a été fixée sur la table afin de créer une cavité fermée (Figure 30. a). La plaque de plexiglas était transparente, permettant l'observation de la surface interne. La paroi a été gonflée avec de l'air comprimé. Un régulateur manuel a été utilisé pour contrôler l'arrivée d'air et donc la pression à l'intérieure de la cavité. A une pression de 12 mmHg utilisée en laparoscopie, un plus petit déplacement de la paroi abdominale que celui mesuré par Song et al. (2006) [67] a été observé. Ainsi, la pression a été augmentée jusqu'à atteindre une valeur de 50 mmHg, qui est dans la gamme physiologique des pressions intra-abdominale (Cobb et al, 2005) [17]. Une fois cette pression atteinte, la pression a été annulée pour revenir à 0 mmHg. Le chargement par pression a été répété 6 fois de suite. Les 5 premiers cycles ont permis de préconditionner la paroi afin d'atteindre une réponse mécanique stabilisée de la paroi, ce qui limite la variabilité pour évaluer diverses conditions. Seul le 6^{ème} cycle de mise en pression a été étudié.

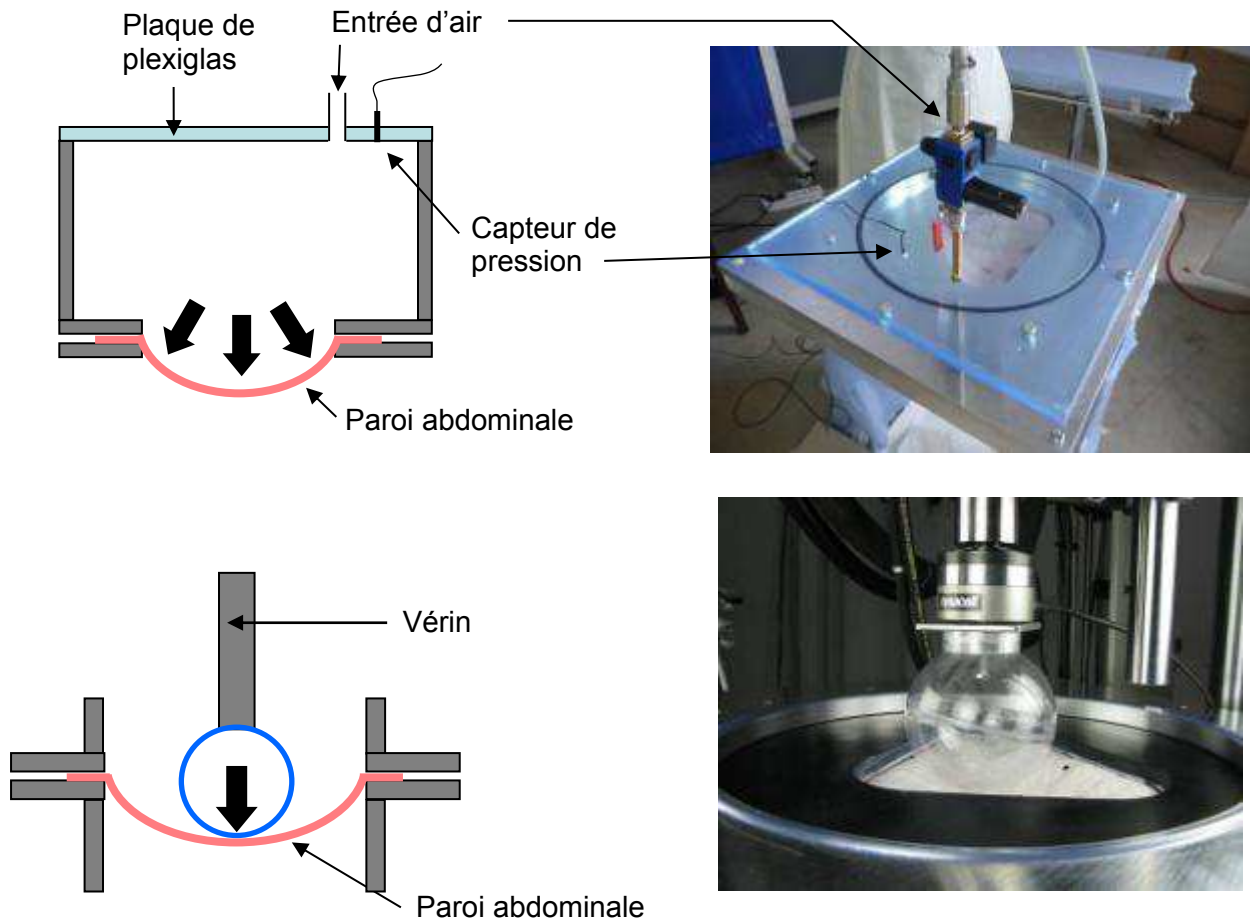


Figure 30. Mécanisme de chargement : (a) sollicitation par pression ; (b) sollicitation par contact.

b) Puis, la sollicitation par contact a été appliquée sur la surface interne de la paroi avec une sphère rigide pour mieux contrôler les conditions de chargement. Après l'essai de mise en pression, la plaque de plexiglas a été retirée de la table. La paroi a été sollicitée directement par une sphère rigide en plexiglas de diamètre 12 cm fixée au vérin de la machine d'essais (Figure 30. b ; Figure 31). Tout d'abord, la sphère a été déplacée pour venir en contact avec la paroi abdominale. Puis, chaque spécimen a été preconditionné par 5 cycles de 20 mm d'amplitude à une fréquence de 0,5 Hz, proche de la fréquence respiratoire. Enfin, un déplacement de 35 mm, qui est dans la gamme des déplacements physiologiques de la paroi abdominale [41] a été appliqué à une vitesse de 80 mm par minute. La vitesse était assez lente pour caractériser la réponse quasi-statique de la paroi abdominale. Elle était également assez courte pour limiter la durée des tests par contact et donc limiter la durée du protocole entier.

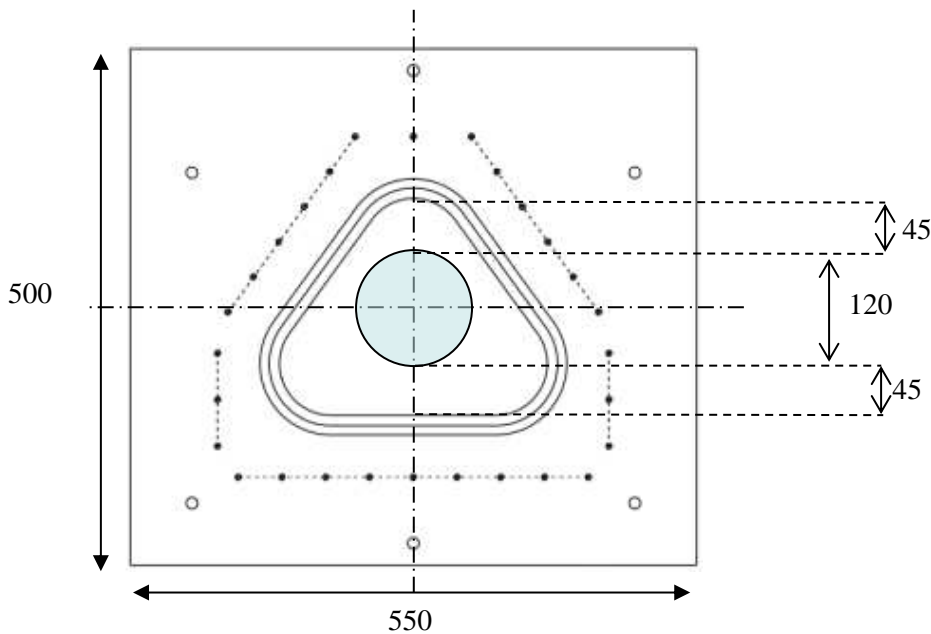


Figure 31. Positionnement de la sphère par rapport au montage

Les parois abdominales ont été chargées successivement par pression (cas (a)) et par contact (cas (b)) pour les trois états suivants (Figure 32) :

- paroi abdominale saine ;
- paroi abdominale lésée (après avoir réalisé une incision simulant une éventration) ;
- paroi abdominale réparée (après réparation avec une prothèse chirurgicale).

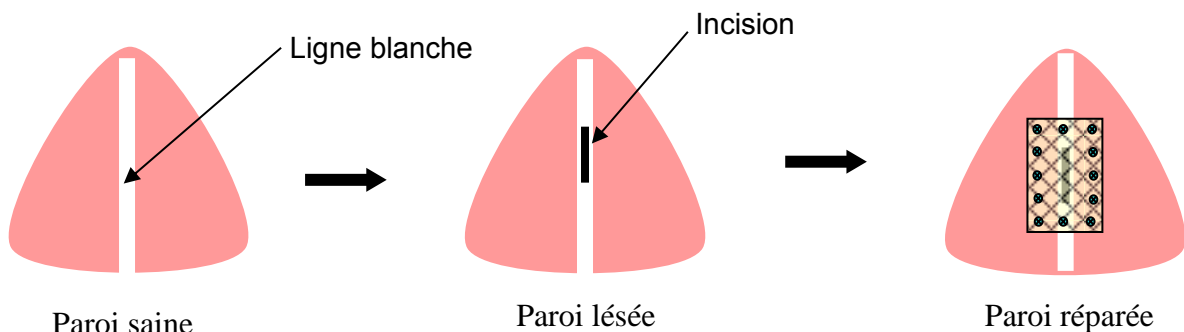


Figure 32. Schéma des 3 configurations d'essais

i. Par paroi saine, on sous-entend une paroi intacte, qui ne présente pas de lésion, pas de réparation avec prothèse.

ii. Pour la paroi lésée, une lésion a été réalisée au scalpel au milieu de la ligne blanche sur une longueur de 5 cm, ce qui représente la taille d'une éventration moyenne [46]. La peau a été gardée intacte. La lésion a été remplie de vaseline et recouverte par un film en latex simplement posé sur la paroi, afin d'empêcher l'infiltration d'air entre les muscles de la paroi.

iii. Pour la paroi réparée, une réparation a été effectuée avec une prothèse Parietex™ Composite de 10*15 cm², centrée sur la lésion et fixée sur la paroi à l'aide de 20 tacks (AbsorbaTack™). Les tacks étaient localisés sur le pourtour de l'implant, à un centimètre du bord, et étaient espacés les uns des autres de deux centimètres. L'implant a également été recouvert par un film plastique, type film alimentaire (15*20 cm², épaisseur 10µm), pour éviter le passage de l'air entre l'implant et le péritoine.

2.2.3. Influence de la durée des tests sur le comportement d'une paroi abdominale intacte

Avant d'appliquer le protocole pour les trois états (sain, lésé et réparé), une paroi saine a été testée pour évaluer l'influence du temps et de la séquence de chargement sur la réponse de la paroi abdominale. Le protocole expérimental a été appliqué deux fois à 3 heures d'intervalle sur la paroi abdominale, en permutant les différentes sollicitations (chargement par pression, par contact et de nouveau par pression). Entre les deux séries de tests, le spécimen a été recouvert d'une gaze humidifiée avec de la solution saline.

2.2.4. Mesures

i. Géométrie

Avant de réaliser le premier chargement sur paroi saine, les surfaces interne et externe ont été scannées successivement à l'aide d'un scanner 3D NextEngine (Santa Monica, USA), afin d'obtenir la géométrie surfacique initiale de la paroi abdominale.

ii. Evaluation du chargement appliqué

Pour le cas (a), La pression appliquée sur la paroi abdominale a été mesurée avec un capteur de pression ENTRAN EPX-N02 7 bars.

Pour le cas (b), la force appliquée sur la paroi abdominale a été mesurée avec un capteur de force INSTRON 1000N (précision 0,5%).

iii. Evaluation des déformations

Quatre caméras synchronisées PHOTRON SA3 (Tokyo, Japon) ont été utilisées pour enregistrer l'évolution de la paroi abdominale pendant les tests. Deux caméras équipées d'objectifs 35 mm ZEISS (Oberkochen, Germany) ont filmé la surface interne et les deux autres (équipées d'objectif 24-70 mm SIGMA (Tokyo, Japan)) ont filmé simultanément la surface externe (Figure 29). La résolution des caméras était de 1024 par 1024 pixels, ce qui mène à approximativement 3 pixels par mm dans la zone d'intérêt. La fréquence d'acquisition était de 10 images par seconde.

Avant le début des essais, la paroi abdominale a été préparée pour permettre l'utilisation de la technique de corrélation d'images. Cette technique permet la mesure des champs de déplacements et de déformations surfaciques en 3 dimensions à partir des films vidéo. La corrélation d'images a été réalisée à l'aide du logiciel Vic3D[®] (Correlated Solution, South Carolina, USA). Tout d'abord, les deux surfaces de la paroi ont été recouvertes par du maquillage blanc pour uniformiser le fond, et limiter les brillances qui empêchent la corrélation. On utilise généralement de la peinture blanche pour le fond, mais une fois sèche la peinture se craquelait et limitait la qualité des mesures. Un produit qui ne détériore pas les tissus et qui a une bonne tenue sur la peau a donc été utilisé : du maquillage de clown blanc. Puis, le mouchetis, consistant en de petites taches de peinture, a été appliqué avec une bombe de peinture noire. Des points ont également été dessinés à la peinture noire sur la surface interne de la ligne blanche : sur la ligne blanche pour la paroi saine, sur les bords de la lésion pour la paroi lésée, et sur les tacks et le centre de l'implant pour la paroi réparée (Figure 33). Les points ont également été suivis à l'aide du logiciel Vic3D[®] et leurs coordonnées ont ainsi pu être obtenues. Une étape préliminaire de calibration réalisée avant les essais donne la position relative des caméras et permet d'exprimer les coordonnées 3D des différents points.

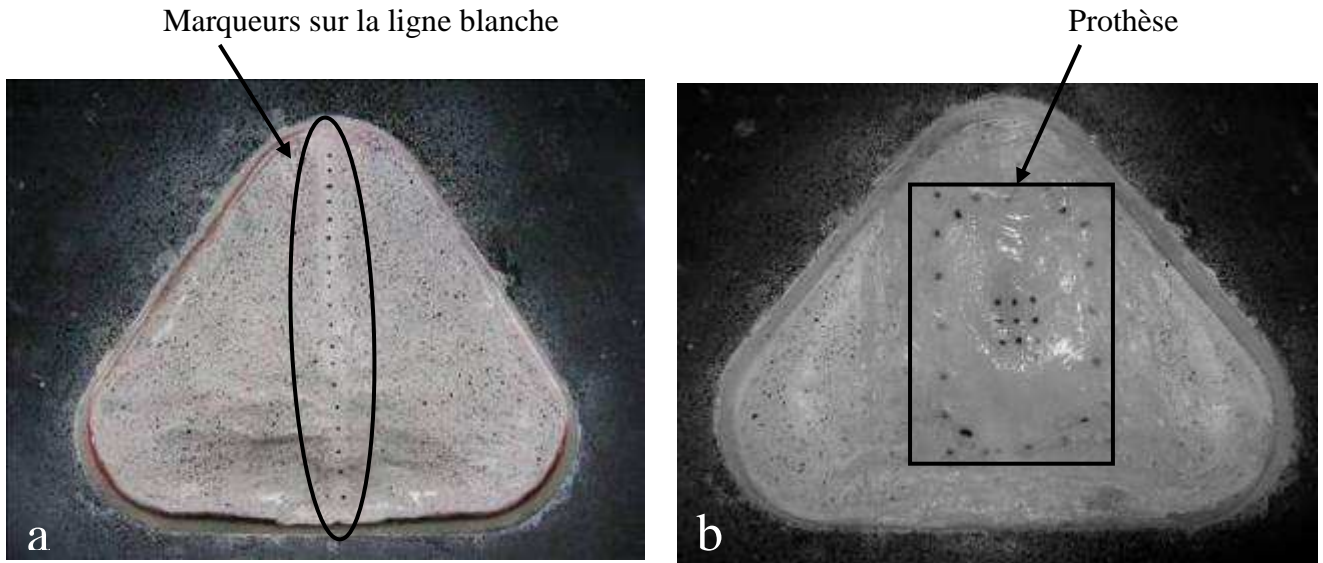


Figure 33. Réalisation du mouchetis et de points noirs sur paroi interne saine (a) et réparée (b)

2.2.5. Analyse des données

- Cas (a) : chargement par pression

Pour l'état sain, les cartographies de déplacement et de déformation ont été déterminées à l'aide du logiciel Vic3D® sur les surfaces interne et externe de la paroi abdominale. Pour les états lésés et réparés, les champs de déplacement et de déformation ont seulement pu être calculés sur la surface externe de la paroi abdominale. En effet, les films plastiques recouvrant la surface interne pour ces deux configurations ont caché le mouchetis et ont empêché la corrélation d'image. Cependant, les marqueurs dessinés sur les bords de la lésion et sur l'implant ont pu être suivis au cours du chargement. Au maximum du chargement, soit à 50 mmHg, nous avons choisi de calculer une valeur de déformation moyenne à partir des déformations principales de Lagrange calculées par Vic 3D dans la première direction principale (E1). Cette déformation moyenne a été calculée dans la zone centrale de la paroi abdominale (environ 70mm*105mm, ce qui correspond à la zone entre les tétons pour la surface externe), afin de s'affranchir des effets de bords. Nous avons choisi de calculer ce paramètre global pour comparer les 3 états testés.

Des déformations moyennes ont également été calculées le long des directions longitudinale (le long de la ligne blanche) et transverse pour un chargement de 50 mmHg (Figure 34).

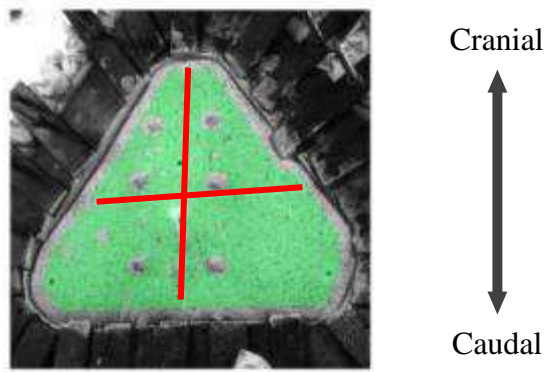


Figure 34. Calcul des déformations le long de deux lignes perpendiculaires

- Cas (b) : chargement par contact

Les cartographies de déplacement et de déformation ont été déterminées à l'aide du logiciel Vic3D® sur les surfaces externe de la paroi abdominale pour les trois états (sain, lésé et réparé). Aucune corrélation, ni aucun suivi de points n'a pu être effectué sur les parois internes, quelles que soit leur état, lors du chargement par contact. En effet, la boule cache toute cette surface durant l'essai. Comme pour le cas (a), une valeur de déformation moyenne a été calculée dans la zone centrale de la surface externe de la paroi abdominale.

Au cours de la sollicitation par contact, le déplacement du vérin et la force exercée par la sphère sur la paroi abdominale ont été enregistrés. A partir de ces données, les courbes force-déplacement ont été tracées pour le dernier (6^{ème}) cycle de chargement. Nous avons décidé d'extraire une valeur de raideur globale (en N/mm) pour chaque essai. Comme la déformation moyenne, cette raideur est un paramètre global permettant de comparer les trois états de la paroi abdominale. Cette raideur a été calculée comme étant la pente de la courbe déterminée par régression linéaire entre 26 et 30 mm de déplacement. Nous avons choisi de déterminer cette raideur dans un intervalle de déplacement, car le même déplacement a été imposé pour toutes les parois quel que soit leur état. Les bornes de cet intervalle ont été choisies de manière arbitraire. Toutefois, cet intervalle de déplacement définit une zone quasi-linéaire commune pour toutes les parois abdominales testées. Nous nous sommes arrêtés à 30 mm de déplacement, car au-delà la paroi n'a pas été sollicitée lors du précyclage. Les différences

relatives de raideur ont été calculées entre deux états, $\Delta S_{state_1 - state_2} = \frac{S_{state_2} - S_{state_1}}{S_{state_1}} \times 100$, où

S est la raideur.

2.2.6. Analyse statistique

Afin d'évaluer l'influence de l'état (sain, lésé, réparé) sur la réponse mécanique de la paroi abdominale, une analyse statistique a été réalisée. Le test non-paramétrique de Wilcoxon (Wilcoxon, 1945) pour échantillons appariés a été utilisé. Une valeur de $p < 0,05$ a été choisie comme seuil de signification. Les paramètres étudiés sont la raideur et la déformation moyenne. L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel Unistat (Londres, Angleterre).

2.3. Résultats

2.3.1. Influence de la durée des tests sur le comportement d'une paroi abdominale

Pour les deux sollicitations, la réponse mécanique de la paroi abdominale est élastique non-linéaire, avec une allure de courbes forces/déplacements en J, typique des tissus mous biologiques. Les courbes de charge et de décharge ne se superposent pas. A titre d'exemple, les courbes forces déplacement sont données pour le chargement par contact (cas (b)) en Figure 35. Une réponse mécanique similaire a été obtenue à 3 heures d'intervalle pour le chargement par pression et par contact, avec des différences de raideur respectives d'environ 5% et 10%.

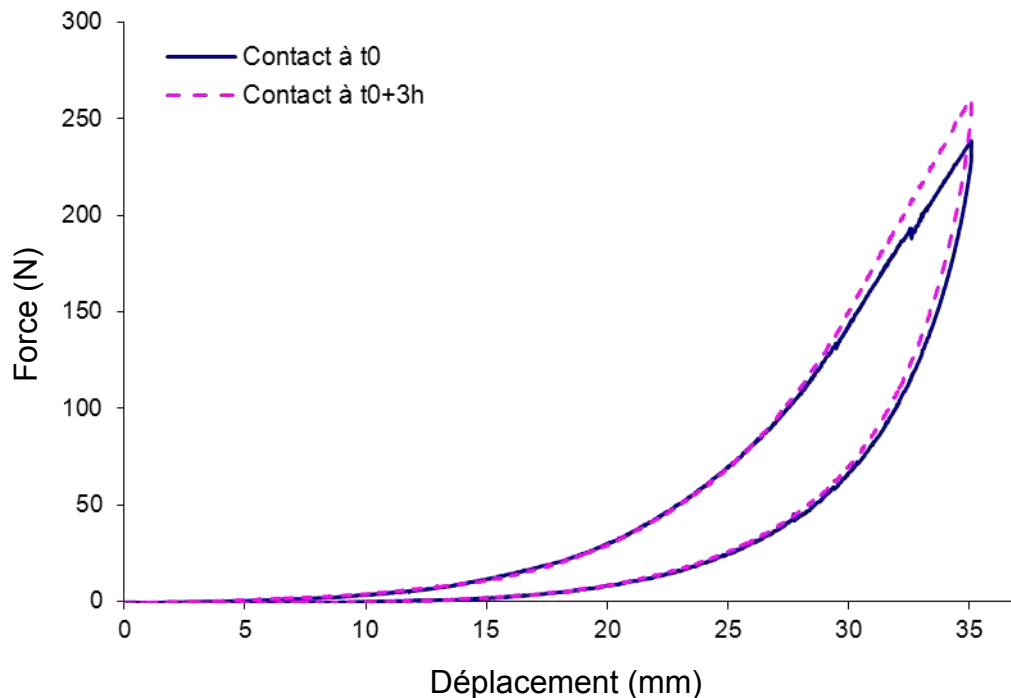


Figure 35. Courbes force-déplacement d'une paroi abdominale intacte sollicitée par contact à 3h d'intervalle.

2.3.2. Déformations des surfaces internes et externes pour le cas sain.

Les déformations simultanées des surfaces interne et externe ont pu être obtenues uniquement pour les parois abdominales saines, au cours du chargement par pression.

Les champs de déformation sur les surfaces interne et externe présentent des cartographies différentes comme illustré sur la Figure 36.

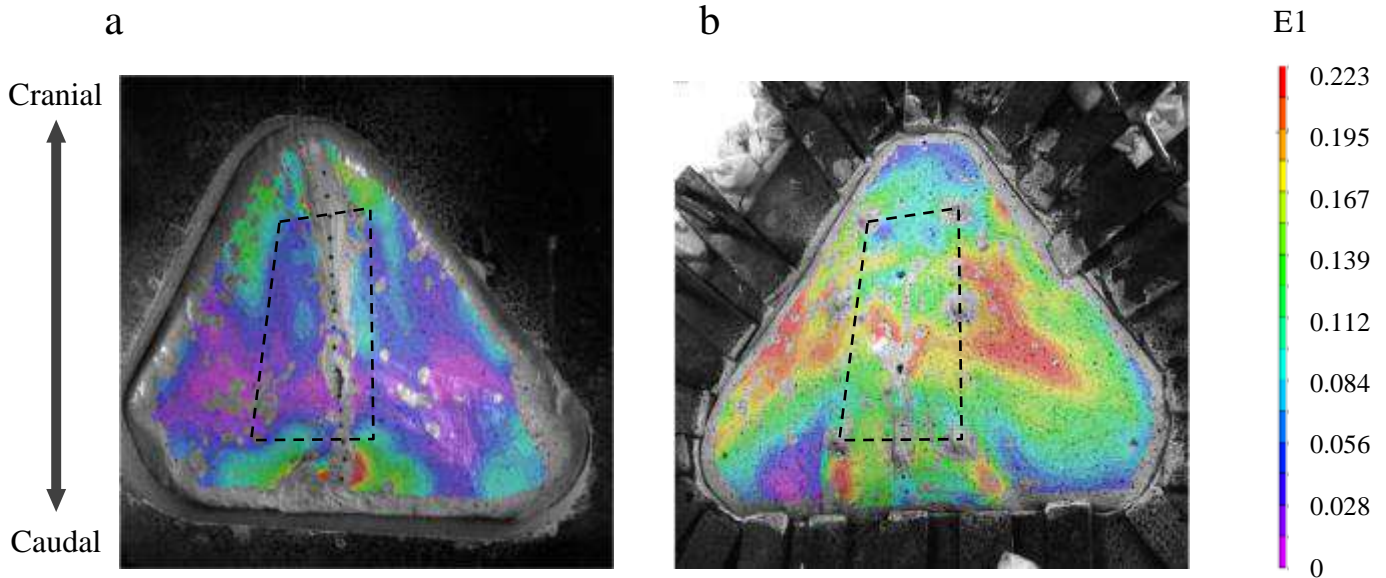


Figure 36. Champs de déformation de Lagrange dans la direction principale E1 sur les surfaces interne (a) et externe (b) de la paroi abdominale soumise à un chargement par pression de 50 mmHg. Les déformations moyennes ont été calculées dans la zone centrale entre les pointillés.

Il ne semble pas y avoir de lien entre la surface interne et la surface externe. La localisation des zones de déformations maximales sur la surface interne ne correspond pas à la localisation des zones de déformations maximales sur la surface externe. Sur la surface interne, une région de grande déformation a été observée près du bord inférieur du montage. Sur les parois internes saines, on observe près du bord supérieur, une zone de plus grande déformation. Cette zone correspond à un bourrelet qui s'est créé lors du serrage de la paroi, lié probablement à la plus grande épaisseur de la paroi à cette localisation (épaisseurs mesurées aux points D, E et F (Figure 23 ; Tableau 6)). Concernant les cartographies des parois externes, il y a moins de déformation au niveau du bord inférieur du montage et plus précisément au niveau des 3 angles du triangle.

Les valeurs moyennes des déformations locales dans la zone centrale pour les surfaces interne et externe sont présentées à une pression de 50 mmHg dans le Tableau 7 . Les déformations moyennes dans la zone centrale pour la surface externe (13,7 (2,1) %) étaient près de 2,6 fois plus importantes que les déformations moyennes de la surface interne (5,3 (0,7) %).

Tableau 7. Valeurs de déformation moyennes E1 calculées sur les surfaces interne et externe de chaque paroi abdominale à 50 mmHg.

| | E1 (%) Surface interne | E1 (%) Surface externe | Ratio E1 Ext. / E1 Int. |
|-------------------|---------------------------|---------------------------|----------------------------|
| Paroi 1 | 4.4 | 13.7 | 3.1 |
| Paroi 2 | 4.5 | 17.3 | 3.8 |
| Paroi 3 | 5.6 | 13.4 | 2.4 |
| Paroi 4 | 5.0 | 10.8 | 2.1 |
| Paroi 5 | 6.6 | 14.9 | 2.3 |
| Paroi 6 | 5.5 | 12.0 | 2.2 |
| <i>Moyenne</i> | <i>5.3</i> | <i>13.7</i> | <i>2.6</i> |
| <i>Ecart-type</i> | <i>0.7</i> | <i>2.1</i> | <i>0.6</i> |

2.3.3. Influence d'une lésion et d'une réparation sur le comportement de la paroi abdominale.

En premier lieu, les expérimentations ont permis de recréer une éventration *in vitro*. Lors du chargement par pression, les bords de la lésion se sont écartés et une bosse, comme en clinique, a été observée sur la surface externe de la paroi abdominale (Figure 37).

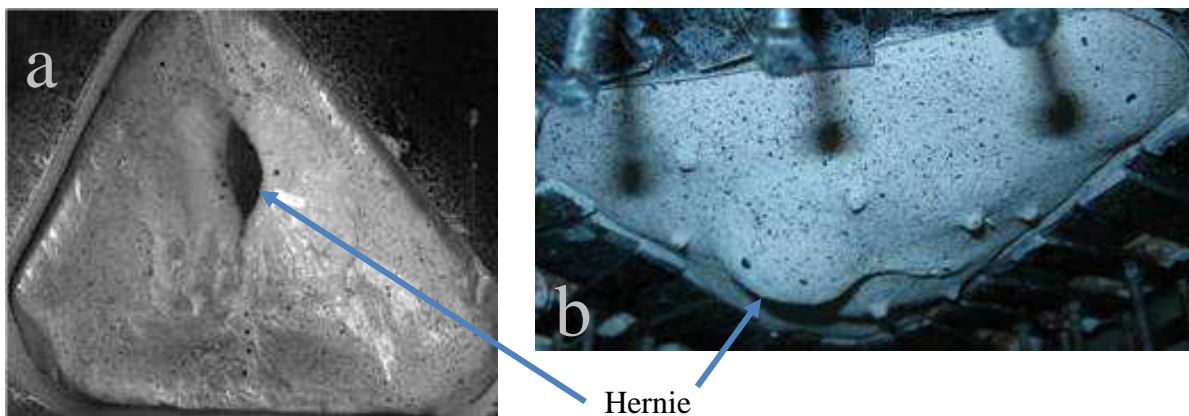


Figure 37. Observation d'une éventration sur la surface interne (a) et externe (b) d'une paroi lésée au cours du chargement par pression.

Ensuite, pour le chargement par contact, les courbes moyennes pour les trois états étudiés ont été représentées sur la Figure 38.

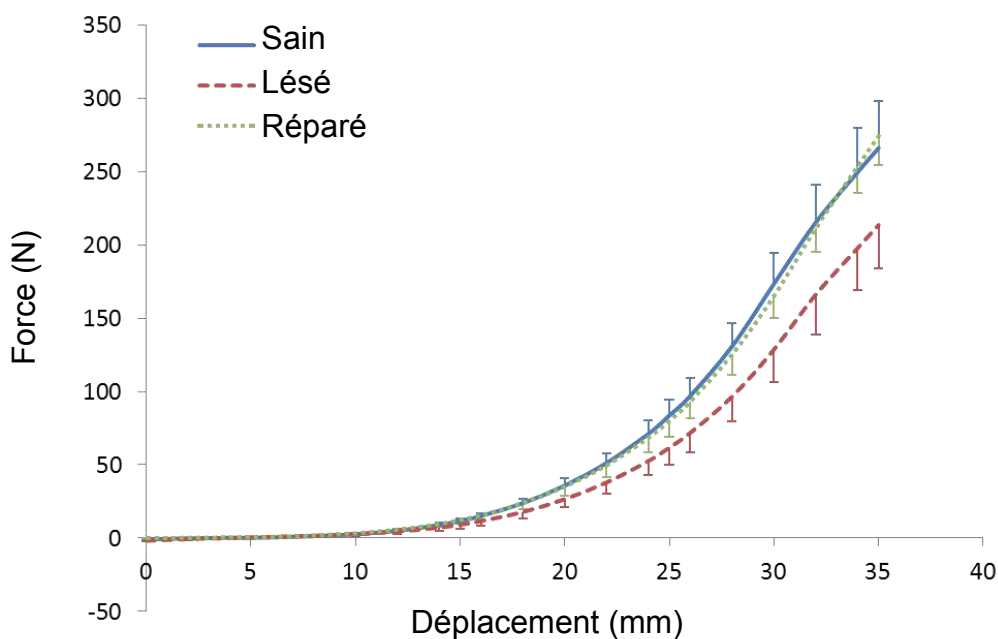


Figure 38. Courbes force-déplacement moyennes (n=6) pour les trois états de chargement par contact. Barre d'erreurs : 1 écart type.

Pour quatre des six parois (1, 2, 5, 6), les courbes de réponse de l'état sain et du cas réparé sont similaires, et la courbe de réponse du cas lésé est plus faible. Les raideurs moyennes calculées à partir des courbes pour chaque état sont présentées en Figure 39.

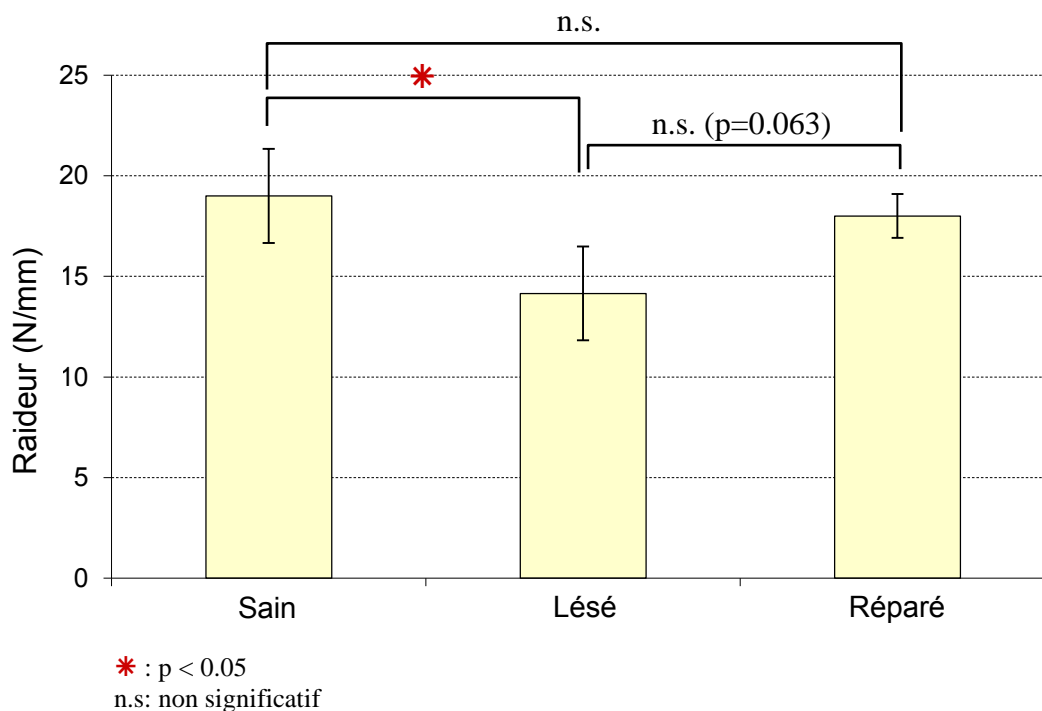


Figure 39. Raideur moyenne calculée pour le chargement par contact pour chaque état : sain, lésé et réparé (n=6). Barre d'erreurs : écart type.

Les parois saines ont en moyenne une raideur de 19 (2) N/mm. La lésion réduit de manière significative la raideur de la paroi abdominale ($p=0,03$) ; la raideur d'une paroi lésée est en moyenne de 14 (2) N/mm. La raideur moyenne des parois réparées, de 18 (1) N/mm, est similaire à la raideur moyenne des parois saines ($p=0,43$). La présence d'un implant semble restaurer et uniformiser la réponse de la paroi. En effet, on observe le plus faible coefficient de variation pour l'état réparé (6,1%).

Les différences de raideur relatives entre les trois états testés sont résumées dans le Tableau 8. La raideur pour l'état lésé était en moyenne inférieure de 25% par rapport à celle pour l'état sain. Il y a une très faible différence de raideur relative entre les parois saines et réparées. La raideur pour l'état réparé était inférieure de 4% à la raideur de l'état sain.

Tableau 8. Différence de raideur relative entre les états de la paroi abdominale pour le chargement par contact

| | $\Delta S_{\text{sain-lésé}}$ (%) | $\Delta S_{\text{sain-réparé}}$ (%) | $\Delta S_{\text{lésé-réparé}}$ (%) |
|-------------------|-----------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|
| Paroi 1 | -32 | -4 | 42 |
| Paroi 2 | -26 | 3 | 39 |
| Paroi 3 | -17 | -24 | -9 |
| Paroi 4 | -10 | 23 | 37 |
| Paroi 5 | -43 | -12 | 55 |
| Paroi 6 | -21 | -7 | 18 |
| <i>Moyenne</i> | <i>-25</i> | <i>-4</i> | <i>30</i> |
| <i>Ecart-type</i> | <i>11</i> | <i>15</i> | <i>21</i> |

Pour les deux types de chargement (pression et contact), les champs de déformation des cas lésés et réparés présentent des distributions comparables entre toutes les parois. On peut observer les maxima de déformation au centre des parois, là où a été réalisée l'incision. Les minima de déformations se situent en périphérie, près des bords et principalement au niveau des angles du triangle. Les valeurs moyennes de déformations, calculées dans la zone centrale de la surface externe de la paroi abdominale pour tous les états et pour les deux types de chargement, sont rapportées dans le Tableau 9.

Tableau 9. Déformation moyenne de Lagrange dans la direction principale E1 calculée sur la surface externe pour le chargement par pression à 50 mmHg et pour le chargement par contact à 165N.

| | Déformation moyenne E1 (%) Pression (P=50 mmHg) | | | Déformation moyenne E1 (%) Contact (F=165N) | | |
|-------------------|--|-------------|-------------|--|-------------|-------------|
| | Sain | Lésé | Réparé | Sain | Lésé | Réparé |
| Paroi 1 | 13.7 | 25.9 | 20.7 | 11.0 | 14.4 | 13.2 |
| Paroi 2 | 17.3 | 22.4 | 20.2 | 23.0 | 26.9 | 19.8 |
| Paroi 3 | 13.4 | 18.3 | 17.7 | 15.5 | 19.2 | 15.3 |
| Paroi 4 | 10.8 | 24.6 | 15.3 | 12.5 | 19.1 | 14.4 |
| Paroi 5 | 14.9 | 23.3 | 22.2 | 15.2 | 21.1 | 15.0 |
| Paroi 6 | 12.0 | 28.7 | 21.6 | 9.8 | 17.1 | 12.6 |
| <i>Moyenne</i> | <i>13.7</i> | <i>23.9</i> | <i>19.6</i> | <i>14.5</i> | <i>19.6</i> | <i>15.0</i> |
| <i>Ecart type</i> | <i>2.1</i> | <i>3.2</i> | <i>2.4</i> | <i>4.3</i> | <i>3.9</i> | <i>2.3</i> |

Pour chaque type de chargement, la lésion a une influence significative sur les déformations moyennes de la paroi abdominale ($p=0,03$). Une différence significative concernant les déformations a été trouvée entre les états sains et réparés pour le chargement par pression ($p=0,03$), alors qu'aucune différence significative n'a été trouvée pour le chargement par contact ($p=0,81$).

Les déformations calculées le long des axes longitudinal et transverse sont reportées dans le Tableau 10 et sont représentées sous forme d'histogrammes en

Tableau 10. Déformations moyennes calculées le long des directions longitudinale et transverse de la paroi abdominale à une pression de 50 mmHg.

| | Déformation moyenne (%) le long de l'axe longitudinal | | | Déformation moyenne (%) le long de l'axe transverse | | |
|-------------------|--|-------------|-------------|--|-------------|-------------|
| | Sain | Lésé | Réparé | Sain | Lésé | Réparé |
| Paroi 1 | 11,2 | 18,6 | 16 | 9,6 | 13,8 | 12,8 |
| Paroi 2 | 9,4 | 16,7 | 13,8 | 10 | 14,1 | 14,3 |
| Paroi 3 | 7 | 9,6 | 12,5 | 10,1 | 13 | 15,6 |
| Paroi 4 | 8,6 | 13,8 | 13,4 | 6,4 | 20,8 | 11,7 |
| Paroi 5 | 10,4 | 23,9 | 20,3 | 9,5 | 20,2 | 20,2 |
| Paroi 6 | 8,3 | 19,8 | 19,3 | 5,6 | 9,7 | 17,4 |
| <i>Moyenne</i> | <i>9,2</i> | <i>17,1</i> | <i>15,9</i> | <i>8,5</i> | <i>15,3</i> | <i>15,3</i> |
| <i>Ecart type</i> | <i>1,4</i> | <i>4,5</i> | <i>3,0</i> | <i>1,8</i> | <i>4,0</i> | <i>2,8</i> |

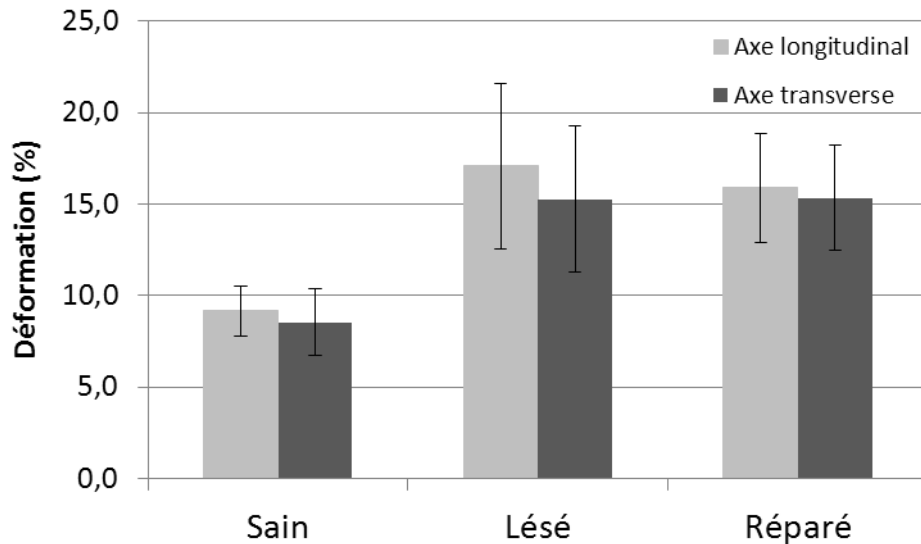


Figure 40. Déformations moyennes calculées le long des directions longitudinale et transverse à une pression de 50 mmHg pour chaque état : sain, lésé et réparé (n=6). Barre d'erreurs : 1 écart type.

Concernant la différence entre les trois états, les déformations le long des deux axes perpendiculaires de la paroi abdominale montrent les mêmes observations que le calcul des déformations moyennes sur la zone centrale de la paroi abdominale. Une plus grande déformation a été observée pour l'état lésé dans les deux directions orthogonales. La réparation avec prothèse semble diminuer légèrement les déformations de la paroi abdominale dans les deux directions mais aucune différence significative n'a été trouvée entre les états lésé et réparé. Une élongation plus grande a été observée dans la direction longitudinale que dans la direction transverse pour chaque état (exemple pour le cas réparé : 15,9 (3,0) % et 15,3 (2,8) %), mais cette différence n'est pas statistiquement significative.

2.4. Discussion

Cette première partie de mon travail de thèse a permis la mise en place d'un protocole expérimental sur la caractérisation globale d'une même paroi abdominale pour 3 états (saine, lésé, réparé) et pour deux modes de chargement. La première sollicitation appliquée a été une sollicitation de mise en pression avec de l'air identique à une procédure de coelioscopie afin de simuler la pression intra abdominale. La paroi a ensuite été soumise à un contact direct simulant le chargement du contenu abdominal. En réalité, les sollicitations appliquées sur la paroi sont une combinaison de ces deux types de chargement.

Schwab et al. (2007) [62] et Binnebosel et al. (2006) [7] ont également réalisé un chargement par pression sur paroi réparée. Cependant, ils ne se sont pas intéressés à l'influence de l'implant sur le comportement de la paroi. Aussi, ils n'ont pas testé une paroi abdominale réelle mais une membrane en silicone aux propriétés comparables à celles de la paroi abdominale et recouverte de tissus musculaires de porc.

Le test d'une paroi intacte sur une journée a montré que l'évolution de la réponse mécanique d'une paroi abdominale est faible (différence relative de 10% pour la raideur). Ainsi, la durée du test sur une même paroi abdominale a une influence limitée sur son comportement. Les différences observées entre chaque configuration devraient donc être attribuées au changement d'état et non à la durée du protocole.

Au cours des essais de mise en pression et de chargement par contact, la paroi abdominale a été préconditionnée, afin d'atteindre une réponse mécanique stabilisée, ce qui limite la variabilité pour évaluer diverses conditions. Les études sur la paroi abdominale sont souvent partagées quant au préconditionnement des tissus. Hwang et al. [34] et Hernandez et al. [29] ont préconditionné les muscles de la paroi abdominale. En revanche, les membranes de la paroi abdominale (ligne blanche et gaine des muscles droits) n'ont pas été préconditionnées pour ne pas dégrader les tissus et affecter leurs propriétés mécaniques [23, 50].

Ce protocole a été réalisé sur des parois abdominales porcines, car elles sont plus accessibles que les parois abdominales humaines. De nombreuses parois ont été testées avant de mettre au point un protocole valable. De plus, les expérimentations sur paroi de porcs nous ont permis de valider la répétabilité de notre protocole. Pour six spécimens avec peu de variabilité inter-individuelle (cochons de même âge, 4-5 mois, et de même poids, environ 45 kg) et avec des conditions aux limites très contraintes, une variabilité relativement faible a été observée entre les données de raideur, avec des variations de l'ordre de 12,3 % pour l'état sain, 16,5% pour l'état lésé et 6% pour l'état réparé.

Cette étude permet également d'évaluer l'influence d'une lésion et d'une réparation avec une prothèse sur le comportement de la paroi abdominale. Une lésion diminue la raideur de la paroi abdominale saine de 25% environ, et augmente les déformations moyennes de la paroi d'environ 74% et 35% respectivement pour le chargement par pression et par contact. La présence d'une prothèse en configuration post-opératoire immédiate sur une paroi lésée permet de restaurer les raideurs à des valeurs non significativement différentes de celles d'une paroi saine. D'autres études se sont intéressées à la paroi abdominale réparée, mais lorsque la prothèse était intégrée à la paroi. Konderding et al. (2011) [42] ont comparé la réponse de différentes prothèses intégrées à une paroi abdominale mais sans se référer au comportement d'une paroi abdominale saine. Ce n'est pas le cas de l'étude de Hernández-Gascón et al. (2012) [31] qui ont évalué la réponse d'une paroi abdominale réparée et l'ont comparé à la

réponse d'une paroi saine. Cependant, cette réponse a été obtenue par essais de traction uniaxiale.

Pour la première fois, la présente étude fournit des données sur les champs de déformation de la paroi abdominale pour la surface interne et la surface externe. Sczymczak et al. (2012) [69] ont souligné l'intérêt d'étudier la surface interne d'une paroi abdominale puisque c'est là qu'ont lieu les éventrations. Cependant, comme ils ont réalisé des expérimentations *in vivo*, ils ont seulement pu considérer la surface externe de la paroi abdominale. Les déformations moyennes calculées sur la surface externe de la paroi abdominale se sont trouvées être en moyenne 2,6 fois plus importantes que celles calculées sur la surface interne de la paroi abdominale. Pour une étude *in vivo*, seule la surface externe de la paroi abdominale peut être mesurée. On ne sait pas exactement si le ratio moyen trouvé entre les déformations interne et externe peut être appliqué à cause de la différence des conditions aux limites et de l'activité musculaire. Aussi, les variations de ce ratio de spécimen à spécimen sont relativement élevées (23,3 %). Cela suggère qu'une grande incertitude serait associée à l'estimation des déformations sur la surface interne uniquement basée sur les déformations externes.

Concernant la présente étude, certaines limitations peuvent être soulignées. L'influence de la congélation n'a pas été considérée. Cependant, la littérature est souvent contradictoire sur les effets de la congélation des tissus mous [12, 15, 61, 74, 77]. Pendant le prélèvement, il n'y avait pas l'opportunité de mesurer la courbure de la paroi abdominale et le raccourcissement des tissus. Ainsi, la courbure et la tension initiales n'ont pas pu être reproduites *ex vivo*. Néanmoins, une courbure a été induite à la paroi pour se rapprocher des conditions géométriques *in vivo*.

L'anisotropie de la déformation a été évaluée dans cette étude, mais l'analyse est limitée par la forme du dispositif expérimental qui n'est pas symétrique. L'intérêt de la forme triangulaire était de tester le plus de matière possible. Cependant, les résultats obtenus sont en accord avec les études analysant les déformations de la surface externe de parois abdominales *in vivo* [66, 69]. De plus, les conditions aux limites appliquées lors de cette étude sont très fortes par rapport à l'*in vivo*. En effet, lors de la fixation de la paroi, nous avons contraint la paroi à ne pas se déplacer sur tout son pourtour. En réalité la partie supérieure de la paroi abdominale s'insère sur les côtes, et ainsi fixée, elle peut se déplacer durant la respiration suivant le mouvement de la cage thoracique. De plus, la paroi antérolatérale de l'abdomen n'est pas directement reliée à une structure osseuse latéralement, mais elle est rattachée aux muscles de la paroi abdominale postérieure. Toutefois, les conditions aux limites étaient bien contrôlées. On a essayé de contrôler un maximum de facteurs pour pouvoir mieux comprendre la variabilité de la réponse mécanique de la paroi abdominale. A cause de ces conditions aux limites spécifiques, les résultats de stéréo-corrélation ont montré des artefacts au niveau des bords du montage pour le chargement par pression. Ainsi, l'analyse des cartographies de déformations a été restreinte à la partie centrale de la paroi abdominale limitée par les tétons.

2.5. Conclusion

Un protocole expérimental permettant la caractérisation globale *ex vivo* de la paroi abdominale a été mis au point et validé sur des spécimens porcins. Ce protocole permet d'évaluer la réponse mécanique d'une même paroi abdominale porcine sous trois états : sain, lésé et réparé à l'aide d'un implant, et sous deux modes de chargement. Nous avons observé qu'une incision augmentait les déformations moyennes et réduisait les valeurs de raideur globale comparé à une paroi abdominale saine, et que la mise en place d'un implant permettait de restaurer le comportement de la paroi saine. Ce protocole nous permet également d'observer simultanément le comportement de la surface interne et externe de la paroi abdominale et nous permet de quantifier les différences de distribution des déformations de la paroi abdominale.

Les méthodologies ayant été validées sur des spécimens animaux, les expérimentations vont maintenant être appliquées sur des parois abdominales humaines *ex vivo*. Des modifications seront apportées à ce protocole afin de l'améliorer. Ainsi, la zone exposant la paroi abdominale sera d'une forme symétrique pour pouvoir étudier les déformations de la paroi suivant deux directions perpendiculaires.

Chapitre 3. Caractérisation *ex vivo* de la paroi abdominale humaine : saine, lésée, réparée

3.1. Introduction

Les méthodologies et le protocole ayant été validés par une campagne d'expérimentation sur parois abdominales de porc, ils sont, dans ce chapitre, appliqués sur des parois abdominales humaines. Comme pour l'animal, l'objectif de ces essais est d'obtenir des connaissances sur le comportement global de la paroi abdominale. Plus précisément, ces essais permettent d'avoir des données sur la réponse mécanique de la paroi abdominale aussi bien sur la surface interne que sur la surface externe. Le protocole permet de tester une paroi abdominale sous trois états différents et ainsi d'observer l'influence sur le comportement de la paroi abdominale d'une lésion et d'une réparation avec un implant situé en position intrapéritonéale et en configuration post-opératoire immédiat. Le but de ces essais est également d'acquérir des données pour développer et valider un modèle en éléments finis de la paroi abdominale dans un projet connexe.

3.2. Matériel et méthodes

3.2.1. Préparation des échantillons

Six parois abdominales antérolatérales ont été prélevées sur des sujets humains provenant du Département d'anatomie de l'Université de Lyon, dans le cadre du programme de donation de corps à la science. Les sujets se composent de 4 hommes et 2 femmes et présentent un âge de décès moyen de 76 ans (de 66 à 84 ans). Pour certains sujets, des mesures anthropométriques ont pu être effectuées avant le prélèvement des pièces anatomiques. Les caractéristiques des sujets sont données dans le Tableau 11.

Tableau 11. Caractéristiques des sujets humains

| N° Paroi | Sexe | Age | Poids (kg) | Taille (m) | IMC (kg.m ⁻²) |
|-------------------|------|------|------------|------------|---------------------------|
| Paroi H1 | M | 66 | 80 | 1,70 | 27,7 |
| Paroi H2 | M | 67 | 82 | 1,76 | 26,5 |
| Paroi H3 | F | 82 | 66,5 | 1,57 | 27 |
| Paroi H4 | M | 77 | - | - | - |
| Paroi H5 | M | 84 | - | - | - |
| Paroi H6 | F | 77 | - | - | - |
| Moyenne | | 75,5 | 76,2 | 1,68 | 27,1 |
| Ecart-type | | 6,8 | 6,9 | 0,1 | 0,6 |

Comme pour l'animal, lors du prélèvement, les parois abdominales ont été découpées le long de la cage thoracique et du pubis, et les incisions latérales ont été réalisées entre les crêtes iliaques et le bas de la cage thoracique (Figure 41).

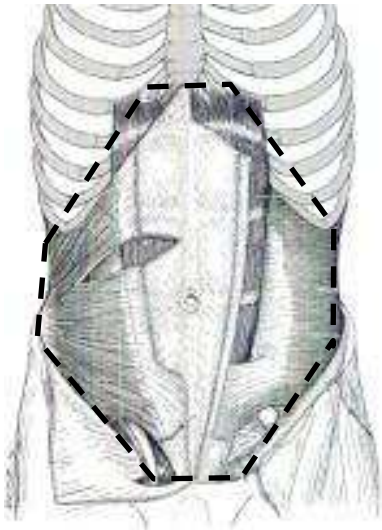


Figure 41. Zone de prélèvement de la paroi abdominale humaine (*Atlas aide-mémoire d'anatomie, Rouvière*)

L'ensemble des composants comprenant les muscles, les aponévroses, le péritoine, le tissu adipeux et la peau ont été considérés. Après prélèvement, les parois abdominales ont été congelées à -20°C . La veille des essais, les parois ont été décongelées à température ambiante. Si besoin, la surface externe de la paroi a été rasée. Des mesures de hauteur et de largeur des parois ont été réalisées au mètre ruban (Figure 42.a. et b.) et sont reportées dans le Tableau 12. Les parois abdominales présentent une hauteur moyenne de 28 cm et une largeur de 37 cm.

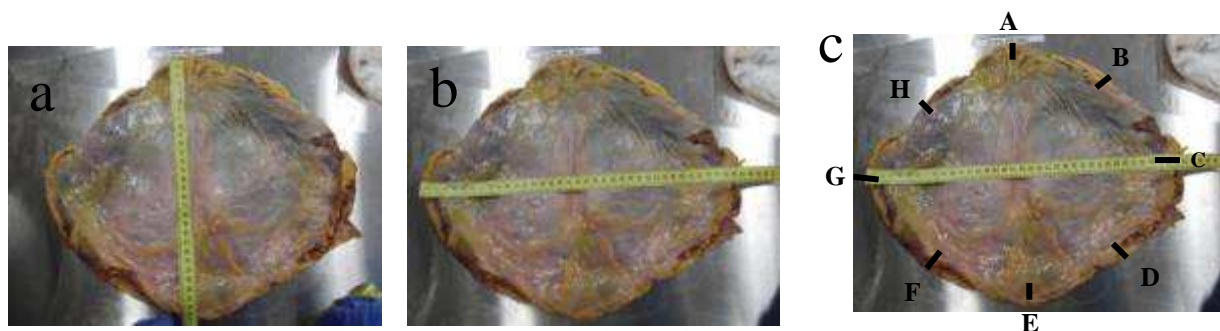


Figure 42. Mesures de la paroi abdominale : (a) hauteur ; (b) largeur ; (c) épaisseur.

Tableau 12. Dimensions des parois abdominales

| N° Paroi | Hauteur (cm) | Largeur (cm) |
|-------------------|--------------|--------------|
| Paroi H1 | 25 | 38 |
| Paroi H2 | 28 | 37 |
| Paroi H3 | 25 | 38 |
| Paroi H4 | 31 | 33 |
| Paroi H5 | 26 | 42 |
| Paroi H6 | 30 | 34 |
| <i>Moyenne</i> | 27,5 | 37 |
| <i>Ecart-type</i> | 2,4 | 2,9 |

Des mesures d'épaisseur ont également été réalisées au pied à coulisse. Plusieurs relevés ont été effectués sur toute la périphérie de la paroi (Figure 42 ; Tableau 13). Les parois abdominales n'ont pas une épaisseur constante sur tout leur pourtour, et ont une épaisseur moyenne plus importante au niveau de l'insertion sur le processus xiphoïde et sur le pubis. Les parois abdominales humaines présentent une épaisseur moyenne de 21 (\pm 6) mm.

Tableau 13. Epaisseurs en mm des parois abdominales en différents points

| N° Paroi | A (mm) | B (mm) | C (mm) | D (mm) | E (mm) | F (mm) | G (mm) | H (mm) | <i>Moyenne</i> | <i>Ecart-type</i> |
|-------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|----------------|-------------------|
| Paroi H1 | 22 | 25 | 26 | 29 | 30 | 30 | 20 | 20 | 25 | 4 |
| Paroi H2 | 12 | 14 | 21 | 21 | 20 | 14 | 22 | 12 | 17 | 4 |
| Paroi H3 | 39 | 32 | 35 | 32 | 34 | 25 | 33 | 31 | 33 | 4 |
| Paroi H4 | 22 | 20 | 19 | 16 | 22 | 16 | 20 | 19 | 19 | 2 |
| Paroi H5 | 15 | 18 | 18 | 10 | 9 | 8 | 16 | 13 | 13 | 4 |
| Paroi H6 | 26 | 18 | 16 | 17 | 28 | 21 | 16 | 18 | 20 | 4 |
| <i>Moyenne</i> | 23 | 20 | 23 | 21 | 24 | 19 | 21 | 19 | | |
| <i>Ecart-type</i> | 9 | 6 | 6 | 8 | 8 | 7 | 6 | 6 | | |

3.2.2. Dispositif expérimental

Le même dispositif expérimental que pour les animaux a été utilisé. La paroi a été fixée entre une plaque d'aluminium et une plaque de caoutchouc. La forme et les dimensions des parois abdominales humaines étant différentes de celles des animaux, le trou des plaques exposant la surface d'intérêt a été modifié (Figure 43). D'après le schéma du prélèvement (Figure 41), les parois abdominales une fois prélevées devraient avoir une forme hexagonale. Or dans notre cas, les parois avaient des formes assez différentes les unes des autres (plutôt circulaire, plutôt octogonale...). Après observation et mesures de toutes les parois, il s'est avéré que la forme de trou octogonal correspondait bien pour toutes les parois. Les dimensions du trou ont été réduites, par rapport à l'animal, à une hauteur de 160 mm et à une largeur de 200 mm.

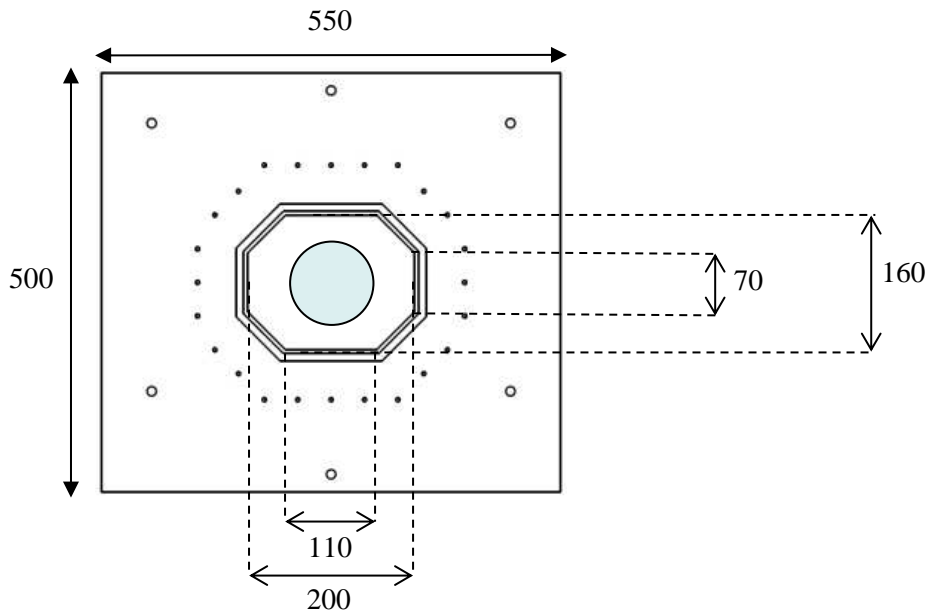


Figure 43. Dimensions en mm de la plaque en aluminium et du trou central pour les parois humaines

Comme pour la paroi animale, la paroi abdominale humaine a été positionnée sur un support hémisphérique lors de la fixation pour lui donner une courbure. La paroi a été serrée entre la plaque d'aluminium et la plaque de caoutchouc à l'aide des brides positionnées tout autour de la paroi. Le dispositif a ensuite été installé sur la machine d'essais (INSTRON 8802, High Wycombe, England). Là, la paroi a été soumise aux deux types de sollicitations : pression et contact. Pour le chargement par pression, les mêmes conditions ont été appliquées que pour le cochon, à savoir une mise en pression jusqu'à 50 mmHg répétée 6 fois de suite. Pour le cas du chargement par contact, les dimensions du trou de la plaque étant inférieures à celle de l'animal, le diamètre de la sphère de plexiglas venant appuyer sur la paroi a été diminué. Un diamètre de 10 cm a été choisi pour conserver le même rapport avec les dimensions de la zone d'intérêt que pour l'animal. Lors du chargement, la paroi a été préconditionnée par 5 cycles de 20 mm d'amplitude à une fréquence de 0.5 Hz. La paroi humaine étant plus petite que la paroi animale, le déplacement final a été réduit à 30 mm. De plus, au-delà de 30 mm de déplacement, la paroi n'a pas été sollicitée lors du précyclage.

Les 6 parois ont été sollicitées successivement par pression et par contact sous 3 états : sain, lésé et réparé (Figure 44).

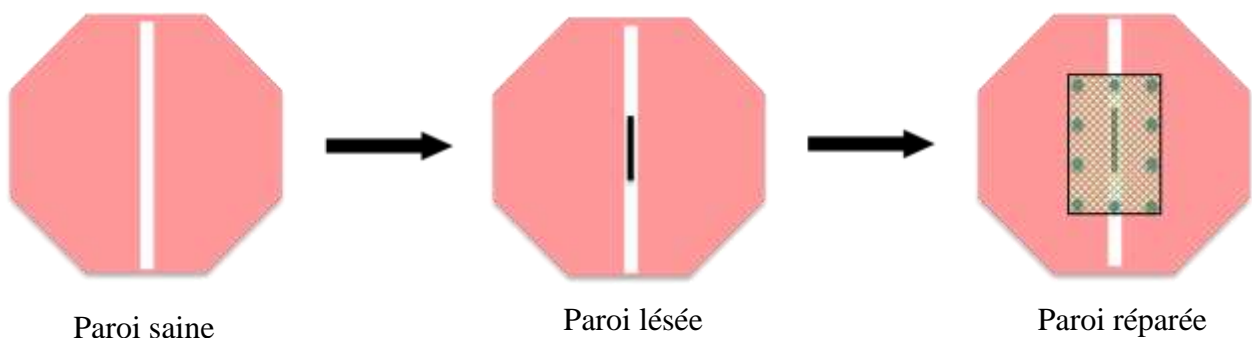


Figure 44. Schéma des 3 configurations d'essais

La lésion a été réalisée au centre de la ligne blanche et ses dimensions ont été réduites à une longueur de 4 cm (Figure 45). Comme pour les parois animales, la lésion a été remplie de vaseline puis recouverte d'un film de latex, afin d'éviter une infiltration d'air entre les composants de la paroi. Puis, pour le troisième temps de mesures, la paroi a été réparée avec un implant Parietex™ composite dont les dimensions ont été ajustées aux parois humaines. Les implants posés mesuraient 8*12 cm². Les implants ont été fixés à la paroi avec 16 tacks Absorbatack™ positionnés à 1 cm du bord de l'implant et espacés entre eux de 2 cm. Les implants ont également été recouverts d'un film plastique, type film alimentaire, pour éviter le passage de l'air entre l'implant et le péritoine (Figure 46).

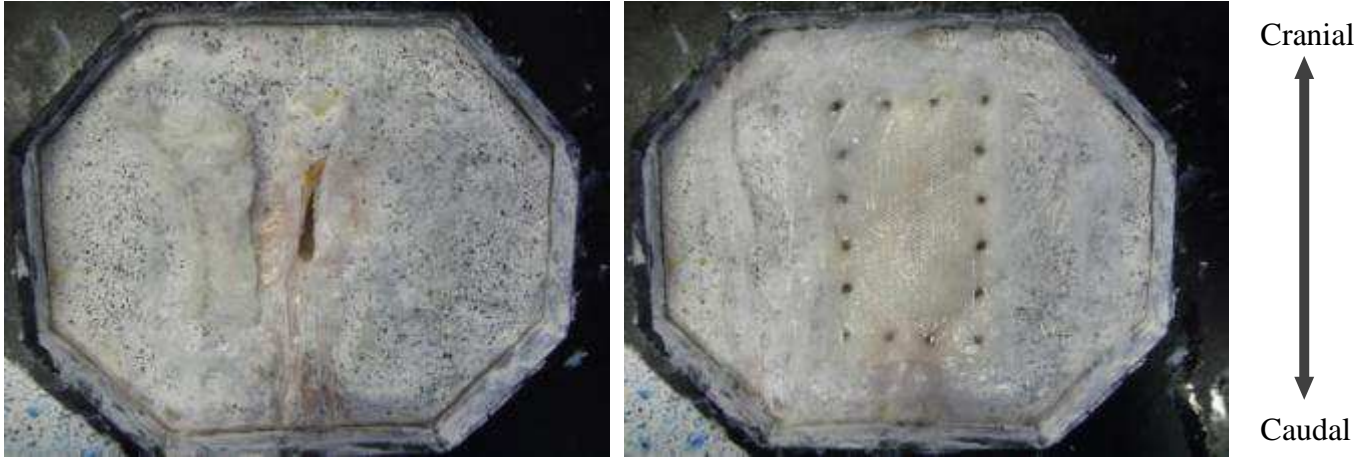


Figure 45. Paroi lésée

Figure 46. Paroi réparée

3.2.3. Mesures

Les mêmes mesures de pression et de force ont été réalisées que pour le protocole animal. Les faces interne et externe de la paroi abdominale ont été filmées à l'aide de 4 caméras PHOTRON SA3 (Tokyo, Japon). Un mouchetis a été appliqué sur les deux faces de la paroi pour permettre de déterminer les champs de déplacement et de déformation surfacique grâce au logiciel de corrélation d'images Vic 3D.

Lors des essais pour les états lésés et réparés, la surface externe de la paroi a été éclairée avec un laser. Le faisceau du laser était dirigé au niveau de la lésion. Après la lésion, il ne reste que l'épaisseur de peau au centre de la paroi. L'épaisseur de la paroi étant plus fine, la lésion est visualisable par transparence sur les vidéos des caméras du haut, c'est-à-dire celles filmant la surface interne. Cette technique permet de visualiser l'ouverture de la lésion même en présence de l'implant (Figure 47).

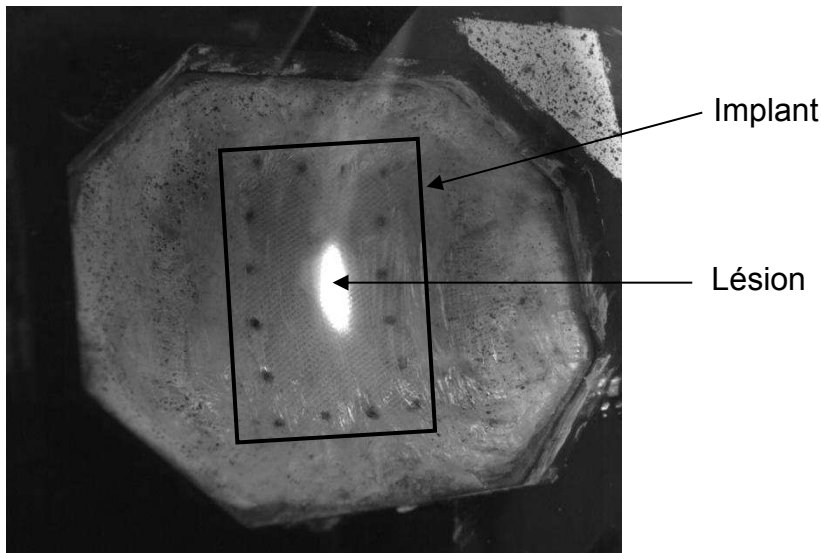


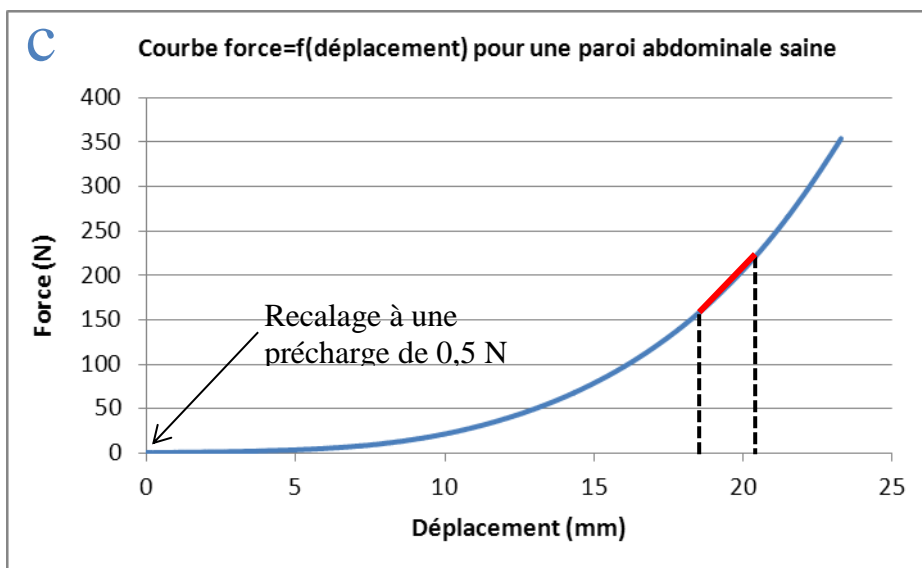
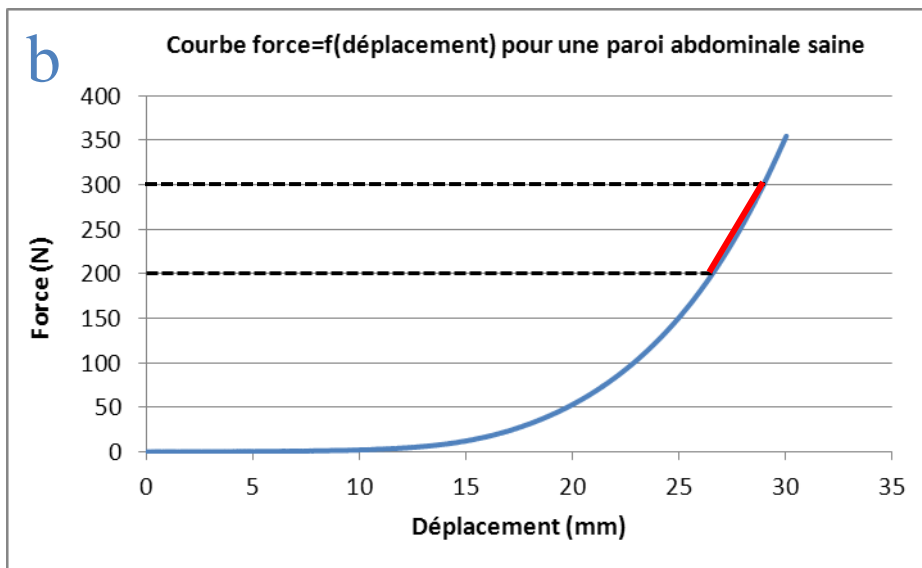
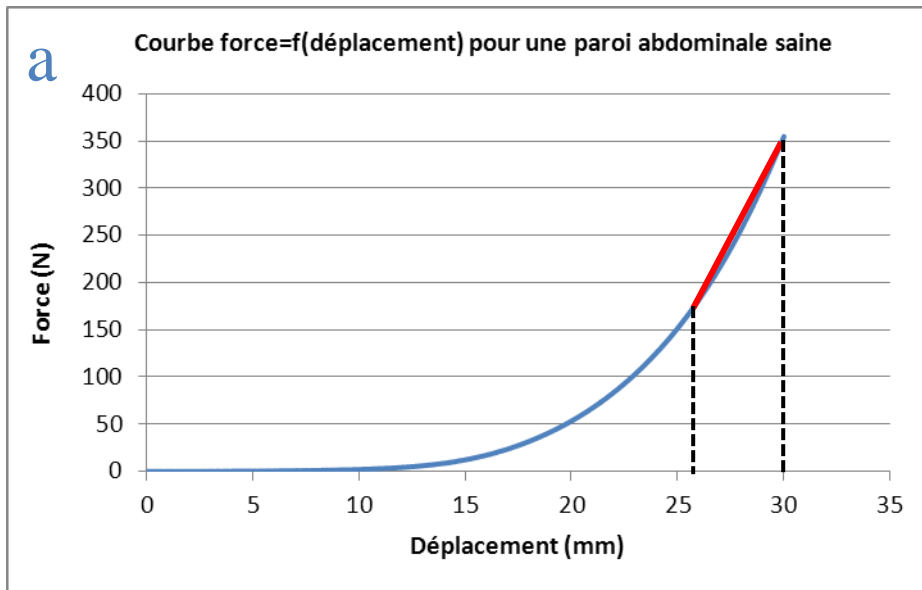
Figure 47. Visualisation de la lésion sous l'implant à l'aide d'un laser pendant les essais de mise en pression.

3.2.4. Analyse des données

Pour le chargement par contact, les courbes force – déplacement et force-position ont été tracées pour le dernier cycle de chargement. A partir de ces courbes, une raideur en N/mm a été déterminée.

La raideur a été calculée de 4 manières différentes (Figure 48) :

1. Elle a été calculée sur une zone de déplacement. Comme pour les parois animales, elle a été calculée comme étant la pente de la courbe entre 26 et 30 mm de déplacement.
2. Elle a été calculée sur une gamme d'effort. Les bornes d'effort ont été ajustées suivant les parois afin d'être dans la partie linéaire de la courbe. Ainsi toutes les parois n'ont pas les mêmes bornes.
3. Elle a été calculée sur une zone de déplacement, après recalage des données à une précharge de 0.5 N. La zone de déplacement choisie, entre 18,5 et 20.4 mm de déplacement, définit une zone linéaire identique pour toutes les parois testées.
4. Elle a été calculée à partir d'un effort de 50 N, sur un déplacement de 4 mm, déplacement maximum possible pour être commun à toutes les parois.



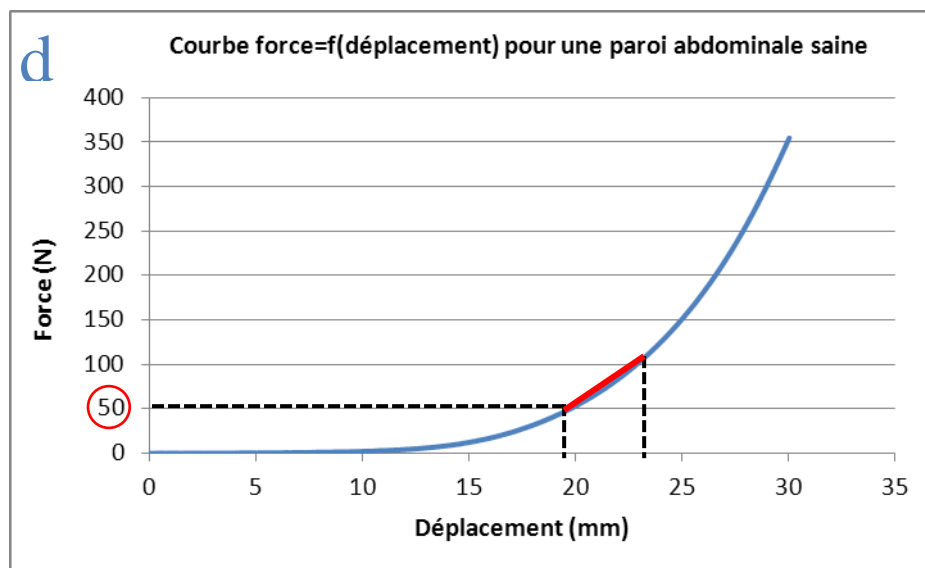


Figure 48. Les différentes méthodes pour calculer la raideur : (a) sur une zone de déplacement, entre 26 et 30 mm ; (b) sur une gamme d'effort ; (c) sur une zone de déplacement, entre 18,5 et 20,4 mm, après recalage des courbes à une précharge de 0,5N ; (d) sur une zone de déplacement de 4mm, après avoir atteint une force de 50N.

Comme pour l'animal, les cartographies de déplacement et de déformation ont été obtenues à l'aide du logiciel Vic 3D sur la surface externe, pour les deux types de chargement et pour les trois états. Les cartographies de déformation sur la surface interne ont pu seulement être recueillies pour le cas sain lors du chargement par pression. Lors du chargement par contact, la boule de plexiglas cache la surface interne. Pour les états lésés et réparés, la présence d'un film sur la surface interne de la paroi abdominale ne permettait pas de réaliser de corrélation sur cette surface. Cependant le suivi des bords de la lésion a pu être effectué au cours du chargement par pression. A partir de ces points, l'ouverture de la lésion en cours de chargement a pu être estimée. Pour les cas réparés, le suivi des tackers au cours du chargement par pression a également pu être réalisé.

A partir des cartographies, une valeur de déformation moyenne a pu être déterminée à partir des valeurs de déformation de Lagrange calculées par Vic 3D dans la première direction principale (E1). La déformation moyenne a été calculée sur 3 zones pour le cas sain : sur toute la zone d'intérêt, puis sur une zone plus réduite en enlevant une zone située près des bords du montage, et sur une zone encore plus réduite en enlevant une zone autour de l'ombilic (Figure 49).

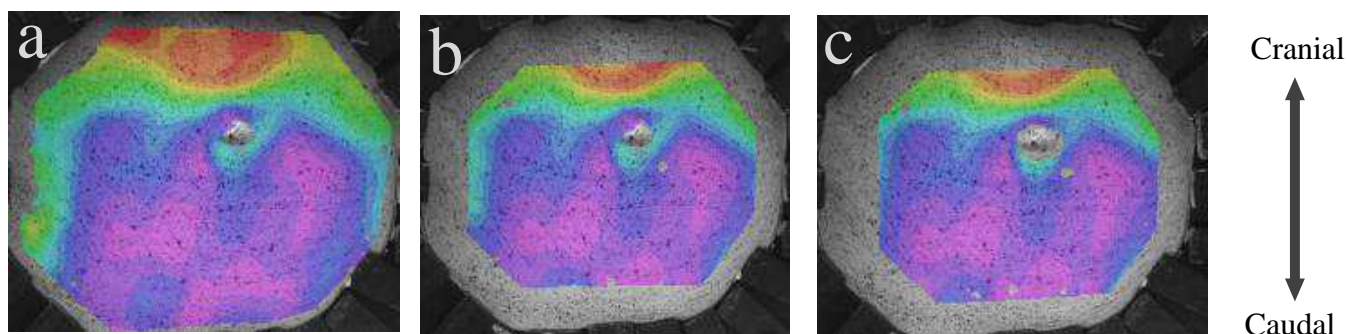


Figure 49. Les 3 zones de calcul de déformation moyenne pour l'état sain : (a) sur toute la zone d'intérêt ; (b) sur la zone d'intérêt en enlevant les bords ; (c) sur la zone d'intérêt en enlevant les bords et une zone autour de l'ombilic.

Peu de différences concernant les déformations moyennes ont été observées entre ces 3 zones (Tableau 14). Contrairement à l'animal, les cartographies de champs de déformation semblent peu affectées par les effets bords. Pour la suite de l'étude, la déformation moyenne considérée est celle calculée sur toute la zone d'intérêt.

Tableau 14. Déformations minimales, maximales et moyennes calculées par Vic 3D sur la surface externe pour toutes les parois saines pour les 3 zones : globale, sans bords, et sans bords et sans ombilic.

| | | Min (%) | Max (%) | Moyenne (%) |
|-----------------|--------------|---------|---------|-------------|
| Paroi H1 | Zone globale | 2,6 | 18,5 | 6,9 |
| | Sans bords | 3,1 | 16 | 6,2 |
| | Sans ombilic | 3,1 | 15,7 | 6 |
| Paroi H2 | Zone globale | 3 | 11,5 | 5,7 |
| | Sans bords | 3,7 | 11,6 | 6,1 |
| | Sans ombilic | 3,7 | 10,1 | 6,1 |
| Paroi H3 | Zone globale | 1,8 | 32 | 6,9 |
| | Sans bords | 3,2 | 31,9 | 7 |
| | Sans ombilic | 3,2 | 26,4 | 6,7 |
| Paroi H4 | Zone globale | 3,1 | 12,5 | 7,7 |
| | Sans bords | 5,7 | 11,3 | 7,8 |
| | Sans ombilic | 6 | 11 | 7,8 |
| Paroi H5 | Zone globale | 1,6 | 19 | 9,2 |
| | Sans bords | 4,2 | 19,6 | 9,5 |
| | Sans ombilic | 4,2 | 19 | 9,4 |
| Paroi H6 | Zone globale | 0,5 | 9,6 | 4,9 |
| | Sans bords | 1,7 | 9,6 | 5 |
| | Sans ombilic | 1,2 | 9,6 | 5 |

Les déformations ont également été calculées le long de deux directions perpendiculaires de la paroi abdominale : la direction longitudinale (le long de la ligne blanche) et la direction transverse.

3.2.5. Analyse statistique

Afin d'évaluer l'influence de l'état (sain, lésé, réparé) sur la réponse mécanique de la paroi abdominale, une analyse statistique a été réalisée. Le Test non-paramétrique de Wilcoxon (Wilcoxon, 1945) pour échantillons appariés a été utilisé. Une valeur de $p < 0,05$ a été choisie comme seuil de signification. Les paramètres étudiés sont la raideur et la déformation moyenne. L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel Unistat (Londres, Angleterre).

3.3. Résultats

3.3.1. Déformations des surfaces internes et externes pour le cas sain.

Comme pour les parois animales, les cartographies des champs de déformation des surfaces interne et externe de la paroi abdominale à la pression maximale de 50 mmHg ne présentent pas les mêmes distributions. La localisation des maximums de déformation sur la paroi interne ne correspond pas à celle des maximums de déformation de la face externe. Les valeurs de déformation moyenne E1 pour les surfaces internes et externes sont présentées dans le Tableau 15. La déformation moyenne sur la surface externe (6,9 (1,4) %) est environ 1,4 fois supérieure à la déformation moyenne calculée sur la surface interne (5,3 (1,3) %).

Tableau 15. Déformations moyennes E1 en % calculées par Vic 3D sur les surfaces interne et externe pour toutes les parois saines lorsque les parois sont soumises à une pression de 50 mmHg

| | E1 (%) Surface interne | E1 (%) Surface externe | Ratio E1 Ext. / E1 Int. |
|-------------------|---------------------------|---------------------------|----------------------------|
| Paroi H1 | 5,6 | 6,9 | 1,2 |
| Paroi H2 | 3,9 | 5,7 | 1,5 |
| Paroi H3 | 3,7 | 6,9 | 1,9 |
| Paroi H4 | 7,1 | 7,7 | 1,1 |
| Paroi H5 | 6,6 | 9,2 | 1,4 |
| Paroi H6 | 4,6 | 4,9 | 1,1 |
| <i>Moyenne</i> | <i>5,3</i> | <i>6,9</i> | <i>1,4</i> |
| <i>Ecart-type</i> | <i>1,3</i> | <i>1,4</i> | <i>0,3</i> |

Les six parois abdominales présentent des champs de déformation différents sur leur surface externe. Aucun motif type n'est observé. En revanche, lorsqu'on regarde les champs de déformation sur les surfaces internes, quatre parois semblent présenter une symétrie par rapport à l'axe médian correspondant anatomiquement à la ligne blanche (Figure 50). Dans cette zone définie par la ligne blanche, les déformations observées sont plus faibles.

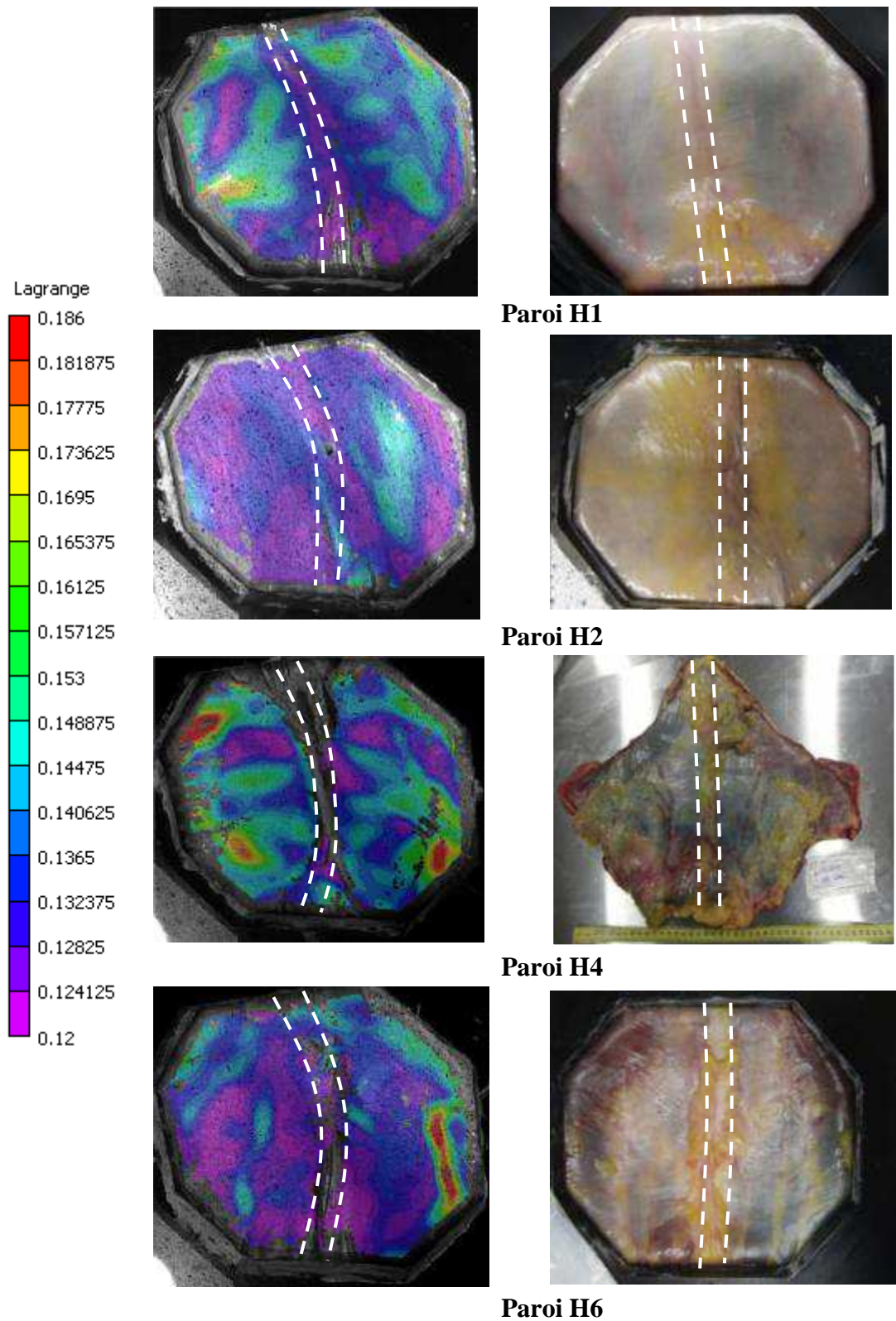


Figure 50. Lien entre les cartographies de déformations avec l'anatomie de la paroi abdominale. La ligne blanche est représentée en pointillé sur les cartographies et sur les photos des parois abdominales.

Pour les deux parois ne présentant pas cette tendance, des dissections ont été réalisées par le Dr. David Voirin (Chirurgien viscéral, CHU Grenoble) pour essayer d'observer des anomalies au niveau de la géométrie de la paroi abdominale. Ces dissections ont permis de mettre en évidence deux cas particuliers (Figure 51). Le premier cas a montré une dissymétrie au niveau du positionnement de la paroi lors du serrage. La ligne blanche n'était pas centrée par rapport au montage. Le second cas a montré une anomalie anatomique, à savoir un élargissement de la ligne blanche au centre (diastasis).

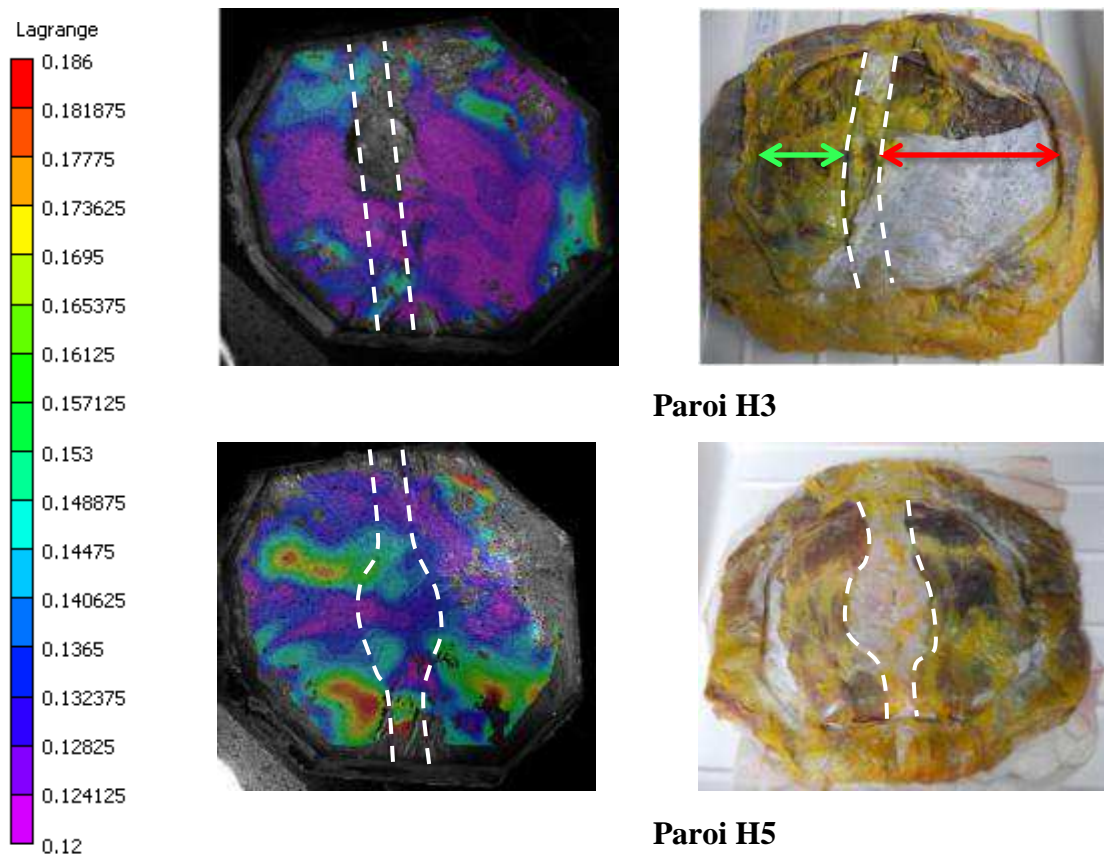


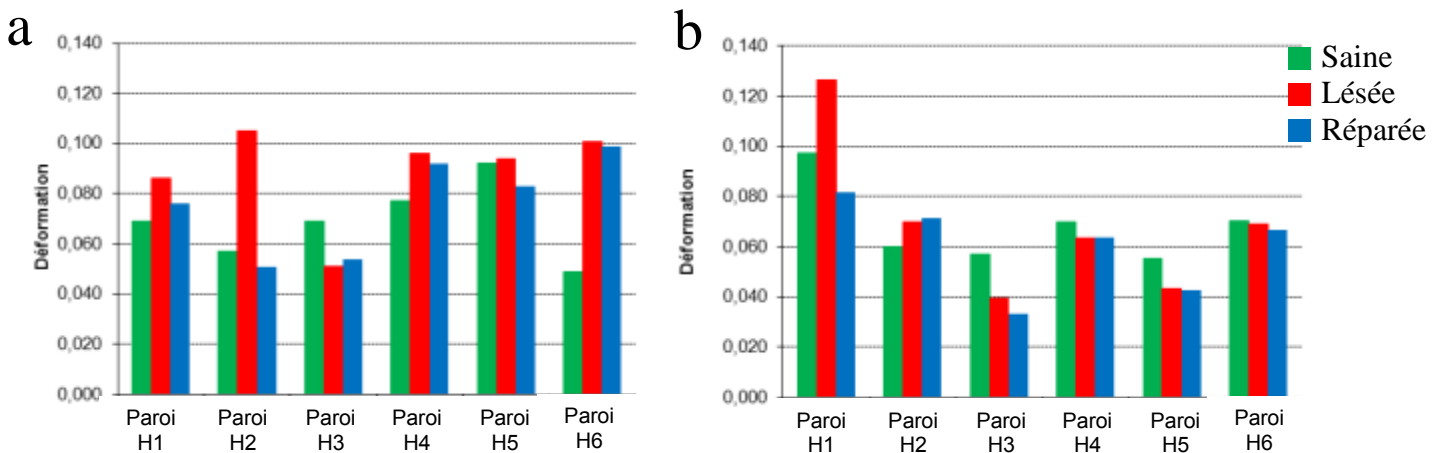
Figure 51. Cas particuliers observés après dissection pouvant expliquer la non symétrie sur l'axe médian : la paroi H3 présente une dissymétrie liée à son positionnement dans les mors ; la paroi H5 présente une ligne blanche élargie au niveau ombilical.

3.3.2. Influence d'une lésion et d'une réparation sur le comportement de la paroi abdominale.

Les déformations moyennes ont été calculées pour toutes les parois sur leur surface externe pour les cas sain, lésé et réparé. Ces données ont été obtenues pour les deux modes de chargement et sont reportées dans le Tableau 16. Les déformations moyennes ont été calculées pour une pression de 50 mmHg, pression maximale atteinte lors des essais de mise en pression. Pour le chargement par contact, elles ont été calculées pour une force de 89N, force maximale commune atteinte pour toutes les parois dans les trois états. Ces déformations moyennes ont également été représentées sous forme de graphes (Figure 52).

Tableau 16. Déformation moyennes E1 en % calculées sur la surface externe de chaque paroi, pour chaque état, pour chaque mode de chargement.

| | Déformation moyenne E1 (%) Pression (P=50 mmHg) | | | Déformation moyenne E1 (%) Contact (F=89N) | | |
|-------------------|--|------|--------|---|------|--------|
| | Sain | Lésé | Réparé | Sain | Lésé | Réparé |
| Paroi H1 | 6,9 | 8,6 | 7,6 | 9,1 | 12,6 | 8,2 |
| Paroi H2 | 5,7 | 10,5 | 5,1 | 6,0 | 7,0 | 7,1 |
| Paroi H3 | 6,9 | 5,1 | 5,4 | 5,7 | 3,9 | 3,3 |
| Paroi H4 | 7,7 | 9,6 | 9,2 | 7,0 | 6,3 | 6,3 |
| Paroi H5 | 9,2 | 9,4 | 8,3 | 5,5 | 4,3 | 4,3 |
| Paroi H6 | 4,9 | 10,1 | 9,9 | 7,0 | 6,9 | 6,7 |
| <i>Moyenne</i> | 6,9 | 8,9 | 7,6 | 6,8 | 6,9 | 6,0 |
| <i>Ecart-type</i> | 1,4 | 1,8 | 1,8 | 1,4 | 2,8 | 1,7 |

**Figure 52. Représentation graphique des déformations moyennes pour chacune des parois pour les 3 états : (a) pour le chargement par pression ; (b) pour le chargement par contact.**

La lésion n'a pas d'influence significative sur les déformations moyennes de la paroi abdominale pour les deux modes de sollicitation. Cependant, pour le chargement par pression, la lésion augmente d'environ 30% la déformation moyenne. Aucune différence significative n'a été trouvée entre le cas lésé et le cas réparé pour les deux types de sollicitation. Cependant, pour le chargement par pression, la réparation de la paroi avec un implant a diminué les déformations de la paroi de 15% par rapport à l'état lésé, revenant à une déformation moyenne plus proche de celle obtenue pour le cas sain.

Quand on regarde le comportement pour chacune des parois lors du chargement par pression, quatre d'entre elles montrent une augmentation de leur déformation après incision de la ligne blanche. La paroi H3 présente une diminution de sa déformation moyenne après lésion. L'incision ne semble pas modifier la déformation de la paroi H5. Ces deux parois, qui ont un comportement différent des autres, sont celles pour lesquelles des anomalies liées au

positionnement et à l'anatomie ont été observées. Pour ces deux parois la réparation avec implant ne semble pas avoir d'effet sur la déformation. Un faible effet de la pose de l'implant a été observé pour les parois H4 et H6 alors que leur déformation moyenne a été augmentée par la réalisation de la lésion.

Pour le chargement par contact, l'incision et la réparation avec l'implant ont une faible influence sur la déformation de cinq parois. Pour la paroi H1, la lésion augmente la déformation et la pose de l'implant diminue la déformation à une valeur inférieure à celle obtenue pour le cas sain.

Pour chacune des parois, des profils de position ont été tracés à l'instant initial et à une pression de 50mmHg pour chaque état. Ces profils correspondent à une coupe dans le plan transverse.

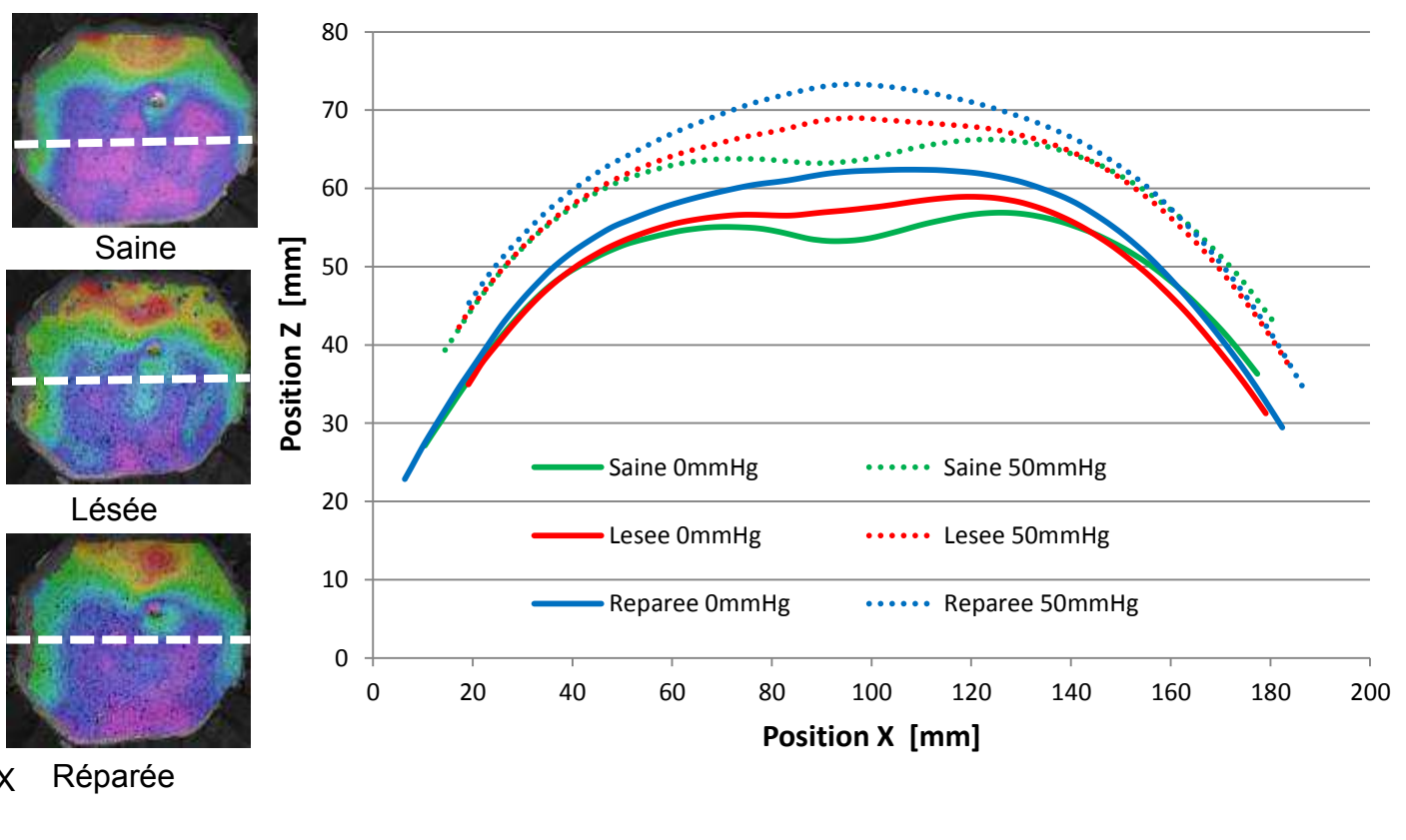


Figure 53. Profil d'une paroi abdominale dans le plan transverse pour les 3 états à une pression de 0mmHg et gonflé à 50 mmHg.

Pour 5 parois, une concavité au centre des profils a été observée. Cette concavité centrale a lieu dans la zone de la ligne blanche. La paroi H3 présente un profil plus lisse. L'absence de concavité correspondant à la ligne blanche est probablement en rapport avec l'épaisseur importante de tissu adipeux. En effet cette paroi est la plus épaisse de toutes celles testées. De plus le profil de cette paroi est asymétrique, ce qui correspond à l'asymétrie de position de la paroi dans le montage observé précédemment. Pour 4 parois, après incision le profil transverse à l'instant initial est modifié. La zone où la concavité a pu être observée dans le cas sain est devenue lisse, voire convexe. Avec l'augmentation de la pression, on observe une bosse plus importante comparable à ce qui peut être observé dans les cas de hernie. La réparation ne semble pas diminuer ce phénomène de « bosse » et donc résorber la hernie.

Les déformations calculées le long de la ligne blanche et le long de la direction transverse sont données dans le Tableau 17.

Tableau 17. Déformations moyennes (%) le long des directions longitudinale et transverse de la paroi abdominale humaine.

| | Déformation moyenne (%) le long de l'axe longitudinal | | | Déformation moyenne (%) le long de l'axe transverse | | |
|------------|--|------|--------|--|------|--------|
| | Sain | Lésé | Réparé | Sain | Lésé | Réparé |
| Paroi H1 | 5,8 | 8,2 | 7,5 | 4,4 | 5,8 | 5,0 |
| Paroi H2 | 4,6 | 8,5 | 4,4 | 5,1 | 9,3 | 4,0 |
| Paroi H3 | 10,5 | 6,7 | 5,4 | 4,9 | 2,6 | 2,6 |
| Paroi H4 | 7,4 | 8,5 | 8,2 | 6,1 | 7,6 | 8,3 |
| Paroi H5 | 8,2 | 9,6 | 10,2 | 6,1 | 7,2 | 7,2 |
| Paroi H6 | 3,1 | 6,1 | 5,4 | 3,1 | 9,4 | 8,0 |
| Moyenne | 6,6 | 7,9 | 6,8 | 5,0 | 7,0 | 5,9 |
| Ecart type | 2,4 | 1,2 | 2,0 | 1,0 | 2,3 | 2,1 |

Ces données sont représentées sous forme d'histogrammes en Figure 54.

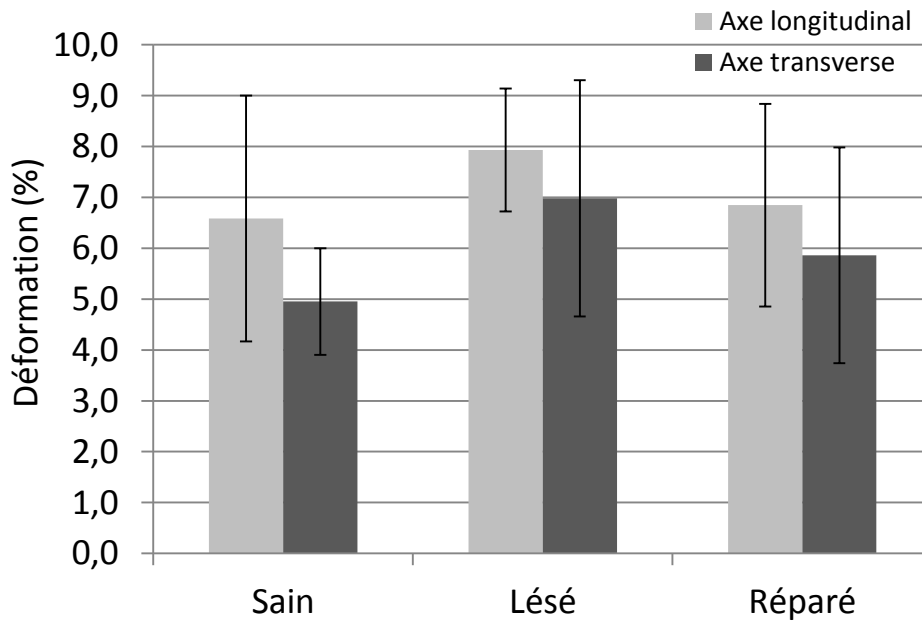


Figure 54. Déformations moyennes (%) le long des directions longitudinale et transverse de la paroi abdominale humaine (n=6). Barres d'erreur : écart-type.

Le calcul des déformations dans deux directions orthogonales présentent les mêmes conclusions que le calcul des déformations sur la totalité de la surface de la paroi abdominale. En effet, la lésion augmente légèrement les déformations, mais cette différence n'est pas statistiquement significative. De même, la réparation semble diminuer les déformations par rapport à l'état lésé, mais aucune différence significative n'a été trouvée entre ces deux états. Comme pour l'animal, une l'élongation plus importante a été observée le long de la ligne blanche que dans la direction perpendiculaire à la ligne blanche pour chaque état testé. Toutefois, cette différence n'est pas statistiquement significative.

Pour chaque paroi, la réponse mécanique moyenne du chargement de 30 mm a été représentée sur un même graphe pour les trois états : sain, lésé et réparé. Quel que soit leur état, la réponse des parois abdominales est non linéaire.

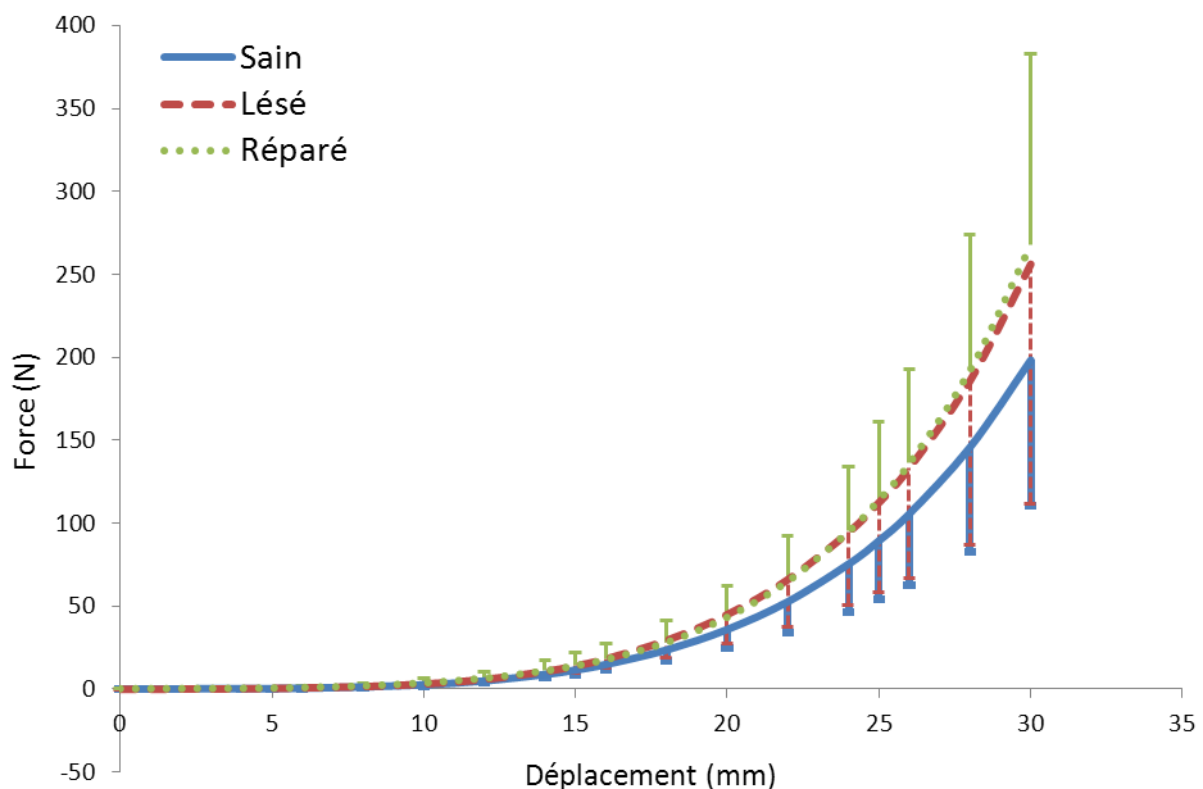


Figure 55. Courbes force-déplacement pour les trois états testés pour le chargement par contact. Barre d'erreurs : 1 écart-type.

En moyenne, la paroi lésée présente un comportement plus raide que la paroi saine. Les courbes de réponse pour les états lésé et réparé sont similaires. Des raideurs moyennes ont été calculées de différentes manières à partir des graphes, pour chaque configuration, et sont répertoriées dans le Tableau 18.

Tableau 18. Raideurs moyennes des 6 parois (N/mm) calculées de différentes manières : méthode a : calcul sur une zone de déplacement, entre 26 et 30 mm ; méthode b : calcul sur une gamme d'effort ; méthode c : calcul sur une zone de déplacement, entre 18,5 et 20,4 mm, après recalage des courbes à une précharge de 0,5N ; méthode d : calcul sur un déplacement de 4 mm à partir d'un effort exercé de 50N.

| | Raideur moyenne (N/mm) | | |
|-----------|------------------------|------|--------|
| | Sain | Lésé | Réparé |
| Méthode a | 23,1 | 30,6 | 32,7 |
| Méthode b | 23,2 | 24,4 | 26 |
| Méthode c | 16,7 | 21,6 | 19,4 |
| Méthode d | 12,3 | 13 | 13,9 |

Pour toutes les méthodes de calcul, une raideur moyenne plus élevée a été trouvée pour le cas lésé que pour le cas sain. Après réparation, la raideur est encore plus élevée que celle trouvée pour le cas lésé pour 3 méthodes de calcul. Pour la méthode c, on trouve une raideur moyenne pour le cas réparé plus faible (écart de 10 %) que pour le cas lésé. Dans tous les cas, les raideurs moyennes obtenues pour le cas réparés sont plus importantes que pour les cas sains.

3.3.3. Comparaison des résultats avec l'animal

Pour les deux espèces, des champs de déformation différents ont été obtenus sur les surfaces internes et externes des parois abdominales saines. Pour les six parois animales, on observe sur les surfaces internes la présence d'une zone d'importante déformation près d'un bord du montage. Cette zone correspond à un bourrelet qui s'est créé lors du serrage dû à une épaisseur plus élevée de la paroi à cet endroit. Cette zone ne se retrouve pas chez les parois humaines. Sur les surfaces internes des parois humaines, on distingue davantage une symétrie centrale au niveau des champs de déformations, mettant en évidence la ligne blanche. Pour les deux espèces, les champs de déformation sur les surfaces externes des deux espèces ne présentent pas un motif régulier.

Quand on s'intéresse aux déformations moyennes calculées sur les 2 surfaces (Figure 56), les deux espèces ont une déformation moyenne similaire sur la surface interne, mais pour ce qui est de la surface externe la paroi porcine se déforme en moyenne deux fois plus. Pour les deux espèces, les déformations moyennes sont plus importantes sur la surface externe que sur la surface interne. Cependant, on observe beaucoup plus de différences entre les déformations sur la surface interne et sur la surface externe chez l'animal que chez l'homme. En effet les déformations moyennes chez le porc sont environ 2,6 fois plus importantes sur la surface externe que sur la surface interne. Chez l'homme les déformations moyennes calculées sur les deux faces sont à peu près équivalentes. Le rapport entre les déformations des deux surfaces est de 1,4.

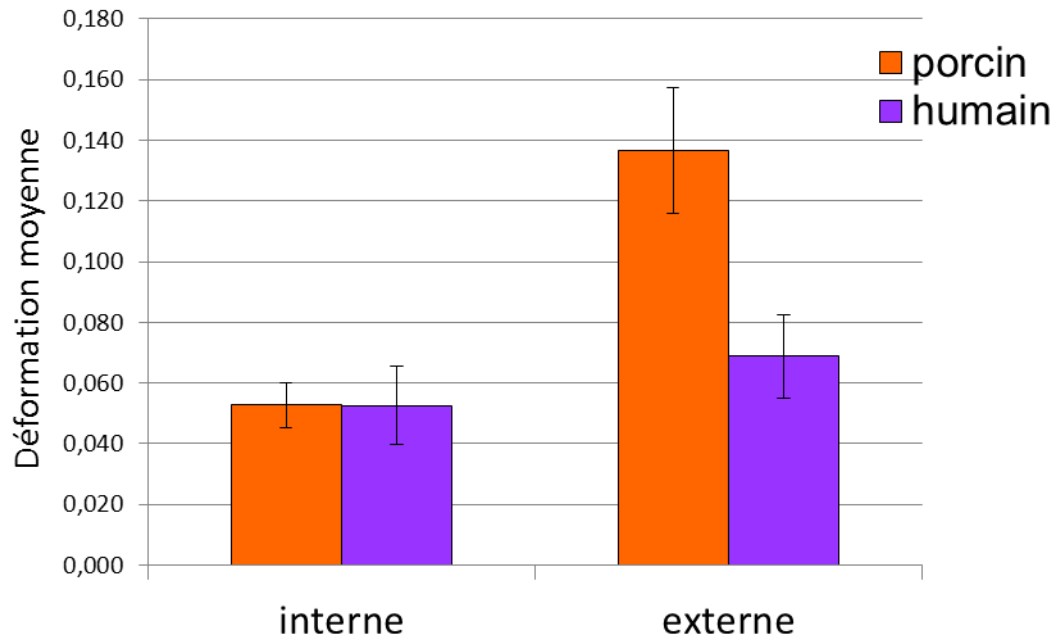


Figure 56. Déformations moyennes calculées sur les surfaces internes et externes des parois abdominales porcines et humaines pour l'état sain. Barres d'erreur : 1 écart-type.

Après réalisation de l'incision, la mise en pression permet de visualiser un gonflement de la peau au niveau de la lésion simulant une éventration. Ce phénomène est davantage observé chez l'animal où le gonflement de la peau est visuellement plus important (Figure 57).

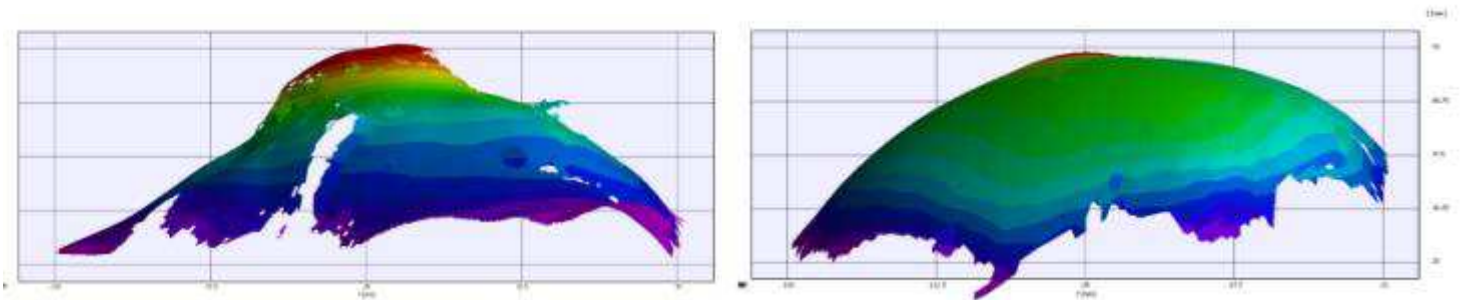


Figure 57. . Observation d'une «éventration» induite sous une pression de 50 mmHg : (a) sur une paroi abdominale porcine ; (b) sur une paroi abdominale humaine.

Les déformations moyennes calculées pour le cas lésé sont plus importantes que pour le cas sain pour les deux espèces (Figure 58). Cette différence est toutefois plus importante chez l'animal que chez l'humain. En effet, la présence d'une lésion augmente la déformation moyenne de la paroi abdominale porcine de 74% alors qu'elle n'augmente la déformation moyenne de la paroi humaine d'environ 30%. De plus, la lésion a une influence significative sur la déformation moyenne de la paroi abdominale chez le porc ($p=0,03$), ce qui n'est pas le cas pour l'humain ($p=0,16$).

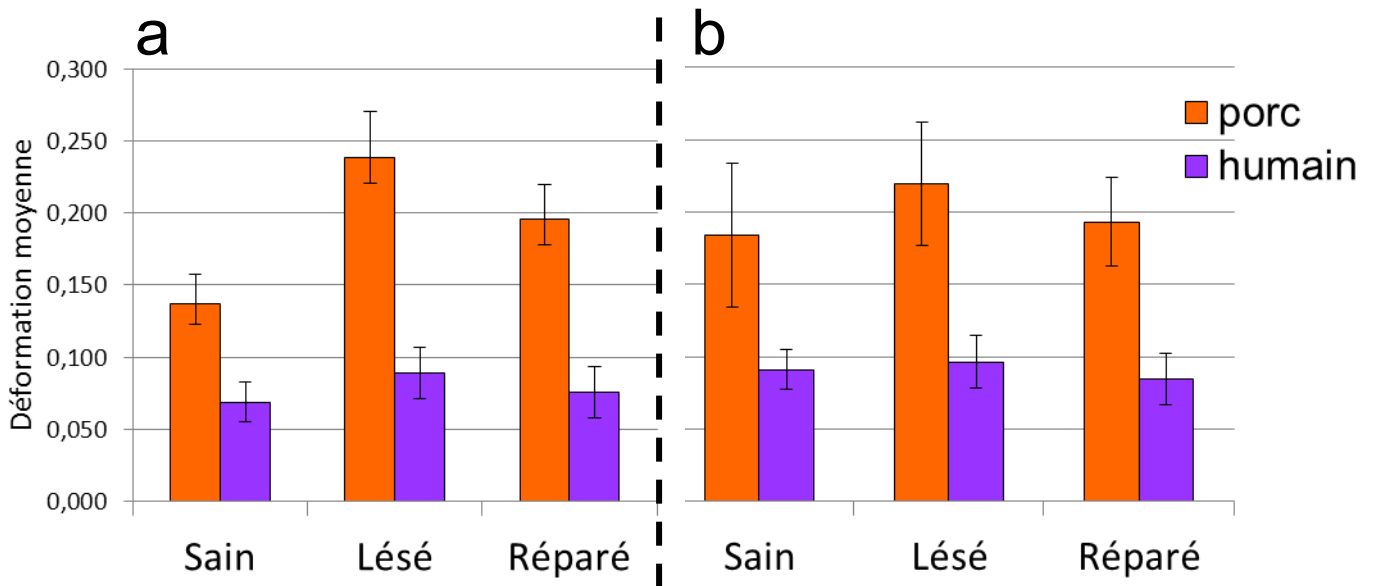


Figure 58. Déformations moyennes calculées sur la surface externe des parois abdominales porcines et humaines pour les 3 états : sain, lésé et réparé. (a) à une pression de 50 mmHg ; (b) à un déplacement de 30 mm.

Pour les deux espèces, la mise en place d'un implant produit les mêmes effets au niveau des déformations. Il permet de réduire les déformations moyennes et retrouver des niveaux équivalents au cas sain. La réparation avec implant permet de diminuer de 18% les déformations moyennes chez le porc et de 15 % chez l'homme. La diminution des déformations est du même ordre pour les deux espèces. Cependant la différence entre les déformations des cas lésés et réparés est statistiquement significative pour l'animal ($p=0,03$) mais pas pour l'homme ($p=0,09$).

Pour ce qui est des raideurs calculées suite au chargement par contact, on observe différentes tendances pour l'animal et pour l'homme (Figure 59). Quelle que soit la méthode de calcul, la lésion diminue la raideur moyenne chez l'animal et la pose d'un implant permet d'augmenter la raideur et de retrouver des valeurs proches de celles trouvées pour le cas sain. Pour l'humain, l'incision augmente la raideur moyenne de la paroi abdominale. La pose d'un implant augmente encore faiblement la raideur de la paroi abdominale. Pour le cas sain, les raideurs de l'animal et de l'homme sont du même ordre de grandeur. On constate cependant une plus grande variabilité entre les parois humaines (20 vs 7% pour l'animal).

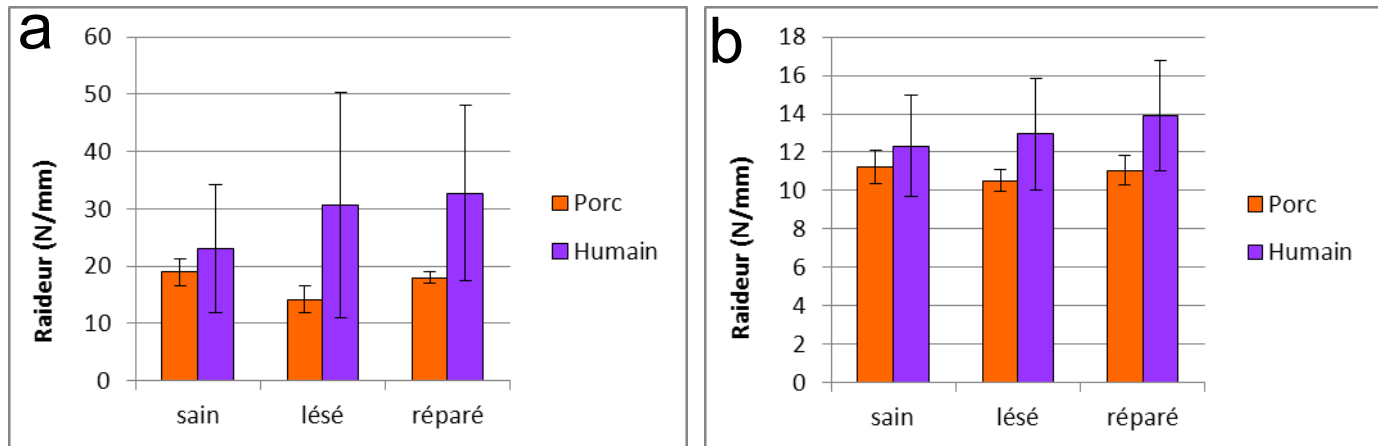


Figure 59. Raideur moyenne calculée pour le chargement par contact, pour l'animal et l'humain suivant deux méthodes : (a) calcul entre 26 et 30 mm de déplacement ; (b) calcul à partir d'un effort de 50N sur un déplacement de 4 mm.

3.3.4. Données pour la construction d'un modèle numérique

Les données recueillies pendant les essais vont être utilisées par le partenaire industriel de ce projet (Covidien) pour créer un modèle numérique de la paroi abdominale. Les cartographies 3D de position vont permettre de créer la géométrie initiale du modèle. Les cartographies déformées obtenues à une pression de 50 mmHg vont permettre de trouver des paramètres définissant les propriétés matériaux de la paroi abdominale par méthode d'analyse inverse. Les cartographies obtenues pour le chargement par contact auront le même rôle. Les données récoltées sur paroi saine vont permettre de créer le modèle et les données sur paroi lésée et réparée vont permettre de les comparer à la réponse du modèle et donc de l'évaluer.

Pour les cas lésés, afin de modéliser au mieux la géométrie de l'incision, les bords de celle-ci ont été suivis. Les bords de la lésion ont été suivis à 50 mmHg, ce qui permet d'avoir une idée de l'ouverture de la lésion, et de la comparer au modèle. Pour les cas réparés, pour avoir une idée également de l'ouverture de la lésion, ces bords ont été suivis. La position des tacks a également été suivie au cours du chargement par pression. A titre d'exemple, les résultats obtenus pour une paroi sont présentés en Annexe 2.

3.4. Discussion

Ce chapitre de thèse avait pour objectif de caractériser le comportement global d'une paroi abdominale humaine *ex vivo*. Le même protocole que pour l'animal a été appliqué à 6 parois humaines. La paroi abdominale a ainsi été caractérisée pour 3 états (sain, lésé et réparé) et pour deux types de sollicitations. Les dimensions des parois humaines étant inférieures aux dimensions des parois animales, de légères modifications ont été apportées au protocole. Tout d'abord, la forme des parois prélevées était différente de celle des parois animales. Ceci a conduit à une modification de la forme du trou du montage à une forme octogonale. La boule venant au contact de la paroi a également vu ses dimensions diminuer. Le déplacement du chargement par contact a aussi été réduit. Les dimensions de la lésion et de l'implant ont également été réduites pour conserver les mêmes proportions avec les dimensions de la surface d'intérêt que pour l'animal.

L'analyse des deux surfaces de la paroi abdominale a montré que les cartographies de déformation étaient différentes d'une face à l'autre. Sur la surface interne, les cartographies semblent présenter une symétrie sur l'axe central correspondant à la ligne blanche. Les valeurs de déformation sur la surface interne et externe sont du même ordre de grandeur. Les déformations moyennes calculées sur la surface externe sont toutefois 1,4 fois plus importantes que sur la surface interne.

L'anisotropie de la paroi abdominale humaine a été évaluée en calculant l'élongation de la paroi suivant deux directions perpendiculaires : le long de la ligne blanche et dans la direction transverse. Même si la forme du montage se prête mieux à cette analyse pour la paroi humaine que pour l'animal, aucune différence significative n'a été observée entre ces deux directions. Cependant, une élongation légèrement plus importante a été calculée le long de la ligne blanche que dans la direction transverse, ce qui est en accord avec les données obtenues sur la déformation *in vivo* de la paroi abdominale [67, 69].

Comme pour l'animal, les effets de la lésion et de la réparation sur le comportement de la paroi abdominale ont pu être évalués. La lésion augmente les déformations de la paroi abdominale. La pose d'un implant permet de diminuer les déformations et de retrouver des valeurs plus proches de celles d'une paroi saine. Cependant l'incision n'a pas les effets attendus quand on regarde la raideur. La présence d'une lésion augmente la raideur de la paroi ce qui n'avait pas été observé chez l'animal où le défaut diminuait la raideur de 25%. Plusieurs méthodes de calcul ont été utilisées pour déterminer la raideur. Pour chaque méthode, la même tendance de résultats a été trouvée.

Les mêmes limitations que pour le chapitre 2 peuvent être soulignées : l'effet de la congélation n'a pas été évalué ; la courbure et la tension initiales *in vivo* n'ont pas pu être reproduites expérimentalement ; le faible nombre d'échantillons permet difficilement de conclure sur les tendances observées.

Il est difficile de comparer les séries d'expérimentation réalisées sur le porc et sur l'homme. En effet, la forme de la paroi testée était différente en fonction des espèces et il est donc difficile d'établir une comparaison entre les deux. Pour mieux pouvoir comparer le comportement d'une paroi animale et humaine, et éventuellement déterminer une fonction de transfert entre les deux, il faudrait tester les parois dans un même montage. Toutefois, quelques données similaires ont été trouvées pour les deux espèces. La déformation moyenne sur la surface interne est de 5,3 % pour les deux espèces. Pour l'animal, les déformations moyennes ont été calculées sur la zone centrale de la paroi abdominale, afin de s'affranchir des artefacts de mesures au niveau des bords du montage, alors que les déformations moyennes ont pu être calculées sur toute la surface pour l'humain.

Les valeurs de raideur ne sont pas comparables entre les deux espèces car la structure étudiée n'est pas la même (forme et taille du trou, épaisseur des parois). Pour comparer ces valeurs, il faudrait les normaliser en les rapportant à l'épaisseur et à la surface des parois. Toutefois, on peut noter que les valeurs de raideur sont du même ordre de grandeur chez l'animal et l'homme, respectivement 11,2 N/mm et 12,3 N/mm. Enfin, des tendances similaires ont été observées entre les deux espèces sur les effets de la lésion et de la réparation sur le comportement de la paroi abdominale, notamment concernant les déformations. En effet, la pose d'un implant réduit de 18 % et de 15%, respectivement chez le porc et l'humain, les déformations moyennes d'une paroi lésée. Plus de variabilité a été observée entre les parois humaines qu'entre les parois animales. Ceci peut s'expliquer par le fait que les parois abdominales ont été prélevées sur des animaux de même âge, même poids et même sexe.

Afin de mieux prendre en compte les conditions physiologiques (conditions de fixation, conditions de chargement, courbure et tension initiale, activité musculaire) des examens vont être réalisés *in vivo*.

3.5. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons évalué le comportement mécanique d'une même paroi abdominale humaine sous trois états : sain, lésé et réparé à l'aide d'un implant. Comme pour l'animal, nous avons pu observer qu'une incision augmentait les déformations moyennes d'une paroi abdominale saine, et que la mise en place d'un implant permettait de restaurer le comportement de la paroi saine.

Plus spécifiquement, l'analyse des deux surfaces de la paroi abdominale a montré que les cartographies de déformation étaient différentes d'une face à l'autre. Sur la surface interne, les cartographies présentent une symétrie par rapport à l'axe central correspondant à la ligne blanche permettant d'établir un lien avec l'anatomie. Les déformations moyennes calculées sur la surface externe sont 1,4 fois plus importantes que sur la surface interne.

Cette partie de l'étude a permis de caractériser le comportement global et passif de la paroi abdominale humaine *ex vivo*. Dans ce protocole, la paroi abdominale est soumise à des conditions limites beaucoup plus sévères que celles *in vivo*. De plus, le fait de travailler sur des pièces anatomiques ne permet pas de prendre en compte la contraction musculaire dans la caractérisation de la réponse mécanique de la paroi abdominale. Dans la suite de l'étude, des examens sur sujets volontaires *in vivo* vont être réalisées, afin de prendre en considération l'activité musculaire et de caractériser la paroi dans des conditions de chargement physiologiques.

Chapitre 4. Caractérisation *in vivo* de la paroi abdominale humaine

4.1. Introduction

Dans les deux parties précédentes, la paroi abdominale a été caractérisée de manière *ex vivo*. Cette approche facilite le contrôle de l'environnement extérieur à la paroi (conditions aux limites, nature du chargement mécanique). Néanmoins, les protocoles *ex vivo* caractérisent la paroi uniquement à l'état passif. De plus, seule une partie de la paroi est réellement testée car il faut pouvoir assurer sa fixation dans le montage. Quant aux conditions aux limites appliquées, elles sont beaucoup plus contraignantes que celles observées *in vivo*. En effet, lors de sa fixation *ex vivo*, la paroi est contrainte à ne pas se déplacer sur tout son pourtour. En réalité, la partie supérieure de la paroi abdominale s'insère sur les côtes, et ainsi fixée, elle peut se déplacer durant la respiration suivant le mouvement de la cage thoracique. De manière à se rapprocher davantage des conditions mécaniques réelles appliquées à la paroi, celle-ci doit être examinée de manière *in vivo*.

L'objectif de ce troisième volet de la thèse est donc d'apporter des données sur le comportement de la paroi abdominale *in vivo* afin de se rapprocher des conditions physiologiques et prendre notamment en considération l'effet de la contraction musculaire lors du chargement de la paroi abdominale. Pour cela, un protocole validé par le comité d'éthique (Avis CPP 2011-030-2, Autorisation AFSSAPS B110676-90), a été mis en place en collaboration avec un autre projet de thèse sur la paroi abdominale (thèse Doris Tran débutée en novembre 2010, LBMC). Des examens ont ainsi été menés sur des sujets non malades. L'objectif de l'étude est d'analyser le comportement de la paroi abdominale au cours de différents chargements. Le comportement de la paroi abdominale a ainsi été observé au cours d'un chargement contrôlé (comme lors des expérimentations *ex vivo*), mais également au cours d'activités physiologiques.

Les méthodologies, mises en œuvre pour ces examens, sont, pour certaines, issues de la littérature et ont, pour d'autres, été développées au cours des protocoles de caractérisation *ex vivo* de la paroi abdominale. Ainsi, différentes techniques expérimentales ont été utilisées :

- i. Des mesures par stéréovision à l'aide de quatre caméras et du logiciel Vic 3D ont été réalisées pour observer la déformation externe de la paroi abdominale lors des différentes activités.
- ii. Des mesures échographiques complétées par des mesures élastographiques, développées dans le cadre d'une thèse sur la caractérisation *ex vivo* des composants de la paroi abdominale, ont également été effectuées.
- iii. Un chargement contrôlé a été appliqué sur la paroi abdominale avec la sonde échographique. Au cours de ce chargement, le déplacement de la sonde ainsi que l'effort exercé ont été mesurés pour évaluer la raideur locale de la paroi abdominale
- iv. Enfin, des mesures électromyographiques ont été réalisées pour évaluer l'activité musculaire au cours des différents chargements.

En plus des connaissances sur le comportement *in vivo* de la paroi abdominale, les données obtenues contribueront au développement d'un modèle numérique de la paroi abdominale (réalisé par Covidien).

Ce chapitre présente, dans sa globalité, le protocole expérimental qui a été mis en place pour la caractérisation *in vivo* de la paroi abdominale. Cependant, l'exploitation complète du protocole va bien au-delà de l'objectif de cette thèse. Ce protocole a en effet été développé conjointement avec une autre thèse qui s'intéresse à la caractérisation mécanique des différents composants de la paroi abdominale. Par conséquent, si l'ensemble du protocole est présenté dans la partie « Matériel et Méthodes », seule une partie des résultats sera exposée : l'analyse de la mesure d'effort locale réalisée avec la sonde (i et iii).

Cette phase expérimentale est une phase exploratoire dont l'objectif final est d'établir un protocole permettant de caractériser, *in vivo* et dans un délai raisonnable, la paroi abdominale de patients souffrant d'événtrations.

4.2. Matériel et méthodes

Pour cette phase expérimentale, deux protocoles ont été réalisés. Le premier protocole (protocole A) a été effectué sur 11 sujets volontaires. Le deuxième protocole (protocole B) a été mené sur 7 volontaires ayant déjà participé à la première série de mesures. Ce protocole permet d'apporter des mesures complétant celles déjà acquises lors du protocole A, en vue de définir le protocole patient.

4.2.1. Accueil et préparation des sujets

A leur arrivée, les sujets ont effectué une consultation médicale. Au cours de cette consultation, un médecin a vérifié que le sujet pouvait bien participer à l'étude. Les critères d'inclusion de l'étude étaient d'être âgés entre 40 et 70 ans. Les critères d'exclusion de l'étude étaient les suivants :

- femmes enceintes ou allaitantes ;
- sujets sous tutelle ;
- hernie, événtrations de la paroi abdominale ;
- diastasis des grands droits ;
- pathologies respiratoires, hépatiques ou digestives pouvant influencer sur la sangle abdominale ;
- pathologies neurologiques ou musculaires ;
- pathologies du tissu conjonctif ;
- traitement myorelaxant ;
- traitement corticoïdes ;
- traitement immunosuppresseurs ;
- chirurgie abdominale, pelvienne, lombaire.

Puis, les volontaires ont signé un formulaire de consentement.

Ensuite différentes mesures anthropométriques ont été effectuées sur les volontaires (Figure 60) :

- poids ;
- taille ;
- circonférences de l'abdomen au niveau des épines iliaques antéro-supérieures (EIAS) ; au niveau de l'ombilic ; au niveau des dernières côtes ;
- largeur de l'abdomen au niveau des épines iliaques antéro-supérieures, au niveau ombilical ; au niveau des dernières côtes ;
- largeur antéro-postérieure au niveau de l'ombilic ;
- distance xyphoïde-pubis, debout ;
- distance xyphoïde-pubis, assis ;
- distance entre les épines iliaques antéro-supérieures.

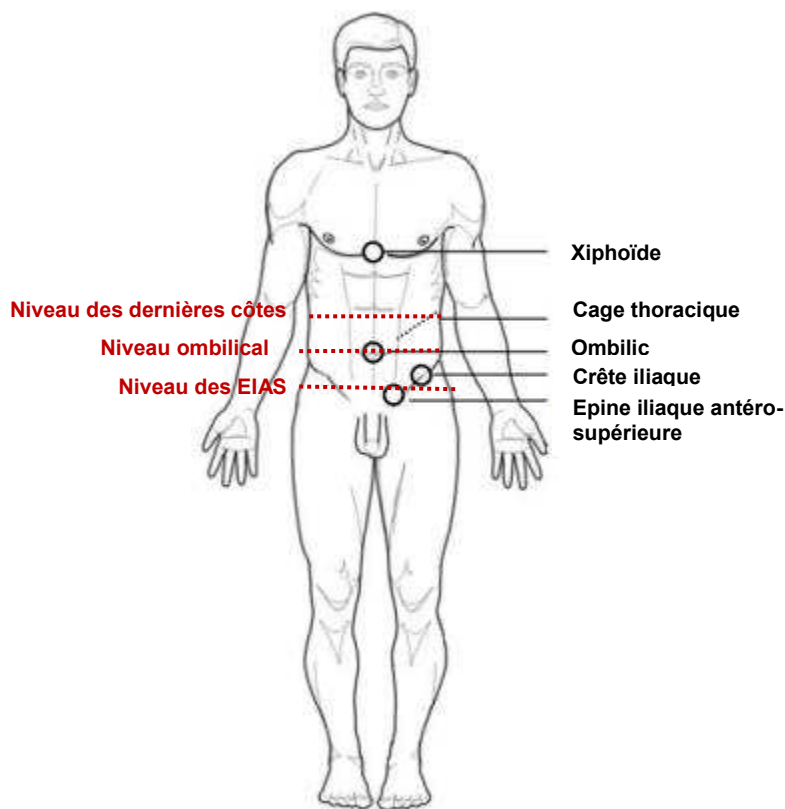


Figure 60. Zone des mesures anthropométriques [45].

Les caractéristiques et les différentes mesures réalisées sur les sujets sont données dans le Tableau 19.

Tableau 19. Caractéristiques et mesures anthropométriques de chaque sujet. Les sujets surlignés en bleu ont participé aux deux protocoles.

| N°sujet | Sexe | Age | Taille (m) | Poids (kg) | BMI | Circonférence (cm) | | | Distance (cm) | | | Largeur (cm) | | | |
|-------------------|------|------|------------|------------|------|--------------------|---------|-----------------|-----------------------|----------------------|----------------|--------------|---------|-----------------|--------------------|
| | | | | | | EIAS | Ombilic | dernières côtes | Xiphoïde-Pubis debout | Xiphoïde-Pubis assis | Entre les EIAS | EIAS | Ombilic | dernières côtes | antéro postérieure |
| S_01 | M | 53 | 1,69 | 73,3 | 25,7 | 92 | 90 | 88,5 | 31 | 20 | 34 | 30 | 31 | 29 | 23,5 |
| S_02 | M | 43 | 1,69 | 63,6 | 22,4 | 81,5 | 80 | 79,5 | 31 | 25 | 26 | 27,5 | 26,5 | 25 | 21 |
| S_03 | F | 57 | 1,61 | 55,2 | 21,4 | 87 | 67 | 68,5 | 24 | 22 | 27 | 30 | 26 | 24 | 17,5 |
| S_04 | F | 40 | 1,61 | 61,4 | 23,7 | 87 | 74 | 73,5 | 31 | 25 | 30 | 30,5 | 27 | 25,5 | 18 |
| S_05 | M | 51 | 1,72 | 86,9 | 29,4 | 99 | 103 | 93 | 34 | 28 | 37 | 33 | 33 | 29,5 | 26,5 |
| S_06 | M | 42 | 1,64 | 66,8 | 24,8 | 88 | 92 | 87 | 28 | 23 | 31 | 28 | 29,5 | 26 | 23,5 |
| S_07 | M | 50 | 1,73 | 68 | 22,7 | 84 | 81,5 | 79 | 25 | 18 | 29 | 29 | 28 | 26,5 | 20 |
| S_08 | M | 42 | 1,75 | 64,2 | 21 | 83 | 81 | 82 | 26 | 22 | 30 | 27,5 | 27,5 | 25,5 | 19 |
| S_09 | M | 48 | 1,79 | 73,9 | 23,1 | 86 | 86 | 83 | 29 | 25 | 35 | 28,5 | 28 | 28 | 20 |
| S_10 | M | 62 | 1,69 | 67,8 | 23,7 | 88 | 86 | 85 | 26 | 21 | 28 | 29,5 | 29 | 26,5 | 21,5 |
| S_11 | F | 46 | 1,62 | 56,4 | 21,6 | 85,5 | 70,5 | 69 | 30 | 23 | 26 | 31 | 26 | 23,5 | 17,5 |
| Moyenne | | 48.5 | 1.68 | 67 | 23.6 | 87.4 | 82.8 | 80.7 | 28.6 | 22.9 | 30.3 | 29.5 | 28.3 | 26.3 | 20.7 |
| Ecart type | | 6,6 | 0,1 | 8,5 | 2,3 | 4,6 | 9,8 | 7,5 | 3,0 | 2,6 | 3,5 | 1,6 | 2,1 | 1,8 | 2,7 |

4.2.2. Moyens de mesures

Un scanner surfacique 3D (NextEngine, Santa Monica, USA) a été utilisé pour acquérir la géométrie initiale externe de l'abdomen.

Afin d'acquérir la géométrie de la paroi abdominale externe au cours des différentes activités, des marqueurs ont été collés sur l'abdomen des sujets et filmés durant les expérimentations à l'aide de plusieurs caméras. Les marqueurs sont des gommettes blanches (diamètre 8mm) collées sur des gommettes noires (diamètre 15mm). Ils ont été positionnés à la fois sur des structures osseuses et sur la moitié gauche de l'abdomen. Concernant les marqueurs osseux, trois d'entre eux ont été placés sur le sternum : un sur le processus xiphoïde, un à 1/3 et un à 2/3 de la hauteur du sternum. Six mirettes ont été collées sur le rebord costal inférieur, 3 de chaque côté du sujet. Enfin, une mirette a été placée sur chaque épine iliaque antéro-supérieure. Le positionnement des mirettes sur l'abdomen est indiqué sur la Figure 61.

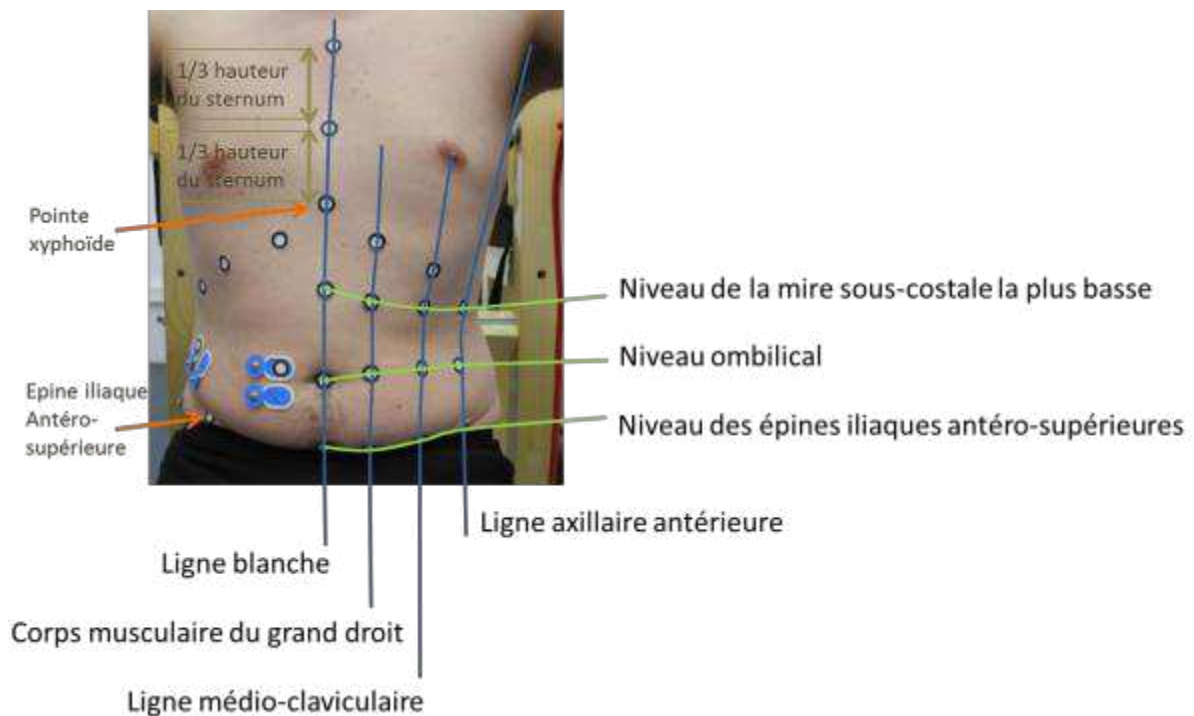


Figure 61. Positionnement des marqueurs sur les sujets

Au cours des différentes activités, l'abdomen est filmé avec 4 caméras (Photron SA3, Tokyo, Japon) (Figure 62). Une caméra a filmé le sujet de face. Deux caméras étaient situées de part et d'autre de la première caméra, à un angle d'environ 30°. La quatrième caméra a été placée à 90° de la première caméra, permettant de filmer le sujet de profil. Des objectifs SIGMA (Tokyo, Japon) 24-70mm ont été utilisés. Les trois caméras faces au sujet ont été réglées avec une focale 50mm et la caméra de profil a été utilisée avec une focale 24mm.



Figure 62. Disposition des caméras lors des examens

Grâce au logiciel de corrélation d'image Vic 3D, les marqueurs ont été suivis sur les films vidéo, permettant ainsi de connaître leur position en 3 dimensions au cours des essais. Les coordonnées des marqueurs sont exprimées dans un repère lié au dispositif expérimental. Une plaque mouchetée fixée aux accoudoirs du siège a permis de construire le repère sous Vic 3D (Figure 63).

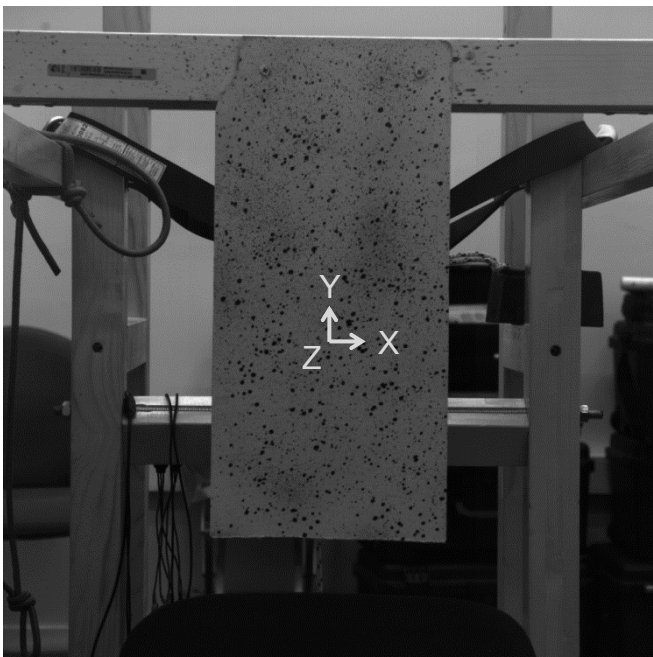


Figure 63. Repère lié au siège dans lequel sont exprimées les coordonnées des mires

Les sujets ont également été équipés d'électrodes électromyographiques. L'électromyographie (EMG) est une méthode permettant de mesurer l'activité musculaire au cours des différentes activités (muscle au repos et dans un état de contraction). Le signal EMG a été acquis à l'aide d'un électromyographe ME 6000 (Mega EElectronics Ltd, Kuopio, Finlande) reliées aux électrodes. Pour notre étude, seule l'activité des muscles superficiels de la paroi abdominale a été mesurée, c'est-à-dire le muscle droit de l'abdomen et le muscle oblique externe. La mesure de l'activité des muscles plus profonds nécessite des EMG invasifs qui consistent à l'insertion d'aiguilles dans le muscle et donc plus contraignant à mettre en place. L'activité des muscles superficiels a été obtenue par des électrodes de surfaces d'Ag/AgCl (Ambu® Blue Sensor N, Ballerup, Danemark) pré-gélifiées et adhésives placées sur la peau au regard du muscle à étudier. Pour améliorer le contact de l'électrode et donc améliorer la qualité du signal enregistré, la peau doit être préalablement préparée avant la mise en place des électrodes. Ainsi, la surface de la peau où les électrodes devaient être placées a été rasée, si elle était recouverte de poils. Puis la peau a été nettoyée avec de l'alcool [27].

Les électrodes EMG ont été placées sur le côté droit des sujets sur le muscle droit de l'abdomen et sur le muscle oblique externe et orientées parallèlement à la direction des fibres musculaires [45]. Deux électrodes, espacées de 2 cm (centre à centre), ont été placées sur le muscle droit au niveau de l'ombilic, environ 2 cm à côté de la ligne médiane [9] ; [20]. Les électrodes du muscle oblique externe ont été positionnées à approximativement 14 cm de la ligne médiane [9]. Les électrodes de masses ont été placées sur la crête iliaque (Figure 64).

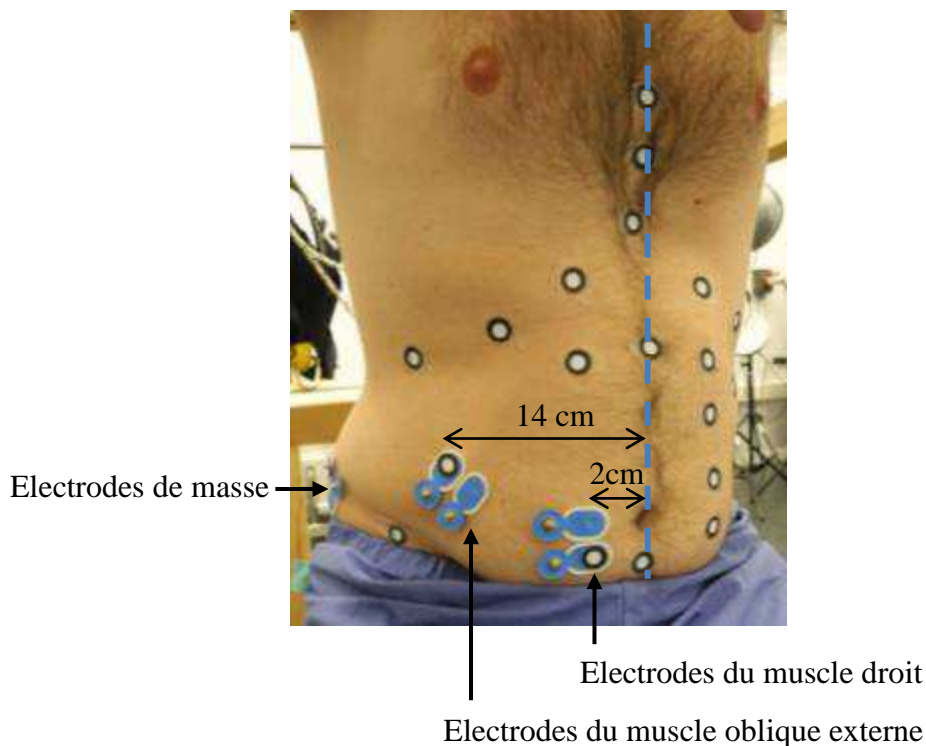


Figure 64. Placements des différentes électrodes EMG sur les sujets.

Un échographe Aixplorer® (SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France) a été utilisé pour réaliser des balayages échographiques. Les mesures échographiques permettent d'extraire des images des différents composants de la paroi abdominale et d'en évaluer les caractéristiques géométriques (épaisseur, largeur). Les mesures ont été réalisées avec une sonde SL 10-2 qui a été instrumentée de deux quadripodes. Les mires du quadripodes ont également été filmées, et suivies à l'aide du logiciel Vic 3D pour déterminer leurs coordonnées 3D. Ainsi la position

dans l'espace de la sonde est connue au cours de chaque essai. Cela permet de connaître la position de chaque plan de mesure. La sonde a également été instrumentée d'un capteur de force (TME F480 TC 50 daN, Toulon, France) à son extrémité. Ce capteur permet de mesurer les niveaux d'efforts exercés sur la paroi lors de chaque mesure.

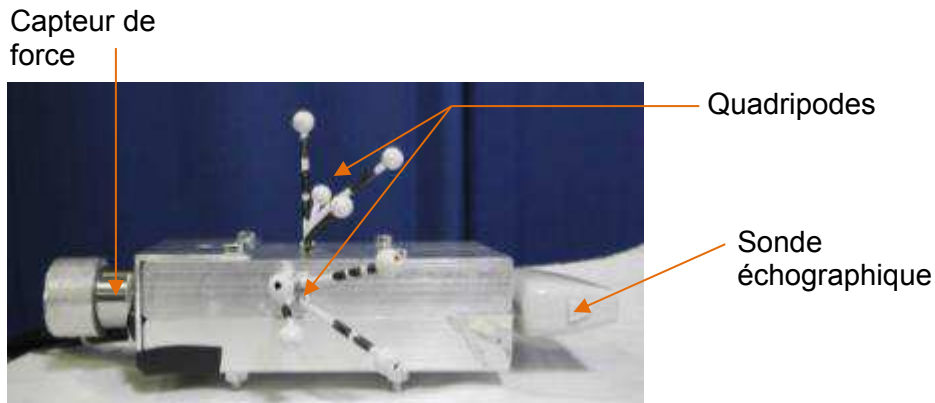


Figure 65. Instrumentation de la sonde échographique

Toutes les mesures (vidéo, échographie, EMG, mesures d'effort) ont été enregistrées simultanément par un système d'acquisition DEWE 201 (DEWETRON, Grambach, Autriche), ce qui permet d'avoir des données synchronisées. Le déclenchement des enregistrements caméras a été obtenu à l'aide d'un générateur (Aim TTi TG2000, UK) envoyant un signal TTL. A chaque signal TTL, les caméras font l'acquisition d'une image. Ce signal a également été enregistré par le système DEWE. Lors des mesures échographiques, une pédale reliée à l'échographe permet de déclencher une acquisition échographique. Le signal envoyé par la pédale est également récupéré par le système DEWE pour recalibrer l'acquisition dans le temps lors du post-traitement. La chaîne d'acquisition est schématisée en Figure 66.

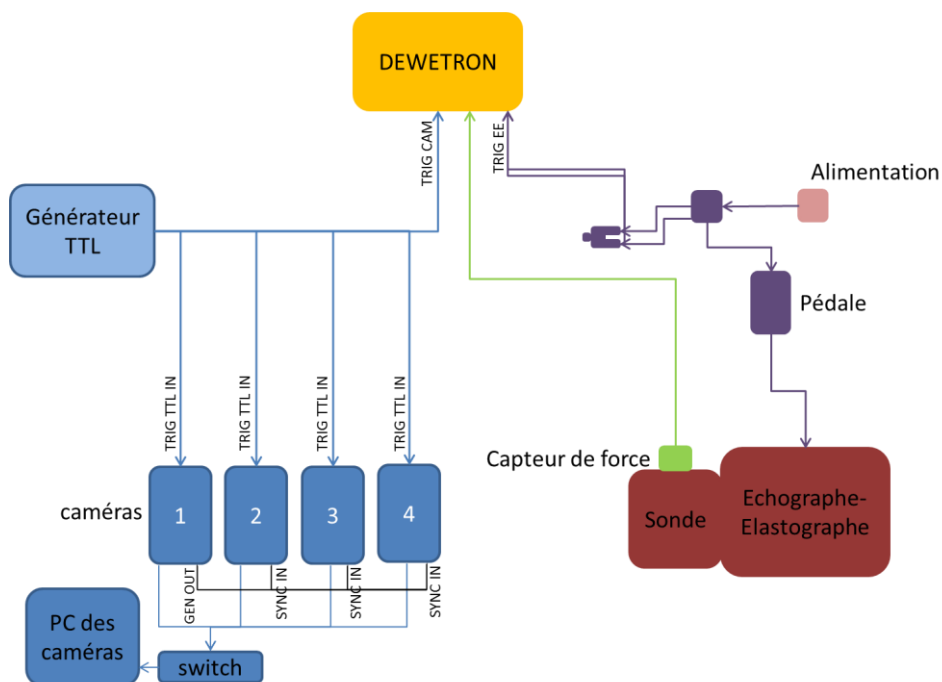


Figure 66. Schéma de la chaîne d'acquisition des examens *in vivo*

4.2.3. Activité réalisées par les volontaires

Au cours des protocoles, il a été demandé aux volontaires de réaliser plusieurs activités.

i. Position de repos – position de référence

Lors des essais, les volontaires étaient assis sur un siège à appui-genoux (Figure 67).



Figure 67. Siège à appui-genoux

Il a été demandé aux volontaires de s'asseoir le dos vertical et de regarder droit devant eux. Un appui bassin a été réglé au contact des sujets pour qu'ils aient une limite postérieure. Au cours des activités le sujet devaient garder un contact avec l'appui mais ne devaient pas se reposer dessus comme sur un dossier. A l'avant, une corde élastique a été installée également comme limite antérieure. Les sujets devaient garder contact avec cette corde au niveau du thorax, mais ne pas s'appuyer dessus, ni s'en éloigner (Figure 68). L'objectif de ces limites antérieure et postérieure était de pouvoir permettre au volontaire de mieux contrôler sa position et éviter la flexion ou la torsion du tronc pendant une mesure. Ces repères permettaient également au volontaire, s'il avait bougé, de se repositionner entre deux mesures.

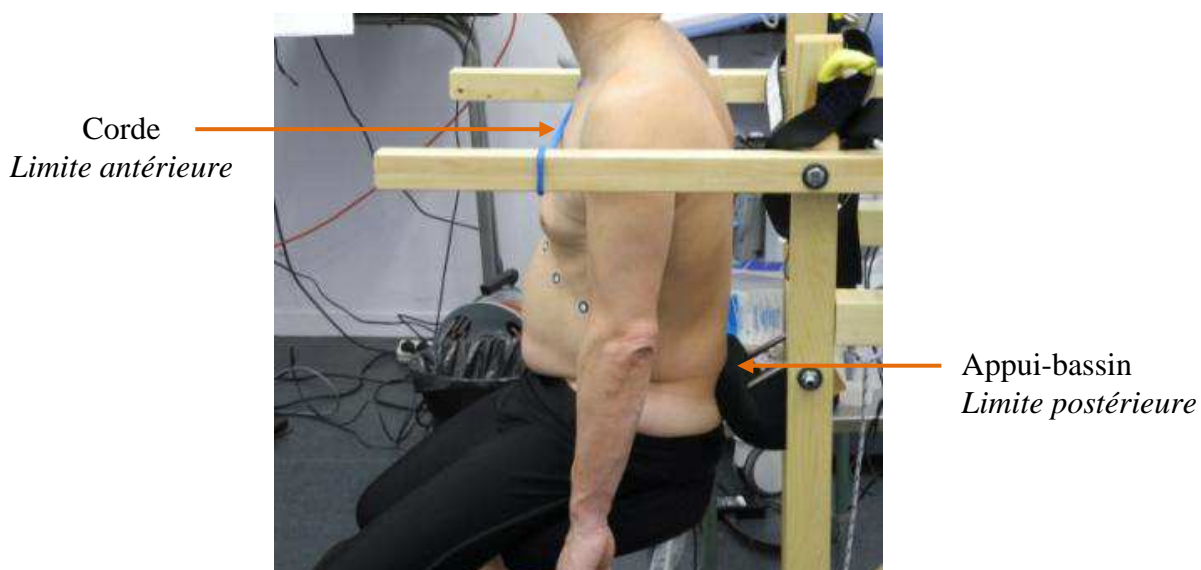


Figure 68. Installation des sujets sur le siège

i. Position « tiré en arrière »

Pour cette activité, le sujet était tiré en arrière avec une masse de 5kg et devait résister à la charge en contractant ses muscles abdominaux (Figure 69). Pour que le poids de la masse se fasse plus sentir et que le volontaire contracte davantage ses muscles, il avait pour consigne de légèrement se pencher vers l'arrière. Cette activité a été choisie pour simuler le fait de se relever de la position allongée, consigne qui est demandée en clinique pour le diagnostic des hernies et des éventrations.

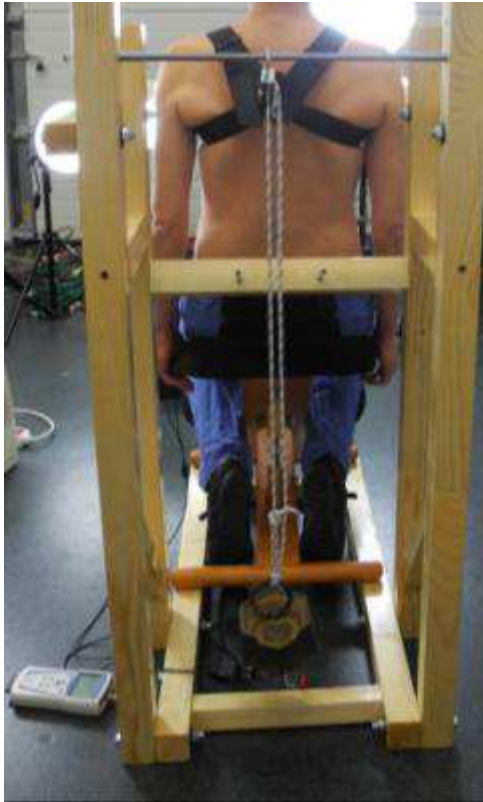


Figure 69. Sujet tiré en arrière

Comme pour la position de repos, une corde a été placée en limite antérieure quand le sujet était en position penchée pour s'assurer qu'il garde la même position au cours des différentes mesures. Dans la suite du manuscrit, cette activité sera appelé « état contracté ».

ii. Manœuvre de Valsalva

La manœuvre de Valsalva consiste à prendre une inspiration profonde, puis faire une expiration forcée à glotte fermée. Plus concrètement, il s'agit de simuler la défécation. Pour cette activité, la consigne de positionnement du sujet sur le siège était identique à celle de la position au repos.

iii. Toux

Pour cette activité, le sujet devait tousser 2 à 3 fois de suite.

iv. Ventre sorti

Les sujets devaient pratiquer une respiration abdominale, c'est-à-dire inspirer en gonflant l'abdomen et expirer en creusant l'abdomen. Lors de l'expiration, le sujet devait gonfler son ventre de manière relâchée, en essayant de contracter le moins possible ses muscles abdominaux. Cette activité permet de récolter des données sur la déformation de la paroi abdominale pour un état faiblement contracté.

4.2.4. Mesures réalisées lors des protocoles

Au cours des protocoles, différentes mesures ont été réalisées.

i. Acquisition de la géométrie externe de la paroi abdominale

La géométrie externe de l'abdomen des sujets a été acquise à l'aide du scanner surfacique 3D NextEngine. Trois acquisitions, une de face et deux de chaque côté de la paroi, ont été effectuées afin d'avoir la géométrie initiale de toute la paroi antérolatérale (Figure 70).

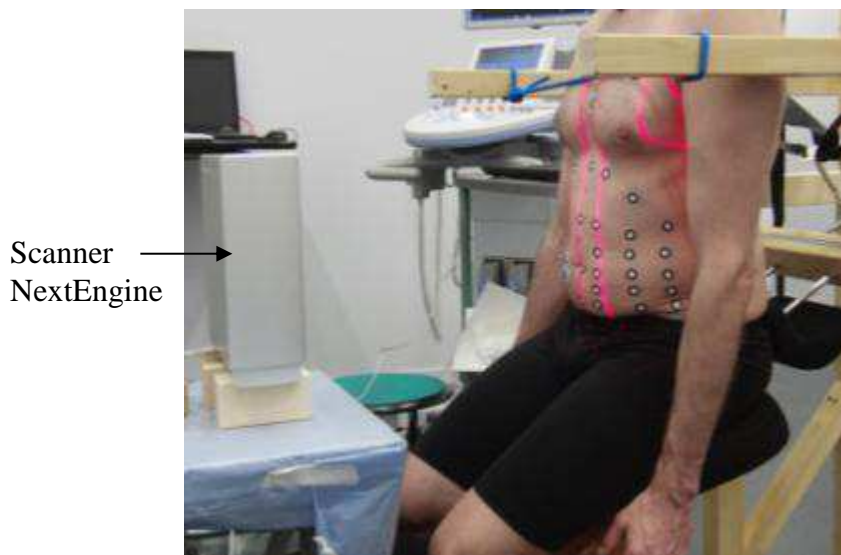


Figure 70. Acquisition de la géométrie externe de la paroi abdominale avec le scanner laser.

Les mesures au scanner 3D ont été réalisées dans la position de référence (au repos). Lors de l'acquisition scanner les sujets devaient rester immobile, ne pas parler et respirer calmement afin d'améliorer la qualité des images obtenues.

ii. Balayages échographiques

Les balayages échographiques ont été réalisés sur la moitié de la largeur de la paroi abdominale (par hypothèse de symétrie) sur trois niveaux (Figure 71) :

- sous-sternal ;
- sus-ombilical ;
- sous-ombilical.

Les balayages échographiques permettent d'obtenir des coupes transverses de la géométrie interne de la paroi abdominale pour différents niveaux.

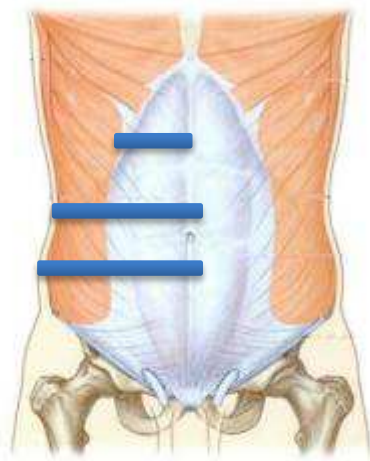


Figure 71. Localisation des mesures échographique balayant la moitié de l'abdomen

iii. Mesures d'effort avec la sonde échographique

La sonde a été utilisée, en plus de sa fonction première qu'est la réalisation d'échographie, pour appuyer localement en des endroits spécifiques de la paroi abdominale et déterminer des relations force-déplacement de la paroi. La surface de la sonde appuyant sur la paroi est plane et a une forme rectangulaire (47 mm*12 mm).

Les mesures d'effort avec la sonde ont été réalisées en plusieurs localisations (Figure 72) :

- Sur la ligne blanche avec la sonde en position horizontale ;
- sur le muscle droit avec la sonde échographique en position horizontale et verticale ;
- sur les muscles latéraux avec la sonde en position horizontale et verticale.

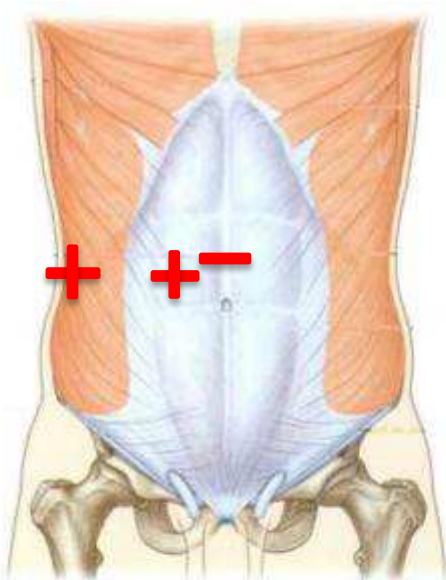


Figure 72. Localisation des mesures d'effort avec la sonde échographique

iv. Mesures EMG

Des acquisitions de signaux EMG ont été réalisées pour observer le niveau de contraction des muscles du volontaire au cours des différentes activités. Au repos, les signaux EMG ont été enregistrés pour contrôler que le sujet ne contracte pas ses muscles notamment au cours des

mesures d'effort avec la sonde échographique lors de la poussée de la sonde sur l'abdomen. Pour les autres activités (état contracté, manœuvre de Valsalva, Toux) les signaux EMG ont été enregistrés, afin de s'assurer que le volontaire contractait bien ses muscles.

v. Acquisitions vidéo

Des acquisitions vidéo ont été réalisées au cours de plusieurs activités (manœuvre de Valsalva, toux et ventre sorti), afin d'évaluer le déplacement de la paroi abdominale. La fréquence d'acquisition des caméras a été adaptée pour chaque activité :

- Pour la toux et la manœuvre de Valsalva, la fréquence a été réglée à 50 Hz.
- Pour le ventre sorti, la fréquence a été réglée à 20 Hz.

Des enregistrements vidéo ont également été réalisés au cours mesures d'effort avec sonde échographique pour suivre le déplacement de la sonde, et donc le déplacement de la paroi abdominale. La fréquence d'acquisition des caméras a alors était réglée à 20 Hz.

4.2.5. Déroulement des protocoles

i. Protocole A

Tout d'abord, des mesures ont été réalisées dans la position de référence :

- acquisition de la géométrie externe de la paroi abdominale ;
- balayages échographiques, mesures EMG et acquisitions vidéo simultanés ;
- mesures d'effort avec la sonde échographique en position horizontale sur la ligne blanche, mesures EMG et acquisitions vidéo simultanées.

Puis le sujet était tiré en arrière. Dans cette position les mesures étaient identiques à celles au repos :

- balayages échographiques, mesures EMG et acquisitions vidéo simultanés ;
- mesures d'effort avec la sonde échographique en position horizontale sur la ligne blanche, mesures EMG et acquisitions vidéo simultanées.

L'activité suivante réalisée par le sujet était la toux, au cours de laquelle les mesures étaient :

- acquisition vidéo et mesures EMG simultanées.

Enfin le sujet avait pour consigne d'effectuer la manœuvre de Valsalva. Les mesures réalisées pour cette activité étaient :

- acquisition vidéo et mesures EMG simultanées ;
- mesures d'effort avec la sonde échographique en position horizontale sur la ligne blanche, mesures EMG et acquisitions vidéo simultanées.

ii. Protocole B

En premier lieu, des mesures ont été effectuées dans la position de référence, à savoir :

- balayages échographiques, mesures EMG et acquisitions vidéo simultanés ;
- mesures d'effort avec la sonde échographique en position horizontale et verticale sur 3 localisations, mesures EMG et acquisitions vidéo simultanées.

Puis, des mesures ont été réalisées lors de la manœuvre de Valsalva :

- acquisition vidéo et mesures EMG simultanées ;
- balayages échographiques, mesures EMG et acquisitions vidéo simultanés ;
- mesures d'effort avec la sonde échographique en position horizontale et verticale sur 3 localisations, mesures EMG et acquisitions vidéo simultanées.

Finalement, des mesures ont été effectuées lors de l'activité ventre sorti :

- acquisition vidéo et mesures EMG simultanées ;
- balayages échographiques, mesures EMG et acquisitions vidéo simultanés ;

Pour résumer, les différentes mesures effectuées au cours des deux protocoles sont synthétisées dans le Tableau 20.

Tableau 20. Mesures réalisées au cours des protocole A et B

| | Activités | Balayages échographiques | Mesures d'effort avec sonde | | Cinématique Films vidéo | EMG |
|-------------|-----------------|-----------------------------|-----------------------------|-------------------------------------|----------------------------|-----|
| | | | Ligne blanche | Muscle droit et muscles latéraux | | |
| PROTOCOLE A | Repos | oui | oui | x | oui | oui |
| | Valsalva | x | oui | x | oui | oui |
| | Ventre sorti | x | x | x | x | x |
| | Tiré en arrière | oui | oui | x | oui | oui |
| | Toux | x | x | x | oui | oui |
| PROTOCOLE B | Repos | oui | oui | oui | oui | oui |
| | Valsalva | oui | oui | oui | oui | oui |
| | Ventre sorti | oui | x | x | oui | oui |
| | Tiré en arrière | x | x | x | x | x |
| | Toux | x | x | x | x | x |

4.2.6. Analyse des données

Pour l'analyse des mesures de la paroi abdominale sous chargement externe avec la sonde échographique, les coordonnées 3D des marqueurs situés sur la sonde échographique ont été récupérées grâce à l'analyse des films vidéo avec le logiciel de corrélation d'images Vic 3D. Lors des mesures, les sujets ont légèrement bougé. Ainsi le déplacement du sujet au niveau du sternum a été ôté pour pouvoir récupérer le déplacement de la sonde appuyant sur la paroi. Pour les mesures d'effort sur la ligne blanche, sur le muscle droit et sur les muscles latéraux, la direction de poussée est toujours perpendiculaire à la surface tangente de la paroi abdominale. Lors de l'effort sur la ligne blanche la direction, la composante de l'effort sur Z est beaucoup plus importante que la composante de l'effort sur X ou Y du repère expérimental lié au siège. Lors de la poussée sur les muscles latéraux, la composante de l'effort sur X est beaucoup plus importante que la composante de l'effort sur Y ou Z. Cependant, cela est plus complexe pour l'effort exercé sur le muscle droit. Ainsi, pour pouvoir comparer ces trois localisations, le déplacement de la sonde a été normé. Le déplacement de la sonde (D_{sonde}) est ainsi défini par :

$$\|\vec{D}_{sonde}\| = \sqrt{D_x^2 + D_y^2 + D_z^2}$$

, avec D_x , D_y et D_z les déplacements mesurés respectivement suivant les axes X, Y et Z (Figure 73).

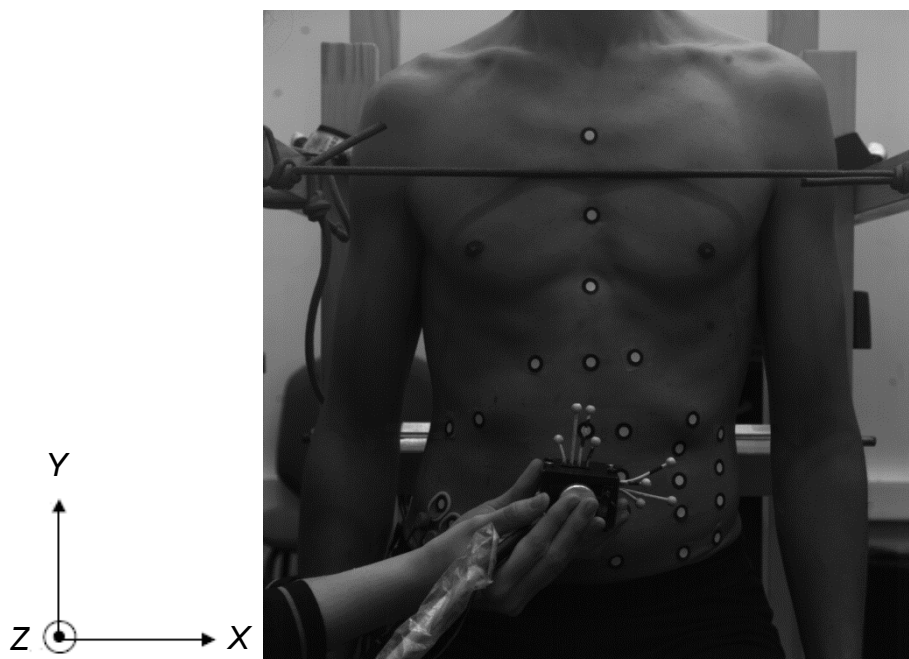


Figure 73. Position du sujet lors de la mesure d'effort avec la sonde échographique dans le repère (XYZ).

Au cours des mesures, la force a été recueillie par le capteur d'effort. Ainsi les courbes de la force en fonction de la norme du déplacement de la sonde ont été tracées. A partir de ces courbes et comme pour le chargement par contact dans les expérimentations *ex vivo*, une raideur locale en N/mm a été déterminée.

Pour les différentes mesures, les signaux EMG ont été observés pour vérifier que la consigne était bien respectée. Plus précisément, il s'agit de vérifier si les muscles abdominaux étaient bien contractés lors des activités qui le demandaient, et ainsi vérifier la pertinence des résultats.

4.2.7. Analyse statistique

Afin d'évaluer l'influence de l'activité physique, de l'orientation de la sonde et de la localisation des mesures sur la paroi abdominale sur la raideur de la paroi abdominale, des tests statistiques ont été réalisés. Le Test non-paramétrique de Wilcoxon (Wilcoxon, 1945) pour échantillons appariés a été utilisé. Une valeur de $p < 0,05$ a été choisie comme risque de 1^{ère} espèce.

L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel Statgraphics (StatPoint Technologies, Inc., Warrenton, Virginie, USA).

4.2.8. Evaluation de la reproductibilité de la méthode

Lors du protocole A et B, les mêmes mesures d'effort avec la sonde échographique en position horizontale ont été réalisées sur la ligne blanche au repos et lors de la manœuvre de Valsalva. Si aucune différence significative n'est trouvée entre les deux séries de mesures, nous pouvons évaluer la reproductibilité de la méthodologie.

Le coefficient de variation global (CV) a été utilisé pour évaluer la reproductibilité sur tout le groupe de sujet et peut être défini comme

$$CV = \sum_{j=1}^m CV_j / m$$

, avec m le nombre de sujets ($m = 7$ pour notre étude), et CV_j défini par

$$CV_j = \frac{d_j}{x_j}$$

, où x_j est la moyenne des deux mesures calculée pour chaque sujet et où d_j est la différence absolue entre la mesure du protocole A et la mesure du protocole B pour chaque sujet.

4.3. Résultats

Nous nous sommes tout d'abord intéressés aux mesures effectuées pour le protocole A, où une seule localisation a été considérée : la ligne blanche.

Les courbes force-déplacement obtenues pour les 3 chargements étudiés sont quasi-linéaires (coefficient de corrélation moyen $R=0,946$ [0,859-0,990]). A titre d'exemple, les courbes ont été tracées pour un sujet au repos, lorsqu'il est tiré en arrière (« contracté ») et lors de la manœuvre de Valsalva (Figure 74 – Annexe 3).

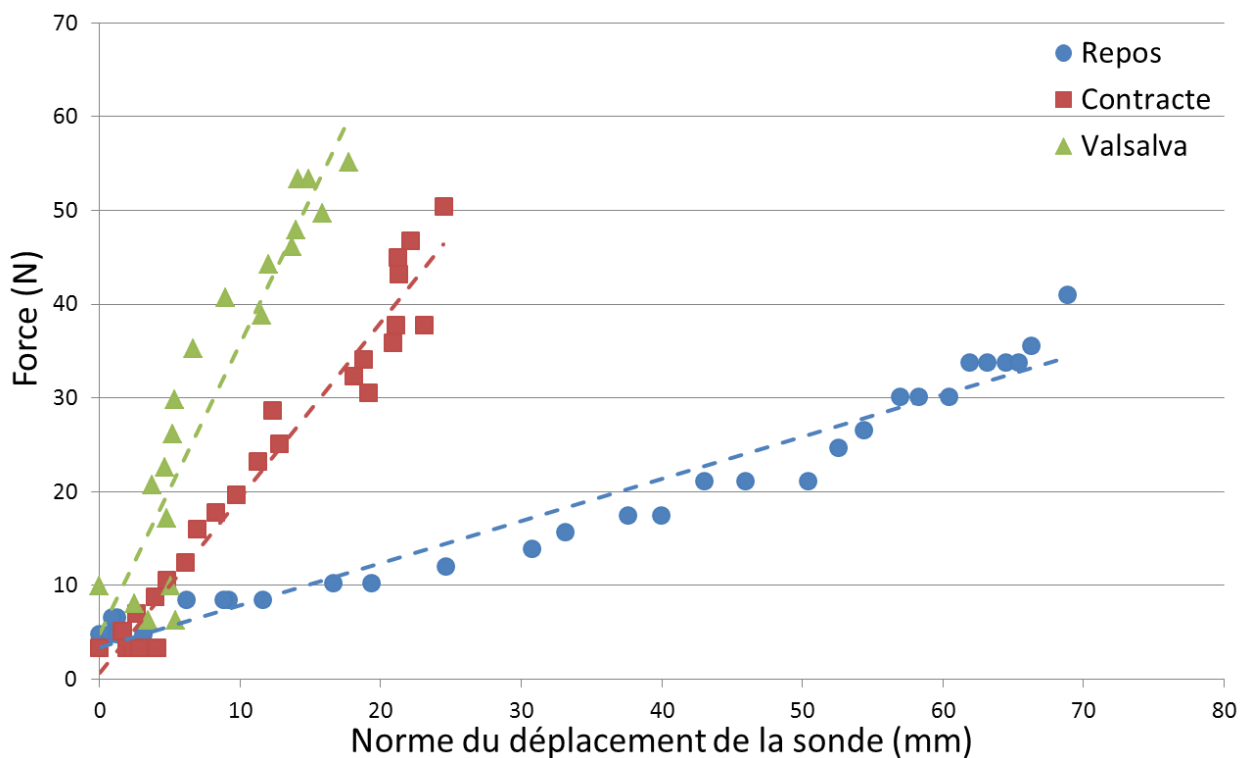


Figure 74. Courbe force-norme du déplacement du chargement externe de la sonde sur la ligne blanche pour le protocole A pour un sujet.

Les valeurs de raideurs locales pour les onze sujets et les trois activités réalisées lors du protocole A (repos, lorsque le sujet est tiré en arrière et lors de la manœuvre de Valsalva) sont répertoriées dans le Tableau 21.

Tableau 21. Raideur locale (N/mm) calculée à partir de la mesure d'effort avec la sonde échographique sur la ligne blanche en position horizontale au repos, lorsque le sujet est tiré en arrière et lors de la manœuvre de Valsalva (protocole A).

| Sujets | Repos (N/mm) | Contracte (N/mm) | Valsalva (N/mm) |
|------------|-----------------|---------------------|--------------------|
| S01 | 0,40 | 0,61 | - |
| S02 | 0,43 | - | 1,32 |
| S03 | 0,66 | 0,73 | 0,32 |
| S04 | 0,65 | 0,54 | 1,11 |
| S05 | 0,33 | 0,25 | 5,01 |
| S06 | 0,48 | 1,00 | 1,47 |
| S07 | 0,45 | 1,87 | 3,09 |
| S08 | 0,41 | 0,45 | 1,61 |
| S09 | 0,40 | 0,45 | 4,22 |
| S10 | 0,44 | 0,45 | 2,41 |
| S11 | 0,77 | 0,59 | 1,00 |
| moyenne | 0,49 | 0,69 | 2,15 |
| Ecart-type | 0,13 | 0,43 | 1,44 |
| CV | 26,5 % | 62,3 % | 67,0 % |

Durant le protocole A, la mesure d'effort lors de la manœuvre de Valsalva a été omise pour le sujet S01. Un problème avec l'enregistrement vidéo est survenu pour le sujet S02 lors de l'état contracté (sujet tiré en arrière).

La raideur locale moyenne au repos est de 0,49 N/mm. Cette raideur a tendance à augmenter lorsque le sujet est tiré en arrière jusqu'à 0,69 N/mm. Enfin lors de la manœuvre de Valsalva, chargement physiologique où l'activité musculaire est la plus importante, la raideur locale est de 2.15 N/mm.

Les tests statistiques indiquent qu'il n'y a pas de différence significative de raideur entre l'état de repos et l'état contracté quand le sujet est tiré en arrière ($p=0,36$). Une différence de raideur significative a été obtenue entre le repos et la manœuvre de Valsalva ($p=0,01$). Il y a également une différence significative entre la raideur obtenu lorsque le sujet est tiré en arrière et lors de la manœuvre de Valsalva ($p=0,02$).

Pour le sujet S03, la raideur lors de la manœuvre de Valsalva était plus faible qu'au repos et lors de l'état contracté alors que chez tous les autres sujets la raideur maximum a été obtenue pour la manœuvre de Valsalva. Les signaux EMG montrent que les muscles du sujet S03 n'étaient pas contractés lors de cette activité et donc que la consigne n'a pas été respectée. L'analyse des signaux EMG a également montré que lors de l'état contracté, l'activité musculaire de certains sujets n'était pas supérieure à l'état repos. Cela a été observé pour les sujets S04, S05, S08 et S09. En revanche pour d'autres sujets, l'activité musculaire donnée par les signaux EMG semblait plus importante qu'au repos mais une raideur similaire voire plus faible a été trouvée (S05, S10 et S11).

Au cours du protocole B, la paroi abdominale de 7 sujets, ayant déjà effectué le protocole A, a également été chargée sur la ligne blanche au repos et durant la manœuvre de Valsalva. Ces données sont répertoriées dans le Tableau 22 et sont comparées avec les valeurs obtenues lors du protocole A.

Tableau 22. Raideur locale (N/mm) calculée à partir de la mesure d'effort avec la sonde échographique sur la ligne blanche en position horizontale au repos et lors de la manœuvre de Valsalva (protocole A et B).

| Sujets | Repos (N/mm) | | Valsalva (N/mm) | |
|---------|--------------|------|-----------------|------|
| | A | B | A | B |
| S01 | 0,40 | 0,51 | - | 1,13 |
| S05 | 0,33 | 0,55 | 5,01 | 3,68 |
| S07 | 0,45 | 0,40 | 3,09 | 1,95 |
| S08 | 0,41 | 0,58 | 1,61 | 2,31 |
| S09 | 0,40 | 0,60 | 4,22 | 3,38 |
| S10 | 0,44 | 0,35 | 2,41 | 1,34 |
| S11 | 0,77 | 0,81 | 1,00 | 1,50 |
| Moyenne | 0,46 | 0,54 | 2,89 | 2,19 |
| SD | 0,13 | 0,14 | 1,40 | 0,93 |

La comparaison de ces deux séries de mesures permet d'évaluer la reproductibilité de la méthodologie mises en œuvre. En effet, lors du protocole B, le chargement de la sonde échographique sur la paroi abdominale a été effectué par un autre opérateur et à plusieurs semaines d'intervalle.

Comme pour le protocole A, une différence de raideur significative a été trouvée entre la position de repos et la manœuvre de Valsalva ($p=0,022$). Les valeurs de raideur locale obtenues pour la manœuvre de Valsalva sont en moyenne 7 fois supérieures à celles obtenues au repos pour le protocole A, et sont en moyenne 4 fois supérieures pour le protocole B. Si on considère les deux protocoles, les raideurs locales obtenues durant la manœuvre de Valsalva sont en moyenne 6 fois supérieures à celles obtenues au repos. Les raideurs au repos obtenues lors du protocole B sont du même ordre de grandeur mais en moyenne supérieures à celles obtenues pour le protocole A (0,54 vs 0,48 N/mm). Aucune différence significative n'a été trouvée entre les deux séries de mesures ($p=0,076$). Les raideurs obtenues lors de la manœuvre de Valsalva sont également très similaires, respectivement 2,89 N/mm pour le protocole A et 2,19N/mm pour le protocole B. Il n'y a pas de différences significatives entre ces deux séries de mesures ($p=1$).

Les valeurs de raideurs obtenues au cours des deux protocoles ont été utilisées pour calculer une raideur moyenne en fonction de l'état de contraction. La différence absolue entre les deux valeurs de raideur ainsi que le coefficient de variation ont été calculés pour chaque sujet. Ces données sont présentées dans le Tableau 23.

Tableau 23. Raideur moyenne calculée à partir des mesures des deux protocoles pour le repos et la manœuvre de Valsalva.

| Sujets | Repos | | | Valsalva | | |
|--------|------------------------|--------------|------------|------------------------|--------------|------------|
| | Raideur moyenne (N/mm) | d_j (N/mm) | CV_j (%) | Raideur moyenne (N/mm) | d_j (N/mm) | CV_j (%) |
| S01 | 0,45 | 0,11 | 24,4 | - | - | - |
| S05 | 0,44 | 0,23 | 51,5 | 4,35 | 1,33 | 30,5 |
| S07 | 0,43 | 0,04 | 10,3 | 2,52 | 1,14 | 45,1 |
| S08 | 0,49 | 0,18 | 35,6 | 1,96 | 0,70 | 35,8 |
| S09 | 0,50 | 0,20 | 39,9 | 3,80 | 0,83 | 21,9 |
| S10 | 0,40 | 0,09 | 21,9 | 1,88 | 1,07 | 57,2 |
| S11 | 0,79 | 0,03 | 4,3 | 1,25 | 0,51 | 40,6 |

Le coefficient de variation global du protocole était de 26,8 % pour la position au repos et de 38,5 % pour la manœuvre de Valsalva.

Au cours du protocole B, les mesures d'effort avec la sonde échographique ont été réalisées sur la ligne blanche (LA), sur le muscle droit de l'abdomen (GD) et sur les muscles latéraux (OE) et avec plusieurs orientations de la sonde (horizontale (H) et verticale (V)). Les différentes raideurs calculées sont présentées dans le Tableau 24.

Tableau 24. Raideurs (N/mm) calculées en différentes localisations et avec différentes orientations de sonde.

| Sujets | Raideur (N/mm) au repos | | | | | Raideur (N/mm) pendant Valsalva | | | | |
|---------|-------------------------|------|------|------|------|---------------------------------|------|------|------|------|
| | LA | GD-H | GD-V | OE-H | OE-V | LA | GD-H | GD-V | OE-H | OE-V |
| S01 | 0,51 | 0,51 | 0,40 | 0,95 | 0,51 | 1,13 | 1,60 | 1,40 | 1,49 | 0,97 |
| S05 | 0,55 | 0,41 | 0,39 | 0,63 | 0,96 | 3,68 | 1,97 | 1,48 | 3,27 | 1,76 |
| S07 | 0,40 | 0,52 | 0,55 | 0,88 | - | 1,95 | 1,54 | 2,55 | 1,84 | 2,45 |
| S08 | 0,58 | 0,63 | 0,95 | 0,91 | 0,77 | 2,31 | 1,70 | 1,87 | 1,13 | 1,11 |
| S09 | 0,60 | 0,81 | 1,03 | 1,32 | 1,01 | 3,38 | 2,32 | 3,85 | 3,06 | 1,92 |
| S10 | 0,35 | 0,58 | 0,62 | 1,02 | 1,02 | 1,34 | 1,97 | 1,33 | 1,36 | 1,03 |
| S11 | 0,81 | 0,80 | 0,88 | 1,07 | 0,46 | 1,50 | 2,45 | 1,89 | 1,12 | 1,93 |
| Moyenne | 0,54 | 0,61 | 0,69 | 0,97 | 0,79 | 2,19 | 1,94 | 2,05 | 1,89 | 1,60 |
| SD | 0,14 | 0,14 | 0,25 | 0,19 | 0,23 | 0,93 | 0,32 | 0,83 | 0,84 | 0,53 |

Les mêmes résultats observés sur la ligne blanche ont été obtenus pour les muscles droits et les muscles latéraux. En effet, la raideur obtenue lors de la manœuvre de Valsalva est supérieure de manière significative à celle calculée au repos ($p < 0,036$).

L'orientation de la sonde n'a pas d'influence sur la mesure de la raideur. Aucune différence significative n'a été trouvée entre les mesures avec la sonde en position horizontale et verticale ($p > 0,2$).

Les raideurs locales obtenues sur la ligne blanche et sur le muscle droit sont similaires pour les activités physiologiques étudiées. Au repos, une différence de raideur significative ($p = 0,02$) a été trouvée entre la partie antérieure de la paroi abdominale (ligne blanche et muscle droit) et la partie latérale (muscles latéraux). Durant la manœuvre de Valsalva, les muscles sont contractés, et il n'y a aucune différence significative de raideur entre les différentes localisations.

4.4. Discussion

Durant les examens sur volontaires, un chargement a été appliqué avec la sonde échographique sur la surface externe de la paroi abdominale. La raideur locale de la paroi abdominale a ainsi pu être calculée pour différentes activités physiologiques. Quelques études se sont également intéressées à la mesure de la raideur de la paroi abdominale par indentation [51, 75]. Dans l'étude de Mayrose et al. (2008) [51], un opérateur est venu appuyer avec son doigt sur la paroi abdominale. Son doigt étant équipé d'un système de capteurs, le déplacement et la force exercée sur la paroi abdominale ont été recueillis. Pour les mesures de raideur dans l'étude de Van Ramshorst et al. (2010) [75], le chargement de la paroi a été réalisé avec un objet de forme et de dimensions différentes de celles de la sonde échographique (respectivement demi-sphère de diamètre de 20 mm et rectangle de 47 mm*12 mm). Van Ramshorst et al. [75] ont également évalué la raideur de la paroi abdominale dans 3 positions (assis, couché, debout) et au cours de trois activités physiologiques (inspiration, expiration et manœuvre de Valsalva).

Les différentes activités effectuées par les sujets au cours des protocoles A et B représentent différents niveaux d'activité musculaire. Les raideurs obtenues augmentent en fonction de l'activité musculaire. En effet, au repos où l'activité musculaire est faible, la raideur moyenne est de 0,49 N/mm. Elle augmente lorsque le sujet est tiré en arrière (0,69 N/mm). Enfin, la raideur du repos est en moyenne quadruplée lors de la manœuvre de Valsalva. Les valeurs de raideur obtenues dans les travaux de Mayrose et al. [51] sont 10 fois inférieures aux valeurs obtenues au cours de nos examens. Ceci peut s'expliquer par la différence de forme et de dimension du système venant appuyer sur la paroi. Cependant, les valeurs de raideurs de paroi abdominale calculées par Van Ramshorst et al. [75] sont du même ordre de grandeur que les raideurs trouvées dans notre étude. Ils ont aussi obtenu des valeurs de raideur maximales pour la manœuvre de Valsalva.

Une plus grande variabilité entre les sujets a été observée lors des activités sollicitant une contraction musculaire (coefficient de variation de 26%, 62% et 67% respectivement au repos, lorsque le sujet est tiré en arrière et durant la manœuvre de Valsalva). Cette différence peut être expliquée par les différences de conditions physiques entre les sujets ; le niveau de contraction musculaire des sujets est différent en fonction de leurs conditions physiques. Au repos, la partie latérale de la paroi abdominale est plus raide que la partie antérieure. Une fois tous les muscles contractés, la raideur de la paroi abdominale est similaire pour toutes les localisations.

La reproductibilité du protocole a été évaluée avec les mesures de raideur locale réalisées sur la ligne blanche pour les 2 protocoles. Le coefficient de variation des deux séries de mesure était de 26,8% pour la position au repos et de 38,5% pour la manœuvre de Valsalva. Plusieurs facteurs peuvent expliquer les différences obtenues entre les deux protocoles comme le changement d'opérateur, la position du sujet sur le siège, la position de la sonde sur la paroi abdominale, le respect de la consigne par le sujet, et la capacité du sujet à reproduire la consigne demandée. En effet, il est difficile pour le sujet de reproduire de manière identique la contraction musculaire au cours des manœuvres de Valsalva. Van Ramshorst et al. [75] ont également quantifié la répétabilité de leurs mesures et ont trouvé un coefficient de variation global de 14%. Cette meilleure répétabilité est certainement due au plus grand nombre de sujets examinés (42 vs 7). De plus, leurs deux séries de mesures ont été effectuées successivement contrairement à notre étude où les sujets ont été examinés à plusieurs semaines d'intervalle.

Les résultats obtenus pour « l'état contracté » (lorsque le sujet est tiré en arrière) montrent qu'il s'agit d'une configuration d'essai incertaine. En effet, l'analyse des signaux EMG a montré que lors de l'état contracté, l'activité musculaire de certains sujets n'était pas supérieure l'activité au repos (S04, S05, S08 et S09). Pour d'autres sujets (S05, S10 et S11), une raideur similaire voire plus faible que celle au repos a été trouvée alors que l'activité musculaire donnée par les signaux EMG semblait plus importante qu'au repos. Ces différences de résultats peuvent s'expliquer par le niveau de charge (masse de 5kg) mal adapté pour tous les sujets. Il serait plus judicieux de choisir une masse représentant 10% de la masse du sujet plutôt qu'une masse identique pour tous les sujets, dont la corpulence est variable. Une autre raison pouvant expliquer cette différence de résultats est la mauvaise compréhension par certains sujets de la consigne. Comme les résultats sont incertains, nous avons décidé d'écarter cette activité du protocole patient.

4.5. Conclusion

Un protocole permettant de caractériser la paroi abdominale *in vivo* a été mis en place. Ce protocole permet d'évaluer la raideur locale de la paroi abdominale chez des sujets grâce à des mesures d'effort et des mesures de déplacement par stéréovision.

Cette recherche exploratoire a été réalisée en 2 temps avec l'application de deux protocoles (A et B). Les deux protocoles ont permis d'apporter des données complémentaires. De plus le protocole B a permis d'évaluer la reproductibilité de la méthode. En effet, il y a eu changement de l'opérateur chargé des mesures et repositionnement des sujets dans l'espace d'un protocole à l'autre. La reproductibilité de la méthode est un élément important pour envisager l'application de cette méthodologie sur patients, à deux temps différents (par ex. en pré et en post-opératoire).

Ces examens sur volontaires ont montré que la raideur locale de la paroi abdominale augmentait en fonction du niveau de contraction musculaire. Dans la situation au repos, une différence significative de raideur locale a été trouvée entre la partie latérale et la partie antérieure de la paroi abdominale. Au cours de la manœuvre de Valsalva, les valeurs de raideurs locales sont similaires pour toutes les localisations.

Afin de conforter les tendances observées, il faudrait réaliser ces examens sur un plus grand nombre de sujets volontaires. De plus, afin d'évaluer l'influence du sexe des sujets et de leur corpulence sur la raideur de la paroi abdominale, il faudrait inclure davantage de femmes et de sujets plus corpulents à l'étude. Enfin, pour améliorer l'interprétation des résultats, il serait également intéressant de pouvoir relier de manière quantitative la contraction musculaire donnée par les signaux EMG et la raideur de la paroi abdominale. Pour le moment, nous nous sommes seulement intéressés aux EMG comme moyen qualitatif pour vérifier l'activité musculaire des sujets au cours des différentes activités.

Les différents résultats obtenus des deux protocoles A et B ont permis de mettre au point un protocole C qui sera dans une autre thèse appliqué sur patients atteints d'événement, capable d'évaluer notamment la raideur locale en pré- et post-opératoire.

Conclusion

Les chirurgies de traitement des éventrations sont des procédures courantes. Même si la mise en place de prothèse a considérablement amélioré le traitement des éventrations, des douleurs chez les patients et des récurrences peuvent survenir. Afin d'optimiser davantage les réparations, les propriétés mécaniques des implants devraient se rapprocher de celles d'une vraie paroi abdominale. Au cours de cette thèse, nous avons évalué le comportement global de la paroi abdominale. Des données sur la réponse mécanique de la paroi ont été acquises en vue du développement d'un modèle numérique, dont l'objectif serait d'évaluer l'effet de différents types de prothèse sur la réponse mécanique de la paroi abdominale, notamment en phase de développement de nouvelles prothèses. De plus, cet outil pourrait être utile aux cliniciens, qui avec des modèles personnalisés pourront encore améliorer la technique de réparation chirurgicale en optimisant la taille de l'implant et la méthode de fixation en fonction de chaque patient.

Dans une première étape, un état de l'art nous a permis d'avoir des connaissances sur l'anatomie et donc la géométrie du sujet d'étude. Peu d'études rapportent les propriétés mécaniques de la paroi abdominale. Ces quelques études ont toutefois montré le comportement anisotrope de la paroi abdominale globale. Enfin, quelques modèles numériques et analytiques ont été développés, mais ils concernent principalement la ligne blanche ou les muscles latéraux et non pas l'ensemble de la paroi abdominale. Ces données éparses rendent difficile la création d'un modèle numérique validé de toute la paroi abdominale. Ainsi, nous avons choisi de réaliser des expérimentations sur la paroi abdominale pour acquérir des données nécessaires au développement d'un modèle.

La première phase de nos recherches a ainsi été dédiée à la mise en place d'un nouveau protocole expérimental permettant de caractériser *ex vivo* la paroi abdominale tout entière. Cette étape a permis d'acquérir des données sur le comportement passif de la paroi abdominale. Comme il s'agissait d'une phase de développement, le protocole a été réalisé sur des tissus d'origine animale. Ce protocole nous a permis d'observer simultanément les déformations sur la surface externe (coté peau), seul côté accessible *in vivo*, et la surface interne (côté péritoine), lieu où l'implant est fixé. Nous avons ainsi pu constater que les déformations sur ces deux surfaces sont différentes et que la relation entre les déformations n'est pas clairement établie. Ces tests sous chargement contrôlé (pression et contact) pourront permettre d'identifier par méthode inverse les propriétés mécaniques de la paroi abdominale. Ce protocole a également permis de caractériser successivement une même paroi abdominale sous trois états distincts : intacte, avec un défaut simulant une éventration, et enfin réparée avec un implant. Nous avons pu observer que la lésion modifiait le comportement global d'une paroi abdominale et que la pose d'un implant en position intrapéritonéale permettait de retrouver une réponse mécanique proche de celle de la paroi saine. Enfin, les expérimentations réalisées pour les états lésé et réparé apportent des données de validation pour un modèle numérique simulant une paroi avec un défaut herniaire et une réparation de la paroi par pose d'implant.

La deuxième partie de ce travail de recherche a consisté à appliquer le protocole, validé grâce aux expérimentations sur paroi porcine, sur des parois humaines. De légères modifications ont été apportées au protocole pour s'adapter à la géométrie des parois abdominales humaines. Comme pour la première phase de la thèse, ces expérimentations ont permis de mettre en évidence les différences entre les déformations sur la surface interne et sur la surface externe,

l'influence d'un défaut et d'une réparation sur le comportement de la paroi abdominale, et apporter des données pour la création et la validation d'un modèle passif de la paroi abdominale humaine. Des données similaires (déformation moyenne sur la surface externe de 5,3 % pour les 2 espèces) ont été obtenues pour les deux espèces testées, montrant que le modèle porcin est représentatif du comportement de la paroi abdominale humaine saine.

Cette approche expérimentale *ex vivo* comporte toutefois certaines limitations. La courbure et la tension initiales n'ont pas été mesurées *in vivo* avant le prélèvement et n'ont donc pas pu être reproduites lors de la fixation. Cependant, nous avons fait en sorte que la paroi ne soit pas à plat dans le montage. Lors des expérimentations, la paroi abdominale a été serrée sur tout son pourtour pour pouvoir la mettre en pression. Ces conditions aux limites très contraignantes ne sont pas représentatives des conditions *in vivo* et entraînent des artefacts sur les mesures de corrélation d'images, limitant ainsi la zone d'étude à la partie centrale de la paroi abdominale. Peu de spécimens ont été testés au cours de ces expérimentations, rendant l'interprétation des résultats difficile. Cela est d'autant plus vrai pour les spécimens humains, où deux parois présentent des anomalies (défaut de positionnement dans le montage et défaut anatomique). Afin de conforter les tendances observées, il faudrait réaliser ces expérimentations sur un nombre plus important de paroi abdominale. Enfin même si les parois abdominales porcines et humaines présentent des déformations moyennes à l'état sain similaires, les résultats obtenus pour les deux espèces sont difficilement comparables. En effet, les montages permettant de tester les parois abdominales n'ont pas la même forme et pas la même surface. Une forme triangulaire a été choisie pour les animaux pour pouvoir conserver le plus de matière lors des expérimentations. La paroi humaine étant de forme et de dimension inférieure, un nouveau montage a été utilisé. Le montage pour les parois humaines présente l'avantage d'être un montage symétrique, permettant d'évaluer les différences entre les déformations suivant les directions longitudinale et transverse de la paroi abdominale. Afin de comparer les deux espèces, une perspective de ce travail de thèse serait de solliciter les parois animales et humaines dans le même montage, et donc au vue des conditions de symétrie, dans celui utilisé pour l'humain (forme du trou octogonal).

Enfin, dans la troisième partie de cette thèse, une étude exploratoire a été mise en place pour évaluer le comportement *in vivo* de la paroi abdominale humaine. Cette étude a permis de considérer les conditions aux limites et de chargement physiologiques ainsi que l'activité des muscles, ce que les expérimentations *ex vivo* ne permettaient pas. Les examens sur volontaires ont permis d'évaluer des raideurs locales de la paroi abdominale pour différentes sollicitations physiologiques correspondants à différents états de contractions musculaires. Ces examens ont montré que la raideur locale de la paroi augmentait en fonction du niveau de contraction des muscles pouvant atteindre en moyenne six fois la valeur au repos. Nous avons également trouvé une différence significative de raideur entre la partie latérale et la partie antérieure de la paroi abdominale dans la situation au repos, tandis que lors de de la manœuvre de Valsalva, les valeurs de raideurs locales sont similaires pour toutes les localisations. Enfin, des mêmes mesures d'effort avec la sonde échographique réalisées au cours de deux protocoles ont permis d'évaluer la reproductibilité des mesures. Comme pour l'approche expérimentale *ex vivo*, un plus grand nombre de sujets permettrait de conforter les tendances observées. De plus l'intégration dans l'étude d'un plus grand nombre de femmes et de personnes corpulentes permettrait d'évaluer l'influence du sexe et de la corpulence sur la raideur locale de la paroi abdominale. Une autre perspective de l'étude serait de relier de manière quantitative la contraction musculaire donnée par les signaux EMG et la raideur de la paroi abdominale.

Les données acquises au cours de ce volet *in vivo* permettront d'intégrer au modèle une géométrie et des conditions aux limites plus réalistes, de prendre en compte l'activité musculaire et ainsi passer d'un modèle de paroi abdominal passif à actif.

Ainsi, au cours de la thèse, une caractérisation progressive de la paroi abdominale a été réalisée. A chaque étape, de nouvelles données ont été acquises permettant d'analyser la paroi passive et active, sous des chargements contrôlés, puis physiologiques.

Plusieurs perspectives plus générales s'offrent à cette recherche. Dans cette thèse, on s'est intéressé uniquement au comportement global de la paroi abdominale. Cependant, la paroi abdominale est une structure complexe, hétérogène, composée de différentes structures musculaires et aponévrotique dont la géométrie, l'orientation des fibres et les propriétés mécaniques diffèrent. Il serait donc intéressant d'évaluer les propriétés des différents constituants de la paroi abdominale et ce notamment dans les conditions *in vivo*.

Dans la troisième partie de notre travail, on s'est intéressé uniquement à la caractérisation de la paroi abdominale chez des sujets sains. Or, en vue de développer et valider un modèle de paroi biofidèle avec un défaut herniaire et une réparation avec un implant, il serait également souhaitable d'évaluer, comme lors des expérimentations *ex vivo*, l'influence d'une lésion et d'une réparation sur le comportement *in vivo* de la paroi abdominale. En effet, avec des conditions aux limites plus réalistes et la prise en considération de l'activité musculaire, les effets de la lésion et de la réparation pourraient être modifiés. Les données obtenues au cours des expérimentations *in vivo* ont permis la mise en place d'un protocole qui sera prochainement appliqué sur des sujets présentant des éventrations, avant et après traitement à l'aide d'un implant.

Publications

Publications à revues internationales avec comité de lecture

‘Mechanical response of animal abdominal walls *in vitro*: Evaluation of the influence of a hernia defect and a repair with a mesh implanted intraperitoneally.’

F. Podwojewski, M. Otténio, P. Beillas, G. Guérin, F. Turquier, D. Mitton

Journal of Biomechanics, Available online 23 October 2012

Communications à congrès scientifiques internationaux avec comité de lecture et actes

‘Evaluation of the influence of a defect simulating an incisional hernia on the *ex vivo* biomechanical response of the abdominal wall’

F. Podwojewski, M. Otténio, P. Beillas, G. Guérin, F. Turquier, D. Mitton

32nd *International Congress of the European Hernia Society*, Istanbul, 6-9 Octobre, 2010

‘*Ex vivo* mechanical response of an abdominal wall in full day’

F. Podwojewski, M. Otténio, P. Beillas, G. Guérin, F. Turquier, D. Mitton

33rd *International Congress of the European Hernia Society*, Ghent, 10-13 Mai, 2011

‘Evaluation of the influence of a defect and of mesh reparation on the *ex vivo* biomechanical behaviour of the abdominal wall’

F. Podwojewski, M. Otténio, P. Beillas, G. Guérin, F. Turquier, D. Voirin, D. Mitton

5th *International Hernia Congress*, New York, 28-31 Mars, 2012

‘Mechanical response of porcine and human abdominal wall: intact and incised’

F. Podwojewski, M. Otténio, P. Beillas, G. Guérin, F. Turquier, D. Mitton

18th *Congress of the European Society of Biomechanics*, Lisboa, 1-4 July, 2012

Journal of Biomechanics, Volume 45, Supplement 1, July 2012, Pages S584

Références

- [1] Hardeep Singh Ahluwalia. Anatomy of the anterior abdominal wall. *Operative Techniques in General Surgery*, pages 147–155, 2004.
- [2] Anne-Marie Ainscough-Potts, Matthew C Morrissey, and Duncan Critchley. The response of the transverse abdominis and internal oblique muscles to different postures. *Manual Therapy*, 11:54–60, 2006.
- [3] Carlos Roberto Amorim, Fábio Xerfan Nahas, Virgínio Cândido Tosta de Souza, Pedro Bins Ely, Romar Ângelo Barbato Silveira, Neil Ferreira Novo, and Lydia Masako Ferreira. Tensile strength of the posterior and anterior layer of the rectus abdominis muscle sheath in cadavers. *Acta Cirúrgica Brasileira*, 22 (4):255–259, 2007.
- [4] Hubertus Axer, Diedrich Graf v. Keyserlingk, and Andreas Prescher. Collagen fibers in linea alba and rectus sheaths - i. general scheme and morphological aspects. *Journal of Surgical Research*, 96:127–134, 2001.
- [5] Hubertus Axer, Diedrich Graf v. Keyserlingk, and Andreas Prescher. Collagen fibers in linea alba and rectus sheaths - ii. variability and biomechanical aspects. *Journal of Surgical Research*, 96:239–245, 2001.
- [6] R. Bendavid. *Abdominal wall hernias: principles and management*. Springer Verlag, 2001.
- [7] Marcel Binnebösel, Raphael Rosch, Karsten Junge, Thomas C. Flanagan, Robert Schwab, Volker Schumpelick, and Uwe Klinge. Biomechanical analyses of overlap and mesh dislocation in an incisional hernia model in vitro. *Surgery*, 142 (3):365–371, 2007.
- [8] J. Brizon and J. Castaing. *Les feuillets d’anatomie, fascicule XII: muscles du cou et du tronc*. Editions Maloine, 1985.
- [9] Stephen H. M. Brown. An ultrasound investigation into the morphology of the human abdominal wall uncovers complex deformation patterns during contraction. *European Journal of Applied Physiology*, 104:1021–1030, 2008.
- [10] Stephen H. M. Brown and Stuart M. McGill. Transmission of muscularly generated force and stiffness between layers of the rat abdominal wall. *Spine*, 34/2:E70–E75, 2009.
- [11] Stephen H.M. Brown and Stuart M. McGill. A comparison of ultrasound and electromyography measures of force and activation to examine the mechanics of abdominal wall contraction. *Clinical Biomechanics*, 25 (2):115–123, 2010.
- [12] A. Brunon, K. Bruyere-Garnier, and M. Coret. Mechanical characterization of liver capsule through uniaxial quasi-static tensile tests until failure. *Journal of biomechanics*, 43(11):2221–2227, 2010.
- [13] J.W.A. Burger. *Incisional Hernia: Etiology, Prevention, Treatment*. PhD thesis, Erasmus University Rotterdam, 2006.

- [14] EJM Campbell and JH Green. The behaviour of the abdominal muscles and the intra-abdominal pressure during quiet breathing and increased pulmonary ventilation. a study in man. *The Journal of Physiology*, 127(2):423–426, 1955.
- [15] P. Clavert, J.F. Kempf, F. Bonnomet, P. Boutemy, L. Marcelin, and J.L. Kahn. Effects of freezing/thawing on the biomechanical properties of human tendons. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 23(4):259–262, 2001.
- [16] W. S. Cobb, K.W. Kercher, and B.T. Heniford. Laparoscopic repair of incisional hernias. *Surgical Clinics of North America*, 85:91–103, 2005.
- [17] William S. Cobb. Normal intraabdominal pressure in healthy adults. *Journal of Surgical Research*, 129:231–235, 2005.
- [18] W.S. Cobb, J.B. Harris, J.S. Lokey, E.S. McGill, K.L. Klove, et al. Incisional herniorrhaphy with intraperitoneal composite mesh: a report of 95 cases. *American Surgeon*, 69(9):784–787, 2003.
- [19] Duncan J Critchley and Fiona J Coutts. Abdominal muscle function in chronic low back pain patients - measurement with real-time ultrasound scanning. *Physiotherapy*, 88(6):322–332, 2002.
- [20] M. Eriksson Crommert, M.M.Ekblom, and A.Thorstenson. Activation of transversus abdominis varies with postural demand in standing. *Gait & Posture*, in press:in press, 2011.
- [21] Richard L. Drake, Wayne Vogl, and Adam W.M. Mitchell. *Gray's Anatomie pour les étudiants*. Elsevier France, 2006.
- [22] D.R. Flum, K. Horvath, and T. Koepsell. Have outcomes of incisional hernia repair improved with time?: A population-based analysis. *Annals of surgery*, 237(1):129, 2003.
- [23] T. Förstemann, J.Trzewik, J.Holste, B.Batke, M.A.Konerding, T.Wolloscheck, and C.Hartung. Forces and deformations of the abdominal wall—a mechanical and geometrical approach to the linea alba. *Journal of Biomechanics*, 44 (4):600–606, 2011.
- [24] David Grässel, Andreas Prescher, Sabine Fitzek, Diedrich Graf v. Keyserlingk, and Hubertus Axer. Anisotropy of human linea alba: A biomechanical study. *Journal of Surgical Research*, 124:118–125, 2005.
- [25] J. Halm and J. Jeekel. Incisional hernia—long-term complications of abdominal surgery. *US Gastroenterol Rev*, pages 42–44, 2006.
- [26] B.T. Heniford, A. Park, B.J. Ramshaw, and G. Voeller. Laparoscopic repair of ventral hernias: nine years' experience with 850 consecutive hernias. *Annals of surgery*, 238(3):391, 2003.
- [27] H.J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, G. Rau, et al. Development of recommendations for semg sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*, 10(5):361, 2000.
- [28] B. Hernández-Gascón, J. Grasa, E. Peña, G. Pascual, J.M. Bellón, and B. Calvo. Numerical modelling of the abdominal wall applied to hernia surgery. *Journal of Biomechanics*, 45:S567, 2012.

- [29] B. Hernández, E. Peña, G. Pascual, M. Rodríguez, B. Calvo, M. Doblaré, and JM Bellón. Mechanical and histological characterization of the abdominal muscle. a previous step to modelling hernia surgery. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(3):392–404, 2011.
- [30] B. Hernández Gascón, E. Peña, H. Melero, G. Pascual, M. Doblaré, M.P. Ginebra, J.M. Bellón, and Calvo B. Mechanical behaviour of synthetic surgical meshes. finite element simulation of the herniated abdominal wall. *Acta Biomaterialia*, 7 (11):3905–13, 2011.
- [31] B. Hernández-Gascón, E. Peña, G. Pascual, M. Rodríguez, J.M. Bellón, and B. Calvo. Long-term anisotropic mechanical response of surgical meshes used to repair abdominal wall defects. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 5 (1):257–71, 2012.
- [32] C. Hollinsky and S. Sandberg. Measurement of the tensile strength of the ventral abdominal wall in comparison with scar tissue. *Clinical Biomechanics*, 22:88–92, 2007.
- [33] <http://stats.atih.sante.fr/mco/statghmmco.php>.
- [34] Willy Hwang, Jason C. Carvalho, Isaac Tarlovsky, and Aladin M. Boriek. Passive mechanics of canine internal abdominal muscles. *Journal of Applied Physiology*, 98:1829–1835, 2005.
- [35] A. Iqbal, M. Haider, R.J. Stadlhuber, A. Karu, S. Corkill, and C.J. Filipi. A study of intragastric and intravesicular pressure changes during rest, coughing, weight lifting, retching, and vomiting. *Surgical endoscopy*, 22(12):2571–2575, 2008.
- [36] E.K. John and I.D. Beith. Can activity within the external abdominal oblique be measured using real-time ultrasound imaging? *Clinical Biomechanics*, 22:972–979, 2007.
- [37] K. Junge, U. Klinge, A. Prescher, P. Giboni, M. Niewiera, and V. Schumpelick. Elasticity of the anterior abdominal wall and impact for the reparation of incisional hernias using mesh implants. *Hernia*, 5:113–118, 2001.
- [38] C. Justinger, I. Shklyar, P.Klein, and M.K. Schilling. Developing new strategies in abdominal wall closure using a virtual mechanical model. In *Hernia - 33rd International Congress of the European Hernia Society*, volume 15, page 55, 2011.
- [39] A. Kingsnorth. The management of incisional hernia. *Annals of The Royal College of Surgeons of England*, 88(3):252, 2006.
- [40] U. Klinge, B. Klosterhalfen, J. Conze, W. Limberg, B. Obolenski, AP Öttinger, and V. Schumpelick. Modified mesh for hernia repair that is adapted to the physiology on the abdominal wall. *European Journal of Surgery*, 164:951–960, 1998.
- [41] U. Klinge, M. Müller, C. Brücker, and V. Schumpelick. Application of three-dimensional stereography to assess abdominal wall mobility. *Hernia*, 2(1):11–14, 1998.
- [42] M. A. Konerding, P. Chantereau, V. Delventhal, J.-L. Holste, and Ackermann M. Biomechanical and histological evaluation of abdominal wall compliance with intraperitoneal onlay mesh implants in rabbits: A comparison of six different state-of-the-art meshes. *Medical Engineering & Physics*, 2011.

- [43] M.A. Konerding, M. Bohn, T. Wolloscheck, B. Batke, J.L. Holste, S. Wohler, J. Trzewik, T. Förstemann, and C. Hartung. Maximum forces acting on the abdominal wall: Experimental validation of a theoretical modeling in a human cadaver study. *Medical engineering & physics*, 2011.
- [44] Moritz A. Konerding, Michael Bohn, Tanja Wolloscheck, Boris Batke, Jörg-L.Holste, Stephen Wohler, Jürgen Trzewik, Thorsten Förstemann, and Christoph Hartung. Maximum forces acting on the abdominal wall: Experimental validation of a theoretical modeling in a human cadaver study. *Medical Engineering & Physics*, in press, 2011.
- [45] P. Konrad. The abc of emg. *Noraxon Inc. USA*, pages 1–60, 2005.
- [46] M. Korenkov, A. Beckers, J. Koebke, R. Lefering, T. Tiling, and H. Troidl. Biomechanical and morphological types of the linea alba and its possible role in the pathogenesis of midline incisional hernia. *European Journal of Surgery*, 167:909–914, 2001.
- [47] M. Korenkov, A. Paul, S. Sauerland, E. Neugebauer, M. Arndt, JP Chevrel, F. Corcione, A. Fingerhut, JB Flament, M. Kux, et al. Classification and surgical treatment of incisional hernia. *Langenbeck's Archives of Surgery*, 386(1):65–73, 2001.
- [48] D. Lomanto, SG Iyer, A. Shabbir, and W.K. Cheah. Laparoscopic versus open ventral hernia mesh repair: a prospective study. *Surgical endoscopy*, 20(7):1030–1035, 2006.
- [49] F. Marchal, L. Brunaud, H. Sebbag, L. Bresler, JM Tortuyaux, and P. Boissel. Treatment of incisional hernias by placement of an intraperitoneal prosthesis: a series of 128 patients. *Hernia*, 3(3):141–147, 1999.
- [50] P. Martins, E. Peña, RM Jorge, A. Santos, L. Santos, T. Mascarenhas, and B. Calvo. Mechanical characterization and constitutive modelling of the damage process in rectus sheath. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 8:111–122, 2012.
- [51] James Mayrose. A noninvasive system for biomechanical properties measurement of soft tissue. *Journal of Medical Devices*, 2, 2008.
- [52] Donna T. McCook, Bill Vicenzino, and Paul W. Hodges. Activity of deep abdominal muscles increases during submaximal flexion and extension efforts but antagonist co-contraction remains unchanged. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19:754–762, 2009.
- [53] S.M. McGill, D. Juker, and C. Axler. Correcting trunk muscle geometry obtained from mri and ct scans of supine postures for use in standing postures. *Journal of biomechanics*, 29(5):643–646, 1996.
- [54] G. Misuri, S. Colagrande, M. Gorini, I. Iandelli, M. Mancini, R. Duranti, and G. Scano. In vivo ultrasound assessment of respiratory function of abdominal muscles in normal subjects. *European Respiratory Journal*, 10:2861–2867, 1997.
- [55] S. Morales-Conde. *Laparoscopic ventral hernia repair*. Springer France Editions, 2002.
- [56] M. Müller, U. Klinge, J. Conze, and V. Schumpelick. Abdominal wall compliance after marlex mesh implantation for incisional hernia repair. *Hernia*, 2(3):113–117, 1998.

- [57] F.H. Netter. *Atlas of human anatomy*. 1989.
- [58] Tove Nilsson. Biomechanical studies of rabbit abdominal wall. part ii. - the mechanical properties of specimens in relation to length, width and fibre orientation. *Journal of Biomechanics*, 15:131–135, 1982.
- [59] Rath and Chevrel. The abdominal linea alba: an anatomico-radiologic and biomechanical study. *Surg Radiol Anat*, 18:281–288, 1996.
- [60] A.M. Rath, J. Zhang, and J.P. Chevrel. The sheath of the rectus abdominis muscle: an anatomical and biomechanical study. *Hernia*, 1:139–142, 1997.
- [61] C. Rubod, M. Boukerrou, M. Brieu, P. Dubois, and M. Cosson. Biomechanical properties of vaginal tissue. part 1: new experimental protocol. *The Journal of urology*, 178(1):320–325, 2007.
- [62] R. Schwab, O. Schumacher, K. Junge, M. Binnebösel, U. Klinge, H.P. Becker, and V. Schumpelick. Biomechanical analyses of mesh fixation in tapp abnd tep hernia repair. *Surgical Endoscopy*, 22:731–738, 2008.
- [63] M.A. Shiffman and S. Mirrafati. *Aesthetic surgery of the abdominal wall*. Springer Verlag, 2005.
- [64] R.Â.B. Silveira, F.X. Nahas, B. Hochman, F.C.O. Bazzano, C.R. Amorim, Y. Juliano, V.M. Passos, and L.M. Ferreira. Mapping traction strength of the anterior rectus sheath in cadaver. *Acta Cirurgica Brasileira*, 25(4):347–349, 2010.
- [65] M. Smietanski, J. Bigda, K. Iwan, M. Kolodziejczyk, J. Krajewski, I. Smietanska, P. Gumiela, K. Bury, S. Bielecki, and Z. Sledzinski. Assessment of usefulness exhibited by different tacks in laparoscopic ventral hernia repair. *Surgical endoscopy*, 21(6):925–928, 2007.
- [66] Chengli Song, Afshin Alijani, Tim Frank, George Hanna, and Alfred Cuschieri. Elasticity of the living abdominal wall in laparoscopic surgery. *Journal of Biomechanics*, 39:587–591, 2006.
- [67] Chengli Song, Afshin Alijani, Tim Frank, George Hanna, and Alfred Cuschieri. Mechanical properties of the human abdominal wall measured in vivo during insufflation for laparoscopic surgery. *Surgical Endoscopy*, 20:987–990, 2006.
- [68] M.M. Swindle and AC Smith. Comparative anatomy and physiology of the pig. *Scand J Lab Anim Sci*, 25(Suppl 1):1–10, 1998.
- [69] C. Szymczak, I. Lubowiecka, A. Tomaszewska, and M. Smietanski. Investigation of abdomen surface deformation due to life excitation: Implications for implant selection and orientation in laparoscopic ventral hernia repair. *Clinical Biomechanics*, 2012.
- [70] C. Thorne et al. *Grabb and Smith's plastic surgery*. Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
- [71] A. Tomaszewska, I. Lubowiecka, C. Szymczak, M. Smietanski, P. Kósowski, B. Meronk, and K. Bury. Experiments and simulations for laparoscopic ventral hernia repair improvement. *Journal of Biomechanics*, 45:S346, 2012.
- [72] Donna M Urquhart. Regional morphology of the transversus abdominis and obliquus internus and externus abdominis muscles. *Clinical Biomechanics*, 20:233–241, 2005.

-
- [73] Donna M. Urquhart, Paul W. Hodges, Trevor J. Allen, and Ian H. Story. Abdominal muscle recruitment during a range of voluntary exercises. *Manual Therapy*, 10:144–153, 2005.
- [74] CA Van Ee, AL Chasse, BS Myers, et al. Quantifying skeletal muscle properties in cadaveric test specimens: effects of mechanical loading, postmortem time, and freezer storage. *Journal of biomechanical engineering*, 122(1):9, 2000.
- [75] Gabriëlle H. van Ramshorst, Mahdi Salih, Wim C. J. Hop, Oscar J. F. van Waes, Gert-Jan Kleinrensink, Richard H. M. Goossens, and Johan F. Lange. Noninvasive assessment of intra-abdominal pressure by measurement of abdominal wall tension. *Journal of Surgical Research*, pages 1–5, 2010.
- [76] Francisco J. Vera-Garcia, José L.L. Elvira, Stephen H.M. Brown, and Stuart M. McGill. Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17:556–567, 2007.
- [77] S.L.Y. Woo, C.A. Orlando, J.F. Camp, and W.H. Akeson. Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *Journal of biomechanics*, 19(5):399–404, 1986.
- [78] Hiroshi Yamada. *Strength of Biological Materials*. The Williams & Wilkins Company Baltimore, 1970.

Annexes

Annexe 1. Cartographies de déformation issues de Vic-3D pour l'humain

Annexe 2. Suivi de l'ouverture de la lésion et du déplacement des tacks pour une paroi abdominale humaine

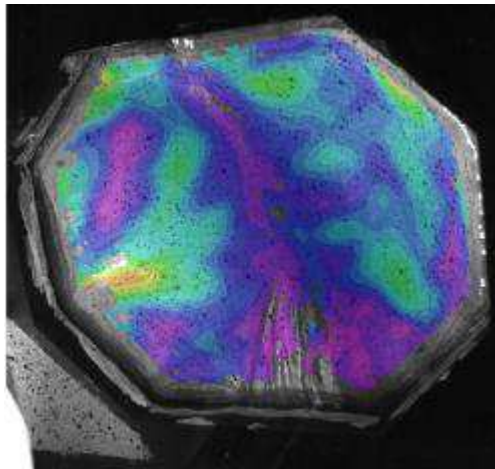
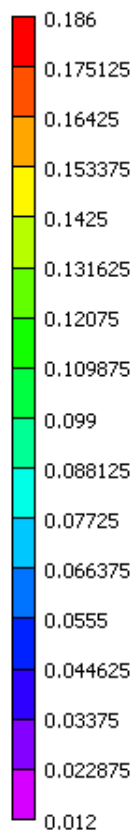
Annexe 3. Courbes de la force exercée sur la paroi abdominale en fonction du déplacement de la sonde échographique pour le protocole A réalisés sur sujets volontaires

Annexe 1. Cartographies de déformation issues de Vic-3D pour l'humain

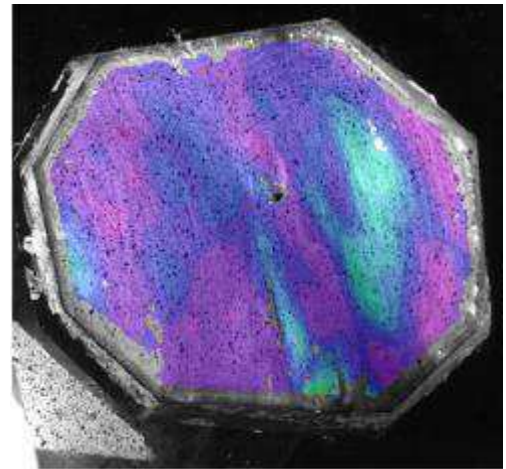
1. Parois saines – surface interne – Chargement par pression (P = 50mmHg)



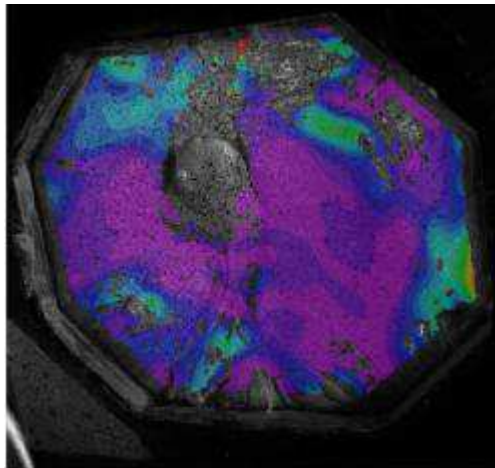
e1 [1] - Lagrange



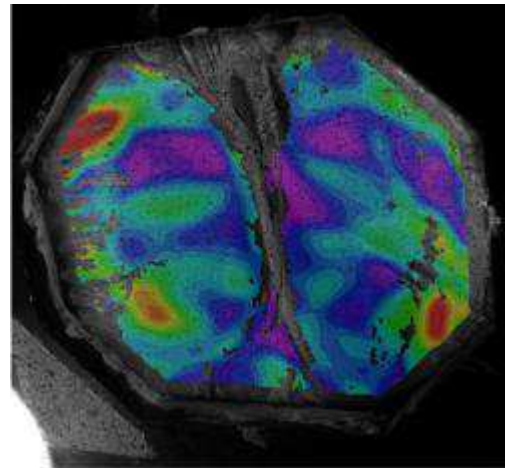
Paroi H1



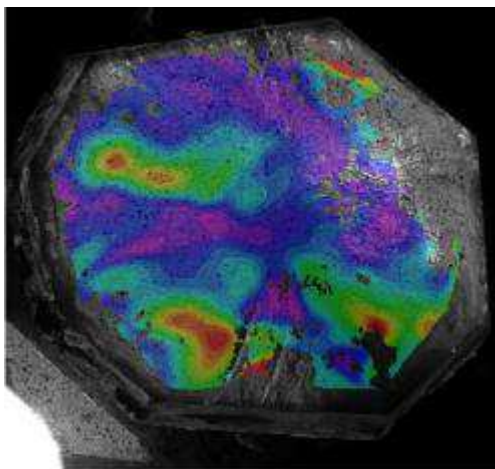
Paroi H2



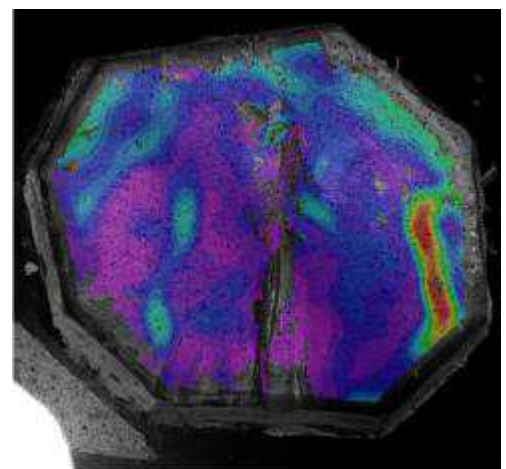
Paroi H3



Paroi H4



Paroi H5

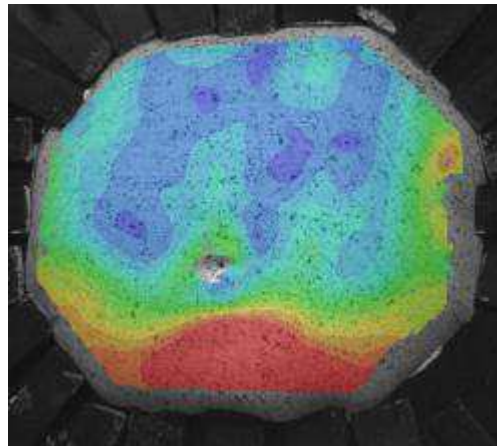
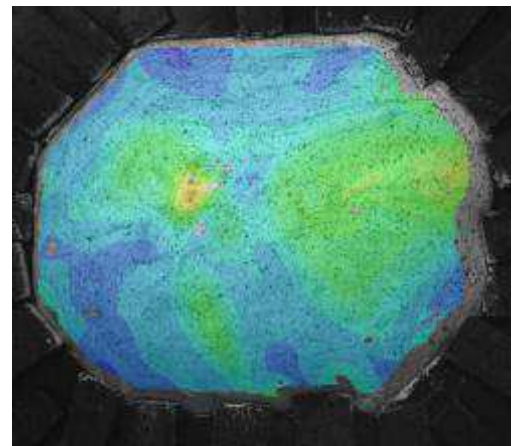
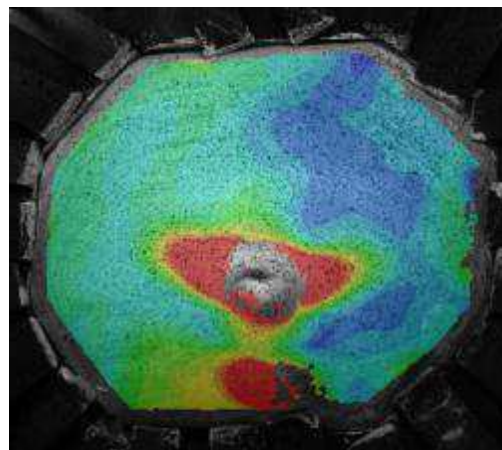
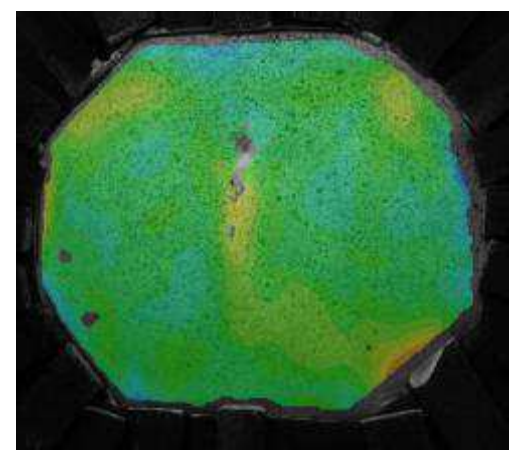
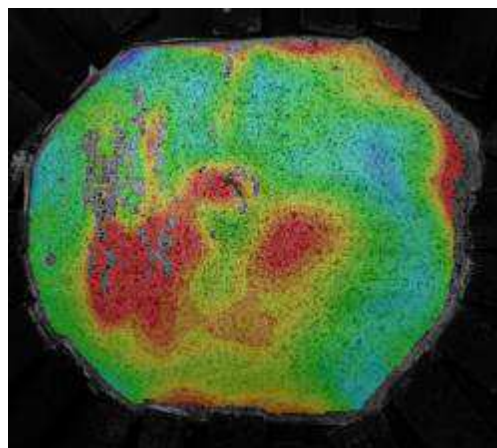
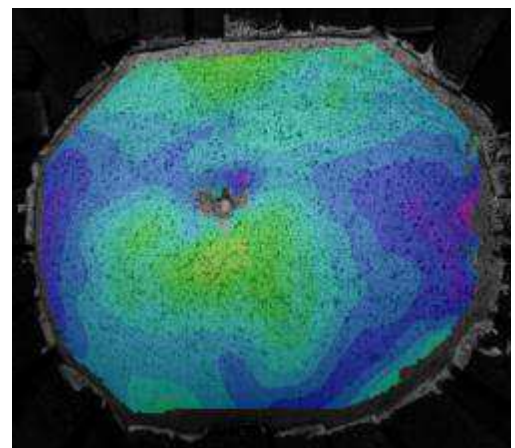


Paroi H6

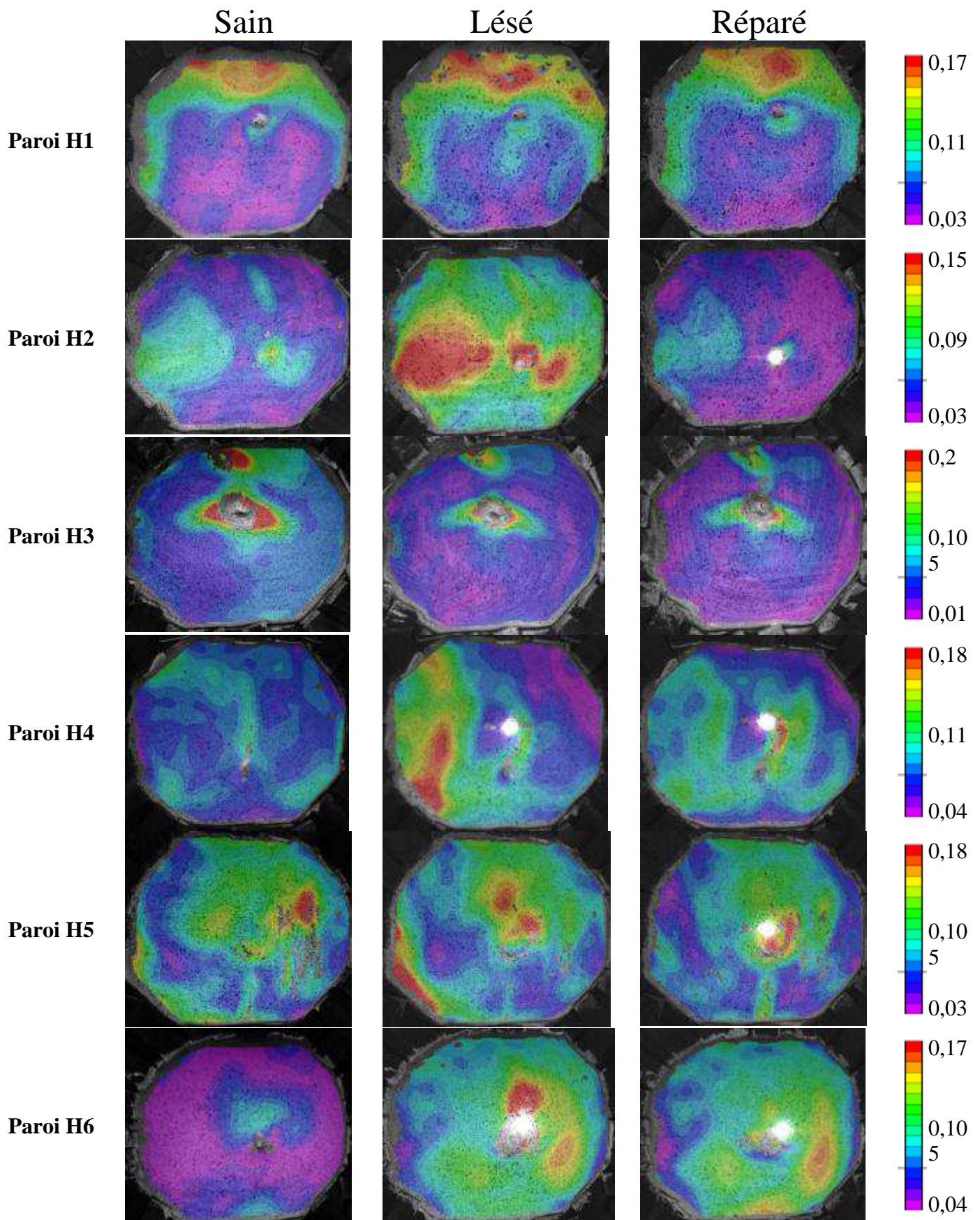
2. Parois saines – surface externe – Chargement par pression (P=50mmHg)



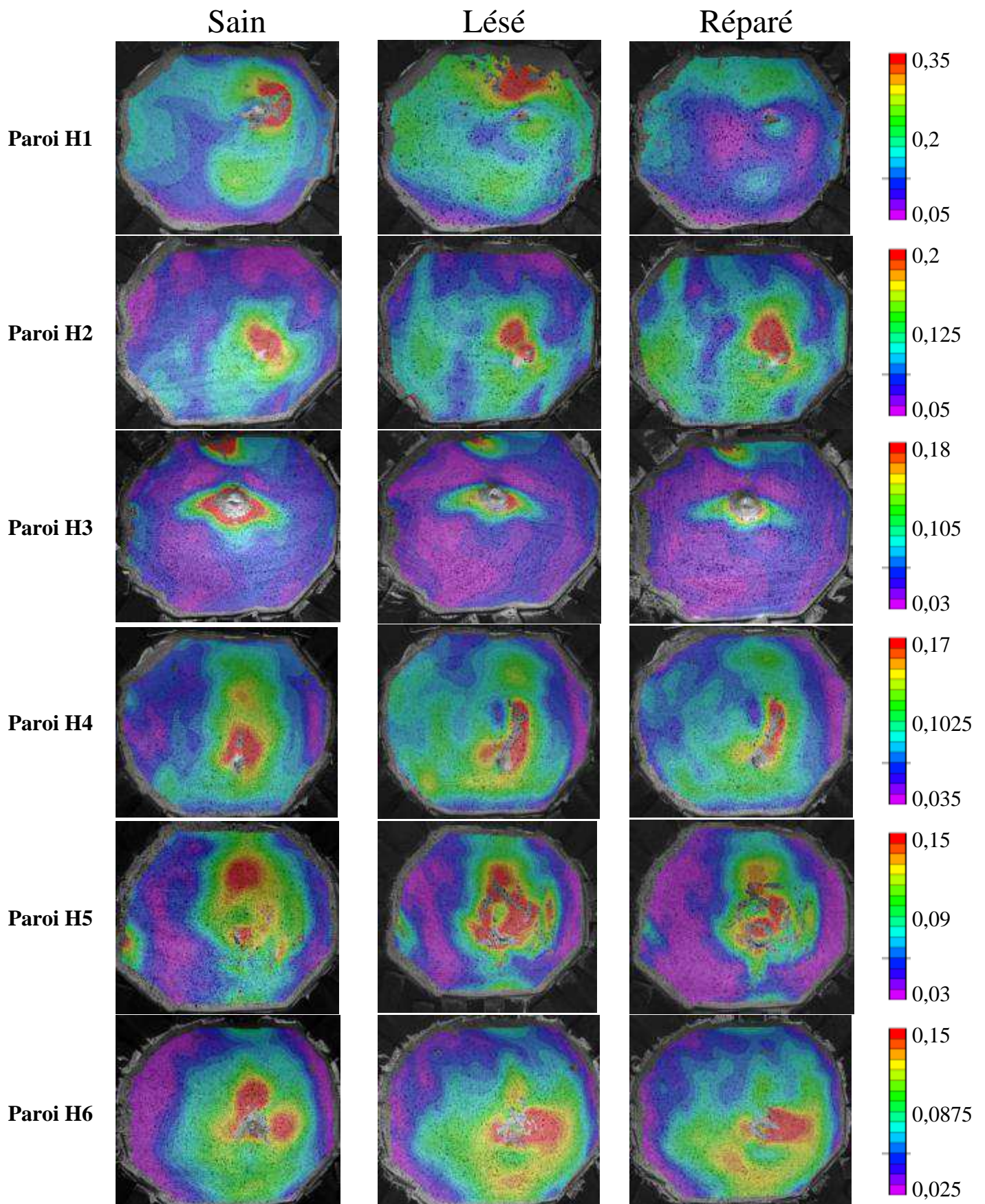
e1 [1] - Lagrange

**Paroi H1****Paroi H2****Paroi H3****Paroi H4****Paroi H5****Paroi H6**

3. Cas sains, lésés et réparés – surface externe - chargement par pression (P=50 mmHg)



4. Cas sains, lésés et réparés – surface externe - chargement par contact (dep. = 30 mm)



Annexe 2. Suivi de l'ouverture de la lésion et du déplacement des tacks pour une paroi abdominale humaine

Le suivi de la lésion et des tacks de l'implant ont été réalisés sur la surface interne de la paroi abdominale au cours du chargement par pression.

- Pour le cas lésé :

Les bords de la lésion ont été suivis pour différentes valeurs de pression à l'aide du logiciel Vic3D. L'ouverture de la lésion a été tracée pour différentes valeurs de pressions, permettant de visualiser les différences d'ouverture en fonction de la pression appliquée à la paroi (Figure 75).

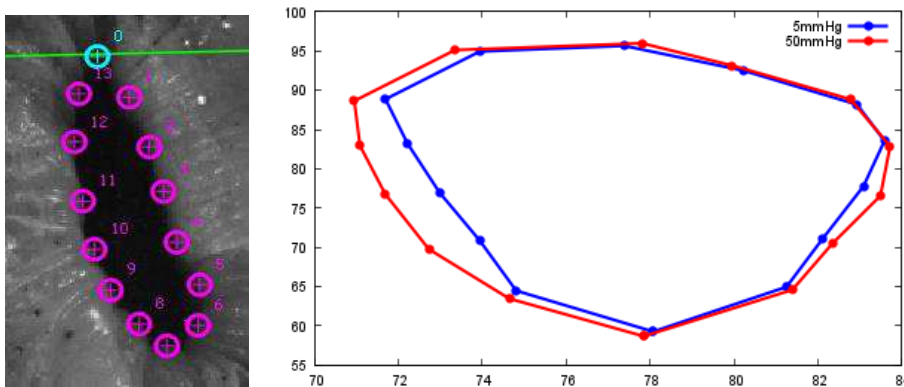


Figure 75. Suivi la lésion : (a) suivi des bords de la lésion à 50 mmHg sous Vic3D ; (b) Visualisation de l'ouverture de la lésion à deux pas de pression : 5 et 50 mmHg

- Pour le cas lésé :

Les bords de la lésion et les tacks fixant l'implant à la paroi ont été suivis pour différentes valeurs de pression à l'aide du logiciel Vic3D. L'ouverture de la lésion a été tracée ainsi que les bords de l'implant délimités par les tacks pour différentes valeurs de pressions, permettant de visualiser l'ouverture de la lésion et le déplacement de l'implant en fonction de la pression appliquée à la paroi ().

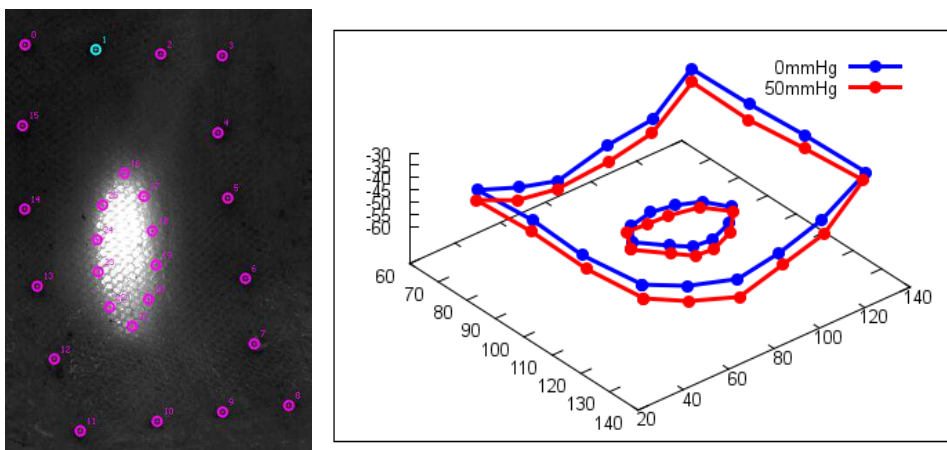
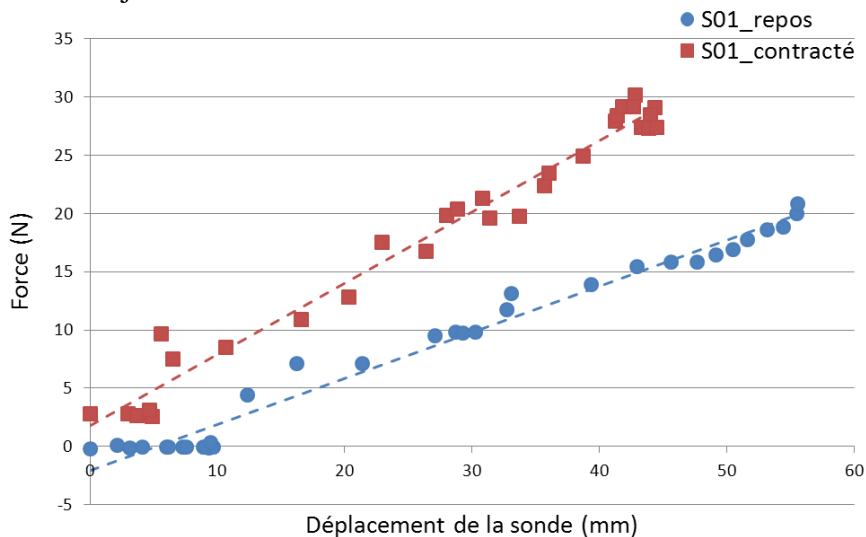


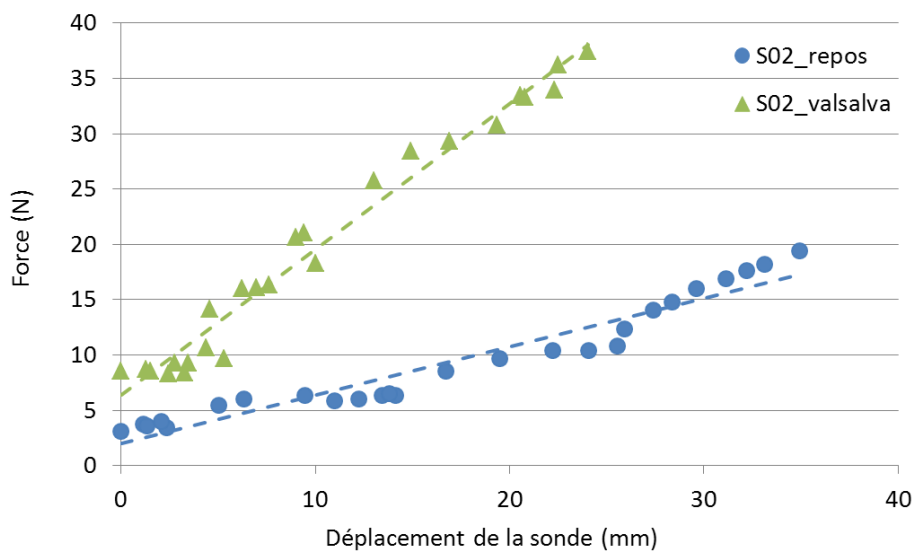
Figure 76. Suivi des tacks et de la lésion : (a) suivi des bords de la lésion et des tacks à 50 mmHg sous Vic3D ; (b) Visualisation de l'ouverture de la lésion et des bords de l'implant délimité par les tacks à deux pas de pression : 0 et 50 mmHg

Annexe 3. Courbes de la force exercée sur la paroi abdominale en fonction du déplacement de la sonde échographique pour le protocole A réalisés sur sujets volontaires.

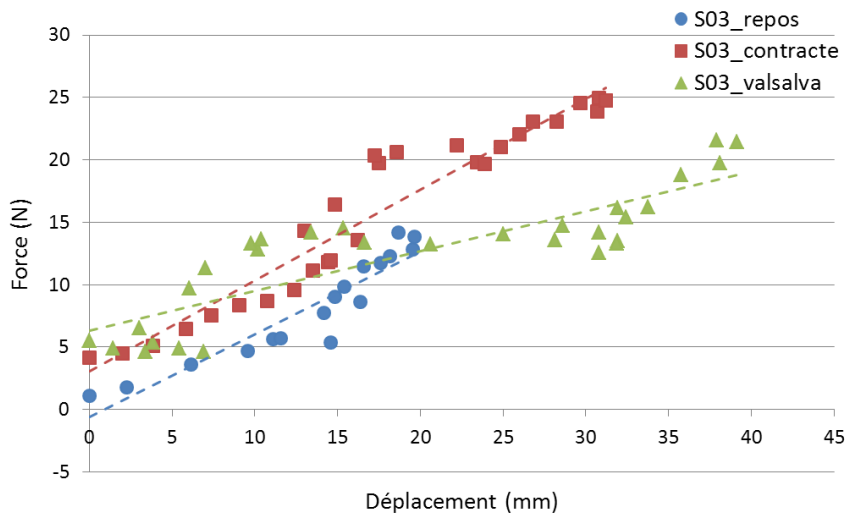
• Sujet S01



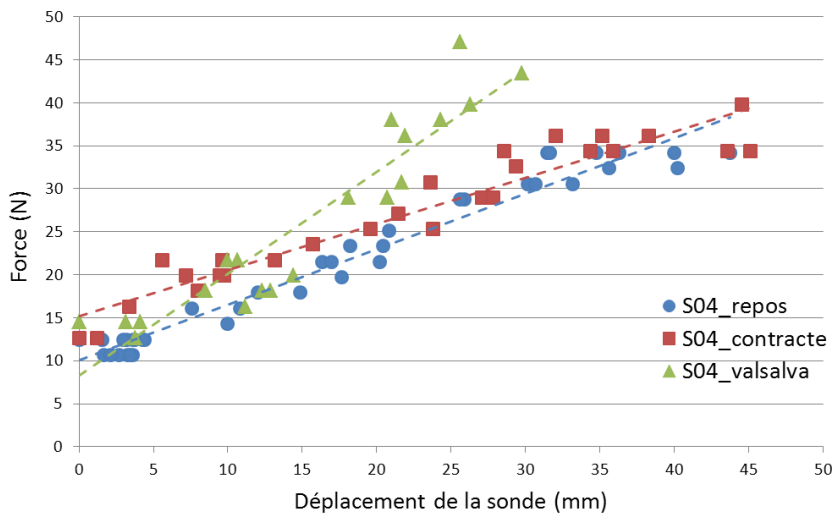
• Sujet S02



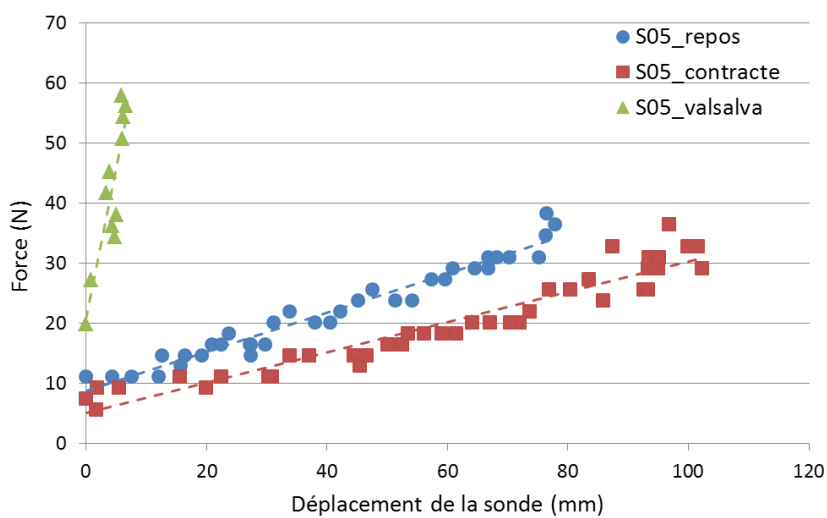
● **Sujet S03**



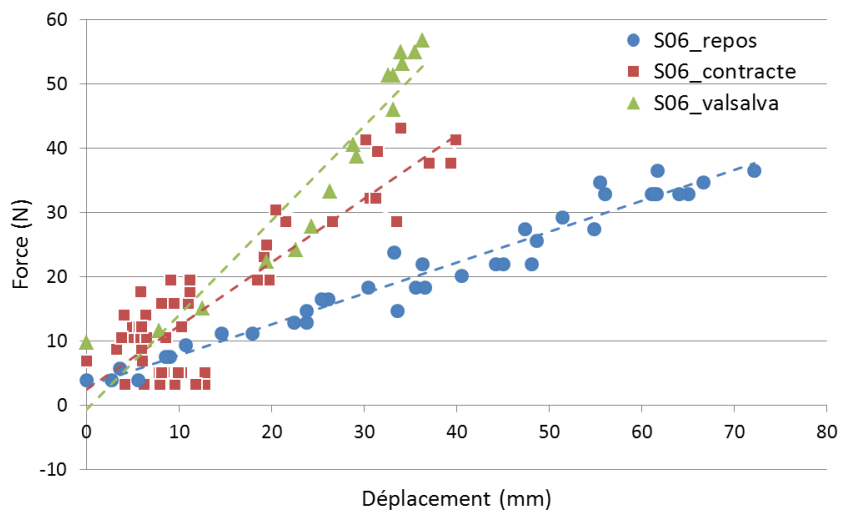
● **Sujet S04**



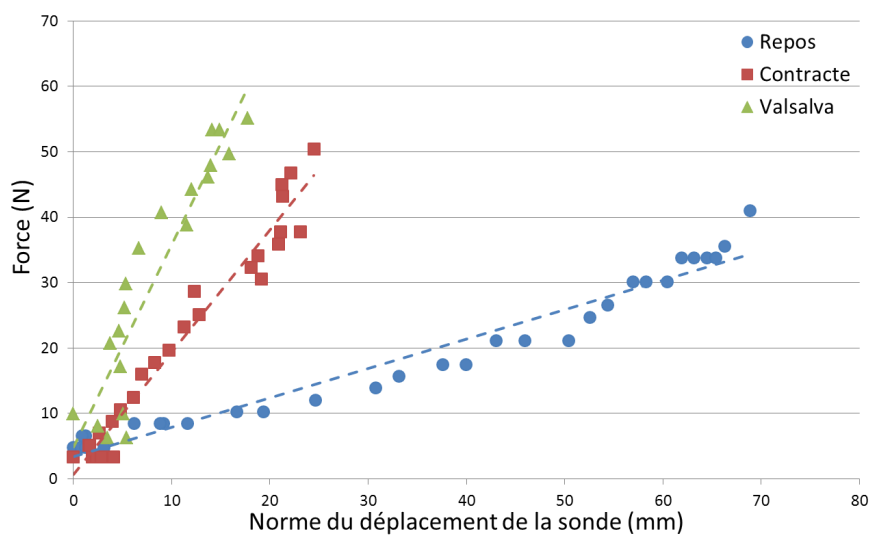
● **Sujet S05**



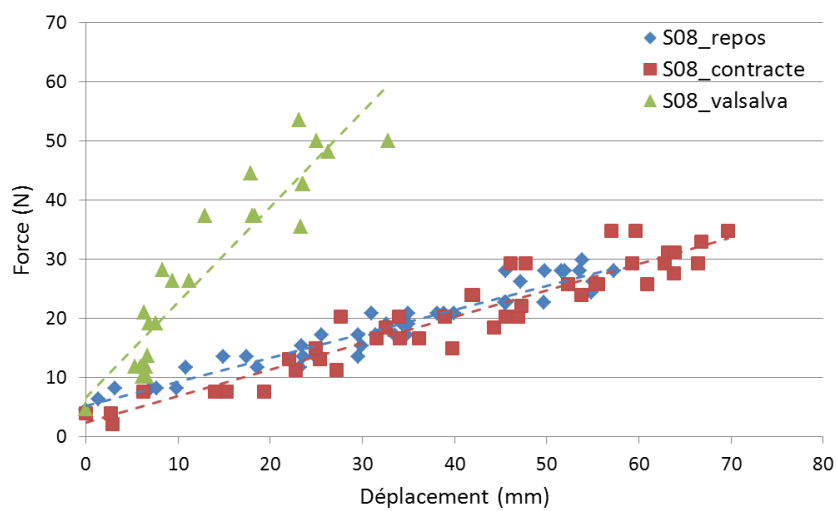
- **Sujet S06**



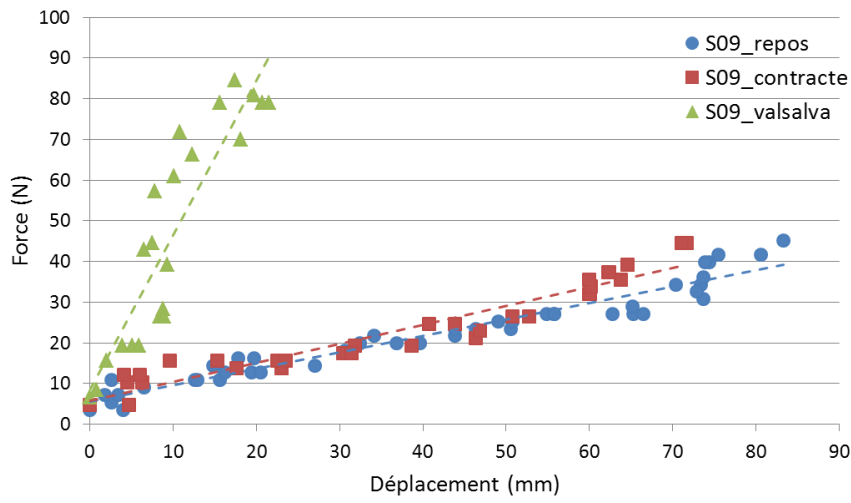
- **Sujet S07**



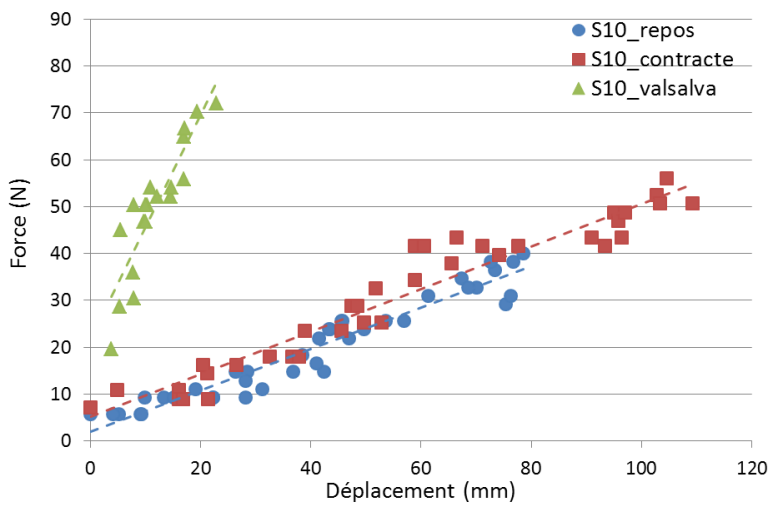
- **Sujet S08**



• **Sujet S09**



• **Sujet S10**



• **Sujet S11**

