



HAL
open science

Contribution à l'évaluation du risque lésionnel lors d'un contact prolongé à l'aide de la méthode des éléments finis. Application à l'étude de l'assise.

Aurélien Macron

► To cite this version:

Aurélien Macron. Contribution à l'évaluation du risque lésionnel lors d'un contact prolongé à l'aide de la méthode des éléments finis. Application à l'étude de l'assise.. Autre [cond-mat.other]. Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM, 2019. Français. NNT : 2019ENAM0009 . tel-02466783

HAL Id: tel-02466783

<https://pastel.hal.science/tel-02466783>

Submitted on 4 Feb 2020

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.

École doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'ingénieur

Doctorat

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité " Biomécanique "

présentée et soutenue publiquement par

Aurélien MACRON

le 8 mars 2019

**Contribution à l'évaluation du risque lésionnel lors d'un contact
prolongé à l'aide de la méthode des éléments finis. Application à
l'étude de l'assise.**

Directeur de thèse :
Co-encadrement de la thèse :

**Hélène PILLET
Pierre-Yves ROHAN
Alexandre VERNEY**

Jury

M. Pierre BADEL, Pr, ENSMSE, Saint-Etienne

M. Yohan PAYAN, DR CNRS, Laboratoire TIMC-IMAG, UGA et CNRS, Grenoble

M. Christian HERLIN, PU-PH, Université de Montpellier, Montpellier

Mme Bérengère FROMY, DR2 CNRS, UMR5305 (LBTI), Lyon

Mme Hélène PILLET, MC, HDR, IBHGC, ENSAM, Paris

M. Pierre-Yves ROHAN, MC, IBHGC, ENSAM, Paris

M. Alexandre VERNEY, Ingénieur-Chercheur, Clinathec-CEA, Grenoble

M. Guido CIPRANDI, PH, IRCCS, Rome-Italie

M. Philippe ROUCH, PU, IBHGC, ENSAM, Paris

Président

Rapporteur

Rapporteur

Examineur

Examineur

Examineur

Examineur

Invité

Invité

**T
H
È
S
E**

Remerciements

Je souhaite tout d'abord remercier mes encadrants de thèse :

Je remercie bien sûr d'abord ma directrice de thèse, stricto sensu, Hélène Pillet. Comme l'avaient déjà souligné nombres de ces précédents doctorants, Hélène a été d'une aide exceptionnelle. Sa rigueur scientifique, sa disponibilité, sa présence et sa bienveillance ont rendu ce travail de thèse agréable. Respect à Hélène.

Je remercie ensuite Pierre-Yves Rohan, mon tuteur de thèse et maître de conférences à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, pour s'être autant investi dans cette thèse. Pierre-Yves a été un soutien inflexible et a apporté un grain de folie, selon moi, indispensable à tout projet de recherche.

Je remercie Alexandre Verney, co-encadrant de ce travail de thèse à Clinatec. Merci de m'avoir accompagné tout au long de cette aventure, de ta confiance et de m'avoir laissé suivre les pistes de recherche qui me semblaient intéressantes.

Je remercie Christian Herlin et Yohan Payan, d'avoir accepté d'être rapporteurs de ce travail de thèse, je remercie aussi les examinateurs Bérangère Fromy, Pierre Badel et les invités Guido Ciprandi et Philippe Rouch. Merci à tous pour la pertinence de vos questions et/ou de vos remarques faites lors de la soutenance.

Merci à tous mes collaborateurs, qui ont grandement contribué à ce travail : Jennifer Doridam, la clinicienne sans qui les acquisitions auraient été impossibles. Merci aussi de m'avoir accompagné au Gobelin quand personne ne voulait y aller ; Mohammad Javad Sadeghinia pour son investissement dans la seconde campagne d'acquisition et sa bonne humeur. Je ne pensais pas qu'une campagne d'acquisition aurait pu être aussi drôle ! Nolwenn Fougeron qui a

contribué à l'amélioration du maillage des modèles, ce qui constitue toujours une piste d'amélioration pour un modèle EF. Merci aussi pour ta bonne humeur ; Claudio Vergari qui en plus d'être drôle nous a permis grâce à ses travaux d'étudier la faisabilité de la mesure des déformations à l'aide de l'US ; Isabelle Rivals pour sa contribution sur l'étude de sensibilité et sa pédagogie concernant les statistiques ; Clément Duraffourg pour la partie capteur d'effort, c'était un plaisir de travailler avec toi.

Je souhaite aussi remercier l'ensemble des personnes qui ont participé aux deux protocoles d'acquisition. Sans vous, rien n'aurait été possible.

Je remercie la fondation Arts et Métiers et tout particulièrement Roger Stanchina, président de la fondation, d'avoir financé cette thèse avec la collaboration du fond de dotation Clinatéc. Un grand merci également à la fondation de l'Avenir qui nous a permis de compléter le budget alloué à cette thèse.

Je remercie mes co-bureaux, Alice Siegel et Boris Dauriac, qui ont adouci une aventure qui n'a pas toujours été facile. C'est toujours sympa de pouvoir se plaindre en groupe ! Bon courage pour la suite à vous deux.

Merci à l'ensemble des personnes avec qui j'ai pu débattre au cours de cette thèse. J'ai beaucoup appris à votre contact. Vu que vous êtes beaucoup je vais vous lister MAIS vous avez tous été super importants ! Sébastien Laporte, Xavier Bonnet, Christophe Sauret, Joseph Bascou, François Girinon, Maxim Van den Abbeele, Maxime Bourgain et Sylvain Persohn.

Merci à Marine pour toute la logistique avec les congrès. L'administratif n'a jamais été aussi simple avec toi.

Merci à l'ensemble des personnes de l'Institut que je n'ai pas remercié. Même si pour certains je ne vous ai pas beaucoup vu, c'était toujours un plaisir (Christophe, Samuel, Pierre-Marc, Louis, Nicolas, ...).

Merci à Clinatéc et à l'ensemble des personnes que j'ai pu rencontrer là-bas : les escapes games avec Sarah, Olivier et Adrien ; les discussions révolutionnaires avec Jeremy ; les histoires de Serpil ; les leçons sur la biologie par Audrey ; les débats à la cantine avec Clementine, Moly, Gael, Marion, Julie, Vincent et Antoine, les bières-débats avec Quentin et Lucas, les soirée geek avec Felix ; la soirée de rendu du manuscrit avec Benoit. Je remercie aussi Lilia et les équipes médicales de Clinatéc qui m'ont permis de pouvoir m'approcher d'une IRM et de mieux en comprendre les problématiques.

Je remercie tout mes potos de Nantes et d'ailleurs, qui ont été un soutien majeur lors de cette aventure. Je ne vais pas vous lister sinon ça serait trop long, les gens se reconnaîtront !

Enfin, je remercie ma famille. Ma mère Solange qui a été super compréhensive avec moi comme mes deux frères Alexis et Florian tout au long de ces 3 ans. Ma mamie Simone qui a maintenant son nom dans le monde de la science ! Et enfin ma belle-sœur KriKri et mon neveu Théodore, spéciale dédicace petit gars.

Table des matières

Remerciements.....	ii
Table des matières	v
Liste des abréviations.....	x
Liste des tableaux.....	ii
Liste des figures	iv
Introduction Générale	2
Chapitre 1 Contextes médical, industriel et scientifique de la prévention des escarres.....	8
1.1 Contexte médical.....	8
1.1.1 Tissus biologiques et interaction avec des dispositifs externes	8
1.1.2 L’escarre	12
1.1.3 Epidémiologie et coût	15
1.1.4 Etiologie.....	18
1.1.5 Méthode de prévention	24
1.1.6 Conclusion	28
1.2 Contexte industriel	29
1.2.1 Contexte : L’exosquelette EMY	29
1.2.2 Exosquelette et risque d’escarre.....	31
1.2.3 Exosquelette et prévention du risque d’escarre	33
1.2.4 Conclusion	35
1.3 Contexte scientifique.....	36
1.3.1 Principe de la modélisation EF	38
1.3.2 Synthèse de l’état de l’art.....	39

1.3.3	Vers l'utilisation en milieu clinique.....	62
1.4	Conclusion.....	65
Chapitre 2 Travail personnel - Protocole expérimental et caractérisation morphologique de la région pelvienne		
2.1	Introduction	68
2.2	Protocole générique.....	69
2.2.1	Vue d'ensemble	69
2.2.2	Sujets et éthique	71
2.2.3	Matériels et préparation	71
2.2.4	Accueil du sujet.....	75
2.2.5	Acquisitions	75
2.3	Protocole finalisé.....	81
2.3.1	Matériel et préparation.....	82
2.3.2	Acquisitions	83
2.4	Post Traitement :	85
2.4.1	Données géométriques	85
2.4.2	Données d'entrée pour la calibration du comportement mécanique des tissus mous	92
2.4.3	Évaluation expérimentale de la déformation sous cutanée pour la validation du modèle Eléments finis.....	93
2.5	Résultats	99
2.5.1	Données géométriques	99
2.5.2	Données d'entrée pour la calibration du comportement mécanique des tissus mous	106
2.5.3	Evaluation expérimentale de la déformation (ExoII uniquement).....	108
2.5.4	Effort et distribution de pression externe.....	112
2.6	Discussion	114
Chapitre 3 Travail personnel - Modélisation EF de la région pelvienne.....		
		121

3.1	Introduction	121
3.2	Méthode.....	124
3.2.1	Participants et Protocole	124
3.2.2	Génération des géométries spécifiques au sujet.....	125
3.2.3	Modélisation avec la méthode Eléments Finis (EF)	126
3.3	Résultats	130
3.3.1	Calibration du modèle.....	130
3.3.2	Évaluation du modèle	131
3.3.3	Déformations sous cutanées.....	132
3.3.4	Temps de génération	134
3.4	Discussion	134
Chapitre 4 Travail-personnel - Modélisation simplifiée de la région pelvienne		
.....		140
4.1	Introduction	140
4.2	Matériel et Méthodes.....	142
4.2.1	Participants.....	142
4.2.2	Modèle EF 3D de référence	142
4.2.3	Modèle EF simplifié	142
4.2.4	Etude de sensibilité	146
4.2.5	Post Traitement	146
4.3	Résultats	149
4.3.1	Sujets et paramètres	149
4.3.2	Maximum de déformations et pressions externes.....	150
4.3.3	Etude de sensibilité	152
4.4	Discussion	154
Conclusion		160
Contributions.....		161
Critique du travail		163

Perspective	164
Annexe A Déformation.....	168
A.1 Définition générale de l’allongement.....	168
A.2 Définitions particulières	170
A.2.1 Déformation de Cauchy.....	171
A.2.2 Déformation de Green Lagrange	172
A.2.3 Déformation logarithmique	172
Annexe B Protocole expérimental	174
B.1 Matériel des protocoles	174
B.1.1 Liste	174
B.1.2 Scanner optique	175
B.1.3 Einscan.....	175
B.1.4 Structure Sensor.....	175
B.1.5 Nappe de pression.....	175
B.2 Recalages repère sonde par rapport au repère tabouret.....	175
B.3 Etude de reproductibilité de la méthode de sauvegarde de la position	177
B.3.1 Méthode de sauvegarde	177
B.3.2 Etude de reproductibilité	177
B.4 Quantification du comportement des tissus sous cutanées par indentation d’une sonde US sur cuisse.....	178
B.4.1 Acquisition expérimentale.....	178
B.4.2 Traitement.....	179
B.4.3 Résultats.....	181
Bibliographie.....	185

Liste des abréviations

US	Ultrason
CL	Condition Limite
EMY	Enhancing MobilitY
EF	Element Finis
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
EASD	Epines Antéro-Supérieures Droite
EASG	Epines Antéro-Supérieures Gauche
EPSD	Epines Postéro-Supérieures Droite
EPSG	Epines Postéro-Supérieures Gauche

Liste des tableaux

Tableau 1 : Synthèse de l'aspect géométrique des modèles EF de l'état l'art.	40
Tableau 2 : Synthèse des CL utilisées dans les modèles EF de l'état l'art.	41
Tableau 3 : Synthèse de l'aspect matériau des modèles EF de l'état l'art.	42
Tableau 4 : Tableau présentant l'orientation du bassin lors des acquisitions en posture « assis chargé » et « assis déchargé » pour les sujets ExoII.	100
Tableau 5 : Tableau représentant les rayons de courbure ischiatique obtenus à partir du bassin reconstruit au niveau de l'ischion gauche et droit.	101
Tableau 6 : Tableau résumant les mesures des rayons de courbure à l'aide de l'ultrason (moyenne et écart type sur les trois répétitions de la mesure par l'opérateur).	102
Tableau 7 : Tableau résumant les épaisseurs de tissus sous ischions (muscle et graisse).	105
Tableau 8 : Tableau résumant les affaissements moyen (côté droit et gauche) du bassin de la posture « assis déchargé » vers la posture « assis chargé ».	107
Tableau 9 : Moyenne et écart type des déformations principales calculées dans le plan frontal et sagittal.	111
Tableau 10 : Tableau représentant la différence d'orientation horizontale entre les acquisitions ultrasonores frontale et sagittale en degré.	111
Tableau 11 : Tableau représentant les distances entre GA et les plans d'acquisitions, frontal et sagittal.	112
Tableau 12 : Tableau représentant les efforts transmis à l'assise lors de la posture « assis chargé » sous la forme d'efforts et de pics de pression.	113
Tableau 13 : Affaissement vertical mesuré expérimentalement et propriétés mécaniques choisies pour le tissu adipeux et musculaire.	131
Tableau 14 : Maximum de déformations (composantes principales et cisaillement max) parmi les sujets.	133
Tableau 15 : Paramètres utilisés pour construire les modèles des sujets pour chaque côté . Les abréviations D et G signifient respectivement les côtés droit et gauche.	149

Tableau 16 : Effets des différents paramètres sur la déformation maximale de cisaillement au sein du tissu musculaire calculée par le modèle simplifié. Les valeurs mises en évidence (en gras) représentent les résultats marquants. Le nombre de simulations utilisées pour l'étude de chacun des paramètres est aussi renseigné de manière absolue et de manière relative par rapport aux nombres totaux de simulations disponibles théoriquement.	154
Tableau 17 : Tableau résumant les résultats des trois tests d'indentation sur les sujets de la seconde campagne d'acquisition (ExoI2).	182

Liste des figures

Figure 1 : Déformation des tissus biologiques sous l'effet d'un contact physique avec l'extérieur	9
Figure 2 : Représentation des différentes couches de tissus biologiques (image modifiée, issue de sante.lefigaro.fr).	12
Figure 3 Différentes catégories de l'escarre (image modifiée, issue du document (National Pressure Ulcer Advisory Panel et al. 2014)).....	14
Figure 4 : Schéma représentant les régions anatomiques les plus touchées par l'escarre.	17
Figure 5 : Principaux exosquelettes pour personne paraplégique (Yan et al. 2015).....	30
Figure 6 : Principe du projet BCI proposé par Clinattec (Image issue de Clinattec).....	31
Figure 7 : Exemples de modèles EF pour la prévention d'escarre. L'ensemble des modèles représente ici la région pelvienne, excepté le modèle dans le coin inférieur gauche (Ceelen et al.) qui représente une coupe transverse du membre postérieur de rat.	37
Figure 8 : Anatomie de la région pelvienne (image modifiée, issue de healthlifemedia.com)	44
Figure 9 : Etat de l'art, dispositif d'imagerie utilisé.	45
Figure 10 : Stratégies expérimentales pour l'acquisition de la posture « assis déchargé ».	47
Figure 11 : Etat de l'art, tissus modélisés.....	50
Figure 12 : Etat de l'art, nombre de sujets et type de modèle.	51
Figure 13 : Etat de l'art, CL de Dirichlet et CL de Neumann.	53
Figure 14: Variabilité importante du comportement mécanique du tissu musculaire observée pour différents paramètres matériaux de la littérature lors d'un test de compression numérique EF. La contrainte est tracée en fonction de la déformation logarithmique (suivant l'axe de compression) pour chaque paramétrage matériau différent.	56

Figure 15 : Schéma résumant le processus expérimental. La première ligne (gris) correspond à des acquisitions dans une posture « debout », la seconde (vert) dans une posture « assis déchargé » et la troisième (orange) en posture « assis chargé ». Pour chaque posture (ligne), les différents systèmes d'acquisition utilisés sont représentés sous forme de colonnes. Les encadrés bleus représentent les données issues du protocole expérimental.	71
Figure 16 : Tabouret spécialement conçu pour le protocole permettant de positionner et de fixer une sonde ultrasonore au niveau de l'ischion gauche ; a) tabouret avec sonde en position sagittale ; b) tabouret avec sonde en position frontale.....	72
Figure 17 : Recalage de la nappe de pression : a) Marqueurs posés sur la nappe ; b) Acquisition EOS des marqueurs du tabouret ; c) Acquisition avec la nappe de pression pendant qu'un opérateur appuie sur tous les marqueurs (M1, M2 et M3).....	74
Figure 18 : Recalage spatiale de la nappe de pression (représente une vue plus détaillée de la Figure 15).....	75
Figure 19 : Acquisitions EOS; a) Posture "assis chargé"; b) Posture "assis déchargé"; c) Posture debout.....	77
Figure 20 : Acquisition avec le scanner optique de la fesse et de la cuisse, droites.	79
Figure 21 : Acquisition US de la région pelvienne : a) Sujet en position sur le tabouret ; b) Vue schématique de l'acquisition US avec la sonde dans la configuration sagittale ; c) <i>idem</i> avec la sonde dans la configuration frontale.....	80
Figure 22 : Modification du protocole original.....	82
Figure 23 : Distribution de pression représentant l'assise du sujet. Pour être en position, le sujet avait pour consigne de placer le pic de pression droit dans l'intersection des deux rectangles (représentant la position de la sonde dans les configurations frontale et sagittale).....	84
Figure 24 : Angles de mesure utilisés pour définir l'orientation du bassin dans le repère EOS.	87
Figure 25 : Processus pour mesurer l'épaisseur de graisse dans la posture « assis déchargé » à partir des images US.	90

- Figure 26 : Regroupement des géométries à l'aide des marqueurs externes sur le sujet, commun à l'ensemble des acquisitions..... 92
- Figure 27 : Mesure de l'affaissement à partir des radiographies bi-planes dans la posture « assis déchargé » (a) et « assis chargé » (b)..... 93
- Figure 28 : Processus pour calculer l'orientation horizontale du bassin par rapport au tabouret. 97
- Figure 29 : Position de l'insertion ischiatique du grand adducteur. a) Muscles de la cuisse et de la région pelvienne représentés dans une coupe sagittale; b) Point associé à la reconstruction EOS du bassin, utilisé pour représenter l'insertion du grand adducteur. . 98
- Figure 30 : Rayons de courbure de l'ischion droit des 15 sujets de la campagne de mesure ExoI2. Les rayons de courbure extraits à partir de la reconstruction EOS du bassin *RCCI1* et *RCCI2* sont respectivement affichés en rouge et marron. Ceux extraits à partir de l'US dans le plan sagittal et dans le plan frontal son respectivement affichés en bleu clair et en bleu foncé..... 103
- Figure 31 : Reproductibilité du calcul de la déformation maximale de cisaillement pour un opérateur, à gauche pour la configuration frontale et à droite pour la configuration sagittale. 108
- Figure 32 : Acquisition de la déformation des tissus sous cutanés lors de l'assise. Une grille dans le tissu adipeux est tracée et se déforme au cours de l'assise. 109
- Figure 33 : Plan frontal. (a) Grille initiale superposée à l'image initiale, (b) $E_{Cisaillement}$ tracée pour chaque point de la grille pour un sujet, (c) pour chaque sujet ExoI1 (en abscisse de 1 à 7 pour chaque histogramme) un groupe de 7 bars représente $E_{Cisaillement}$ mesurée pour chaque point de la grille..... 109
- Figure 34 : Plan sagittal. (a) Grille initiale superposée à l'image initiale, (b) $E_{Cisaillement}$ tracée pour chaque point de la grille pour un sujet, (c) pour chaque sujet ExoI1 (en abscisse de 1 à 7 pour chaque histogramme) un groupe de 7 bars représente $E_{Cisaillement}$ mesurée pour chaque point de la grille..... 110
- Figure 35 : Processus de création de l'enveloppe externe et de l'interface Graisse-Muscle. L'enveloppe est d'abord dupliquée par un plan de symétrie sagittal défini à partir des

marqueurs. Après avoir comblé les trous de l'enveloppe externe dans Geomagic, l'interface Graisse-Muscle est créée en appliquant un offset normal à la surface de l'enveloppe.....	126
Figure 36 : Conditions aux limites imposées au modèle EF.....	129
Figure 37 : Courbes surface de contact en fonction de la pression subie décrivant les distributions de pression mesurées expérimentalement et estimées par le modèle EF. Chaque intersection de deux segments représente la borne supérieure de l'intervalle de pression externe représenté (<i>e.g.</i> , le point à 20 kPa représente la région avec une pression inférieure à 20kPa et supérieure à la valeur de pression associé au point précédent). ..	131
Figure 38 : Distribution des déformations principales E_I , E_{II} et E_{III} pour le sujet ExoII_2 dans deux plans de coupes passant par les ischions (frontal et sagittal). ..	134
Figure 39 : Description schématique de la génération des modèles simplifiés à partir de la référence pour un sujet.....	144
Figure 40 : Définition de la courbe génératrice, C, servant de support pour la construction de la géométrie de l'ischion par balayage par une hémisphère de rayon $RCCI1$. C est construite à l'aide d'un arc de cercle de rayon $RCCI2$ initié sur l'axe de symétrie du modèle à une hauteur $h0$ (point A) et contraint à une longueur horizontale égale à $offset$ (se terminant alors au point B) pour garantir une taille d'ischion égale entre les sujets. $offset$ est défini à partir du $RCCI2$ minimal (parmi nos 13 sujets) à laquelle est retranchée une valeur appelée $securityValue$ choisie arbitrairement en prévision des variations possibles du minimum $RCCI2$ sur un plus grand échantillon. Un point D est construit à une distance verticale de $2\ offset$ par rapport au point B et une distance horizontale de $0.75\ offset$ par rapport au point A. Enfin la courbe C est prolongée par un arc tangent au précédent (point B) et passant par le point D pour s'assurer que C reste à l'extérieur du pavé tout au long de la simulation.	145
Figure 41 : Histogramme représentant le pic de pression (bleu, échelle de droite), $max(\epsilon_{Max})$ estimée par le modèle simplifié (vert, échelle de gauche) et par le modèle de référence (rouge, échelle de gauche) pour chaque sujet et côté.....	150

Figure 42 : (à gauche) $max(\epsilon Max)$ estimée par le modèle de référence par rapport à la pression externe pour les 13 sujets, (à droite) $max(\epsilon Max)$ estimée par le modèle de référence par rapport à celle prédite par le modèle simplifié.....	151
Figure 43 : Graphique de Bland-Altman comparant les $max(\epsilon Max)$ calculées par les deux modèles, référence et simplifié. SD est l'écart type de la différence d'estimation entre les deux modèles.	152
Figure 44 : Part respective en pourcentage des 250 simulations n'ayant pas convergé selon le niveau du paramètre (Niveau 1 : valeur minimale, Niveau 2 : valeur moyenne, Niveau 3 : valeur maximale) pour chaque paramètre.....	153
Figure 45 : Exemple de barre avec deux particules positionnées aux extrémités (X_1 et X_2) compressée.....	170
Figure 46 : Représentation des trois principales définitions de déformation en fonction de l'allongement.	171
Figure 47 : Recalage de la sonde par rapport au tabouret.....	176
Figure 48 : Représentation de la « sauvegarde » de l'assise (uniquement côté gauche).	177
Figure 49 : Représentation de la mesure d'indentation sur cuisse avec une sonde instrumentée d'un capteur d'effort.	179
Figure 50 : Comportement des tissus mous au niveau de la cuisse mesuré à l'aide du test d'indentation parmi les sujets ExoI2. L'axe des ordonnées à gauche représente la raideur (K_1 , K_2 , K_3 et K_4) et l'axe à droite représente le module de Young E	183

Introduction Générale

Ce projet est né dans le contexte de la collaboration entre Clinatex, un centre de recherche biomédicale du Commissariat à l’Energie Atomique et aux Énergies Alternatives (CEA) et l’Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak d’Arts et Métiers ParisTech initiée par la Fondation Arts et Métiers. Ces deux entités ont en commun parmi leur domaine de recherche le développement de dispositifs d’assistance aux personnes en situation de handicap. En particulier, dans son projet BCI (Brain Computer Interface), Clinatex propose une preuve de concept de contrôle par la pensée, à partir de signaux corticaux mesurés par électrocorticographie (ou ECoG), d’un effecteur complexe : l’exosquelette EMY (Enhancing MobilitY) développé par une équipe du CEA LIST. L’objectif de BCI est de redonner de la mobilité à des personnes tétraplégiques, la tétraplégie s’accompagnant d’une paralysie des quatre membres avec une absence partielle ou complète de sensibilité.

L’un des risques exacerbés par cette absence de sensibilité est l’apparition de lésions tissulaires liées à l’interaction physique de l’utilisateur avec EMY. Chez une personne saine, des récepteurs sensoriels permettent de percevoir les actions mécaniques internes (pression, cisaillement...) et externes (frottements, pressions, étirements ...) et de réagir en cas de chargement à risque. C’est grâce à ce mécanisme que la posture d’une personne saine est constamment modifiée afin de soulager partiellement ou complètement l’inconfort physique ressenti, par exemple lors d’une assise prolongée en empêchant une pression et/ou un temps de contact excessif(s). En revanche, si une personne, par exemple atteinte de tétraplégie, n’est plus en mesure de percevoir l’inconfort lié au contact, la compression persiste et amorce la nécrose progressive des tissus biologiques sollicités. On appelle cette nécrose : l’escarre.

C’est pourquoi, afin d’assurer la sécurité de l’utilisateur, Clinatex souhaite aujourd’hui disposer d’outils pour évaluer le risque lésionnel lors d’une interaction prolongée avec EMY. Dans le même temps, l’Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak dispose d’une expertise

dans le développement de modèles personnalisés de l'être humain en particulier dans le contexte du handicap. La présente thèse s'inscrit dans l'exploration de la pertinence de modèles mécaniques de la région pelvienne dans la prévention précoce des risques d'escarres lors de l'assise.

Les escarres demeurent un enjeu de santé publique notamment pour les personnes à mobilité réduite dont le système sensoriel et le système moteur sont défaillants. Pourtant, en plus d'être coûteux, les conséquences de la survenue d'une escarre sont catastrophiques pour la qualité de vie du patient. Le traitement dure souvent plusieurs mois, voire plusieurs années, entraînant de graves conséquences sur l'image de soi et la réalisation du projet de vie des personnes (Bouix and Debacker 2013; Rames et al. 2014).

L'étiologie des escarres est multifactorielle, mais de nombreuses études fondamentales suggèrent que la déformation interne des tissus mous biologiques serait le facteur prépondérant du développement des escarres (Gefen et al. 2008; Oomens et al. 2015; Stekelenburg et al. 2007). A partir de ces résultats, deux directions principales de recherche complémentaires intéressent la communauté : d'une part, un axe destiné à comprendre le lien entre la déformation d'origine mécanique et la formation de la lésion au niveau cellulaire et d'autre part, un axe ayant pour objectif d'accéder à la mesure ou la prédiction de la déformation tissulaire au niveau macroscopique. C'est dans ce deuxième axe que s'inscrit ce travail.

L'intérêt de ce deuxième axe de recherche est justifié par le constat que la mesure de la pression externe, utilisée dans les méthodes de prévention actuelles, ne permet pas de prédire directement les déformations internes et les conséquences de l'application d'une pression externe prolongée sont floues. Ainsi, pour une même pression de contact subie, deux personnes ne développeront pas une escarre au bout du même temps (Gefen 2009a). C'est cette incertitude qui limite les bénéfices d'une prévention basée sur la pression externe et justifie la recherche d'autres mesures quantitatives pour évaluer le risque d'apparition d'escarre.

Sur la base de ce constat, plusieurs modèles biomécaniques en Eléments Finis (EF) ont été développés (Bucki et al. 2013; Levy, Schwartz, and Gefen 2017; Linder-Ganz et al. 2007; Luboz et al. 2014; Oomens et al. 2003; Portnoy et al. 2007; Sopher et al. 2010; Yarnitzky, Yizhar, and Gefen 2006) afin de faire le pont entre les pressions externes et les déformations subies par les tissus sous cutanées. Malgré des hypothèses importantes, les déformations estimées par ces modèles ont pu être associées à l'apparition de lésions internes irréversibles sur muscle de rat (Ceelen, Stekelenburg, Loerakker, et al. 2008). Néanmoins, la confrontation des résultats de ces modèles avec des cas cliniques restent rares à cause d'une méthodologie de génération et d'une utilisation lourde et longue, peu adaptée à une routine clinique. Les méthodologies pour construire des modèles EF reposent en général sur l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) permettant une acquisition précise de la géométrie des tissus mous comme le muscle, la graisse ou la peau. Cependant, l'accessibilité limitée de l'IRM et le processus de reconstruction fastidieux associé constituent des obstacles à l'utilisation pratique des modèles et par conséquent de la déformation dans l'évaluation du risque d'escarre en routine clinique ou pour un centre de recherche comme Clinattec.

Malgré ces verrous, il existe aujourd'hui des opportunités pour s'affranchir de l'IRM et rendre les modèles mécaniques plus accessibles dans un contexte clinique. Tout d'abord, d'autres systèmes d'imagerie existent pour caractériser la géométrie d'un patient dans un contexte de prévention d'escarre. Par exemple, des études ont montré que l'échographie ultrasonore permet de décrire la géométrie interne locale d'une zone d'appui (Akins et al. 2016; Swaine et al. 2017). En parallèle, des modèles simplifiés créés à partir de quelques informations locales de la zone d'appui, comme les épaisseurs de tissus compressés ou encore le rayon de courbure de la proéminence osseuse, ont pu être développés. Ces modèles ont montré un réel potentiel pour capturer une partie de la réponse mécanique interne estimée par les modèles EF complexes (Linder-Ganz, Yarnitzky, et al. 2009; Oomens et al. 2003; Portnoy et al. 2011). Cependant, seules des preuves de concept ont été proposées par les différents auteurs et un processus complet pour l'obtention d'un modèle qui pourra être confronté à des données cliniques n'est pas disponible.

Le travail de thèse présenté dans ce manuscrit s'inscrit dans cette démarche. Nous avons choisi de nous focaliser sur l'assise car l'assise est une configuration où les sollicitations sont relativement simples et déjà largement étudiées dans la littérature. Nous proposons dans un premier temps une alternative à l'IRM pour caractériser l'assise du sujet sain dans un cadre de prévention d'escarre. Dans un second temps, nous présentons une méthode pour générer un modèle EF 3D de la région pelvienne proche des modèles issus de la littérature mais ne se basant pas sur l'IRM. Enfin, nous développons un modèle EF simplifié basé sur quelques paramètres morphologiques accessibles en routine clinique et comparons sa réponse par rapport à notre modèle complet.

Le plan de ce manuscrit se décline en quatre chapitres.

Le chapitre 1 présente l'état de l'art des enjeux médicaux, scientifiques et industriels de la prévention des escarres. Ce chapitre a pour but de soulever les principaux verrous que nous chercherons ici à lever.

Dans le chapitre 2, un protocole expérimental combinant plusieurs modalités d'imagerie (Radiographie-biplane base dose (EOS), ultrason (US) et scanner optique) et plusieurs systèmes d'acquisition d'effort (nappe de pression, capteur d'effort et plateforme de force) est proposé. Ce protocole a pour but de caractériser des sujets sains en vue de générer un modèle EF 3D de la région pelvienne patient-spécifique. Cette caractérisation passe par : (i) l'acquisition des géométries de la région pelvienne : bassin, enveloppe externe et épaisseur de graisse dans deux postures assises chargée et déchargée ; (ii) la mesure des efforts mis en jeu.

Le chapitre 3 est consacré à la démarche proposée pour développer un modèle EF patient-spécifique de la région pelvienne lors de l'assise. L'évaluation du modèle et l'estimation des déformations subies par les tissus sous cutanés lors de l'assise seront également présentées.

Enfin, le chapitre 4 explore la faisabilité de la construction d'un modèle EF 3D local basé sur quelques paramètres morphologiques accessibles en routine clinique pour décrire les déformations subies par le tissu musculaire lors de l'assise par rapport à un modèle EF 3D complet de la région pelvienne.

Pour conclure, les résultats obtenus sont synthétisés et des perspectives de recherche identifiées au cours de ce travail sont présentées.

Chapitre 1

Contextes médical, industriel et scientifique de la prévention des escarres

Ce premier chapitre, présente le contexte et les enjeux de la prévention des escarres à travers trois points de vue : médical, industriel et scientifique.

1.1 Contexte médical

Cette première partie a pour but de sensibiliser le lecteur aux problématiques associées à la prévention de l'escarre. Pour bien comprendre le problème, on rappellera l'organisation et la composition des tissus biologiques concernés par cette pathologie. L'escarre sera ensuite définie et on expliquera, à partir de la littérature, son épidémiologie et son étiologie. Enfin on abordera les techniques utilisées en milieu clinique pour prévenir le développement d'une escarre.

1.1.1 Tissus biologiques et interaction avec des dispositifs externes

Lorsque le corps humain est soumis à des interactions avec des dispositifs externes (par exemple exosquelette, fauteuil roulant, prothèses externes, *etc.*), plusieurs organes et tissus biologiques mous peuvent être compressés entre l'os et l'interface (Figure 1).

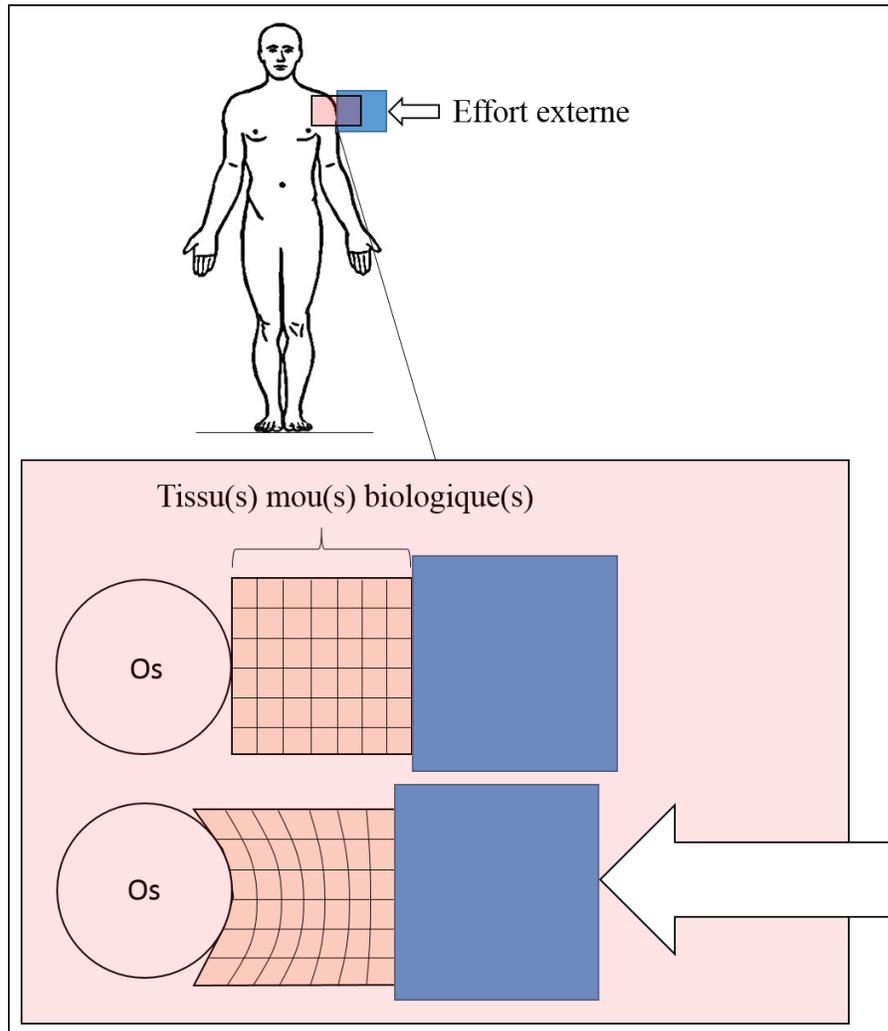


Figure 1 : Déformation des tissus biologiques sous l'effet d'un contact physique avec l'extérieur

On rappelle brièvement ici de manière non exhaustive de l'extérieur vers l'intérieur de l'organisme, l'organisation générale des tissus biologiques (Figure 2):

- l'épiderme est la couche superficielle de la peau. C'est un épithélium c'est-à-dire un tissu composé de cellules jointives étroitement juxtaposées non vascularisé mais innervé. Les kératinocytes constituent le principal type cellulaire dans l'épiderme et permettent, en formant une couche superficielle de cellules mortes, de constituer une barrière de protection semi-perméable face aux liquides extérieurs.

- Le derme forme la seconde couche de la peau. C'est un tissu conjonctif, un tissu dont les cellules sont séparées par une matrice extracellulaire (MEC) composée de fibres et de substance fondamentale. Le derme est constitué de plusieurs types de cellules, majoritairement des fibroblastes qui assurent la cohérence et la souplesse du tissu, mais aussi des cellules du système immunitaire comme les lymphocytes. Le derme est vascularisé par des réseaux sanguins et lymphatiques et il est innervé.
- L'hypoderme est aussi un tissu conjonctif lâche servant d'interface entre le derme et les organes sous-jacents comme les muscles. Il est constitué de cellules graisseuses appelées adipocytes qui jouent un rôle de réserve énergétique, d'isolant thermique et d'amortisseur mécanique. Depuis quelques années, l'adipocyte a aussi été reconnu comme une cellule endocrine pouvant influencer les réponses inflammatoires (Wozniak et al. 2009). Enfin l'hypoderme, tout comme le derme, est traversé et irrigué par des vaisseaux sanguins et lymphatiques et il est innervé.
- Le muscle est un organe composé de tissus musculaires et de tissus conjonctifs. Le tissu musculaire est lui-même composé de myocytes, des cellules capables de se contracter. Cette contraction permet au muscle de produire une force et un mouvement qui est à l'origine du maintien de la posture et des capacités motrices du corps. Il existe plusieurs types de muscles mais les muscles généralement mises en jeu lors d'un contact physique sont les muscles striés. Les muscles striés sont formés de myocytes juxtaposées parallèlement et organisé en faisceaux. Chaque myocyte est entouré par un tissu conjonctif appelé endomysium, chaque faisceau est entouré d'un autre tissu conjonctif appelé pérимыsium et enfin le muscle est lui aussi entouré d'un tissu conjonctif, l'épимыsium. Un réseau vasculaire et des nerfs traversent chacun des tissus conjonctifs pour respectivement vasculariser et innerver les différentes fibres musculaires.

- L'os est un tissu conjonctif dur. Les os supportent et protègent les tissus mous et les organes internes mais permettent aussi la formation des cellules sanguines, la régulation de la concentration en calcium dans le sang et le stockage de minéraux.
- Le fascia est une membrane fibro-élastique composé de tissu conjonctif et caractérisé par un arrangement irrégulier de fibres de collagène lui permettant de supporter des contraintes dans de multiples directions. Le fascia enveloppe différentes structures anatomiques et fait office de structure intermédiaire, comme par exemple entre l'hypoderme et le muscle ou le muscle et les os (Willard et al. 2012).

Lorsque le corps est soumis à un contact physique trop agressif et/ou trop long, ces différents tissus (épiderme, derme, hypoderme et tissu musculaire) peuvent se détériorer et se déchirer entraînant, une plaie douloureuse qu'on appelle « escarre ».

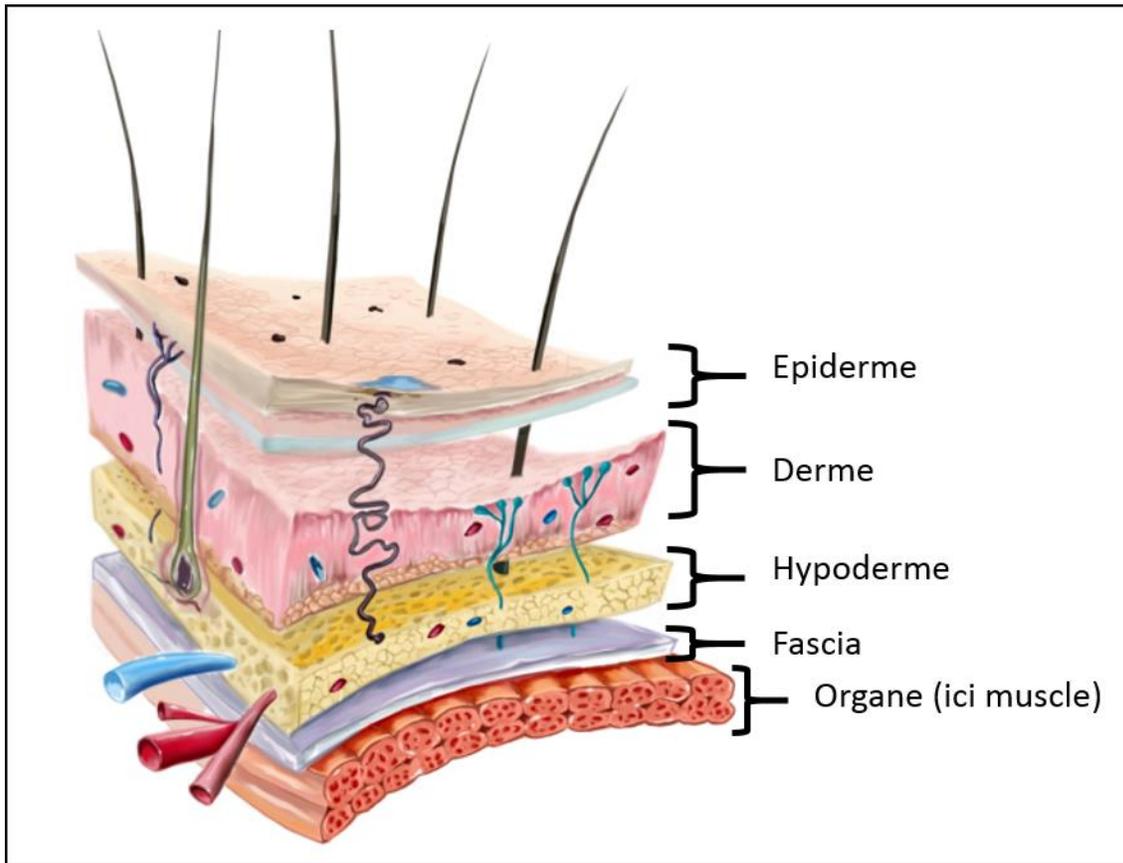


Figure 2 : Représentation des différentes couches de tissus biologiques (image modifiée, issue de sante.lefigaro.fr).

1.1.2 L'escarre

Dans un guide de référence, trois grandes institutions investies dans la prévention de l'escarre ont proposé un consensus (National Pressure Ulcer Advisory Panel, European Pressure Ulcer Advisory Panel, and Pan Pacific Pressure Injury Alliance 2014) en définissant l'escarre comme une plaie locale des tissus cutanés et/ou sous cutanés située généralement au niveau d'une proéminence osseuse, apparaissant à la suite d'une pression ou d'une pression combinée à un cisaillement. On peut compter six catégories d'escarres dans leur classification dépendant de l'état et des tissus affectés. Ces catégories sont illustrées par la Figure 3 et on les présente ci-dessous:

- Catégorie 1 : une rougeur persistante localisée ne s'effaçant pas à l'appui, sur une peau intacte. La zone peut être douloureuse, de rigidité et de température différente des tissus autour. Uniquement l'épiderme est affecté.
- Catégorie 2 : une plaie ouverte peu profonde sans tissu nécrosé. Cette perte de tissu touche l'épiderme, le derme ou les deux. Cette catégorie d'escarre ne devrait pas servir à décrire une légère déchirure ou écorchure cutanée, une brûlure causée par frottement, une dermatite périnéale ou une macération.
- Catégorie 3 : une plaie ouverte traversant l'épiderme et le derme. L'hypoderme peut être visible mais les tendons ou muscles sont intacts. Du tissu nécrosé peut être présent mais sans occulter l'entière profondeur de la plaie.
- Catégorie 4 : une plaie ouverte ayant traversé entièrement l'hypoderme et laissant apparaître os, muscles et/ou tendons.
- Inclassable : une plaie ouverte bouchée par des tissus nécrosés. Ces tissus nécrosés empêchent de connaître la profondeur réelle de la plaie et par conséquent de caractériser la catégorie de l'escarre.
- Escarre profonde suspectée : une peau violacée ou marron et/ou des ampoules remplies de sang. La zone affectée est douloureuse et, comme l'escarre de Catégorie 1, de rigidité et de température différente des tissus autour. Ces symptômes peuvent suggérer une nécrose des tissus internes pouvant évoluer vers la surface.

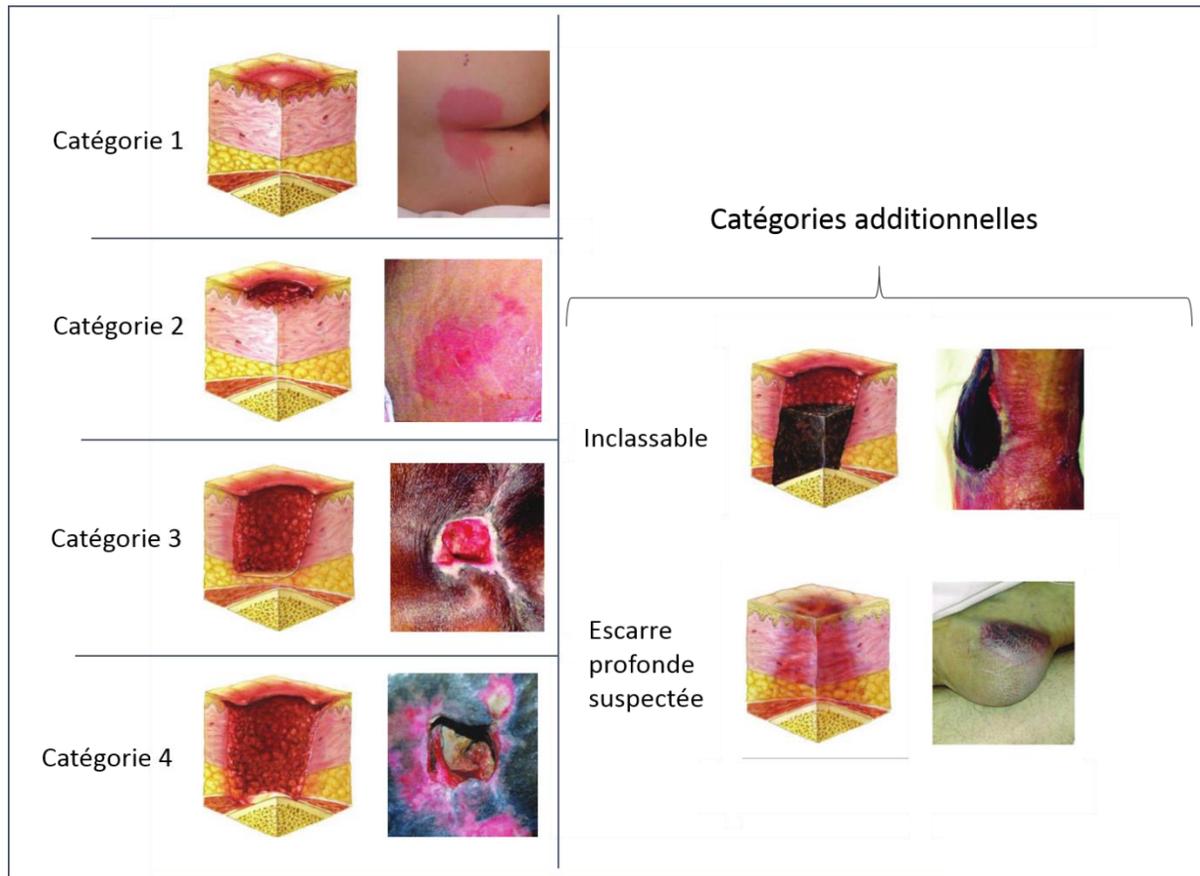


Figure 3 Différentes catégories de l'escarre (image modifiée, issue du document (National Pressure Ulcer Advisory Panel et al. 2014)).

L'escarre peut donc être une plaie superficielle (catégorie 1 et 2) affectant uniquement l'épiderme et/ou le derme ou une plaie profonde (catégorie 3 ou 4) pouvant aller jusqu'à une perte complète des tissus biologiques entre l'extérieur et l'os.

Dans la majorité des cas, l'escarre superficielle est rapidement identifiée et traitée (Bader et al. 2005) empêchant son développement vers des tissus biologiques plus profonds comme l'hypoderme et/ou le muscle. . C'est pourquoi les escarres profondes ne sont généralement pas interprétées comme des escarres superficielles avec une mauvaise prise en charge mais plutôt comme une plaie interne (muscle et/ou hypoderme) se propageant vers l'extérieur (épiderme et derme) (Bader et al. 2005). Du fait de cette propagation de l'interne vers l'externe,

l'identification de l'escarre profonde reste difficile et son stade peut être assez avancé avant que des signes cutanés ne soient détectés (Gefen 2009b).

Enfin, il est important de souligner tout de même une controverse autour de la caractérisation de l'escarre superficielle. En effet, une lésion superficielle provoquée par un frottement entre la peau et une surface extérieure, n'est en théorie pas considérée comme une escarre (*cf.* définition escarre catégorie 2) (Gefen 2009a; MacGregor 2010). La raison, mise en avant par les personnes défendant ce point de vue, provient des mécanismes de formation (frottement) considérés comme différents de ceux mis en jeu pour l'escarre. Pourtant la littérature comporte de nombreux exemples dans lesquels le frottement et ses mécanismes de lésions sont souvent rapportés comme étant à l'origine de lésions cutanées définies comme des escarres (ANAES 2001; Coleman et al. 2014; Rotaru et al. 2013). Dans un souci de clarté, lorsque nous parlerons d'escarre par la suite, nous ne considérerons pas les lésions provoquées lors d'un frottement.

1.1.3 Epidémiologie et coût

L'escarre n'est malheureusement pas une pathologie rare et reste encore aujourd'hui un problème de santé publique majeur. En considérant les patients avec une plaie chronique consommant au moins 20 pansements complexes sur 2 mois consécutifs, un rapport de l'assurance maladie (Rames et al. 2014) a estimé que plus de 150 000 patients étaient concernés en 2012 par cette affection. Dans les services hospitaliers français, un taux de prévalence de l'escarre de l'ordre de 7.8 % pour les femmes et de 8.6 % pour les hommes a été estimé en 2014, dans une étude portant sur 776 services (Barrois, Colin, and Allaert 2018). Même si la majorité des escarres rapportées dans cette étude étaient superficielles, on peut souligner tout de même qu'environ 40% étaient profondes.

Les conséquences d'une escarre profonde sont catastrophiques. En effet, d'une part, le traitement d'une escarre nécessite une consommation accrue de soins et de ressources. D'autre part, une perte trop importante de tissu rend la cicatrisation spontanée de la plaie impossible (Bouix and Debacker 2013) obligeant alors le recours à la chirurgie et prolongeant un parcours de soin déjà long. Dans le rapport de l'assurance maladie précédemment cité, un temps de

cicatrisation médian de 271 jours avec un troisième quartile à pratiquement 1 an avait été observé chez les patients hospitalisés en 2012. Ce long parcours de soin couplé à une prévalence relativement importante fait exploser le coût sociétal de l'escarre. Toujours dans le même rapport (Rames et al. 2014), l'assurance maladie estime que le coût des escarres soignées à domicile s'élevait à près d'un milliard d'euros. Au-delà du coût financier, les conséquences des escarres, en particulier des escarres profondes, sont également désastreuses pour l'individu. La participation sociale et professionnelle peut être ainsi compromise avec des effets négatifs sur l'image de soi et la réalisation du projet de vie des personnes, tant le temps de traitement est long.

Les escarres concernent généralement des personnes pouvant difficilement gérer leur inconfort comme, par exemple, les personnes âgées, hospitalisées, ou encore atteintes de troubles moteurs ou/et sensitifs. Les personnes à mobilité réduite, et en particulier, les blessés médullaires représentent une population extrêmement vulnérable au développement d'escarre puisque cette pathologie s'accompagne généralement d'une paralysie des membres inférieurs (paraplégie) ou même des quatre membres et du tronc (tétraplégie). En effet, on estime que 50 à 80 % des blessés médullaires développeront au moins une escarre au cours de leur vie (Bouix and Debacker 2013). Ils sont aussi particulièrement exposés lors de leur période de rééducation fonctionnelle après l'accident. Dans une étude de Verschueren et al., sur 225 patients d'un centre de réhabilitation néerlandais, environ 30 % ont développé une escarre de catégorie 2 ou plus (Verschueren et al. 2011). Par ailleurs, le taux de récurrence chez les personnes tétraplégiques, des blessés médullaires avec une lésion médullaire au-delà de la cervicale C8, augmente au fur et à mesure des années après la lésion. D'un an à 20 ans, le taux de récurrence augmente de 25 % à 40% (Fattal et al. 2010).

Les escarres se développent au niveau des points d'appui et, plus fréquemment, des points d'appuis en regard des ischions, du sacrum, des calcaneus ou des trochanters (Barrois et al. 2018; Bouhot-Marchal et al. 2015; Bouix and Debacker 2013) (Figure 4). Une partie importante du poids est supporté par ces zones anatomiques dans les positions de repos comme

l'assise et la position allongée. Cependant d'autres zones anatomiques peuvent aussi être touchées selon l'interaction de la personne vulnérable avec son environnement. Par exemple, une étude de Asti et al. (Asti et al. 2017) a montré un taux de prévalence d'escarre au niveau du visage de 4.8% entre 2011 et 2015 chez 2131 patients subissant une opération chirurgicale incluant un dispositif de tubes nasogastriques.

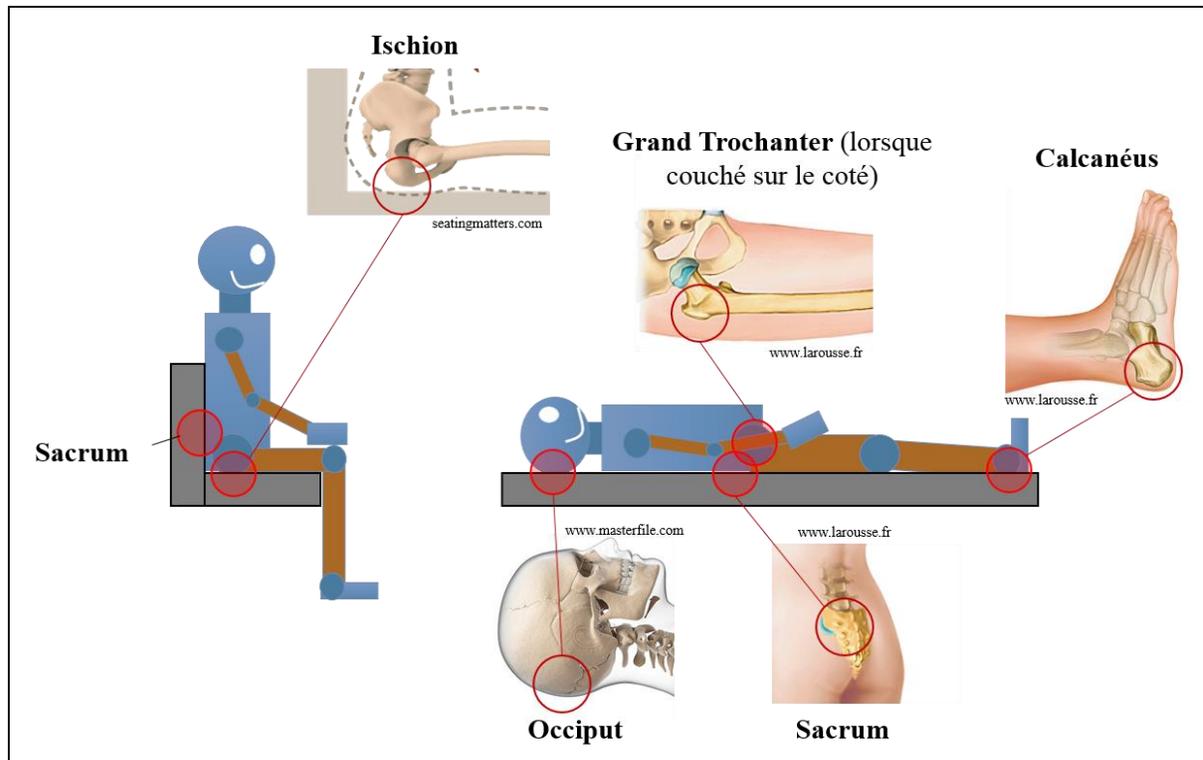


Figure 4 : Schéma représentant les régions anatomiques les plus touchées par l'escarre.

Une fois de plus, il est important de souligner qu'il existe une ambiguïté dans le type d'escarre observé dans ces études épidémiologiques, en particulier pour les escarres superficielles. En effet, le contexte dans lequel l'escarre s'est développée est rarement mentionné. Pourtant, il est possible qu'une plaie obtenue à la suite d'un transfert d'un patient par exemple, soit caractérisée comme une escarre superficielle alors qu'il s'agit d'une lésion issue d'un frottement. Par conséquent, il est probable que l'impact de l'escarre superficielle soit surestimé.

1.1.4 Etiologie

Étant donné l'importance de l'escarre, la question « comment se développe l'escarre ? » a été largement étudiée. L'escarre est une pathologie multifactorielle et son processus de développement peut être appréhendé suivant différents angles. Néanmoins, son origine est mécanique puisque l'escarre n'apparaît que sous l'effet d'un chargement mécanique. Nous prenons ici le parti de décrire les processus de développement sous son aspect mécanique.

Comme il a été montré dans la littérature, l'escarre se développe à la suite de déformations et de contraintes mécaniques prolongées subies par les tissus biologiques (Bader et al. 2005; Bouten 1996; Gefen 2007). La lésion peut s'initier au niveau des tissus superficiels (peau) et se prolonger dans les tissus profonds ou, à l'inverse, se développer dans les tissus sous-cutanés et se propager de l'intérieur vers l'extérieur. Même si le processus engendrant la lésion n'est pas encore bien compris, plusieurs théories et hypothèses ont été avancées en se basant sur des expériences animales et cellulaires (Ceelen, Stekelenburg, Mulders, et al. 2008; Gefen et al. 2008; Harris et al. 1986; Peirce, Skalak, and Rodeheaver 2000). Nous allons ici parcourir les principaux mécanismes et les facteurs pouvant être associés au développement de l'escarre lors d'une sollicitation mécanique prolongée.

1.1.4.1 Mécanisme de formation

La première conséquence de la déformation des tissus mous biologiques lors d'un chargement externe est l'occlusion des vaisseaux sanguins entraînant une diminution de l'apport sanguin aux organes. On appelle ce phénomène l'ischémie. L'ischémie prive les cellules des tissus biologiques de dioxygène. Or dans son métabolisme normal (aérobie), la cellule a besoin de dioxygène pour créer l'Adénosine Triphosphate (ATP), le carburant cellulaire nécessaire à son fonctionnement. Pour pallier ce manque de dioxygène, les cellules passent du métabolisme aérobie - qui demande de l'oxygène - à un métabolisme anaérobie qui leur permet de créer l'ATP sans dioxygène. Sans entrer dans des détails de biologie cellulaire, ce mode de production entraîne une cascade d'évènements au sein de la cellule qui la conduit

progressivement à l'apoptose, la mort programmée cellulaire, relâchant, au passage, des signaux pro-inflammatoire mais aussi des radicaux libres dont on reparlera plus bas.

Cependant, des études ont montré que l'ischémie, à elle seule, ne pouvait expliquer l'apparition de lésions aussi importantes que celles décrites dans les cas cliniques d'escarres et dans des temps aussi courts (inférieurs à la dizaine d'heures). Dans une étude *in vivo* sur rat, Stekelenburg et al. a reproduit une ischémie complète sur la jambe de 3 rats à l'aide d'un garrot pneumatique pendant 2 heures (Stekelenburg et al. 2007). Plusieurs acquisitions IRM ont été réalisées au cours des deux heures de chargement et dans les quatre heures qui ont suivi l'ischémie après déchargement, pour mesurer les lésions dans le tissu musculaire à partir du temps de relaxation transverse. Les lésions apparues au cours des 2h d'ischémie diminuaient au cours des 4 heures suivant l'ischémie. De plus, une coupe histologique du muscle réalisée au bout de ces quatre heures permit d'observer une augmentation de l'espace interstitiel mais plus aucune lésion ou nécrose. Ces résultats sont concordants avec une étude précédente sur chien (n= 6), ayant observé, d'une part, des perturbations métaboliques réversibles au sein du tissu musculaire après 2 heures d'ischémie et, d'autre part, des lésions irréversibles seulement 'à partir de 7 heures d'ischémie (Harris et al. 1986).

Un autre mécanisme de lésion mis en cause dans le développement des escarres est la reperfusion ou le rétablissement de la circulation sanguine. Il paraît contre intuitif d'imaginer que le retour du flux sanguin peut être préjudiciable pour les tissus mous. Pourtant en appliquant une compression d'environ 7 kPa sur la peau de 8 rats par un système de plaque implanté au niveau du dos et d'aimant de compression, Peirce et al ont pu observer qu'après 10 heures d'ischémie, la surface de tissu nécrosé ainsi que le nombre de leucocyte présent dans une coupe histologique de 4 μm (par diapédèse) étaient plus importants si les rats avaient subi des cycles alternant 2 heures d'ischémie et 30 minutes de reperfusion au lieu de 10 heures d'ischémie continue (Peirce et al. 2000). L'augmentation de l'infiltration des leucocytes entre les cellules endothéliales traduit une réponse inflammatoire plus importante et pourrait être à l'origine de l'aggravation des lésions. En effet, une inflammation peut affecter les cellules

saines et la transmigraton leucocytaire peut provoquer des sollicitations mécaniques additionnelles. Des résultats similaires ont été observés dans une autre étude *in vivo* sur rat par Jiang et al. En plus d'un endommagement plus important lié à la reperfusion, les auteurs ont observé, en plus, une augmentation des concentrations de certaines protéines et radicaux libres dans le plasma collecté en fin d'expérience (Jiang et al. 2011). L'effet délétère de la reperfusion pourrait donc aussi être dû à l'apport soudain de dioxygène dans un milieu riche en radicaux libres donnant naissance à des espèces réactives de l'oxygène (Habbertheuer et al. 2014; Migdal and Serres 2011; Pasquier 1995). Or les espèces réactives de l'oxygène agressent les cellules. On appelle communément cette agression stress oxydant. Un cercle vicieux s'installerait alors car ce processus s'autoalimente avec la mort des cellules. De plus, cette cascade d'évènements pathologiques entraîne une réponse inflammatoire importante avec une transmigraton leucocytaire forte (Pasquier 1995). Cependant même si ces deux phénomènes - soient la réponse inflammatoire et le stress oxydant - sont des conséquences inévitables de la reperfusion, leur impact négatif dépend grandement du temps de l'ischémie et de la vitesse de déchargement (Durrani et al. 2006). Enfin, ces mécanismes identifiés dans la peau ont également pu être observés pour le tissu musculaire par Loerakker et al. (Loerakker et al. 2011) avec un modèle animal développé dans le travail de thèse de Stekelenburg et al. (Stekelenburg et al. 2007).

Les déformations des tissus biologiques peuvent aussi perturber la circulation lymphatique (Gray, Voegeli, and Bader 2016). Pour bien comprendre le problème, il faut tout d'abord savoir que la lymphe est un liquide biologique contenant des graisses et des leucocytes. Elle est pauvre en nutriments mais riche en déchets cellulaires et, contrairement au réseau sanguin, le système lymphatique ne comporte pas d'organe « pompe » permettant d'assurer la circulation du liquide lymphatique. La circulation de la lymphe résulte des mouvements du corps, de la contraction des muscles et des fibres lisses des parois des vaisseaux lymphatiques. L'altération de la circulation lymphatique provoque, entre autre, une réponse inflammatoire et une augmentation du volume du tissu local (Tabibiazar et al. 2006). La réponse inflammatoire due à cette altération pourrait comme dans le cas de la reperfusion aggraver des lésions mais à notre

connaissance aucune étude ne l'a montré. Des études ont tout de même cherché à savoir si un contact pouvait altérer la circulation lymphatique. Ainsi, Miller et Seale (Miller and Seale 1981) chez le chien, puis Gray et al. (Gray et al. 2016) chez l'homme, ont montré qu'une pression de contact dépassant 8 kPa perturbait la circulation lymphatique. Cependant, peu d'études se sont intéressées au temps nécessaire pour que l'altération devienne préjudiciable et plus particulièrement dans le cadre du développement de l'escarre.

La déformation directe des cellules pourraient aussi être à l'origine des lésions. Dans une étude *in vitro* (Peeters et al. 2005), 10 cellules musculaires (myoblast) ont été soumises à une compression non confinée, une cellule à la fois. Tout au long de la compression la force appliquée par l'indenteur était mesurée et la déformation cellulaire était visualisable à l'aide d'un microscope confocal. Les déformations axiales admissibles par les cellules (déformation de Cauchy, cf. Annexe A.2.1) étaient en moyenne de 72% à partir de quoi la membrane rompait. Une autre étude *in vitro* menée par Gefen et al. (Gefen et al. 2008), s'est intéressée à la résistance face aux déformations d'un tissu bio-artificiel musculaire, créé à partir d'une culture de myoblast. Au cours de la compression de tissus artificiels par un indenteur sphérique, l'état de chaque tissu était observé à l'aide d'iodure de propidium, l'iodure de propidium ayant la particularité de colorer les noyaux cellulaires nécrosés, et la déformation subie était calculée en plusieurs points du tissu à partir de l'indentation appliquée et de la distance à l'axe d'indentation. Ainsi, sur une période de moins d'une heure, les cellules n'étaient plus viables soulignant le fait qu'elles ne pouvaient tolérer des déformations de compression (déformation de Cauchy) supérieures à 77 % et, au-delà de 4 heures et 45 minutes, des déformations de compression supérieures à 40 %. Cependant, la portée clinique des travaux *in vitro* reste nécessairement limitée, surtout en ce qui concerne le développement de l'escarre qui est associé à de nombreux changements métaboliques impactant l'environnement biologique et pouvant entraîner des interactions complexes.

Enfin, on peut souligner l'importance des déformations dans le processus de développement de l'escarre, sans isoler un mécanisme lésionnel particulier. Ainsi, en procédant

expérimentalement à une indentation de 2 heures sur le muscle tibialis antérieur gauche de 11 rats et en modélisant ces indentations à l'aide d'un modèle (avec la méthode des Eléments finis, une méthodologie de modélisation dont on reparlera par la suite), Ceelen et al. observèrent que des lésions irréversibles se développaient dans les régions du modèle où les déformations dépassaient un seuil critique ($> 75\%$ pour des déformations maximales de cisaillement et $> 45\%$ pour des déformations de compression, avec la définition de Green Lagrange) (Ceelen, Stekelenburg, Loerakker, et al. 2008).

En résumé, même si aujourd'hui la contribution relative de chacun de ces mécanismes n'est pas connue, il est très probable que le développement de l'escarre soit dû à l'action combinée de ces mécanismes de lésion, largement impactée par la déformation des tissus biologiques. Néanmoins, ces observations peuvent suggérer que les lésions cellulaires, apparaissant rapidement (< 1 heure) à la suite d'une déformation importante, sont majoritairement dues à la déformation directe des cellules, l'ischémie et la reperfusion étant considérée comme des mécanismes lésionnels lents (> 2 heures) (Oomens et al. 2015).

1.1.4.2 Sollicitations mécaniques externes et facteurs de risques

Comme nous l'avons mentionné précédemment, l'escarre est une pathologie multifactorielle. Elle est d'abord due à une sollicitation mécanique externe, néanmoins de nombreux facteurs peuvent aggraver les mécanismes « mécaniques » de développement de l'escarre, ou encore participer à d'autres mécanismes qui sont inconnus à ce jour. Malgré l'orientation mécanique de ce travail, nous souhaitons que le lecteur puisse tout de même considérer l'ensemble des facteurs de risques issus de l'expérience clinique ou scientifique.

Sollicitations mécaniques externes

(i) Pression externe

Sans sollicitation mécanique externe, il n'y aurait pas d'escarres. La pression externe subie lors d'un contact semble naturellement impliquée dans son développement. Les premières preuves expérimentales du lien entre pression externe et perte de viabilité tissulaire remontent, pour

autant qu'on ait pu trouver, en 1942 avec l'étude de Groth et al. (Gefen 2009a). Cette étude a permis de montrer que l'apparition des lésions tissulaires au sein d'un muscle animal (gluteus de lapin) dépendait à la fois du temps et de l'amplitude de la pression externe. Cette relation a aussi pu être démontrée chez l'homme - l'étude de référence étant celle de Reswick et Rogers (Reswick and Rogers 1976) qui a établi, en 1976, une courbe de risque de survenue d'escarre sur la base d'observations sur 980 sujets sains et patients. Cette courbe décrit les niveaux et durées d'exposition délétères ou non à des pressions d'interface particulières. Par exemple, d'après cette courbe, si un patient garde une posture pendant une heure, des pressions de contact supérieures à 40 kPa peuvent très probablement entraîner le développement d'une escarre. Cependant, la variabilité de cette courbe est relativement importante et ne permet pas de l'utiliser directement pour des décisions cliniques. De plus, pour des temps de sollicitation faibles (< 1 heure) ou longs (> 4 heures), la courbe a été extrapolée et ne repose pas sur des données cliniques (Gefen 2009a).

(ii) **Friction et cisaillement**

En position de repos (assis ou allongé en quasi-statique), la sollicitation externe est principalement un effort normal à la peau. Cependant certaines postures peuvent induire d'autres types de sollicitations comme les forces de frottement, qu'on appellera ici frictions. La friction représente la force tangente à la surface de contact s'opposant au glissement de la peau par rapport à la surface de contact. La friction est d'autant plus importante que l'effort normal est grand et/ou que le coefficient de frottement est important. Cette friction induit généralement un cisaillement interne au sein des tissus mous biologiques. Par exemple, être allongé sur un lit avec un dossier orienté à 45° peut entraîner une combinaison cisaillement/pression sur la peau au niveau de la région pelvienne et, plus particulièrement, au niveau du sacrum (MacGregor 2010). Or le cisaillement a un impact sur les déformations subies par les tissus internes. Dans une expérience sur 10 sujets sains, Goossens et al., ont observé que la pression externe critique à partir de laquelle on pouvait observer une ischémie de la peau au niveau du sacrum diminuait de 11.6 kPa à 8.7 kPa si, de manière combinée, un cisaillement de 3.1 kPa était aussi appliqué (Goossens et al. 1994), soulignant le rôle important du cisaillement dans la viabilité tissulaire.

Facteurs de risque

De nombreux autres facteurs de risque ont été décrits dans la littérature. On peut citer de manière non exhaustive : l'âge, l'obésité, l'état nutritionnel (Ness et al. 2017) et neurologique (Gélis et al. 2009), le degré de mobilité (Gélis et al. 2009), le comportement, l'incontinence, l'état psychologique (Bouchot-Marchal et al. 2015), la température (Kokate et al. 1995; Sae-Sia, Wipke-Tevis, and Williams 2005) et l'humidité à la surface de la peau (MacGregor 2010). Cependant, la plupart des études cherchant à évaluer l'impact de ces facteurs n'obtiennent pas de résultats significatifs. La grande variété des facteurs en jeu et la difficulté à définir un protocole qui permettrait de séparer la contribution relative de ces différents facteurs limitent les conclusions de ces études.

En bref, bien que les mécanismes suspectés à l'origine de l'escarre soient principalement associés aux déformations des tissus biologiques mous, de nombreux facteurs intrinsèques et extrinsèques rentrent en jeu.

1.1.5 Méthode de prévention

La prévention de l'escarre nécessite deux choses pour être performante. Il faut d'abord être capable de pouvoir évaluer le risque pour ensuite être capable de choisir les stratégies de prévention les plus adaptées au patient. Nous allons parcourir ici les moyens utilisés aujourd'hui pour évaluer le risque d'escarre et les méthodes et outils pour prévenir son développement.

1.1.5.1 Evaluation du risque

En pratique, pour évaluer le risque, deux méthodes sont utilisées: les échelles de risques et la mesure de la pression externe.

Les échelles de risque, surtout utilisées par le personnel hospitalier, permettent d'identifier le risque de développement d'escarre à partir d'un score global. Ce score global est calculé à partir de la condition générale du sujet en regard de certains facteurs de risque observés dans la littérature. De nombreuses échelles ont été créées et de nouvelles sont encore proposées

aujourd'hui (Mortenson and Miller 2008; Smet 2018). Nous proposons de décrire ici les deux échelles qui semblent être les gold standards soient l'échelle de Braden et l'échelle de Norton.

L'échelle de Braden a été proposée en 1987 par une infirmière américaine. Un score de 1 à 4 est estimé pour 6 paramètres (perception sensorielle, humidité, activité, mobilité, nutrition et friction). Si le score dépasse 17, la personne est considérée à risque. L'échelle de Norton, proposée en 1962 par une infirmière anglaise, consiste comme l'échelle de Braden, à estimer un score de 1 à 4 mais ici sur 5 autres paramètres (état physique, état mental, activité, mobilité et incontinence). Si le score dépasse 15, la personne est considérée à risque.

Cependant, une revue de la littérature réalisée en 2006 sur les différentes échelles d'estimation du risque d'escarre a montré les limites de ces échelles dans leur capacité de prédiction du risque d'escarre (Pancorbo-Hidalgo et al. 2006). L'échelle de Braden, qui est parmi les plus performantes d'après cette étude, a par exemple une sensibilité (capacité à donner un résultat positif en cas de présence de la maladie) de 57.1% et une spécificité (capacité à donner un résultat négatif en cas d'absence de la maladie) de 67.5%. Les échelles de risque semblent donc insuffisantes pour évaluer précisément le risque d'apparition des escarres. Et bien qu'elles prennent en compte divers facteurs de risque, leur utilisation ne peut être envisagée dans une évaluation continue, tant les paramètres sont flous et peu quantifiables. Néanmoins, les échelles permettent tout de même d'aider les professionnels de santé dans un choix binaire à la question : « Est-ce qu'il faut considérer une prévention avancée pour ce sujet ? ».

Un autre moyen d'évaluer le risque est de caractériser la sollicitation externe, son temps et son amplitude. La pression externe représente la valeur quantitative la plus utilisée pour décrire l'amplitude d'une sollicitation externe, du fait de son accessibilité (Chenu et al. 2011). En effet, de nombreuses nappes et capteurs de pressions sont proposés par des fabricants dans un contexte de prévention d'escarre. En pratique, une pression externe critique est estimée à partir des courbes de risque, ou de seuils (pression-temps) à partir desquels une lésion a été observée comme irréversible dans des modèles animaux (*cf.* section 1.1.4.2). Pour un temps de

sollicitation donné, généralement au-delà de deux heures, les professionnels de santé estiment alors que le risque d'escarre est important si une pression externe subie est plus importante que cette pression critique. Par exemple Bouchot-Marchal et al. (Bouchot-Marchal et al. 2015) considère une « surpression » lors d'une assise prolongée si une pression est supérieure à 10 kPa car Kosiak a observé l'apparition d'une lésion après deux ou trois heures pour cette pression (Kosiak 1959).

Néanmoins, l'utilisation de la pression pour décrire le risque d'apparition d'escarre reste insuffisant. Tout d'abord, les seuils (pression-temps) ne représentent pas forcément le cas clinique, d'une part car les études sont souvent faites sur des modèles animaux (rat, chien ou cochon) et d'autre part à cause de la forte variabilité de la courbe établie par Reswick et Roger (Reswick and Rogers 1976) qui implique une grande incertitude sur le risque réel de lésion.

Comme on a pu le voir au paragraphe 1.1.4.2, cette incertitude pourrait être expliquée par le fait que la pression ne prédit pas directement les sollicitations internes. En effet, des répliques physiques de la région pelvienne (modèle fantôme) ont été construites, avec des capteurs de pression installés près des proéminences osseuses (Candadai and Reddy 1992; Reddy et al. 1982). En appliquant des efforts proches d'une assise (à l'aide de poids), ces études ont pu observer une pression à l'interface inférieure aux pics de contraintes estimés au niveau des proéminences. Ce constat avait déjà été fait dans une étude *in-vivo* sur animal (Le et al. 1984). Le et al. avaient ainsi pu constater une augmentation de la pression interstitielle (3 à 5 fois supérieure à la pression mesurée en surface) dans les tissus biologiques près du grand trochanter d'un cochon anesthésié allongé sur son flanc. La pression était mesurée à l'aide d'une aiguille associée à un capteur externe de pression (appelé la méthode de l'aiguille) tous les 2.5 mm jusqu'à 2 cm de profondeur en 5 points près de la zone d'intérêt. Enfin les modèles numériques qui simulent l'assise (Linder-Ganz et al. 2007; Luboz et al. 2014; Oomens et al. 2003; Portnoy et al. 2011) ont pu aussi montrer par la suite que deux sujets peuvent avoir la même pression externe sous l'ischion mais avoir une réponse interne radicalement différente.

Ces observations montrent les limites de la mesure de la pression externe pour prédire la formation d'une escarre et spécialement dans le cas du développement d'une escarre profonde.

1.1.5.2 Méthode(s) et outil(s) pour prévenir

Pour prévenir l'escarre, la principale méthode consiste à soulager les appuis anatomiques subissant une sollicitation prolongée. Dans les services hospitaliers, le personnel médical a généralement pour consigne de retourner ou déplacer le patient toutes les 2 heures. Defloor et al (Defloor et al. 2006), soulignent que cette fréquence avait été proposée pendant la seconde guerre mondiale pour faire un compromis entre le développement des escarres et la disponibilité du personnel médical (Gefen 2009a). Cependant, à notre connaissance aucune étude ne justifie cette fréquence de 2 heures.

Il existe aussi des supports spécialement prévus pour la prévention des escarres permettant de soulager les appuis anatomiques sans l'aide d'une personne humaine. On peut distinguer deux types de supports : les supports statiques et les supports dynamiques. Le premier type consiste à augmenter la surface de contact avec l'utilisateur de sorte à homogénéiser la pression de contact. Le second type va chercher à modifier les points de pression au cours du temps. Une revue de l'ensemble des dispositifs de prévention est difficile vu le nombre de supports proposés par les constructeurs, témoignant d'une forte demande. Malgré leur intérêt, ces supports ont malheureusement une efficacité relative. En 2018, Serraes et al. (Serraes et al. 2018) ont constaté que, sur 13 études portant sur l'efficacité des supports statiques à air (16 à 1074 participants), seulement 3 rapportaient une diminution significative de l'incidence de l'escarre après utilisation d'un support anti-escarre (études avec 40, 41 et 83 participants). De plus, les incidences moyennes restaient importantes : 7.8 % d'escarre de catégorie 2 à 4 dans les maisons de repos, 9.06% et 12% de catégorie 1 à 4 respectivement dans les services de soins intensifs et dans les services orthopédiques.

D'autres méthodes de prévention ne se basant pas sur une diminution de la pression sont aussi couramment utilisées en routine clinique. De façon non exhaustive, on peut citer notamment : le maintien de l'hygiène cutanée par des toilettes corporelles quotidiennes, le suivi nutritionnel

pour contrôler le poids et éviter les carences alimentaires ou encore l'éducation du patient et de son entourage au risque d'escarre (ANAES 2001; Bouchot-Marchal et al. 2015; Even-Schneider, Chartier-Kastler, and Ruffion 2007).

1.1.6 Conclusion

Malgré une sensibilisation et une prévention importante destinée à limiter le risque d'escarre, cette pathologie affecte encore un nombre important de personnes. Mais au-delà du nombre, c'est surtout l'impact psychologique et sociétal sur la vie d'une personne affectée qui justifie aujourd'hui de s'y intéresser, en particulier quand l'escarre est à un stade avancé. Cette revue de littérature indique que la formation de l'escarre serait due à une combinaison de mécanismes de lésions induits par la déformation des tissus biologiques entre une surface de contact extérieur et une proéminence osseuse. L'escarre peut alors se former non seulement dans les tissus superficiels mais aussi dans les tissus profonds tels que les muscles. De ce fait, bien que la prévention, essentiellement basée sur la pression externe et des contrôles cutanés, soit adéquate pour prévenir des escarres superficielles, elle reste insuffisante pour empêcher la formation des escarres profondes. En effet, la pression externe ne permet pas de prédire directement les sollicitations internes et l'escarre profonde devient détectable par un contrôle cutané uniquement lorsqu'elle est déjà un stade avancé.

1.2 Contexte industriel

Nous avons pu voir jusqu'ici que l'escarre reste une problématique majeure d'un point de vue médical avec une difficulté pour les professionnels de santé d'améliorer la prévention. Mais l'évaluation du risque de survenue d'escarre est aussi un enjeu pour beaucoup d'industriels. Comme présenté dans l'introduction, cette thèse a été réalisée dans le cadre d'un partenariat entre l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak et Clinatex (CEA) dans le contexte du développement de l'exosquelette EMY. Les paragraphes suivants présentent brièvement le projet et le positionnement de la problématique de la prévention de l'escarre dans ce contexte industriel.

1.2.1 Contexte : L'exosquelette EMY

Depuis plusieurs années, il existe un engouement tout particulier autour des exosquelettes (Dollar and Herr 2008). Un exosquelette est une structure mécanique comportant plusieurs membres et articulations qui agissent en parallèle du squelette humain pour conférer à l'utilisateur des capacités physiques supplémentaires ou suppléer des fonctions perdues. En supportant une partie des charges normalement subies par le corps humain, l'exosquelette pourrait permettre de lutter contre le développement des troubles musculosquelettiques, améliorer les conditions de travail ou encore la productivité. Mais, de plus en plus d'équipes se tournent vers l'utilisation de cette technologie pour créer un nouveau moyen de suppléance pour les personnes handicapées ou âgées.

En effet, aujourd'hui, le fauteuil roulant représente le moyen de suppléance le plus répandu permettant à des personnes souffrant de troubles moteurs de pouvoir se déplacer. Bien que pratique, il nécessite un environnement adapté pour être utilisable et des obstacles environnementaux peuvent devenir infranchissables pour des personnes utilisant un fauteuil roulant. Dans ce sens, l'exosquelette constitue une opportunité de restituer la station et la locomotion bipède et pourrait être une alternative intéressante notamment pour les personnes atteintes de paraplégie ou de tétraplégie. Il existe des exosquelettes à un stade avancé, déjà ou

bientôt disponible pour les particuliers ou les centres de rééducation. On peut mentionner par exemple: Rewalk, Rex ou encore Ekso (Yan et al. 2015) (Figure 5).

Néanmoins, ces exosquelettes ne peuvent pas être utilisés par des personnes tétraplégiques. En effet, ces exosquelettes sont destinés à des utilisateurs ayant un bon contrôle du tronc et généralement de leurs membres supérieurs afin de garder l'équilibre en station bipède à l'aide de béquilles.



Figure 5 : Principaux exosquelettes pour personne paraplégique (Yan et al. 2015).

Clinatex, un centre de recherche biomédicale rattaché au CEA, développe aussi un exosquelette appelé EMY dans le cadre de son projet BCI, dont l'ambition est de redonner de l'autonomie à des personnes atteintes de tétraplégie en leur permettant de mobiliser leurs membres par la pensée. Le principe consiste à commander EMY à partir de signaux corticaux captés à l'aide d'un implant intra-cranien ECoG (Figure 6). Ce projet se sépare en trois voies de recherche ; d'abord, la récupération de l'activité cérébrale sous forme de signaux corticaux à l'aide d'un implant constitué d'électrodes ECoG (Charvet et al. 2013), ensuite, le traitement de l'information pour interpréter l'activité cérébrale comme une commande de contrôle pour l'exosquelette (Eliseyev et al. 2014), et, enfin, le développement d'un exosquelette comme moyen de suppléance afin d'accomplir l'action désirée par l'utilisateur (Morinière et al. 2015). L'exosquelette EMY est composé de 4 membres avec 14 degrés de mobilité, dont 3 degrés de mobilité par jambe et 4 par bras. Il est autonome en énergie et en moyens de calcul, les

traitements nécessaires au pilotage étant réalisés dans l'exosquelette. Cependant EMY ne dispose pas encore d'une fonction d'équilibre. La marche en essai clinique est tout de même possible à l'aide d'un chariot externe intégrant un palan qui permet de porter et de suivre l'exosquelette. Dans le cadre de cette thèse, c'est le moyen de suppléance utilisé qui nous intéresse : l'exosquelette EMY.

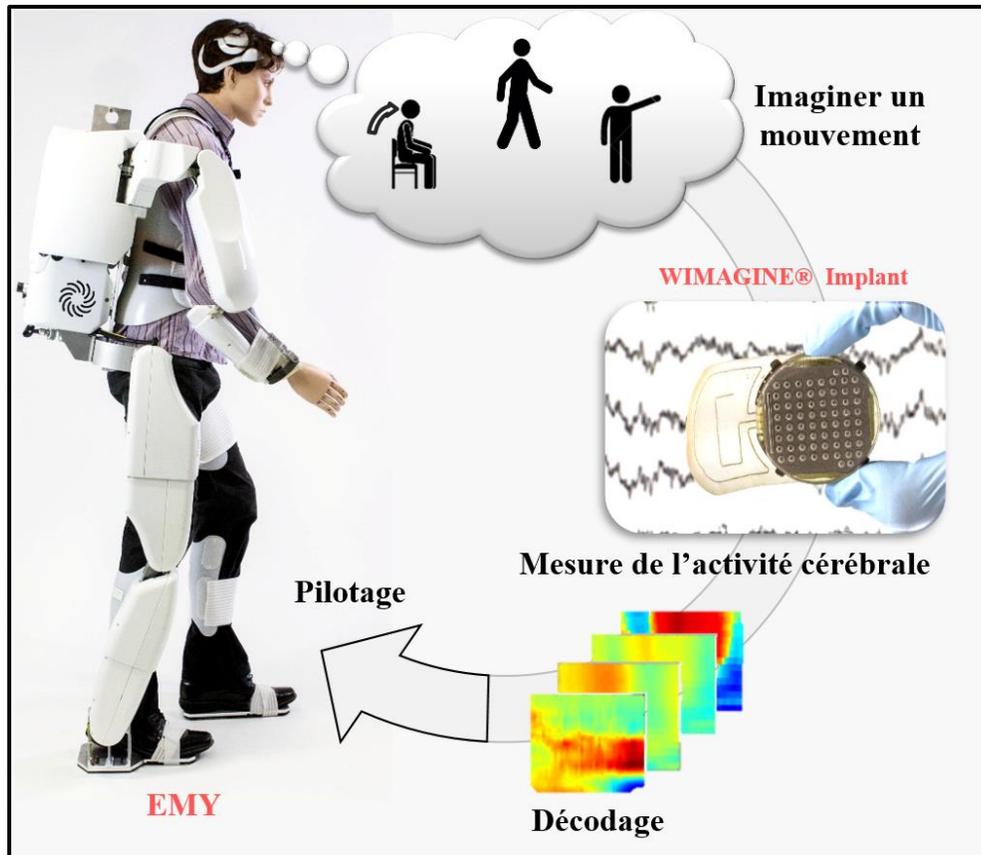


Figure 6 : Principe du projet BCI proposé par Clinatéc (Image issue de Clinatéc).

1.2.2 Exosquelette et risque d'escarre

Le développement d'un exosquelette comme EMY nécessite de lever de nombreux verrous (Dollar and Herr 2008), tels que l'autonomie énergétique, l'encombrement, ou encore l'équilibre, avant de pouvoir imaginer l'exosquelette comme une alternative au fauteuil roulant. Néanmoins, il est aussi primordial d'assurer la sécurité de l'utilisateur, tout particulièrement pour une population utilisatrice aussi vulnérable que les personnes tétraplégiques. La

conformité aux normes veillant à la sécurité de l'utilisateur est d'ailleurs exigée pour pouvoir utiliser l'exosquelette dans des essais cliniques, par exemple la norme IEC 60601-1.

En effet, contrairement aux personnes saines, les personnes tétraplégiques ne peuvent pas correctement gérer l'appui consécutif à l'interaction entre le dispositif et la peau à cause de leurs troubles sensitifs importants et de leur paralysie. Ainsi en pratique, un mauvais serrage d'une orthèse ou un appui prolongé trop important et/ou trop long ne pourra pas être détecté et signalé par l'utilisateur.

Pourtant on peut raisonnablement penser que l'utilisation d'un exosquelette peut impliquer ce type d'appui et induire des efforts importants et prolongés sur le corps de l'utilisateur. En effet, Tamez-Duque et al. (Tamez-Duque et al. 2015), ont pu mesurer la pression exercée sur les cuisses et les tibias d'un sujet paraplégique utilisant l'exosquelette Rex (Rex Bionics). La conclusion principale était que les cuisses seraient sujettes à des pressions bien plus importantes que les tibias au cours de certaines tâches en position debout (marcher, tourner, etc.), avec une pression externe allant jusqu'à 133 kPa au niveau des cuisses. De plus, les auteurs recommandaient une assise de 10 minutes entre les exercices debout car seule la position assise permettait de diminuer cette pression sous les 10 kPa. Et, bien que ce seuil soit discutable, une pression de contact supérieure à 10 kPa peut être considérée comme une « surpression » et pourrait, par conséquent, représenter un appui à risque (Bouchot-Marchal et al. 2015). Bref, même si ces sollicitations sont propres à l'exosquelette étudié et qu'aucune conclusion ne peut être généralisée pour ce nouveau moyen de suppléance, les études ayant mesuré l'interaction entre un exosquelette et un utilisateur soulignent que ces sollicitations inédites pourraient être à l'origine d'escarre (Rathore et al. 2016; Tamez-Duque et al. 2015).

A l'heure actuelle, peu d'escarres ont été observées en pratique lors de l'utilisation d'un exosquelette. On peut l'expliquer par le fait que leur utilisation reste encore courte et peu courante. Cependant, le risque d'apparition d'une escarre demeure, comme en témoignent les résultats d'un entraînement à la marche avec l'exosquelette Ekso (Baunsgaard et al. 2018).

Dans cette étude, 60 sujets atteints de paraplégie participaient à 3 sessions d'entraînement par semaine avec un exosquelette, pendant 8 semaines. Durant les sessions, les participants marchaient et restaient debout environ 30 et 20 minutes respectivement. Et finalement au cours des 8 semaines, 3 sujets ont dû arrêter l'entraînement à cause d'un gonflement de cheville et 4 sujets ont développé des escarres superficielles.

Ces résultats confirment qu'on ne peut pas ignorer le risque de formation d'escarre lorsqu'un appareillage est en contact avec des utilisateurs vulnérables.

1.2.3 Exosquelette et prévention du risque d'escarre

Dans ce contexte, le développement d'un exosquelette implique plusieurs considérations pratiques à prendre en compte.

Tout d'abord, le design et la conception des orthèses représentent les premiers éléments sur lesquels agir pour prévenir l'apparition d'une escarre. Nous appelons ici « orthèse », les attaches qui vont lier l'utilisateur à la structure de l'exosquelette. La stratégie actuelle choisie par Clinatec reste encore relativement empirique. Une orthèse est choisie sur l'expertise d'un orthoprothésiste, si elle pose problème lors des sessions d'entraînement, elle est remplacée et le processus est réitéré. En plus d'être couteux en temps et en argent, cette méthode propose une interface spécifique au sujet et aux sessions d'entraînement. Si l'une de ces deux conditions venait à être modifiée, il serait alors nécessaire de recommencer entièrement le processus, les orthèses n'ayant pas été expérimentées dans d'autres conditions (autre sujet et/ou autre entraînement) et n'étant pas forcément adaptées aux nouvelles sollicitations et/ou à la morphologie du nouveau sujet.

Une autre problématique dans ce contexte concerne le serrage des orthèses. En effet, le serrage des orthèses est largement basé sur l'expérience personnelle de la personne attachant l'utilisateur à la structure (Rathore et al. 2016). Et puisque l'utilisateur souffre de troubles de la sensibilité, le niveau de serrage optimal est d'autant plus compliqué à obtenir. Pourtant, son niveau va directement impacter l'amplitude des déformations prolongées subies par les tissus

biologiques locaux et ainsi constituer une situation favorable au développement de l'escarre (*cf.* section 1.1). Des études ont cherché à rendre accessible la pression externe appliquée lors du serrage d'orthèses d'exosquelette (Rathore et al. 2016; Tamez-Duque et al. 2015) pour répondre à cette problématique. Bien que l'accès à un serrage quantifié soit un premier pas pour prévenir l'apparition d'une escarre, on peut suspecter que ce ne soit pas suffisant. Comme nous l'avons déjà souligné dans le contexte médical, la pression externe ne permet pas de prédire directement les déformations internes qui sont à l'origine des mécanismes de lésions (Le et al. 1984; Linder-Ganz et al. 2007; Oomens et al. 2003). Ainsi, pour un même serrage et un même temps de sollicitation, un utilisateur pourrait développer une escarre et un autre non.

Enfin, la stratégie choisie pour porter le poids de l'utilisateur peut être difficile à choisir sans outil pour évaluer le risque d'escarre. En effet, bien que les points d'appui en regard d'une proéminence osseuse soient des zones anatomiques vulnérables, elles représentent aussi des moyens de supporter le poids de l'utilisateur. Aujourd'hui, le transfert du poids est essentiellement fait à travers les pieds ou par frottement entre les orthèses et l'utilisateur (Dollar and Herr 2008; Yan et al. 2015). Pourtant, les pieds des personnes atteintes de paraplégie ou de tétraplégie, peuvent être sujets à des déformations (pied équin, pied bot, etc.) et ne sont souvent pas adaptés à porter l'intégralité du poids du corps, nécessitant une mise en charge graduelle (Garnier 2013). Quant au frottement, comme nous l'avons vu précédemment, il représente un facteur de risque d'escarre, accroît l'ischémie des tissus biologiques et peut entraîner d'autres plaies superficielles si un glissement est possible entre la peau de l'utilisateur et l'orthèse (MacGregor 2010).

L'utilisation de cannes permet de transmettre une partie du poids par les membres supérieurs et de diminuer les effets délétères de ces deux stratégies. Néanmoins dans le cas d'EMY, l'utilisation de cannes est tout simplement impossible puisque les utilisateurs cibles sont tétraplégiques et n'ont pas l'usage de leurs membres supérieurs. Par conséquent, le risque d'escarres associé au transfert du poids est exacerbé et d'autres stratégies doivent être envisagées.

L'exosquelette EMY porte aujourd'hui l'utilisateur principalement par l'intermédiaire d'un appui sous les pieds et du frottement induit par le serrage des orthèses tibiales, de cuisse et thoracique. Un appui au niveau de la région pelvienne a aussi été ajouté pour faciliter la transition assis-débout et permet de transmettre une partie du poids pendant la station debout. Bien que la part du poids à transmettre par l'intermédiaire de l'appui pelvien soit encore à définir, un appui ischiatique pourrait être une alternative pour soulager les pieds de l'utilisateur. Il est par exemple utilisé dans le dispositif d'aide à la marche développé par Honda (Kusuda 2009) et représente un appui courant lors du port d'une prothèse fémorale (Barret et al. 2005). Une combinaison de différents appuis pourrait donc être un bon moyen homogénéiser l'impact des appuis prolongés.

1.2.4 Conclusion

Clinattec développe actuellement l'exosquelette EMY dans le but de redonner de l'autonomie à des personnes tétraplégiques. Une utilisation prolongée d'un exosquelette n'est pas sans risque pour des utilisateurs souffrant de troubles sensitifs et peut entraîner le développement d'escarre. C'est pourquoi, Clinattec cherche à améliorer la prévention des escarres lors de l'utilisation d'EMY. Une prévention performante nécessite d'être capable : d'évaluer le risque et de réduire ce risque. Comme on a pu le voir précédemment, les exosquelettes, et plus particulièrement EMY, disposent de leviers pour réduire le risque d'apparition de lésion (conception d'orthèse, serrage, temps de sollicitation etc.). Cependant ils manquent cruellement d'outils pour évaluer ce risque. La mesure de la pression externe est une première méthode pour évaluer partiellement le risque. Néanmoins, la prévention basée uniquement sur la pression externe comporte ses limites. La prévalence de l'escarre est ainsi encore importante malgré l'utilisation de ce type de prévention dans les hôpitaux (Barrois et al. 2018) et ne permet pas d'accéder directement aux déformations internes à l'origine des mécanismes lésionnelles comme nous l'avons vu au paragraphe 1.1.4.2. La problématique soulevée est donc la suivante : Comment estimer les déformations internes lorsqu'une sollicitation prolongée de l'exosquelette sur l'utilisateur existe ?

1.3 Contexte scientifique

Malgré le développement de stratégies pour soulager les appuis et de campagnes de sensibilisation, l'escarre reste un problème tant d'un point de vue clinique qu'industriel. Et les exosquelettes, au même titre que les fauteuils roulants, mettent les utilisateurs dans des situations favorables au développement de l'escarre. Pour améliorer cette prévention et mieux appréhender les mécanismes de développement d'escarre, de nombreux modèles Eléments Finis (EF) ont déjà été développés pour faire le pont entre les pressions externes et les déformations internes subies (Figure 7). Malheureusement, leur utilisation reste le plus souvent confinée à la recherche, limitant leur impact sur le domaine clinique ou industriel.

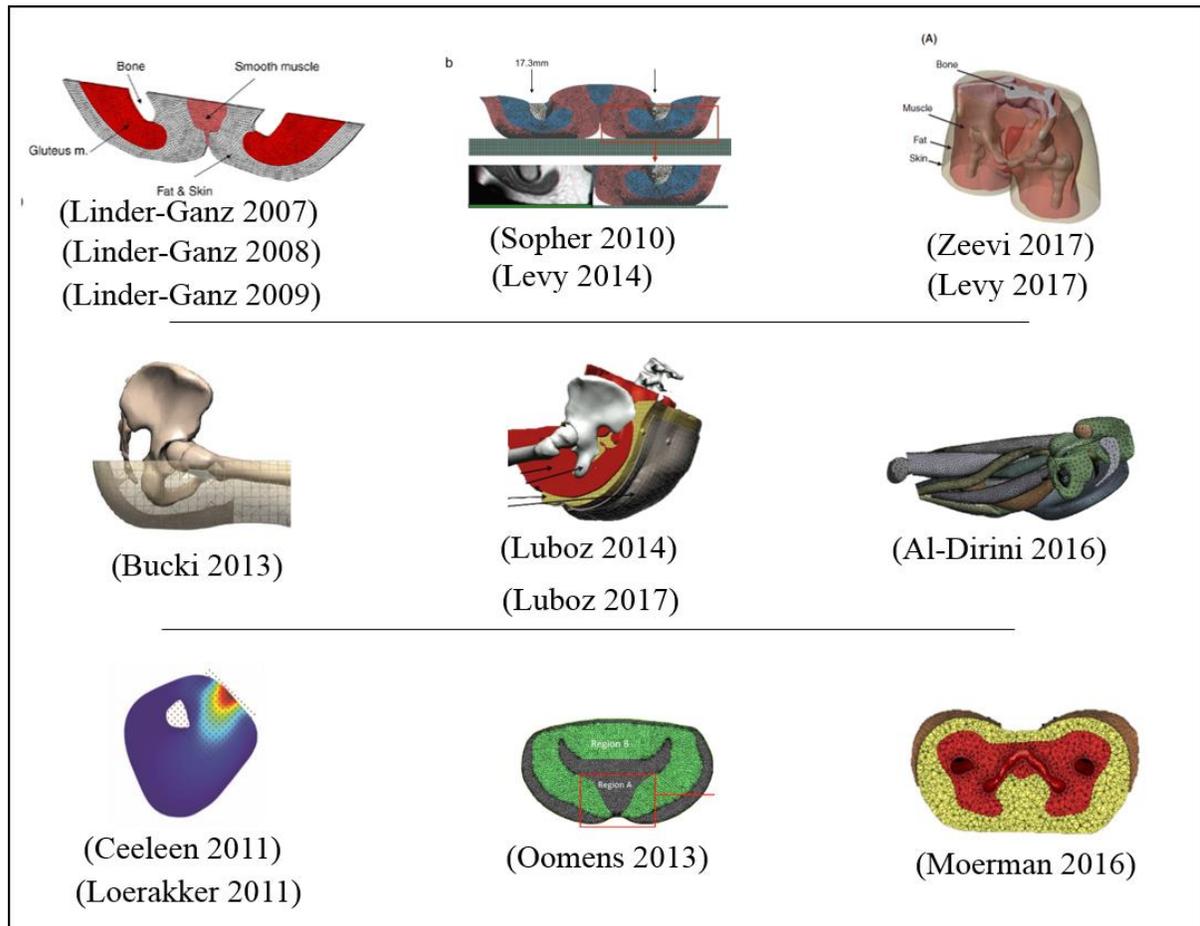


Figure 7 : Exemples de modèles EF pour la prévention d’escarre. L’ensemble des modèles représente ici la région pelvienne, excepté le modèle dans le coin inférieur gauche (Ceelen et *al.*) qui représente une coupe transverse du membre postérieur de rat.

Dans cette partie, nous chercherons à comprendre les raisons qui font obstacle à l’utilisation en milieu clinique de ce type d’outils pour la prévention des escarres. Puisque de nombreux travaux ont abordé le cas de l’assise, et que l’assise constitue une sollicitation relativement facile à représenter, nous aborderons cette problématique dans ce cas particulier dans ce travail de thèse. Après avoir brièvement expliqué le principe de la modélisation EF, nous présenterons les caractéristiques des modèles de la littérature étudiant l’assise, pour enfin aborder leur utilisation dans un contexte clinique et industriel.

1.3.1 Principe de la modélisation EF

La modélisation EF est une méthode largement utilisée en biomécanique pour résoudre des problèmes pouvant être décrits par des équations différentielles. Ces équations permettent de déterminer l'équilibre mécanique d'une structure anatomique à partir de sa géométrie, de son comportement et des conditions aux limites (en périphérie du système modélisé). La modélisation EF repose sur une discrétisation en un nombre fini de petits volumes élémentaires (qu'on appelle éléments) dans lesquels le problème pourra être ensuite interpolé. L'intérêt est de pouvoir disposer d'une approximation de la solution du problème (dans notre cas les déformations) dans l'ensemble du domaine modélisé.

La génération d'un modèle nécessite donc de définir la géométrie du problème, ses conditions limites et le comportement des différents matériaux modélisés. La géométrie représente les surfaces (3D) ou les contours (2D) délimitant les domaines ayant des comportements différents. Généralement, la géométrie est défini dans l'état initial du problème, c'est-à-dire lorsque celle-ci n'est pas encore déformée ou soumise à l'action d'un effort.

Des conditions aux limites en déplacement et en effort (CL dit de Dirichlet et de Neumann respectivement) sont alors imposées aux surfaces ou aux contours de la géométrie. Ces conditions représentent les actions mécaniques externes agissant sur le système, comme, par exemple, la distribution de la pression externe agissant sur la peau lors de l'assise.

Enfin, le choix d'un comportement mécanique des matériaux pour les différents volumes (3D) ou surfaces (2D) de la géométrie permet de simuler une réponse mécanique aux contraintes imposées, proche de celle des tissus biologiques réels modélisés. En pratique, le comportement mécanique est défini par une équation associant une déformation à une contrainte. Cette équation doit être satisfaite pour l'ensemble des éléments du modèle.

Puisqu'un modèle n'est qu'une simplification de la réalité, la validation est une étape indispensable pour garantir la pertinence de son comportement. Pour cela, il doit être confronté

à des mesures expérimentales pour justifier son utilisation. Cette étape incite aussi les auteurs à disposer d'information sur la géométrie finale.

1.3.2 Synthèse de l'état de l'art

Un modèle nécessite trois types de données : géométrie, CL et matériau. La synthèse de la littérature a d'abord pour objectif de détailler l'état de l'art sur quatre thématiques : les trois types d'entrées d'un modèle (géométrie, CL et matériau) et la validation des modèles. 17 publications ont été sélectionnées pour décrire l'état de l'art concernant l'estimation des sollicitations mécaniques subies par les tissus biologiques, principalement lors de l'assise ou de la position allongée et ont été regroupés dans trois tableaux de synthèse correspondant à chacun des types de donnée d'entrée (respectivement Tableau 1, Tableau 2 et Tableau 3). .

On abordera ensuite les utilisations faites de ces modèles et on discutera de leur utilisation en routine clinique. Enfin on présentera les verrous scientifiques non résolus dont certains seront abordés dans le travail personnel, pour rendre accessible un modèle EF dans la prévention du risque d'escarre pour l'exosquelette EMY.

Etude	Posture modélisée	Nombre de sujets	Imagerie	2D/3D	Acquisition de la géométrie non chargée	Tissus modélisés			
						Os	Muscle	Graisse	Peau
Dabnichki et al. 1994	Assis	0	Aucune	2D	-	Ischion			
Oomens et al. 2003	Assis	1	IRM fermé Base de donnée HUMOS	2D	-	Ischion	1	1	1
Verver et al. 2004	Assis	1		3D	-	Bassin + Fémur		Fusionnés	
Makhsous et al. 2007	Assis	1	IRM fermé	3D	Allongé sur le dos avec support incliné et jambe sur support.	Bassin + Fémur	5 groupes musculaires	1	1
Linder-Ganz et al. 2007	Assis	6	IRM ouvert	Semi-3D	Assis sur une bouée gonflable.	Ischion	1	Fusionnés	
Linder-Ganz et al. 2008	Assis	12	IRM ouvert	Semi-3D	Assis sur une bouée gonflable.	Ischion	1	Fusionnés	
Linder-Ganz et al. 2009	Assis	6	IRM ouvert	Semi-3D	Assis sur une bouée gonflable.	Ischion	1	Fusionnés	
Sopher et al. 2010	Assis	1	IRM ouvert	Semi-3D	Assis sur une bouée gonflable.	Ischion	1	Fusionnés	
Bucki et al. 2013	Assis	-	EOS + Kinect	3D	-	Bassin	1	Fusionnés	
Levy et al. 2014	Assis	1	IRM ouvert	Semi-3D	Assis sur une bouée gonflable.	Ischion	1	Fusionnés	
Luboz et al. 2014	Assis	1	CT-Scan	3D	Allongé sur le coté.	Bassin	1	1	1
Al-Dirimi et al. 2016	Assis	1	IRM ouvert	3D	Assise inclinée avec support du poids avec le dos et les pieds	Bassin + Fémur	28 Muscles	Fusionnés	
Luboz et al. 2017	Assis	1	CT-Scan	3D	Allongé sur le coté.	Bassin + Fémur	1	1	1
Oomens et al. 2013	Allongé sur le dos	3	IRM fermé	2D	Allongé sur le ventre	Bassin	1	1	1
Moerman et al. 2016	Allongé sur le dos	3	IRM fermé	3D	Allongé sur le dos avec support incliné et jambe sur support.	Bassin	1	1	1
Zeevi et al. 2017	Allongé sur le dos	1	IRM fermé	3D	Allongé sur le dos sans contact des fesses.	Bassin	1	1	1
Levy et al. 2017	Allongé sur le dos	1	IRM fermé	3D	Allongé sur le dos, géométrie chargée	Sacrum		Fusionnés	

Tableau 1 : Synthèse de l'aspect géométrique des modèles EF de l'état l'art.

Etude	Posture modélisée	Nombre de sujets	Glissement			Contrainte		Support
			Os-Tissus	Entre les tissus	Tissus-Surface de contact	Proéminence osseuse	Enveloppe	
Dabnichki et al. 1994	Assis	0	-	-	Glissement sans frottement et coefficient de frottement de 0,4	1,4 N (poids du sujet réparti équitablement le long de la cuisse) sur ischion	Contact avec support	Coussin hyper élastique
Oomens et al. 2003	Assis	1	Pas de glissement	Pas de glissement	Coefficient de frottement de 0 à 1	25% du poids du sujet (80kg) sur l'ischion	Contact avec support	Coussin hyper élastique
Verver et al. 2004	Assis	1	Pas de glissement	Pas de glissement	Interaction avec modèle de pénalité	Masse volumique assignée pour les tissus et application de la gravité	Contact avec support	Coussin élastique
Makhsous et al. 2007	Assis	1	Pas spécifié	Pas spécifié	-	Femur et pelvis fixe	Pression uniforme appliqué (20 kPa)	-
Linder-Ganz et al. 2007	Assis	6	Pas de glissement	Pas de glissement	Pas de glissement	Déplacement vertical (déplacement vertical mesuré entre l'assise chargée et déchargée)	Déplacement verticale des nœuds de l'enveloppe pour correspondre à l'enveloppe chargée (acquisition assise chargée)	-
Linder-Ganz et al. 2008	Assis	12	Pas de glissement	Pas de glissement	Pas de glissement	Déplacement vertical (déplacement vertical mesuré entre l'assise chargée et déchargée)	Déplacement verticale des nœuds de l'enveloppe pour correspondre à l'enveloppe chargée (acquisition assise chargée)	-
Linder-Ganz et al. 2009	Assis	6	Pas de glissement	Pas de glissement	Pas de glissement	Ischion fixe	Force discrète assignée sur chaque nœud faisant face à une nappe de pression égale au produit de la pression et de la surface de l'élément.	-
Soopher et al 2010	Assis	1	Pas de glissement	Pas de glissement	Coefficient de frottement de 0,4	Déplacement vertical (ajusté selon le BMI)	Contact avec support	Support Rigide
Bucki et al. 2013	Assis	-	-	-	-	-	-	-
Levy et al. 2014	Assis	1	Pas de glissement	Pas de glissement	Coefficient de frottement de 0,4	Déplacement vertical de 66mm	Contact avec support	Coussin élastique
Luboz et al. 2014	Assis	1	Pas de glissement	Pas de glissement	Pas de glissement	Fixe	Distribution de pression mesurée expérimentalement	-
Al-Dirini et al. 2016	Assis	1	Coefficient de frottement de 0,3	Pas de glissement	Coefficient de frottement de 0,4	Gravité + Masse volumique	Déplacement verticale du support de 32 mm	Support Rigide
Luboz et al. 2017	Assis	1	Pas de glissement	Pas de glissement	Pas de glissement	Fixe	Distribution de pression mesurée expérimentalement	-
Oomens et al. Allongé sur le dos 2013	Allongé sur le dos	3	Pas de glissement	Pas de glissement	Coefficient de frottement de 0,1	Gravité + Masse volumique	Contact avec support	Support Rigide
Moerman et al. 2016	Allongé sur le dos	3	Pas de glissement	Pas de glissement	Glissement sans frottement	Fixe	Effort sur le support rigide équivalent à entre 35 et 45% du poids du sujet modélisé	Support Rigide
Zeevi et al. 2017	Allongé sur le dos	1	Pas de glissement	Pas de glissement	Coefficient de frottement de 0,4 à 0,9	Déplacement vertical de 70mm appliqué au sacrum	Contact avec support	Matelas élastique
Levy et al. 2017	Allongé sur le dos	1	Pas de glissement	Pas de glissement	Coefficient de frottement de 0,4	Déplacement vertical appliqué au sacrum	Contact avec support	Matelas élastique

Tableau 2 : Synthèse des CL utilisées dans les modèles EF de l'état l'art.

Etude	Posture modélisée	Nombre de sujets	Comportement					Composante viscoélastique	Source
			Os	Muscle	Graisse	Peau			
Dabnichki et al. 1994	Assis	0	-	Mooney Rivlin (A = 0,5558 kPa, B = 0,0833 kPa, a = 0,495)				Non	Calibration
Oomens et al. 2003	Assis	1	-	Ogden (u = 30 kPa, a = 30)	Ogden (u = 15 à 480 kPa, a = 5 à 30)		Ogden (u = 40 kPa, a = 10)	Non	Littérature
Verver et al. 2004	Assis	1	Rigide	Mooney Rivlin (A et B pas spécifié, v = 0,485)	Mooney Rivlin (A = 1,65 kPa, B = 3,35 kPa, v = 0,49)			Non	Littérature
Makhsous et al. 2007	Assis	1	Rigide	Mooney Rivlin (A et B pas spécifié, v = 0,485)	Mooney Rivlin (A et B pas spécifié, v = 0,485)		Mooney Rivlin (A et B pas spécifié, v = 0,485)	Non	Littérature
Linder-Ganz et al. 2007	Assis	6	Rigide	Néo-Hooke (G = 8,5 kPa)	Néo-Hooke (G = 8,5 kPa)		Néo-Hooke (G = 31,9 kPa)	Oui	Calibration
Linder-Ganz et al. 2008	Assis	12	Rigide	Néo-Hooke (G = 8,5 kPa)	Néo-Hooke (G = 8,5 kPa)		Néo-Hooke (G = 31,9 kPa)	Oui	Calibration
Linder-Ganz et al. 2009	Assis	6	-	Linéaire Elastique (E = 8,5 kPa, v = 0,49)	Linéaire Elastique (E = 8,5 kPa, v = 0,49)		Linéaire Elastique (E = 31,9 kPa, v = 0,49)	Non	Littérature
Sopher et al 2010	Assis	1	Linéaire Elastique (E = 7 Gpa, v = 0,3)	Néo-Hooke (G = 7,1 kPa, v = 0,495)	Néo-Hooke (G = 7,1 kPa, v = 0,495)		Mooney du 2ème ordre (A = 9,4 kPa et B = 82 kPa)	Oui	Littérature
Bucki et al. 2013	Assis	-	-	-	-		-	-	-
Levy et al. 2014	Assis	1	Linéaire Elastique (E = 7 Gpa, v = 0,3)	Néo-Hooke (G = 7,1 kPa, v = 0,495)	Néo-Hooke (G = 0,286 kPa, v = 0,495)		Néo-Hooke (G = 31,9 kPa, v = 0,495)	Non	Littérature
Luboz et al. 2014	Assis	1	-	Néo-Hooke (E = 40 à 160 kPa, v = 0,49)	Néo-Hooke (E = 10 à 40 kPa, v = 0,49)		Néo-Hooke (E = 100 à 500 kPa, v = 0,49)	Non	Littérature
Al-Dirimi et al. 2016	Assis	1	Linéaire Elastique (E = 25 Mpa, v = 0,3)	Ogden (u = 4,37 kPa, a = 4,6)	Ogden (u = 4,37 kPa, a = 4,6)		Ogden (u = 9,72 kPa, a = 16,2)	Non	Calibration
Luboz et al. 2017	Assis	1	Rigid	Néo-Hooke (G = 34 kPa, v = 0,49)	Néo-Hooke (G = 10 kPa, v = 0,49)		Néo-Hooke (G = 66 kPa, v = 0,49)	Non	Littérature
Oomens et al. 2013	Allongé sur le dos	3	Linéaire Elastique (E = 3,4 Gpa, v = 0,36)	Ogden (u = 0,75 kPa, a = 5)	Ogden (u = 2,5 kPa, a = 5)		Ogden (u = 20 kPa, a = 5)	Non	Calibration
Moerman et al. 2016	Allongé sur le dos	3	Rigid	Ogden (u = 0,335 kPa, a = 12)	Ogden (u = 0,53 kPa, a = 2)		Ogden (u = 24,85 MPa, a = 2)	Non	Calibration + Littérature
Zeevi et al. 2017	Allongé sur le dos	1	Linéaire Elastique (E = 7 Gpa, v = 0,3)	Néo-Hooke (G = 0,1125 kPa, v = 0,494)	Néo-Hooke (G = 0,2 kPa, v = 0,494)		Néo-Hooke (G = 2 kPa, v = 0,494)	Non	Littérature
Levy et al. 2017	Allongé sur le dos	1	Linéaire Elastique (E = 7 Gpa, v = 0,3)	Néo-Hooke (G = 2 kPa, v = 0,49)	Néo-Hooke (G = 2 kPa, v = 0,49)		Néo-Hooke (G = 2 kPa, v = 0,49)	Non	Littérature

Tableau 3 : Synthèse de l'aspect matériau des modèles EF de l'état 1'art.

1.3.2.1 Géométrie de la région Pelvienne

1.3.2.1.1 Anatomie, zone d'intérêt

Pour bien comprendre les choix de modélisation, nous devons d'abord avoir une idée de l'anatomie de la région pelvienne (Figure 8). Dans le cas de l'assise, le bassin supporte le poids et plus précisément les deux parties postéro-inférieures qu'on appelle les ischions. Dans cette position, les fémurs étant fléchis vers l'avant, le gluteus maximus est le principal tissu musculaire écrasé par les ischions.

Le muscle concentre d'ailleurs l'intérêt des modèles EF pour deux raisons. D'abord, dans le cadre d'expérimentation sur des modèles animaux (rat et porc) des lésions consécutives à une pression externe prolongée apparaissaient principalement et dans un premier temps dans le tissu musculaire (Daniel, Priest, and Wheatley 1981; Salcido et al. 1994). A partir de ce constat, de nombreuses études ont alors supposé que le muscle serait plus sensible aux sollicitations que les autres tissus biologiques, en justifiant cette sensibilité accrue par une activité métabolique importante (Bouten 1996; Gefen 2009b; Oomens et al. 2015). La seconde raison expliquant l'intérêt pour le muscle tient aux sollicitations maximales observées dans la littérature près des proéminences osseuses lors de l'assise (*cf.* section 1.1.5.1).

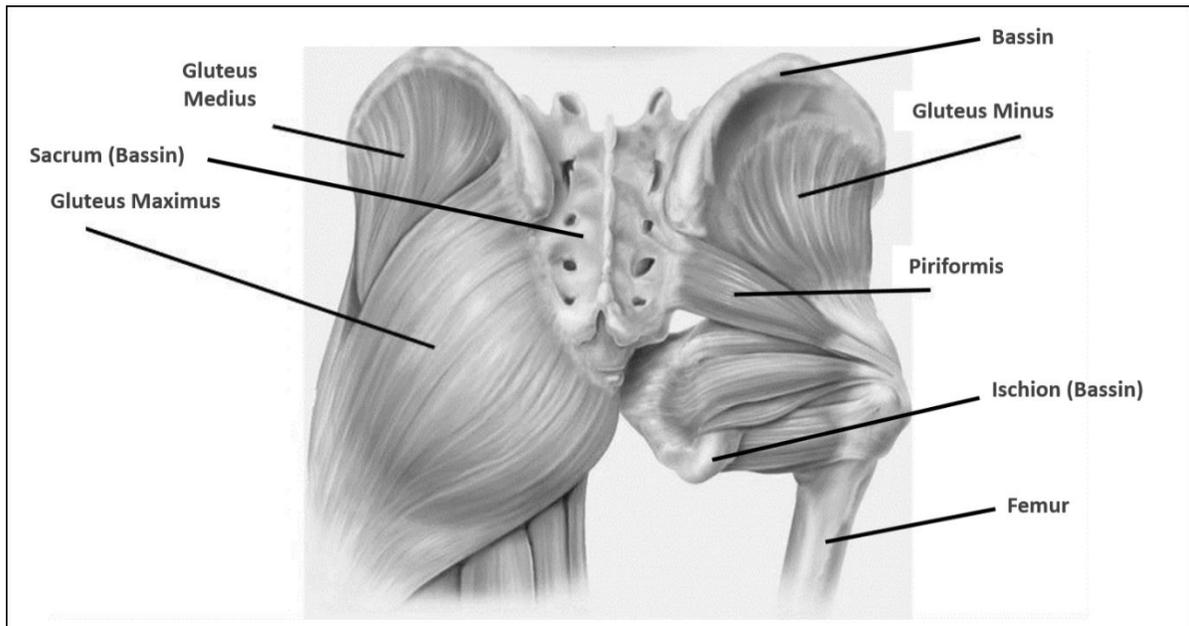


Figure 8 : Anatomie de la région pelvienne (image modifiée, issue de healthlifemedia.com)

Les modèles de la littérature cherchent donc généralement à estimer les sollicitations du tissu musculaire. Et les auteurs décrivent la géométrie à l'aide des frontières ou de caractéristiques morphologiques.

La région pelvienne peut être décrite géométriquement soit directement à l'aide de volumes (3D) ou de surfaces (2D) définissant les frontières des différents tissus (Os, muscle, graisse et peau) (Al-Dirini et al. 2016; Linder-Ganz et al. 2007; Luboz et al. 2014; Oomens et al. 2013), soit à l'aide de caractéristiques morphologiques (Akins et al. 2016; Al-Dirini et al. 2017; Linder-Ganz et al. 2007; Oomens et al. 2013; Sonenblum et al. 2015; Swaine et al. 2017). Les caractéristiques morphologiques de la région pelvienne lors de l'assise les plus souvent renseignées sont au nombre de trois et concernent la région ischiatique. On peut ainsi citer : le rayon de courbure de l'ischion et les épaisseurs de tissu musculaire et adipeux sous ischion lors de l'assise déchargée (Akins et al. 2016; Linder-Ganz et al. 2008).

1.3.2.1.2 Acquisition expérimentale

Afin de décrire le plus fidèlement possible la géométrie des tissus mous, le dispositif d'imagerie couramment utilisé est l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM). L'IRM est une technique d'imagerie qui se base sur la résonance magnétique des atomes d'hydrogène. En baignant la zone anatomique à étudier dans un champ magnétique et en émettant des ondes électromagnétiques (ondes radios) sur cette zone, les atomes d'hydrogène des tissus biologiques produisent un signal électromagnétique mesurable. L'IRM a pour avantages d'offrir de très bons contrastes pour les tissus mous riches en hydrogène tels que les muscles, la graisse ou encore la peau, et d'être une technique d'imagerie non irradiante. C'est pourquoi l'IRM représente le gold standard pour acquérir des informations (volumes, surfaces ou caractéristiques morphologiques) sur la géométrie des tissus mous sous-cutanés de la région pelvienne (Figure 9).

Etude	Posture modifiable	Nombre de sujets	Imagerie	2019	en charge	Tissus modifiés			
						Os	Muscle	Graisse	Peau
Dubouché et al. 1994	Assis	0	Aucune	20					
Comens et al. 2003	Assis	1	IRM fermé	20					
Verver et al. 2004	Assis	1	Base de donnée HUMOS	30					
Makhsous et al. 2007	Assis	1	IRM fermé	30					
Linder-Ganz et al. 2007	Assis	6	IRM ouvert	Semi					
Linder-Ganz et al. 2008	Assis	12	IRM ouvert	Semi					
Linder-Ganz et al. 2009	Assis	6	IRM ouvert	Semi					
Scipher et al. 2010	Assis	1	IRM ouvert	Semi					
Burki et al. 2013	Assis	3	EOS + Kinect	30					
Lavy et al. 2014	Assis	1	IRM ouvert	Semi					
Luboz et al. 2014	Assis	1	CT-Scan	30					
Al-Din et al. 2016	Assis	1	IRM ouvert	30					
Luboz et al. 2017	Assis	1	CT-Scan	30					
Comens et al. 2013	Allongé sur le dos	3	IRM fermé	20					
Moerman et al. 2014	Allongé sur le dos	3	IRM fermé	30					
Dweil et al. 2017	Allongé sur le dos	1	IRM fermé	30					
Lavy et al. 2017	Allongé sur le dos	1	IRM fermé	30					

Imagerie	Tissus modifiés			
	Os	Muscle	Graisse	Peau
Aucune				
IRM fermé				
Base de donnée HUMOS				
IRM fermé				
IRM ouvert				
EOS + Kinect				
IRM ouvert				
CT-Scan				
IRM ouvert				
CT-Scan				
IRM fermé				

Figure 9 : Etat de l'art, dispositif d'imagerie utilisé.

Deux postures sont généralement étudiées : « assis déchargé » et « assis chargé ». La première posture permet de décrire l'état géométrique de la région pelvienne avant que les tissus ne

soient déformés par l'assise. A l'opposé, la seconde posture donne l'état géométrique avec les déformations induites par l'assise. L'acquisition « assis déchargé » offre la possibilité de générer la géométrie initiale d'un modèle EF non chargée, c'est-à-dire de définir les domaines des tissus modélisés et de caractériser la morphologie propre au sujet (*cf.* section 1.3.1). L'intérêt d'une seconde acquisition « assis chargé » réside dans le fait d'avoir une référence expérimentale réaliste de la morphologie finale, une fois soumise à la sollicitation étudiée. En pratique, on utilise cette référence pour choisir des CL de Dirichlet, pour calibrer le comportement des tissus mous ou encore pour valider le modèle numérique. Nous détaillerons ces points plus loin dans le manuscrit.

L'acquisition de ces deux postures « chargée » et « déchargée » peut être complexe à mettre en place d'un point de vue pratique avec l'utilisation d'une IRM. En effet, bien qu'il existe des IRM à champ ouvert où une acquisition en position assise est possible, les IRM les plus répandues sont à champ fermé car moins chères pour une même intensité de champ magnétique (Walser 2008). Cependant l'IRM fermée contraint le sujet à être dans une position allongée lors de l'acquisition.

Une seule équipe dans la littérature a utilisé un autre système d'imagerie : le CT Scan (Luboz et al. 2014). Cette technique d'imagerie irradiante basée sur l'absorption de rayons X présente la même problématique de confinement allongé.

Selon le type de confinement (allongé ou assis) utilisé, différentes stratégies ont été proposées pour faire l'acquisition des deux postures « assis déchargé » et « assis chargé ». Dans un espace confiné allongé, les auteurs utilisent généralement un dossier incliné et un support sous genou pour donner un angle entre le buste et les cuisses proche de celui d'une posture assise. Ainsi, Al-Dirini et al. (Al-Dirini et al. 2017) utilisèrent dans leur étude un dossier avec une inclinaison proche de l'assise pour l'acquisition « assis chargé » et ils enlevèrent des insertions amovibles présentes sous la fesse gauche pour la décharger (Figure 10b), contrairement à Makhsous et al. (Makhsous et al. 2007) qui utilisèrent un dossier peu incliné pour décharger complètement

l'ischion afin de se rapprocher de l'assise déchargée et chargeaient ensuite les fesses à l'aide d'une poche mise sous pression jusqu'à obtenir une pression moyenne de contact de 20 kPa (Figure 10a). Enfin, le sujet participant à l'étude de Luboz et al. (Luboz et al. 2014) était allongé sur le côté avec les cuisses ramenées vers le buste pour faire l'acquisition de l'assise déchargée, seul le côté complètement déchargé était alors étudié (Figure 10c).

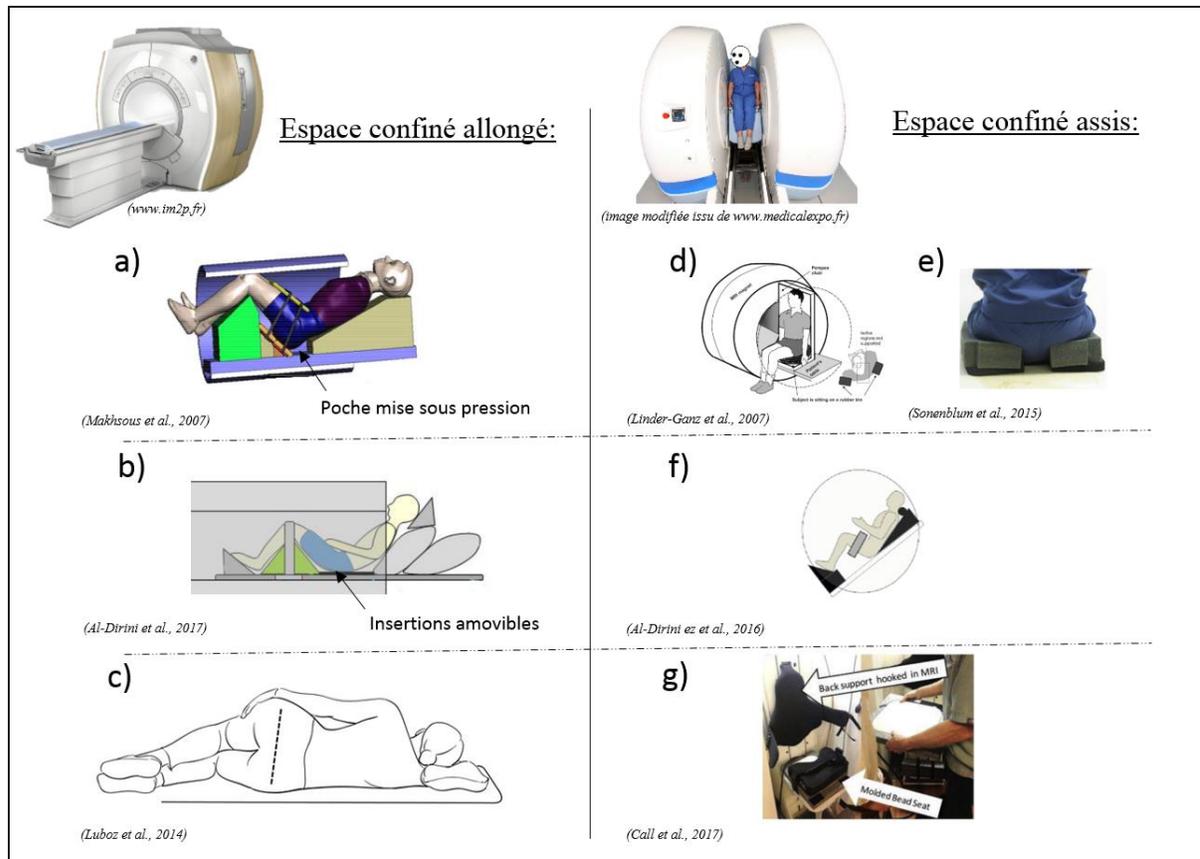


Figure 10 : Stratégies expérimentales pour l'acquisition de la posture « assis déchargé ».

Dans un espace confiné assis, la posture chargée correspond naturellement à une assise conventionnelle et aucune stratégie n'est donc nécessaire. Seule la posture « assis déchargé » nécessite un protocole spécifique. Une première approche consiste à utiliser une bouée gonflable (Linder-Ganz et al. 2007) (Figure 10d). L'absence de contact au niveau de l'ischion permet ainsi de décharger la région pelvienne. Cependant, l'absence complète d'effort au niveau de la région pelvienne n'est pas garantie, comme le suggèrent Sonnenblum et al.

(Sonenblum et al. 2015) qui ont utilisé une approche similaire (Figure 10e). Une autre approche consiste à supporter le poids du sujet à travers le dos et les pieds dans une posture assise mais légèrement inclinée (Al-Dirini et al. 2016) (Figure 10f). Bien que pratique, cette configuration n'est pas possible pour des sujets avec des troubles moteurs des membres inférieurs. Enfin, un corset abdominal associé à un support pour les cuisses supportait le poids du sujet pendant l'acquisition « assis déchargé » (Figure 10g) dans l'étude de Call et al. (Call et al. 2017).

En résumé, de nombreuses stratégies existent pour obtenir les acquisitions « assis chargé » et « assis déchargé » à l'aide de l'IRM, deux postures nécessaires pour la modélisation de l'assise.

1.3.2.1.3 Caractérisation morphologique

Comme on l'a souligné précédemment, un des intérêts de ce type d'acquisition est la caractérisation morphologique des individus lors de l'assise. Cette caractérisation peut alors être analysée dans un contexte de prévention du risque d'escarre. Ainsi, la majorité des études ayant fait participer des personnes atteintes de paraplégie ont pu par exemple observer une épaisseur de tissu inférieure sous l'ischion lors de l'assise déchargée par rapport à des sujets sains. C'est le cas de Linder-Ganz (Linder-Ganz et al. 2008) et Sonenblum (Sonenblum et al. 2015) qui rapportèrent respectivement des épaisseurs moyennes de 25 et 17 mm pour des personnes paraplégiques (respectivement 6 et 3 sujets) contre 34 et 40 mm pour les sujets sains (respectivement 6 et 4). Call et al. (Call et al. 2017) n'observèrent pas de différence entre les deux populations avec une épaisseur moyenne de 30 mm mais seulement un sujet sain avait participé à leur étude et les 10 sujets paraplégiques ayant participé étaient actifs et en partie des athlètes professionnels.

Néanmoins, les épaisseurs mesurées doivent être analysées avec précaution tant la stratégie utilisée pour représenter l'assise déchargée peut être influente. Lorsqu'on compare les études, on peut noter d'importantes différences, et d'autant plus entre les études utilisant une IRM à champ ouvert et celles utilisant une IRM à champ fermé. Al-Dirini et al. (Al-Dirini et al. 2017) observèrent par exemple une épaisseur sous ischion moyenne de 61 mm sur 10 sujets sains, bien plus importante que les 3 autres études précédemment citées. On peut mettre en cause

l'espace confiné allongé qui contraint l'angle entre le tronc et les cuisses. En effet, le *gluteus maximus* comporte des insertions au niveau du bassin et du fémur. Son étirement est donc directement impacté par l'angle tronc\cuisses dans le plan sagittal, affectant alors son épaisseur sous l'ischion lors de l'assise. De plus, selon le support utilisé lors de l'assise, le *gluteus* se déplace différemment sous l'effet du poids. Ainsi, dans l'étude de Sonenblum et al., aucun tissu musculaire n'était présent sous l'ischion de 5 des 7 sujets participant lors d'une posture « assis déchargé », et de 6 de ces sujets lors de la posture « assis chargé ». Et bien que Call et al. retrouvèrent cette absence pour 40% de ses sujets, un seul des 12 sujets de l'étude de Linder-Ganz et al. n'avait pas de tissu musculaire sous l'ischion en posture « assis déchargé ».

Finalement, bien que l'IRM soit aujourd'hui le gold standard pour décrire la région pelvienne, son utilisation pratique dans le but d'acquérir des images de la posture « assis déchargé » peut être questionnée. Malgré des stratégies pertinentes pour reproduire une assise déchargée avec les contraintes de l'IRM fermé, un impact sur les acquisitions et par conséquent sur la géométrie initiale d'un modèle existe.

1.3.2.1.4 Génération de la géométrie d'un modèle EF

Les acquisitions issues des systèmes d'imagerie telle que l'IRM ou le CT-Scan produisent une pile d'images planes selon différents axes, à partir desquelles la reconstruction 3D des géométries internes est possible. Ces géométries peuvent alors être importées et utilisées dans les modèles EF. Cependant, il est d'abord nécessaire d'interpréter les images pour reconnaître les différents tissus à modéliser et de regrouper les pixels associés. On appelle ce processus : la segmentation. Bien qu'une grande partie de la segmentation soit aujourd'hui automatisée, le processus reste encore long et fastidieux pour l'opérateur, en particulier si beaucoup de tissus sont à différencier ou si la région à segmenter est volumineuse.

Si l'IRM permet de distinguer relativement facilement les interfaces entre les tissus biologiques internes (sauf l'os car pauvre en hydrogène), les modèles EF 3D différencient peu les tissus, se limitant en général au bassin et à 3 tissus mous sous forme de couches homogènes (la peau, le muscle et le tissu adipeux) (Figure 11). Seuls les modèles d'Al-Dirini et al. et de Makhsous et

al. ont individualisé les muscles, avec 28 muscles pour le premier et 5 groupes musculaires pour le second. Cependant, il faut souligner qu'uniquement un côté (une fesse et une cuisse) était modélisé.

Etude	Tissus modélisés			
	Os	Muscle	Graisse	Peau
Dabnichki et al. 1994	Ischion	Fusionnés		
Oomens et al. 2003	Ischion	1	1	1
Verver et al. 2004	Bassin + Fémur	Fusionnés		
Makhsous et al. 2007	Bassin + Fémur	5 groupes musculaires	1	1
Linder-Ganz et al. 2007	Ischion	1	Fusionnés	
Linder-Ganz et al. 2008	Ischion	1	Fusionnés	
Linder-Ganz et al. 2009	Ischion	1	Fusionnés	
Sopher et al. 2010	Ischion	1	Fusionnés	
Bucki et al. 2013	Bassin	1	Fusionnés	
Levy et al. 2014	Ischion	1	Fusionnés	
Luboz et al. 2014	Bassin	1	1	1
Al-Dirini et al. 2016	Bassin + Fémur	28 Muscles	Fusionnés	
Luboz et al. 2017	Bassin + Fémur	1	1	1
Oomens et al. 2013	Bassin	1	1	1
Moerman et al. 2016	Bassin	1	1	1
Zeevi et al. 2017	Bassin	1	1	1
Levy et al. 2017	Sacrum	Fusionnés		

Tissus modélisés			
Muscle	Graisse	Peau	
Fusionnés			
1	1	1	
Fusionnés			
5 groupes musculaires	1	1	
1	Fusionnés		
1	1	1	
28 Muscles	Fusionnés		
1	1	1	
1	1	1	
1	1	1	
1	1	1	
Fusionnés			

Figure 11 : Etat de l'art, tissus modélisés.

Ensuite, on peut observer que les modèles EF 3D de notre état de l'art ne modélisent jamais plus de 3 sujets, et seulement un unique sujet lorsqu'ils modélisent la posture assise (Tableau 2). Les difficultés liées à la segmentation pourraient aussi être une des raisons expliquant le faible nombre de sujets inclus dans les études portant sur la modélisation 3D de la région pelvienne (Figure 12). L'impact de la variabilité interindividuelle sur les réponses des modèles EF est ainsi peu renseigné dans la littérature, seul le modèle de Linder-Ganz et al. éclaircissait ce point avec 12 sujets modélisés dont 6 sujets atteints de paraplégie (Linder-Ganz et al. 2008).

Cependant, cette variabilité interindividuelle n’était étudiée que dans un plan puisque la géométrie 3D de leur modèle était générée par extrusion sur 4 mm de la géométrie 2D segmentée issue de l’image IRM coronale passant par le sommet de l’ischion.

Etude	Posture modifiante	Nombre de sujets	Imagerie	2D/3D	Type de modèle
Dabnichki et al. 1994	Assis	0	Aucune	2D	
Oomens et al. 2003	Assis	1	IRM fermé	2D	
Verver et al. 2004	Assis	1	Base de donnée HUMCOS	3D	
Makhsous et al. 2007	Assis	1	IRM fermé	3D	
Linder-Ganz et al. 2007	Assis	6	IRM ouvert	Semi-3D	
Linder-Ganz et al. 2008	Assis	12	IRM ouvert	Semi-3D	
Linder-Ganz et al. 2009	Assis	6	IRM ouvert	Semi-3D	
Sopher et al. 2010	Assis	1	IRM ouvert	Semi-3D	
Bucki et al. 2013	Assis	-	EOS + Kinect	3D	
Levy et al. 2014	Assis	1	IRM ouvert	Semi-3D	
Luboz et al. 2014	Assis	1	CT-Scan	3D	
Al-Dirini et al. 2016	Assis	1	IRM ouvert	3D	
Luboz et al. 2017	Assis	1	CT-Scan	3D	
Oomens et al. 2013	Allongé sur le dos	3	IRM fermé	2D	
Moerman et al. 2016	Allongé sur le dos	3	IRM fermé	3D	
Zeevi et al. 2017	Allongé sur le dos	1	IRM fermé	3D	
Levy et al. 2017	Allongé sur le dos	1	IRM fermé	3D	

Figure 12 : Etat de l'art, nombre de sujets et type de modèle.

Pour conclure sur les modèles d’un point de vue géométrique, même si l’utilisation de l’IRM est justifiée par sa description fidèle de la géométrie de la région pelvienne, sa version fermée qui est la plus courante complique l’acquisition d’une géométrie « assis déchargé ». De plus, la segmentation associée à la reconstruction des géométries limite les bénéfices de l’IRM tant le processus est long et fastidieux. L’ensemble de ces problématiques pourrait constituer un premier obstacle à l’utilisation clinique des modèles EF.

1.3.2.2 CL d'un modèle EF

Pour que le modèle EF simule au mieux la réalité, il est important d'appliquer des CL réalistes. Dans la littérature, deux types de conditions aux limites sont appliqués : des CL de Dirichlet et des CL de Neumann. Pour les CL de Dirichlet, les études soumettent généralement l'os ou le support à un déplacement vertical mesuré entre les acquisitions « assis déchargé » et « assis chargé », qu'on désigne ici comme l'affaissement du bassin du à l'écrasement des tissus mous (Figure 13). On peut souligner, dans ce cas, la nécessité de disposer d'une acquisition « assis chargé ».

Cet affaissement peut être très différent d'un sujet à l'autre, en particulier pour les personnes paraplégiques. Linder-Ganz et al. observèrent, ainsi, un affaissement de 13 ± 2 mm pour les sujets sains de son étude contre 9 ± 8 mm pour ceux souffrant de paraplégie (Linder-Ganz et al. 2008). Il est à souligner que l'épaisseur de muscle sous l'ischion, observé dans cet article, était aussi beaucoup plus variable chez les sujets paraplégiques que chez les sujets sains avec des épaisseurs moyennes respectives de 9 ± 10 mm contre 21 ± 3 mm. Cependant aucune conclusion n'a été tirée par les auteurs sur ce point. Enfin, les affaissements peuvent être différents entre les études du fait des supports d'assise utilisés et une comparaison directe n'est donc pas pertinente.

Dans le cas de l'assise, le second type de CL, les CL de Neumann, consiste à appliquer les efforts externes mis en jeu sur les os ou sur l'enveloppe. Ces efforts sont estimés soit directement à partir du poids de l'utilisateur, en supposant qu'un certain pourcentage du poids écrase les os sur les tissus mous (Dabnichki, Crocombe, and Hughes 1994; Moerman et al. 2017; Oomens et al. 2003), soit en mesurant la distribution de pression externe au niveau de l'assise pour l'appliquer ensuite sur l'enveloppe du modèle ou soit en assignant aux géométries du modèle une masse volumique ou surfacique et en soumettant le modèle à la gravité.

Etude	Posture modélisée	Nombre de sujets	Contrainte			Support
			Proéminence osseuse	Enveloppe	Support	
Dabnichki et al. 1994	Assis	0	1,4 N (poids du sujet réparti équitablement le long de la cuisse) sur ischion	Contact avec support	Coussin hyper élastique	Coussin hyper élastique
Oomens et al. 2003	Assis	1	25% du poids du sujet (80kg) sur l'ischion	Contact avec support	Coussin hyper élastique	Coussin hyper élastique
Verver et al. 2004	Assis	1	Masse volumique assignée pour les tissus et application de la gravité	Contact avec support	Coussin élastique	Coussin élastique
Makhsous et al. 2007	Assis	1	Femur et pelvis fixe	Pression uniforme appliqué (20 kPa)	-	Coussin élastique
Linder-Ganz et al. 2007	Assis	6	Déplacement vertical (déplacement vertical mesuré entre l'assise chargée et déchargée)	Déplacement verticale des nœuds de l'enveloppe pour correspondre à l'enveloppe chargée (acquisition assise chargée)	-	Support Rigide
Linder-Ganz et al. 2008	Assis	6	Déplacement vertical (déplacement vertical mesuré entre l'assise chargée et déchargée)	Déplacement verticale des nœuds de l'enveloppe pour correspondre à l'enveloppe chargée (acquisition assise chargée)	-	Support Rigide
Linder-Ganz et al. 2009	Assis	12	Ischion fixe	Force discrete assignée sur chaque nœud faisant face à une nappe de pression égale au produit de la pression et de la surface de l'élément.	-	Support Rigide
Sopher et al. 2010	Assis	1	Déplacement vertical (ajusté selon le BMI)	Contact avec support	Support Rigide	Support Rigide
Bucki et al. 2013	Assis	3	-	-	-	Support Rigide
Levy et al. 2014	Assis	1	Déplacement vertical de 66mm	Contact avec support	Coussin élastique	Coussin élastique
Luboz et al. 2014	Assis	1	Fixe	Distribution de pression mesurée expérimentalement	-	Support Rigide
Al-Dirini et al. 2016	Assis	1	Gravité + Masse volumique	Déplacement verticale du support de 32 mm	Support Rigide	Support Rigide
Luboz et al. 2017	Assis	1	Fixe	Distribution de pression mesurée expérimentalement	-	Support Rigide
Oomens et al. 2013	Assis	3	Gravité + Masse volumique	Contact avec support	Support Rigide	Support Rigide
Moerman et al. 2016	Assis	3	Fixe	Effort sur le support rigide équivalent à entre 35 et 45% du poids du sujet modélisé	Support Rigide	Support Rigide
Zeevi et al. 2017	Assis	1	Déplacement vertical de 70mm appliqué au sacrum	Contact avec support	Matelas élastique	Matelas élastique
Levy et al. 2017	Assis	1	Déplacement vertical appliqué au sacrum	Contact avec support	Matelas élastique	Matelas élastique

Figure 13 : Etat de l'art, CL de Dirichlet et CL de Neumann.

En ce qui concerne les interactions entre les entités des modèles, Bien qu'un contact soit souvent modélisé entre l'enveloppe et le support de l'assise, les interactions entre les différents tissus des modèles ne sont jamais prises en compte. Cette absence d'interaction diminue l'intérêt d'une segmentation précise des différents tissus compressés, mais peut s'expliquer par le manque de connaissance sur les contacts entre tissus biologiques (Al-Dirini et al. 2016; Portnoy et al. 2007). Enfin seul Al-Dirini représentait un contact glissant entre les os et les tissus mous.

En bref, le choix des CL est très varié dans le domaine. Les modèles peuvent être aussi bien contraints par le déplacement du bassin lors de l'assise que par une partie du poids du sujet

représenté. Le glissement entre les tissus n'est jamais représenté limitant une fois de plus les bénéfices d'une géométrie fidèle, obtenue grâce à l'IRM.

1.3.2.3 Comportement des tissus

Une fois la géométrie obtenue et les conditions limites choisies, l'obtention de la réponse statique lors de l'assise nécessite de définir le comportement mécaniques des matériaux utilisés pour représenter les tissus impliqués.

La majorité des modèles de la littérature considèrent le bassin comme indéformable du fait de la rigidité beaucoup plus importante des os par rapport aux tissus mous (Al-Dirini et al. 2016; Linder-Ganz et al. 2008; Luboz et al. 2014; Makhous et al. 2007), néanmoins certaines études choisissent de donner tout de même un comportement linéaire isotrope au tissu osseux (Levy, Kopplin, and Gefen 2014). A ma connaissance, aucune étude ne montre l'impact de l'hypothèse du comportement rigide des tissus osseux durs sur la réponse des modèles représentant le comportement des tissus mous. Bien qu'il semble exister un consensus dans le choix du comportement osseux, le comportement des tissus mous est quant à lui extrêmement variable d'une étude à une autre, en particulier pour les tissus musculaires et adipeux (Figure 14). La majorité des modèles utilisent généralement des lois de comportement non linéaires hyper élastiques, isotropes et incompressibles mais leur paramétrage est différent. Ces lois prennent la forme d'une énergie potentielle de déformation (W) et permettent de définir le lien entre déformation et contrainte, au sein de l'ensemble des éléments du modèle (*cf.* section 1.3.1).

Les différentes lois hyper élastiques utilisées par les modèles EF du tableau de synthèse (Tableau 3) sont présentées ci-dessous :

- **Néo-Hooke :**

$$W = \frac{G}{2} * (\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3) + \frac{K}{2} * (J - 1)$$

- **Mooney-Rivlin :**

$$W = A * (\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3) + B * (\lambda_1^2 * \lambda_2^2 + \lambda_1^2 * \lambda_3^2 + \lambda_3^2 * \lambda_2^2 - 3) + \frac{K}{2} * (J - 1)$$

- **Ogden de 1^{er} ordre (uniquement le 1^{er} ordre est utilisé dans notre état de l'art):**

$$W = 2 * \frac{u}{\alpha^2} * (\bar{\lambda}_1^\alpha + \bar{\lambda}_2^\alpha + \bar{\lambda}_3^\alpha - 3) + \frac{K}{2} * (J - 1)^2$$

Où λ_i sont les allongements principaux, J représente le changement de volume et est défini par le déterminant du tenseur de déformation et K [kPa] correspond au module de compressibilité (il dépend de ν , le coefficient de Poisson, un ratio décrivant la compressibilité). G [kPa], u [kPa], A [kPa], B [kPa] α [-] sont les paramètres des différentes lois pour calibrer le comportement.

Malgré son intérêt pour la prévention du risque d'escarre, la variation du comportement mécanique des tissus au cours du temps est relativement peu prise en compte dans les modèles de notre état de l'art, seuls 3 modèles (Linder-Ganz et al. 2008, 2007; Sopher et al. 2010) sur les 17 présentés considèrent une composante viscoélastique lors de la définition du comportement du muscle ou de la graisse (3 modèles sur 17).

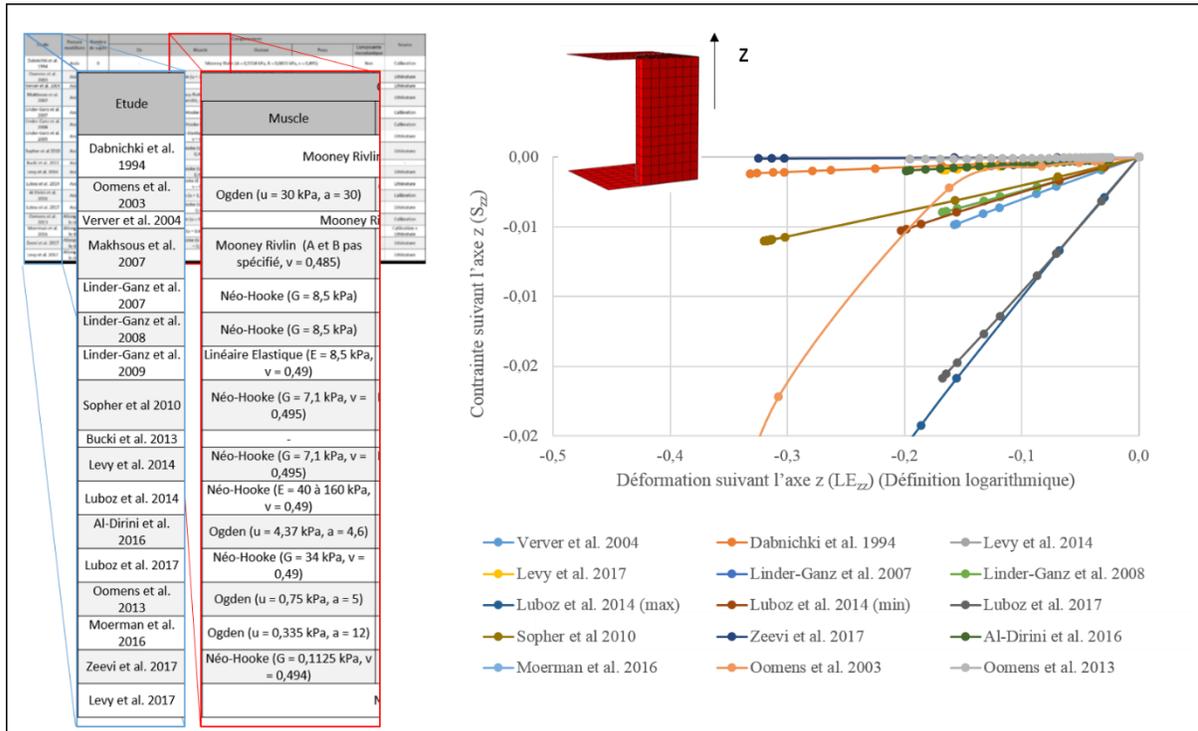


Figure 14: Variabilité importante du comportement mécanique du tissu musculaire observée pour différents paramètres matériaux de la littérature lors d'un test de compression numérique EF. La contrainte est tracée en fonction de la déformation logarithmique (suivant l'axe de compression) pour chaque paramétrage matériau différent.

L'absence de consensus autour du comportement des tissus mous peut s'expliquer par le manque de connaissance sur le comportement des tissus mous humains et par l'importante variabilité décrite par les études animales. Pour identifier le comportement mécanique des matériaux, plusieurs méthodes de caractérisation ont été utilisées. Néanmoins, les études présentées ci-dessous, bien que non exhaustives de l'ensemble de la littérature sur la caractérisation du comportement des tissus biologiques, représentent la base sur laquelle les modèles de la région pelvienne lors de l'assise, reposent pour assigner des comportements aux tissus biologiques mous (muscle, graisse et peau).

Dans ce contexte, le comportement du muscle glutéal a ainsi été décrit par Palevski et al., à partir de tests d'indentation sur 10 glutéus extraits d'une population de 5 porcs. Un module de cisaillement était calculé au cours du temps à partir d'un modèle analytique représentant l'indentation. Deux modules de cisaillement étaient alors extraits, un module court terme G_S représentant le pic de module en début d'indentation et un module long terme G_F représentant l'asymptote finale. A l'issue de cette expérience, Palevski reporta un G_S de 8.5 ± 3.9 kPa et un G_F de 0.6 ± 0.2 kPa. C'est ce module G_S qui est souvent utilisé pour paramétrer les lois Néo-Hooke (Linder-Ganz et al. 2008; Zeevi et al. 2017). La variabilité relativement importante du comportement transverse du muscle, que l'on peut constater dans cette étude, avait déjà été observée auparavant. Ainsi en 2001, Bosboom et al. avaient utilisé une méthode élément finis inverse. C'est-à-dire qu'ils calibrèrent une loi Ogden pour faire correspondre une indentation expérimentale *in vivo* et une simulation EF de cette même indentation. L'indentation expérimentale fut effectuée sur 4 muscles tibialis antérieurs issus de 2 rats. A l'issue de cette calibration, Bosboom et al. estimèrent les paramètres matériaux u et α de la loi Ogden à des valeurs respectives de 157 ± 31 kPa et 21.4 ± 5.7 . Dans une approche similaire à Bosboom, Hendriks et al. avaient estimé les paramètres A et B d'une loi Mooney Rivlin modélisant le comportement de la peau lors d'un test d'aspiration, des valeurs respectives de 9.4 ± 3.6 kPa et 82 ± 60 kPa sur un groupe de 10 sujets (Hendriks 2005). D'autres études cherchant à caractériser le comportement de la peau observaient une variabilité similaire (Tran 2007). Comme pour la peau ou le muscle, la littérature décrit un comportement du tissu adipeux sous cutané assez variable. Sur 6 spécimens de tissus adipeux extraits de porcs, Sims et al., toujours à l'aide d'une méthode inverse, modélisaient l'indentation des spécimens et estimaient le paramètre G d'une loi Néo-Hooke à 0.53 ± 0.31 kPa (Sims et al. 2010). De plus ce paramètre est aussi relativement variable d'une étude à une autre avec des valeurs allant de 0.02 à 7.5 kPa (Sims et al. 2010).

Même si la variabilité observée peut être due à des erreurs méthodologiques, elle peut être aussi d'ordre biologique et décrire les différences interindividuelles. Ce constat peut expliquer l'utilisation courante de calibration par méthode inverse pour choisir le comportement des

tissus mous. En effet, comme pour beaucoup d'études cherchant à caractériser le comportement des tissus, les auteurs développant un modèle, optimisent souvent leurs paramètres matériaux pour minimiser les différences entre expérience et modèle (Dabnichki et al. 1994; Linder-Ganz et al. 2008, 2007; Oomens et al. 2013). Par exemple, Linder-Ganz et al. (Linder-Ganz et al. 2008) affinèrent les propriétés matériaux du muscle et de la graisse pour chacun de ses sujets jusqu'à obtenir un contour de tissu musculaire en fin de simulation similaire à celui visible sur les acquisitions IRM en position « assis chargé ». On peut noter une fois de plus l'utilité d'une acquisition « assis chargé ». Pour le modèle complexe d'Al-Dirini (Al-Dirini et al. 2016), un modèle moins détaillé fut créé en différenciant seulement 4 structures anatomiques (bassin, fémur, muscle et graisse). Puis, à l'aide d'une optimisation par algorithme génétique les paramètres matériaux d'un comportement Ogden du premier ordre pour le muscle et le tissu adipeux furent identifiés. Dans leur étude, l'optimisation consistait en une minimisation de la différence expérimental-numérique de 5 changements d'épaisseurs 1D entre la posture « assis déchargé » et « assis chargé » (muscle et tissu adipeux sous cutanée sous l'ischion, sous le petit trochanter et graisse intermusculaire sous ischion).

Enfin, on peut justifier l'intérêt de d'une calibration et d'une personnalisation du comportement des tissus mous pour le sujet modélisé par l'impact de cette variabilité observée dans la littérature sur les réponses des modèles EF de la région pelvienne. Dans leur étude, Luboz et al. firent varier la rigidité du muscle, de la graisse et de la peau dans des domaines issus de la littérature. Ils constatèrent que la graisse pouvait modifier jusqu'à 70% les déformations (de Von Mises) estimées par leur modèle, contre 38% pour le muscle et 4% pour la peau. Et bien que le maximum de déformation fût toujours localisé sous l'ischion près de l'interface muscle-graisse, il n'était pas toujours dans le tissu musculaire selon les propriétés matériaux choisies. Ces résultats sont en accord avec des études de sensibilité faites sur d'autres modèles (Oomens et al. 2003; Portnoy et al. 2011).

En résumé, la variabilité biologique apparente des comportements tissulaires semble inciter les auteurs à personnaliser le comportement des tissus tant celui-ci a un impact important sur la réponse mécanique.

1.3.2.4 Validation des modèles EF

Pour s'assurer qu'un modèle EF représente convenablement la réalité, les études passent généralement par une étape de validation qui consiste à confronter les résultats de leur modèle à des acquisitions expérimentales.

Une première méthode consiste à utiliser une réplique physique de la région pelvienne comme décrit dans la partie 1.1.5.1. C'est ce que propose Linder-Ganz et al. dans leur étude de 2009 (Linder-Ganz, Yarnitzky, et al. 2009), en comparant les pressions internes au niveau des ischions entre son modèle EF et une réplique. Cependant une telle méthode s'accompagne de plusieurs limites. Tout d'abord, la validation du modèle EF n'est faite que pour une seule géométrie et un choix de comportement mécanique de tissus biologiques souvent simplifié. Pour les sujets qui s'écartent du comportement moyen avec, par exemple, une morphologie très différente de la réplique, la validité du modèle peut être compromise. De plus, il est difficile de faire une réplique physique réaliste d'une partie du corps humain. La réplique utilisée dans cette étude comportait ainsi certaines hypothèses importantes telles que la fusion des tissus musculaires, des tissus adipeux et de la peau en un seul matériau ayant un comportement linéaire élastique isotrope homogène.

Une deuxième méthode consiste à mesurer des grandeurs physiques directement sur les sujets étudiés. Dans une de leurs études, Linder-Ganz et al. proposèrent une validation à partir des pics de pression sous ischion lors de l'assise (Linder-Ganz et al. 2008). Au cours de l'acquisition « assis chargé », une nappe de pression avait été placée sous les sujets participants. Les pics de pressions mesurés étaient alors comparés aux pics estimés par leur modèle EF après simulation de l'assise. Dans d'autres études, ces mêmes auteurs ont proposé une alternative qui consiste à comparer les contours des tissus issus du modèle numérique en fin de simulation et ceux extraits directement des acquisitions « assis chargé » (Linder-Ganz et al. 2008).

Néanmoins, comme on l'a vu précédemment, cette même cible (adéquation des contours numériques et expérimentaux) fut aussi utilisée pour la calibration du comportement des tissus mous, affaiblissant la pertinence de cette validation (*cf.* section 1.3.2.3). Dans une approche similaire, il est possible de segmenter le tissu musculaire à partir de l'acquisition IRM « assis chargé » pour ensuite le reconstruire en 3D et comparer les surfaces 3D au lieu de contours (Al-Dirini et al. 2016). Al-Dirini et al. employèrent cette méthode pour valider leur modèle à partir de la surface 3D du gluteus. Cependant comme pour l'utilisation d'un fantôme, elle n'est pas réellement applicable pour chaque individu, à cause d'une segmentation supplémentaire.

Bien que ces méthodes soient pertinentes pour confronter les modèles à la réalité et valider une partie du modèle, elles ne permettent pas de valider la quantité d'intérêt : la déformation interne. A cause des verrous expérimentaux liés aux systèmes d'imagerie actuels pour accéder expérimentalement aux déformations internes, sa validation n'a jamais été faite dans les études de notre état de l'art. Cette difficulté n'est pas étonnante puisque le développement de modèles EF a été grandement motivé par cette absence de mesure directe. Toutefois, certains auteurs (dans d'autres communautés) cherchent à lever ces verrous.

Ainsi, dans le domaine de la biomécanique cardiaque Jeung et al. et Liu et al. (Jeung et al. 2012; Liu et al. 2004), ont utilisé le « Magnetic Resonance tagging » (MR tagging) que l'on pourrait traduire par « marquage par résonance magnétique ». Le MR tagging est un procédé permettant d'obtenir des bandes parallèles noires sur les acquisitions IRM à partir d'une modulation sinusoïdale de la magnétisation longitudinale avant l'acquisition IRM. Ces bandes noires sont associées au tissu et se déplacent donc localement comme lui.

A partir de deux acquisitions IRM prises avant et après sollicitation, il est alors possible de visualiser comment ces bandes noires se déplacent et se déforment. De plus, si un quadrillage est généré à l'aide du MR tagging, le déplacement des points du quadrillage permet d'extraire un champ de déplacement entre les deux acquisitions IRM et de calculer alors un champ de déformation. Cette technique a été utilisée dans un contexte de prévention d'escarre pour

valider le modèle 2D simulant l'indentation du tibialis antérieur chez le rat, développé par par Ceelen et al.. (Ceelen, Stekelenburg, Mulders, et al. 2008). Pour rappel, ce modèle avait permis d'observer que des lésions irréversibles se développaient dans le tissu musculaire lorsque les déformations de cisaillement et de compression subies étaient respectivement supérieures à 75 et 45 % (*cf.* section 1.1.4.1.). Le MR tagging est, cependant, complexe à mettre en place pour mesurer les déformations lors de l'assise. En effet, le temps de marquage est directement lié au temps de relaxation longitudinal qui est relativement faible pour le tissu musculaire (< 1 seconde pour le tissu musculaire du rat), obligeant une transition très rapide entre la posture chargée et déchargée (Stekelenburg et al. 2007). Cette contrainte peut expliquer l'absence de validation avec cette technique pour les modèles de la région pelvienne.

Une autre approche pour mesurer les déformations a été récemment proposée par un chercheur de l'Institut de Biomécanique Humaine George Charpak se basant sur l'échographie (US) (Vergari et al. 2016). L'US est un système d'imagerie rapide et peu coûteux basé sur la transmission d'ondes mécaniques et la réception des ondes réfléchies. Une sonde US est capable de transmettre des ondes mécaniques et de réceptionner par la suite les ondes réfléchies. Selon l'amplitude de l'onde réfléchi et le temps de réception, il est possible d'obtenir une image des différents tissus parcourus par les ondes émises après un traitement que nous ne détaillerons pas. L'avantage de l'US est de permettre une acquisition continue et donc de suivre le comportement des tissus internes dans le plan d'acquisition au cours de la sollicitation. L'approche mise en avant pour mesurer les déformations à partir de l'US se base sur cet avantage. Après avoir tracé une grille sur l'image, les points de cette grille sont recherchés sur les images suivantes à partir d'une corrélation d'images. Les déformations peuvent alors être extraites de n'importe quelle image à partir de la grille déformée. Cette méthode fut utilisée sur des disques intervertébraux de vache pour examiner le comportement de l'anneau de cartilage fibreux des disques et pourrait être une solution pour valider les déformations issues d'un modèle EF de la région pelvienne.

Pour conclure, plusieurs méthodes existent pour valider un modèle mais aucune ne permet de valider la quantité d'intérêt : les déformations internes. L'utilisation de l'US pourrait être une solution envisageable à cette problématique.

1.3.3 Vers l'utilisation en milieu clinique

Malgré un intérêt pour la détection précoce, les modèles décrits précédemment ne permettent pas une utilisation clinique à cause des temps de calcul, d'acquisition et de reconstruction incompatibles avec les contraintes cliniques. Pour répondre à ces verrous, plusieurs études ont cherché à réduire les temps de calcul ou à proposer des alternatives aux méthodes de génération actuelle.

1.3.3.1 Diminution du temps de calcul

Dans un premier temps, plusieurs études ont cherché à développer des modèles temps réel en s'appuyant sur différentes méthodes détaillées ci-dessous

En 2009, le modèle EF de Linder-Ganz et al. (Linder-Ganz, Yarnitzky, et al. 2009) fut simplifié pour réduire son temps de calcul. La peau et le tissu adipeux furent regroupés en un seul tissu, les tissus mous modélisés par un comportement élastique linéaire sans personnalisation des propriétés mécaniques. Dans cette étude, les auteurs calculèrent l'erreur moyenne des distributions des déformations suivant deux contours, entre leur modèle et le modèle non simplifié (Linder-Ganz et al. 2007). Le premier contour suivait la ligne centrale du tissu musculaire et le second correspondait à une ligne verticale traversant le tissu musculaire sous l'ischion. L'erreur ainsi estimée était inférieure à 10% de déformation (absolue) pour les 6 sujets participants. Ils évaluèrent aussi l'erreur de l'estimation des contraintes internes en compression à 4 ± 4 kPa lorsque le modèle simplifié représentait leur réplique physique dans 30 cas de sollicitations allant de 10 à 80 kPa. Ces résultats sont tout de même à relativiser. Tout d'abord, les ordres de grandeurs des pressions externes appliqués au modèle simplifié ne sont pas indiqués et ne permettent pas de savoir dans quel domaine de la non-linéarité des lois de comportement se trouvent les tissus. De plus, les seules données de déformations mises en avant dans l'article sont des déformations de compression de l'ordre de 50%. Pourtant dans

leur étude qui comparait sujets sains et sujets paraplégiques les déformations de compression endurées étaient en moyenne de 74 % et 88 % pour les sujets sains et paraplégiques (Linder-Ganz et al. 2008). Il est donc probable que sur une autre plage du domaine de sollicitation possible, ce modèle simplifié linéaire montre des erreurs plus importantes.

En 2011, un modèle analytique consistant en une hémisphère indentant un tissu fut développé par Portnoy et al. (Portnoy et al. 2011). L'hémisphère et le tissu indenté représentaient ainsi l'ischion et les tissus mous (le muscle et le tissu adipeux). Le comportement mécanique du tissu indenté était défini en fonction du ratio muscle/tissu adipeux sous l'ischion et du ratio rayon de courbure de l'hémisphère/épaisseur de tissu. Le modèle fut généré à partir de trois paramètres morphologiques : la courbure de l'ischion, l'épaisseur de tissu et la pression en regard de l'ischion. Comme pour le modèle simplifié présenté au paragraphe précédent, ce modèle analytique avait été comparé au modèle de référence de Linder-Ganz et al. (Linder-Ganz et al. 2007) pour évaluer sa pertinence. Même si l'erreur d'estimation du maximum de contrainte de Von Mises restait non négligeable avec 5 ± 10 kPa sur 11 sujets modélisés pour des contraintes internes allant de 10 à 40 kPa, les deux modèles étaient tout de même corrélés ($R=0.4$ pour l'estimation du maximum de contrainte de Von Mises) avec seulement trois paramètres personnalisés pour le modèle de Portnoy et al..

Enfin, une dernière approche fut proposée récemment par Luboz et al. reposant sur une phase d'apprentissage machine entre la création du modèle et son utilisation. Le principe consiste à simuler plusieurs cas d'assises avec un modèle EF patient-spécifique obtenu par CT-Scan en le soumettant à différentes distributions de pression externe préalablement mesurées. 150 simulations furent ensuite utilisées pour l'apprentissage de la relation entre distribution de pression et champ de déformation par une méthode « Reduced Order Modeling ». 50 simulations différentes du jeu d'apprentissage furent utilisées pour la validation du modèle. L'erreur relative calculée à partir du jeu de validation était faible (< 2 %) et le temps de calcul inférieur à 1 seconde.

Pour conclure, des solutions ont été proposées dans la littérature pour réduire le temps de calcul. Cependant elles nécessitent généralement d'utiliser des hypothèses importantes qui pourraient avoir un impact significatif sur la déformation interne estimée.

1.3.3.2 Diminution du temps d'acquisition et de reconstruction de la géométrie personnalisée

La diminution du temps de calcul reste insuffisante pour garantir l'utilisation des modèles en routine clinique ou dans un contexte industriel. En effet, les acquisitions nécessaires à la construction des modèles se basent encore largement sur l'IRM et la segmentation des tissus. Pourtant, l'IRM reste une imagerie qui coûte cher pouvant être plus ou moins accessible selon sa nature (champ ouvert ou champ fermé). La dépense moyenne de l'assurance maladie par examen IRM était de 189 euros en secteur libéral (Cours des comptes 2016). De plus, comme nous l'avons vu précédemment, une phase de segmentation lourde et fastidieuse est nécessaire pour construire un modèle EF à partir de l'IRM. Pourtant la complexité anatomique est peu représentée ou, du moins, limitée dans les modèles de notre état de l'art, entre autre à cause d'hypothèses importantes comme l'absence de glissement entre les tissus qui limitent l'intérêt d'une représentation précise de l'anatomie interne.

Ce constat incite à exploiter le potentiel de modalités d'imagerie moins lourdes (et donc souvent moins précises) mais tout aussi pertinentes pour générer des modèles capables d'estimer les déformations internes induites par une sollicitation externe (Oomens et al. 2003; Portnoy et al. 2011).

Ainsi, l'US pourrait permettre de caractériser la morphologie interne d'un sujet. Ce système d'imagerie est déjà bien implanté dans les hôpitaux pour plusieurs examens cliniques comme le suivi de grossesse ou pour établir un diagnostic sur des douleurs musculaires. Il est rapide et peu coûteux (47 euros par examen en secteur libéral en 2014 (Cours des comptes 2016)) mais il reste un système d'imagerie très opérateur dépendant du fait de l'utilisation d'une sonde manuelle. De récentes études ont d'ailleurs cherché à estimer son potentiel de caractérisation morphologique pour la prévention des escarres (Akins et al. 2016; Swaine et al. 2017). L'étude

de Akins et al. montra ainsi que la mesure de l'épaisseur des tissus adipeux et musculaires en regard de l'ischion était robuste entre les opérateurs avec une corrélation intra-classe de 0.948 (Akins et al. 2016). De plus, une relation linéaire entre les mesures d'épaisseurs faites par l'US et l'IRM existait (coefficient de régression supérieur à 0.89). La caractérisation de la géométrie de l'ischion semble toutefois plus difficile à obtenir. On considère généralement que l'ischion peut être représenté par deux rayons de courbure. S'il semble possible de mesurer de manière fiable sa courbure dans le plan coronal lors de l'assise (Akins et al. 2016), Swaine et al. soulignèrent la difficulté à être reproductible dans la mesure de deux rayons de courbures décrivant l'ischion. . Ainsi, le protocole de mesure n'était pas assez directeur, manquait de points de référence et les sujets pouvaient avoir modifié la posture de leur pelvis entre deux sessions de mesures, expliquant cette faible reproductibilité.

Finalement, bien qu'aujourd'hui l'IRM soit le gold standard pour décrire la morphologie interne, son manque d'accessibilité, en plus du temps de calcul, empêche l'utilisation des modèles EF dans une routine clinique. L'US pourrait être une alternative possible en particulier pour générer la géométrie des modèles simplifiés.

1.4 Conclusion

Comme on a pu le voir, la pression externe seule est insuffisante pour permettre une prévention efficace du risque d'escarre. Pour estimer les sollicitations internes à partir de mesures quantitatives externes lors de l'assise, plusieurs modèles éléments finis ont donc été développés. Cependant, d'une part, les quantités d'intérêt issues de ces modèles n'ont pas été confrontées à des données expérimentales et, d'autre part, les méthodologies de génération des modèles sont lourdes et limitent une utilisation clinique. Pour rendre les modèles accessibles, il est nécessaire de réduire le temps de calcul mais aussi le temps de génération. Le temps de génération est, aujourd'hui, grandement dépendant du temps des acquisitions IRM utilisées pour générer les géométries nécessaires aux modèles EF. Pourtant les modèles EF et, en particulier, les modèles simplifiés, développés pour diminuer le temps de calcul, ne nécessitent pas d'avoir une précision aussi fine que celle donnée par l'IRM. Une alternative serait de se

baser sur une connaissance morphologique limitée mais quantifiable par un moyen plus accessible telle que l'US. Néanmoins, il est encore difficile de savoir si un modèle simplifié décrivant localement un contact est capable de capturer une réponse similaire à un modèle global.

Pour atteindre ces objectifs, l'étude de littérature a permis d'identifier deux verrous majeurs : le premier concerne l'obtention de données expérimentales pertinentes pour représenter l'état mécanique dans les situations à risque et de disposer de données de validation actuellement inexistantes notamment de la déformation elle-même ; le deuxième s'articule autour de la capacité à générer des modèles et des résultats cliniquement pertinents dans un cadre qui soit compatible avec le milieu clinique.

Dans le but de proposer des outils d'évaluation du risque d'escarre basés sur la déformation interne des tissus mous, nous allons chercher à répondre à ces problématiques pour le cas de l'assise. Notre démarche consiste d'abord à recueillir des données expérimentales à partir d'une méthode alternative à l'IRM utiles à la fois pour analyser la réponse des tissus sous cutanés au cours de l'assise (en particulier en quantifiant les déformations) et également comme données d'entrée à la construction d'un modèle EF 3D de référence. Finalement, ce modèle sera utilisé comme référence pour vérifier la pertinence d'un modèle simplifié basé sur quelques paramètres accessibles cliniquement. Ce travail a été réalisé dans le cadre d'une collaboration entre l'Institut de Biomécanique Georges Charpak et le centre de recherche biomédicale Clinattec.

Chapitre 2

Travail personnel - Protocole expérimental et caractérisation morphologique de la région pelvienne

2.1 Introduction

Dans ce chapitre, on présente une méthode alternative à l'IRM pour caractériser la morphologie de la zone pelvienne chez le sujet sain lors de l'assise, se basant sur la combinaison de la radiographie biplane, du scan externe et de l'ultrason. L'objectif étant de disposer d'informations suffisantes pour la création d'un modèle EF 3D complet de la région pelvienne et d'un modèle EF simplifié.

Parmi les verrous issus de l'étude de la littérature, l'obtention de la géométrie en configuration initiale et pendant le chargement à partir de moyens d'imagerie accessibles en clinique est la première étape. Dans ce contexte, nous proposons un protocole pour acquérir les données suffisantes à la création d'un modèle EF 3D combinant plusieurs modalités d'imagerie (EOS, US et scanner optique) et plusieurs systèmes d'acquisition d'effort (nappe de pression, capteur d'effort et plateforme de force). Des marqueurs optoélectroniques externes placés sur la peau du sujet sont utilisés pour calculer les matrices de passage qui permettent de relier les systèmes de référence associés aux différentes modalités d'imagerie et de fusionner les données provenant de ces modalités. Nous avons également exploré la faisabilité de l'obtention de paramètres géométriques décrivant l'ischion à partir de l'ultrason.

Un deuxième verrou important concerne la mesure directe des déformations internes afin de valider de manière plus pertinente les modèles EF. Nous avons donc aussi étudié la faisabilité d'une mesure directe des déformations locales internes sous ischion lors de l'assise à partir d'une mesure US continue du chargement.

Nous présenterons d'abord dans cette partie, le protocole initialement proposé pour répondre aux objectifs. Une première campagne (**ExoI1**) sur 6 sujets sains a permis la construction et l'évaluation du modèle biomécanique de la région pelvienne. Ces résultats ont fait l'objet d'une publication (Chapitre 3). Dans le but d'augmenter notre base de données et de mieux prendre en compte la variabilité interindividuelle, une seconde campagne de mesure comprenant 15 sujets sains a été réalisée (**ExoI2**). Pour cette seconde campagne, certaines parties du protocole initialement proposé ont été modifiées donnant lieu à un protocole finalisé pour limiter les sources d'erreur expérimentales identifiées suite à la première campagne de mesure. Sur la base de l'ensemble des acquisitions expérimentales, la faisabilité d'une modélisation simplifiée du problème a été explorée et fait l'objet d'un article en cours de soumission (Chapitre 4). Les autres résultats expérimentaux issus de l'exploitation des données recueillies au cours des deux campagnes de mesure sont présentés dans ce chapitre.

2.2 Protocole générique

On présente ici le protocole expérimental pour faire les acquisitions nécessaires à la caractérisation la morphologie de la zone pelvienne chez le sujet sain lors de l'assise.

2.2.1 Vue d'ensemble

Un schéma décrivant le processus expérimental est présenté ci-dessous (Figure 15).

Il s'appuie en particulier sur l'utilisation du système EOS. EOS est un système de radiographie à balayage vertical permettant d'acquérir simultanément deux images radiographiques orthogonales, face et profil, du corps complet (Dubousset et al. 2005) et d'en extraire les géométries osseuses en 3D. EOS est irradiant mais à des doses 50 à 80% inférieures que celles

reçues lors d'une radiographie conventionnelle. La dose irradiante auquel le sujet est soumis à l'issue de l'étude est au maximum de 3.5 mGy.

Les acquisitions dans la posture « assis déchargé » ont pour but d'accéder à la morphologie non chargée (bassin ajusté, enveloppe et épaisseur de graisse sous ischion) en utilisant différentes modalités d'imagerie. Pour construire la **géométrie initiale** du modèle EF 3D, des marqueurs optoélectroniques externes préalablement placés en début d'expérience sur le sujet sont nécessaires pour disposer d'un repère (R_{Mark}) commun entre les acquisitions.

Ensuite, les acquisitions de la posture « assis chargé » permettent de caractériser l'état final vers lequel doit converger un modèle EF modélisant l'assise. Ainsi l'**affaissement** qui correspond au déplacement vertical du bassin entre les deux postures « assis déchargé » et « assis chargé » est utilisé pour calibrer le comportement des matériaux de notre modèle. L'**effort transmis** sur le support d'assise est mesuré pour avoir les conditions limites à appliquer sur le modèle. Enfin, la **distribution de pression externe** mesurée lors de l'assise est une donnée intéressante pour confronter notre modèle à la réalité.

Les données recueillies dans les deux configurations permettent aussi d'étudier la variabilité interindividuelle de la morphologie. Elles seront également utilisées dans l'objectif de comprendre et représenter le comportement des tissus mous lors de l'assise à *posteriori* par un modèle EF,

Enfin une acquisition continue US entre les deux postures de l'assise est réalisée et traitée pour mesurer expérimentalement **les déformations**.

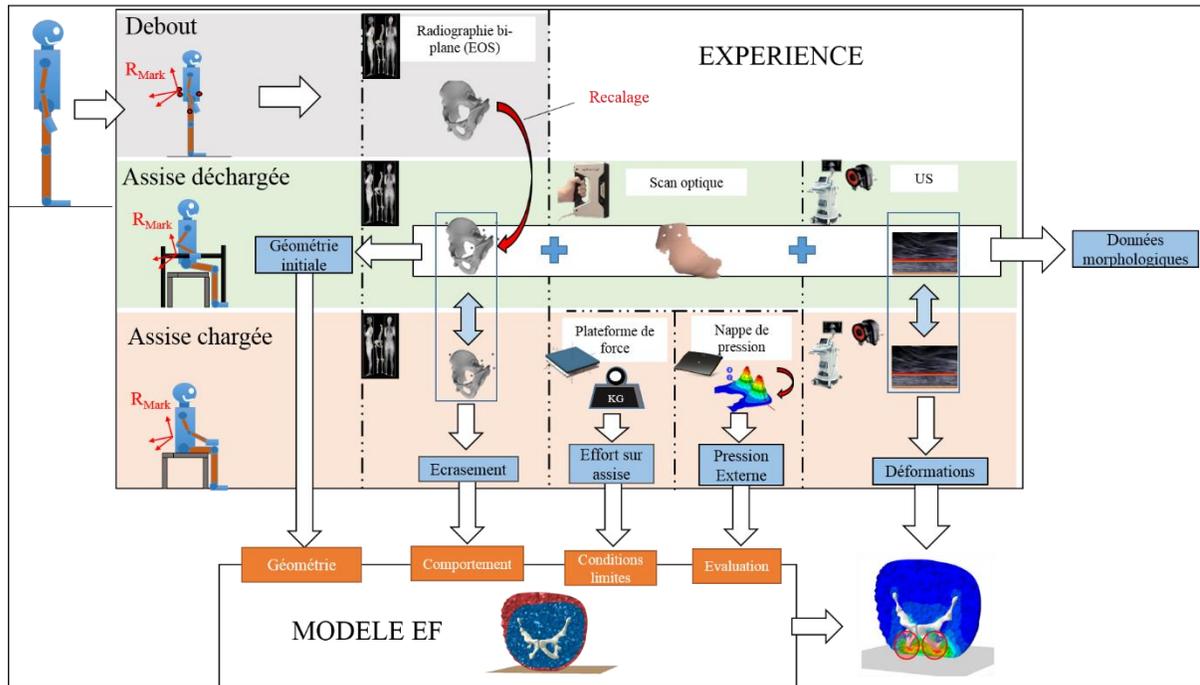


Figure 15 : Schéma résumant le processus expérimental. La première ligne (gris) correspond à des acquisitions dans une posture « debout », la seconde (vert) dans une posture « assis déchargé » et la troisième (orange) en posture « assis chargé ». Pour chaque posture (ligne), les différents systèmes d’acquisition utilisés sont représentés sous forme de colonnes. Les encadrés bleus représentent les données issues du protocole expérimental.

2.2.2 Sujets et éthique

ExoII a été approuvé par un comité d’éthique (Comité de protection des Personnes CPP NX06036) et permet le recrutement de sujets sains. Le protocole exclut les sujets de plus de 80 ans, enceintes, allaitantes, ayant eu des douleurs au cou et au bas du dos dans les 12 derniers mois, présentant des pathologies rachidiennes, psychiatriques ou des déficits neurologiques, ou les personnes fréquemment soumises à des examens radiologiques. Un clinicien (Jennifer Doridam) est présent tout au long de l’étude.

2.2.3 Matériels et préparation

L’ensemble du matériel est listé en annexe (Annexe B.1.1).

2.2.3.1 Tabouret et mise en position de la sonde ultrasonore

Un tabouret d'une hauteur de 43 cm a été spécialement conçu pour le protocole (Figure 16). Une croix traversant le support a été découpée dans le coin postérieur gauche correspondant approximativement à la position de l'ischion lors de l'assise. Cette entaille permet de positionner et de fixer une sonde ultrasonore (US) Aixplorer (SuperLinear SL 15-4) au niveau du support dans deux positions orthogonales, sagittale et frontale. Une pièce de liaison en impression 3D a été spécialement conçue pour le maintien de la sonde.

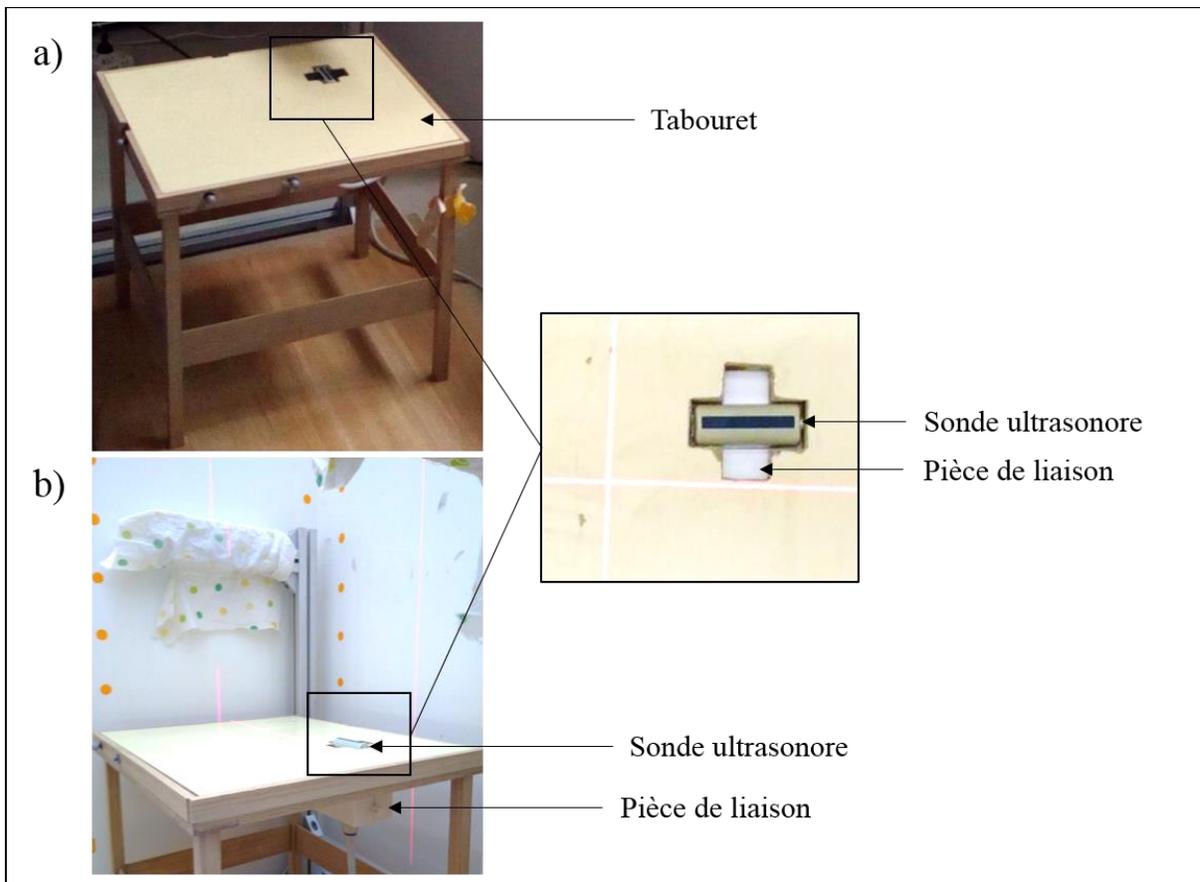


Figure 16 : Tabouret spécialement conçu pour le protocole permettant de positionner et de fixer une sonde ultrasonore au niveau de l'ischion gauche ; a) tabouret avec sonde en position sagittale ; b) tabouret avec sonde en position frontale.

Une acquisition EOS du tabouret avec la sonde est utilisée pour connaître la position de la sonde et de son repère associé (R_{Sonde}) par rapport à trois marqueurs placés sur le tabouret, dans les deux plans d'acquisition US, frontal et sagittal. L'acquisition et son traitement sont présentés en annexe (Annexe B.2).

2.2.3.2 Recalage spatial de la position de la nappe de pression par rapport à l'assise

Pour l'acquisition des pressions à l'interface lors de l'assise, le tabouret est recouvert d'une nappe de pression. Afin de connaître la position de cette nappe par rapport au tabouret et au sujet lors de l'assise, il est nécessaire de réaliser un recalage spatial de la nappe de pression par rapport au tabouret $R_{Tabouret}$.

Avant l'arrivée du sujet, le tabouret est placé dans la cabine EOS, avec des accoudoirs de chaque côté (Figure 17). Le support est recouvert d'une plaque amovible de 2 mm d'épaisseur pour recouvrir l'entaille de mise en position de la sonde US et de la nappe de pression. Trois marqueurs sont placés sur la nappe, fixée au tabouret à l'aide de scotch.

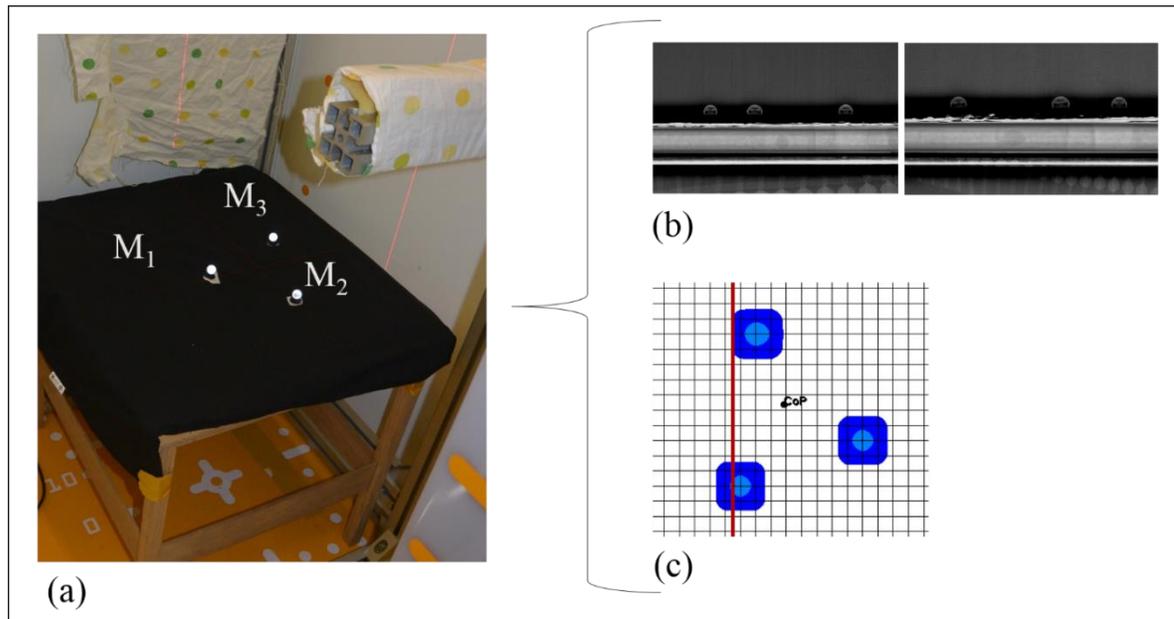


Figure 17 : Recalage de la nappe de pression : a) Marqueurs posés sur la nappe ; b) Acquisition EOS des marqueurs du tabouret ; c) Acquisition avec la nappe de pression pendant qu'un opérateur appuie sur tous les marqueurs (M1, M2 et M3).

Afin de connaître la position de la nappe de pression dans le repère $R_{Tabouret}$, une acquisition EOS est réalisée. Cette première acquisition permet de connaître la position des marqueurs M1, M2 et M3 de la nappe (Figure 17) par rapport aux marqueurs du tabouret et de créer un repère associé aux marqueurs sur la nappe dans le repère tabouret : $R_{MarkNappe/Tabouret}$. Ensuite, la pression mesurée par la nappe est enregistrée pendant qu'un opérateur appuie successivement sur les marqueurs. Comme précédemment, on crée alors un repère associé aux marqueurs mais cette fois-ci dans le repère nappe: $R_{MarkNappe/Nappe}$. A partir de ces deux repères, il est possible de définir une transformation entre la nappe et le tabouret (Figure 18). Cette transformation sera utilisée pour recalculer la position du profil de pression expérimentale au niveau de l'assise par rapport au modèle numérique. La méthode sera décrite dans le chapitre suivant.

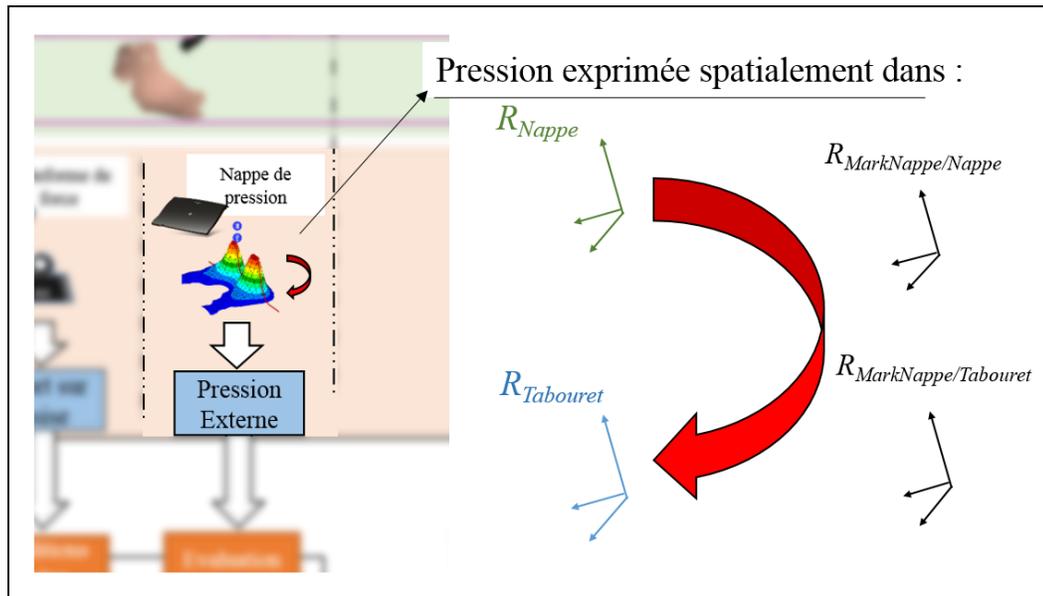


Figure 18 : Recalage spatiale de la nappe de pression (représente une vue plus détaillée de la Figure 15).

2.2.4 Accueil du sujet

À l'arrivée du sujet, on l'invite à lire une lettre d'information sur le protocole et à signer un formulaire de consentement pour pouvoir participer à l'étude.

Après signature et accord du sujet, un clinicien procède à un examen clinique pour recueillir le sexe, l'âge, la taille, le poids et le pourcentage de graisse du sujet. Il vérifie aussi les critères d'inclusion et d'exclusion. On demande ensuite au sujet de se mettre en sous-vêtements, le clinicien place alors cinq marqueurs optoélectroniques au niveau des épines antérieures et postérieures supérieures du bassin (marqueurs : M_EASD, M_EASG, M_EPSD et M_EPSG), de la cuisse gauche et de la vertèbre L4 (marqueur M_L4).

2.2.5 Acquisitions

Le protocole expérimental comprend 5 phases d'acquisitions:

- (i) Mesure de la distribution de pression lors de l'assise
- (ii) Acquisitions radiographiques bi-planes dans 3 configurations

- (iii) Scan optique de l'enveloppe externe
- (iv) Acquisitions ultrasonores au cours de la décharge
- (v) Mesure de l'effort transmis à l'assise

Nous détaillons ci-après ces étapes.

2.2.5.1 Mesure de la distribution de pression lors de l'assise :

Le sujet s'assoit sur le tabouret (dans la configuration décrite dans la section 2.2.3.2). Le sujet a pour consigne d'avoir les pieds en contact avec le sol, le dos droit et les mains au niveau du visage. Une fois en position, une mesure de la pression est faite.

2.2.5.2 Acquisitions radiographiques bi-planes dans 3 configurations:

Un clinicien et un manipulateur formé à l'utilisation du système EOS sont présents pendant les acquisitions EOS. Trois paires de radiographies sont acquises dans les postures « assis chargé », « assis déchargé », « debout » (Figure 19).

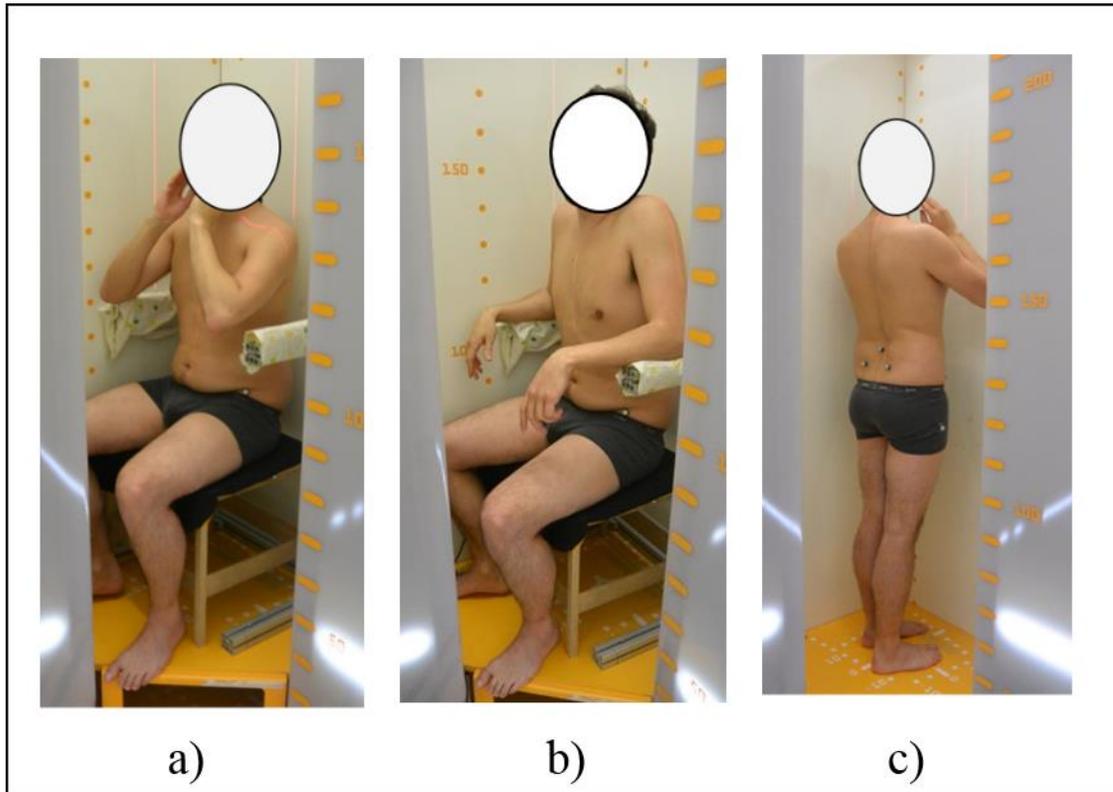


Figure 19 : Acquisitions EOS; a) Posture "assis chargé"; b) Posture "assis déchargé"; c) Posture debout.

2.2.5.2.1 Posture : « assis chargé »

Simultanément à la mesure de pression faite précédemment (*cf.* section 2.2.5.1), une acquisition EOS est réalisée.

2.2.5.2.2 Posture : « assis déchargé »

Le sujet pose ses bras sur les accoudoirs et décharge l'effort transmis à l'assise à travers les fesses à l'aide de ses bras jusqu'à absence de contact entre les fesses et le support, le sujet doit aussi rester le plus droit possible. Une fois en position, une acquisition EOS est faite au cours de laquelle la position est maintenue.

2.2.5.2.3 Posture : Debout

Le tabouret et les accoudoirs sont retirés de la cabine EOS pour permettre au sujet de se mettre en position debout. Pour faciliter la reconstruction des os à partir des clichés EOS, la posture debout est standardisée. Cette posture de référence est appelée Free Standing Position, le sujet a les mains posées sur les mandibules et les pieds légèrement décalés comme décrit par Chaibi et al. (Chaibi et al. 2012). Une fois en position, une acquisition EOS est faite.

2.2.5.3 Scan de l'enveloppe externe

Après être sorti de la cabine EOS, le sujet est déplacé vers une salle plus grande afin de pouvoir réaliser le scan optique de l'enveloppe externe dans position reproduisant la position « assis déchargé » de la cuisse et de la fesse droite. Pour cela, on demande au sujet de se tenir debout et de placer le pied droit sur un support surélevé. La hauteur du support est réglée de sorte à avoir un angle tronc/cuisse similaire à celui de la posture « assis chargé » précédemment mesurée dans la cabine EOS à l'aide d'un goniomètre.

Lorsque le sujet est en position, un opérateur scanne en une fois le bas du dos avec les marqueurs M_EPSD, M_EPSG et M_L4, la fesse droite et la partie proximale de la cuisse droite (Figure 20).

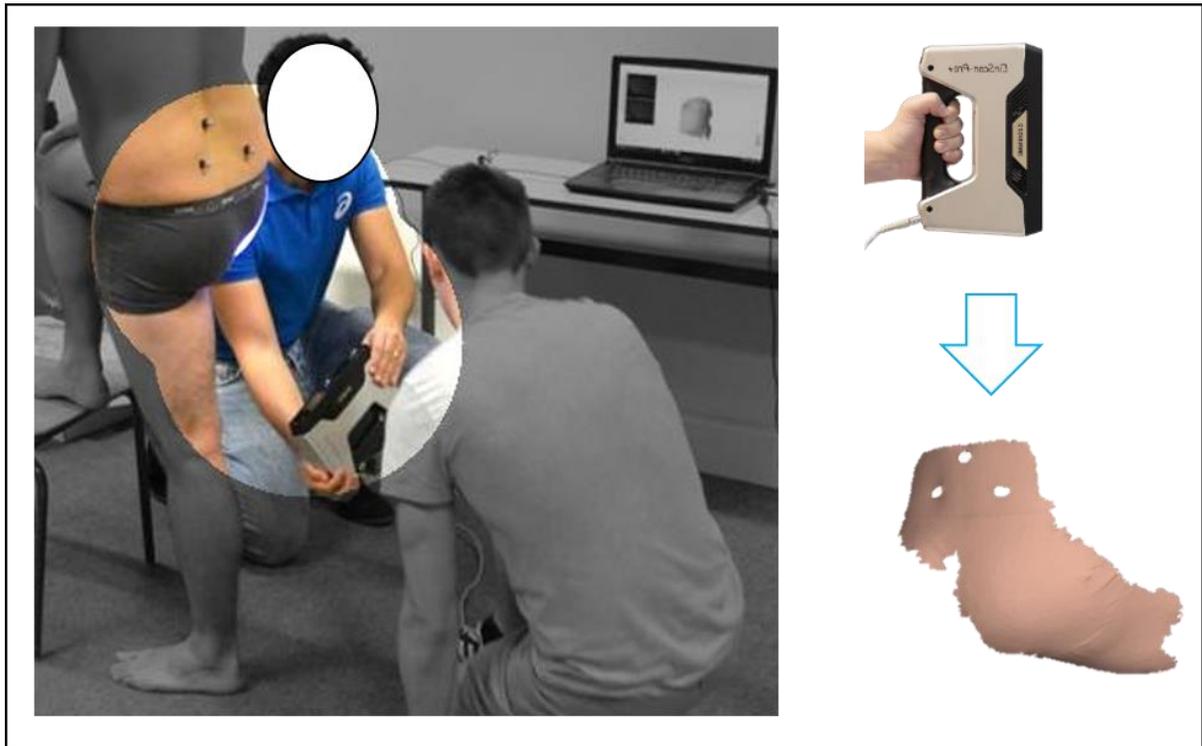


Figure 20 : Acquisition avec le scanner optique de la fesse et de la cuisse, droites.

2.2.5.4 Acquisitions ultrasonores au cours de la décharge

2.2.5.4.1 Préparation :

Le tabouret est déplacé dans le champ d'acquisition d'un système optoélectronique échantillonné à 100 Hz composé de 10 caméras infra-rouges permettant de suivre des marqueurs optoélectroniques (VICON). Ce système est utilisé pour connaître la position des marqueurs du sujet et du tabouret dans un espace commun que l'on appellera R_{VIC} . La plaque amovible et la nappe de pression sont retirées du support du tabouret.

2.2.5.4.2 Acquisition dans le plan frontal

La sonde ultrasonore est fixée en position frontale sur le tabouret et du gel est ajouté sur le dessus de la sonde pour améliorer la qualité d'acquisition. Le sujet peut alors dévoiler sa fesse gauche et s'asseoir sur le tabouret.

Le système Aixplorer est déplacé de façon à ce que le sujet soit en face de l'écran d'affichage et puisse voir en temps réel les tissus internes. On demande alors au sujet d'ajuster sa position jusqu'à ce que l'ischion soit au centre de l'image (Figure 21).

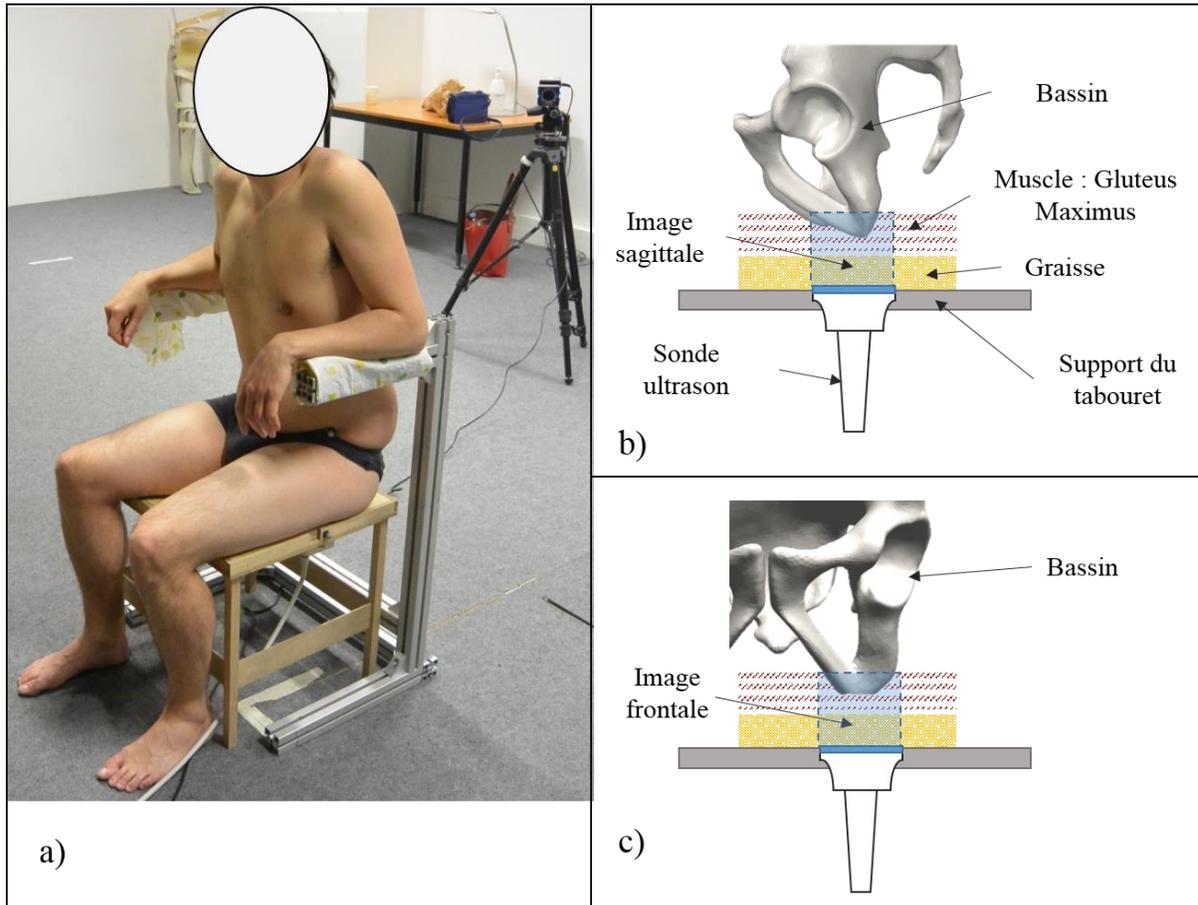


Figure 21 : Acquisition US de la région pelvienne : a) Sujet en position sur le tabouret ; b) Vue schématique de l'acquisition US avec la sonde dans la configuration sagittale ; c) *idem* avec la sonde dans la configuration frontale.

Une fois le sujet en position, une acquisition VICON est réalisée. Elle permet de connaître la position des marqueurs sur le sujet par rapport au tabouret et, par extension (*cf.* section 2.2.3.1) leur position par rapport à la sonde. Le sujet a alors pour instruction de décharger lentement ses fesses à l'aide de ses bras tout en veillant à rester le plus droit possible. Le sujet peut

éventuellement s'aider de l'affichage visuel fourni par Aixplorer. L'ensemble du déchargement est enregistré.

2.2.5.4.3 Acquisition dans le plan sagittal :

La sonde est positionnée en position sagittale, le sujet restant assis lors du repositionnement de la sonde. Les étapes de positionnement et de déchargement sont alors réitérées. Une acquisition est réalisée lorsque le sujet est en position (ischion au centre de l'affichage).

2.2.5.5 Mesure de l'effort transmis à l'assise

Pour mesurer l'effort transmis au tabouret pendant l'assise, le tabouret est déplacé sur une des plateformes de force de la salle d'analyse du mouvement. Le sujet s'assoit sur le tabouret avec une posture similaire à celle adoptée lors de l'acquisition EOS, c'est à dire les mains au niveau du visage et le dos droit. Les angles tronc/cuisse et cuisse/jambe du sujet sont aussi contrôlés à l'aide d'un goniomètre. Les pieds du sujet touchent le sol mais ne sont pas en contact avec la plateforme de force. Une fois en position, une acquisition à l'aide de la plateforme de force est faite.

2.3 Protocole finalisé

Une seconde campagne de mesure a été réalisée pour agrandir notre base de données. On dissociera les sujets ayant participé à la première et à la deuxième campagne de mesure par leur appellation, respectivement **ExoI1** et **ExoI2**.

Plusieurs modifications ont été apportées au protocole initialement proposé. Elles ont pour but de regrouper les acquisitions EOS/US/effort et de standardiser la mise en position des sujets par rapport à la sonde US. Dans la suite de cette section, nous ne présenterons que les modifications réalisées entre les deux protocoles.

Un schéma décrivant le regroupement des systèmes d'acquisition est présenté ci-dessous (Figure 22). Le tabouret est instrumenté d'un capteur d'effort permettant de suivre la proportion

du poids transmis au tabouret au cours de l'assise. Dorénavant, la position du bassin, de la sonde US et du capteur d'effort sont obtenues simultanément au cours de l'acquisition EOS en posture « assis chargé » et « assis déchargé ».

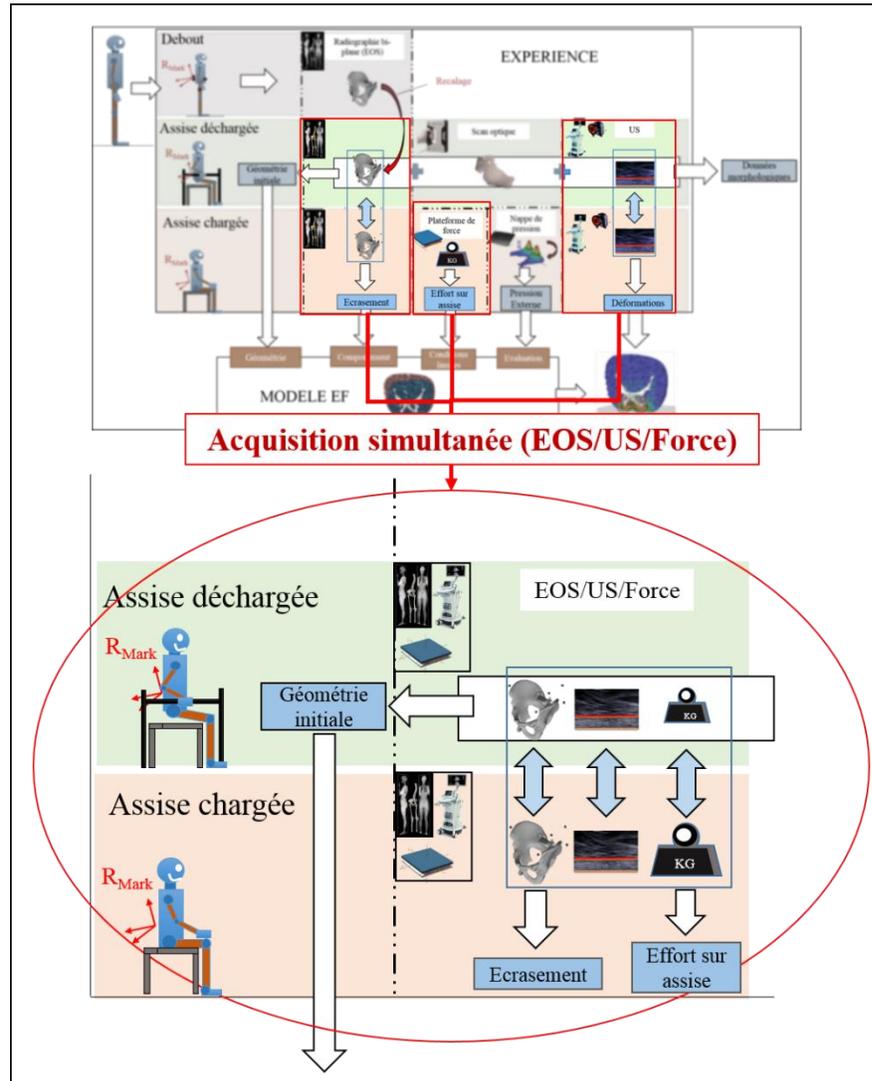


Figure 22 : Modification du protocole original.

2.3.1 Matériel et préparation

Pour cette seconde campagne d'acquisition, le tabouret a donc été instrumenté à l'aide d'un capteur d'effort entre l'assise et le sol et la hauteur du tabouret est ajustable. Les caractéristiques techniques du nouveau matériel sont décrites en annexe (Annexe B.1).

Avant l'arrivée du sujet, comme pour le protocole initialement proposé, le tabouret est placé dans la cabine EOS, avec des accoudoirs de chaque côté. La sonde est positionnée en position sagittale et la hauteur de l'assise est ajustée pour qu'elle corresponde à 25% de la taille du sujet.

De plus, afin de s'affranchir du recalage spatial de la nappe de pression (*cf.* section 2.2.3.2), le positionnement de la nappe de pression par rapport au tabouret a été standardisé. La nappe est directement mise en position par rapport au tabouret en alignant simplement deux bordures de la nappe avec deux côtés du tabouret.

2.3.2 Acquisitions

L'acquisition simultanée des images EOS et US, et l'instrumentation du tabouret permettent de réduire le nombre d'étapes. La seconde campagne d'acquisition comprend les étapes suivantes:

- Mesure de la distribution de pression
- Acquisitions EOS/US
- Scan de l'enveloppe externe

Nous présentons dans la suite de cette section les deux premières étapes (le scan de l'enveloppe externe n'a pas été modifié et ne sera donc pas présenté par souci de concision).

2.3.2.1 Mesure de la distribution de pression

La première étape consiste à mesurer la distribution de pression à l'interface peau-support. Le tabouret expérimental est installé dans la cabine EOS et le sujet est invité à s'asseoir en gardant le dos droit, les jambes écartées, les mains sur les accoudoirs. Il doit alors se repositionner jusqu'à ce que le pic de pression sous l'ischion droit coïncide avec la sonde (*cf.* Figure 23). La position du sujet est alors repérée avec soin pour permettre une reproductibilité du positionnement du sujet sur le tabouret. Une étude de la reproductibilité de ce protocole est décrite en annexe (Annexe B.3). L'angle entre le tronc et les cuisses est aussi mesuré à l'aide d'un goniomètre.

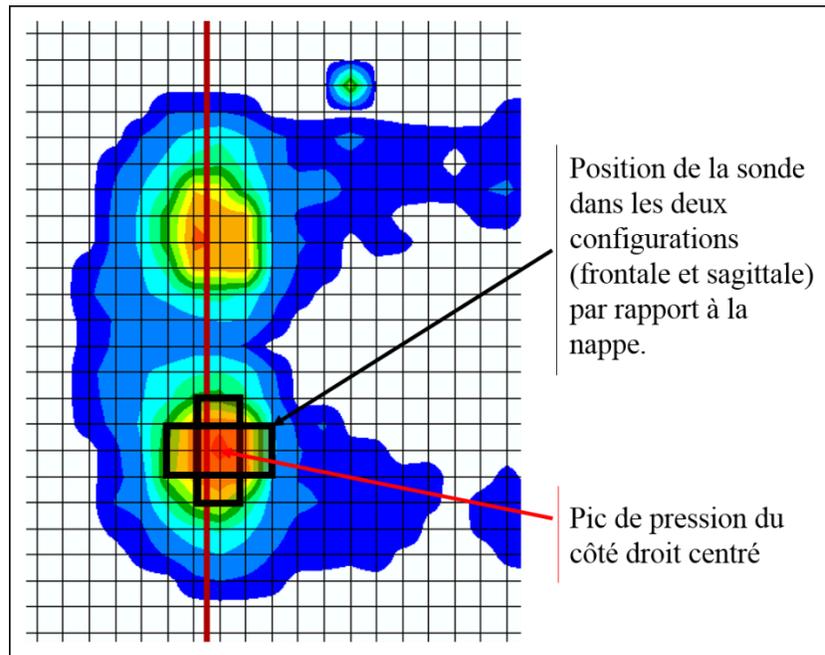


Figure 23 : Distribution de pression représentant l'assise du sujet. Pour être en position, le sujet avait pour consigne de placer le pic de pression droit dans l'intersection des deux rectangles (représentant la position de la sonde dans les configurations frontale et sagittale).

Une fois en position, une acquisition de la distribution de pression et de l'effort appliqué sur le tabouret est réalisée.

2.3.2.2 Acquisitions EOS/US

On réalise ensuite les mesures ultrasonores de la décharge du sujet (passage de la position « chargée » à la position « déchargée ») dans le repère de référence EOS.

(i) Posture : « assis chargé »

Une fois la nappe de pression retirée, on place du gel sur la sonde maintenant découverte. Le sujet peut alors de nouveau s'asseoir sur le tabouret. Une fois en position, on réalise une acquisition EOS.

(ii) Déchargement et posture : « assis déchargé »

Le sujet a pour instruction de décharger progressivement l'assise en s'aidant des membres supérieurs tout en maintenant le dos le plus droit possible jusqu'à ce que les fesses ne soient plus en contact avec le tabouret. Tout au long de la décharge, on enregistre simultanément (i) l'effort supporté par le tabouret à l'aide du capteur de force et (ii) les images ultrasonores des tissus mous dans la zone sous-ischiatique (initialement dans le plan sagittal). À la fin de la décharge, on demande au sujet de maintenir sa position le temps de l'acquisition EOS (moins d'une minute).

Le sujet peut alors se relever, un opérateur tourne la sonde de 90 degrés. Du gel est appliqué de nouveau sur la sonde. Les acquisitions EOS/US décrites précédemment en (i) et (ii) sont alors reproduites avec la sonde en position frontale.

(iii) Debout

Le matériel est retiré de la cabine EOS pour permettre au sujet de se mettre en position debout. Le sujet se place en posture de référence « Free Standing Position » et une acquisition EOS est réalisée.

2.4 Post Traitement :

2.4.1 Données géométriques

2.4.1.1 Reconstruction et repositionnement du bassin dans les différentes configurations

À partir des radiographies bi-planes en position debout, le bassin 3D est reconstruit par un clinicien entraîné à la reconstruction. La méthode de génération du bassin 3D à partir de radiographies bi-planes est décrite par Mitton et al. (Mitton et al. 2006). À l'issue de cette reconstruction, on obtient le maillage surfacique du bassin dans la configuration debout dans le repère d'acquisition, sur lequel les principales insertions musculaires sont étiquetées comme, par exemple, celle du grand adducteur qui s'insère sur l'ischion.

Le bassin reconstruit est ensuite importé sur les images EOS acquises dans les postures « assis déchargé » et « assis chargé ». Ses contours sont projetés sur les deux plans radiographiques. Un opérateur repositionne alors manuellement le bassin en faisant coïncider les contours projetés du modèle avec ceux de l'enveloppe visible du bassin. De la même façon, des marqueurs optoélectroniques sont repositionnés sur les contours des marqueurs visibles. Les coordonnées de leur centre sont ensuite extraites.

L'orientation du bassin par rapport au repère d'acquisition dans les deux configurations est donnée en décomposant la rotation 3D du repère anatomique du bassin en 3 angles selon une séquence définie dans la littérature et décrite ci-dessous (Waugh et al. 2014). Pour cela, dans un premier temps, un repère R_{Bassin} est associé au bassin à partir des points anatomiques, points anatomiques issus de la reconstruction EOS du bassin. On utilise les épines antéro-supérieures droite et gauche (EASD et EASG) et postero-supérieures droite et gauche (EPSD et EPSG). L'axe z est créé de gauche à droite à partir des épines antérieures, l'axe y est orthogonal au plan comprenant les points anatomiques EASD, EPSD et EPSG et est orienté vers le haut. Enfin, l'axe x est obtenu par le produit vectoriel des vecteurs unitaires définissant respectivement l'axe y et z. Dans un second temps, les angles décrivant l'orientation du bassin sont les angles projetés des axes de R_{Bassin} dans les plans : frontal, sagittal et transverse du repère d'acquisition EOS « assis déchargé » (Figure 24).

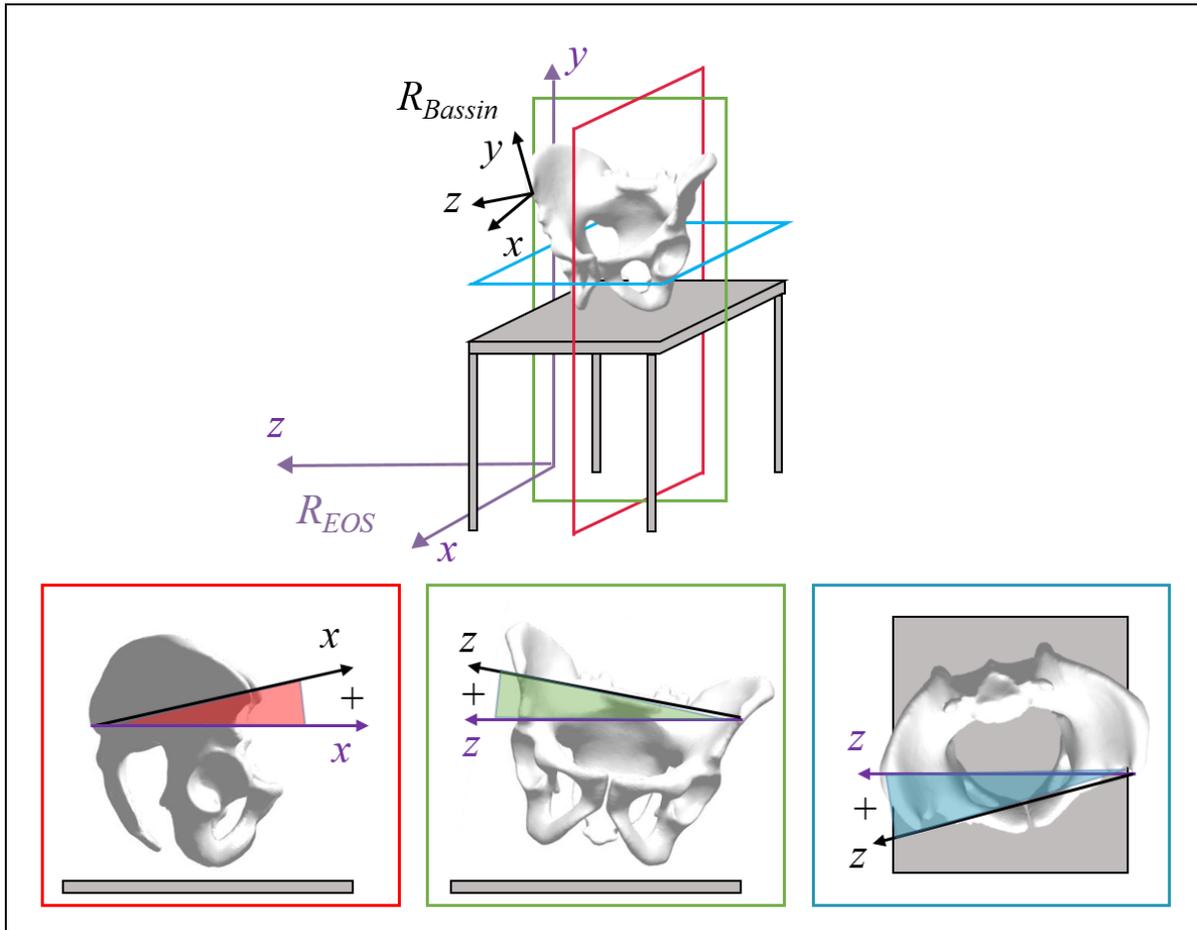


Figure 24 : Angles de mesure utilisés pour définir l'orientation du bassin dans le repère EOS.

2.4.1.2 Rayons de courbure à partir du modèle géométrique du bassin obtenu à partir des images EOS

Afin de ne pas créer d'ambiguïté autour des rayons de courbure de l'ischion mesurés ici, on appelle ici rayons de courbure de contact ischiatique (RCCI), les rayons des courbures issus de l'intersection de la surface de l'ischion avec l'ensemble des plans contenant la direction de sollicitation. Les RCCI sont dépendant de l'orientation du bassin par rapport à la direction de sollicitation.

Deux RCCIs sont calculés à partir du bassin reconstruit et recalé. Pour chaque côté du bassin dans le repère d'acquisition EOS « assis déchargé », le point le plus distal est identifié. Une

région d'intérêt, contenant tous les points du maillage surfacique à une distance inférieure à 8 mm du point identifié, est alors définie. Nous avons choisi empiriquement 8 mm de distance pour extraire la région correspondant à l'ischion.

On génère, par rotation du plan frontal autour de la verticale par pas de 10 degrés, 18 plans orientés de 0 à 170 degrés par rapport à ce plan frontal. Chaque intersection de la région d'intérêt avec un plan permet alors de définir un groupe de points à partir duquel un rayon de courbure est extrait par régression circulaire. Le plus petit rayon courbure ainsi obtenu est appelé *RCCI1*. Un deuxième rayon de courbure *RCCI2* est extrait à partir du plan orthogonal à celui définissant *RCCI1*.

2.4.1.3 Rayons de courbure à partir des images ultrasonores

Comme évoqué dans l'état de l'art (*cf.* section 1.3.3), l'obtention des rayons de courbure à partir de l'ultrason plutôt qu'à partir d'un moyen plus contraignant (IRM, EOS) permettrait de se rapprocher d'une utilisation clinique des modèles développés dans ce travail de thèse. Mais, le contrôle du plan d'obtention du rayon n'est pas possible avec un protocole simple utilisant cette modalité (Akins et al. 2016; Swaine et al. 2017). Afin d'évaluer la pertinence de l'utilisation des rayons de courbure obtenus dans les plans d'acquisition ultrasonores dans notre protocole, nous avons comparé les valeurs obtenues par rapport aux valeurs de référence issues des traitements des images EOS (voir paragraphe précédent).

Pour chacune des deux configurations de sonde (frontale et sagittale), une image ultrasonore dans la configuration « assis chargé » est extraite au début du déchargement (*cf.* section 2.2.5.4). Un opérateur sélectionne alors manuellement 12 points sur le contour visible du pelvis et un rayon de courbure est calculé à l'aide d'une régression circulaire. Le processus est répété trois fois par l'opérateur, la moyenne et l'écart type de la mesure est calculé pour chaque sujet.

Les rayons ont été extraits pour un échantillon de sujets (sujets de la seconde campagne) et comparés à ceux obtenus à partir des bassins reconstruits.

2.4.1.4 Épaisseur totale des tissus sous ischion et estimation des épaisseurs des tissus adipeux et musculaires

Dans la configuration « assis déchargé » et pour chaque ischion, on mesure manuellement sur les radios EOS l'épaisseur totale de tissus sous ischion comme la distance entre l'extrémité de l'ischion et l'enveloppe externe (Figure 27a).

Pour mesurer l'épaisseur de graisse d'un sujet au niveau de l'ischion, les deux vidéos ultrasonores acquises lors du déchargement de l'assise (en configurations frontale et sagittale) sont d'abord découpées en séquence d'image. Puis, à l'aide d'un programme développé sous Matlab 2014b (MathWorks, Inc, Natick MA), un opérateur fait défiler les images jusqu'à obtenir celle où la fesse commence à ne plus être en contact avec la sonde (Figure 25). Sur cette image, deux points sont ensuite sélectionnés manuellement par l'opérateur au niveau de l'interface sonde/peau et graisse/muscle. La composante verticale du vecteur formé à partir de ces deux points est extraite pour chaque vidéo et la composante verticale moyenne est utilisée par la suite comme épaisseur de graisse sous ischion. L'épaisseur de tissu adipeux comprend donc ici l'épaisseur de la graisse et l'épaisseur de la peau du fait de la difficulté à distinguer pour de nombreux sujets l'interface entre la peau et le tissu adipeux avec notre système US.

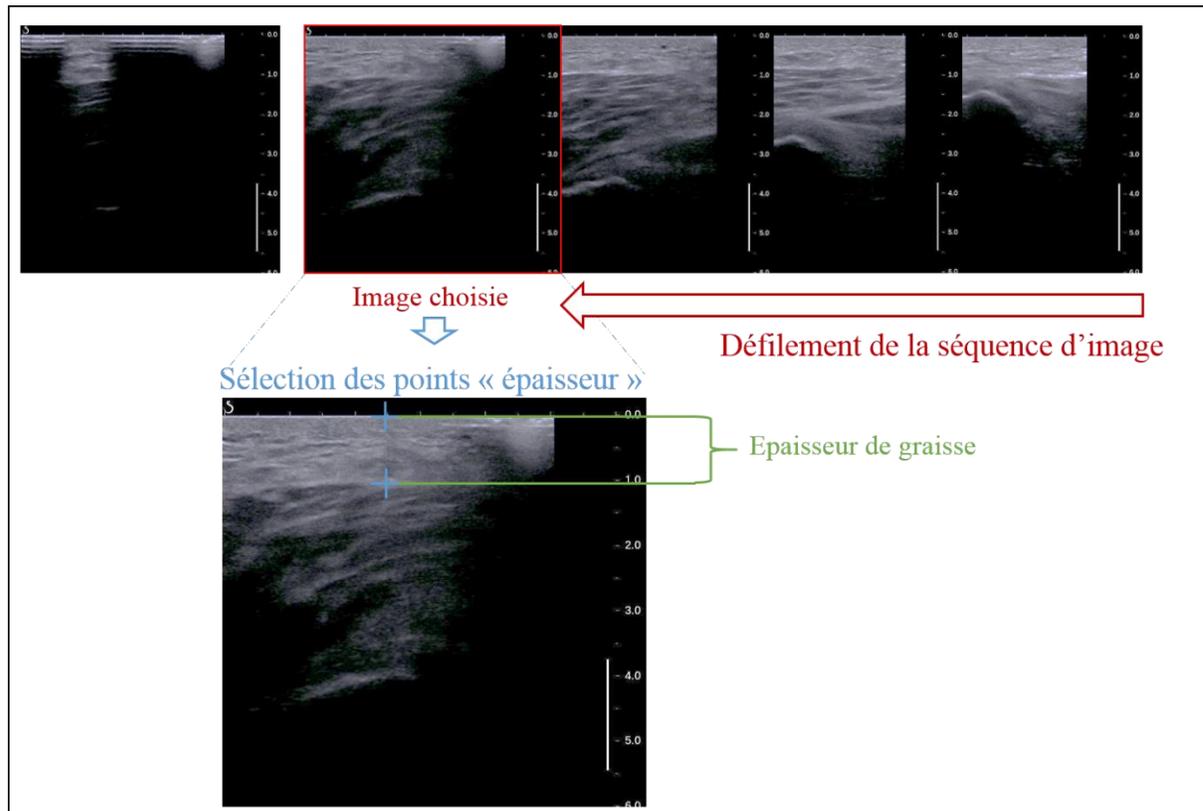


Figure 25 : Processus pour mesurer l'épaisseur de graisse dans la posture « assis déchargé » à partir des images US.

Les épaisseurs de tissus musculaires sous l'ischion droit et gauche sont alors calculées en soustrayant l'épaisseur de graisse à l'épaisseur totale sous les ischions respectifs mesurée sous EOS.

2.4.1.5 Construction de la géométrie du modèle Eléments Finis

Pour la création du modèle géométrique, il est nécessaire de regrouper l'enveloppe et le bassin des différentes acquisitions dans un repère commun (Figure 26).

Dans un premier temps, à partir des marqueurs $M_{EP\text{SG}}$, $M_{EP\text{SD}}$ et M_{L4} précédemment extraits de l'acquisition EOS « assis déchargé », un repère technique est construit (R_{Mark}) et la matrice de passage entre ce repère et le repère d'acquisition EOS est définie ($T_{\text{Mark_EOS}}$).

R_{Mark} est également construit dans le repère Scan (R_{Scan}) à partir des positions des marqueurs visibles (M_EPSD, M_EPSG et M_L4) sur l'enveloppe.

On obtient alors la matrice de passage entre R_{Mark} et R_{Scan} , T_{Mark_Scan} .

Il est alors possible d'exprimer dans le repère R_{Mark} l'ensemble des points formant le maillage surfacique du bassin d'une part et de l'enveloppe externe d'autre part.

La surface de l'enveloppe externe peut alors être recalée dans le repère d'acquisition EOS à partir de T_{Mark_EOS} ce qui permet de projeter les contours sur les radiographies bi-planes en position « assis déchargé » et de vérifier qu'ils se superposent sur les contours radiographiques.

Dans le cas contraire un ajustement manuel rigide peut être effectué. Sur 22 enveloppes, environ un quart des enveloppes ont été ajustées. Le principal ajustement consistait en une faible translation dans le plan sagittal afin d'éviter que le bassin et l'enveloppe ne s'intersectent, principalement pour des sujets ayant peu de tissu au niveau du sacrum.

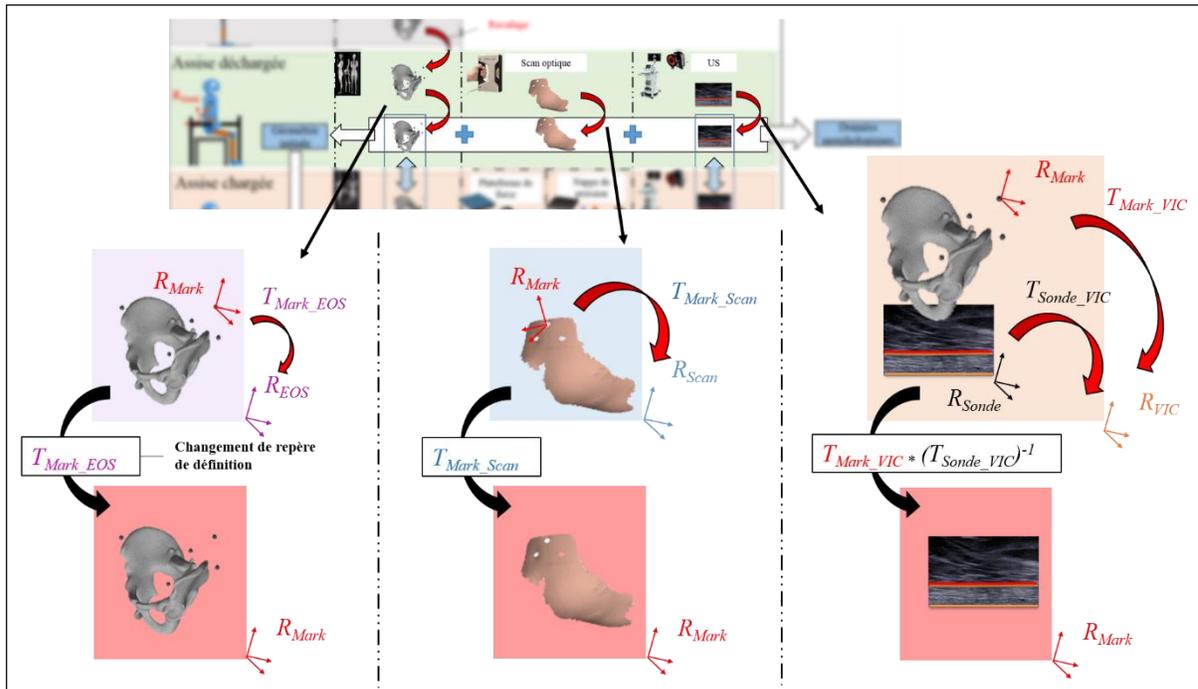


Figure 26 : Regroupement des géométries à l'aide des marqueurs externes sur le sujet, commun à l'ensemble des acquisitions.

2.4.2 Données d'entrée pour la calibration du comportement mécanique des tissus mous

L'écrasement des tissus mous sous l'ischion peut être mesuré grâce à l'affaissement du bassin, lui-même défini comme le déplacement vertical du bassin lors de l'assise. Pour le quantifier, les acquisitions EOS en position « assis chargé » et « assis déchargé » sont utilisées. L'affaissement est calculé comme la moyenne droite/gauche des différences des distances entre les acquisitions « assis chargé » et « assis déchargé » ($d1$ et $d2$ sur la Figure 27).

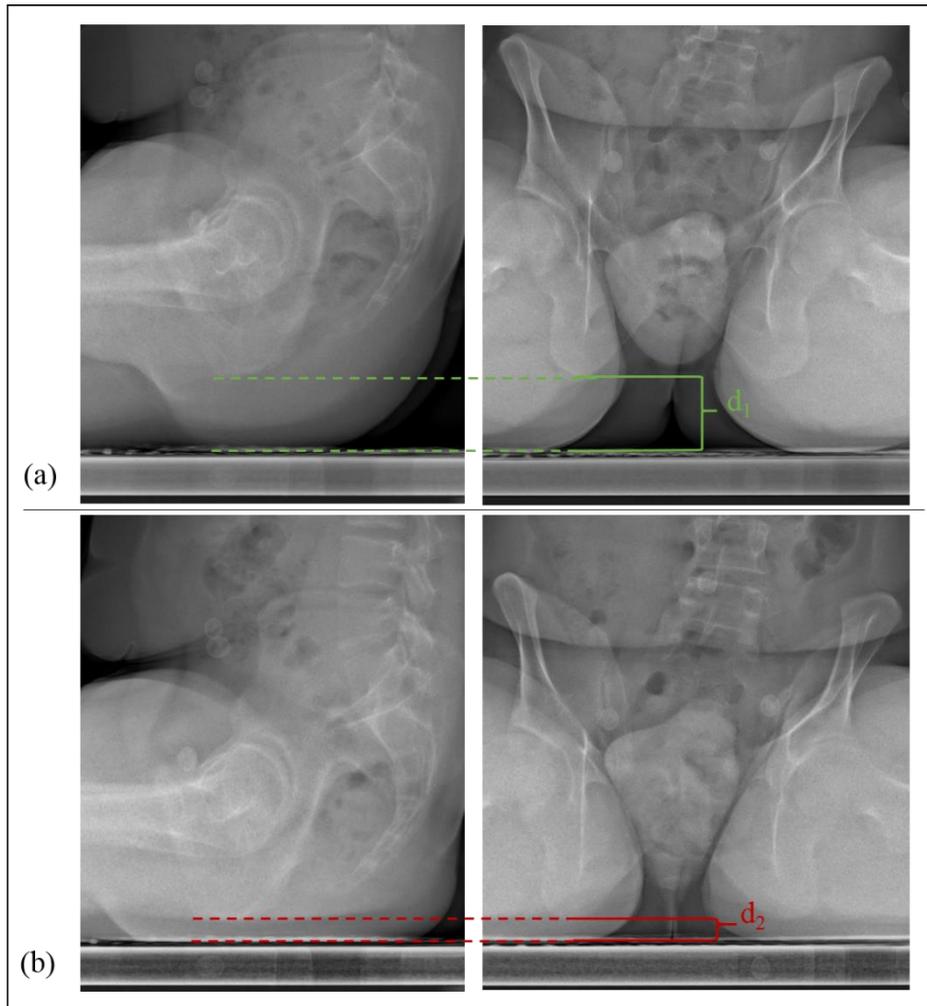


Figure 27 : Mesure de l'affaissement à partir des radiographies bi-planes dans la posture « assis déchargé » (a) et « assis chargé » (b).

2.4.3 Évaluation expérimentale de la déformation sous cutanée pour la validation du modèle Éléments finis

2.4.3.1 Traitement des vidéos et Calcul des déformations

Les vidéos des deux déchargements sont d'abord découpées en séquences d'images et sont ensuite traitées à l'aide d'un logiciel développé sous Matlab 2014b (Vergari et al. 2014). On décrit ici les grandes étapes de la procédure:

- Création d'une grille

Tout d'abord, l'opérateur sélectionne à l'aide d'un rectangle une zone d'intérêt sur la première image. Cette zone d'intérêt est ensuite discrétisée en une grille de 21 points (3x7). Deux zones d'intérêt sont ainsi construites, une dans la couche musculaire et une dans la couche de tissu adipeux.

- Position des points de la grille

Chaque point représente le centre d'une portion carré de l'image qu'on appelle template. La taille du template est différente d'un sujet à l'autre et correspond à la moyenne de l'espacement entre les points de la grille. À travers la séquence d'image, le template est automatiquement suivi en utilisant un algorithme de corrélation croisée 2D déjà implanté dans matlab (fonction normxcorr2). Le principe de suivi est simple : lorsqu'on traite une nouvelle image de la séquence, pour chaque point de la grille, on calcule la correspondance du template associé dans cette nouvelle image. On place ensuite les points à leur meilleure correspondance. Enfin, on met à jour les templates associés et on passe à l'image suivante.

Un opérateur vérifie ensuite la nouvelle position des points de la grille tout au long de la séquence. Il peut corriger la position obtenue : soit par une méthode comparant la nouvelle position du point avec sa position dans l'image précédente ; soit par interpolation des points voisins ; soit par ajustement manuel.

- Calcul des déformations

A partir de l'évolution des positions des points de la grille au cours de la vidéo, un champ de déplacement est calculé pour chaque image. Ainsi le tenseur de déformation F et le tenseur de déformation Green Lagrange E sont déduits de ce champ de déplacement:

$$(1) F_{ij} = \frac{\partial x_i}{\partial X_j} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x_1}{\partial X_1} & \frac{\partial x_1}{\partial X_2} \\ \frac{\partial x_2}{\partial X_1} & \frac{\partial x_2}{\partial X_2} \end{bmatrix}$$

$$(2) E = \frac{1}{2}(F^T F - I)$$

$$(3) E_{\text{cisaillement}} = \frac{1}{2} * |E_I - E_{II}|$$

Avec x la position d'un point de la grille de l'image étudiée et X la position initiale de ce point. Le tenseur de déformation Green Lagrange \mathbf{E} est ensuite diagonalisé pour quantifier la première et deuxième déformation principale : respectivement E_I et E_{II} . Le maximum de déformation de cisaillement $E_{\text{Cisaillement}}$ est alors calculé en utilisant l'équation (3).

2.4.3.2 Reproductibilité

La reproductibilité intra opérateur à estimer la déformation maximale de cisaillement a été évaluée. Pour chaque sujet et pour chaque acquisition (respectivement dans le plan frontal et sagittal), un opérateur effectue quatre fois le traitement des images ultrasonores avec une position initiale de la grille identique dans la couche adipeuse. Pour chaque point i de la grille, la variance S_i des essais est calculée de la façon suivante :

$$(1) x_{ik} = E_{ik} + \bar{E}_i$$

$$(2) S_i = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^N (x_{ik} - \bar{x}_i)^2}{N}}$$

Où E_{ik} est le maximum de déformation de cisaillement au point i pour l'essai k , N le nombre d'essai et \bar{E}_i la moyenne du maximum de déformation de cisaillement du point i au cours des essais.

2.4.3.3 Vérification de l'orthogonalité des plans d'acquisition dans le repère lié au bassin

L'orthogonalité des deux plans d'acquisition US dans le repère lié au bassin a été vérifiée. En effet, même si les plans de sonde sont orthogonaux entre eux, il est possible que les sujets modifient leur orientation horizontale par rapport au tabouret entre les deux acquisitions.

Pour quantifier ce biais, on estime la rotation horizontale du bassin par rapport au tabouret dans les deux configurations de sonde. Pour chacune des deux acquisitions, on calcule la matrice de passage $T_{Tabouret/Mark}$ entre $R_{Mark/VICON}$ et $R_{Tabouret/VICON}$ (Figure 28) à partir de la formule suivante :

$$(1) T_{Tabouret/Mark} = R_{Tabouret/VICON} * R_{Mark/VICON}^{-1}$$

Pour décrire l'orientation du bassin par rapport au tabouret, on décompose $T_{Tabouret/Mark}$ en trois rotations successives (Euler) autour d'axes mobiles suivant la séquence (yxz) (Figure 28).

Trois angles d'Euler sont ainsi obtenus. Seul l'angle autour de y (θ_1) nous intéresse ici. Nous interprétons cet angle comme l'orientation horizontale du bassin par rapport au tabouret. Enfin, la différence d'orientation horizontale du bassin entre les acquisitions frontale et sagittale est calculée pour chaque sujet.

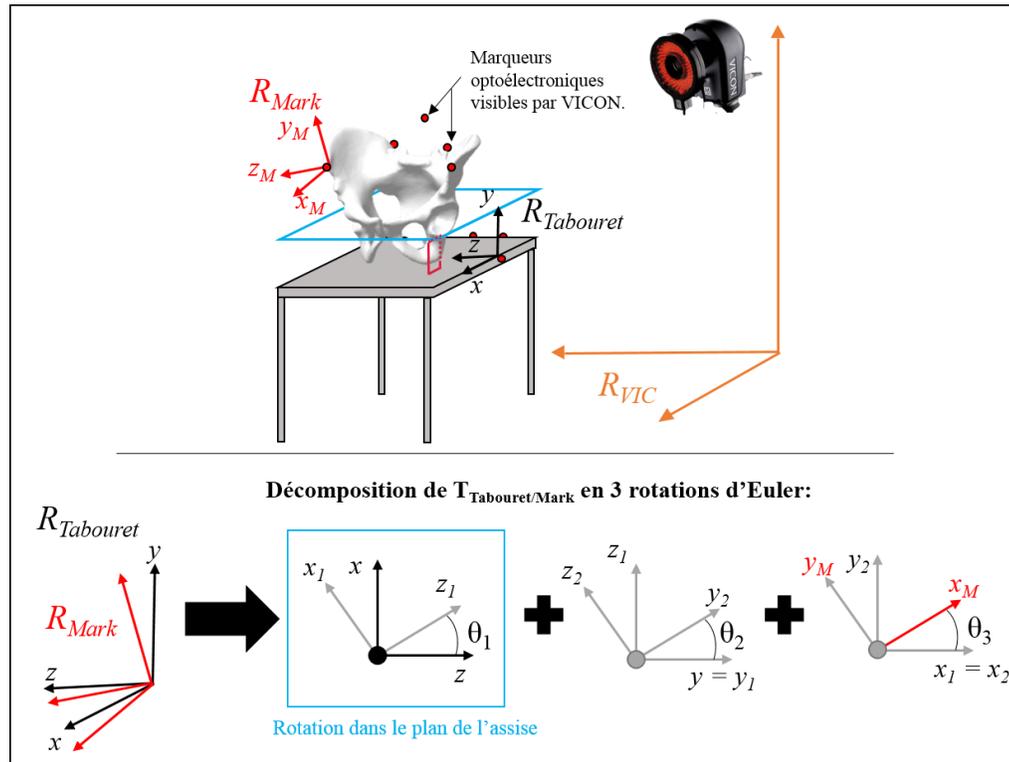


Figure 28 : Processus pour calculer l'orientation horizontale du bassin par rapport au tabouret.

2.4.3.4 Position des plans d'acquisition ultrasonore par rapport au bassin

Pour connaître le positionnement relatif de la sonde par rapport à l'ischion pour l'ensemble des sujets et pour chacune des deux acquisitions US (plan frontal et plan sagittal), les marqueurs externes placés sur le bassin sont utilisés. La position de R_{Sonde} par rapport aux marqueurs du tabouret est connue. De ce fait, lorsque le sujet est en position pour les acquisitions US, le système VICON capture la position des marqueurs et par conséquent de R_{Mark} et des marqueurs du tabouret qui donnent par extension la position du repère R_{Sonde} (Figure 26). Il est donc possible de calculer la matrice de passage entre le R_{Sonde} et R_{Mark} . Par ailleurs, la géométrie du bassin est connue dans le repère R_{Mark} (cf. section 2.4.1.5).

La distance du plan de sonde (origine de R_{Sonde}) à l'insertion musculaire haute du grand adducteur gauche (GA) est alors quantifiée pour chaque sujet du protocole générique. GA est

une insertion au niveau de l'ischion (Figure 29) et sa position est déjà connue dans R_{Mark} (cf. section 2.4.1.5).

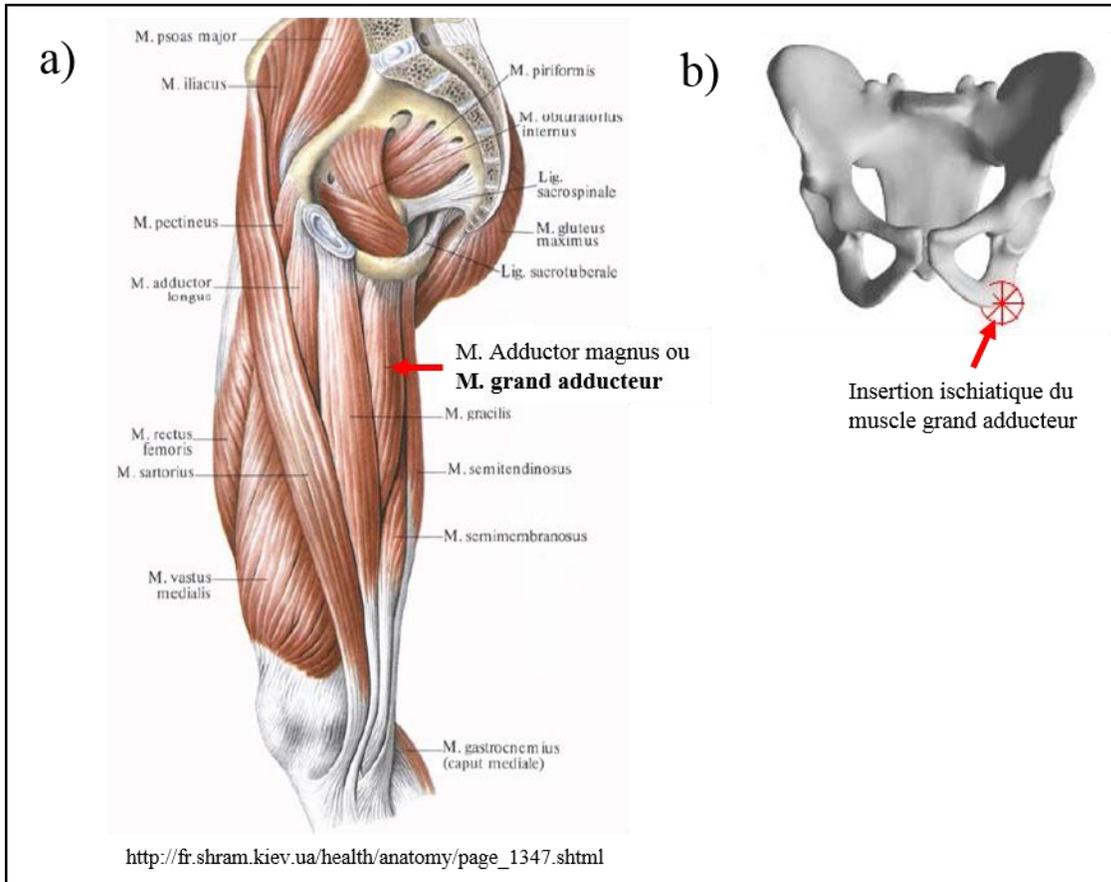


Figure 29 : Position de l'insertion ischiatique du grand adducteur. a) Muscles de la cuisse et de la région pelvienne représentés dans une coupe sagittale; b) Point associé à la reconstruction EOS du bassin, utilisé pour représenter l'insertion du grand adducteur.

Néanmoins, on fait ici l'hypothèse que le bassin et R_{Mark} sont rigidement liés. Pour évaluer les limites de cette hypothèse, la position de GA dans R_{Mark} a été déterminée pour les acquisitions EOS debout, « assis chargé » et « assis déchargé ». L'incertitude sur la position de GA est calculée à travers la différence de position de GA dans R_{Mark} entre les acquisitions « assis déchargé » /debout et « assis déchargé » / assis chargé.

2.5 Résultats

7 sujets ont participé au protocole initial (ExoI1), 1 femme et 6 hommes, avec un âge, un poids, un indice de masse corporelle et un pourcentage de graisse moyens de 28 ± 4 ans, 75 ± 10 kg, $23 \pm 1,9$ kg/m² et $13 \pm 7\%$ respectivement.

La seconde campagne de mesure a impliqué 15 sujets (ExoI2), 6 femmes et 9 hommes, avec un âge, un poids, un indice de masse corporelle et un pourcentage de graisse moyens de 26 ± 4 ans, 71 ± 9 kg, 24 ± 4 kg/m² et $22 \pm 9\%$ respectivement.

2.5.1 Données géométriques

2.5.1.1 Orientation du bassin dans les acquisitions EOS

Les orientations 3D du bassin pour les acquisitions EOS en posture « assis chargé » et « assis déchargé » ont été quantifiées pour les sujets de la première campagne d'acquisition (ExoI1) et sont données dans le tableau ci-dessous (Tableau 4):

Sujets ExoI1...		_1	_2	_3	_4	_5	_6	_7	Moy (\pm ET)
Bascule du bassin (plan sagittal)	Posture «assis déchargé»	33	22	4	36	22	33	12	+23 (12)
	Posture «assis chargé»	20	12	5	42	28	33	23	+23 (13)
	Différence	-13	-10	+1	+6	+6	0	+11	0 (9)
Obliquité du bassin (plan frontal)	Posture «assis déchargé»	-1	-1	+1	-2	+1	-1	+1	0 (1)
	Posture «assis chargé»	+1	+2	+2	0	+2	-1	+1	+1 (1)
	Différence	+2	+3	+1	+2	+1	0	0	+1 (1)
Rotation transverse du bassin (plan transverse)	Posture «assis déchargé»	0	-3	-2	+3	+5	+9	+4	+2 (4)
	Posture «assis chargé»	-1	0	+3	+2	+6	+7	+5	+3 (3)
	Différence	-1	+3	+5	-1	+1	-2	+1	+1 (3)

Tableau 4 : Tableau présentant l'orientation du bassin lors des acquisitions en posture « assis chargé » et « assis déchargé » pour les sujets ExoI1.

2.5.1.2 Rayons de courbure à partir du modèle géométrique du bassin obtenu à partir des images EOS

Les rayons de courbures $RCCI1$ et $RCCI2$ des ischions droit et gauche sont donnés dans le tableau ci-dessous (Tableau 5):

Campagne	Sujet	RCCI1 (mm)		RCCI2 (mm)	
		D	G	D	G
ExoI1	_1	6.8	8.6	23.2	19.7
	_2	6.9	7.1	19.7	22.8
	_3	6.9	6.9	20.3	20.8
	_4	6.7	10.7	26.3	31.9
	_5	6.8	7.3	16.2	27.8
	_6	8.5	7.2	18.9	19.1
	_7	8.6	5.6	22.1	15.8
ExoI2	_1	6.5	6.5	27.4	33.8
	_2	7.0	7.3	24.8	28.8
	_3	6.9	7.3	23.6	22.0
	_4	6.7	6.8	20.6	22.2
	_5	6.9	7.1	22.8	21.5
	_6	5.4	5.0	55.4	43.7
	_7	7.0	8.9	29.9	15.5
	_8	6.7	7.2	18.1	21.3
	_9	7.3	6.5	30.3	63.3
	_10	5.5	7.1	52.1	21.0
	_11	7.4	7.3	21.2	22.2
	_12	7.0	7.8	24.0	20.9
	_13	4.8	5.3	30.2	34.9
	_14	7.3	7.4	27.0	33.0
	_15	5.3	5.6	45.2	84.7

Tableau 5 : Tableau représentant les rayons de courbure ischiatique obtenus à partir du bassin reconstruit au niveau de l'ischion gauche et droit.

Les *RCCI1* et *RCCI2* moyens pour les sujets sont respectivement 6.9 ± 1.1 mm et 28.3 ± 13.6 mm.

2.5.1.3 Rayons de courbure à partir des images ultrasonores

La mesure des rayons de courbure à l'aide de l'ultrason a été réalisée uniquement sur les sujets de la deuxième campagne (ExoI2). Les résultats sont donnés dans le tableau ci-dessous (Tableau 6):

Sujet	Rayon de courbure de l'ischion droit	
	(mm)	
	Plan Sagittal	Plan Frontal
ExoI2_1	Na	Na
ExoI2_2	13.6 ± 2.5	10.3 ± 1.3
ExoI2_3	11.1 ± 0.5	16.0 ± 0.5
ExoI2_4	15.9 ± 0.0	16.8 ± 0.3
ExoI2_5	Na	12.8 ± 1.1
ExoI2_6	Na	Na
ExoI2_7	13.2 ± 5.3	13.6 ± 0.8
ExoI2_8	Na	19.6 ± 4.0
ExoI2_9	Na	Na
ExoI2_10	7.81 ± 1.0	20.1 ± 0.1
ExoI2_11	10.7 ± 2.5	11.5 ± 0.5
ExoI2_12	Na	Na
ExoI2_13	7.23 ± 0.2	Na
ExoI2_14	6.53 ± 0.3	13.3 ± 0.2
ExoI2_15	Na	Na

Tableau 6 : Tableau résumant les mesures des rayons de courbure à l'aide de l'ultrason (moyenne et écart type sur les trois répétitions de la mesure par l'opérateur).

L'ischion n'était pas visible sur toutes les acquisitions, empêchant l'opérateur de sélectionner des points sur son contour pour certains sujets.

L'histogramme représenté sur la Figure 30 ci-dessous compare, par sujet, les rayons de courbure obtenus à partir des bassins reconstruits ($RCCI1$ et $RCCI2$) d'une part et de l'image ultrasonore selon le plan d'acquisition d'autre part (R_{Sag} pour le plan sagittal et R_{Front} pour le plan frontal).

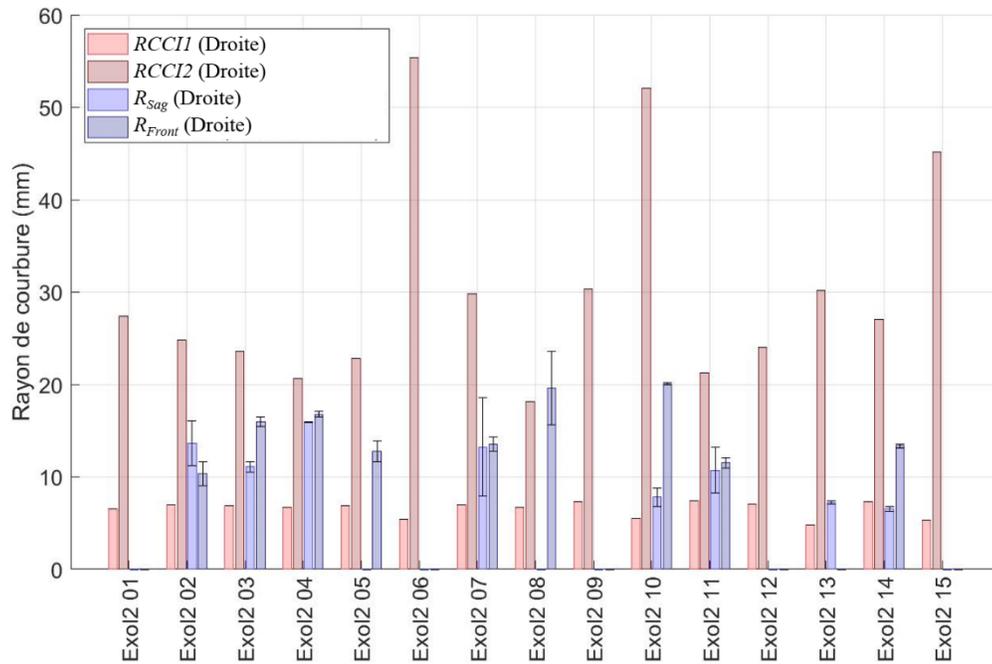


Figure 30 : Rayons de courbure de l'ischion droit des 15 sujets de la campagne de mesure Exol2. Les rayons de courbure extraits à partir de la reconstruction EOS du bassin $RCCI1$ et $RCCI2$ sont respectivement affichés en rouge et marron. Ceux extraits à partir de l'US dans le plan sagittal et dans le plan frontal son respectivement affichés en bleu clair et en bleu foncé.

Les coefficients des régressions linéaires calculées entre $RCCI1/R_{Sag}$, $RCCI1/R_{Front}$, $RCCI2/R_{Sag}$ et $RCCI2/R_{Front}$ sont respectivement de 0.55, 0.18, 0.15 et 0.25.

2.5.1.4 Épaisseur totale des tissus sous ischion et estimation des épaisseurs des tissus adipeux et musculaires

Les épaisseurs de tissus mous sous ischion (graisse, muscle et totale) sont données dans le tableau ci-dessous (Tableau 7) :

Protocole	Sujet	Epaisseur (mm)				
		Graisse + Peau	Muscle		Total	
			D	G	D	G
ExoI1	1	35	31	32	66	67
	2	10	28	31	38	41
	3	33	26	27	59	60
	4	21	23	22	44	43
	5	14	36	32	50	46
	6	19	31	26	50	45
	7	16	37	34	53	50
	Moy	21 ± 10	30 ± 5		51 ± 9	
ExoI2	1	22	31	40	53	62
	2	14	26	25	40	39
	3	15	22	26	37	41
	4	11	21	21	32	32
	5	25	21	24	46	49
	6	23	11	10	34	33
	7	9	28	33	37	42
	8	22	29	29	51	51
	9	35	19	29	54	64
	10	23	36	39	59	62
	11	17	25	30	42	47
	12	30	38	38	68	68
	13	16	22	24	38	40
	14	12	22	22	34	34
	15	35	28	30	62	65
Moy	20 ± 8	27 ± 7		47 ± 11		
Moyenne	21 ± 8	28 ± 7		48 ± 11		

Tableau 7 : Tableau résumant les épaisseurs de tissus sous ischions (muscle et graisse).

2.5.1.5 Construction de la géométrie du modèle Eléments Finis

La génération des géométries initiales (bassin + enveloppe + d'épaisseur de graisse) a été réalisée pour 6 sujets d'ExoI1 et pour les 15 sujets d'ExoI2. Le premier sujet d'ExoI1

(ExoII_1) a été écarté en raison de données manquantes (mesure sur plateforme de force et recalage de la nappe de pression). La génération des géométries initiales pour un sujet a duré de 1 à 3 heures.

2.5.2 Données d'entrée pour la calibration du comportement mécanique des tissus mous

L'affaissement du bassin lors de l'assise est donné dans le tableau ci-dessous (Tableau 8) :

Protocole	Sujet	Affaissement moyen	
		(mm)	(%)
ExoI1	_1	48	72
	_2	30	76
	_3	41	68
	_4	31	72
	_5	33	68
	_6	36	75
	_7	40	78
	Moy	36 ± 7	73 ± 4
ExoI2	_1	45	78
	_2	31	78
	_3	30	77
	_4	22	69
	_5	35	74
	_6	17	51
	_7	28	71
	_8	38	75
	_9	43	73
	_10	48	79
	_11	33	74
	_12	49	72
	_13	30	77
	_14	25	74
	_15	43	68
Moy	34 ± 10	73 ± 7	
Moyenne		35 ± 9	73 ± 6

Tableau 8 : Tableau résumant les affaissements moyen (côté droit et gauche) du bassin de la posture « assis déchargé » vers la posture « assis chargé ».

2.5.3 Evaluation expérimentale de la déformation (ExoI1 uniquement)

2.5.3.1 Reproductibilité

La distribution de l'erreur de reproductibilité du calcul de la déformation maximale de cisaillement est présentée (Figure 31) sous la forme de box-plot pour les deux plans d'acquisitions et pour chaque sujet. L'erreur moyenne est de 2% et 3% pour respectivement les plans frontal et sagittal.

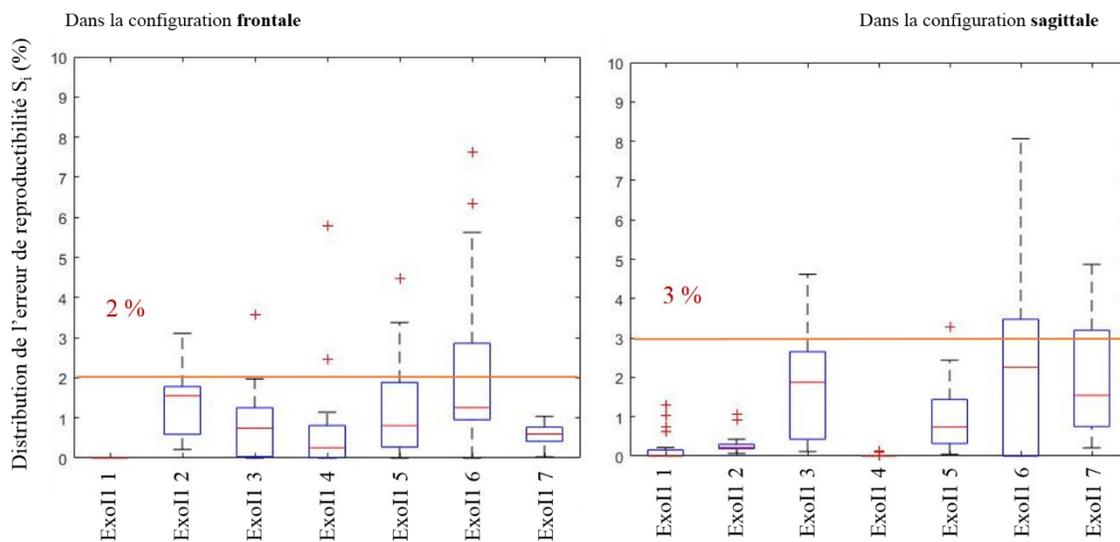


Figure 31 : Reproductibilité du calcul de la déformation maximale de cisaillement pour un opérateur, à gauche pour la configuration frontale et à droite pour la configuration sagittale.

2.5.3.2 Déformation des tissus internes

La Figure 32 ci-dessous montre la déformation des tissus sous cutanés pendant le chargement d'un sujet. La mesure des déformations a toujours été possible dans le tissu adipeux contrairement au tissu musculaire.

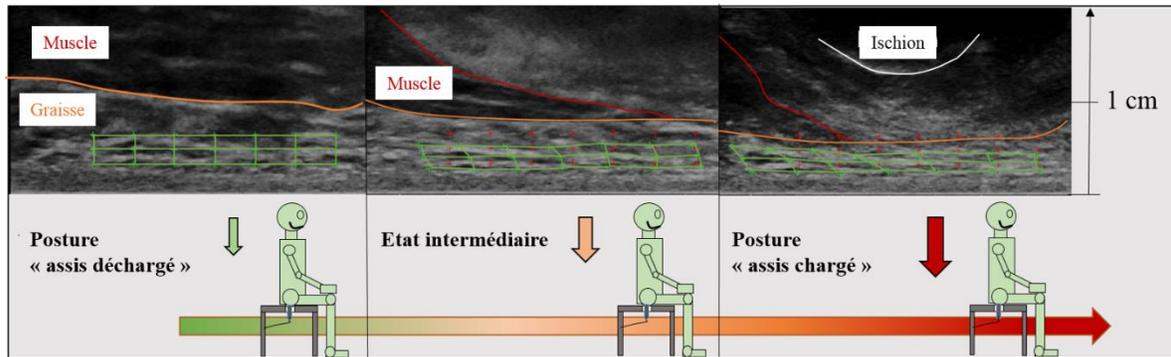


Figure 32 : Acquisition de la déformation des tissus sous cutanés lors de l'assise. Une grille dans le tissu adipeux est tracée et se déforme au cours de l'assise.

Les distributions de déformations maximales de cisaillement sont représentées Figure 33 et Figure 34. Excepté pour les sujets 1 et 6, la déformation maximale de cisaillement est plus importante dans le plan sagittal que dans le plan frontal. Ces deux figures montrent aussi une variabilité interindividuelle de la réponse mécanique importante.

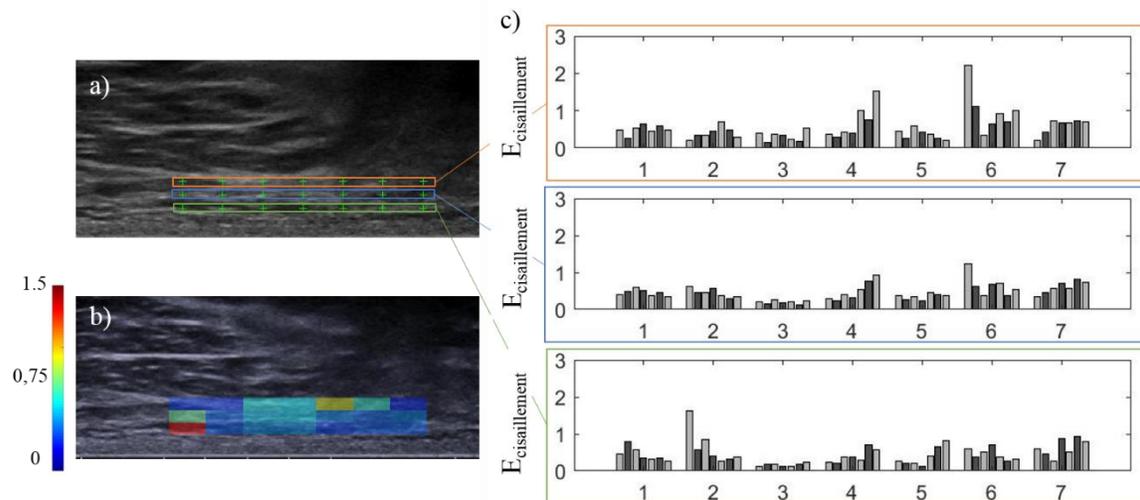


Figure 33 : Plan frontal. (a) Grille initiale superposée à l'image initiale, (b) $E_{Cisaillement}$ tracée pour chaque point de la grille pour un sujet, (c) pour chaque sujet ExoII (en abscisse de 1 à 7 pour chaque histogramme) un groupe de 7 bars représente $E_{Cisaillement}$ mesurée pour chaque point de la grille.

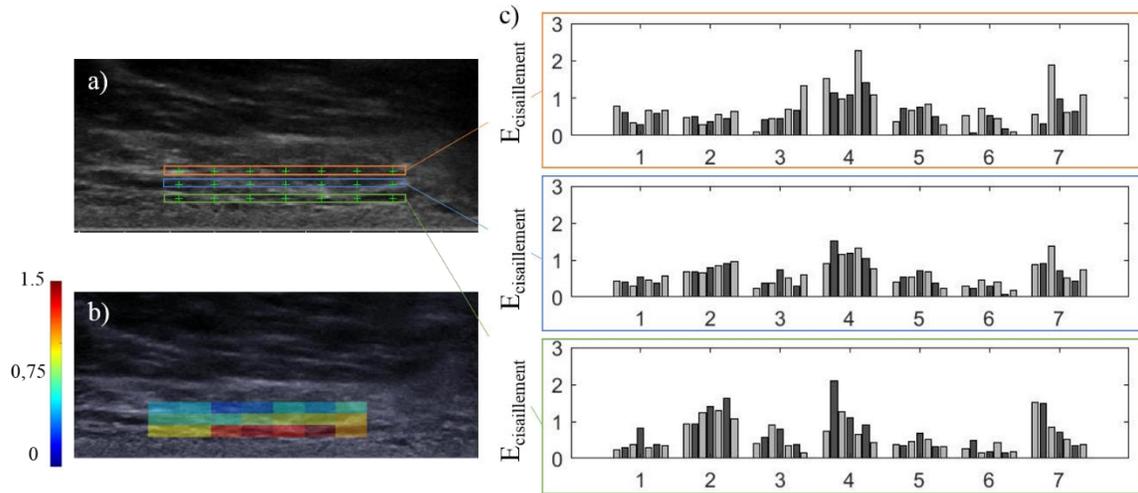


Figure 34 : Plan sagittal. (a) Grille initiale superposée à l’image initiale, (b) $E_{Cisaillement}$ tracée pour chaque point de la grille pour un sujet, (c) pour chaque sujet ExoII (en abscisse de 1 à 7 pour chaque histogramme) un groupe de 7 bars représente $E_{Cisaillement}$ mesurée pour chaque point de la grille.

La moyenne et l’écart type des déformations principales dans les deux plans sont présentés dans le Tableau 9 pour chaque sujet. Tout d’abord, la déformation principale première représente la compression du tissu adipeux et la seconde son étirement. La compression est relativement similaire entre les deux plans avec une différence moyenne de $5 \pm 3\%$ au sein de nos sujets. Bien qu’on retrouve des déformations plus importantes dans le plan sagittal (sauf pour les sujets 1 et 6), elles sont d’un ordre de grandeur similaire entre les deux plans.

Tissu adipeux	ExoI1_1		ExoI1_2		ExoI1_3		ExoI1_4		ExoI1_5		ExoI1_6		ExoI1_7		
	Plan	F	S	F	S	F	S	F	S	F	S	F	S	F	S
E_I (%) (écart type)		-34 (2)	-41 (2)	-37 (2)	-42 (1)	-27 (1)	-33 (2)	-40 (2)	-44 (2)	-32 (2)	-35 (2)	-36 (4)	-26 (4)	-41 (3)	-42 (3)
E_{II} (%) (écart type)		57 (14)	53 (15)	82 (8)	160 (8)	18 (12)	62 (56)	64 (27)	190 (49)	45 (17)	75 (20)	64 (10)	40 (11)	77 (11)	123 (45)

Tableau 9 : Moyenne et écart type des déformations principales calculées dans le plan frontal et sagittal.

2.5.3.3 Vérification de l'orthogonalité des plans d'acquisition dans le repère lié au bassin

On a vu au 2.4.3.3 que nous pouvions estimer l'erreur sur l'hypothèse d'orthogonalité des deux plans d'acquisitions ultrasonore dans le repère lié au bassin en calculant l'orientation horizontale (θ_1) en décomposant la transformation entre le repère du tabouret (Figure 28) et le repère du bassin pour les deux acquisitions ultrasonores frontale et sagittale. La différence d'orientation horizontale est en moyenne de 4° . Les deux acquisitions ultrasonores sont considérées comme orthogonales par rapport au sujet (Tableau 10).

Sujet	ExoI1_1	ExoI1_2	ExoI1_3	ExoI1_4	ExoI1_5	ExoI1_6	ExoI1_7	Moyenne (écart type)
Différence d'orientation horizontale	6°	2°	0°	5°	8°	0°	5°	$4 (\pm 3)$

Tableau 10 : Tableau représentant la différence d'orientation horizontale entre les acquisitions ultrasonores frontale et sagittale en degré.

2.5.3.4 Position des plans d'acquisition ultrasonore par rapport au bassin

Les distances moyennes entre GA et les plans frontal et sagittal de sonde ont été quantifiés pour les 7 sujets d'ExoI1 et sont respectivement de 16 mm et 8 mm (Tableau 11).

Sujet	ExoI1_1	ExoI1_2	ExoI1_3	ExoI1_4	ExoI1_5	ExoI1_6	ExoI1_7	Moyenne (écart type)
Frontal (mm)	n/a	9	27	7	28	13	10	16 (± 9)
Sagittal (mm)	n/a	10	13	8	1	10	4	8 (± 4)

Tableau 11 : Tableau représentant les distances entre GA et les plans d'acquisitions, frontal et sagittal.

Enfin les incertitudes moyennes, sur 5 sujets, de la position de GA dans le repère R_{Mark} , calculées entre les postures « assis déchargé »/debout et « assis déchargé »/« assis chargé » sont respectivement de 25 ± 10 mm et 10 ± 4 mm.

2.5.4 Effort et distribution de pression externe

Les mesures de l'effort transmis au tabouret et du pic de pression externe lors de la posture « assis chargé », pour chaque côté, sont regroupées dans le tableau ci-dessous (Tableau 12).

Protocole	Sujet	Effort		Pic de pression (kPa)	
		Total (N)	% du Poids	Droit	Gauche
ExoI1	1	Na	Na	>45	>45
	2	450	71	>45	>45
	3	541	85	40	34
	4	625	85	>45	>45
	5	496	77	>45	>45
	6	689	77	>45	>45
	7	658	83	>45	>45
	Moyenne	577	80	Na	Na
ExoI2	1	640	90	>45	>45
	2	557	81	>45	>45
	3	645	84	>45	>45
	4	408	69	>45	>45
	5	568	78	>45	>45
	6	729	80	>45	>45
	7	499	78	>45	>45
	8	528	80	>45	>45
	9	656	84	>45	>45
	10	468	75	>45	>45
	11	587	83	>45	>45
	12	670	86	>45	>45
	13	550	80	>45	>45
	14	452	84	>45	>45
	15	663	90	33	43
Moyenne	543	82	Na	Na	
Moyenne		552	81	Na	Na

Tableau 12 : Tableau représentant les efforts transmis à l'assise lors de la posture « assis chargé » sous la forme d'efforts et de pics de pression.

L'effort transmis à l'assise est très variable (549 ± 145 N) entre les sujets mais est relativement similaire en pourcentage du poids du participant (81 ± 5 % du poids). La nappe de pression sature pour la majorité des sujets et ne permet pas de connaître le pic de pression de la distribution de pression.

2.6 Discussion

Ce protocole expérimental a permis de collecter les données d'un échantillon de 22 sujets, ce qui est relativement important dans ce type d'étude (Call et al. 2017; Linder-Ganz et al. 2008; Sonenblum et al. 2015) et constitue un atout pour mieux identifier la variabilité interindividuelle. Bien que la seconde campagne d'acquisition compte plus de femmes participantes que la première (40 % de femmes versus 14 %) et que l'écart type de l'IMC des participants a doublé (4.0 kg/m² pour ExoI2 contre 1.9 kg/m² pour ExoI1), la population d'étude reste jeune avec une variabilité de poids similaire à ExoI1. Bien que cet échantillon très homogène ne soit pas représentatif de la population concernée par le risque d'escarres, c'est la première étape nécessaire pour mettre en place et évaluer le protocole sans pour autant être contraint par les difficultés expérimentales inhérentes aux études sur personnes à mobilité réduite. Une des perspectives de ce travail sera d'adapter ce protocole pour une utilisation en milieu clinique ce qui permettrait de recueillir des données dans cette population.

Épaisseurs de tissus sous-ischion

L'épaisseur de tissu adipeux mesurée ici présente est en moyenne de 21 mm avec un écart-type de 8 mm. Ces résultats sont comparables en moyenne à ceux publiés par Sonenblum et al. (Sonenblum et al. 2015) qui rapportent une épaisseur de tissus adipeux moyen de 23 ± 20 mm pour 4 sujets sains et 17 ± 12 mm pour 3 blessés médullaires pour la même zone anatomique.

L'épaisseur de muscle sous l'ischion a été estimée en combinant la mesure radiographique et ultrasonore, cette mesure n'est donc pas directe et implique deux acquisitions séparées, ce qui pourrait expliquer les différences d'épaisseur observées entre les côtés droit et gauche. En effet

certaines sujets n'étaient pas dans une posture complètement déchargée entraînant un enfoncement pouvant participer à la variabilité inter individuelle. La caractérisation de l'épaisseur de muscle par notre méthode est donc limitée, surtout si le sujet prend une posture anormale ou ne décharge pas assez sa région pelvienne lors de l'assise déchargée. Néanmoins, l'analyse à *posteriori* de l'orientation du bassin entre les configurations « assis chargé » et « assis déchargé » réalisée sur les sujets de la campagne ExoII a montré que les sujets conservent une posture similaire. Ainsi, la différence absolue d'orientation du bassin des sujets ExoII est ainsi en moyenne inférieure à 7 degrés dans le plan sagittal et à 2 degrés dans les plans frontal et transverse.

L'épaisseur totale du tissu sous ischion et, par extension, l'épaisseur de muscle sont supérieures à celles rapportées dans la littérature avec une épaisseur totale moyenne sous ischion de 48 mm alors que la littérature reporte des valeurs inférieures à 40 mm (Call et al. 2017; Linder-Ganz et al. 2008; Sonenblum et al. 2015). Seule une étude récente menée par Al-Dirini et al. (Al-Dirini et al. 2017) a permis de quantifier une épaisseur moyenne de 68 mm chez 10 sujets sains.

Les différentes stratégies pour disposer d'une configuration « assis déchargé » lors des acquisitions peuvent expliquer ces différences. En position assise, l'angle entre le tronc et les membres inférieurs est proche de 90 degrés. Or, il est très difficile de reproduire cette position expérimentalement dans l'espace disponible des systèmes d'imagerie conventionnels (IRM, CT-Scan) et en particulier pour la position déchargée. Toutes les autres études utilisant l'IRM ou le CT-Scan utilisent des dispositifs pour décharger la zone sous-ischiatique qui biaisent la configuration déchargée en modifiant la géométrie des tissus mous (*cf.* section 1.3.2.1.2) (Al-Dirini et al. 2017; Linder-Ganz et al. 2007; Luboz et al. 2014; Makhsous et al. 2007).

Dans la méthodologie présentée dans ce chapitre, la position « assis déchargé » est obtenue sans aucun appui près de la région pelvienne ou fémorale, ce qui est rendu possible grâce à la

vitesse d'acquisition d'EOS et du système ultrason (de l'ordre de quelque seconde) permettant le maintien de la position par le sujet avec appui sur les membres supérieurs.

Rayon de courbure de l'ischion

En ce qui concerne les rayons de courbure de l'ischion, le rayon de courbure minimal calculé à partir des bassins reconstruits (EOS) est inférieur aux valeurs décrites dans la littérature (Linder-Ganz et al. 2008), avec 7 mm en moyenne dans notre étude contre 12 mm et 20 mm pour respectivement les 6 sujets sains et les 6 sujets paraplégiques de l'étude de Linder-Ganz et al.. Cependant la mesure est fortement dépendante de la méthode de calcul (choix des points de la courbure, nombre de points utilisé pour la régression circulaire, plan d'acquisition *etc.*).

Nous avons aussi souhaité étudier la faisabilité de la caractérisation de la courbure de l'ischion au moyen de l'ultrason. Une des difficultés réside dans le contrôle du plan d'acquisition par rapport à l'ischion. Dans la littérature, l'opérateur choisit et oriente le plan d'acquisition. Swaine et al. (Swaine et al. 2018) proposent d'abord de rechercher le tendon du muscle ischio-jambier après un balayage frontal puis sagittal avec la sonde, l'opérateur tourne ensuite la sonde de 45° pour visualiser la courbure du « grand axe » de l'ischion dans un plan « mi sagittal ». A partir de ce plan d'acquisition, la sonde est tournée de 90° afin de visualiser le rayon de courbure du « petit axe » de l'ischion. Akins et al. (Akins et al. 2016) choisissent de ne donner aucune instruction particulière à l'exception de choisir un plan d'acquisition correspondant au plan frontal.

Les valeurs obtenues dans ce travail de thèse ($11,3 \pm 3,3$ mm et de $14,9 \pm 3,3$ mm dans le plan frontal et sagittal respectivement) sont comparables à celles rapportées par Akins et al. ($12,6 \pm 3,0$ mm à partir de 5 sujets dont 3 personnes paraplégiques) et à celles obtenues par Swaine et al. à partir d'un échantillon de 14 sujets sains ($12,1 \pm 2,5$ mm dans le plan contenant le rayon du « petit axe » de l'ischion). Par contre, le rayon dans le plan du grand axe de l'ischion rapporté par ces auteurs est de $30,0 \pm 4,5$ mm. Comme pour les études précédentes, on note aussi, dans ce travail une faible reproductibilité inter-opérateur de la mesure du rayon de

courbure. Cela peut, en partie s'expliquer par le fait que la partie apparente de l'ischion sur les images ultrasonores dépend fortement de l'orientation du bassin et que la qualité du signal échographique est fonction de l'épaisseur de tissus entre la sonde et l'ischion.

Les rayons de courbure obtenus à partir des deux systèmes d'imagerie (EOS et US) ne sont pas en accord (corrélations de régression linéaire < 0.55). Comme déjà expliqué, les deux plans d'acquisition de l'US ne correspondent pas forcément aux plans dans lesquelles *RCC11* et *RCC12* ont été extraits. De plus, les courbures sont extraites sur le bassin reconstruit (EOS) en position « assis déchargé » alors que celles extraites à partir des images ultrasonores sont mesurées dans la position « assis chargé ». Or, on peut facilement comprendre que l'orientation affecte directement la courbure mesurée par les deux méthodes. Ces résultats montrent que la mesure ultrasonore dans les deux plans fixes frontal et sagittal ne suffit pour caractériser les rayons tels que définis pour l'obtention à partir d'un modèle 3D du bassin.

Effort et distribution de pression externe

Comme on l'a vu dans le chapitre précédent, peu de modèles utilisent l'effort transmis à l'assise comme condition aux limites (*cf.* section 1.3.2.2). On peut l'expliquer par le fait que la mesure de l'effort transmis à la chaise nécessite un appareillage supplémentaire (assise instrumentée avec un capteur d'effort ou plateforme de force).

Les sujets des deux campagnes de mesures transmettent en moyenne 80% de leur poids à l'assise, ce qui est raisonnable par rapport aux études cadavériques ayant mesuré le poids des membres humains (De Leva 1996). La part du poids transmise à l'assise peut être assez variable avec des valeurs allant est de 71 à 90%.

La nappe que nous avons ici utilisée n'était pas adaptée à une assise sur surface rigide puisque les pics de pression peuvent aller jusqu'à 76 kPa (Brienza et al. 1996). Elle permettra tout de même de comparer l'allure de la distribution numérique avec une allure expérimentale.

Mesure expérimentale des déformations

La quantité d'intérêt mécanique identifiée comme étant corrélée au risque d'escarres est la déformation locale des tissus mous (Loerakker et al. 2011; Oomens et al. 2015; Stekelenburg et al. 2007). Cependant, les équipes qui utilisent des modèles EF pour estimer cette quantité ne disposent pas de mesures expérimentales pour valider leur estimation. Nous avons donc, dans cette première campagne d'acquisition, étudié la faisabilité d'une mesure expérimentale des déformations de cisaillement subies dans le tissu adipeux lors de l'assise à l'aide de l'ultrason en mode B.

Les résultats obtenus montrent que, dans les deux plans perpendiculaires d'acquisition, les déformations peuvent dépasser 75 %, seuil identifié comme lésionnel chez la souris par Ceelen et al (Ceelen, Stekelenburg, Loerakker, et al. 2008). Il faut noter que ce critère a été défini seulement pour le muscle chez le rat. Cependant, Sonenblum et al. (Sonenblum et al. 2015) a observé chez un sujet ayant précédemment eu une escarre, que le muscle n'était pas présent sous l'ischion dans la position « assis chargé » ou « assis déchargé ». L'observation qualitative des ultrasons pendant le déchargement confirme cette observation pour certains de nos sujets. Le muscle se déplace hors du champ d'acquisition ultrason sous l'effet de l'affaissement de l'ischion (Figure 32). C'est d'ailleurs une des limites qui a rendu impossible le suivi du muscle au cours du déchargement pour certains sujets. L'autre limite est la perte de qualité des images ultrasons pour des profondeurs d'acquisition dépassant 30 mm et empêchant une bonne visibilité du muscle lorsque l'épaisseur de graisse du sujet était importante.

L'hypothèse sous-jacente au protocole proposé est que l'état de déformation peut être résumé à deux plans perpendiculaires accessibles à l'aide d'une sonde ultrasonore 2D (en négligeant les déformations hors de ces plans). On a pu vérifier à *posteriori* que ces deux plans d'acquisition correspondaient bien aux plans frontal et sagittal du bassin avec une rotation horizontale du bassin des sujets par rapport à la chaise inférieure à 10 degrés. Par contre, les déformations principales dans l'ensemble des tissus étaient importantes, ce qui montre que l'hypothèse dans laquelle les déformations pourraient être suivies dans un unique plan (frontal

ou sagittal) n'est pas bonne. Une des perspectives de ce travail sera d'adapter le protocole à l'utilisation d'une sonde 3D.

Données d'entrée du modèle EF (Géométrie initiale, écrasement, effort et pression externe)

Les données expérimentales recueillies grâce au protocole proposé dans ce chapitre ont permis la construction et l'évaluation d'un modèle EF 3D patient-spécifique (résultats présentés sur 6 sujets au chapitre 3). Pour cela, nous avons besoin d'une géométrie initiale, d'éléments pour calibrer les comportements des tissus biologiques, d'une information sur l'effort mis en jeu lors de l'assise pour contraindre notre modèle et de mesures expérimentales à confronter au modèle.

Pour évoluer vers une application clinique, nous avons également cherché à quantifier ces données d'entrée à partir de systèmes compatibles avec le milieu clinique (ultrasons, scan externe, nappes de pression). Ces données ont ensuite été utilisées pour la construction d'un modèle simplifié qui a été confronté au modèle complet de référence (résultats présentés sur 13 sujets au chapitre 4).

Chapitre 3

Travail personnel - Modélisation EF de la région pelvienne

Nous présentons dans ce chapitre la méthodologie développée pour générer un modèle éléments finis 3D personnalisé de la région pelvienne pour étudier la réponse mécanique des tissus sous-cutanés lors de l'assise à partir de la fusion des données précédemment recueillies. Ce travail a fait l'objet d'un article publié dans *Journal of Biomechanics* dont la traduction est proposée ici.

3.1 Introduction

Une escarre est définie dans les normes internationales (European Pressure Ulcer Advisory Panel and National Pressure Ulcer Advisory Panel 2014) comme une plaie locale des tissus cutanés et/ou sous cutanés située généralement au niveau d'une proéminence osseuse, apparaissant à la suite d'une pression ou d'une pression combinée à un cisaillement. Pour les personnes à mobilité réduite souffrant d'une perte de sensibilité, le développement d'une escarre, et en particulier d'une escarre profonde, demeure fréquent, avec une prévalence de 33% la première année, et une incidence de 80% au cours de leur vie (Garber et al. 2000; Krause and Broderick 2004). En plus de la souffrance pour l'individu, le développement d'une escarre peut conduire à une hospitalisation prolongée (Allman et al. 1999) et augmente le coût du traitement (Dealey, Posnett, and Walker 2012).

Plusieurs études ont montré que trois mécanismes sont impliqués dans le développement d'une escarre : (1) l'occlusion mécanique des vaisseaux sanguins aboutissant à l'ischémie des tissus biologiques (Loerakker et al. 2011; Stekelenburg et al. 2007) accompagnée par une reperfusion

lésionnelle (Jiang et al. 2011; Peirce et al. 2000); (2) La déformation cellulaire qui peut altérer l'intégrité de la membrane impactant la viabilité et les capacités des cellules affectées (Bouten et al. 2003; Gefen et al. 2008; Linder-Ganz et al. 2006; Loerakker et al. 2011); (3) La perturbation de la circulation lymphatique et interstitielle (Gray et al. 2016; Kasuya, Sakabe, and Tokura 2014). La mort des cellules engendrée par ces mécanismes compromettrait tout processus de remodelage et conduirait à l'accumulation de tissu nécrosé. Il a aussi été rapporté qu'une telle situation peut être aggravée avec une augmentation de la température et de l'humidité locale (Gefen 2011; Sae-Sia et al. 2005). L'amorce du développement des lésions est très probablement multifactorielle et nécessite la contribution de plusieurs de ces facteurs.

Ces dix dernières années, de plus en plus de ressources ont été investies dans le développement et l'implémentation de protocoles de prévention comme des stratégies de déchargement en modifiant les zones d'appui des patients et en utilisant des coussins homogénéisant la pression de contact (Brem and Lyder 2004). Malgré ces efforts, le taux d'incidence des escarres reste à un niveau inacceptable. Comme il est souligné dans (Gefen 2009b), les seuils lésionnels, les évaluations de risque ou d'autres recommandations cliniques basées sur (Reswick and Rogers 1976) ne parviennent pas à complètement éliminer le risque de développement d'une escarre. En effet, de nombreuses études ont montré que la pression externe ne permet pas d'estimer directement la réponse mécanique interne des tissus mous internes (Chow and Odell 1978; Dabnichki et al. 1994; Luboz et al. 2014; Oomens et al. 2003).

En se basant sur l'idée qu'estimer les conditions mécaniques internes dans les tissus mous chargés constitue une amélioration potentielle de la gestion et de la prévention des escarres, plusieurs modèles éléments finis en deux dimensions (Levy et al. 2014; Linder-Ganz et al. 2008; Sopher et al. 2010) et trois dimensions (Al-Dirini et al. 2016; Levy et al. 2017; Luboz et al. 2014; Moerman et al. 2017; Zeevi et al. 2017) modélisant la région pelvienne ont été proposés en se basant soit sur des données issues de l'IRM (la plupart des études) soit sur des données issues du CT-Scan (Luboz et al. 2014). Ces études ont considérablement apporté à l'analyse et la compréhension des risques internes potentiels lors de l'assise, et ont fourni des

outils pour évaluer le risque d'escarre selon l'anatomie interne (Gefen 2011; Levy et al. 2014; Luboz et al. 2018; Oomens et al. 2013; Zeevi et al. 2017).

Néanmoins, dans l'ensemble de ces études, seulement 4 types de tissus différents sont modélisés : l'os, le tissu musculaire, le tissu adipeux et la peau. Dans le cas particulier des données IRM, même si les groupes musculaires, les tendons, les coussinets adipeux et les ligaments sont visibles, ces tissus sont toujours fusionnés en un matériau homogène pour faciliter la convergence numérique. Cette approche, bien qu'elle soit performante sur le plan des calculs, passe à côté de la capacité de l'IRM à différencier les structures anatomiques individuelles. A la connaissance des auteurs, une seule étude a modélisé 7 groupes musculaires différents (Al-Dirini et al. 2016). Cependant, les différentes interfaces étaient attachées entre elles dans la simulation limitant le bénéfice d'une représentation précise de la géométrie des tissus internes. De plus, la représentation d'une position assise déchargée est compromise par les limitations expérimentales des systèmes d'imagerie IRM ou CT-Scan : Le temps d'acquisition long de l'IRM empêche une configuration « assis déchargé » sans l'utilisation de systèmes de décharge complémentaires comme des bouées en caoutchouc (Linder-Ganz et al. 2007), des plans inclinés (Al-Dirini et al. 2016), ou des supports de cuisse (Call et al. 2017) et le confinement des scanners limite l'acquisition à une configuration allongée (Luboz et al. 2014).

À cause du manque d'accessibilité de l'IRM ou du CT-Scan et du temps de segmentation long associé à la création de modèles EF patient-spécifique 3D complets se basant sur ces moyens d'imagerie, toutes les études de la littérature n'incluent les données que d'un unique sujet (Al-Dirini et al. 2016; Luboz et al. 2014; Makhsous et al. 2007). Pourtant la variabilité interindividuelle ne peut être négligée lorsque l'objectif est l'estimation des sollicitations mécaniques des tissus internes spécifiques à l'individu qui est directement liée à la morphologie des os. A la connaissance des auteurs, les seules tentatives prenant en compte cette variabilité étaient limitées à (i) un modèle semi-3D (N = 6 sujets sains (Linder-Ganz et al. 2007); N = 12 dont 6 sujets sains et 6 sujets paraplégiques (Linder-Ganz et al. 2008); et N = 6 dont 3 sujets

sains et 3 sujets paraplégiques (Linder-Ganz, Yarnitzky, et al. 2009)) et (ii) un modèle 3D modélisant la région pelvienne dans une configuration allongée (N = 6 dont 3 sujets sains et 3 sujets paraplégiques (Moerman et al. 2017)).

En alternative aux données issus de l'IRM ou du CT-Scan, cette contribution s'intéresse à la combinaison de radiographies bi-plane basse dose, d'images ultrasonores en mode B et d'acquisitions par scanner optique dans une posture « assis déchargé » pour une génération rapide d'un modèle EF patient-spécifique 3D complet de la région pelvienne. Le modèle est calibré à partir de l'affaissement de l'ischion au cours de l'assise. Une évaluation du modèle est aussi faite en comparant les pressions de contact issues de la simulation à celles observées chez 6 sujets sains.

3.2 Méthode

3.2.1 Participants et Protocole

La région pelvienne de 6 sujets sains (5 hommes et 1 femme) ayant participé au protocole générique décrit dans la section précédente a été modélisée (ExoI1_2, ExoI1_3, ExoI1_4, ExoI1_5, ExoI1_6 et ExoI1_7). Pour rappel, le protocole d'acquisition permettait de disposer des informations suivantes :

- Géométrie 3D du bassin ajustée dans une posture « assis déchargé » avec les marqueurs externes associés (M_EASD, M_EASG, M_EPSD, M_EPSG et M_L4).
- Enveloppe externe du sujet debout avec une jambe fléchie
- Epaisseur de tissus adipeux sous ischion
- Affaissement du bassin entre les postures « assis déchargé » et « assis chargé »
- Effort transmis à l'assise dans la posture « assis chargé »
- Distribution de pression saturée à 45 kPa au niveau de l'assise dans la posture « assis chargé » exprimée dans le repère $R_{Tabouret}$.

L'ensemble de ces données est utilisé dans cette section pour générer un modèle élément finis spécifique à chacun de ces 6 sujets.

3.2.2 Génération des géométries spécifiques au sujet

3.2.2.1 Bassin

La reconstruction et l'ajustement du bassin en position « assis déchargé » ont déjà été décrits dans le chapitre précédent (*cf.* Chapitre 2).

3.2.2.2 Enveloppe externe

Le modèle de l'enveloppe externe est d'abord importé dans le logiciel Geomagic (Geomagic Inc., Research Triangle Park, NC) pour être nettoyé. On supprime les petits éléments, les doubles surfaces et on diminue la résolution de l'enveloppe pour qu'elle puisse plus facilement être post-traitée dans Matlab, les surfaces près des marqueurs ne subissent pas cette baisse de résolution.

Dans Matlab, un opérateur sélectionne grossièrement la position des marqueurs visibles (M_EPSD, M_EPSG et M_L4) sur l'enveloppe. Pour chaque point sélectionné, une régression sphérique à rayon constant (rayon d'un marqueur) est faite avec les points environnants. Le centre de la sphère donne alors la position du marqueur.

L'enveloppe est ensuite coupée en deux parties à partir d'un plan sagittal et la partie avec la jambe fléchie est dupliquée par symétrie par rapport au plan de coupe. Le plan de coupe est construit perpendiculairement à la direction medio-latérale définie à partir des marqueurs M_EPSD et M_EPSG et passant par le milieu des deux points (Figure 35).

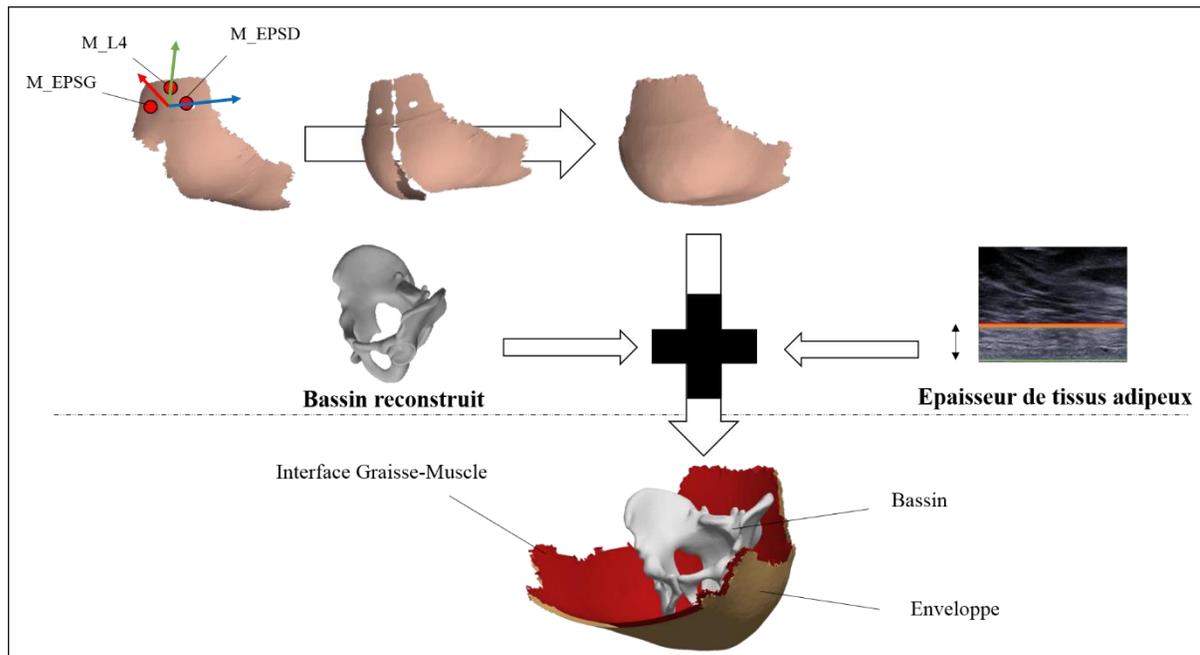


Figure 35 : Processus de création de l'enveloppe externe et de l'interface Graisse-Muscle.

L'enveloppe est d'abord dupliquée par un plan de symétrie sagittal défini à partir des marqueurs. Après avoir comblé les trous de l'enveloppe externe dans Geomagic, l'interface Graisse-Muscle est créée en appliquant un offset normal à la surface de l'enveloppe.

3.2.2.3 Interface Graisse-Muscle (G-M)

L'interface entre les tissus adipeux et musculaire est obtenue en appliquant un offset, normal à la surface et vers l'intérieur, aux nœuds de l'enveloppe externe (Figure 35). La valeur de l'offset correspond à l'épaisseur de tissu adipeux mesurée expérimentalement. Pour finir, les surfaces 3D (enveloppe et interface) sont semi-manuellement fermées dans Geomagic.

3.2.3 Modélisation avec la méthode Eléments Finis (EF)

3.2.3.1 Maillage EF

Les géométries (bassin, interface G-M et l'enveloppe) sont importées dans le logiciel de calcul éléments finis, Abaqus (ABAQUS 6.12-3. DS Simulia, Providence, RI). A partir d'opérations booléennes, deux solides déformables sont construits : le tissu adipeux en soustrayant le volume V_{pf} de l'interface G-M au volume de l'enveloppe et le tissu musculaire en soustrayant

le bassin au volume V_{pf} . Une coquille (shell) est créée à partir de la surface fermée enveloppe, pour représenter la peau. Son épaisseur est de 1 mm (Moerman et al. 2017). Un plan rigide horizontal est créé au point le plus bas de l'enveloppe pour modéliser le support de l'assise.

Le maillage est généré à partir du mailleur intégré dans Abaqus. On utilise ici des tétraèdres à interpolation linéaire avec une formulation hybride (C3D4H). Les modèles comprennent environ 300 000 éléments et 390 000 degrés de liberté (incluant les multiplicateurs de Lagrange). Le bassin est supposé rigide et est maillé avec des éléments shell triangle à interpolation linéaire.

Une étude de convergence pour le maillage a été conduite pour choisir la taille des éléments. On affine le maillage jusqu'à obtenir un changement négligeable de la réponse du modèle lorsqu'on diminue la taille des éléments. La réponse du modèle est représentée par un paramètre d'intérêt : la déformation maximale de cisaillement, il est décrit un peu plus loin dans la section. Au nombre de degrés de liberté sélectionné, une augmentation d'environ 10 000 degrés de liberté entraîne une variation inférieure à 1% de la déformation maximale de cisaillement (maximum et moyenne au sein du cluster le plus volumineux, *cf.* section 3.2.3.4).

3.2.3.2 Comportement des tissus

Le comportement des tissus cutané, adipeux et musculaire est modélisé par un modèle hyper-élastique Ogden du premier ordre. Dans ce modèle, la densité d'énergie de déformation est décrite avec la formule suivante :

$$W = 2 * \frac{u}{\alpha^2} * (\bar{\lambda}_1^\alpha + \bar{\lambda}_2^\alpha + \bar{\lambda}_3^\alpha - 3) + \frac{1}{D} * (J - 1)^2$$

Où $\bar{\lambda}_i$ sont les allongements principaux déviatoriques ($\bar{\lambda}_i = J^{-\frac{1}{3}} \cdot \lambda_i$), J représente le troisième invariant du tenseur Cauchy-Green droit et u [kPa], α [-] et D [kPa⁻¹] les propriétés matériaux (respectivement le module de cisaillement, l'exposant et D un paramètre définissant

l'incompressibilité en se basant sur le module de compressibilité K tel que $D = \frac{2}{\kappa}$. On suppose les tissus mous pratiquement incompressibles. Le coefficient de Poisson est alors fixé à 0.49, permettant de calculer approximativement le paramètre D à partir de la formule suivante (Mott, Dorgan, and Roland 2008) :

$$D = \frac{2}{\kappa} = \frac{3(1 - 2\nu)}{u(1 + \nu)}$$

Les paramètres matériaux utilisés pour la peau sont fixés tel que $u = 20 \text{ kPa}$ et $\alpha = 5$. Et l'exposant α est aussi fixé à 5 pour les tissus adipeux et musculaire. Ces valeurs sont basées sur la littérature (Luboz et al. 2014). Les modules de cisaillement u des tissus adipeux et musculaire sont calibrés pour chaque sujet en minimisant la différence d'affaissement du bassin entre le modèle et l'expérience.

Dans le cas où aucun couple (uM, uG) (respectivement les modules de cisaillement du muscle et de la graisse) n'ait permis d'obtenir une différence inférieure à 1 mm pour des modules de cisaillement compris entre 1 et 8 kPa, une seconde étape de calibration est réalisée consistant à faire varier manuellement ($\alpha M, \alpha G$) (respectivement les exposants du muscle et de la graisse).

On utilise une formulation implicite pour la résolution. Le critère de convergence par défaut d'Abaqus/Standard a été utilisé.

3.2.3.3 Conditions limites

Pour les conditions limites du modèle (Figure 36), tous les degrés de liberté (DDL) du bassin sont fixés sauf la translation verticale. Une force verticale avec pour amplitude l'effort transmis à l'assise dans la posture « assis chargé », est appliquée au centre de masse du bassin. Les nœuds aux interfaces (bassin/muscle, muscle/graisse et graisse/peau) sont liés (contrainte « tie »). Enfin un contact avec friction est défini entre le plan rigide et la surface de la peau en utilisant un algorithme à pénalité avec un coefficient de friction de 0.4 (Al-Dirini et al. 2016).

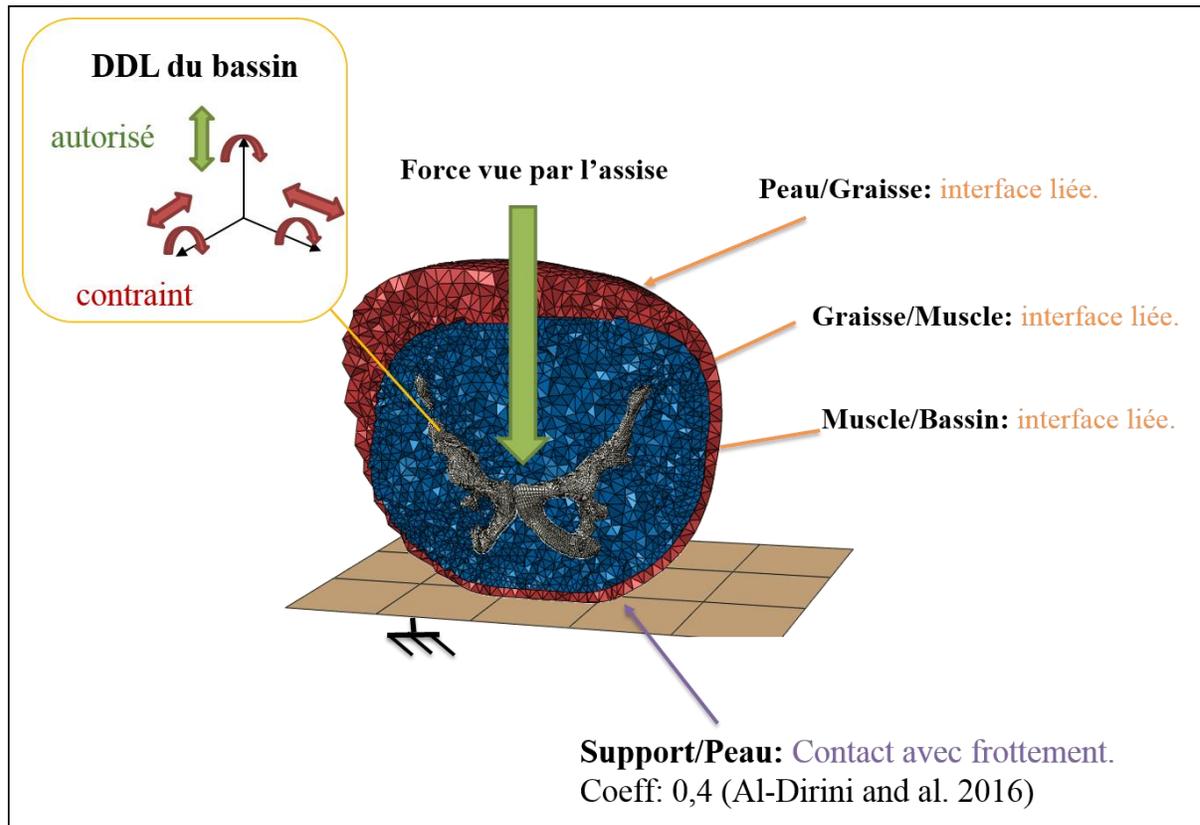


Figure 36 : Conditions aux limites imposées au modèle EF.

3.2.3.4 Post-traitement

Pour comparer nos résultats à la littérature, les déformations ont été calculées selon la définition de Green Lagrange à partir de la formule suivante : $E_i = \frac{\lambda_i^2 - 1}{2}$ avec λ_i ($i = I, II$ ou III) les allongements principaux. On considère alors deux quantités pour la comparaison : la troisième déformation principale E_{III} qui correspond à la compression maximale de déformation et le cisaillement maximal défini comme suit :

$$E_{max} = \frac{1}{2} * \max (|E_I - E_{II}|, |E_{II} - E_{III}|, |E_{III} - E_I|)$$

De plus, nous utilisons ici le paradigme introduit par (Bucki et al. 2016; Luboz et al. 2014). Au lieu de borner l'étude à un maximum de déformation au sein du modèle, on s'intéresse plutôt

au volume de tissu déformé au delà d'un certain seuil (ce qui donne une idée de la quantité de tissu en souffrance). Des « Clusters » sont ainsi construits au sein du tissu musculaire et adipeux. Un « cluster » est un groupe d'éléments adjacents subissant des déformations de compression maximales (E_{III}) et de cisaillement maximales (E_{max}) respectivement supérieures à 45 et 75%, les deux critères de lésion établis par Ceelen et al. sur muscle de rat. Cependant, contrairement à Bucki et al., nos clusters sont ici associés à un unique tissu, musculaire ou adipeux.

3.2.3.5 Evaluation du modèle

Le modèle a été évalué en comparant la distribution de pression externe mesurée expérimentalement et exprimée dans le repère $R_{Tabouret}$ avec celle calculée numériquement par le modèle. La distribution numérique a d'abord été interpolée sur une grille avec la même résolution que la nappe de pression (14.7 mm) pour ensuite ajuster la position de la distribution expérimentale par rapport à la distribution numérique en minimisant l'erreur moyenne entre les deux distributions.

Les deux distributions de pression sont alors comparées. Pour cela, les valeurs de pression sont réparties en 5 intervalles et la surface associée à chacun de ces intervalles est déterminée. Un graphique représentant ces surfaces en fonction des niveaux de pression est construit pour chaque distribution.

3.3 Résultats

3.3.1 Calibration du modèle

Les paramètres matériaux (u , α) du muscle et du tissu adipeux obtenus après calibration sont décrits dans le tableau ci-dessous pour chaque sujet (Tableau 13).

Paramètre	ExoI1...					
	_2	_3	_4	_5	_6	_7
Affaissement vertical du bassin (mm)	28	41	31	33	36	40
Paramètres matériaux u [kPa] (α [])						
Muscle	8.00 (5)	4.80 (8)	4.80 (8)	6.25 (5)	6.25 (5)	2.00 (5)
Graisse	8.00 (5)	3.75 (5)	4.25 (5)	3.75 (5)	3.75 (5)	4.8 (8)

Tableau 13 : Affaissement vertical mesuré expérimentalement et propriétés mécaniques choisies pour le tissu adipeux et musculaire.

3.3.2 Évaluation du modèle

La nappe de pression n'étant pas adaptée à une assise sur surface dure, certains capteurs saturent. Pour l'ensemble des sujets, moins de 8% des capteurs recevant une information étaient dans un état de saturation. Dans ce contexte, la différence moyenne de la pression était sous les 1 kPa. De plus, les graphiques représentant la surface de contact en fonction de la pression subie montrent une bonne concordance entre les distributions expérimentales et numériques.

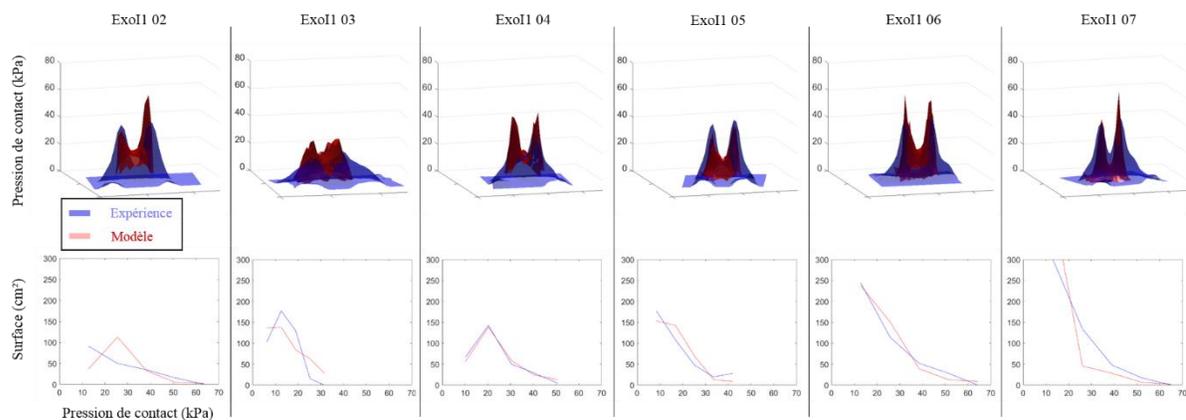


Figure 37 : Courbes surface de contact en fonction de la pression subie décrivant les distributions de pression mesurées expérimentalement et estimées par le modèle EF. Chaque intersection de deux segments représente la borne supérieure de l'intervalle de pression externe représenté (e.g., le point à 20 kPa représente la région avec une pression inférieure à 20kPa et supérieure à la valeur de pression associé au point précédent).

3.3.3 Déformations sous cutanées

Le tableau ci-dessous (Tableau 14) résume les volumes des clusters dans le muscle et dans le tissu adipeux, et les déformations de cisaillement et de compression associées. Le cluster le plus volumineux se localise dans le tissu musculaire sauf pour le sujet ExoI1_3, néanmoins ce cluster est toujours sous l'un des deux ischions (Figure 38). En ce qui concerne le muscle, le sujet ExoI1_7 se caractérise par le plus volumineux des clusters (34.1 cm^3) avec, en plus, les déformations en cisaillement et en compression moyenne les plus importantes (respectivement 164 % et -47.4 %). Pour les autres sujets, les déformations en cisaillement moyennes au sein de leur cluster maximal respectif sont relativement similaires ($136 \pm 7 \%$), à la différence des déformations en cisaillement maximales ($173 \pm 21 \%$).

Pour le tissu adipeux, il est à noter que le sujet ExoI1_2 n'a pas de volume de tissu subissant des déformations au-delà des critères définis par Ceelen et al. (Ceelen, Stekelenburg, Loerakker, et al. 2008). De plus, les déformations maximales et moyennes en cisaillement subies par les clusters sont toutes les deux similaires entre les sujets (respectivement $156 \pm 10\%$ et $136 \pm 9\%$).

Seuils $E_{III} > 45\%$ et $E_{max} > 75\%$		Sujet ExoI1...	_2	_3	_4	_5	_6	_7	
Muscle	Volume max cluster (cm ³)		1.2	2.7	3.6	1.5	4.7	34.1	
	E_{III} (%)	Maximum	- 47.6	- 48.9	- 49.1	- 49.0	- 49.1	- 49.9	
		Moyenne	- 46.0	- 46.9	- 47	- 46.1	- 46.3	- 47.4	
		Ecart type	0.8	1.0	1.1	1.0	1.0	1.5	
	E_{max} (%)	Maximum	143	176	187	158	202	414	
		Moyenne	127	136	137	132	146	164	
		Ecart type	11	24	24	15	20	48	
	Graisse	Volume max cluster (cm ³)		0	6.7	1.9	1.1	2.3	2.5
		E_{III} (%)	Maximum	-	- 47.7	- 47.4	- 46.4	- 48.1	- 47.7
Moyenne			-	- 46.0	- 46.2	- 45.4	- 46.4	- 46.1	
Ecart type			-	0.9	1.0	0.5	0.8	0.7	
E_{max} (%)		Maximum	-	143	157	152	173	153	
		Moyenne	-	123	140	128	146	142	
		Ecart type	-	12	13	12	17	9	

Tableau 14 : Maximum de déformations (composantes principales et cisaillement max) parmi les sujets.

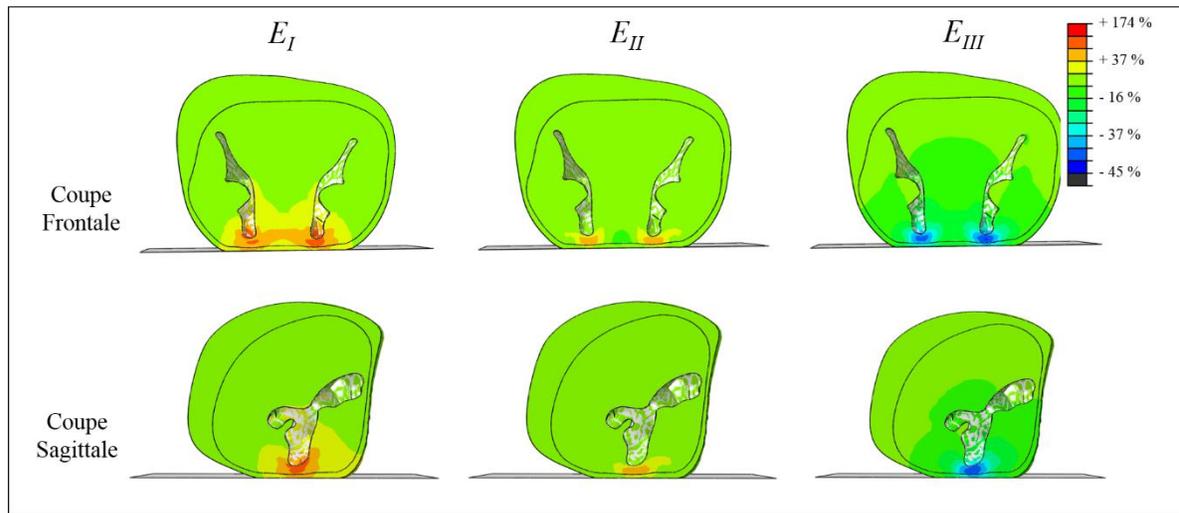


Figure 38 : Distribution des déformations principales E_I , E_{II} et E_{III} pour le sujet ExoI1_2 dans deux plans de coupes passant par les ischions (frontal et sagittal).

3.3.4 Temps de génération

Le temps d'acquisition et de génération nécessaire pour modéliser un patient avec ce modèle EF 3D patient spécifique était d'environ 5 heures pour chaque sujet.

3.4 Discussion

La génération d'un modèle EF 3D patient spécifique pour l'estimation des déformations internes subies par les tissus mous lors de l'assise comporte encore aujourd'hui de nombreux verrous dont l'étape de segmentation lourde et laborieuse. L'objectif de ce chapitre était de développer et d'évaluer, sur une population de 6 sujets, un modèle EF 3D de la région pelvienne lors de l'assise pour la prévention d'escarre profonde à partir d'un protocole d'acquisition combinant EOS, US et scanner optique, et mesure des efforts externes. Le déplacement vertical des ischions entre les postures « assis déchargé » et « assis chargé » a été utilisé pour calibrer le modèle et les mesures de pressions externes pour l'évaluation du modèle.

Tous les sujets présentaient des clusters de tissu musculaire subissant des déformations en compression et en cisaillement supérieures aux seuils observés chez le rat lors d'un test

d'indentation (Ceelen, Stekelenburg, Loerakker, et al. 2008; Loerakker et al. 2011). Tout comme de précédents résultats rapportés dans la littérature, nos résultats montrent que les déformations internes maximales ont lieu dans le tissu musculaire, près de la proéminence osseuse ischiatique. De même nos résultats confirment une grande variabilité interindividuelle avec un E_{Max} moyen de 213 ± 100 % dans le muscle. L'importante différence en termes de déformation entre le sujet ExoI1_7 et les autres sujets peut être expliquée par le faible module de cisaillement identifié pour ce sujet. Le manque de contrainte dans le processus d'optimisation utilisée au cours de notre calibration (*i.e.* seulement basée sur l'affaissement du bassin) pourrait expliquer l'obtention de solutions non réalistes pour certains sujets. Cette méthode de calibration constitue une première limite de notre méthodologie pour générer le modèle. Il est envisagé d'améliorer la personnalisation des propriétés matériaux en combinant par exemple les acquisitions US et des efforts transmis à la chaise pour les sujets de la deuxième campagne d'acquisition (*cf.* section 2.3.2.2). D'une part, ces données pourraient permettre d'ajouter des contraintes sur l'évolution de l'épaisseur de graisse sous ischion couplée à l'effort transmis au cours de l'assise pourrait être suivie et ajouter des contraintes à notre fonction objectif. D'autre part, l'utilisation d'un test d'indentation avec une sonde US sur la cuisse a aussi été explorée les sujets de la deuxième campagne d'acquisition (ExoI2). Un premier résultat est présenté en annexe (Annexe B.4).

Comme on a pu le souligner dans le chapitre 1, des études cliniques se concentrant sur la mesure *in vivo* des déformations de la région pelvienne à partir d'IRM ont remis en question l'hypothèse selon laquelle les escarres profondes s'amorceraient dans le tissu musculaire près de l'ischion. Sonenblum et al. (Sonenblum et al. 2015) utilisèrent une IRM ouverte pour décrire l'anatomie et les déformations subies lors de l'assise de 4 sujets sains et 3 personnes blessées médullaires dans une posture « assis chargé » et « assis déchargé ». Les auteurs observèrent que 5 sujets sur 7 avaient seulement du tissu adipeux sous l'ischion lors de l'assise, le gluteus maximus glissant latéralement et en arrière de l'ischion (*cf.* section 1.3.2.1.3). Pourtant les modèles EF issus de la littérature ne capturent pas ce comportement. Tout comme Al-Dirini et al. (Al-Dirini et al. 2016), nous pensons que cela est dû à la simplification des contacts sans

glissement entre les interfaces bassin-graisse-muscle. En considérant l'état de l'art actuel dans le domaine de la recherche, de nombreux verrous tant expérimentaux que numériques restent à être résolus avant de pouvoir simuler un glissement réaliste des tissus, propre à un sujet. Mais il est véritablement possible que l'escarre profonde s'initie dans le tissu adipeux pour des blessés médullaires lorsque les tissus musculaires sont atrophiés au point de laisser l'ischion compresser uniquement le tissu adipeux lors de l'assise. Malheureusement, les mécanismes de lésion dans le tissu adipeux sont aujourd'hui très peu renseignés dans la littérature du fait que les muscles sont supposés beaucoup plus sensibles à la compression que la peau ou la graisse (Bouten 1996; Gefen 2009a; Oomens et al. 2015) (*cf.* section 1.3.2.1.1). Rendre les modèles plus réalistes en considérant les glissements internes devrait aider à améliorer la compréhension macroscopique du développement des escarres profondes et pourrait donc améliorer la prévention actuelle.

Malgré ce point, les pressions de contact prédites par le modèle étaient concordantes avec les pressions mesurées par la nappe de pression (*cf.* section 2.2.5.1). En moyenne pour les 6 sujets, l'erreur point par point moyenne et son écart type sont respectivement de 0.4 kPa et 6.81 kPa. De plus, les courbes décrivant la surface de contact en fonction de la pression de contact sont similaires entre la mesure expérimentale et la prédiction du modèle. Contrairement au sujet ExoII_3, les écarts pour le sujet ExoII_2 pourraient être expliqués par une orientation différente du bassin entre la posture « assis chargé » et « assis déchargé ». En effet, ce sujet avait une différence d'orientation de 10 et 3 degrés respectivement dans les plans sagittal et frontal (*cf.* section 2.5.1.1), pouvant être suffisant pour modifier le profil de la pression de contact. Néanmoins cette évaluation est limitée par la saturation de 8 % des capteurs utiles de la nappe de pression, empêchant une évaluation à partir des pics de pression.

A notre connaissance, bien que les niveaux de déformations ont déjà été observés *in vivo* dans des études animales grâce au « MR tagging » (Ceelen, Stekelenburg, Mulders, et al. 2008; Loerakker et al. 2011; Solis et al. 2012), aucune étude ne l'a faite chez l'homme. Dans la littérature, les auteurs ont seulement rapporté des valeurs de déformation globale (*i.e.* un ratio

du volume total (ou d'épaisseur) de tissu dans la configuration chargée par rapport au volume (ou à l'épaisseur) dans la configuration déchargée (*e.g.* dans (Brienza et al. 2018)) ce qui n'est pas suffisant. Par conséquent, les déformations des tissus internes prédites par les modèles EF représentant l'homme n'ont jamais été validées par des données expérimentales. Une des perspectives à court terme envisagée est de profiter du moyen d'imagerie ultrasonore utilisé dans le protocole expérimental pour quantifier les déformations internes des tissus la région pelvienne lors de l'assise et améliorer la modélisation de la transmission d'effort dans les différentes structures anatomiques.

Dans une perspective clinique, la cascade d'évènements biologiques, induite par un état mécanique donné des tissus et conduisant à des lésions irréversibles, est multifactorielle, et inclue une détérioration directe des cellules, des modifications du transport et du métabolisme à l'échelle de la cellule et du tissu, des facteurs ischémiques, une circulation lymphatique perturbée et potentiellement des lésions dues au phénomène de reperfusion (Gray et al. 2016; Linder-Ganz et al. 2006; Loerakker et al. 2011; Oomens 2013). C'est pourquoi, l'estimation des conditions mécaniques internes des tissus mous sollicités pourrait permettre d'améliorer la gestion et la prévention des escarres (Ceelen, Stekelenburg, Loerakker, et al. 2008; Gefen et al. 2008). Dans des travaux futurs, il serait intéressant et utile d'élargir le protocole d'acquisition à des personnes à mobilité réduite afin d'obtenir des données d'une population vulnérable et d'estimer la réponse interne des tissus mous lors de l'utilisation de nouveaux dispositifs médicaux (*e.g.* des nouveaux coussins anti-escarre). Ces estimations pourraient aussi avoir un impact sur le design d'exosquelette comme EMY (Enhancing Mobility) (Morinière et al. 2015), développé dans le cadre du projet BCI visant des personnes souffrant de tétraplégie, pour lequel les interfaces mécaniques sont indispensables. De ce point de vue, l'utilisation combinée de radiographies bi-planes basse dose et d'un système d'imagerie ultrasonore pourrait potentiellement améliorer certains inconvénients des protocoles basés sur l'IRM ou le CT-Scan car (i) grâce à un temps de modélisation relativement faible (5 heures par sujet) pour développer des modèles EF patient-spécifiques, de nombreux sujets peuvent être facilement

analysés afin d'avoir un aperçu de la variabilité interindividuelle (ii) une assise déchargé/chargé réaliste peut être facilement acquise pour des sujets sains.

En conclusion, nous avons proposé et évalué une méthodologie « rapide » pour générer un modèle EF 3D personnalisé de la région pelvienne simulant l'assise. Sa génération rapide a permis de mettre en évidence la variabilité inter individuelle importante, malgré la participation d'un faible échantillon de sujets sains. De plus, même si notre modèle EF ne représente pas aussi bien la géométrie interne que d'autres modèles de l'état de l'art, il permet tout de même de différencier les individus et d'obtenir des résultats en accord avec la littérature. Néanmoins, le modèle présenté ici soulève des problématiques importantes. Bien que sa construction soit plus rapide qu'un modèle issu de l'IRM, le protocole utilisé ne permet pas actuellement la participation de blessés médullaires et il ne rend pas accessible dans une routine clinique les déformations internes.

Chapitre 4

Travail-personnel - Modélisation simplifiée de la région pelvienne

Dans ce chapitre, on présente la méthodologie développée pour construire un modèle EF 3D local se basant sur quelques paramètres morphologiques cliniquement accessibles pour estimer les déformations internes subies par le tissu musculaire lors de l'assise. L'objectif est d'étudier la pertinence d'un tel modèle par rapport aux modèles EF 3D complet de la région pelvienne proposés dans l'état de l'art.

Ce travail a été présenté au congrès EPUAP (European Pressure Ulcer Advisory Panel) en septembre 2018, récompensé du prix « Journal of Tissue Viability and Journal of Clinical Biomechanics Award » et sera soumis dans *Clinical Biomechanics*.

4.1 Introduction

L'utilisation d'un modèle EF 3D patient spécifique de la région pelvienne est actuellement coûteuse et peu accessible à cause de processus d'acquisition, de construction et de traitement longs et gourmands en ressources. Ce contexte a soulevé une question : pour être cliniquement pertinent, est-il nécessaire d'être anatomiquement fidèle ?

En 2011, Portnoy *et al.* (Portnoy *et al.* 2011), développèrent un modèle analytique 2D avec les hypothèses suivantes : un tissu homogène unique, l'ischion représenté par une hémisphère, un comportement de tissu ne dépendant pas du sujet. Avec seulement 3 paramètres (pression externe, rapport muscle-graisse, épaisseur de tissu sous l'ischion), les maximums de contrainte de Von Mises de 12 sujets obtenus par ce modèle simple étaient relativement bien corrélés (R

= 0.4) à ceux estimés par le modèle EF semi-3D basé sur des acquisitions IRM de Linder-Ganz et *al.* (Linder-Ganz et al. 2008).

Dans la littérature, les paramètres morphologiques (tels que la courbure de l'ischion (Gefen 2007) ou l'épaisseur des tissus sous cutanée (Oomens et al. 2003)), le comportement des tissus mous (Luboz et al. 2014) et la force transférée à travers l'ischion sont considérés comme des paramètres ayant une influence majeure sur la réponse interne. Dans le même temps, de récentes études ont montré le potentiel de l'US pour la caractérisation des paramètres morphologiques, en particulier pour la mesure de l'épaisseur des tissus sous cutanés en regard de l'ischion (Akins et al. 2016; Swaine et al. 2017). Cependant, la mesure de la courbure de l'ischion reste peu robuste et les auteurs mettent en cause un manque de standardisation dans les protocoles de mesures (Swaine et al. 2017). Ensuite comme le soulignent Luboz et *al.* (Luboz et al. 2014) le comportement mécanique des tissus influence grandement la réponse mécanique prédite par les modèles, pourtant sa calibration reste encore aujourd'hui difficile et peu accessible en routine clinique. Pour résoudre cette problématique, Makhsous et *al.* (Makhsous et al. 2008) proposèrent une méthode basée sur une indentation par sonde US instrumentée d'un capteur d'effort susceptible d'être utilisable en routine clinique. La méthode a un fort potentiel. Néanmoins, avant de pouvoir l'utiliser pour caractériser le comportement des tissus représentés dans les modèles EF, plusieurs verrous restent à être surmontés comme, notamment, la standardisation de la force d'indentation et l'alignement/position de la sonde en regard de la zone anatomique indentée, la distinction des tissus indentés, la mise en place pratique de la mesure *etc.* Enfin les efforts mis en jeu sont relativement accessibles en utilisant des capteurs d'effort ou des nappes de pression ou en mesurant le poids afin de pouvoir l'imposer dans des modèles EF sous la forme de CL de Neumann (*cf.* section 1.3.2.2).

Dans la perspective de générer un modèle EF uniquement à partir de l'US et de capteurs d'effort, nous proposons ici un modèle EF 3D local de la région ischiatique généré à partir de paramètres potentiellement accessibles à partir de l'US et de capteurs d'effort. Afin d'évaluer sa capacité à capturer la réponse interne, les déformations maximales de cisaillement estimées

au sein du tissu musculaire lors de l'assise sont comparées à celles calculées par notre modèle 3D décrit dans le chapitre précédent et représentant l'ensemble de la région pelvienne. Enfin, une analyse de sensibilité est réalisée pour connaître l'influence relative des différents paramètres sur la réponse interne et la pertinence de leur prise en compte dans la modélisation.

4.2 Matériels et Méthodes

4.2.1 Participants

13 sujets sains sont inclus dans cette étude (8 hommes et 5 femmes) avec un âge, un poids et un IMC moyen respectivement de 26 ± 5 ans, 70 ± 9 kg, 22.6 ± 3.4 kg/m². Ces 13 sujets sont issus des deux campagnes d'acquisition précédemment conduites (*cf.* Chapitre 2).

4.2.2 Modèle EF 3D de référence

13 modèles EF 3D ont été générés avec la méthode décrite dans le chapitre précédent (*cf.* Chapitre 3). Ces modèles sont considérés dans ce chapitre comme les modèles de référence pour chacun des 13 sujets.

4.2.3 Modèle EF simplifié

4.2.3.1 Paramètres utilisés pour la construction du modèle

Comme décrit dans l'introduction, sept paramètres sont considérés et quantifiés pour 13 sujets. Puisque, pour chaque sujet, les deux ischions (gauche et droit) peuvent être à l'origine du maximum de déformation et représenter un risque de lésion, chaque côté est représenté (droit et gauche). 26 couples de paramètres sont donc à quantifier.

(i) Rayons de courbure

Deux rayons de courbure sont ici utilisés pour décrire la morphologie de chaque ischion. Ils correspondent aux deux rayons de courbure *RCCI1* et *RCCI2* extraits dans le protocole expérimental (*cf.* Chapitre 2) à partir des bassins reconstruits issus des acquisitions EOS.

(ii) Épaisseurs de tissus sous cutanés

L'épaisseur de tissu adipeux, eG , est extrait des acquisitions US dans la posture « assis déchargé » (cf. section 2.4.1.4). Elle n'est cependant acquise que pour un côté. Pour le côté opposé, on suppose que l'épaisseur eG est la même. Pour chaque côté, l'épaisseur totale de tissus sous cutanée est mesurée sur les radiographies EOS dans la posture « assis déchargé ». Pour rappel, l'épaisseur de tissu musculaire, eM , est calculée comme la différence entre l'épaisseur totale de tissus et eG .

(iii) Force transmise à l'ischion

La distribution de pression de contact à l'interface peau/support calculée par le modèle de référence dans la posture « assis chargé » est utilisée pour quantifier les forces respectives transmises à travers les deux ischions. La distribution de pression est d'abord interpolée sur une grille avec une résolution spatiale de 1 mm. Pour chaque point de la grille, on assigne la pression nodale du nœud surfacique du modèle plus proche. La force associée à chaque point de la grille est ensuite calculée en multipliant la pression nodale à la surface d'un élément de la grille (1 mm²). La grille est divisée en deux parties pour calculer une force F comme la somme des forces nodales pour le côté droit et gauche.

4.2.3.2 Modélisation

26 modèles sont développés pour représenter la réponse mécanique des deux côtés droit et gauche des 13 modèles de références (Figure 39).

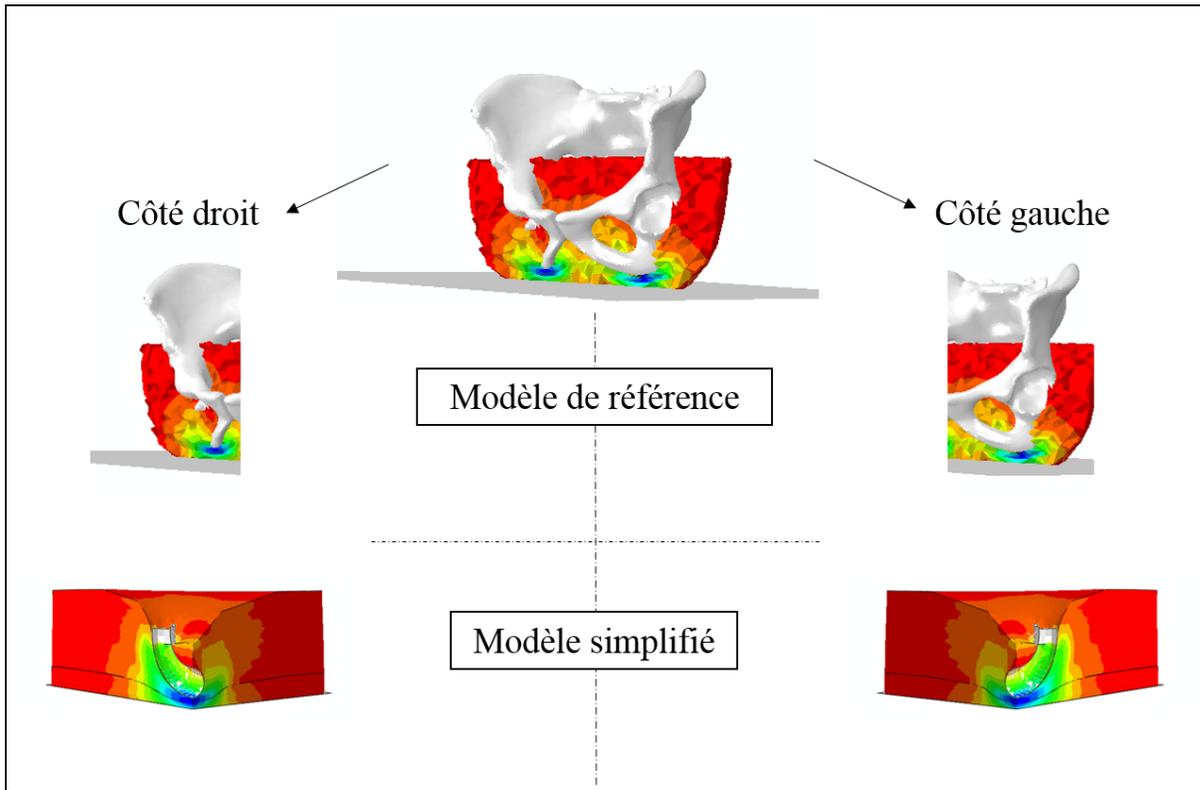


Figure 39 : Description schématique de la génération des modèles simplifiés à partir de la référence pour un sujet.

(i) Géométrie

Dans Abaqus, une courbe paramétrique C , définie à l'aide d'une portion de cercle de rayon $RCCI2$ est balayé par un demi-disque de rayon $RCCI1$ pour générer la géométrie de l'ischion (Figure 40). Un pavé droit de hauteur h et de surface $L \times L$ représente les tissus sous cutanées (graisse et muscle). Une étude de sensibilité a permis de montrer qu'un rapport L/h supérieur à 2 permettait d'avoir une solution indépendante de L . Une opération booléenne est ensuite réalisée pour soustraire l'ischion du pavé droit. La peau est modélisée comme une coquille d'épaisseur 1 mm au niveau de la partie basse du pavé droit. Un support rigide horizontal est enfin créé en contact avec la partie basse du pavé.

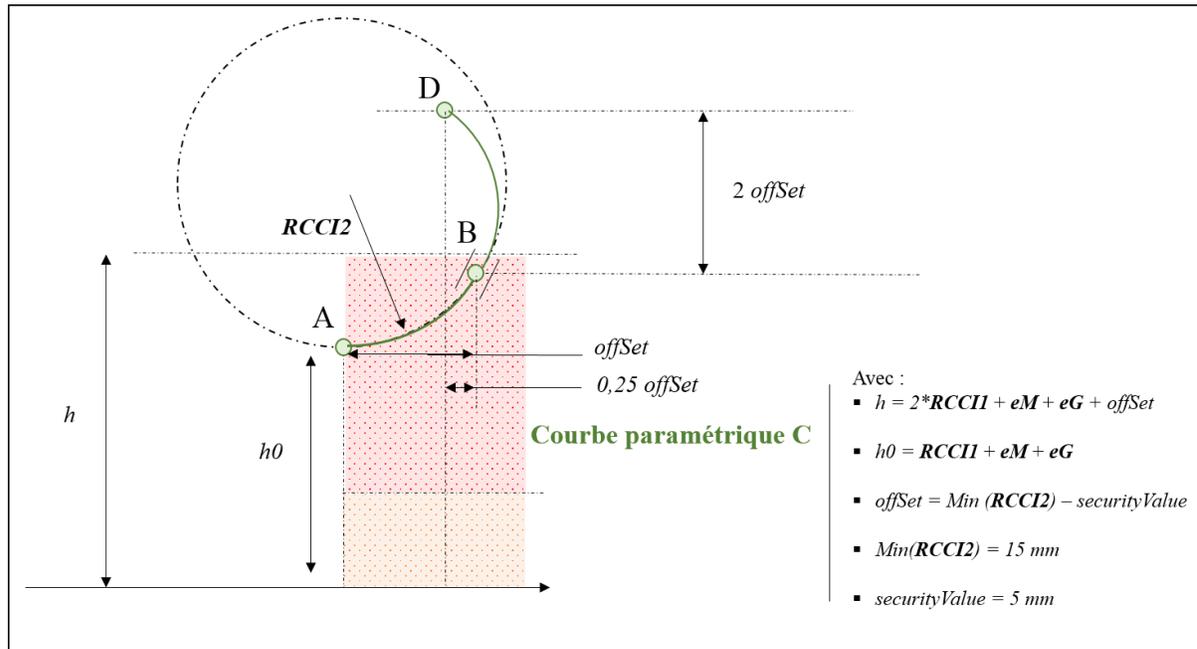


Figure 40 : Définition de la courbe génératrice, C, servant de support pour la construction de la géométrie de l'ischion par balayage par une hémisphère de rayon $RCCI2$. C est construite à l'aide d'un arc de cercle de rayon $RCCI2$ initié sur l'axe de symétrie du modèle à une hauteur $h0$ (point A) et contraint à une longueur horizontale égale à $offset$ (se terminant alors au point B) pour garantir une taille d'ischion égale entre les sujets. $offset$ est défini à partir du $RCCI2$ minimal (parmi nos 13 sujets) à laquelle est retranchée une valeur appelée $securityValue$ choisie arbitrairement en prévision des variations possibles du minimum $RCCI2$ sur un plus grand échantillon. Un point D est construit à une distance verticale de $2 \cdot offset$ par rapport au point B et une distance horizontale de $0,75 \cdot offset$ par rapport au point A. Enfin la courbe C est prolongée par un arc tangent au précédent (point B) et passant par le point D pour s'assurer que C reste à l'extérieur du pavé tout au long de la simulation.

(ii) Discrétisation

Les tissus mous sont maillés à l'aide d'éléments tétraédriques linéaires avec une formulation hybride (C3D4H) dans le logiciel de calcul EF Abaqus. L'ischion est supposé rigide et, tout comme la peau, est maillé à l'aide d'éléments coques triangulaires.

(iii) Comportement des tissus sous cutanés

Comme pour le modèle de référence, une loi hyper élastique de type Ogden du premier ordre est utilisée pour modéliser le comportement mécanique des tissus mous, (3.2.3.2 Comportement des tissus). Les mêmes paramètres matériaux que ceux utilisés dans le modèle de référence sont utilisés. Puisque α est constant et égal à 5 pour l'ensemble des sujets, les deux variables associées au comportement des tissus biologiques sont respectivement le module cisaillement du muscle uM et celui de la graisse uG .

(iv) Conditions aux limites

Pour les CL, tous les degrés de liberté de l'ischion sont contraints à être fixes excepté la translation verticale qui est permise. La force F est appliquée sur l'ischion. Seulement un quart du modèle est considéré et des contraintes de symétrie sont donc définies (Figure 39).

4.2.4 Étude de sensibilité

Une étude de sensibilité est réalisée pour quantifier l'impact des 7 paramètres d'entrée ($RCCI1$, $RCCI2$, eM , eG , uM , uG et F) sur les déformations de cisaillement maximales estimées par le modèle simplifié.

L'intervalle de variation de chaque paramètre est défini à partir de valeurs observées dans l'échantillon de 13 sujets étudiés. Pour chaque paramètre, trois niveaux sont considérés correspondant au minimum, à la moyenne et au maximum des valeurs observées parmi les sujets. 2187 combinaisons de paramètre ont ainsi été utilisées pour générer des sujets virtuels.

4.2.5 Post Traitement

(i) Quantité d'intérêt

Comme dans le chapitre précédent, les déformations sont définies à partir des allongements principaux. Les déformations principales de Green Lagrange sont ainsi calculées comme suit :

$E_i = \frac{\lambda_i^2 - 1}{2}$ avec λ_i ($i = I, II$ ou III) les allongements principaux. Le cisaillement maximal est défini de la façon suivante :

$$E_{max} = \frac{1}{2} * \max (|E_I - E_{II}|, |E_{II} - E_{III}|, |E_{III} - E_I|)$$

De la même manière que précédemment, une analyse par cluster est réalisée. Pour rappel, un « cluster » est défini comme l'union des éléments adjacents vérifiant les deux critères suivants : E_{Max} supérieure à 75 % et E_{III} supérieure à 45 %. Ces critères correspondent aux deux seuils de lésion observés par Ceelen et *al.* chez le rat (Ceelen, Stekelenburg, Loerakker, et al. 2008).

Puisque les maximums de déformation dans le modèle de référence sont majoritairement observés dans le tissu musculaire (*cf.* section 3.3.3) et que ce tissu serait particulièrement vulnérable au risque d'escarre du fait de son activité métabolique supérieure à celle de la graisse (*cf.* section 1.3.2.1.1), l'analyse de la réponse se borne au tissu musculaire.

Pour le modèle local, l'étude se limite donc aux éléments du tissu musculaire sous l'ischion. Puisque seulement un quart du modèle est représenté, il existe un axe de symétrie centré sous l'ischion. Par conséquent, l'ensemble d'étude choisi pour le modèle local correspond aux éléments en contact avec l'axe de symétrie et issus du tissu musculaire.

Du fait que dans la littérature les auteurs utilisent généralement (lorsqu'elle est définie) la définition de Cauchy ($\varepsilon_i = \lambda_i - 1$) pour les déformations (Linder-Ganz et al. 2007) et parce que la définition de Green Lagrange décrit mal les compressions importantes (avec une limite théorique de -50 %), la définition de Cauchy est également utilisée pour décrire les résultats de cette étude. Comme précédemment la déformation maximale de cisaillement est calculée en chaque point de Gauss à partir des déformations principales :

$$\varepsilon_{Max} = \frac{1}{2} * \max (|\varepsilon_1 - \varepsilon_2|, |\varepsilon_2 - \varepsilon_3|, |\varepsilon_3 - \varepsilon_1|)$$

Le maximum de déformation maximale de cisaillement de l'ensemble des sujets est ensuite extrait et analysé. Pour éviter toute confusion, le maximum de déformation maximale de cisaillement sera appelé par la suite : déformation de cisaillement maximale ou $max(\varepsilon_{Max})$.

(ii) Évaluation du modèle simplifié

Pour évaluer la pertinence du modèle simplifié par rapport au modèle de référence, le coefficient de corrélation de Pearson est calculé afin de quantifier la relation linéaire entre $max(\varepsilon_{Max})$ estimée par le modèle de référence et celle estimée par le modèle simplifié pour chaque sujet. Un graphique de Bland-Altman est aussi tracé pour visualiser l'erreur entre les modèles (moyenne et écart type).

(iii) Étude de sensibilité

Pour chaque paramètre, afin de mettre en évidence l'influence relative sur $max(\varepsilon_{Max})$ estimée par le modèle simplifié, une analyse de la variance à un facteur (ANOVA) suivie d'une comparaison des moyennes de $max(\varepsilon_{Max})$ entre les différents niveaux sont effectuées. Si les hypothèses d'homogénéité des variances et de distributions normales sont rejetées par respectivement le test de Levene et le test khi-deux pour les données utilisées, l'ANOVA est remplacée par un test de Kruskal-Wallis (Ciavardelli et al. 2016).

Lors de l'étude d'un paramètre, si une simulation ne converge pas pour un ou plusieurs niveaux, les trois simulations associées (simulations ayant ses 6 autres paramètres communs à la simulation qui n'a pas convergé) sont écartées de l'étude afin de garantir un même nombre de simulations pour les trois niveaux.

4.3 Résultats

4.3.1 Sujets et paramètres

Les paramètres des 13 sujets modélisés, pour les deux côtés droit et gauche, sont présentés dans le tableau ci-dessous (Tableau 15) :

Sujet	Côté	$RCCI$ (mm)	$RCCI2$ (mm)	eM (mm)	eG (mm)	uM (kPa)	uG (kPa)	F (N)	P_{Max} (kPa)
Exo1_2	D	6.9	19.7	28	10	8.00	8.00	196	69
	G	7.1	22.8	31	10	8.00	5.00	258	91
Exo1_5	D	6.8	20.3	16.2	14	6.25	3.75	251	45
	G	7.3	20.8	27.8	14	6.25	3.75	251	45
Exo1_6	D	8.5	18.9	31	19	6.25	3.75	324	71
	G	7.2	19.1	26	19	6.25	3.75	378	71
Exo2_2	D	7.0	24.8	26	14	8.00	6.25	329	75
	G	7.3	28.8	25	14	8.00	6.25	237	46
Exo2_4	D	6.7	20.3	21	11	8.00	2.75	194	46
	G	6.8	22.2	21	11	8.00	2.75	218	63
Exo2_5	D	6.9	22.8	21	25	8.00	8.00	244	58
	G	7.0	21.5	24	25	8.00	8.00	334	69
Exo2_7	D	7.0	29.9	28	9	8.00	2.75	302	84
	G	8.9	15.2	33	9	8.00	2.75	211	49
Exo2_8	D	6.7	18.1	29	22	1.00	4.50	246	141
	G	7.2	21.3	29	22	1.00	4.50	288	180
Exo2_9	D	7.3	30.3	19	35	4.50	2.75	429	56
	G	6.5	63.3	29	35	4.50	2.75	232	31
Exo2_10	D	5.5	52.1	36	23	2.75	4.50	268	34
	G	7.1	21.0	39	23	2.75	4.50	211	31
Exo2_12	D	7.0	24.0	38	30	6.25	6.25	296	43
	G	7.8	21.0	38	30	6.25	6.25	387	37
Exo2_13	D	4.8	30.2	22	16	4.50	2.75	305	104
	G	5.3	34.9	24	16	4.50	2.75	251	78
Exo2_14	D	7.3	27.1	22	12	6.25	4.50	223	69
	G	7.4	33.0	22	12	6.25	4.50	242	112

Tableau 15 : Paramètres utilisés pour construire les modèles des sujets pour chaque côté . Les abréviations D et G signifient respectivement les côtés droit et gauche.

4.3.2 Maximum de déformations et pressions externes

La simulation modélisant le côté droit du sujet ExoI2_8 n'a pas convergé et n'est, par conséquent, pas utilisée pour le calcul de la corrélation et de l'erreur du modèle local par rapport au modèle de référence.

L'histogramme ci-dessous (Figure 41) résume $max(\epsilon_{Max})$ estimée par le modèle de référence et par le modèle simplifié pour chaque sujet et chaque côté (droit et gauche). Le pic de pression externe calculé par le modèle de référence est aussi représenté.

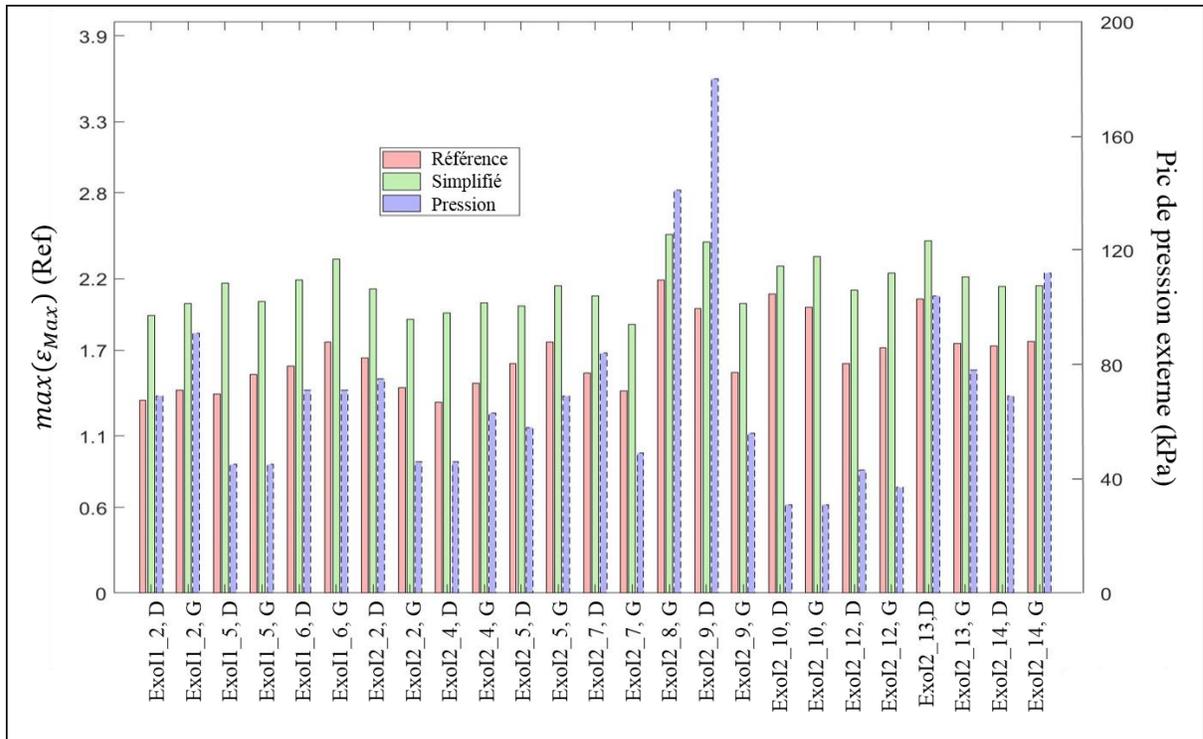


Figure 41 : Histogramme représentant le pic de pression (bleu, échelle de droite), $max(\epsilon_{Max})$ estimée par le modèle simplifié (vert, échelle de gauche) et par le modèle de référence (rouge, échelle de gauche) pour chaque sujet et côté.

Comme on peut le voir sur l'histogramme, le pic de pression externe ne varie pas de la même façon que la déformation de cisaillement maximale calculée par les deux modèles. Par exemple, pour le sujet ExoI2_12 la pression sous l'ischion droit est relativement faible mais $max(\epsilon_{Max})$ est

grande. Au contraire, pour le sujet ExoI2_7 le pic de pression relevé sous l'ischion droit est important alors que la déformation interne est faible.

Le coefficient de corrélation de Pearson entre les $max(\varepsilon_{Max})$ données par les deux modèles est de 0.90 ($p < 0.001$). En revanche, la corrélation entre le modèle de référence et les pics de pression est plus faible avec 0.43 ($p = 0.03$) (Figure 42).

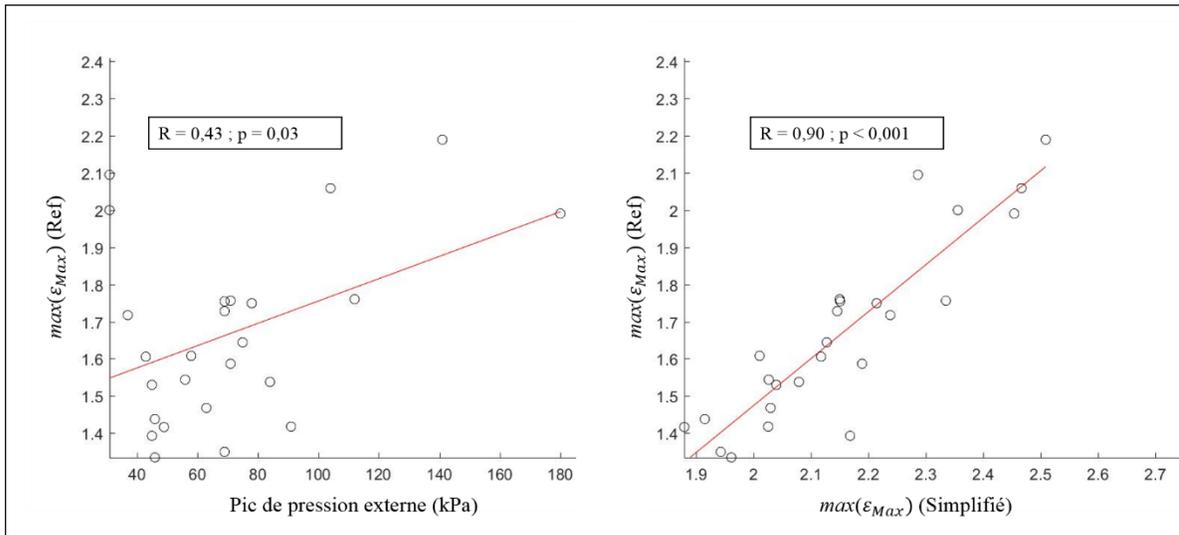


Figure 42 : (à gauche) $max(\varepsilon_{Max})$ estimée par le modèle de référence par rapport à la pression externe pour les 13 sujets, (à droite) $max(\varepsilon_{Max})$ estimée par le modèle de référence par rapport à celle prédite par le modèle simplifié.

Un graphique de Bland-Altman (Figure 43) est présenté ci-dessous, représentant la différence entre les valeurs de $max(\varepsilon_{Max})$ estimées par les deux modèles pour chacun des sujets et côtés. L'erreur moyenne est de 0.49 avec un écart type de 0.12.

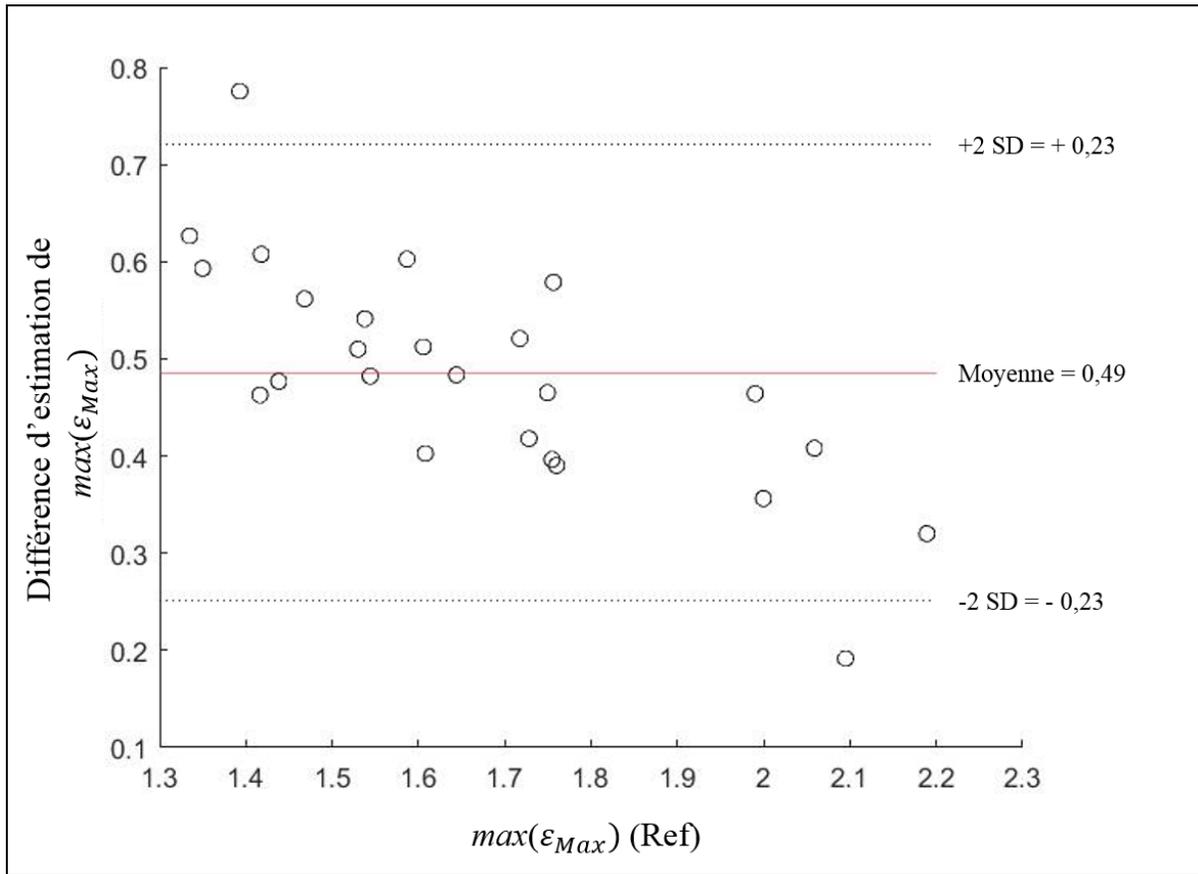


Figure 43 : Graphique de Bland-Altman comparant les $max(\epsilon_{Max})$ calculées par les deux modèles, référence et simplifié. SD est l'écart type de la différence d'estimation entre les deux modèles.

4.3.3 Etude de sensibilité

Sur le total de 2187 simulations, 250 simulations n'ont pas convergé (simulations NCs). La répartition des simulations NCs pour chaque paramètre est représentée sur l'histogramme ci-dessous :

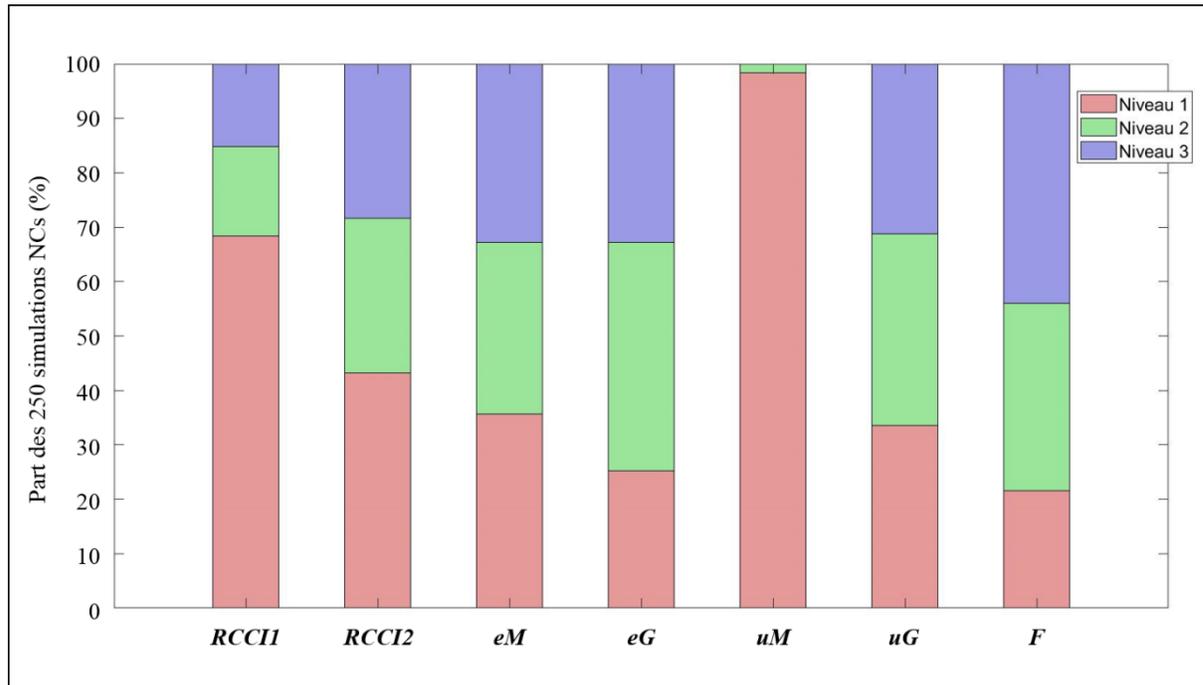


Figure 44 : Part respective en pourcentage des 250 simulations n'ayant pas convergé selon le niveau du paramètre (Niveau 1 : valeur minimale, Niveau 2 : valeur moyenne, Niveau 3 : valeur maximale) pour chaque paramètre.

Pour les paramètres *RCCI1*, *RCCI2*, *uM*, *uG* et *F*, soit l'homogénéité des variances ou la normalité des distributions ont été rejetées. Le test de Kruskal-Wallis a donc été utilisé pour ces paramètres au lieu de l'ANOVA afin d'évaluer la différence statistique entre les niveaux pour chaque paramètre. Les résultats sont résumés dans le tableau ci-dessous (Tableau 16):

Paramètres	Niveaux des paramètres			Simulations étudiées : nombre et pourcentage du total (%)	ANOVA ou Kruskal-Wallis p-value	$max(\epsilon_{Max})$ moyen parmi les simulations de chaque niveau			Effet
	Min	Moy	Max			Min	Moy	Max	
<i>RCCI1</i>	5 (mm)	7 (mm)	9 (mm)	1593 (73%)	<0.001	2.231	2.104	2.008	-0.222
<i>RCCI2</i>	15 (mm)	26 (mm)	63 (mm)	1758 (80%)	<0.001	2.290	2.138	1.983	-0.307
<i>eM</i>	19 (mm)	28 (mm)	39 (mm)	1767 (81%)	0.700	2.135	2.131	2.123	-0.012
<i>eG</i>	9 (mm)	19 (mm)	35 (mm)	1785 (82%)	0.559	2.136	2.143	2.127	-
<i>uM</i>	1.0 (kPa)	5.8 (kPa)	8.0 (kPa)	1446 (66%)	<0.001	2.379	2.098	1.955	-0.424
<i>uG</i>	2.8 (kPa)	4.5 (kPa)	8.0 (kPa)	1884 (86%)	0.07	2.171	2.157	2.136	-0.034
<i>F</i>	48 (N)	68 (N)	107 (N)	1824 (83%)	<0.001	2.000	2.147	2.291	+0.291

Tableau 16 : Effets des différents paramètres sur la déformation maximale de cisaillement au sein du tissu musculaire calculée par le modèle simplifié. Les valeurs mises en évidence (en gras) représentent les résultats marquants. Le nombre de simulations utilisées pour l'étude de chacun des paramètres est aussi renseigné de manière absolue et de manière relative par rapport au nombre total de simulations disponibles théoriquement.

Ces résultats montrent que 4 paramètres (*RCCI1*, *RCCI2*, *uM* et *F*) ont un impact significatif sur $max(\epsilon_{Max})$ ($p < 0.01$). Le module de cisaillement du muscle *uM* est le paramètre le plus influant. Une diminution de sa valeur entraîne une augmentation de $max(\epsilon_{Max})$. Dans une moindre mesure, les valeurs du plus petit et du deuxième rayon de courbure de l'ischion, respectivement *RCCI1* et *RCCI2*, sont aussi négativement corrélées à la déformation de cisaillement maximale. Au contraire, la force externe *F* est positivement corrélée à la déformation.

4.4 Discussion

L'objectif de ce chapitre était d'évaluer la capacité d'un modèle EF local, construit à l'aide d'un nombre limité de paramètres, à capturer la réponse interne du tissu musculaire – celle-ci étant calculée à l'aide d'un modèle EF complet de la région pelvienne. Nous nous sommes

limités ici à l'étude du tissu musculaire car les maximums de déformation estimés par notre modèle de référence sont majoritairement localisés dans le tissu musculaire (*cf.* section 3.3.3) et que le muscle serait particulièrement vulnérable au risque d'escarre (Oomens et al. 2015; Salcido et al. 1994). L'ambition à long terme est de tirer avantage du potentiel de l'US dans l'obtention des paramètres nécessaires à ce modèle local en routine clinique. L'influence des principaux paramètres mis en avant dans la littérature sur la réponse interne du tissu musculaire a aussi été étudiée.

Les résultats de cette partie montrent que les déformations de cisaillement maximales ($\max(\varepsilon_{Max})$) dans le tissu musculaire calculées pour 13 sujets par le modèle local évoluent de la même manière que celles estimées par le modèle EF 3D complet de la région pelvienne ($R = 0.90$ et $p < 0.001$). Il est tout de même à noter que les déformations prédites par le modèle local sont toujours plus importantes avec une erreur moyenne de 0.49 ± 0.12 . Néanmoins, une erreur systématique même importante ne constitue pas un problème pour différencier les individus en termes de déformation. Nos résultats confirment aussi que le pic de pression externe prédit de façon limitée les déformations subies par les tissus internes ($R = 0.43$ et $p = 0.03$) (Dabnichki et al. 1994; Linder-Ganz et al. 2008; Luboz et al. 2014).

Dans la littérature, certains auteurs se sont intéressés au développement et à l'évaluation de modèles simplifiés locaux construits à partir d'un nombre limité de paramètres (Agam 2008; Oomens et al. 2003; Portnoy et al. 2011). D'une part, ces modèles se basent sur des solutions analytiques d'un problème de contact de Hertz pour estimer le pic de pression de contact à l'interface os/muscle (Agam 2008) et la contrainte interne de Von Mises (Portnoy et al. 2011). Bien que ces modèles nécessitent de faibles ressources informatiques, facilitant le calcul en temps réel et la portabilité, leur comparaison avec un modèle de référence (en l'occurrence celui de Linder-Ganz et al. (Linder-Ganz et al. 2008)) montre une limite dans leur capacité à capturer la réponse à des sollicitations similaires. Ainsi la corrélation entre le modèle de Portnoy et al. et celui de Linder-Ganz et al. sur 12 sujets, est de l'ordre de 0.4. De plus, ces modèles ne permettent pas d'obtenir la déformation maximale de cisaillement, pourtant

identifiée comme un indicateur lésionnel dans des études animales (Ceelen, Stekelenburg, Loerakker, et al. 2008; Loerakker et al. 2011). D'autre part, à notre connaissance, seuls Oomens et *al.* ont proposé un modèle EF simplifié de la région ischiatique construit à partir d'un nombre limité de paramètres (Oomens et al. 2003). Pourtant ce type de modèle a permis d'étudier l'influence de paramètres d'entrée comme les propriétés matériaux de la graisse et du support, le ratio d'épaisseur de graisse sur l'épaisseur totale de tissu et le glissement entre le support et la graisse. Néanmoins, ce modèle n'a pas été confronté à un modèle EF 3D complet.

L'étude de sensibilité proposée ici montre que quatre paramètres ont une influence majeure sur la réponse de notre modèle simplifié : \mathbf{uM} le module de cisaillement de la loi de comportement Ogden assignée au tissu musculaire, $\mathbf{RCCI1}$ et $\mathbf{RCCI2}$, respectivement le plus petit et le second rayon de courbure de l'ischion et enfin \mathbf{F} , la force de la sollicitation. Une diminution des trois premiers paramètres conduit à une augmentation de la déformation maximale de cisaillement dans le tissu musculaire contrairement à \mathbf{F} qui est positivement corrélée à la déformation. Ce constat était prévisible en considérant l'ischion comme un indenteur s'enfonçant dans un tissu mou, mais il est aussi cohérent avec l'étude de sensibilité faite par Portnoy et *al.* avec son modèle analytique précédemment décrit (Portnoy et al. 2011). L'influence importante des deux rayons de courbure souligne que la prise en compte d'un unique rayon de courbure frontal pour décrire la proéminence osseuse (Akins et al. 2016; Linder-Ganz et al. 2008) peut être insuffisante pour capturer la variabilité interindividuelle de la réponse biomécanique du tissu musculaire. A notre connaissance, seulement l'étude de Swaine et *al.* (Swaine et al. 2017) a caractérisé l'ischion à partir de deux rayons de courbure décrivant le petit et long axe de l'ischion.

Notre étude de sensibilité montre également que l'impact du comportement du tissu adipeux \mathbf{uG} et des épaisseurs de tissus musculaires \mathbf{eM} et adipeux \mathbf{eG} sur les sollicitations subies par le tissu musculaire ne sont pas prépondérants. Ce constat n'est pas intuitif et n'avait pas été directement soulignée dans la littérature jusqu'à présent. Néanmoins, leur influence sur celles subies par le tissu adipeux a été décrite (Luboz et al. 2014; Oomens et al. 2003). En effet, Luboz

et *al.* avaient pu observer que le maximum de déformation augmentait avec la diminution de l'épaisseur de tissu musculaire (variation faite avec une épaisseur totale de tissu sous ischion constante). Cependant puisque les auteurs n'étudiaient que le maximum de déformation et qu'il était toujours dans le tissu adipeux près de l'interface muscle/graisse, l'influence des épaisseurs sur les déformations subies par le muscle n'avait pas été rapportée. Dans la même étude, le comportement du tissu adipeux était plus influent que le comportement du muscle sur les déformations de Von Mises maximales estimées par leur modèle. Cependant, ces déformations étaient, encore une fois, principalement situées dans le tissu adipeux. Ces constats ne contredisent pas nos résultats mais mettent en évidence l'intérêt de s'intéresser également au tissu adipeux en plus du tissu musculaire. Une perspective est donc d'étendre notre méthodologie et, en particulier l'étude de sensibilité, aux déformations subies par les autres tissus.

Néanmoins, les conclusions tirées par notre étude de sensibilité restent limitées à cause d'un défaut de représentation du domaine d'étude, dû aux simulations n'ayant pas convergé (NCs). Afin d'étudier les effets de chaque paramètre sur la déformation de cisaillement maximale estimée par le modèle local, nous avons choisi un plan d'expérience complet comprenant 7 paramètres pouvant prendre 3 valeurs différentes issues de notre échantillon de 13 sujets. Sur un total de 2187 simulations, 250 simulations n'ont pas convergé. En observant les paramètres de ces simulations NCs, on peut remarquer que plus de 90% des 250 simulations utilisaient une valeur de uM minimale. uM semble donc être un paramètre sensible et une valeur trop faible pourrait compromettre la convergence du modèle. De plus, le réalisme de la valeur de uM obtenue dans notre étude est discutable du fait de la méthode de calibration utilisée et l'absence de prise en compte du glissement dans nos modèles. En effet, la valeur obtenue pour un sujet n'ayant que très peu de tissu musculaire sous l'ischion lors de l'assise, du fait par exemple d'un glissement du gluteus, risque d'être sous-estimée avec notre méthode amenant à considérer les tissus comme « très mous ». Une caractérisation plus réaliste des paramètres matériaux et du phénomène de glissement entre les tissus pourrait constituer une réponse à cette problématique. De plus, nous avons choisi, lors de l'étude d'un paramètre, d'exclure les simulations associées

aux simulations NCs (avec six paramètres communs autres que celui étudié) afin de garantir des distributions dépendantes entre les différents niveaux du paramètre d'étude. Une conséquence de ce choix est le nombre différent de simulations utilisées pour estimer l'effet d'un paramètre qui limite la comparaison directe des effets entre les sept paramètres.

Une autre limite importante de notre étude concerne notre échantillon. Malgré la modélisation de 26 régions ischiatiques, seulement 13 sujets sains sont ici étudiés et aucun sujet paraplégique n'est modélisé. Ainsi, les plages de variation utilisées pour chaque paramètre seraient probablement différentes avec d'autres sujets. Il est donc tout à fait possible que les intervalles de variation de certains paramètres soient trop faibles pour expliquer leur impact réel sur les sollicitations internes dans le muscle.

En conclusion, les résultats obtenus dans ce travail montrent qu'un modèle local basé sur quelques paramètres compatibles avec une mesure en environnement clinique, peut permettre de capturer une importante partie de la réponse interne calculée par un modèle plus complet. De plus, mis à part le comportement du tissu adipeux, l'ensemble des paramètres étudiés semble important à prendre en compte. Dans la perspective de rendre plus accessible les déformations issues des modèles EF, il est indispensable d'obtenir ces paramètres en routine clinique. Cependant bien que, les épaisseurs de tissus eM et eG soient mesurables à l'aide de l'US (Akins et al. 2016; Swaine et al. 2017), que F puisse être obtenue à partir de la distribution de pressions externes, les paramètres prépondérants uM , $RCCI1$ et $RCCI2$ ne sont pas facilement accessibles pour le moment. Pour les rayons, la caractérisation de la morphologie ischiatique n'est pas reproductible mais une meilleure standardisation du protocole de mesure devrait être une solution (Swaine et al. 2017). Pour le module de cisaillement du muscle, il n'existe pour l'instant aucune méthode permettant de le déterminer dans ce contexte mais des travaux récents suggèrent que l'élastographie ultrasonore ou des tests d'indentations à l'aide d'une sonde US instrumentée d'un capteur d'effort pourraient permettre de quantifier uM (Makhsous et al. 2008).

Conclusion

Comme nous l'avons vu dans le chapitre 1, l'escarre n'est malheureusement pas une pathologie rare et reste encore aujourd'hui un problème de santé publique majeur. Bien que la prévention, essentiellement basée sur la pression externe et des contrôles cutanés, soit adéquate pour prévenir des escarres superficielles, elle reste insuffisante pour empêcher la formation des escarres profondes. En effet, la formation de l'escarre serait due à une combinaison de mécanismes de lésions induits par la déformation des tissus biologiques entre une surface de contact extérieur et une proéminence osseuse et les pressions externes ne sont pas directement prédictives de la réponse interne.

Ainsi, pour prévenir efficacement le développement des escarres lors de l'utilisation d'un nouveau moyen de suppléance comme l'exosquelette EMY, il est nécessaire d'être capable d'estimer les déformations internes subies par les tissus mous comprimés entre les proéminences osseuses et les interfaces de contact. Malgré le potentiel des modèles EF dans l'estimation des déformations, leur utilisation clinique ou industrielle est compromise pour différentes raisons liées à 1/ la construction du modèle 2/ la validation des résultats et 3/ le temps de calcul.

Concernant l'obtention des différents éléments constituant le modèle, la géométrie est aujourd'hui principalement obtenue à partir de l'IRM considéré comme le gold standard pour décrire la morphologie interne. Cependant, la génération de la géométrie reste lourde et limite l'utilisation extensive de ces moyens. De plus, son utilisation pratique dans le but d'acquérir des images de la posture « assis déchargé » peut être questionnée. Malgré des stratégies pertinentes pour reproduire une assise déchargée avec les contraintes de l'IRM fermé, un impact sur les acquisitions et par conséquent sur la géométrie initiale d'un modèle existe. De plus, les bénéfices d'une géométrie fidèle, obtenue grâce à l'IRM ne sont pas exploités du fait de l'absence de prise en compte du glissement entre les tissus. Ensuite, la variabilité biologique

apparente des comportements tissulaires semble inciter les auteurs à personnaliser le comportement des tissus tant celui-ci a un impact important sur la réponse mécanique. Mais cette personnalisation n'est possible aujourd'hui que de manière indirecte in vivo.

Concernant la validation, plusieurs méthodes existent mais aucune ne permet de valider la quantité d'intérêt : les déformations internes.

Concernant le temps de calcul, des solutions ont été proposées dans la littérature pour le réduire. Cependant elles nécessitent généralement de faire des hypothèses importantes qui pourraient avoir un impact significatif sur la déformation interne estimée. Pour le moment, seules des preuves de concept ont été proposées.

Malgré ces verrous, il existe aujourd'hui des opportunités pour rendre les modèles mécaniques plus accessibles dans un contexte clinique. Pour cela, deux objectifs ont été identifiés pour ce travail de thèse. Le premier concerne l'obtention de données expérimentales pertinentes pour représenter l'état mécanique dans les situations à risque et de disposer de données de validation actuellement inexistantes notamment de la déformation elle-même. Pour ce premier objectif, les potentialités de l'imagerie par ultrasons ont été explorées. Le deuxième objectif s'articule autour de la capacité à générer des modèles et des résultats cliniquement pertinents dans un cadre qui soit compatible avec le milieu clinique.

Contributions

La première étape de notre démarche était de développer un protocole expérimental capable de fournir, relativement rapidement, les ressources nécessaires à la création d'un modèle EF 3D patient spécifique, en se basant sur différents systèmes d'acquisition (EOS, US, scan optique, capteur d'effort et nappe de pression). En particulier, la position « assis déchargé » est obtenue sans aucun appui près de la région pelvienne ou fémorale, ce qui est rendu possible grâce à la vitesse d'acquisition d'EOS et du système ultrason (de l'ordre de quelque seconde) permettant le maintien de la position par le sujet avec appui sur les membres supérieurs. Au cours de cette

thèse, une base de données de 22 sujets a ainsi été constituée et les potentialités de l'US pour l'obtention de la géométrie et pour la validation ont été évaluées. En particulier, nous avons pu constater que la mesure des déformations directement à partir de l'US dans deux plans orthogonaux n'était pas satisfaisante en raison des grandes déformations dans les deux plans. Et bien que la mesure des épaisseurs de tissus soit facilement accessible, la courbure de l'ischion reste encore problématique à extraire avec des mesures US.

La seconde étape de notre démarche était le développement d'une méthode rapide de génération d'un modèle EF 3D de la région pelvienne construit à partir des données de notre protocole expérimental. Les résultats obtenus étaient concordants avec ceux des modèles de la littérature, avec des déformations maximales dans le tissu musculaire en regard d'un ischion (droit ou gauche). A notre connaissance, notre modèle est le seul modèle EF 3D de la région pelvienne modélisant 6 sujets. Ceci nous a permis de montrer que les déformations internes estimées peuvent être très variables d'un individu à un autre lors de l'assise. Et ces résultats soulignent l'importance de représenter plusieurs sujets pour envisager les différentes conséquences d'une même sollicitation externe sur les déformations internes.

Enfin, la dernière étape était de simplifier le modèle EF 3D de la région pelvienne pour diminuer les ressources nécessaires à l'estimation des déformations internes. En modélisant 26 appuis ischiatiques (issu d'un échantillon de 13 sujets sains) seulement à travers 7 paramètres, nous avons pu observer une importante corrélation ($R = 0.90$, $p < 0.001$) des déformations internes maximales estimées entre ce modèle et celles obtenues à l'aide du modèle EF 3D complet. Nos résultats confirment aussi que le pic de pression externe prédit de façon limitée les déformations subies par les tissus internes. De plus, une étude de sensibilité a permis de distinguer le plus petit rayon de courbure de contact ischiatique et le module de cisaillement du muscle comme des paramètres avec une forte influence sur les déformations estimées dans le tissu musculaire, contrairement au module de cisaillement de la graisse qui n'avait pas d'impact significatif sur la réponse. Ces résultats témoignent de la pertinence des modèles EF

3D se basant uniquement sur quelques paramètres et justifient les efforts mis en avant par la littérature pour caractériser, localement, un sujet avec des systèmes d'imagerie tel que l'US.

Critique du travail

La principale limite de notre étude est qu'elle ne permet ni d'expliquer ni d'étudier ce qu'il se passe chez les sujets tétraplégiques lors de l'assise, sujets tétraplégiques qui représentent pourtant les personnes les plus vulnérables au risque d'escarre et les utilisateurs cibles de l'exosquelette EMY. En effet, bien que la construction du modèle soit plus rapide qu'un modèle issu de l'IRM, le protocole utilisé ne permet pas actuellement la participation de blessés médullaires et il ne rend pas accessible dans une routine clinique les déformations internes.

Une autre limite concerne la prise en compte glissement. En effet, de même qu'il a déjà été rapporté dans la littérature (Sonnenblum et al. 2015), nous avons pu observer le glissement du muscle et potentiellement l'absence de tissu musculaire sous l'ischion lors de l'assise pour certains sujets. Toutefois, nous n'avons pas modélisé le glissement entre les tissus adipeux et musculaire dans nos modèles EF. Plusieurs raisons expliquent ce choix. D'abord la convergence du problème s'en trouve simplifiée, ensuite le manque d'information sur l'interface entre les différents tissus internes caractérisant notre protocole aurait limité le bénéfice du glissement.

Ce choix de modélisation (absence de glissement entre les tissus) implique tout de même que les déformations calculées par le modèle doivent être interprétées comme des mesures virtuelles impliquant la morphologie interne en plus des efforts externes. Cependant, elles ne doivent pas être considérées comme des déformations réalistes. Une autre conséquence plus dérangeante de l'absence de glissement dans le modèle concerne son impact sur notre méthode de calibration du comportement des tissus. Comme décrit dans le chapitre 3, l'absence de muscle sous ischion pourrait entraîner une sous-estimation de la rigidité du tissu musculaire et par extension à une surestimation des déformations internes subies.

La méthode actuelle manque aussi d'éléments de validation. Une évaluation externe n'implique pas forcément une bonne réponse interne. De plus, du fait que la nappe de pression utilisée pour l'évaluation du modèle n'était pas adaptée à une assise sur support rigide où les pressions externes dépassent les 45 kPa.

Enfin bien que le modèle simplifié EF soit pertinent à utiliser pour estimer les déformations (avec les hypothèses précédemment avancées) et que sa génération soit rapide, les paramètres nécessaires à sa construction sont encore aujourd'hui difficiles à obtenir en routine clinique, en particulier le comportement des tissus.

Perspective

Pour assurer l'intégrité d'un utilisateur dans l'exosquelette EMY, il est nécessaire de pouvoir évaluer le risque d'apparition d'escarre. Pour répondre à cette problématique, nous avons cherché à rendre accessible la déformation mais de nombreux verrous restent encore à être résolus, ouvrant plusieurs perspectives.

A court terme et à l'échelle de notre modèle, l'évaluation du modèle de référence pourrait être améliorée en utilisant par exemple une nappe de pression plus adaptée ou en comparant l'enveloppe finale du modèle avec le contour visible lors de l'acquisition EOS « assis chargé ». Néanmoins, une validation des déformations internes serait encore plus intéressante. Notre mesure expérimentale de la déformation était limitée à deux plans orthogonaux, la rendant peu adaptée pour décrire des mouvements et déformations 3D complexes. Dans des travaux futurs, l'utilisation d'une sonde 3D pourrait être utilisée pour résoudre ce problème.

La suite de ce travail passe aussi par le développement de méthodes expérimentales accessibles pour mesurer les paramètres du modèle simplifié. Car bien que nous ayons essayé, ici, de rendre la génération de notre modèle la plus accessible possible, de nombreuses problématiques ont été soulevées et empêchent toujours sa confrontation en routine clinique. D'abord, la

caractérisation de la proéminence osseuse est particulièrement difficile à obtenir aujourd'hui dans le cas de l'assise. L'utilisation d'un tabouret avec une sonde fixe semble, selon nous, un bon moyen de rendre la mesure moins gênante pour le sujet et de standardiser la mesure pour résoudre les problèmes de reproductibilité de mesure (Akins et al. 2016; Swaine et al. 2017), en particulier en standardisant l'assise à l'aide du pic de pression. Néanmoins, la qualité de nos acquisitions US était de mauvaise qualité par rapport à celles présentées par Swaine et *al.* et ne permettait pas une bonne visibilité de l'ischion.

Un autre frein à l'accessibilité de notre modèle est la personnalisation du comportement des tissus mous, un frein d'autant plus important que le module de cisaillement du muscle est le facteur prépondérant sur la réponse de notre modèle simplifié. Une indentation avec l'US comme suggérée par Makhsous et *al.* semble être une première étape pour différencier les individus mais nécessite des travaux supplémentaires pour valider la méthode. Par exemple, la méthode pourrait être utilisée sur des couches de matériaux hyper élastiques avec un comportement connu. De plus, d'autres verrous restent à être surmontés, comme par exemple la standardisation de la force d'indentation et de l'alignement/position de la sonde en regard de la zone anatomique indentée, la distinction des tissus indentés, la mise en place pratique de la mesure *etc.*

A moyen terme, comme évoqué dans les limites de ce travail, la simulation d'un glissement réaliste des tissus, propre à un sujet est également une perspective importante. En effet, il est vraisemblable que l'escarre profonde s'initie dans le tissu adipeux pour des blessés médullaires lorsque les tissus musculaires sont atrophiés au point de laisser l'ischion compresser uniquement le tissu adipeux lors de l'assise. Malheureusement, les mécanismes de lésion dans le tissu adipeux sont aujourd'hui très peu renseignés dans la littérature du fait que les muscles sont supposés beaucoup plus sensibles à la compression que la peau ou la graisse (Bouten 1996; Gefen 2009a; Oomens et al. 2015) (*cf.* section 1.3.2.1.1). Rendre les modèles plus réalistes en considérant les glissements internes devrait aider à améliorer la compréhension

macroscopique du développement des escarres profondes et pourrait donc améliorer la prévention actuelle.

A plus long terme, si les problèmes d'accessibilités des modèles EF ont été résolus, des efforts devront être fait pour répondre à la question du seuil temps/déformation à utiliser pour gérer le risque d'escarre. Cela sous-entend en particulier de pouvoir caractériser le comportement des matériaux en prenant en compte l'évolution temporelle de sa réponse. Même si les déformations sont suspectées d'être à l'origine des mécanismes de dégâts, les déformations estimées par les modèles ont été très peu confrontés à des cas cliniques (Linder-Ganz, Shabshin, and Gefen 2009). Une campagne de mesure dans des services pour lesquelles l'incidence de l'escarre est importante pourrait donner des informations sur ce seuil. Pour répondre plus clairement à la problématique de l'exosquelette, il pourrait aussi être intéressant de corrélérer, par exemple, un inconfort associé à un serrage, avec le temps et la déformation maximale induit par l'orthèse chez des sujets sains dans le but de donner des ordres de grandeurs à ne pas dépasser pour des sujets tétraplégiques et disposer de seuils infra-lésionnels. Toutefois, il est prévisible que ces seuils soient dépendants du patient et de la localisation anatomique de la déformation.

Comme nous l'avons mis en évidence à l'issue de l'état de l'art, deux directions principales de recherche complémentaires intéressent la communauté : d'une part, un axe destiné à comprendre le lien entre la déformation d'origine mécanique et la formation de la lésion au niveau cellulaire et d'autre part, un axe ayant pour objectif d'accéder à la mesure ou la prédiction de la déformation tissulaire au niveau macroscopique.

Le présent travail a permis d'apporter une contribution significative au niveau macroscopique dans ce deuxième axe et devra être complété pour faire le lien avec les travaux issus du premier axe sur les mécanismes microscopiques décrivant les réponses biochimiques ou biologiques des tissus soumis à des sollicitations mécaniques.

Annexe A

Déformation

A.1 Définition générale de l'allongement

La définition générale présentée rapidement ici est issue de la documentation d'Abaqus 6.14.

Lorsqu'un corps défini par un domaine Ω est sollicité, les particules initialement situées à une position X vont se déplacer vers une nouvelle position x . En supposant la conservation de matière, chaque position x sera issue d'une position X . Il est possible alors d'écrire la position actuelle x comme :

$$x = x(t, X)$$

La variation de x par rapport à X correspond au gradient de déformation que l'on peut écrire sous la forme :

$$F = \frac{\partial x}{\partial X}$$

Cette formulation constitue deux problématiques pour décrire la façon dont se déforme le corps. D'une part, en l'absence de mouvement rotatif du corps rigide, l'absence de déformation est caractérisée par un gradient de déformation égale à l'identité I , qui en trois dimension s'écrit sous la forme :

$$I = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Or les conventions préfèrent une notation donnant une matrice nulle lorsque la déformation est nulle. D'autre part, F prend en compte les rotations du corps, ainsi un corps rigide affecté d'une rotation aura un gradient de déformation qui ne sera pas égal à l'identité.

Cependant, il est possible de décomposer le gradient de déformation comme une rotation pure de corps rigide R , suivi d'une pure déformation dans trois directions orthogonales V . F peut alors s'écrire sous la forme :

$$F = V * R$$

Pour isoler les déformations pures décrites par V , on calcule généralement le tenseur gauche de Cauchy Green défini comme :

$$C = F * F^T = V * R * R^T * V^T = V * V$$

Avec X^T la transposé de X .

En diagonalisant C , il est possible d'obtenir les allongements principaux $\lambda_{I,II,III}$ au carré dans des directions principales $n_{I,II,III}$ de la configuration actuelle tels que :

$$C = \lambda_I^2 * n_I * n_I^T + \lambda_{II}^2 * n_{II} * n_{II}^T + \lambda_{III}^2 * n_{III} * n_{III}^T$$

L'allongement λ représente la variation d'une longueur suivant un axe. Par exemple pour un problème en 1D d'une barre de longueur L_0 comprimé jusqu'à une longueur $L = \frac{L_0}{4}$ (Figure 45), la variation de longueur peut être décrite par un allongement λ tel que :

$$\lambda = \frac{L}{L_0} = \frac{1}{4}$$

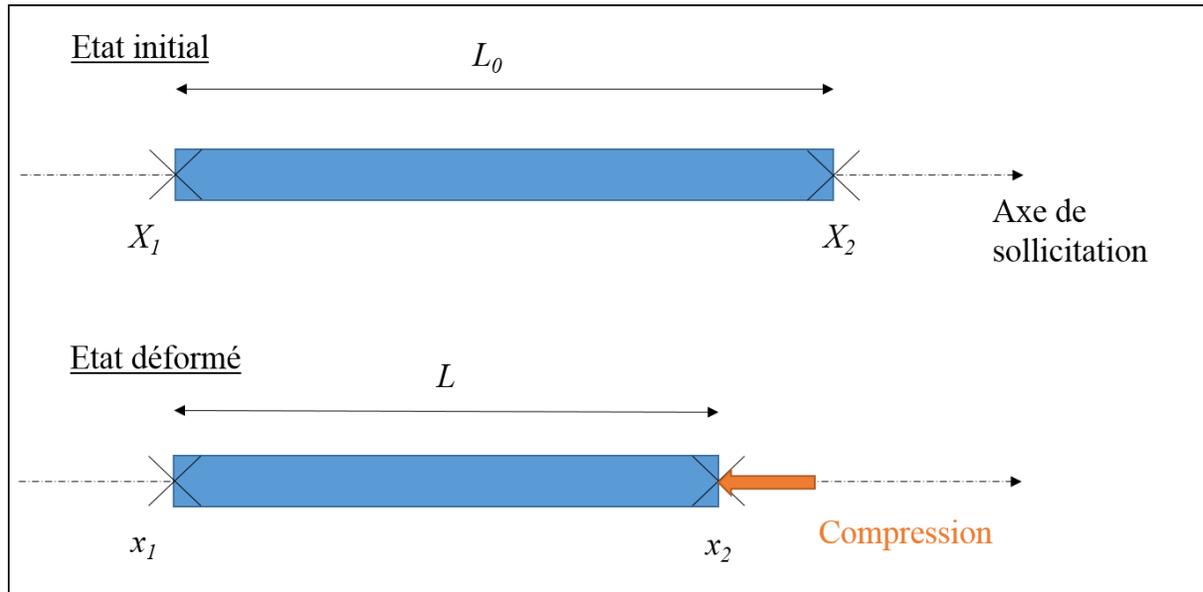


Figure 45 : Exemple de barre avec deux particules positionnées aux extrémités (X_1 et X_2) compressée.

Les allongements principaux $\lambda_{I,II,III}$ correspondent donc à la variation de longueur suivant trois axes orthogonaux définis par les directions principales $n_{I,II,III}$. Puisque l'allongement est toujours positif, on obtient simplement à partir de C les allongements principaux.

Les allongements principaux ainsi définis ne prennent plus en compte les rotations. Cependant l'absence de déformation est toujours caractérisée par un allongement de 1 (longueur inchangé suivant l'axe). C'est pourquoi des formulations f ont été proposés pour passer des allongements principaux $\lambda_{I,II,III}$, aux déformations principales $e_{I,II,III}$ avec :

$$e_{I,II,III} = f(\lambda_{I,II,III})$$

A.2 Définitions particulières

Les définitions de f décrites ici sont illustrées pour un problème 1D d'une barre comprimée suivant l'axe de la barre (Figure 45). L'ensemble de ces fonctions f peut être généralisé aux

problèmes 3D en les appliquant aux allongements principaux précédemment décrits et ont été définis de façon à respecter les contraintes suivantes :

- $f(\lambda = 1) = 0$
- $\frac{df}{d\lambda} = 1$ pour $\lambda = 1$
- $\frac{df}{d\lambda} > 0$ pour $\lambda > 0$

Ces formulations donnent des résultats proches pour de petits allongements (Figure 46).

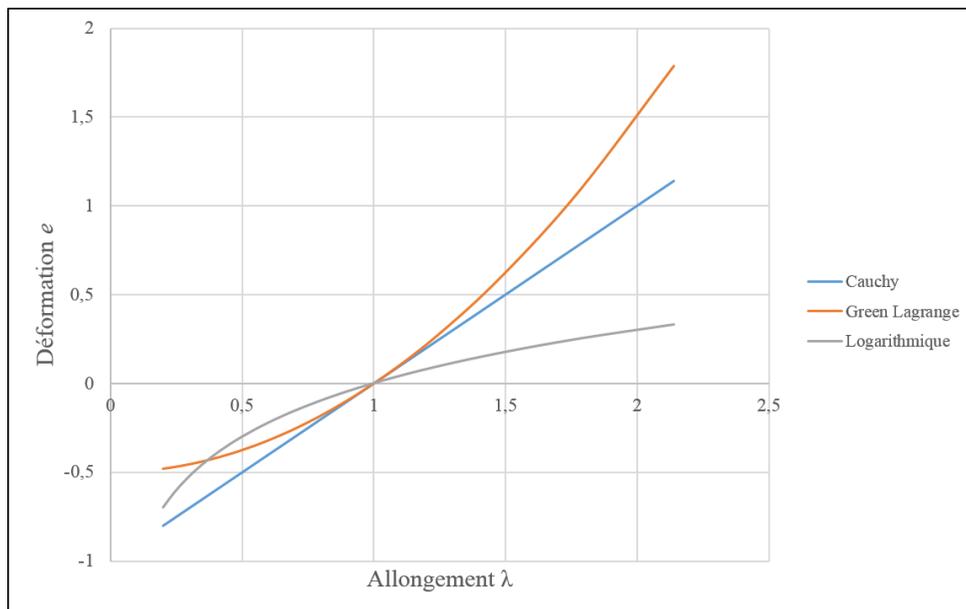


Figure 46 : Représentation des trois principales définitions de déformation en fonction de l'allongement.

A.2.1 Déformation de Cauchy

La déformation de Cauchy ou aussi appelée déformation nominale est définie sous la forme :

$$e = f(\lambda) = \lambda - 1$$

Dans l'exemple précédent, si l'allongement est de $\frac{1}{4}$ alors $e = \frac{1}{4} - 1 = -\frac{3}{4} \sim -\mathbf{0.75}$.

A.2.2 Déformation de Green Lagrange

La déformation de Green Lagrange est définie sous la forme :

$$e = f(\lambda) = \frac{1}{2} * (\lambda^2 - 1)$$

Dans l'exemple précédent, si l'allongement est de $\frac{1}{4}$ alors $e = \frac{1}{2} * \left(\frac{1}{16} - 1\right) = -\frac{15}{32} \sim -\mathbf{0.47}$.

A.2.3 Déformation logarithmique

La déformation de Green Lagrange est définie sous la forme :

$$e = f(\lambda) = \ln(\lambda)$$

Dans l'exemple précédent, si l'allongement est de $\frac{1}{4}$ alors $e = \ln\left(\frac{1}{4}\right) \sim -\mathbf{1.4}$.

Annexe B

Protocole expérimental

B.1 Matériel des protocoles

B.1.1 Liste

On liste de manière exhaustive l'ensemble du matériel utilisé par ordre d'importance (subjectif):

- Tabouret expérimental
- Nappe de pression : TexiMat*
- Système d'acquisition EOS
- Système d'acquisition ultrasonore : Aixplorer
- Scanner optique portable : Einscan* et Structure Sensor*
- Salle d'analyse du mouvement : VICON
- Plateforme de force
- Ordinateur (x2)
- Marqueurs optoélectroniques (x7 pour sujet et x3 pour calibration)
- Balance
- Scotch double-face hypoallergénique
- Scotch double-face basique
- Plaque amovible
- Goniomètre
- Tournevis
- Appareil photo

Les caractéristiques techniques des systèmes d'acquisitions signalés par un (*) sont décrites dans les parties ci-dessous.

B.1.2 Scanner optique

B.1.3 Einscan

L'Einscan de Shining 3D est un scanner 3D portable à lumière blanche structurée. Son principe de fonctionnement consiste à projeter un motif lumineux sur l'élément à scanner et à analyser les déformations du motif. La résolution maximale de Einscan donnée par le fabricant est de 0.16 mm.

B.1.4 Structure Sensor

Pour la deuxième campagne d'acquisition (ExoI2), Einscan a été remplacé par le scanner optique Structure Sensor fabriqué par Occipital®. Son principe est relativement similaire mais projette une lumière infra-rouge structurée au lieu d'une lumière blanche. La résolution maximale de Structure Sensor est de 0.05 mm pour une distance d'acquisition de 40 cm.

B.1.5 Nappe de pression

La nappe de pression utilisée dans cette étude est la nappe « TexiMat » fabriquée par TexiSense à partir d'une technologie résistive. TexiMat est composée de 1024 capteurs de pression (32 x 32) sur une surface active de 460 x 460 mm. La dimension d'un capteur est de 5 x 5 mm et la distance entre deux capteurs est de 14.7 mm. La plage de mesure, spécifiée par le fabricant, d'un capteur de pression est de 0.3 à 45 kPa avec une précision de $\pm 10 \%$. Enfin, la fréquence d'acquisition de la nappe est de 10 Hz.

B.2 Recalages repère sonde par rapport au repère tabouret

Pour le recalage du repère sonde par rapport au repère tabouret, une acquisition EOS est réalisée avec le tabouret et la sonde dans la configuration frontale. Une acquisition similaire est réalisée avec la sonde dans la configuration sagittale.

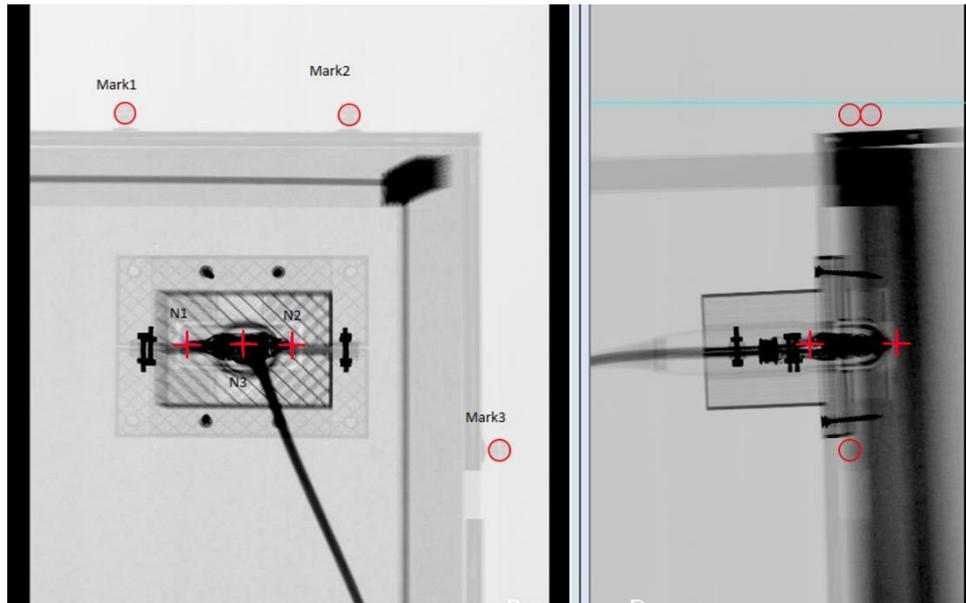


Figure 47 : Recalage de la sonde par rapport au tabouret.

Un opérateur pointe alors trois points sur la sonde correspondant aux extrémités supposées de la sonde (N1, N2 et N3) (Figure 47). Des marqueurs sont recalés sur les contours visibles (Mark1, Mark2 et Mark3) dans les deux plans d'acquisitions.

A partir des marqueurs sonde un repère technique est créé ($T_{Sonde/EOS}$), de même pour le tabouret ($T_{Tabouret/EOS}$). On obtient alors la matrice de passage du Tabouret vers la sonde ($T_{Sonde/Tabouret}$) :

$$T_{Sonde/Tabouret} = T_{Sonde/EOS} * T_{Tabouret/Sonde}^{-1}$$

Cette matrice permet de connaître la position du repère sonde lorsque les marqueurs tabouret sont visibles dans d'autres acquisitions.

B.3 Etude de reproductibilité de la méthode de sauvegarde de la position

B.3.1 Méthode de sauvegarde

Lorsque le sujet est en position, ses cuisses sont en contact avec les barres métalliques antérieures du tabouret (instruction de mise en position). Afin de sauvegarder la position, un marqueur est d'abord placé sur chacune des deux cuisses, de façon à l'aligner avec la rainure de la barre métallique (Figure 48). Trois marqueurs sont ensuite placés autour de chaque pied, un au niveau du talon et un de chaque côté en contact avec les têtes des métatarses.

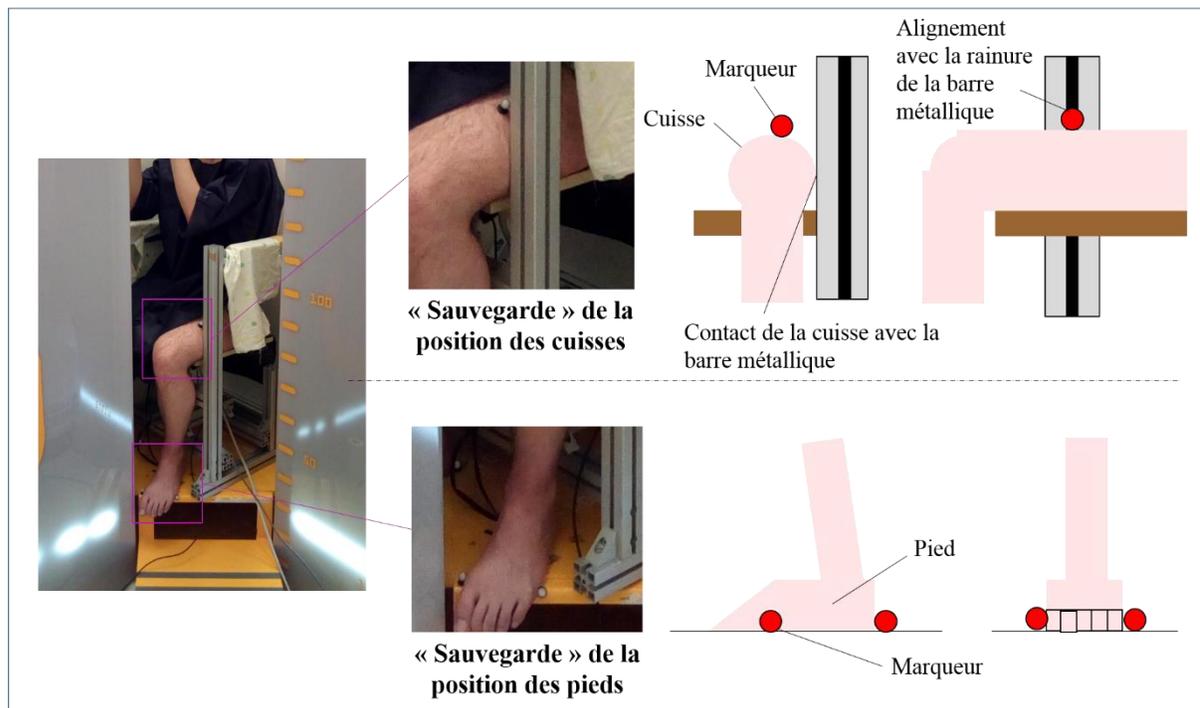


Figure 48 : Représentation de la « sauvegarde » de l'assise (uniquement côté gauche).

B.3.2 Etude de reproductibilité

Afin d'assurer que cette méthode de sauvegarde soit pertinente, une étude de reproductibilité a été conduite.

Deux sujets ont participé à un protocole préliminaire consistant à : (i) se mettre en position (cuisse en contact et pic de pression centré) (Figure 23); (ii) un opérateur place alors les marqueurs pour « pour sauvegarder la position » ; (iii) le sujet se lève et sort de la cabine ; (iv) le sujet se rassoit (position finale) sur le tabouret en se repositionnant avec soin à l'aide des marques précédemment définis. La position finale est considérée correcte si le pic de pression est de nouveau en regard de la sonde (à l'intersection des deux rectangles, *cf.* Figure 23). La procédure a été répétée 5 fois par sujet.

Sur un total de 10 sauvegardes, la position finale était toujours correcte.

B.4 Quantification du comportement des tissus sous cutanées par indentation d'une sonde US sur cuisse

B.4.1 Acquisition expérimentale

Le sujet est assis avec sa jambe droite tendu et posé sur un support mi-hauteur de la chaise. On demande au sujet de se détendre et de relâcher les muscles de la jambe et particulièrement ceux de la cuisse (Figure 49).

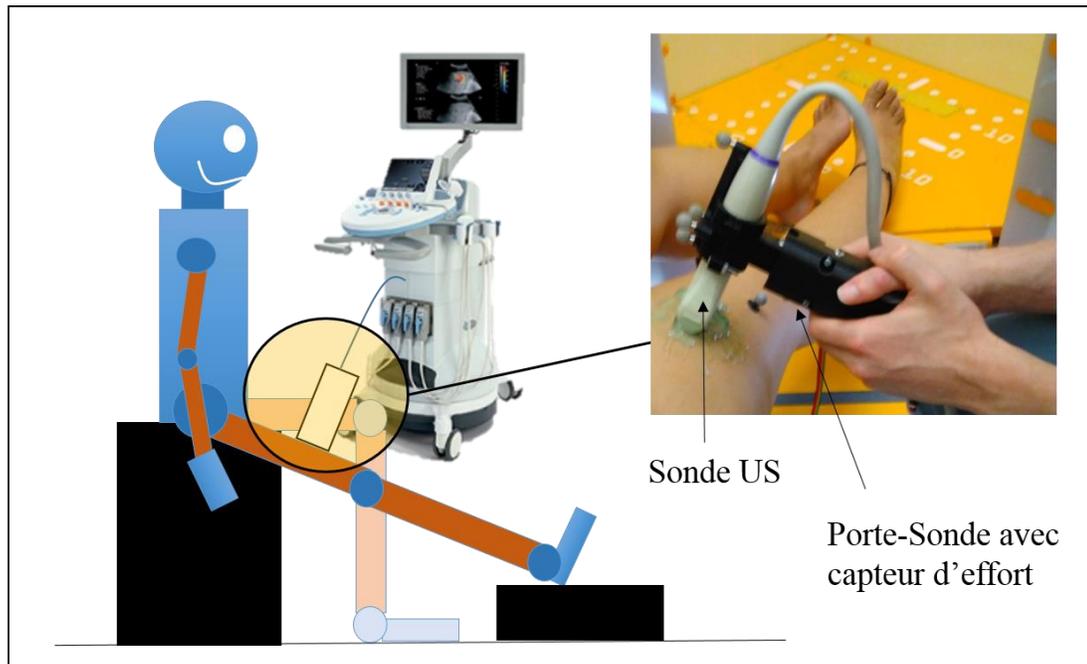


Figure 49 : Représentation de la mesure d'indentation sur cuisse avec une sonde instrumentée d'un capteur d'effort.

Le porte sonde instrumenté est d'abord attaché à la sonde du système ultrason. Puis un opérateur parcourt la circonférence au niveau du tiers de la cuisse avec un plan d'acquisition transverse, pour trouver le fémur. Une fois le fémur visible, la sonde est tournée pour avoir un plan d'acquisition dans la direction des fibres musculaires. Du gel est placé sur la région d'intérêt. Trois indentations avec la sonde sont alors faites sur cette région. Une acquisition ultrason est lancée en début d'indentation. Par le biais d'un montage électronique (Arduino®), l'acquisition ultrason entraîne l'enregistrement de l'effort mesuré par le capteur d'effort monté sur le porte sonde.

B.4.2 Traitement

Pour analyser chacun des tests d'indentation, une première phase consiste à extraire la variation d'épaisseur de tissu entre le fémur et la sonde lors du test. On ne s'intéresse pas ici à caractériser chaque tissu mou mais à caractériser l'ensemble comme un matériau composite. Pour ce faire,

un programme développé dans Matlab détecte automatiquement le contour du fémur et calcule l'épaisseur de tissus mous entre ce contour et le bord de l'image. Ce traitement est fait pour chacune des images du test d'indentation à traiter. Pour chacune des images du test d'indentation, on dispose alors d'une épaisseur et d'un effort Des déformations (Cauchy) sont calculées à partir de la variation d'épaisseur suivant la formule suivante :

$$e = 1 - \frac{l}{l_0}$$

Avec l_0 l'épaisseur initiale de tissus mous entre la peau et le fémur mesurée lorsque aucun chargement est appliqué (présence de gel entre la sonde et la peau), l cette même épaisseur mais pour l'image étudiée et e la déformation en compression pour l'image étudiée.

Pour caractériser le comportement des tissus mous, la relation entre la déformation de compression e et l'effort d'indentation F est modélisée par deux différents modèles :

(i) **Modèle multi-linéaire.**

Une première approche mis en avant par Makhsous et *al.* (Makhsous et al. 2008) est d'utiliser un modèle multi linéaire. Cependant contrairement à Makhsous et *al.*, on sépare d'abord le domaine de déformation en deux : petite déformation correspondant de 0 à 10% et grande déformation pour le reste. Puis chaque domaine est représenté à l'aide de deux droites minimisant l'erreur moyenne quadratique. Le coefficient directeur de chacune de ces droites est alors considéré comme une rigidité. Finalement, le comportement des tissus indentés est modélisé par deux rigidités par domaine de déformation, (K1 et K2) dans le domaine des petites déformations et (K3 et K4) pour les grandes déformations.

(ii) **Modèle de Zhang.**

Une équation reliant le module de Young, l'effort et le déplacement de l'indenteur lors de l'indentation d'une couche élastique infinie avait été proposé par Haye et al. Zhang et al. ont proposé l'équation modifiée suivante considérant les effets des grandes déformations :

$$E = \frac{F(1 - \nu^2)}{2rkh}$$

Où F est la force appliquée, ν le coefficient de Poisson, r le rayon de courbure de l'indenteur, h la profondeur d'indentation et k un facteur (dépendant de ν , d/l_0 , r/l_0 avec l_0 l'épaisseur initiale). Pour le test d'indentation à traiter, une optimisation globale est faite pour trouver le module de Young minimisant l'erreur moyenne quadratique entre efforts mesurés et celui estimé par l'équation pour chaque frame (déplacement).

Finalement pour chaque sujet, on calcule la moyenne et l'écart type de K1, K2, K3, K4 et E sur les trois tests d'indentation.

B.4.3 Résultats

Pour chaque sujet, la moyenne et l'écart type de K1, K2, K3, K4 et E sur les trois tests d'indentation sont présentés dans le tableau ci-dessous (Tableau 17) et tracée sur la Figure 50. A cause de problèmes méthodologiques, les acquisitions d'indentation de 3 sujets n'ont pas pu être traitées:

Sujets	Comportement des tissus mous de la cuisse lors d'un test d'indentation				
	K_1 (N/mm)	K_2 (N/mm)	K_3 (N/mm)	K_4 (N/mm)	E (kPa)
ExoI2_1	Na	Na	Na	Na	Na
ExoI2_2	Na	Na	Na	Na	Na
ExoI2_3	0.34 (± 0.04)	0.45 (± 0.01)	0.76 (± 0.03)	2.36 (± 0.26)	2.07 (± 0.16)
ExoI2_4	0.33 (± 0.18)	0.40 (± 0.16)	0.75 (± 0.10)	2.22 (± 0.54)	2.34 (± 0.13)
ExoI2_5	Na	Na	Na	Na	Na
ExoI2_6	0.45 (± 0.13)	1.51 (± 0.17)	2.12 (± 0.75)	1.80 (± 1.05)	6.08 (± 3.05)
ExoI2_7	0.25 (± 0.14)	0.61 (± 0.40)	0.97 (± 0.31)	2.66 (± 0.38)	3.07 (± 0.85)
ExoI2_8	0.21 (± 0.02)	0.32 (± 0.07)	0.68 (± 0.08)	2.80 (± 0.43)	2.65 (± 0.11)
ExoI2_9	0.39 (± 0.14)	1.30 (± 0.37)	0.86 (± 0.21)	1.58 (± 0.42)	3.56 (± 1.27)
ExoI2_10	0.37 (± 0.17)	0.35 (± 0.09)	0.83 (± 0.19)	2.27 (± 0.66)	2.68 (± 0.56)
ExoI2_11	0.34 (± 0.24)	0.54 (± 0.53)	1.36 (± 0.11)	5.20 (± 1.43)	5.84 (± 1.57)
ExoI2_12	Na	Na	Na	Na	Na
ExoI2_13	0.35 (± 0.13)	0.42 (± 0.09)	0.89 (± 0.05)	2.69 (± 0.25)	3.19 (± 0.51)
ExoI2_14	0.09 (± 1.18)	0.31 (± 0.22)	1.10 (± 0.05)	5.48 (± 1.14)	3.94 (± 0.16)
ExoI2_15	0.46 (± 0.03)	1.04 (± 0.46)	1.20 (± 0.40)	3.93 (± 0.95)	4.57 (± 0.88)
Moyenne	0.33 (± 0.11)	0.66 (± 0.42)	1.06 (± 0.41)	3.03 (± 1.31)	3.69 (± 1.35)

Tableau 17 : Tableau résumant les résultats des trois tests d'indentation sur les sujets de la seconde campagne d'acquisition (ExoI2).

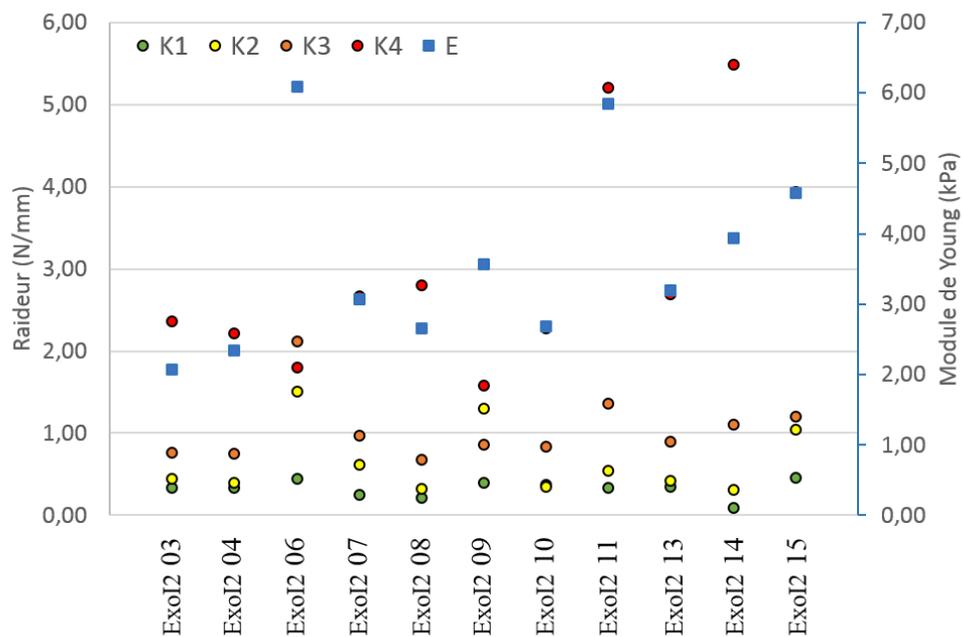


Figure 50 : Comportement des tissus mous au niveau de la cuisse mesuré à l'aide du test d'indentation parmi les sujets ExoI2. L'axe des ordonnées à gauche représente la raideur (K1, K2, K3 et K4) et l'axe à droite représente le module de Young E.

Bibliographie

- Agam, L. 2008. "Toward Real-Time Detection of Deep Tissue Injury Risk in Wheelchair Users Using Hertz Contact Theory." *The Journal of Rehabilitation Research and Development* 45(4):537–50. Retrieved (<http://www.rehab.research.va.gov/jour/08/45/4/pdf/agam.pdf>).
- Akins, J. S. et al. 2016. "Feasibility of Freehand Ultrasound to Measure Anatomical Features Associated with Deep Tissue Injury Risk." *Medical Engineering & Physics* 0:1–6. Retrieved (<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453316301035>).
- Al-Dirini, R. M. A., J. Nisyrios, M. P. Reed, and D. Thewlis. 2017. "Quantifying the in Vivo Quasi-Static Response to Loading of Sub-Dermal Tissues in the Human Buttock Using Magnetic Resonance Imaging." *Clinical Biomechanics* 50:70–77. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.09.017>).
- Al-Dirini, R. M. A., M. P. Reed, H. Jingwen, and D. Thewlis. 2016. "Development and Validation of a High Anatomical Fidelity FE Model for the Buttock and Thigh of a Seated Individual." 44(9):2805–16.
- Allman, R. M., P. S. Goode, N. Burst, A. A. Bartolucci, and D. R. Thomas. 1999. "Pressure Ulcers, Hospital Complications, and Disease Severity: Impact on Hospital Costs and Length of Stay." *Advances in Wound Care: The Journal for Prevention and Healing* 12(1):22–30.
- ANAES. 2001. "Prévention et Traitement Des Escarres de l'Adulte et Du Sujet Agé."
- Asti, E. et al. 2017. "Prevalence and Risk Factors of Nasal Pressure Ulcers Related to Nasogastric Intubation: An Observational Study." *European Surgery - Acta Chirurgica Austriaca* 49(4):171–74.
- Bader, D. L., C. V. C. Bouten, D. Colin, and C. W. J. Oomens. 2005. *Pressure Ulcer Research*. Retrieved (<http://link.springer.com/10.1007/3-540-28804-X>).
- Barret, A., F. Accadbled, J. P. Bossavy, D. Garrigues, and X. Chaufour. 2005. "Amputation of Lower Limbs in Occlusive Arterial Diseases." *EMC - Chirurgie* 2(4):396–409.
- Barrois, B., D. Colin, and F. A. Allaert. 2018. "Prevalence, Characteristics and Risk Factors of

- Pressure Ulcers in Public and Private Hospitals Care Units and Nursing Homes in France.” *Hospital Practice* 46:1(0):30–36. Retrieved (<https://doi.org/10.1080/21548331.2018.1418139>).
- Baunsgaard, C. B. et al. 2018. “Gait Training after Spinal Cord Injury: Safety, Feasibility and Gait Function Following 8 Weeks of Training with the Exoskeletons from Ekso Bionics Article.” *Spinal Cord* 56(2):106–16. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1038/s41393-017-0013-7>).
- Bouchot-Marchal, B. et al. 2015. “Lésions Médullaires Acquisées de L’adulte : Rééducation Des Paraplégies Complètes.” *EMC - Kinésithérapie-Médecine Physique-Réadaptation* 11(2):1–25.
- Bouix, A. and M. Debacker. 2013. “Prise En Charge Des Escarres Dans Le Service de Chirurgie de L ’ Institution Nationale Des Invalides.” 415–22.
- Bouten, C. V. C. 1996. “Etiology and Pathology of Pressure Sores : A Literature Review.” *Virtual Reality*.
- Bouten, C. V. C., C. W. J. Oomens, F. P. Baaijens, and D. L. Bader. 2003. “The Etiology of Pressure Ulcers: Skin Deep or Muscle Bound?” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 84(4):616–19.
- Brem, H. and C. Lyder. 2004. “Protocol for the Successful Treatment of Pressure Ulcers.” *American Journal of Surgery* 188(1 SUPPL. 1):9–17.
- Brienza, D. M. et al. 1996. “A System for the Analysis of Seat Support Surfaces Using Surface Shape Control and Simultaneous Measurement of Applied Pressures.” *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 4(2):103–13.
- Brienza, D., J. Vallely, P. Karg, J. Akins, and A. Gefen. 2018. “An MRI Investigation of the Effects of User Anatomy and Wheelchair Cushion Type on Tissue Deformation.” *Journal of Tissue Viability* 27(1):42–53.
- Bucki, M. et al. 2016. “Clinical Workflow for Personalized Foot Pressure Ulcer Prevention.” *Medical Engineering and Physics* 38(9):845–53.
- Bucki, M., Y. Payan, F. Cannard, B. Diot, and N. Vuillerme. 2013. “Multi-Modal Framework for Subject-Specific Finite Element Model Generation Aimed at Pressure Ulcer

- Prevention.” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 16(SUPPL 1):147–48.
- Call, E., T. Hetzel, C. McLean, J. N. Burton, and C. Oberg. 2017. “Off Loading Wheelchair Cushion Provides Best Case Reduction in Tissue Deformation as Indicated by MRI.” *Journal of Tissue Viability* 26(3):172–79. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.jtv.2017.05.002>).
- Candadai, R. S. and N. P. Reddy. 1992. “Stress Distribution in a Physical Buttock Model: Effect of Simulated Bone Geometry.” *Journal of Biomechanics* 25(12):1403–11.
- Ceelen, K. K., A. Stekelenburg, S. Loerakker, et al. 2008. “Compression-Induced Damage and Internal Tissue Strains Are Related.” *Journal of Biomechanics* 41(2008):3399–3404.
- Ceelen, K. K., A. Stekelenburg, J. L. J. Mulders, et al. 2008. “Validation of a Numerical Model of Skeletal Muscle Compression With MR Tagging: A Contribution to Pressure Ulcer Research.” *Journal of Biomechanical Engineering* 130(6):61015. Retrieved (<http://biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1475598>).
- Chaibi, Y. et al. 2012. “Fast 3D Reconstruction of the Lower Limb Using a Parametric Model and Statistical Inferences and Clinical Measurements Calculation from Biplanar X-Rays.” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 15(5):457–66.
- Charvet, G. et al. 2013. “WIMAGINE®: 64-Channel ECoG Recording Implant for Human Applications.” Pp. 2756–59 in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*.
- Chenu, O. et al. 2011. “Pressure Ulcer Prevention in Spinal Cord Injury Subjects Using the TexiSense Pressure Sensing Textile.” Pp. e228–44 in *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 54s. Retrieved (<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877065711004179>).
- Chow, W. W. and E. I. Odell. 1978. “Deformations and Stresses in Soft Body Tissues of a Sitting Person.” *Journal of Biomechanical Engineering* 100(2):79. Retrieved (<http://biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1394377>).
- Ciavardelli, D. et al. 2016. “Medium-Chain Plasma Acylcarnitines, Ketone Levels, Cognition, and Gray Matter Volumes in Healthy Elderly, Mildly Cognitively Impaired, or

- Alzheimer's Disease Subjects." *Neurobiology of Aging* 43:1–12. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.neurobiolaging.2016.03.005>).
- Coleman, Susanne et al. 2014. "A New Pressure Ulcer Conceptual Framework." *Journal of Advanced Nursing* 70(10):2222–34. Retrieved (<http://doi.wiley.com/10.1111/jan.12405>).
- Cours des comptes. 2016. "L'IMAGERIE MÉDICALE." in *Communication à la commission des affaires sociales du Sénat*.
- Dabnichki, P. A., A. D. Crocombe, and S. C. Hughes. 1994. "Deformation and Stress Analysis of Supported Buttock Contact." *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 208(1):9–17.
- Daniel, R. K., D. L. Priest, and D. C. Wheatley. 1981. "Etiologic Factors in Pressure Sores: An Experimental Model." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 62(10):492–98.
- Dealey, C., J. Posnett, and A. Walker. 2012. "The Cost of Pressure Ulcers in the United Kingdom." *Journal of Wound Care* 21(6):261–62, 264, 266.
- Defloor, T., K. Vanderwee, D. Wilborn, and T. Dassen. 2006. "Pressure Ulcer Prevention and Repositioning." *Science and Practice of Pressure Ulcer Management* 67–73.
- Dollar, A. M. and H. Herr. 2008. "Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art." *IEEE Transactions on Robotics* 24(1):144–58.
- Dubousset, J. et al. 2005. "Une Nouvelle Imagerie Ostéo-Articulaire Basse Dose En Position Debout: Le Système EOS." *Bulletin de l'Académie Nationale de Médecine* 189(2):287–300.
- Durrani, N. K. et al. 2006. "The Effect of Gradually Increased Blood Flow on Ischemia-Reperfusion Injury in Rat Kidney." *American Journal of Surgery* 191(3):334–37.
- Eliseyev, A. et al. 2014. "CLINATEC® BCI Platform Based on the ECoG-Recording Implant WIMAGINE® and the Innovative Signal-Processing: Preclinical Results." Pp. 1222–25 in *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE. Retrieved (<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6943817>).
- European Pressure Ulcer Advisory Panel and National Pressure Ulcer Advisory Panel, Pan Pacific Pressure Injury Alliance. 2014. *Prevention and Treatment of Pressure Ulcers* :

Quick Reference Guide.

- Even-Schneider, A., E. Chartier-Kastler, and A. Ruffion. 2007. “Spécificités Cliniques Du Blessé Médullaire (Escarres , HRA , Spasticité).” *Progrès En Urologie* 17:454–56.
- Fattal, C. et al. 2010. “Rééducation Des Lésions Médullaires Acquises de L ’adulte : Tétraplégies ASIA A.” *EMC, Kinésithérapie-Médecine Physique-Réadaptation* 26-460-NaN-6:1–17.
- Garber, S. L., D. H. Rintala, K. A. Hart, and M. J. Fuhrer. 2000. “Pressure Ulcer Risk in Spinal Cord Injury: Predictors of Ulcer Status over 3 Years.” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 81(4):465–71.
- Garnier, T. 2013. *UN PROTOCOLE D’ENTRAÎNEMENT LOCOMOTEUR CHEZ LE PATIENT BLESSÉ MÉDULLAIRE: DE LA THÉORIE À LA PRATIQUE*. Lyon, France.
- Gefen, A. 2007. “Risk Factors for a Pressure-Related Deep Tissue Injury: A Theoretical Model.” *Medical and Biological Engineering and Computing* 45(6):563–73.
- Gefen, A. 2009a. “Reswick and Rogers Pressure-Time Curve for Pressure Ulcer Risk. Part 1.” *Nursing Standard* 23(46):40–44. Retrieved (<http://rcnpublishing.com/doi/abs/10.7748/ns2009.07.23.46.40.c7169>).
- Gefen, A. 2009b. “Reswick and Rogers Pressure-Time Curve for Pressure Ulcer Risk. Part 2.” *Nursing Standard* 23(46):40–44. Retrieved (<http://rcnpublishing.com/doi/abs/10.7748/ns2009.07.23.46.40.c7169>).
- Gefen, A. 2011. “How Do Microclimate Factors Affect the Risk for Superficial Pressure Ulcers: A Mathematical Modeling Study.” *Journal of Tissue Viability* 20(3):81–88.
- Gefen, A., B. van Nierop, D. L. Bader, and C. W. J. Oomens. 2008. “Strain-Time Cell-Death Threshold for Skeletal Muscle in a Tissue-Engineered Model System for Deep Tissue Injury.” *Journal of Biomechanics* 41(9):2003–12.
- Gélis, A. et al. 2009. “Pressure Ulcer Risk Factors in Persons with SCI: Part 1: Acute and Rehabilitation Stages.” *Spinal Cord: The Official Journal of the International Medical Society of Paraplegia* 47:99–107.
- Goossens, R. H. M., R. Zegers, G. A. Hoek van Dijke, and C. J. Snijders. 1994. “Influence of Shear on Skin Oxygen-Tension.” *Clinical Physiology* 14(1):111–18.

- Gray, R. J., D. Voegeli, and D. L. Bader. 2016. "Features of Lymphatic Dysfunction in Compressed Skin Tissues - Implications in Pressure Ulcer Aetiology." *Journal of Tissue Viability* 25(1):26–31.
- Habertheuer, A. et al. 2014. "Cardioprotection: A Review of Current Practice in Global Ischemia and Future Translational Perspective." *BioMed Research International* 2014.
- Harris, K. et al. 1986. "Metabolic Response of Skeletal Muscle to Ischemia." *The American Journal of Physiology* 250(2 Pt 2):H213-20. Retrieved (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3946620>).
- Hendriks, F. M. 2005. *Mechanical Behaviour of Human Epidermal and Dermal Layers in Vivo*. Retrieved (<http://en.scientificcommons.org/17601300>).
- Jeung, M. et al. 2012. "Myocardial Tagging with MR Imaging: Overview of Normal and Pathologic Findings." *RadioGraphics* 32(5):1381–98. Retrieved (<http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.325115098>).
- Jiang, L. P., Q. Tu, Y. Wang, and E. Zhang. 2011. "Ischemia-Reperfusion Injury-Induced Histological Changes Affecting Early Stage Pressure Ulcer Development in a Rat Model." *Ostomy Wound Management* 57(2):55–60.
- Kasuya, A., J. Sakabe, and Y. Tokura. 2014. "Potential Application of in Vivo Imaging of Impaired Lymphatic Duct to Evaluate the Severity of Pressure Ulcer in Mouse Model." *Scientific Reports* 4.
- Kokate, J. Y. et al. 1995. "Temperature-Modulated Pressure Ulcers: A Porcine Model." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 76(7):666–73.
- Kosiak, M. 1959. "Etiology of Decubitus Ulcers." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 40(2):62–69.
- Krause, J. S. and L. Broderick. 2004. "Patterns of Recurrent Pressure Ulcers after Spinal Cord Injury: Identification of Risk and Protective Factors 5 or More Years after Onset." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 85(8):1257–64.
- Kusuda, Y. 2009. "In Quest of Mobility - Honda to Develop Walking Assist Devices." *Industrial Robot* 36(6):537–39.
- Le, K. M. et al. 1984. "An in-Depth Look at Pressure Sores Using Monolithic Silicon Pressure

- Sensors.” *Plastic and Reconstructive Surgery* 74(6):745–54.
- De Leva, P. 1996. “Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov’s Segment Inertia Parameters.” *Journal of Biomechanics* 29(9):1223–30.
- Levy, A., K. Kopplin, and A. Gefen. 2014. “Computer Simulations of Efficacy of Air-Cell-Based Cushions in Protecting against Reoccurrence of Pressure Ulcers.” *Journal of Rehabilitation Research and Development* 51(8):1297–1310. Retrieved (<http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-84921690303&partnerID=40&md5=2313df35bf3c3f3739e1f48b0deb47fd>).
- Levy, A., D. Schwartz, and A. Gefen. 2017. “The Contribution of a Directional Preference of Stiffness to the Efficacy of Prophylactic Sacral Dressings in Protecting Healthy and Diabetic Tissues from Pressure Injury: Computational Modelling Studies.” *International Wound Journal* 14(6):1370–77.
- Linder-Ganz, E. et al. 2008. “Strains and Stresses in Sub-Dermal Tissues of the Buttocks Are Greater in Paraplegics than in Healthy during Sitting.” *Journal of Biomechanics* 41(3):567–80.
- Linder-Ganz, E., S. Engelberg, M. Scheinowitz, and A. Gefen. 2006. “Pressure–time Cell Death Threshold for Albino Rat Skeletal Muscles as Related to Pressure Sore Biomechanics.” *Journal of Biomechanics* 39(14):2725–32. Retrieved (<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929005003775>).
- Linder-Ganz, E., N. Shabshin, and A. Gefen. 2009. “Patient-Specific Modeling of Deep Tissue Injury Biomechanics in an Unconscious Patient Who Developed Myonecrosis after Prolonged Lying.” *Journal of Tissue Viability* 18(3):62–71. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.jtv.2009.02.004>).
- Linder-Ganz, E., N. Shabshin, Y. Itzchak, and A. Gefen. 2007. “Assessment of Mechanical Conditions in Sub-Dermal Tissues during Sitting: A Combined Experimental-MRI and Finite Element Approach.” *Journal of Biomechanics* 40(7):1443–54.
- Linder-Ganz, E., G. Yarnitzky, Z. Yizhar, I. Siev-Ner, and A. Gefen. 2009. “Real-Time Finite Element Monitoring of Sub-Dermal Tissue Stresses in Individuals with Spinal Cord Injury: Toward Prevention of Pressure Ulcers.” *Annals of Biomedical Engineering*

37(2):387–400.

Liu, W. et al. 2004. “HARP MRI Tagging for Direct Quantification of Lagrangian Strain in Rat Hearts After Myocardial Infarction.” *Journal of Biomechanical Engineering* 126(4):523–28.

Loerakker, S. et al. 2011. “The Effects of Deformation, Ischemia, and Reperfusion on the Development of Muscle Damage during Prolonged Loading.” *Journal of Applied Physiology* 111(4):1168–77. Retrieved (<http://jap.physiology.org/cgi/doi/10.1152/jappphysiol.00389.2011>).

Luboz, V. et al. 2014. “Biomechanical Modeling to Prevent Ischial Pressure Ulcers.” *Journal of Biomechanics* 47(10):2231–36. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.05.004>).

Luboz, V. et al. 2018. “Personalized Modeling for Real-Time Pressure Ulcer Prevention in Sitting Posture.” *Journal of Tissue Viability* 27(1):2–9. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.jtv.2017.06.002>).

MacGregor, L. 2010. “Pressure , Shear , Friction and Microclimate in Context: A Consensus Document.” *Wounds International* 1–25.

Makhsous, M. et al. 2007. “Finite Element Analysis for Evaluation of Pressure Ulcer on the Buttock: Development and Validation.” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 15(4):517–25.

Makhsous, M. et al. 2008. “Investigation of Soft-Tissue Stiffness Alteration in Denervated Human Tissue Using an Ultrasound Indentation System.” *The Journal of Spinal Cord Medicine* 31(1):88–96.

Migdal, C. and M. Serres. 2011. “Espèces Réactives de L’oxygène et Stress Oxydant.” *Medecine/Sciences* 27(4):405–12.

Miller, G. E. and J. Seale. 1981. “Lymphatic Clearance during Compressive Loading.” *Lymphology* 14(4):161–66. Retrieved (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7334832>).

Moerman, K. M. et al. 2017. “On the Importance of 3D, Geometrically Accurate, and Subject-Specific Finite Element Analysis for Evaluation of in-Vivo Soft Tissue Loads.” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 20(5):483–91. Retrieved

(<http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2016.1250259>).

- Morinière, B., A. Verney, N. Abroug, P. Garrec, and Y. Perrot. 2015. “EMY: A Dual Arm Exoskeleton Dedicated to the Evaluation of Brain Machine Interface in Clinical Trials.” Pp. 5333–38 in *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, vol. 2015–Decem.
- Mortenson, W. B. and W. C. Miller. 2008. “A Review of Scales for Assessing the Risk of Developing a Pressure Ulcer in Individuals with SCI.” *Spinal Cord* 46(3):168–75.
- Mott, P. H., J. R. Dorgan, and C. M. Roland. 2008. “The Bulk Modulus and Poisson’s Ratio of ‘incompressible’ Materials.” *Journal of Sound and Vibration* 312(4–5):572–75. Retrieved (<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022460X08000771>).
- National Pressure Ulcer Advisory Panel, European Pressure Ulcer Advisory Panel, and Pan Pacific Pressure Injury Alliance. 2014. *Prevention and Treatment of Pressure Ulcers : Quick Reference Guide*.
- Ness, S. J., D. F. Hickling, J. J. Bell, and P. F. Collins. 2017. “The Pressures of Obesity: The Relationship between Obesity, Malnutrition and Pressure Injuries in Hospital Inpatients.” *Clinical Nutrition* 37(5):1569–74. Retrieved (<https://doi.org/10.1016/j.clnu.2017.08.014>).
- Oomens, C. W. J. 2013. “A Multilevel Finite Element Approach to Study Pressure Ulcer Aetiology.” Pp. 289–98 in *Multiscale Computer Modeling in Biomechanics and Biomedical Engineering, Studies in Mechanobiology, Tissue Engineering and Biomaterials*. Springer, Berlin, Heidelberg.
- Oomens, C. W. J. et al. 2013. “A Numerical Study to Analyse the Risk for Pressure Ulcer Development on a Spine Board.” *Clinical Biomechanics* 28(7):736–42. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.07.005>).
- Oomens, C. W. J., D. L. Bader, S. Loerakker, and F. Baaijens. 2015. “Pressure Induced Deep Tissue Injury Explained.” *Annals of Biomedical Engineering* 43(2):297–305.
- Oomens, C. W. J., O. F. J. T. Bressers, E. M. H. Bosboom, C. V. C. Bouten, and D. L. Bader. 2003. “Can Loaded Interface Characteristics Influence Strain Distributions in Muscle Adjacent to Bony Prominences ?” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 6:171–80.

- Pancorbo-Hidalgo, P. L., F. P. Garcia-Fernandez, I. M. Lopez-Medina, and C. Alvarez-Nieto. 2006. "Risk Assessment Scales for Pressure Ulcer Prevention: A Systematic Review." *Journal of Advanced Nursing* 54(1):94–110.
- Pasquier, C. 1995. "Stress Oxydatif et Inflammation." *Revue Francaise Des Laboratoires* 1995(276):87–92.
- Peeters, E. A. G., C. W. J. Oomens, C. V. C. Bouten, D. L. Bader, and F. P. T. Baaijens. 2005. "Mechanical and Failure Properties of Single Attached Cells under Compression." *Journal of Biomechanics* 38(8):1685–93.
- Peirce, S. M., T. C. Skalak, and G. T. Rodeheaver. 2000. "Ischemia-Reperfusion Injury in Chronic Pressure Ulcer Formation: A Skin Model in the Rat." *Wound Repair and Regeneration* 8(1):68–76.
- Portnoy, S. et al. 2007. "Real-Time Patient-Specific Finite Element Analysis of Internal Stresses in the Soft Tissues of a Residual Limb: A New Tool for Prosthetic Fitting." *Annals of Biomedical Engineering* 35(1):120–35.
- Portnoy, S., N. Vuillerme, Y. Payan, and A. Gefen. 2011. "Clinically Oriented Real-Time Monitoring of the Individual's Risk for Deep Tissue Injury." *Medical and Biological Engineering and Computing* 49(4):473–83.
- Rames, O. et al. 2014. "Plaies Chroniques En France : Prévalence, Caractéristiques et Évolution. Améliorer L'organisation de La Prise En Charge En Sortie D'hospitalisation." *J. Journal Des Plaies et Cicatrifications* 92(Tome XIV):12–18.
- Rathore, A., M. Wilcox, D. Z. M. Ramirez, R. Loureiro, and T. Carlson. 2016. "Quantifying the Human-Robot Interaction Forces between a Lower Limb Exoskeleton and Healthy Users." *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS* 2016–Octob:586–89.
- Reddy, N. P., H. Patel, G. V. B. Cochran, and J. B. Brunski. 1982. "Model Experiments to Study the Stress Distributions in a Seated Buttock." *Journal of Biomechanics* 15(7):493–504.
- Reswick, J. B. and J. E. Rogers. 1976. "Experience at Rancho Los Amigos Hospital With Devices and Techniques to Prevent Pressure Sores." Pp. 301–10 in *Bed Sore*

- Biomechanics, Strathclyde Bioengineering Seminars*. Palgrave, London. Retrieved (http://link.springer.com/10.1007/978-1-349-02492-6_38).
- Rotaru, G. M. et al. 2013. “Friction between Human Skin and Medical Textiles for Decubitus Prevention.” *Tribology International* 65:91–96.
- Sae-Sia, W., D. D. Wipke-Tevis, and D. A. Williams. 2005. “Elevated Sacral Skin Temperature (Ts): A Risk Factor for Pressure Ulcer Development in Hospitalized Neurologically Impaired Thai Patients.” *Applied Nursing Research* 18(1):29–35.
- Salcido, R. et al. 1994. “Histopathology of Pressure Ulcers as a Result of Sequential Computer-Controlled Pressure Sessions in a Fuzzy Rat Model.” *Advances in Wound Care: The Journal for Prevention and Healing* 7(5):23–4, 26, 28 passim.
- Serraes, B. et al. 2018. “Prevention of Pressure Ulcers with a Static Air Support Surface: A Systematic Review.” *International Wound Journal* 15(3):333–43.
- Sims, A. M. et al. 2010. “Elastic and Viscoelastic Properties of Porcine Subdermal Fat Using MRI and Inverse FEA.” *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 9(6):703–11.
- Smet, S. 2018. “EPUAP 2018.” P. 46 in *Embedding of a new risk assessment protocol in the hospital environment*.
- Solis, L. R. et al. 2012. “Distribution of Internal Strains Around Bony Prominences in Pigs.” 40(8):1721–39.
- Sonenblum, S. E., S. H. Sprigle, J. M. Cathcart, and R. J. Winder. 2015. “3D Anatomy and Deformation of the Seated Buttocks.” *Journal of Tissue Viability* 24(2):51–61. Retrieved (<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0965206X15000364>).
- Sopher, R., J. Nixon, C. Gorecki, and A. Gefen. 2010. “Exposure to Internal Muscle Tissue Loads under the Ischial Tuberosities during Sitting Is Elevated at Abnormally High or Low Body Mass Indices.” *Journal of Biomechanics* 43(2):280–86. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.08.021>).
- Stekelenburg, A. et al. 2007. “Role of Ischemia and Deformation in the Onset of Compression-Induced Deep Tissue Injury: MRI-Based Studies in a Rat Model.” *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 102(5):2002–11.
- Swaine, J. M. et al. 2017. “Adaptation of a MR Imaging Protocol into a Real-Time Clinical

- Biometric Ultrasound Protocol for Persons with Spinal Cord Injury at Risk for Deep Tissue Injury: A Reliability Study.” *Journal of Tissue Viability* 27(1):32–41. Retrieved (<https://doi.org/10.1016/j.jtv.2017.07.004>).
- Tabibiazar, R. et al. 2006. “Inflammatory Manifestations of Experimental Lymphatic Insufficiency.” *PLoS Medicine* 3(7):1114–39.
- Tamez-Duque, J. et al. 2015. “Real-Time Strap Pressure Sensor System for Powered Exoskeletons.” *Sensors* 15:4550–63. Retrieved (<http://www.mdpi.com/1424-8220/15/2/4550/>).
- Tran, H. V. 2007. “Caractérisation Des Propriétés Mécaniques de La Peau Humaine in Vivo via l’IRM.” Université de Technologie de Compiègne.
- Vergari, C., J. Mansfield, J. R. Meakin, and P. C. Winlove. 2016. “Lamellar and Fibre Bundle Mechanics of the Annulus Fibrosus in Bovine Intervertebral Disc.” *Acta Biomaterialia* 37:14–20. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2016.04.002>).
- Verschueren, J. H. M. et al. 2011. “Occurrence and Predictors of Pressure Ulcers during Primary in-Patient Spinal Cord Injury Rehabilitation.” *Spinal Cord* 49(1):106–12. Retrieved (<http://dx.doi.org/10.1038/sc.2010.66>).
- Walser, B. 2008. “Les Systèmes Ouverts D ’IRM.” *Forum Med Suisse* 8(35):636–38.
- Waugh, K. et al. 2014. *A CLINICAL APPLICATION GUIDE TO STANDARDIZED WHEELCHAIR SEATING MEASURES OF THE BODY AND SEATING SUPPORT SURFACES*. Retrieved (<http://scripts.iucr.org/cgi-bin/paper?S0365110X66004535>).
- Willard, F. H., A. Vleeming, M. D. Schuenke, L. Danneels, and R. Schleip. 2012. “The Thoracolumbar Fascia: Anatomy, Function and Clinical Considerations.” *Journal of Anatomy* 221(6):507–36.
- Wozniak, S. E., L. L. Gee, M. S. Wachtel, and E. E. Frezza. 2009. “Adipose Tissue: The New Endocrine Organ? A Review Article.” *Digestive Diseases and Sciences* 54(9):1847–56.
- Yan, T., M. Cempini, C. M. Oddo, and N. Vitiello. 2015. “Review of Assistive Strategies in Powered Lower-Limb Orthoses and Exoskeletons.” *Robotics and Autonomous Systems* 64:120–36.
- Yarnitzky, G., Z. Yizhar, and A. Gefen. 2006. “Real-Time Subject-Specific Monitoring of

Internal Deformations and Stresses in the Soft Tissues of the Foot: A New Approach in Gait Analysis.” *Journal of Biomechanics* 39(14):2673–89.

Zeevi, T., A. Levy, N. Brauner, and A. Gefen. 2017. “Effects of Ambient Conditions on the Risk of Pressure Injuries in Bedridden Patients-Multi-Physics Modelling of Microclimate.” *International Wound Journal* (July):1–15.

Contribution à l'évaluation du risque lésionnel lors d'un contact prolongé à l'aide de la méthode des éléments finis.

RESUME: L'apparition des escarres est une des problématiques soulevées en cas d'interaction physique entre un être humain et un dispositif d'assistance tel qu'un exosquelette par exemple. Cette thèse s'inscrit dans un partenariat entre l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak et Clinattec qui développe l'exosquelette EMY destiné à des personnes tétraplégiques. Le risque de survenue d'escarres chez ces personnes est particulièrement élevé du fait de l'absence de sensibilité. La prévention, essentiellement basée sur la pression externe, reste insuffisante pour empêcher la formation des escarres profondes, les pressions externes ne prédisant pas directement les déformations des tissus biologiques internes. Malgré le potentiel des modèles Eléments Fins (EF) basés sur l'IRM pour estimer des déformations, leur utilisation est compromise à cause du temps et des ressources nécessaires à leur mise en oeuvre. L'objectif de la thèse est de contribuer à améliorer les connaissances des déformations internes des tissus mous subies dans la région pelvienne lors de l'assise en proposant des méthodes de génération de modèle EF à partir de moyens d'imagerie accessibles en clinique et utilisables sur des cohortes importantes de personnes. Le protocole expérimental développé au cours de la thèse a permis de recueillir des données de référence de la morphologie et du chargement mécanique en position assise de 22 sujets sains et de valider à la fois un modèle de référence et un modèle local simplifié. La caractérisation du comportement des tissus mous et de la morphologie ischiatique constitue des perspectives de ce travail pour permettre son transfert vers la clinique.

Mots clés : Modélisation personnalisée – Région Pelvienne – Escarre – Eléments finis – Biomécanique – Exosquelette

Contribution to the evaluation of pressure ulcer risk during prolonged contact using finite element modelling.

ABSTRACT: The occurrence of Pressure Ulcers (PU) is one of the issues related to physical interactions between a human being and support devices such as exoskeleton. This thesis is part of a collaboration between the Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak and Clinattec which develops EMY, an exoskeleton dedicated to quadriplegic people. However, quadriplegic people are extremely vulnerable to PU due to their loss of sensitivity. The prevention, mainly based on external pressure, remains insufficient to avoid the development of Deep Tissue Injury (DTI) because external pressure doesn't predict internal deformation endured by deep biological soft tissues. Despite the potential of Finite Element (FE) models based on MRI to estimate those internal deformations, their use is jeopardized by resources and time necessary to their implementation. The objective of this thesis is to improve the knowledge about internal deformations in the pelvic region during sitting, through the development of new methodologies to generate FE model based on medical imaging systems which could be used in a clinical routine and which could allow the study of large cohort of subjects. The experimental protocol proposed in this work provided reference data on the load in the sitting configuration and on the morphology of the pelvic region of 22 healthy subjects. It also enabled the validation of both a reference model and a simplified local model. The characterization of both the behavior of soft tissues and of the ischium morphology in clinical environment represents the major challenge to transfer this work.

Keywords : Subject-specific modeling – Pelvic region – Pressure ulcer – Finite element modeling – Biomechanics – Exoskeleton