

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.

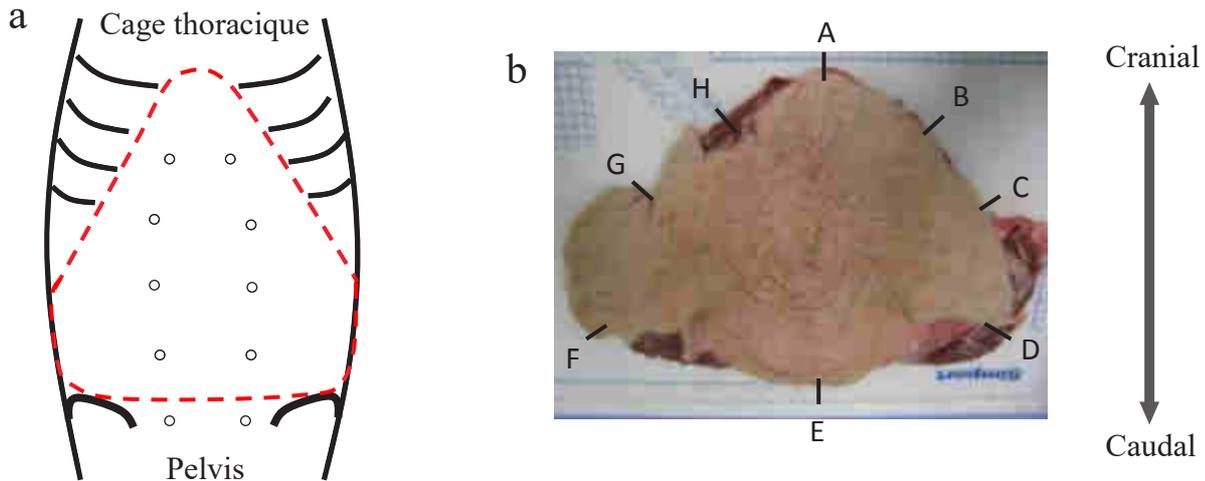


Figure 23. Partie de la paroi abdominale retirée chez le porc pour les expérimentations : (a) Les incisions ont été réalisées le long des pointillés. (b) L'épaisseur de la paroi abdominale a été mesurée en plusieurs points (A à H).

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 réglet (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).

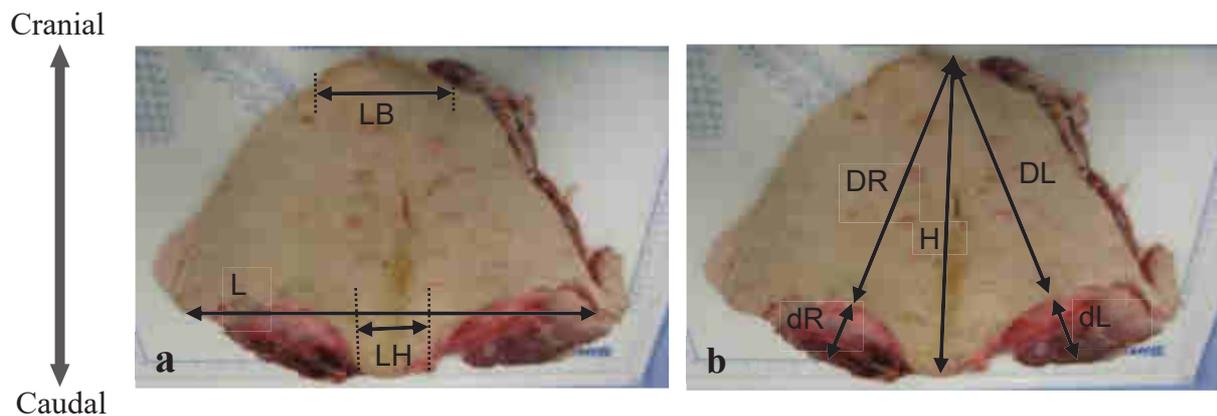


Figure 24. Dimensions mesurées sur les parois: (a) largeurs ; (b) hauteurs

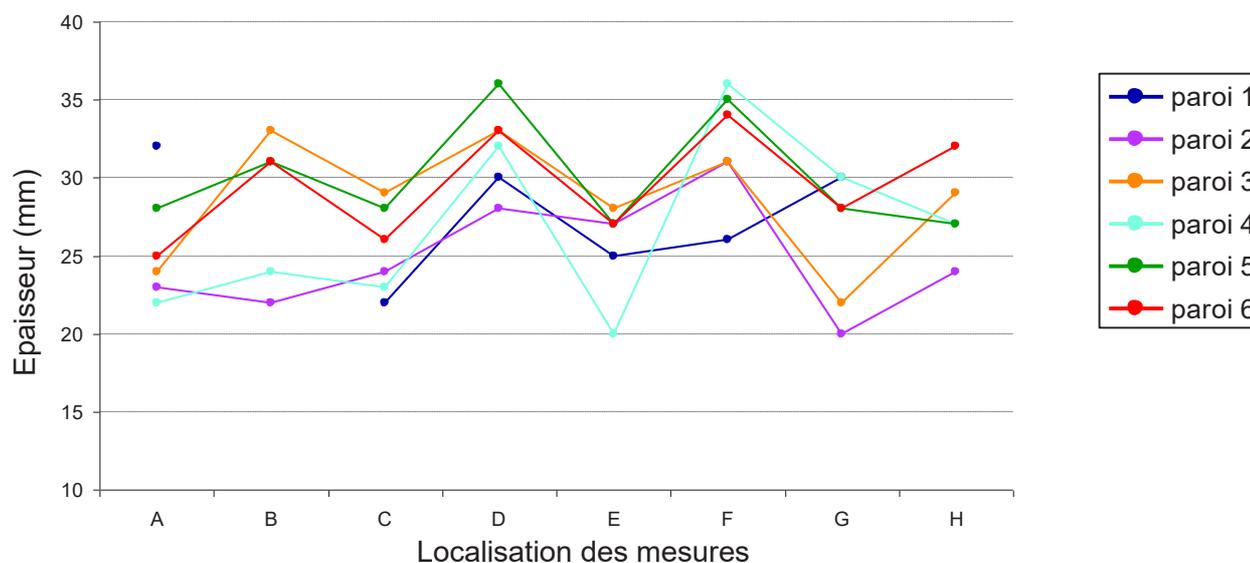
Tableau 5. Dimensions des parois en cm. L : largeur maximum ; LH : largeur de la peau en haut de la paroi ; LB : Largeur de peau en bas de la paroi.

	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.

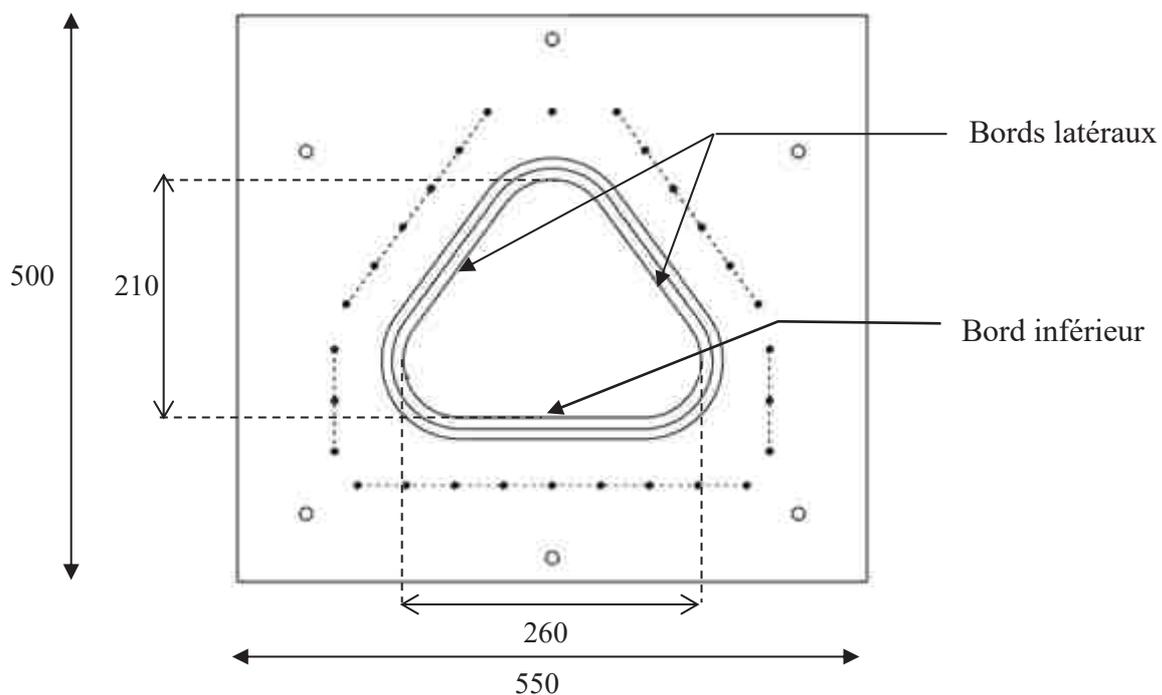


Figure 26. Dimensions de la plaque en aluminium et du trou central. Les dimensions sont en mm.

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).

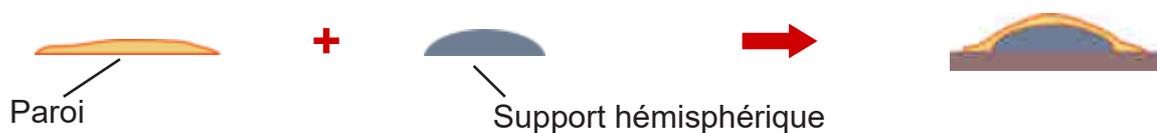


Figure 27. Positionnement de la paroi abdominale lors de la fixation

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.

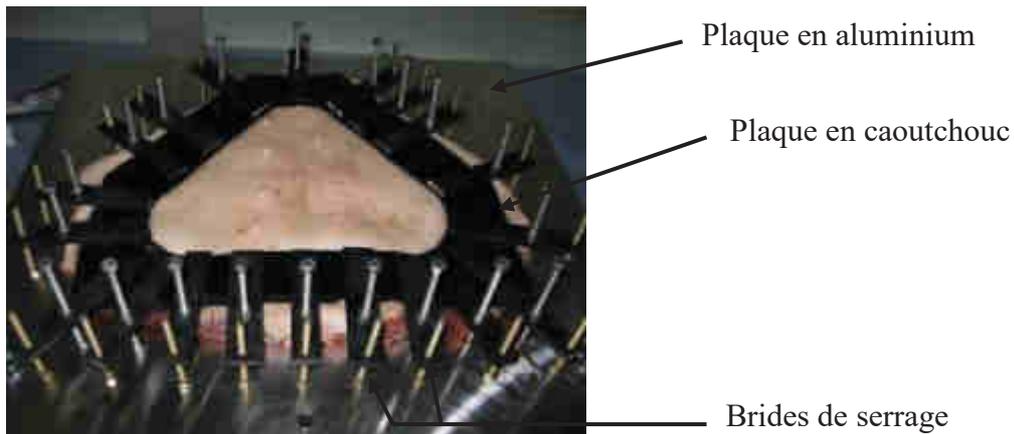


Figure 28. Fixation de la paroi dans les mors

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).

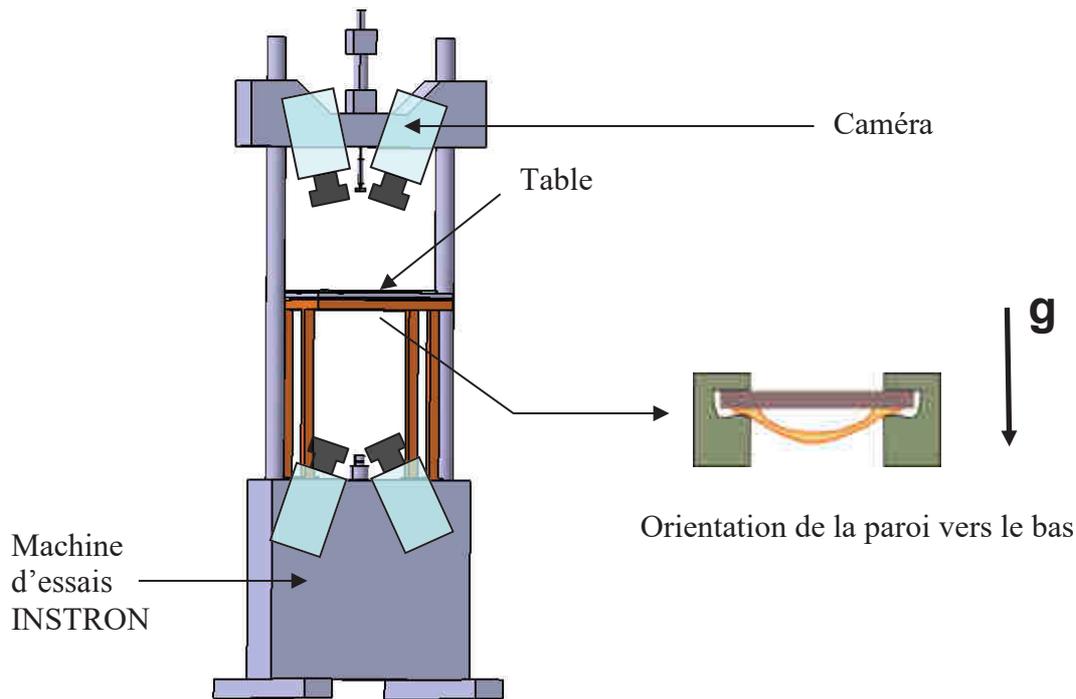


Figure 29. Schéma du dispositif incluant la table permettant de fixer la paroi abdominale et les 4 caméras filmant les faces internes et externes de la paroi.

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.

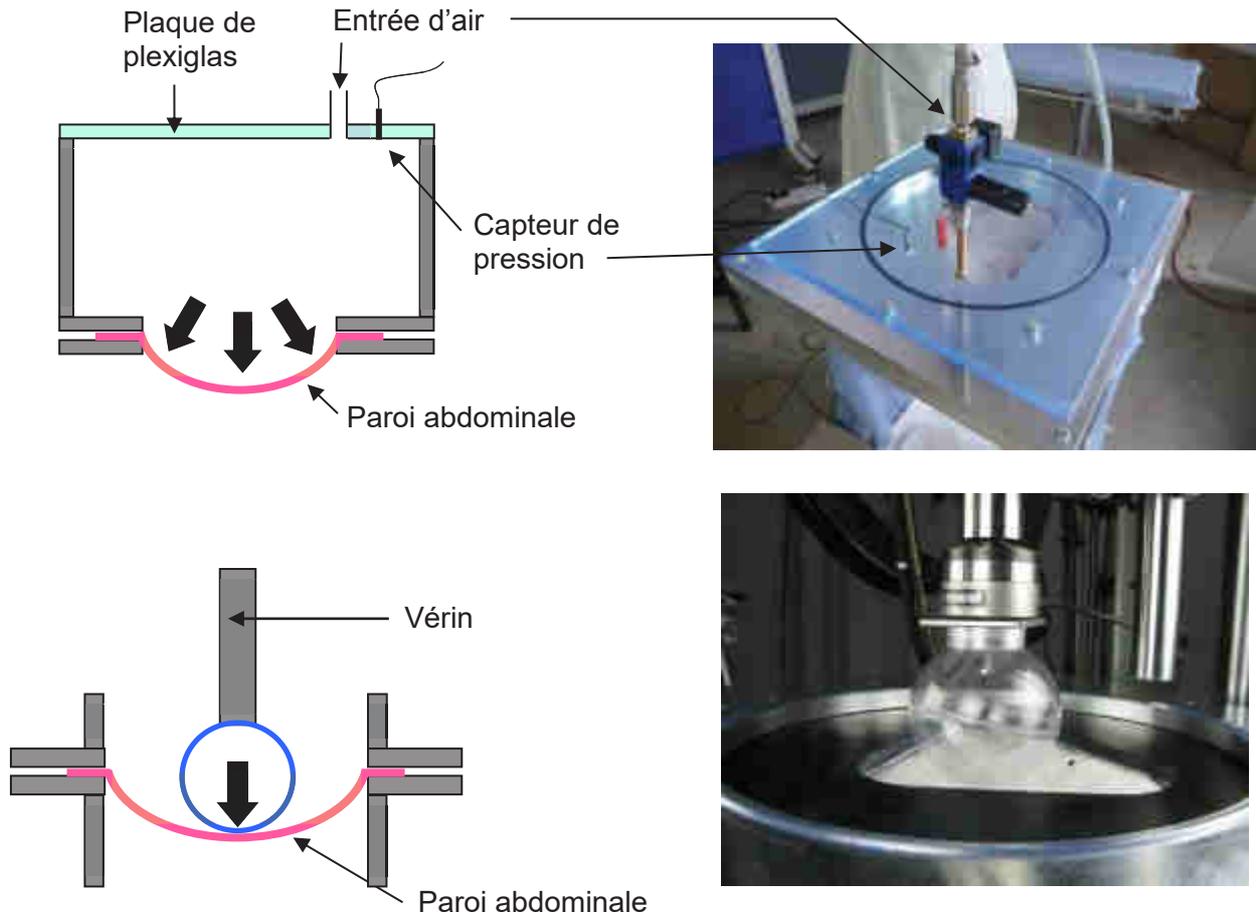


Figure 30. Mécanisme de chargement : (a) sollicitation par pression ; (b) sollicitation par contact.

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.

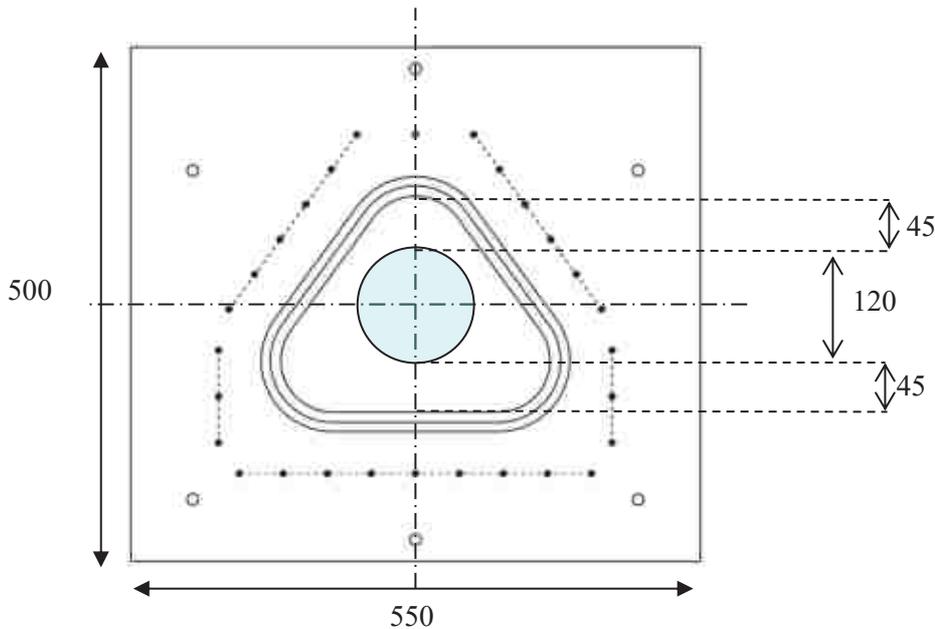


Figure 31. Positionnement de la sphère par rapport au montage

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).

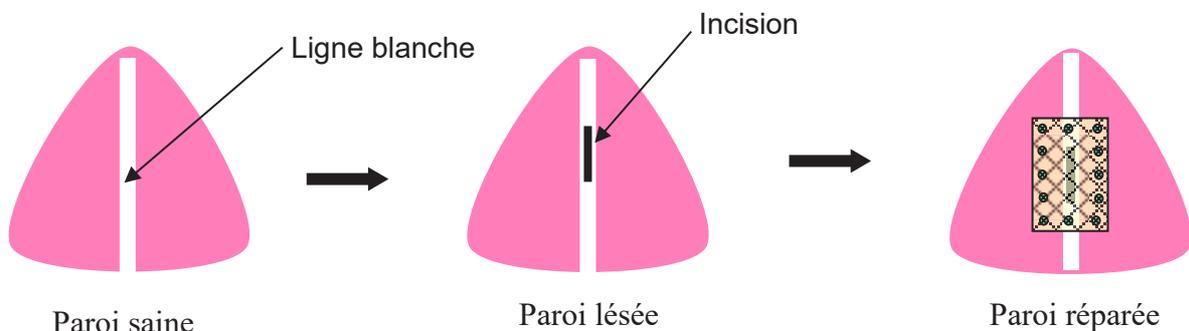


Figure 32. Schéma des 3 configurations d'essais

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.

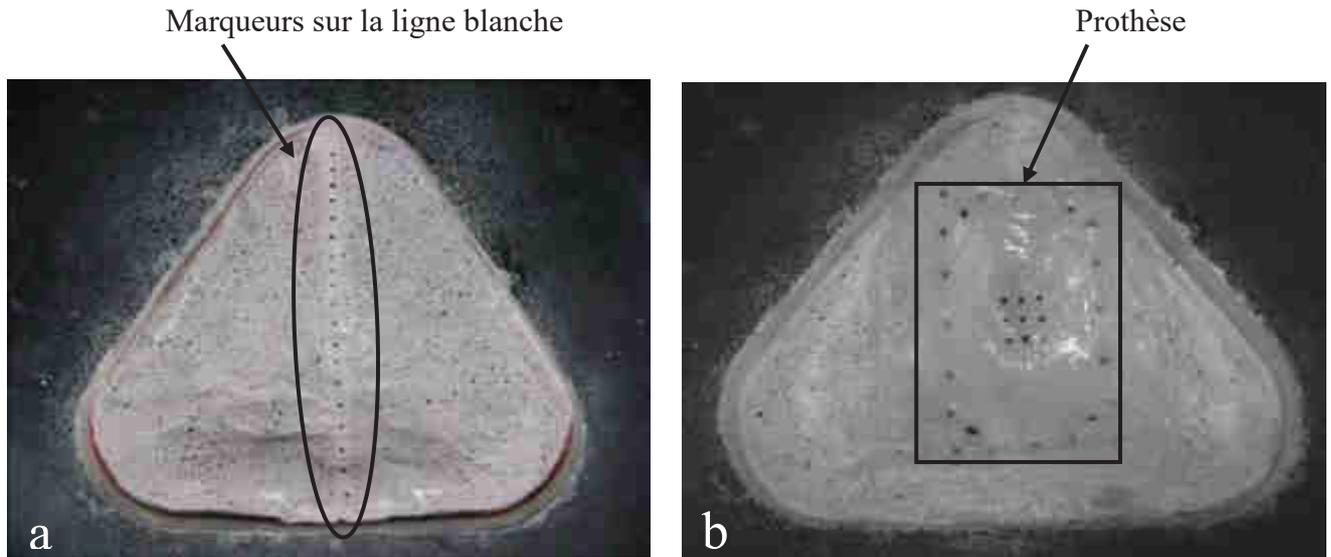


Figure 33. Réalisation du mouchetis et de points noirs sur paroi interne saine (a) et réparée (b)

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).

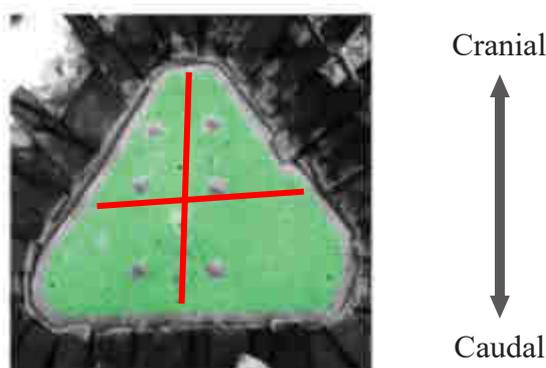


Figure 34. Calcul des déformations le long de deux lignes perpendiculaires

- 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%**.

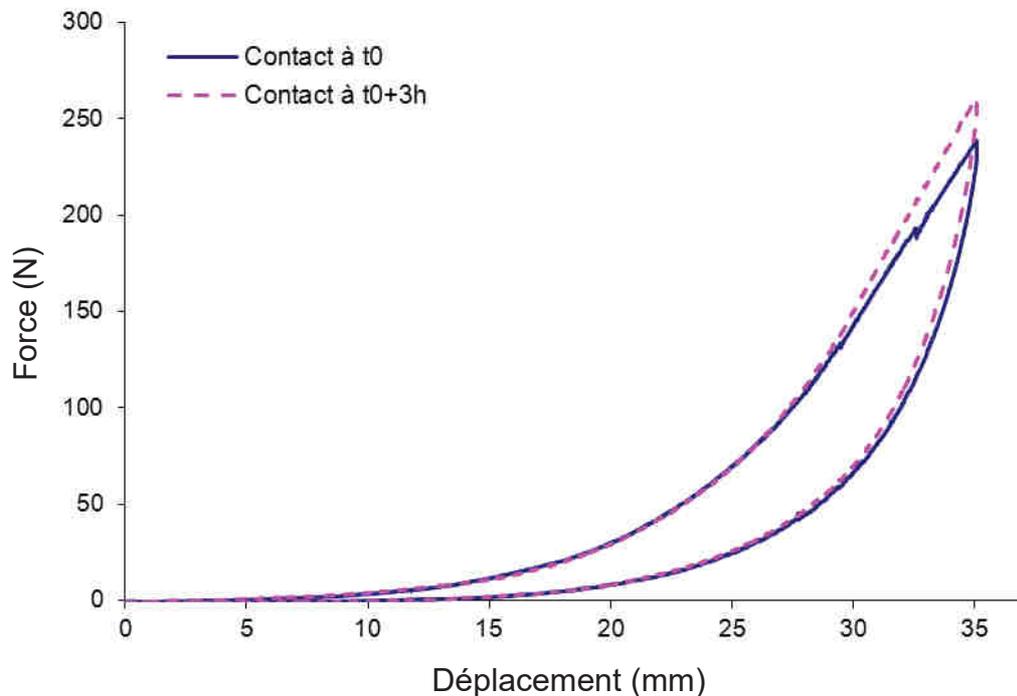


Figure 35. Courbes force-déplacement d'une paroi abdominale intacte sollicitée par contact à 3h d'intervalle.

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.

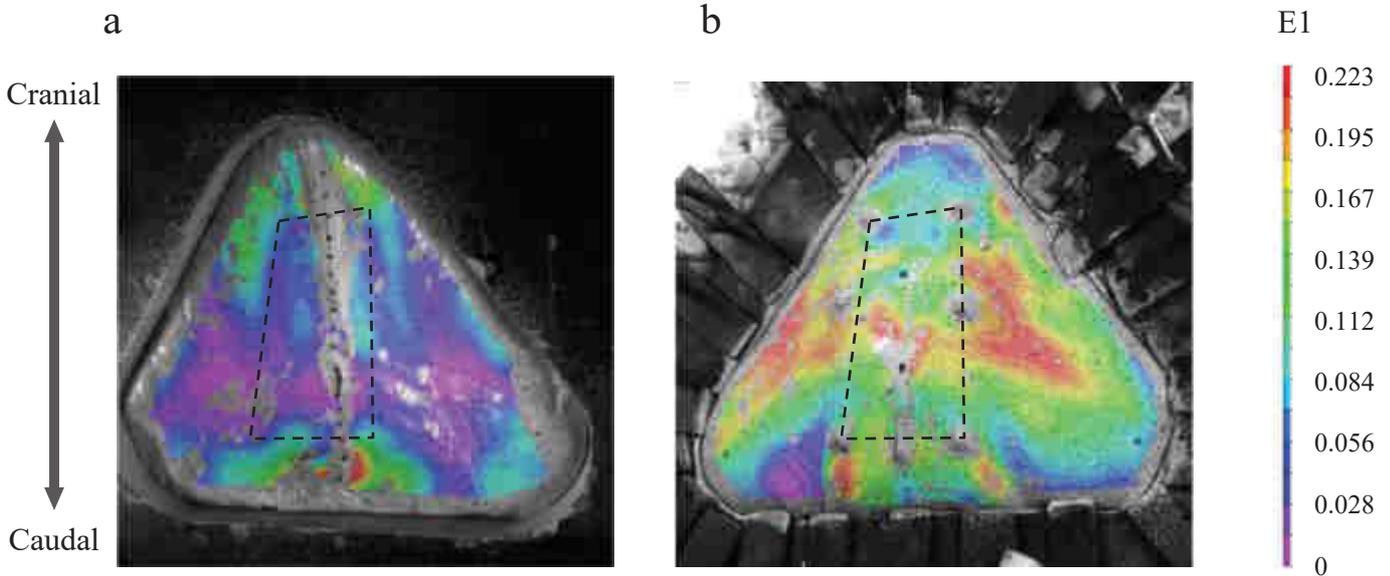


Figure 36. **Champs de déformation de Lagrange** dans la direction principale E1 sur les surfaces interne (a) et externe (b) de la paroi abdominale soumise à un chargement par pression de 50 mmHg. Les déformations moyennes ont été calculées dans la zone centrale entre les pointillés.

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).

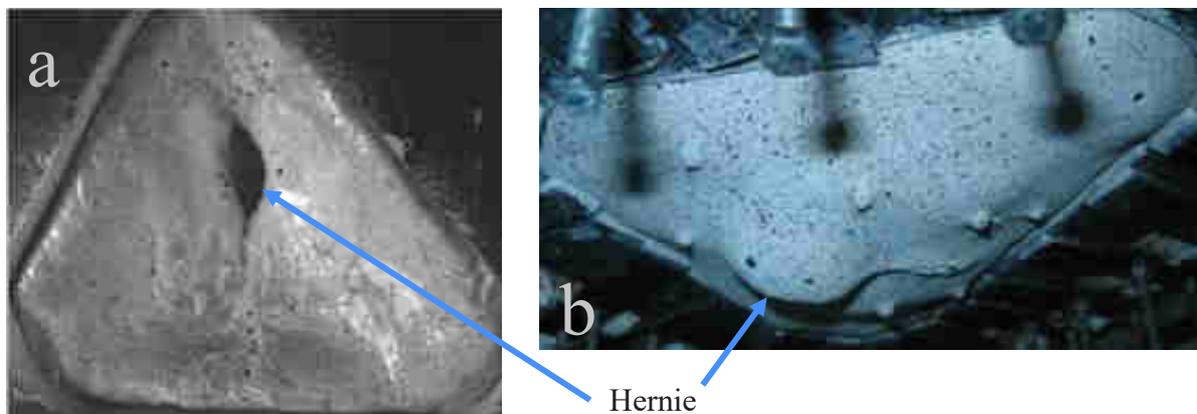


Figure 37. Observation d'une éventration sur la surface interne (a) et externe (b) d'une paroi lésée au cours du chargement par pression.

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

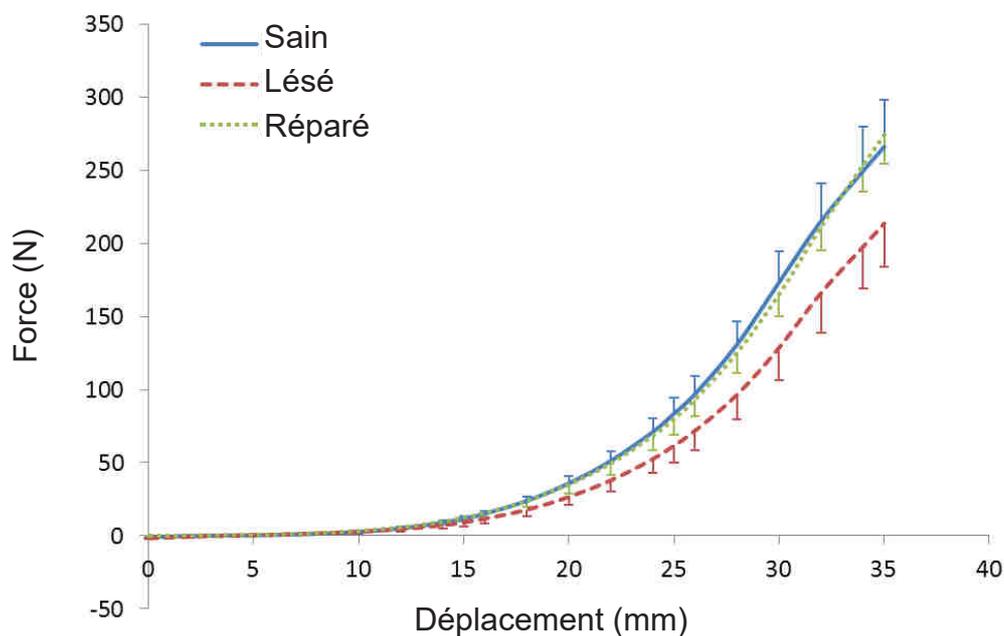
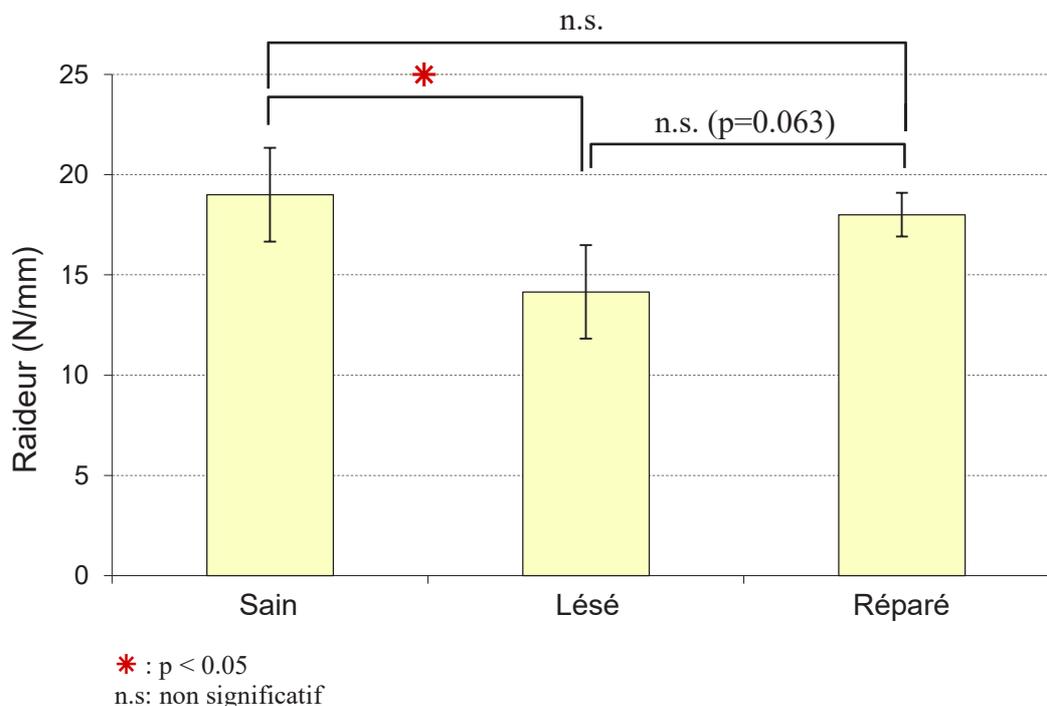


Figure 38. Courbes force-déplacement moyennes (n=6) pour les trois états de chargement par contact. Barre d'erreurs : 1 écart type.

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.



* : $p < 0.05$
n.s: non significatif

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>

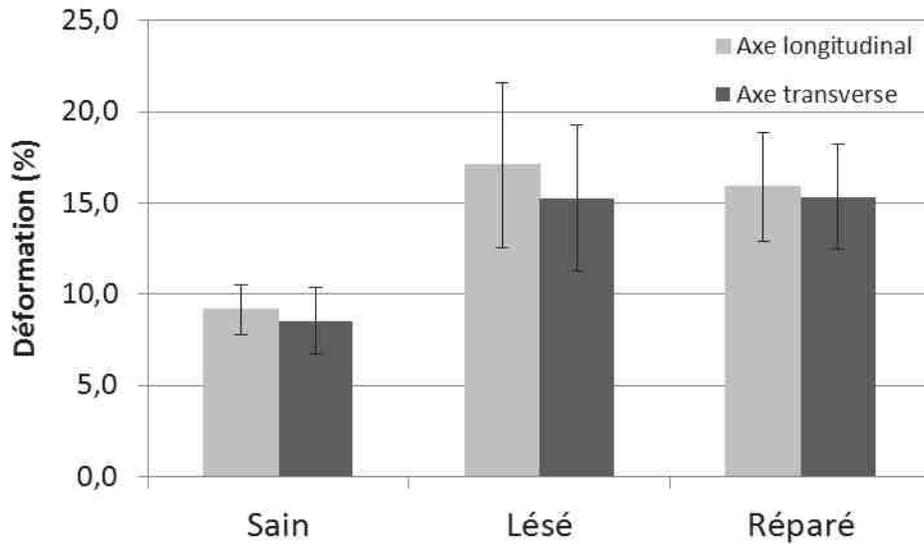


Figure 40. Déformations moyennes calculées le long des directions longitudinale et transverse à une pression de 50 mmHg pour chaque état : sain, lésé et réparé (n=6). Barre d'erreurs : 1 écart type.

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 elongation 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, lésée, réparée) 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.

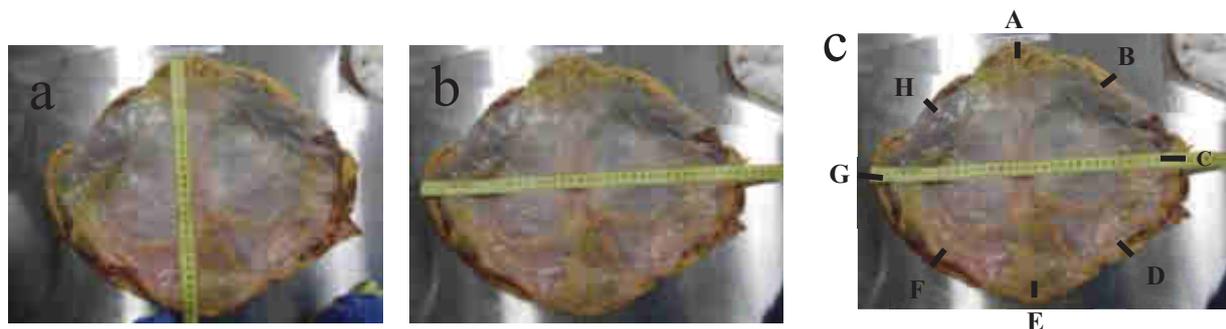


Figure 42. Mesures de la paroi abdominale : (a) hauteur ; (b) largeur ; (c) épaisseur.

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.

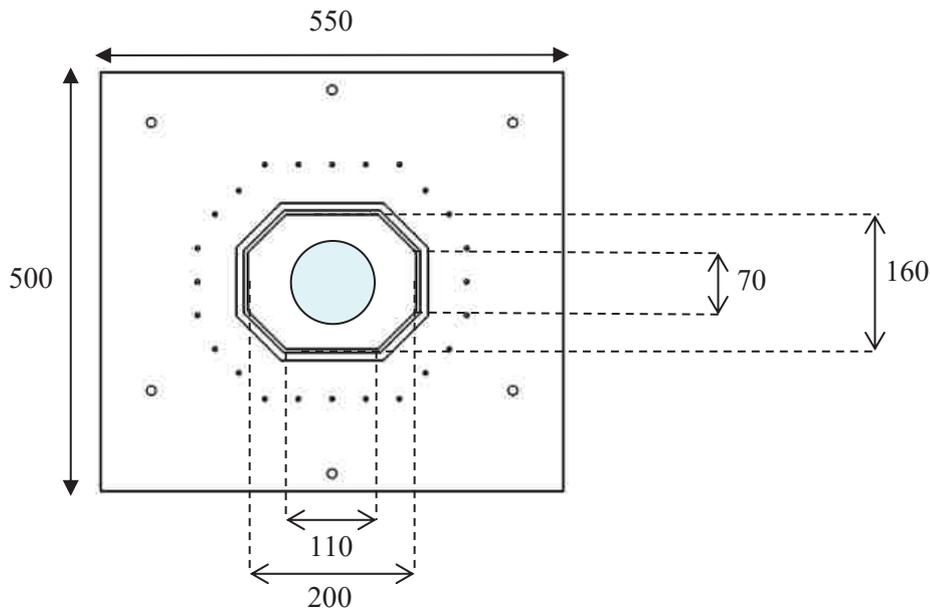


Figure 43. Dimensions en mm de la plaque en aluminium et du trou central pour les parois humaines

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).

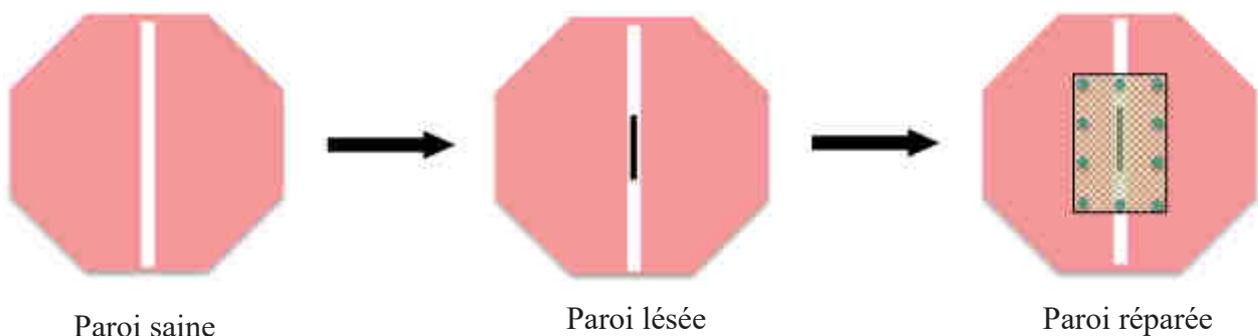


Figure 44. Schéma des 3 configurations d'essais

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).

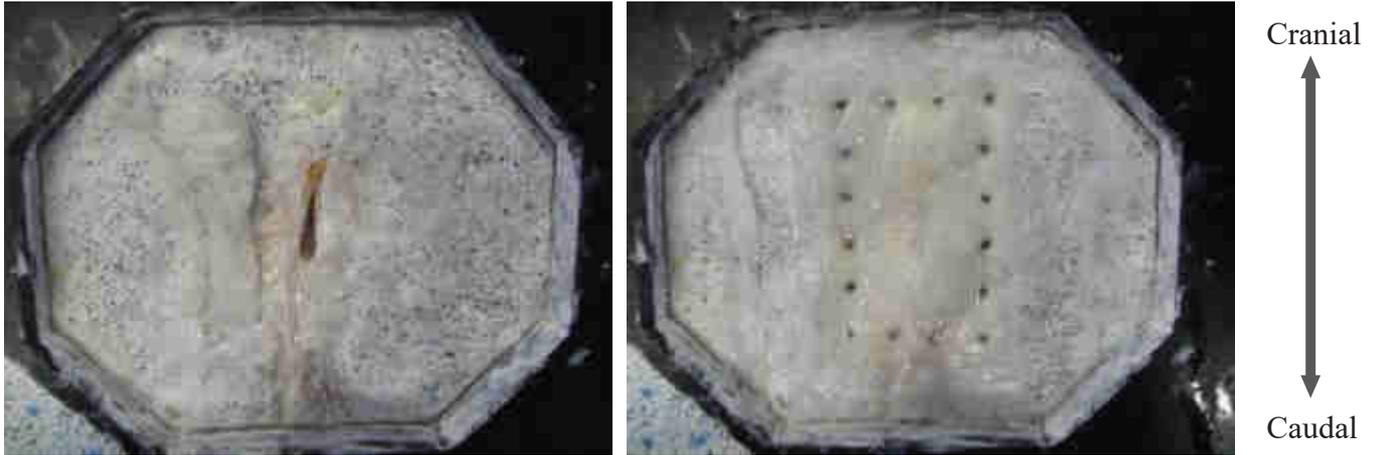


Figure 45. Paroi lésée

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).

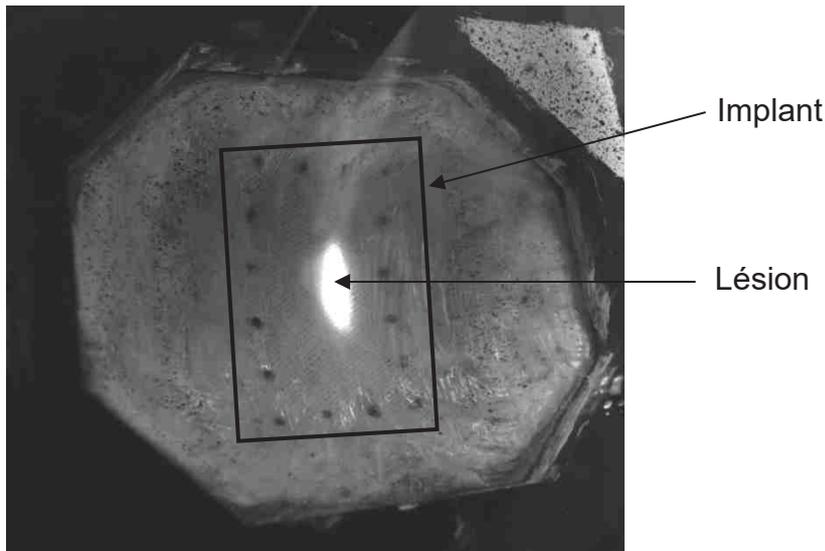


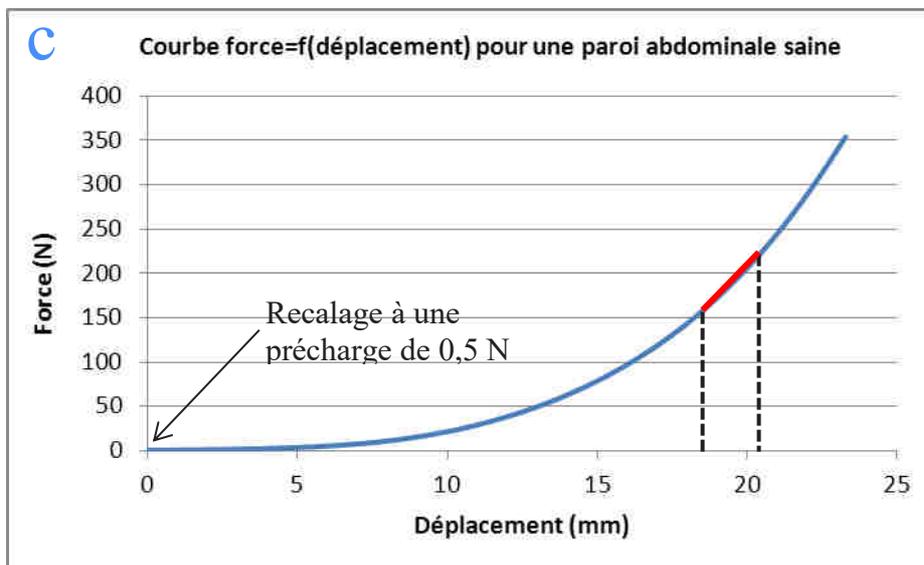
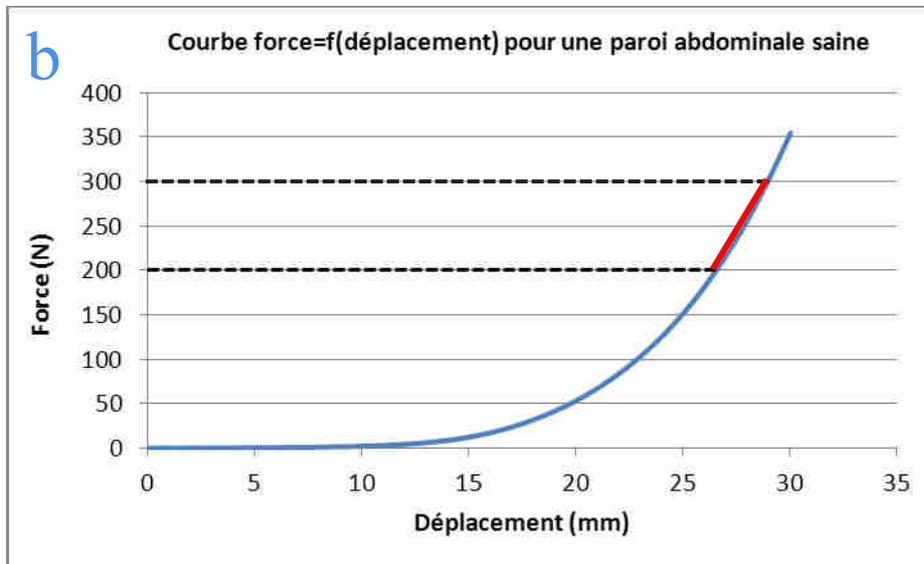
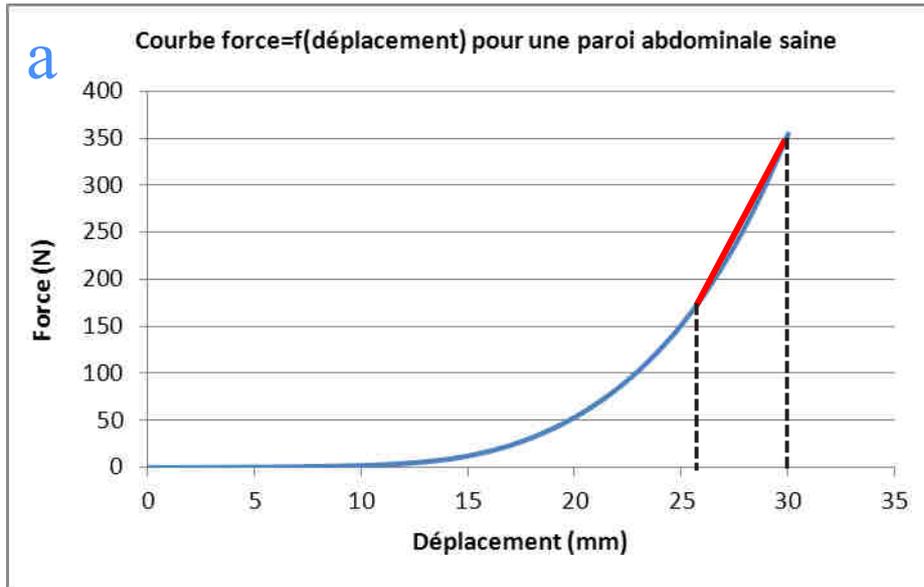
Figure 47. Visualisation de la lésion sous l'implant à l'aide d'un laser pendant les essais de mise en pression.

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.



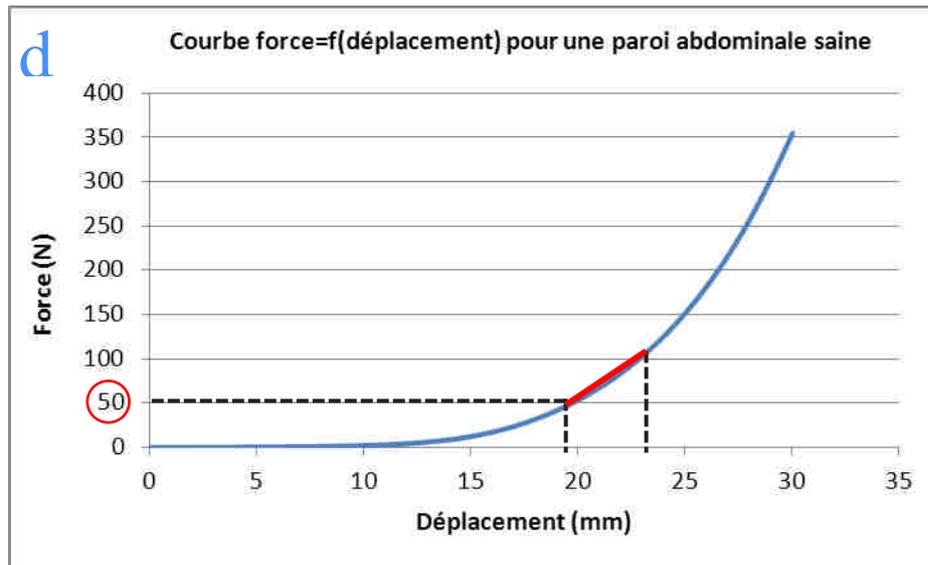


Figure 48. Les différentes méthodes pour calculer la raideur : (a) sur une zone de déplacement, entre 26 et 30 mm ; (b) sur une gamme d'effort ; (c) sur une zone de déplacement, entre 18,5 et 20,4 mm, après recalage des courbes à une précharge de 0,5N ; (d) sur une zone de déplacement de 4mm, après avoir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

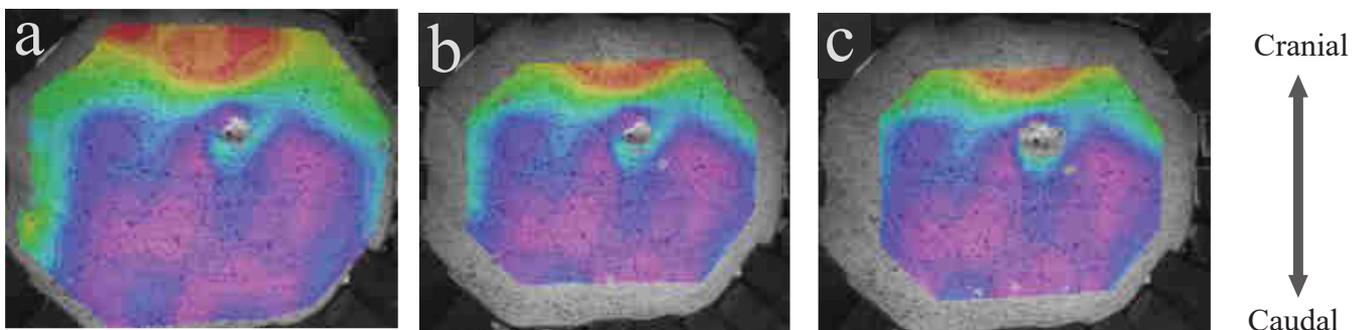


Figure 49. Les 3 zones de calcul de déformation moyenne pour l'état sain : (a) sur toute la zone d'intérêt ; (b) sur la zone d'intérêt en enlevant les bords ; (c) sur la zone d'intérêt en enlevant les bords et une zone autour de l'ombilic.

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.

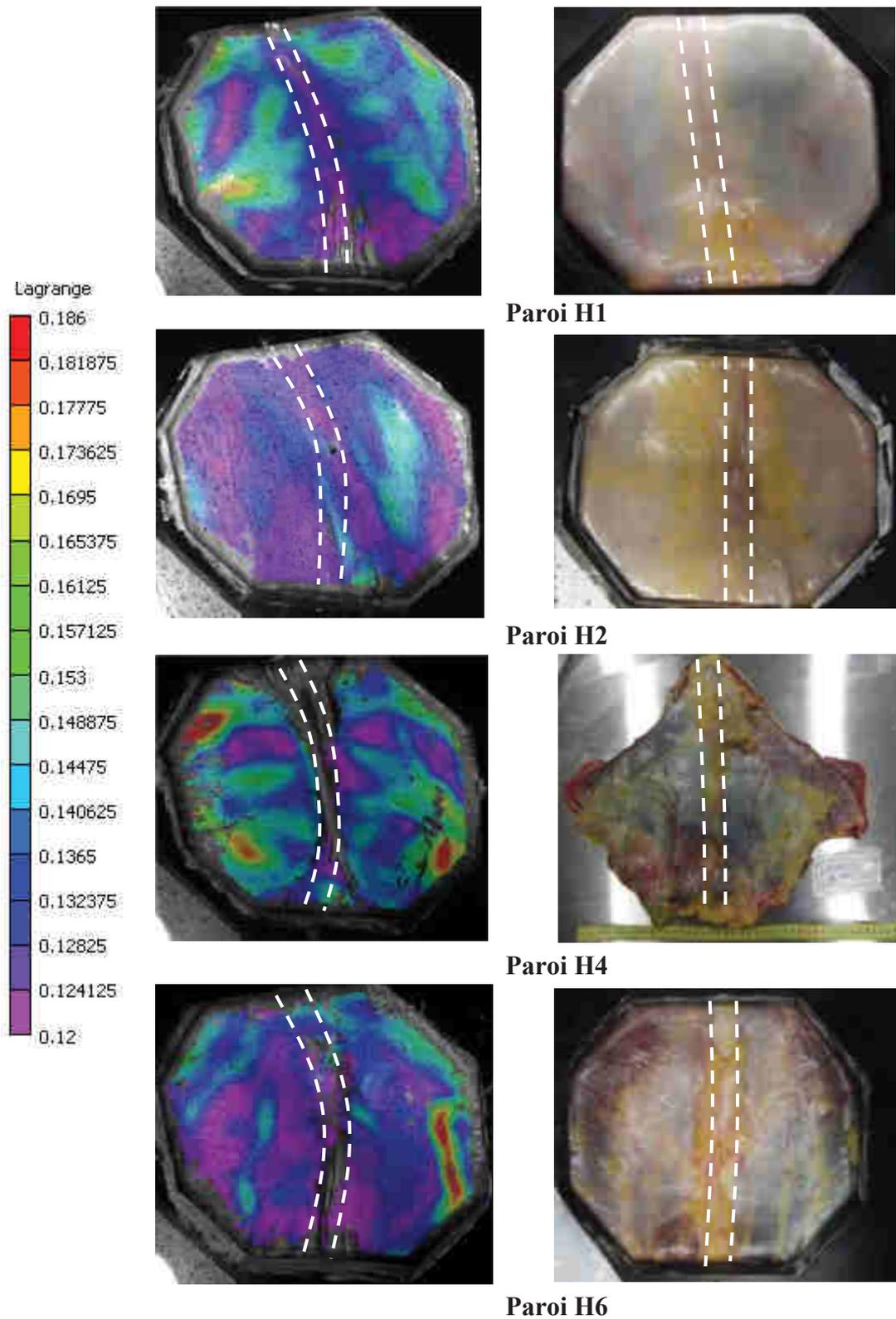


Figure 50. Lien entre les cartographies de déformations avec l'anatomie de la paroi abdominale. La ligne blanche est représentée en pointillé sur les cartographies et sur les photos des parois abdominales.

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).

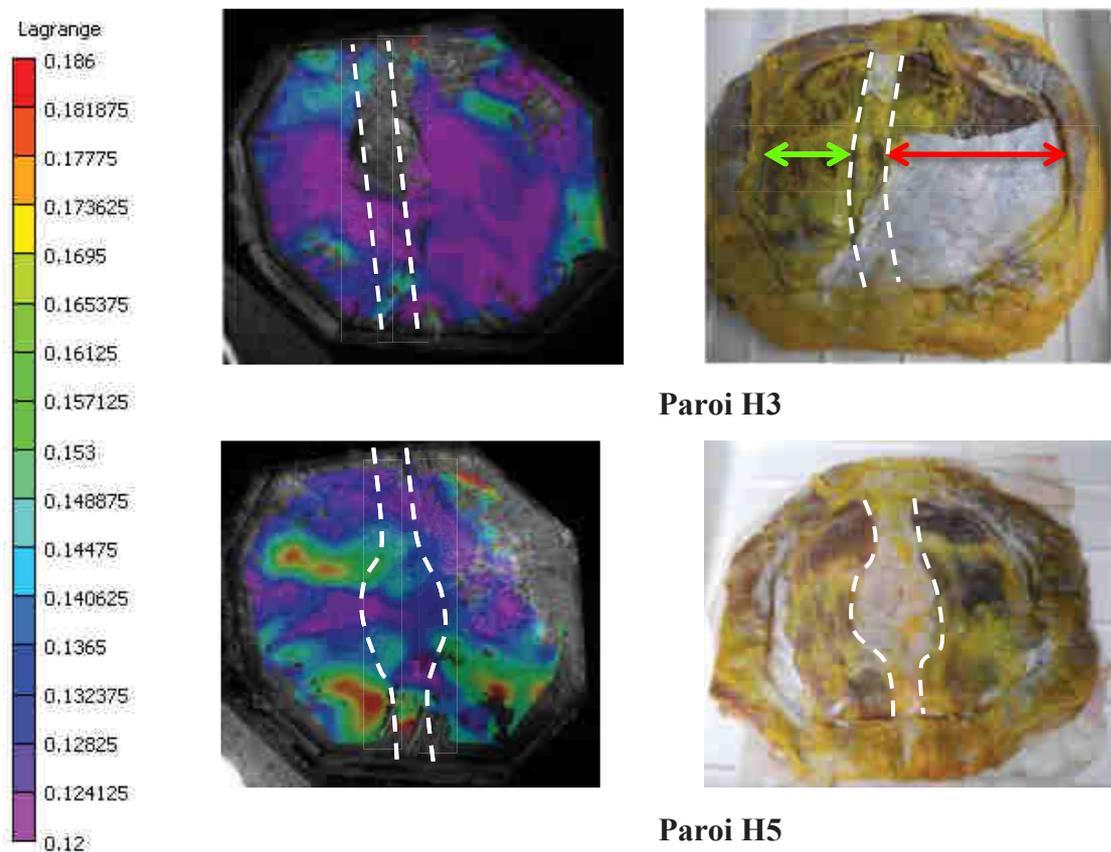


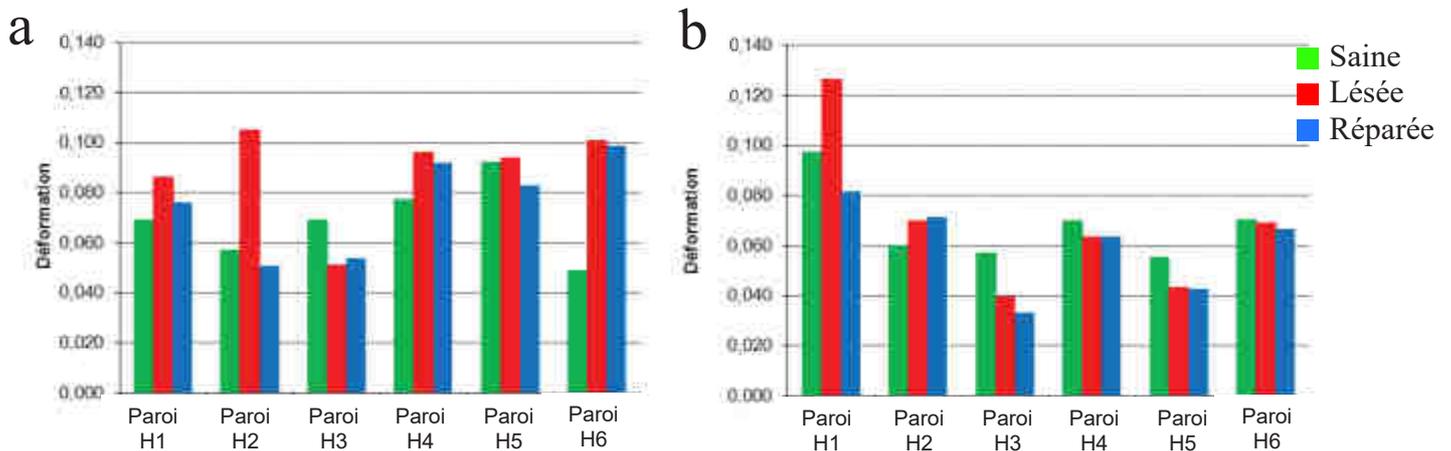
Figure 51. Cas particuliers observés après dissection pouvant expliquer la non symétrie sur l'axe médian : la paroi H3 présente une dissymétrie liée à son positionnement dans les mors ; la paroi H5 présente une ligne blanche élargie au niveau ombilical.

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.

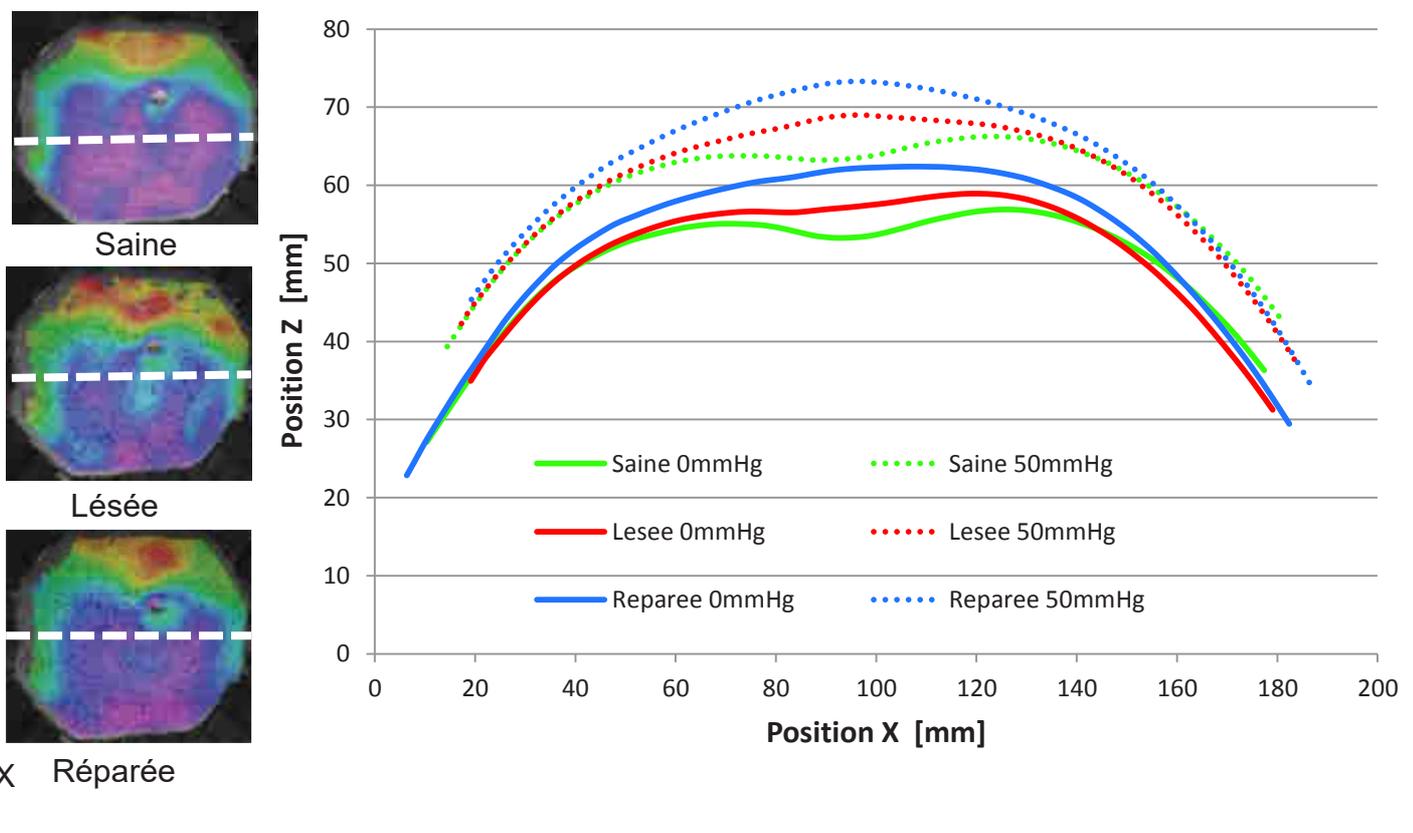


Figure 53. Profil d'une paroi abdominale dans le plan transverse pour les 3 états à une pression de 0mmHg et gonflé à 50 mmHg.

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.

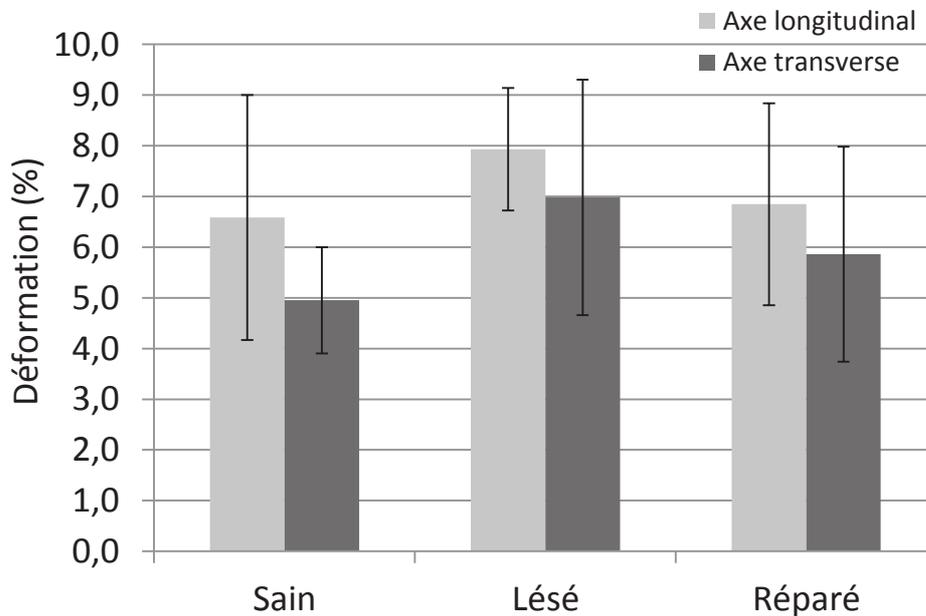


Figure 54. Déformations moyennes (%) le long des directions longitudinale et transverse de la paroi abdominale humaine (n=6). Barres d'erreur : écart-type.

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.

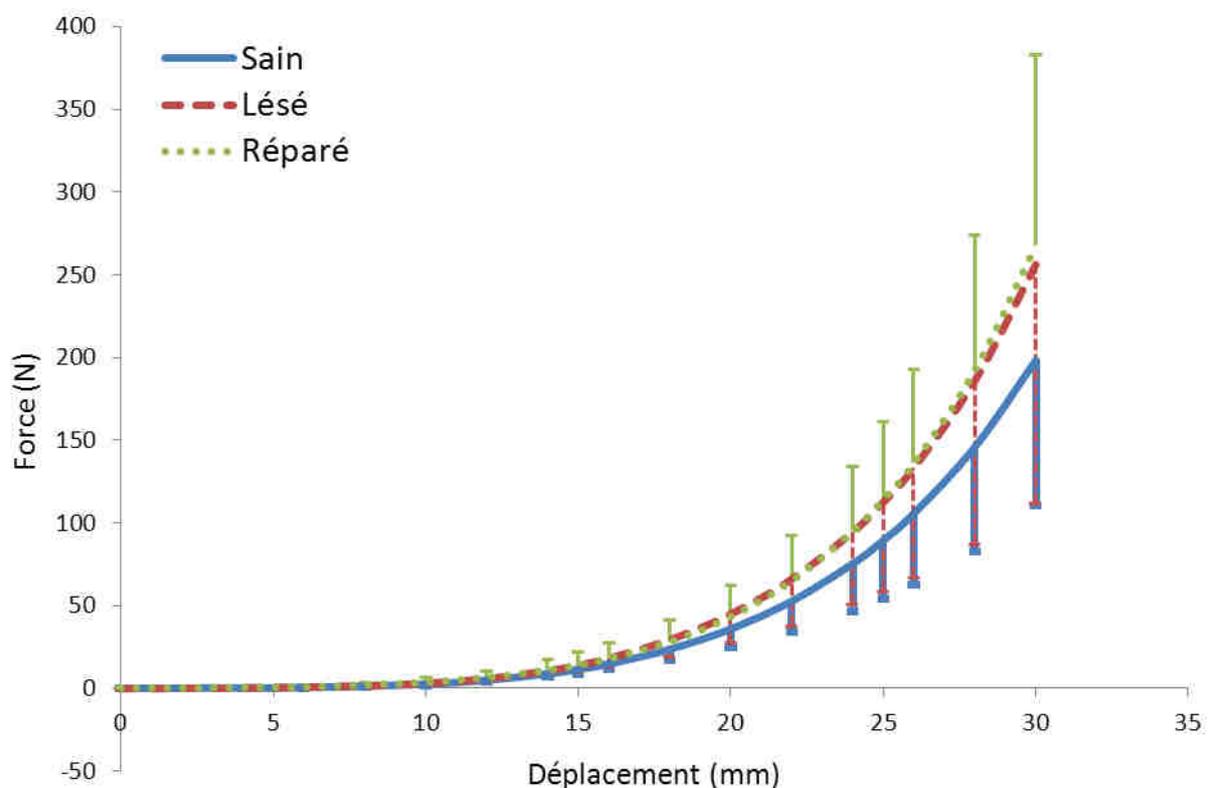


Figure 55. Courbes force-déplacement pour les trois états testés pour le chargement par contact. Barre d'erreurs : 1 écart-type.

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.**

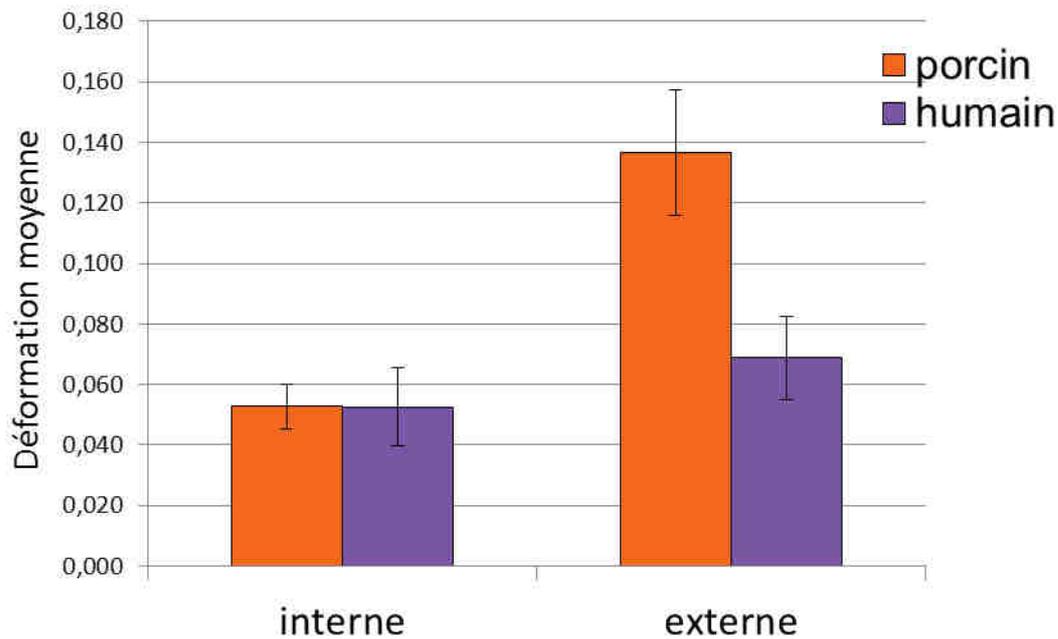


Figure 56. Déformations moyennes calculées sur les surfaces internes et externes des parois abdominales porcines et humaines pour l'état sain. Barres d'erreur : 1 écart-type.

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).

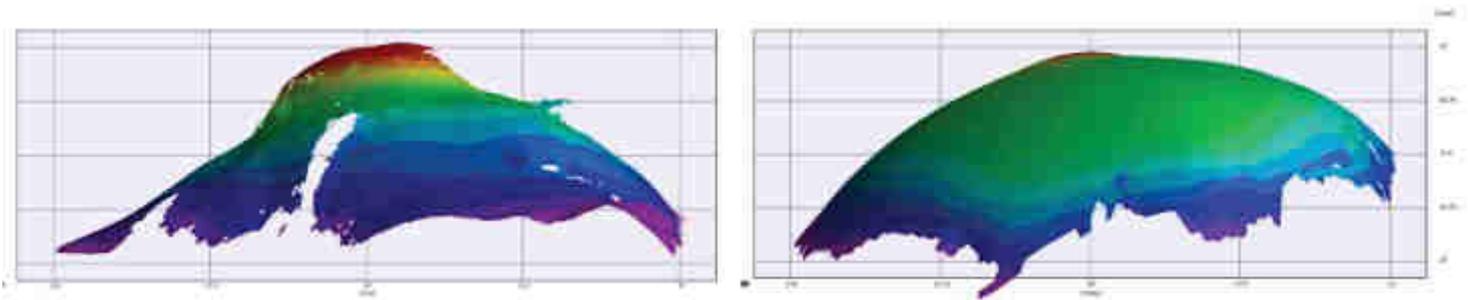


Figure 57. . Observation d'une «éventration » induite sous une pression de 50 mmHg : (a) sur une paroi abdominale porcine ; (b) sur une paroi abdominale humaine.

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 ($p=0,16$).

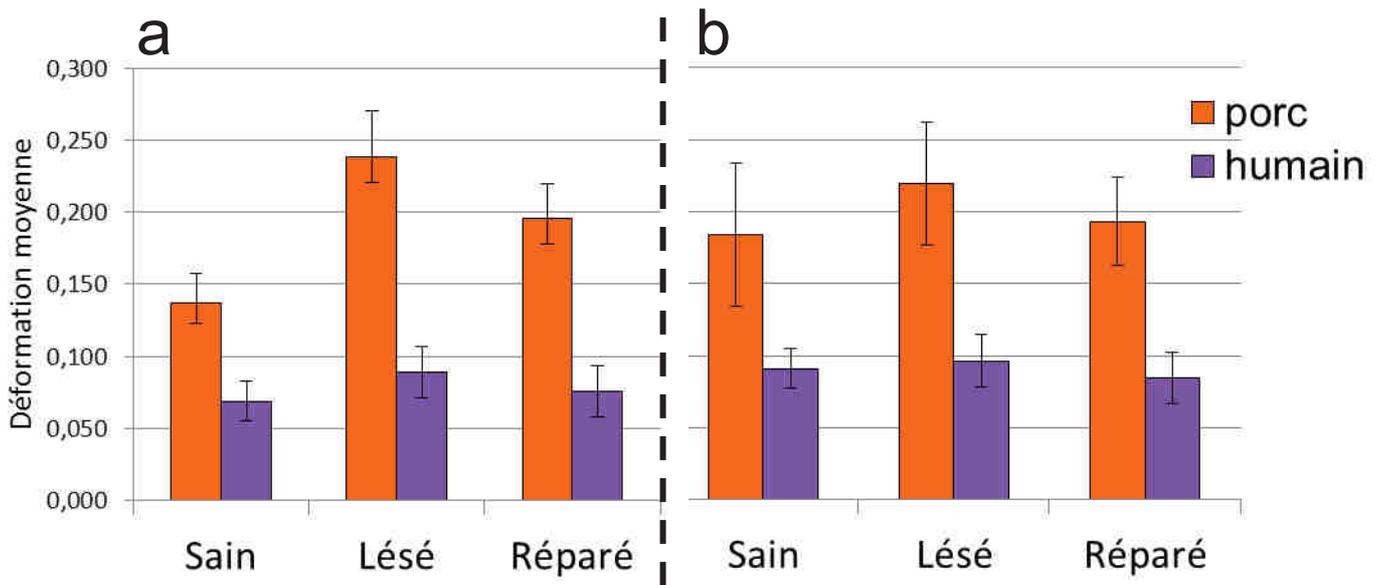


Figure 58. Déformations moyennes calculées sur la surface externe des parois abdominales porcines et humaines pour les 3 états : sain, lésé et réparé. (a) à une pression de 50 mmHg ; (b) à un déplacement de 30 mm.

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).

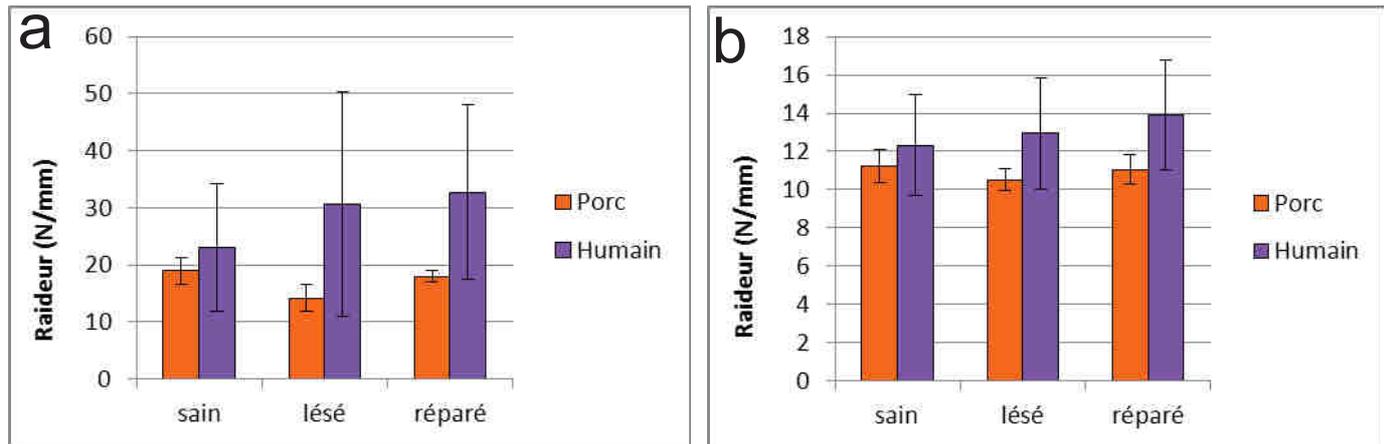


Figure 59. Raideur moyenne calculée pour le chargement par contact, pour l'animal et l'humain suivant deux méthodes : (a) calcul entre 26 et 30 mm de déplacement ; (b) calcul à partir d'un effort de 50N sur un déplacement de 4 mm.

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.