

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

**PERSONNALISATION DES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES
DES TISSUS MOUS DU FESSIER HUMAIN PAR MÉTHODES
D'ÉLÉMENTS FINIS ET EXPÉRIMENTATIONS *IN VIVO*.**

PIERRE-LUC BEAUDETTE

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE MÉCANIQUE)

DÉCEMBRE 2009

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

PERSONNALISATION DES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES
DES TISSUS MOUS DU FESSIER HUMAIN PAR MÉTHODES
D'ÉLÉMENTS FINIS ET EXPÉRIMENTATIONS *IN VIVO*.

présenté par : BEAUDETTE Pierre-Luc

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

Mme VILLEMURE Isabelle, Ph. D., présidente

M. DANSEREAU Jean, Ph. D., membre et directeur de recherche

Mme PERIÉ-CURNIER Delphine, D. Sc., membre

DÉDICACE

*Chaque fois que la science avance d'un pas,
c'est qu'un imbécile la pousse,
sans le faire exprès.
Émile Zola*

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à remercier mon directeur de recherche, le Dr Jean Dansereau, directeur des études supérieures et professeur à l'École polytechnique de Montréal, pour m'avoir laissé la chance d'effectuer ce merveilleux projet. Sa disponibilité et son encadrement de grande qualité malgré son horaire chargé m'ont permis de réussir mon projet et surtout de prendre goût au monde de la recherche.

Un très grand merci à mon collègue Éric Wagnac, qui m'a présenté au Dr Jean Dansereau, pour l'obtention de ce projet. Également, son travail d'encadrement et de soutien m'a permis de trouver des réponses aux problèmes rencontrés tout le long du projet. Je suis très reconnaissant pour le temps qu'il m'a alloué malgré ses divers projets personnels. Éric n'avait pas le titre codirecteur, mais son dévouement ne le laissait pas paraître.

Je désire également remercier Nadine Lalonde pour toutes ses heures passées à corriger mon article et son aide précieuse pour les expérimentations. Merci à tous les étudiants, chercheurs et associés de recherche du LMBCAO, en particulier Amélie Chagnon, Anaïs Garo, Julien Clin, Fanny Canet, Mark et Chris Driscoll pour leur aide technique et l'ambiance de travail de ce petit groupe de Polytechnique. En effet, l'esprit d'aide dans ce département permet d'apprécier davantage notre travail et favorise l'apprentissage.

Un grand merci à ma famille et ma copine pour leur encouragement sans cesse et surtout pour leur compréhension dans les moments les plus durs de ces deux ans.

RÉSUMÉ

Une escarre de pression est une dégénérescence des tissus mous qui représente un problème courant chez les usagers de fauteuil roulant et les patients immobilisés au lit. Elle résulte d'une compression prolongée des tissus mous, ce qui entraîne l'interruption du flux sanguin et ainsi, une lacune en oxygène. Le fessier est l'une des zones les plus affectées par les escarres de pression, plus précisément les régions sous les protubérances osseuses telles que les tubérosités ischiatiques, les grands trochanters, le sacrum et le coccyx. Une des méthodes les plus prometteuses pour l'étude de la formation des escarres et de l'évaluation des coussins d'appui repose sur l'observation des contraintes et des déformations internes du fessier à l'aide de modèles par éléments finis. Malheureusement, ces modèles utilisent des propriétés mécaniques provenant d'expérimentations *in vitro* sur des animaux, souvent éloignées des propriétés du sujet modélisé, et sont validés uniquement par mesures expérimentales des pressions à l'interface entre le fessier et son support. Ces lacunes engendrent des imprécisions au niveau des contraintes et déformations internes, et limitent l'exploitation des modèles comme outil de recherche et de prévention clinique des escarres. Le présent projet visait à personnaliser les propriétés mécaniques d'un modèle par éléments finis du fessier à partir de mesures expérimentales de l'écrasement interne des tissus mous, et à vérifier l'intérêt de cette démarche sur la distribution des contraintes et des déformations internes lorsqu'appuyé sur une surface rigide et sur un coussin.

Le premier objectif de ce projet était de développer un modèle biomécanique par éléments finis du fessier incorporant une loi de comportement hyperélastique et des propriétés tirées de la littérature. Pour ce faire, des images par résonance magnétique (IRM) du fessier non-déformé (IRM #1) et déformé sur une surface rigide (IRM #2) d'un sujet sain en décubitus dorsal ont été acquises expérimentalement. Ces données ont permis, d'une part, de reconstruire en 2D la géométrie du fessier avant l'application du poids du corps (sur une des images IRM #1) et d'autre part, de mesurer les écrasements des tissus musculaires et adipeux en comparant les images IRM #1 et #2 correspondantes. Suite à l'acquisition des images IRM, des valeurs de pressions surfaciques ont été acquises expérimentalement sur le fessier déformé et ont été associées aux écrasements tissulaires mesurés sur les images IRM. Ces mesures d'écrasement tissulaire et de

pressions surfaciques ont été nécessaires pour la réalisation de l'objectif 2, soit la personnalisation des propriétés mécaniques. Suite à l'acquisition des données expérimentales, un modèle détaillé par éléments finis a été réalisé par l'extrusion de 5 mm du profil 2D reconstruit (IRM #1) et par le maillage structuré du volume ainsi obtenu (ANSYS Inc., Canonsburg, PA). Les tissus mous du modèle, divisés en tissus musculaires et adipeux, ont été maillés par un total de 7689 éléments solides linéaires de forme brique, orientés dans la direction de sollicitation principale afin de diminuer les risques de distorsion des éléments. Les tissus cutanés ont été représentés à l'aide de 699 éléments de type coque linéaire. Les structures du bassin et des organes internes ont été considérées rigides, compte tenu de la rigidité supérieure du bassin et de la présence d'aucune réaction engendrée sur les organes. Des éléments de contact ont permis de modéliser l'interaction du fessier avec la surface rigide tout en considérant la friction entre les deux corps lors du chargement. Les propriétés mécaniques de chaque couche de tissus mous ont été implémentées sous forme de lois hyperélastiques de type Mooney-Rivlin d'ordre 2 pour lesquelles les coefficients matériels C_{10} , C_{01} et de poisson ν ont été tirés de la littérature. Des conditions limites ont été ajoutées au modèle afin de représenter les structures anatomiques non modélisées. La simulation consistait à appliquer le déplacement (34 mm) du bassin mesuré entre les images IRM du fessier déformé (IRM #2) et non-déformé (IRM #1), et à résoudre le problème numériquement. L'écart maximal obtenu entre la pression surfacique maximale simulée et celle mesurée expérimentalement était de 9,1 kPa, soit de 30%. Également, des écarts allant jusqu'à 7% et 5% ont été observés entre les écrasements simulés et ceux mesurés expérimentalement, pour les tissus musculaires et adipeux respectivement.

Le second objectif du projet visait à personnaliser les propriétés mécaniques du modèle par éléments finis et évaluer leur influence sur le comportement du modèle avec une surface rigide et un coussin. La personnalisation a été effectuée à l'aide d'un processus d'optimisation de premier ordre exploitant la méthode du gradient et disponible dans le module *design of experimentation* d'ANSYS. Une fonction objective visant à minimiser la différence entre les volumes de tissus mous simulés et mesurés expérimentalement a d'abord été définie. Des variables dépendantes (modifiables) constituées des paramètres mécaniques C_{10} , C_{01} et ν des lois de comportement hyperélastique des tissus musculaires et adipeux ont ensuite été implémentées. Une fois le problème d'optimisation établi, le processus consistait à faire varier les variables dépendantes

afin de minimiser la fonction objective et respecter toutes les contraintes d'optimisation. Ces contraintes ont été définies par les écrasements internes (± 3 mm) et les pressions surfaciques ($\pm 10\%$) mesurées expérimentalement. Ces intervalles de tolérances représentent respectivement l'erreur de mesure des images IRM et de la matrice de pression.

L'optimisation a résulté respectivement en une hausse de 46% et 35% de la rigidité des tissus musculaires et adipeux. Cette hausse est caractérisée par une augmentation de 71% et 35% des paramètres mécaniques C_{10} et C_{01} des tissus musculaires, et d'une augmentation de 15% et 5% de ces mêmes paramètres pour les tissus adipeux. Ainsi, l'écart entre la pression surfacique maximale simulée et mesurée expérimentalement a été diminué de 87%, soit de 7,9 kPa. Des résultats similaires ont été observés pour les valeurs d'écrasement tissulaire, avec une diminution des écarts de 20%.

Une fois la méthode établie, le modèle a permis d'évaluer la pertinence et l'importance du processus de personnalisation dans un contexte clinique, c'est-à-dire lors de l'évaluation d'un coussin de mousse employé usuellement pour prévenir les escarres de pression. Pour ce faire, un modèle par éléments finis du coussin composé de 800 éléments briques solides linéaires a été ajouté sous le modèle fessier. Une courbe multi-linéaire mesurée expérimentalement a été utilisée pour représenter le comportement hyperélastique de la mousse composant le coussin. La comparaison des résultats entre les modèles avec et sans personnalisation a permis d'observer des variations importantes des contraintes et déformations surfaciques et internes. En effet, les pressions surfaciques ont subi une hausse de 11% avec l'utilisation des propriétés personnalisées. Cette hausse est accompagnée d'une augmentation de 20% des contraintes de Von Mises dans les tissus musculaires. De plus, la personnalisation permet d'obtenir une différence plus importante entre les contraintes de Von Mises des tissus musculaires et des tissus adipeux, appuyant davantage le principe de formation des escarres dites en profondeur. Par contre, la personnalisation a un effet inverse sur les déformations musculaires maximales, soit une diminution de 19%. Ainsi, sans cette personnalisation rigoureuse, il serait impossible de bien représenter les phénomènes réels du fessier en compression, tel que l'augmentation des contraintes à partir de l'interface fessier-support vers la zone la plus sollicitée, soit à l'interface

bassin-muscle. Ces résultats démontrent sans contredit l'importance de personnaliser les propriétés mécaniques pour mieux comprendre l'interaction entre le fessier et son support, ainsi que pour évaluer le plus justement possible la capacité d'un coussin à redistribuer les contraintes internes.

Le travail effectué dans le cadre de ce projet de maîtrise a démontré la pertinence d'utiliser des propriétés mécaniques personnalisées pour simuler le comportement des diverses couches de tissus mous du fessier. La méthodologie proposée est une approche novatrice permettant de personnaliser et de simuler avec plus de précisions les contraintes et les déformations internes du fessier. Dans l'état actuel, le modèle possède certaines limites pouvant avoir un effet sur les résultats encourus. Afin de l'améliorer, une géométrie complète du fessier devrait être réalisée afin de diminuer l'impact des conditions limites représentant les structures non modélisées. À long terme, cette méthode pourrait être implémentée dans un outil clinique servant à la sélection d'un coussin offrant la meilleure prévention possible contre les escarres.

ABSTRACT

For wheelchair users and bedrest patient, mechanisms of soft tissues deterioration such as pressure sores represent a severe health problem. Pressure sores are primarily caused by a long-term loading that causes a blood circulation interruption, thus resulting in a lack of oxygen for the soft tissues. The buttock represents the most affected regions by pressure sores, more precisely beneath bony protuberances such as the ischial tuberosities, the great trochanters, the sacrum and the coccyx. One of the most promising techniques to study the aetiology of pressure sores and to prescribe adequate seat cushion (or bed mattress) relies on the analysis of internal stresses and strains using finite element (FE) modeling. Unfortunately, FE models currently available use mechanical properties measured from *in vitro* experiments on animal and consequently, do not accurately represent the mechanical behaviour of a human buttocks. Moreover, these models are only validated using interface pressures between the buttock and the support surface. These limitations result in inadequate stresses and strains distribution inside the soft tissues, thus limiting the capacity to exploit the FE models as research and prevention tools for pressure sores. The purpose of this master degree project was to personalize the mechanical properties of the diverse soft tissue layers and to evaluate the necessity of the approach when the buttock lies on a rigid support and a foam cushion.

The first objective of the project was to develop a biomechanical FE model of the human buttock that integrates hyperelastic material formulations for the soft tissues with material properties taken from the literature. A magnetic resonance imaging protocol was realized to acquire geometric data of a healthy human male buttock in non-weight-bearing (MRI #1) and weight-bearing (MRI #2) conditions. An axial slice from MRI #1 was then used to reconstruct the 2D contours of the pelvis and buttock soft tissues while vertical sagging of the muscle and adipose tissues were measured by comparing correspondent slices from MRI #1 and #2. After the MRI acquisition, interfaces pressures were acquired experimentally in weight-bearing condition and were associated to the corresponding vertical sagging. These vertical sagging and interface pressure were necessary to realize the second objective, the mechanical properties personalization. After the experimental acquisition, a detailed FE model of the buttock was realized by creating a 5 mm extrusion of the 2D reconstructed profile of the buttock and by

meshing the resulting volume using the ANSYS software (ANSYS Inc., Canonsburg, PA). Soft tissues were divided in muscles and adipose tissue layers, both meshed using a total of 7689 linear brick elements oriented toward the principal loading direction. The skin layer was meshed with 699 linear shell elements. Since the pelvic had a largely superior stiffness when compared to the soft tissues, it was modeled as a rigid body using equation-constraints on the contour of the pelvic-muscle interface. Contact elements were added to represent the buttock-support mechanical interaction and to simulate the friction at the interface. Mechanical properties of each soft tissue layers were defined with a second order Mooney-Rivlin hyperelastic material law with the material coefficients C_{10} , C_{01} and the poisson ratio ν derived from previous studies. The non modeled structures were represented by restraining coronal translations of the boundary nodes. Numerical simulation was performed by applying a pelvic displacement of 34 mm, measured from MRI #1 and #2. The maximum difference between the peak interface pressure predicted by the FE model and the peak interface pressure measured experimentally was 9,1 kPa (difference of 30%). The maximum difference between the vertical sagging predicted by the FE model and the sagging measured experimentally was 7% and 5% for the muscles and the adipose tissues, respectively.

The second objective of the project was to personalize the mechanical properties of the FE model and to evaluate their impact on the mechanical behaviour of the model in contact with a rigid support and a foam cushion. The optimisation was realized with a first order fitting approach that integrates the gradient method from the ANSYS' *design of experimentation* module. The objective function to minimize was based on the difference between the volumes of the soft tissue layers measured experimentally and predicted by the FE model. The dependant variables were the hyperelastic material parameters (C_{10} , C_{01} and ν) of the muscle and adipose tissues. Once the optimisation problem was established, dependant variable were modified through the process until the objective function was minimized and the states variables satisfied. The states variables were defined by the interface pressures ($\pm 10\%$) and the vertical sagging (± 3 mm) measured experimentally. Ranges of tolerance were based on the acquisition process (measurement errors on the MRI images and the force sensing array matrix).

At maximum strain, muscles and adipose tissues respectively showed an increased stiffness of 46% and 35% after the personalization process. This stiffness increase corresponds to an augmentation of the C_{10} and C_{01} material parameters of 71% and 39% respectively for the muscles, and of 15% and 5% respectively for the adipose tissues. The personalization reduced by 87% (7,9 kPa) the difference between the predicted interface pressures and the experimental data. Similar results were observed for the vertical sagging, with a difference reduction of 20%.

Once the personalization process was established on a rigid support, the relevance of such process was evaluated with the buttock in contact with a flat foam cushion normally used in pressure sores prevention. Hence, a FE model of a flat foam cushion was integrated to the FE model of the human buttock using 800 linear brick elements. A multi-linear curve was used to represent the hyperelastic behaviour of the cushion's material. Results showed a variation of the interface and internal stresses and strains when using personalized mechanical properties. More precisely, the interface pressure increased of 11% while muscle's Von Mises stresses increased by 20%. Moreover, a decrease of 19% was observed for the muscle's peak internal strain. Finally, the personalization process resulted in a higher difference between the Von Mises stresses of the muscles and adipose tissues, thus confirming the premise for the development of deep tissue injury. Without this precise personalization, it will be impossible to represent the real internal phenomena of the buttock, such as the stresses augmentation from the buttock-support interface to the pelvis-muscle interface. These results clearly show the importance of the mechanical properties personalization to properly understand the interaction between the buttock and his support, as well as to evaluate a cushion's capacity to distribute the internal stresses.

The work carried out within the framework of this project demonstrated the relevance of using personalized mechanical properties to simulate the buttock's soft tissues behaviour. The developed method represents an innovative approach that provides a more accurate simulation of the stresses and strains at the buttock-support interface and inside the buttock's soft tissues. The actual model could be improved by adding a more complete representation of the buttocks and surrounding body parts. Ultimately, this method could be integrated to a clinical tool to improve the selection of a proper seat cushion or bed mattress for a specific individual.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ.....	V
ABSTRACT	IX
TABLE DES MATIÈRES	XII
LISTE DES TABLEAUX.....	XIV
LISTE DES FIGURES	XV
LISTE DES ANNEXES	XVII
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 REVUE CRITIQUE DE LA LITTÉRATURE	3
1.1 Anatomie du complexe bassin-fessier.....	3
1.1.1 Le bassin.....	3
1.1.2 Tissus adipeux et cutanés	4
1.1.3 Tissus musculaires.....	6
1.2 Biomécanique du fessier en compression	8
1.3 Développement et prévention des escarres de pression	10
1.3.1 Étiologie des escarres de pression	10
1.3.2 Prévention des escarres de pression	12
1.4 Modélisation biomécanique du fessier humain	14
1.4.1 Modèles physiques	14
1.4.2 Modèles informatiques.....	15
1.4.3 Lois de comportement et propriétés mécaniques des tissus mous du fessier	20
CHAPITRE 2 MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE DU PROJET.....	26

2.1	Résumé de la problématique, question de recherche et objectifs.....	26
2.2	Approche générale.....	28
CHAPITRE 3 ARTICLE : DETERMINATION OF PERSONALIZED BUTTOCK'S HYPERELASTIC PROPERTIES USING FINITE ELEMENT OPTIMIZATION METHOD AND <i>IN VIVO</i> MEASURE DATA.....		
		31
3.1	Structured abstract.....	32
3.2	Introduction.....	33
3.3	Methods.....	35
3.4	Results.....	40
3.5	Discussion.....	42
3.6	Conclusion.....	45
3.7	References.....	46
3.8	Figures.....	51
3.9	Tableaux.....	58
CHAPITRE 4 ASPECTS MÉTHODOLOGIQUES ET RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES, ET EXPLOITATION DU MODÈLE.....		
		61
4.1	Validation Géométrique.....	61
4.2	Banc d'essai expérimental pour protocole d'optimisation.....	64
4.2.1	Procédure expérimentale.....	64
4.2.2	Méthode d'optimisation par éléments finis.....	69
4.3	Exploitation du modèle éléments finis du fessier humain dans un contexte clinique....	72
CHAPITRE 5 DISCUSSION GÉNÉRALE.....		
		79
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS.....		
		87
RÉFÉRENCES.....		
		90
ANNEXES.....		
		105

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1: Résultats obtenus par Wagnac, 2008; Verver, 2004 et Dabnichki, 1994.	18
Table 3.1 Initial values and optimization ranges of the material parameters used as dependant variables during soft tissues mechanical behavior personalization.	58
Table 3.2 : Personalized versus initial material parameters for the muscle and adipose tissues....	59
Table 3.3 : Stresses, strains and volumes of the buttock before and after personalization of the muscle (M) and adipose (A) tissues material properties.	60
Tableau 4.1 : Paramètres mesurés sur le modèle géométrique et les images par résonance magnétique	63
Tableau 4.2 : Valeurs initiales et bornes d'optimisation des paramètres de la loi hyperélastique (variables dépendantes) pour chacun des matériaux	70
Tableau 4.3 : Comparaison des pressions et des écrasements expérimentaux et simulés des élastomères.	71
Tableau 4.4 : Paramètres mécaniques expérimentaux et optimisés pour les polymères.	72
Tableau 4.5 : Contraintes et déformations du fessier avec coussin, possédant des propriétés mécaniques provenant de la littérature (Initiales), et personnalisées des muscles (M) et des tissus adipeux (A).....	76

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Composantes osseuses du bassin	4
Figure 1.2: Structure des tissus mous	5
Figure 1.3 : Coupe axiale d'un fessier humain obtenue par résonance magnétique et présentant les trois couches de tissus mous du fessier	5
Figure 1.4 : Structure des muscles striés squelettiques	6
Figure 1.5: Muscles du fessier visualisés dans le plan sagittal	7
Figure 1.6 : Diagramme des corps libres au niveau du fessier en position couchée inclinée.	9
Figure 1.7: Escarres de pression en fonction de leur sévérité	12
Figure 1.8: Schématisation d'un modèle physique	15
Figure 1.9: Modèle biomécanique de Wagnac et coll. (2008)	16
Figure 1.10: Modèle biomécanique de Linder-Ganz et coll. (2006)	19
Figure 1.11 : Montage pour compression sur des tissus musculaires de rat (Bosboom, 2001).	21
Figure 1.12 : Montage expérimental utilisé sur des porcs.....	22
Figure 1.13 : Schéma du système d'assise CASS développé par Brienza et coll. (1996).....	23
Figure 1.14: Module d'indentation pour la mesure des propriétés mécaniques des tissus mous...24	24
Figure 2.1 : Représentation schématique des différentes étapes du projet de maîtrise	30
Figure 3.1 : Schematic diagram of the FE optimization process developed to personalize the mechanical properties of the buttocks soft tissues.	51
Figure 3.2 : Experimental set-up for MRI acquisitions.....	52
Figure 3.3 : MRI#1 image used to generate the FE model of the 5-mm thick buttocks segment, in the non-weighted supine position.....	53
Figure 3.4 : MRI#1 image and corresponding MRI#2 image	54
Figure 3.5: Mechanical compression behavior (stress versus strain) of (a) the adipose tissues and (b) the muscle before and after the personalization process.	55

Figure 3.6 : Comparisons of the FE model before and after personalization with the experimental measures	56
Figure 3.7 : Internal distribution of stresses and strains of the personalized FE model of the buttocks under weight-bearing condition	57
Figure 4.1 : Validation géométrique du modèle.....	62
Figure 4.2 : Montage expérimental pour l'écrasement des polymères	65
Figure 4.3 : Superposition des courbes contraintes-déformations (d'ingénierie) expérimentales et des courbes hyperélastiques de type Mooney-Rivlin.	68
Figure 4.4 : Maillage et conditions limites du modèle par éléments finis représentant les essais expérimentaux sur polymères superposés.	70
Figure 4.5 : a) Modèle par éléments finis du fessier-coussin et b) Courbe multilinéaire contraintes-déformations du coussin.	73
Figure 4.6 : Comparaison du modèle par éléments finis aux différents temps d'acquisition, avec et sans personnalisation.....	75
Figure 4.7 : Résultats des modèles par éléments finis avec coussin ayant des propriétés mécaniques initiales (gauche) et personnalisées (droite)	77

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A –PRINCIPAUX MODÈLES PHYSIQUES ET NUMÉRIQUES.....	105
ANNEXE B –CHARTRE DU FABRICANT DES POLYMÈRES.....	111
ANNEXE C – ÉTUDE DE REPRODUCTIVITÉ DU POSITIONNEMENT.....	112

INTRODUCTION

Une escarre de pression est une dégénérescence des tissus mous causée par le maintien prolongé d'une compression, ce qui entraîne l'interruption du flux sanguin et un manque d'oxygénation des tissus. Les escarres de pression se divisent en deux catégories : les escarres superficielles, se produisant à la surface de la peau et les blessures tissulaires en profondeur (BTP), touchant les tissus sous-cutanés. Elles représentent un problème majeur chez les usagers de fauteuil roulant (Reddy, 1982), dont la qualité de vie est souvent affectée par les infections pouvant survenir d'une plaie diagnostiquée trop tard. Il faut concevoir que cette population ne représente pas la seule éprouvant des difficultés cutanées puisqu'il est possible de retrouver ces pathologies chez les patients immobilisés au lit. Ainsi, plus de 50% des escarres se produisent au niveau du fessier, dans les régions situées sous les protubérances osseuses telles que les tubérosités ischiatiques, les grands trochanters, le sacrum et le coccyx.

Les plus récentes recherches sur l'étiologie des escarres et le développement de coussins d'appui innovants ont été réalisées à l'aide de modèles biomécaniques numériques. Plusieurs auteurs dont Gefen et coll. (2005), Linder-Ganz et coll. (2006), Makhsous et coll. (2007) et Then et coll. (2007) ont récemment démontré à l'aide de modèles par éléments finis (ÉF) du fessier humain que les contraintes à l'interface entre le bassin et les muscles sont plus élevées qu'à la surface de la peau, fournissant ainsi une explication potentielle aux BTP. Ces modèles biomécaniques intègrent plusieurs non-linéarités d'ordre géométrique, mécanique et de statut et sont validés via des mesures de pression réalisées à l'interface entre la peau et la surface d'appui (coussin, matelas, etc.). Cependant, ces mêmes modèles utilisent des propriétés mécaniques non-personnalisées et provenant généralement d'expérimentation *in vitro* sur des animaux, ce qui limite leur capacité à prédire avec précision les contraintes et les déformations des tissus mous à l'intérieur du fessier (Linder-Ganz et coll., 2006). De tels modèles sont donc peu adaptés à l'analyse des contraintes et déformations internes du fessier d'un sujet donné, limitant ainsi leur exploitation comme outil de prédiction et de prévention des blessures profondes tissulaires (BTP).

Ce projet vise à développer un modèle biomécanique du fessier humain possédant des propriétés mécaniques personnalisées et ce, pour les principales couches de tissus mous du fessier. Le modèle vise à vérifier l'importance de la personnalisation des propriétés mécaniques sur les contraintes et les déformations internes du fessier et, ultimement, sur les risques de développement de BTP et l'évaluation des techniques de prévention. Pour réaliser ce projet, les objectifs spécifiques sont (1) de développer un modèle biomécanique par ÉF du fessier incorporant une loi de comportement hyperélastique avec des propriétés tirées de la littérature, et (2) de personnaliser les propriétés mécaniques du modèle ÉF et d'évaluer leur influence sur le comportement du modèle en appui sur deux types de surface, l'une rigide et l'autre déformable.

Le premier chapitre du mémoire présente une revue des connaissances fournissant les informations nécessaires à la bonne compréhension du projet. Ce chapitre est divisé en trois sections présentant successivement les principales composantes anatomiques du complexe bassin-fessier, les principes généraux concernant le développement et la prévention des escarres de pression et les principaux modèles physiques et numériques employés à ce jour pour mieux comprendre le comportement biomécanique du complexe bassin-fessier. Le second chapitre décrit les objectifs généraux et spécifiques du projet, l'approche générale utilisée ainsi que l'organigramme des étapes réalisées. Le chapitre 3 représente le corps du mémoire et est constitué d'un article soumis à la revue *IEEE Transaction on Biomedical Engineering* en juillet 2009. L'article présente le développement du modèle biomécanique ainsi que la personnalisation des propriétés mécaniques des tissus mous. Des résultats concernant l'effet de la personnalisation sur les contraintes et les déformations internes du fessier lorsqu'appuyé sur une surface rigide y sont également présentés et discutés. Le chapitre 4 contient des aspects méthodologiques et des résultats complémentaires à l'article dont une étude sur l'effet de la personnalisation des propriétés mécaniques du fessier lorsqu'appuyé sur une surface déformable. Le chapitre 5 présente une discussion générale sur l'ensemble du projet de maîtrise. Une dernière section clôt le mémoire en rappelant les principaux objectifs, aspects méthodologiques et résultats du projet ainsi qu'en présentant des recommandations pour des travaux futurs.

CHAPITRE 1 REVUE CRITIQUE DE LA LITTÉRATURE

Ce premier chapitre du mémoire expose succinctement l'état des connaissances liées au développement des escarres de pression et décrit les principaux concepts et modèles biomécaniques développés pour étudier leur étiologie et améliorer leur prévention. Une attention particulière est portée à la région du fessier, où 51% des escarres se produisent (Dussault, 2004). Ainsi, la première section traite des principales composantes anatomiques du complexe bassin-fessier. La seconde section porte sur la biomécanique des tissus mous du fessier soumis à un chargement en compression alors que la troisième section traite des principes généraux concernant le développement et la prévention des escarres de pression. La dernière section présente une revue critique des principaux modèles physiques et informatiques développés au cours des dernières années pour étudier l'interaction biomécanique entre un fessier et une surface d'appui.

1.1 Anatomie du complexe bassin-fessier

Le complexe bassin-fessier est composé de structures osseuses et de tissus mous. Les structures osseuses sont représentées par le bassin et le fémur, alors que les tissus mous comprennent les tissus musculaires, adipeux et cutanés.

1.1.1 Le bassin

Le bassin est composé de quatre structures osseuses comprenant les deux os iliaques, le sacrum et le coccyx, maintenus ensemble par des articulations (figure 1.1). Les principales parties de l'os iliaque sont les iliums, le pubis, les ischions et les acétabulum (ou cavités cotyloïdes) (Gilroy, 2008). Les tubérosités ischiatiques ou ischions sont des protubérances osseuses situées à l'extrémité inférieure des os iliaques et servent principalement de soutien en position assise. Les acétabulum sont les cavités de l'articulation coxo-fémorale où viennent s'insérer les grands trochanters, des saillies extra-articulaires situées à l'extrémité des fémurs. Le sacrum est la partie postérieure du bassin qui relie ce dernier au rachis lombaire. Le sacrum est relié au coccyx par l'articulation sacro-coccygienne qui offre un faible soutien aux organes pelviens. Les os iliaques sont reliés à la partie antérieure du bassin par la symphyse pubienne et sont attachés au sacrum

par les ligaments sacro-iliaques. Les composantes du bassin les plus sollicitées en position assise sont les tubérosités ischiatiques ou ischions, le sacrum et le coccyx. En décubitus dorsal, ces composantes sont le sacrum et le coccyx alors qu'en décubitus latéral, ce sont les grands trochanters.

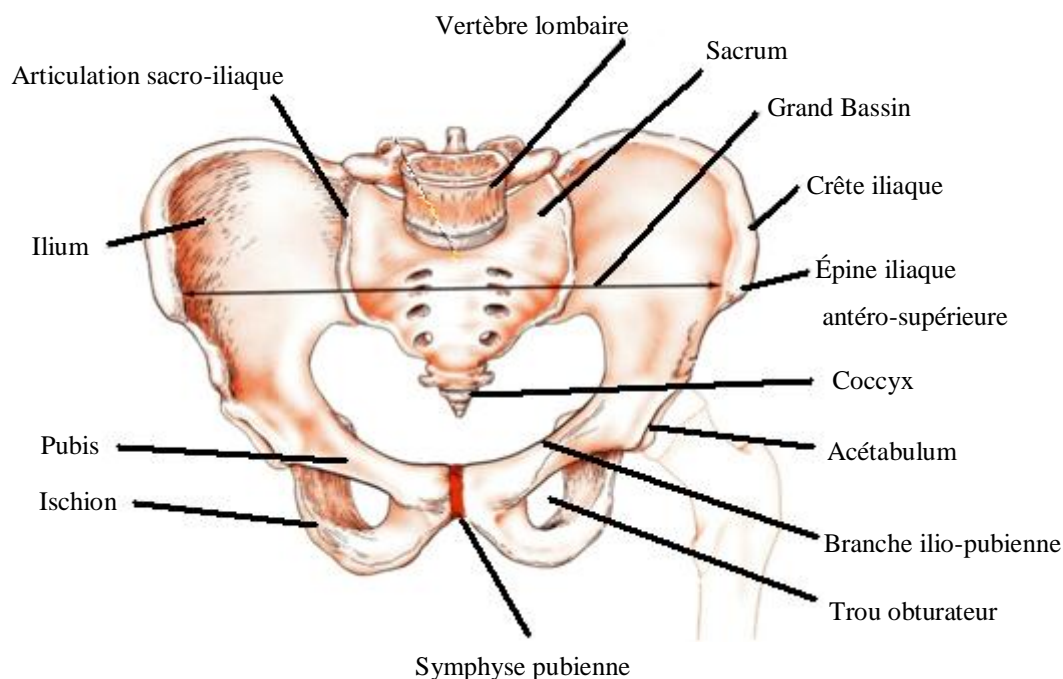


Figure 1.1 : Composantes osseuses du bassin (tirée de Tortora, 1981)

1.1.2 Tissus adipeux et cutanés

Le bassin est recouvert de trois couches de tissus mous soient l'épiderme, le derme et l'hypoderme (figure 1.2). L'épiderme se trouve à la surface des tissus cutanés (peau) et se divise en cinq couches distinctes : la cornée, le claire, la granuleuse, les cellules à épines et les basales. Le derme, partie inférieure des tissus cutanés, est composé des glandes sébacées et sudoripares alors que l'hypoderme est composé de tissus musculaires, de vaisseaux sanguins et de tissus adipeux (graisse sous-cutanée).

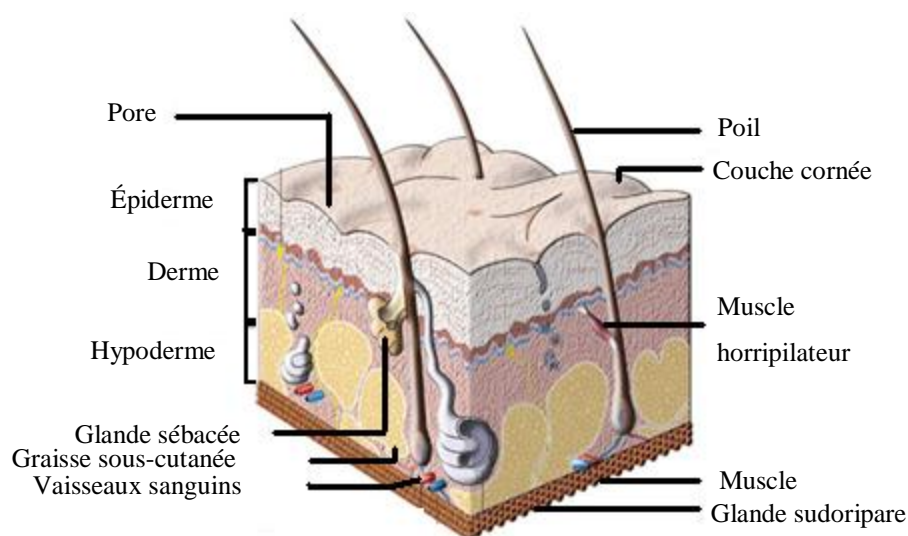


Figure 1.2: Structure des tissus mous (<http://arts-plastiques.ac-rouen.fr>)

Les tissus adipeux se trouvent entre les muscles et la peau (figure 1.3) et représentent la couche la moins rigide des tissus mous. En compression, les graisses sous-cutanées subissent une déformation supérieure de 30% comparativement aux tissus musculaires et cutanés (Makhsous et coll., 2007). L'épaisseur des tissus adipeux varie selon les individus et dépend principalement du sexe, de l'âge et des aptitudes physiques.

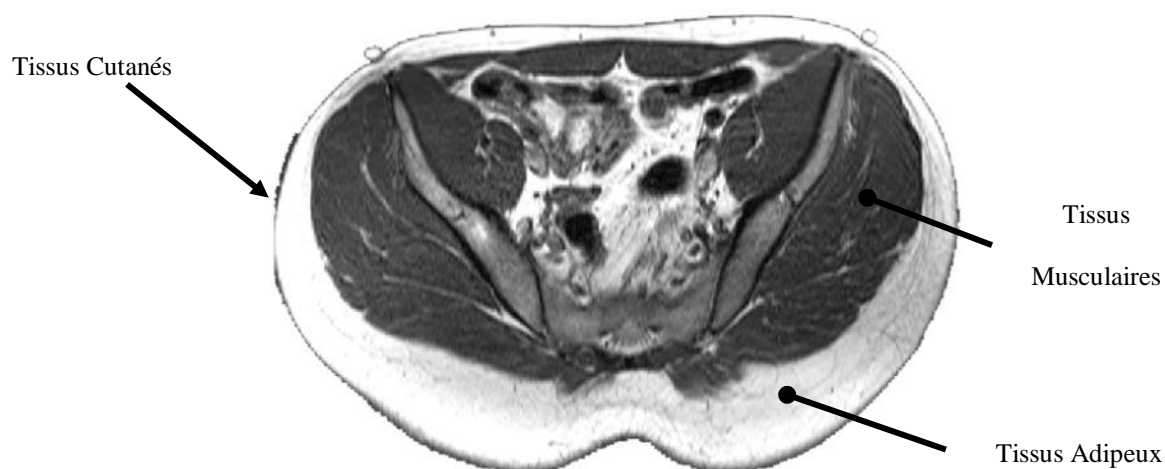


Figure 1.3 : Coupe axiale d'un fessier humain obtenue par résonance magnétique et présentant les trois couches de tissus mous du fessier

1.1.3 Tissus musculaires

Les muscles du fessier sont des muscles striés squelettiques et, étant reliés à plusieurs os du squelette par le biais des tendons, sont effecteurs de la motricité (Jolivet, 2007). Leur force contractile fait pivoter les segments autour des articulations telles que la hanche (fémur et bassin). Les muscles striés permettent le maintien de la posture et de la motricité volontaire. Les fibres musculaires sont séparées les unes des autres par une membrane nommée endomysium. L'endomysium lie l'ensemble des extrémités des fibres aux tendons. Les fibres sont regroupées en sous-groupes de 20 à 40 pour former les fascicules. Les muscles sont composés de plusieurs fascicules maintenus ensemble par une couche de tissu conjonctif appelée périmysium. Lorsqu'elle sort du muscle, cette couche change de nom pour épimysium. La figure 1.4 présente la structure des muscles striés squelettiques.

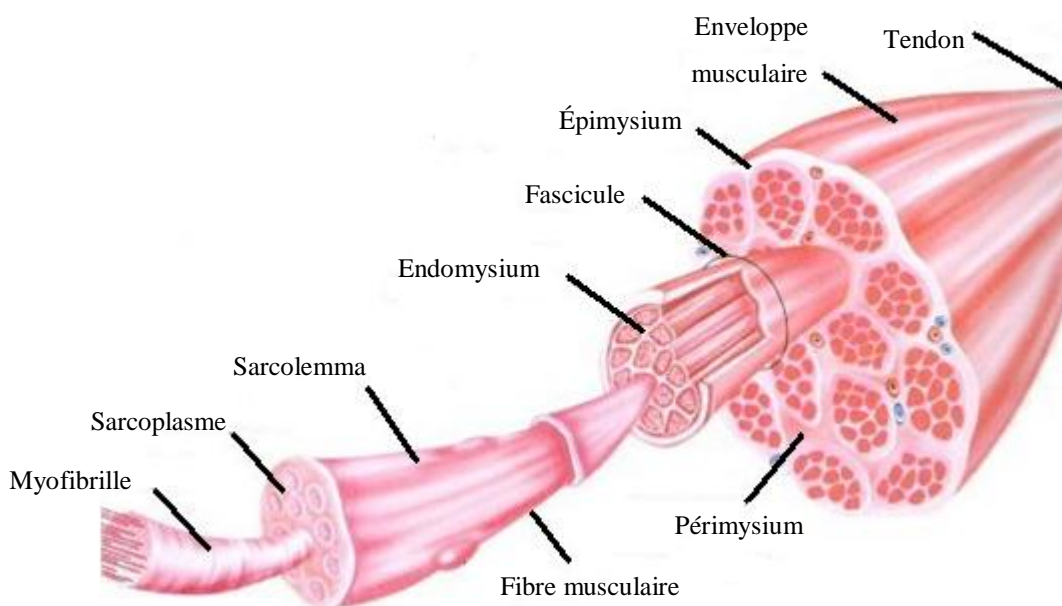


Figure 1.4 : Structure des muscles striés squelettiques (adaptée de <http://www.sport-fitness-advisor.com>)

Le fessier comporte trois muscles majeurs soient le petit fessier (*M. gluteus minimus*), le moyen fessier (*M. gluteus medius*) et le grand fessier (*M. gluteus maximus*) (Goubel, 2003). Lors de changements de posture, les muscles glissent les uns par rapport aux autres modifiant l'ordre des

muscles entre la peau et le bassin. Le petit fessier se trouve sur la fosse iliaque externe et est principalement abducteur et rotateur de la cuisse. Le moyen fessier se trouve sur la face externe de l'aile iliaque et recouvre le petit fessier lors du mouvement des cuisses. Il joue un rôle de stabilisateur dans le plan frontal. Le grand fessier est le plus volumineux et le plus puissant du corps humain. Il est principalement extenseur de la cuisse sur le bassin, rotateur externe et abducteur. Il est le premier acteur dans le changement de posture menant de la position assise à la position debout. La figure 1.5 illustre la distribution des muscles du fessier dans le plan sagittal, en position debout.

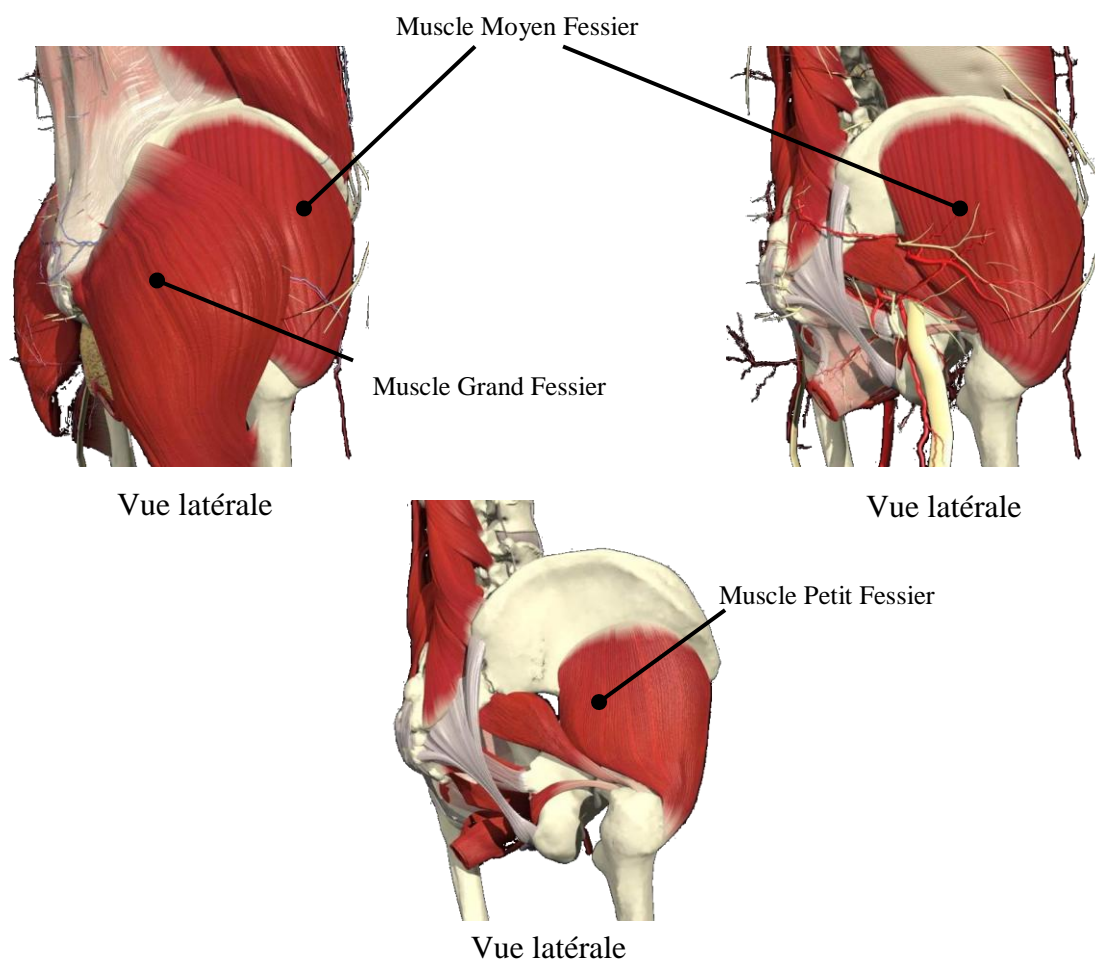


Figure 1.5: Muscles du fessier visualisés dans le plan sagittal (adaptée de <http://Anatomy.tv>)

1.2 Biomécanique du fessier en compression

En appui sur support, les tissus mous du fessier sont comprimés par le poids du corps via les structures osseuses du bassin. Ces dernières transmettent les forces internes sous l'aspect de forces normales ou tangentielles à la surface d'appui. Les forces normales engendrent la création de contraintes normales (compression pure) dans les tissus mous et affectent les contraintes de cisaillement dans les tissus mous et aux différentes interfaces (fessier/surface d'appui, bassin/muscles, etc.). Ces contraintes de cisaillement sont le résultat 1) de l'immobilisation de la peau et du déplacement tangentiel des tissus osseux et sous-cutanés (Piérard-Franchimont et coll., 1995), entraînant l'étirement et l'étranglement des vaisseaux sanguins et 2) la présence de fluides qui, incompressibles, se déplacent perpendiculairement aux forces de compression et engendrent une force tangentielle (cisaillement) aux différentes interfaces.

Dans la zone voisine des os, les caractéristiques de la surface d'appui (matériau, forme, etc.) déterminent la distribution des contraintes à l'intérieur du fessier. En position assise, la pression maximale à l'interface entre la surface d'appui et le fessier se retrouve généralement sous les proéminences osseuses (ischions ou sacrum). Cette pression maximale dépend du poids, de l'épaisseur des tissus mous, de la posture assise, de la tension musculaire, de la forme des ischions et des anomalies de posture de l'individu (Staarink, 1995).

En décubitus dorsal, le comportement des tissus mous est le même qu'en position assise, cette dernière représentant un cas particulier de la position couchée. Linder-Ganz et coll. (2004) ont toutefois observé qu'un changement de posture induisait un déplacement des contraintes. En effet, lorsque l'inclinaison du dos diminue (angle β), la zone de contraintes maximales s'éloigne des ischions et se concentre au niveau du sacrum. La figure 1.6 présente le diagramme des corps libérés (DCL) de la position couchée inclinée.

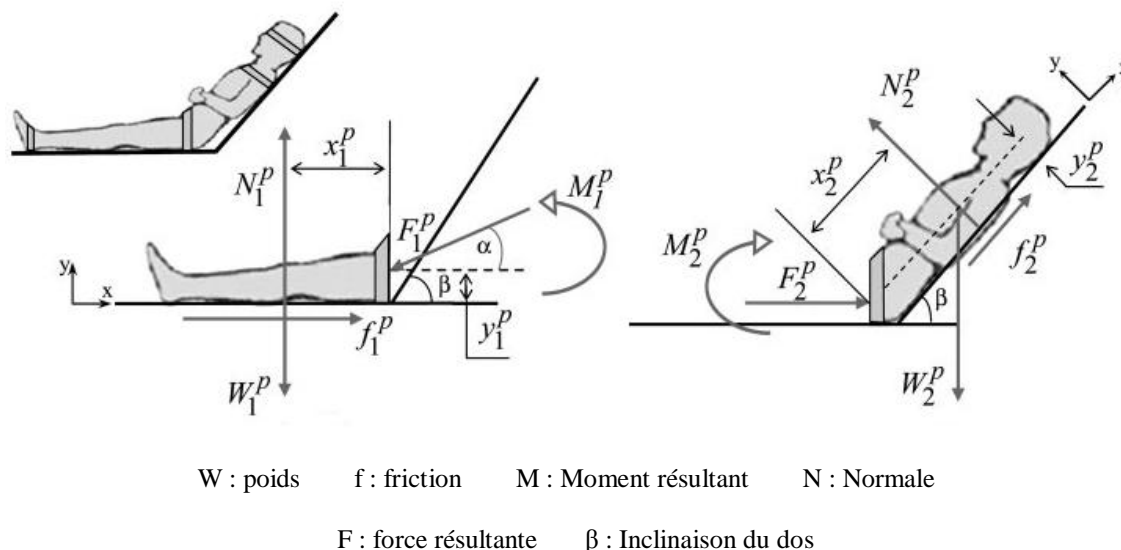


Figure 1.6 : Diagramme des corps libres au niveau du fessier en position couchée inclinée. (adaptée de Linder-Ganz, 2004)

La friction est un élément jouant également un rôle-clé dans la biomécanique des tissus mous du fessier en compression. On distingue deux types de friction soient les frictions statique et cinétique. La friction statique produit une force tangentielle à l'interface qui empêche le déplacement des structures les unes par rapport aux autres. La friction cinétique apparait lorsque la force tangentielle à l'interface est supérieure à la force de friction statique maximale, induisant alors un déplacement relatif des structures. La force de friction statique maximale est le produit du coefficient de friction (μ) et de la force normale à la surface. La force normale correspond à la composante de force perpendiculaire à la surface d'appui et produite par le poids du patient.

En position assise, la friction a pour effet de diminuer le glissement des tissus mous vers l'avant, ce qui permet de maintenir davantage de tissus dans la zone de pression maximale et ainsi, de réduire la pression surfacique de 10% (Dabnichki, 1994). De plus, elle a tendance à augmenter la contrainte maximale à l'interface bassin-tissus. En décubitus dorsal, la friction a le même effet qu'en position assise. Toutefois, l'importance de la friction diminuera avec la réduction de l'inclinaison du dos. Également, les jambes allongées reprennent une partie de la friction, diminuant son impact au niveau du fessier.

1.3 Développement et prévention des escarres de pression

1.3.1 Étiologie des escarres de pression

Les escarres de pression sont des zones localisées de nécrose tissulaire secondaire à l'ischémie provoquée par la compression prolongée de la peau et des tissus sous-cutanés entre le relief osseux et une surface d'appui. Elles sont fréquemment causées par l'interruption du flux sanguin, limitant ainsi l'apport d'oxygène aux tissus mous. Cette compression peut résulter en une ulcération musculaire profonde, indolore ainsi qu'une évolution chronique de la détérioration. Dans ce cas, la dégénérescence des muscles engendre une augmentation de leur rigidité, transférant ainsi les contraintes dans les zones adjacentes. Cette hausse de contraintes provoque une diminution des nutriments cellulaires, propageant l'escarre de pression.

Selon plusieurs auteurs, le maintien d'une charge corporelle excessive sur une période prolongée est un facteur nécessaire à la formation d'escarres (Barbenel et coll., 1991; Bennett et coll., 1984; Dangoisse et coll., 1997; Patterson et coll., 1986, Piérard-Franchimont et coll., 1995; Seiler et coll., 1983 et Reuler et coll., 1981). Ces mêmes auteurs indiquent que l'intensité et la durée de la pression ne sont pas les seuls facteurs responsables de la formation d'escarres. En effet, le cisaillement et la friction ont également des effets considérables sur le développement d'escarres. Guttman (1973) a d'ailleurs déterminé que le rôle du cisaillement est plus important que celui de la pression quant à la diminution de l'alimentation vasculaire. Selon Rudd (1976), l'occlusion des vaisseaux par la présence des forces de cisaillement est un facteur directement responsable de la formation des nécroses profondes. Des études réalisées par Bennett et coll. (1979 ; 1984) démontrent qu'en présence de cisaillement, la pression nécessaire aux variations du débit sanguin est réduite de moitié. De fait, l'apparition d'escarres se produirait sous de plus faibles pressions (Hetzl, 1994).

Outre les paramètres extrinsèques tels que la pression, le cisaillement et la friction, plusieurs facteurs intrinsèques influencent le développement des escarres de pression, les plus importants

étant le degré de mobilité, les conditions neurologiques et la perte de sensibilité. La malnutrition, les pertes cataboliques importantes, l'âge, l'incontinence fécale, les troubles de la sensibilité, la douleur à la mobilisation, la posture, la température et l'humidité à l'interface entre l'utilisateur et la surface d'appui font également partie des facteurs pouvant mener au développement d'escarres (Barbel, 1991 ; Fernandez, 1987; Hetzel, 1994; Piérard-Franchemont, 1995; Reuler et Cooney, 1981).

L'indice clinique primordial indiquant la formation d'une escarre est la présence de rougeurs à la surface de la peau. Malheureusement, ces nécroses épidermiques apparaissent souvent tardivement dans le processus. En effet, il a été possible de constater la formation de nécrose sévère à l'intérieur des tissus mous alors qu'aucun symptôme n'était visible à la surface de la peau. Ce phénomène est intitulé plaie iceberg. Ainsi, une compression prolongée des tissus mous du fessier peut créer deux types d'escarres de pression, soient les escarres superficielles et les blessures tissulaires profondes (BTP). Les escarres superficielles apparaissent à la surface de la peau et progressent vers l'intérieur des tissus. Les BTP, quant à elles, se développent initialement dans les tissus sous-cutanés, autour des structures osseuses du bassin (ischions et sacrum), et progressent en direction de la peau. Nola (1980) et Daniel (1985) ont d'ailleurs démontré que les muscles sont plus sensibles à la pression que la peau, ce qui fournirait une explication potentielle aux BTP. Les caractéristiques des BTP rendent la détection d'escarres de pression plus complexe et augmentent la nécessité de prendre davantage de précautions pour éviter des dommages sévères. À l'heure actuelle, la sévérité d'une escarre de pression est caractérisée par une échelle allant de 1 à 4, le grade 1 représentant une escarre superficielle et le grade 4 représentant une atteinte profonde allant jusqu'à l'os (figure 1.7).

La zone la plus à risque de développer des escarres, sans égard à la position du corps humain (assise, en décubitus, etc.), est celle du sacrum/coccyx (36%) suivie de la hanche (17%), des ischions (15%), des talons (12%), des chevilles (7%) et des autres régions du corps (13%) (Dussault, 2004).

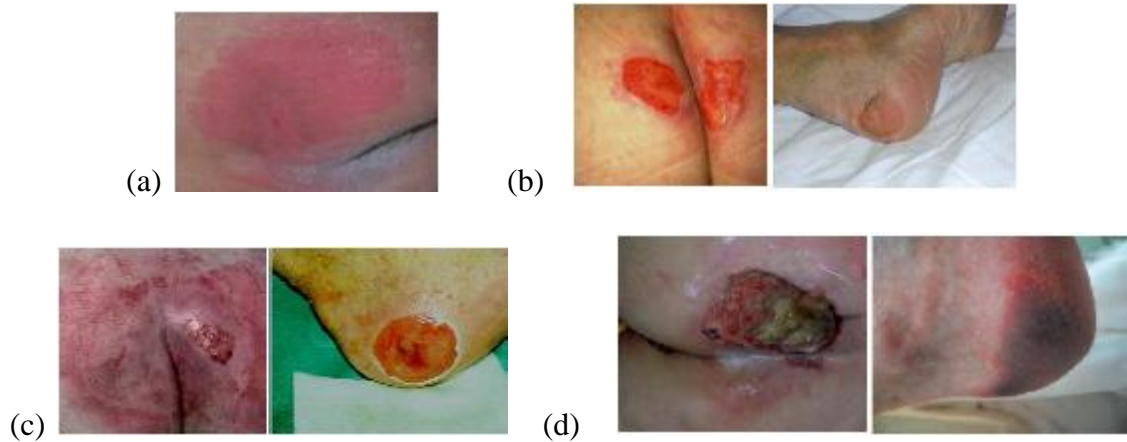


Figure 1.7: Escarres de pression en fonction de leur sévérité : (a) grade 1, (b) grade 2, (c) grade 3 et (d) grade 4 (tirée de Stekelenburg, 2005)

1.3.2 Prévention des escarres de pression

La prévention des escarres de pression consiste au soulagement des forces agissant sur le fessier. Ainsi, la pression surfacique, le cisaillement et la friction représentent les facteurs importants à considérer lors de l'élaboration d'outils et de procédés servant à éviter la création d'escarres.

En position assise, l'utilisation d'un coussin d'assise adéquat est primordiale à la prévention des escarres de pression. Le coussin permet de diminuer l'intensité de la pression à la surface de la peau, tout en améliorant la posture, et de procurer un confort et une posture fonctionnelle (Redford, 1993). Il permet également de protéger la peau, de prévenir les blessures et les déformations du système musculo-squelettique et d'éviter le développement de difformités structurales et de problèmes respiratoires et digestifs. L'Organisation Internationale de normalisation (ISO) propose une méthode de validation des coussins d'assise basée sur l'évaluation des 12 paramètres jugés les plus importants, soient 1) la pression à l'interface fessier-coussin, 2) la déformation de la charge et l'hystérésis, 3) la friction, 4) la rigidité horizontale, 5) la résistance au glissement, 6) l'amortissement des chocs dans des conditions de charge normales, 7) la reprise élastique, 8) la capacité du coussin à épouser une forme, 9) la stabilité, 10) les

propriétés de transfert de chaleur et de vapeur d'eau, 11) l'écoulement de liquides et 12) la biocompatibilité (Dussault, 2004).

On retrouve trois grandes familles de coussins d'assise pouvant se subdiviser en diverses sous-catégories : les coussins statiques, les coussins dynamiques et les sièges moulés et personnalisés (Phan, 2000). Les coussins statiques, les plus courants, permettent d'obtenir un patron de distribution de pression constant pour un chargement externe donné. Les coussins dynamiques permettent de redistribuer les pressions par l'action d'un module de vibration interne, sans variation du chargement. Les sièges moulés reproduisent la géométrie du fessier et permettent un ajustement personnalisé de la posture, en maintenant les pressions constantes.

La prescription d'un coussin n'est pas universelle pour tous les usagers de fauteuil roulant et dépend du niveau d'incapacité du patient. En effet, la prescription est une étape majeure et très difficile chez les personnes atteintes de limites sévères. La principale difficulté provient du manque de sensibilité de ces personnes au niveau du fessier (Garber, 1997). À l'heure actuelle, la prescription d'un coussin d'assise est basée sur la mesure des pressions à l'interface coussin/fessier, en utilisant des matrices de pression ou des méthodes plus empiriques comme la palpation. Cependant, la découverte des BTP implique que la mesure des pressions à l'interface n'est plus suffisante à l'évaluation d'un coussin d'assise et une connaissance des contraintes et des déformations des tissus internes semble désormais nécessaire. C'est l'une des raisons pour lesquelles de nombreux modèles biomécaniques physiques et informatiques du fessier humain ont été développés au cours des dernières années. Ces modèles ainsi que leurs principales limitations sont présentés en détails dans la prochaine section.

D'autres mesures sont également utilisées pour prévenir l'apparition de nécrose tissulaire. Parmi ces méthodes, l'inspection visuelle est la plus commune afin d'observer la présence de zones rougeâtres. La mesure des contraintes à l'interface fessier-support, le taux d'oxygène, le débit sanguin et la température des tissus permettent d'évaluer et de prédire la viabilité des tissus (Ferguson-Pell, 1997). Selon Piérard-Franchimont et coll. (1995), le massage manuel vigoureux par les physiothérapeutes n'a pas été prouvé comme méthode préventive efficace. Toutefois, les

préparations hydratantes permettent de diminuer la friction et le cisaillement à l'interface de la peau, ralentissant la progression des escarres de pression.

En position couchée, les méthodes de prévention sont semblables à celles décrites précédemment. En effet, les matelas de lit ont une fonction analogue aux coussins d'assise mais présentent une plus grande superficie. La différence principale réside dans le contrôle postural, davantage assuré par la configuration du lit. De plus, un coussin est souvent inséré sous les jambes afin de transférer la zone de pression maximale vers l'arrière et un repositionnement du patient est réalisé à des intervalles réguliers de trente minutes préférentiellement ou d'un maximum de deux heures.

1.4 Modélisation biomécanique du fessier humain

De nombreux auteurs ont développé des modèles physiques et informatiques du fessier humain pour mieux comprendre les mécanismes internes menant à la formation d'escarres de pression. Ces modèles, développés pour la plupart en position assise, ont également été utilisés pour concevoir des coussins d'assise mieux adaptés aux usagers de fauteuil roulant.

1.4.1 Modèles physiques

Reddy et coll. (1982), Candadai et coll. (1992) et Sprigle et coll. (1994) ont développé une première génération de modèles biomécaniques du fessier. Leurs travaux portaient sur l'exploitation de modèles physiques constitués d'un demi-disque en gel et d'un noyau en bois représentant respectivement les tissus mous et l'ischion (figure 1.8). L'objectif de leurs études était de comparer différents types de coussins en observant les contraintes et déformations internes du fessier. Les déformations des tissus mous étaient mesurées à l'aide d'un quadrillage apposé sur la surface externe du fessier et le calcul des contraintes était obtenu par des équations constitutives. Pour tous les coussins étudiés, les contraintes et déformations maximales se produisaient au niveau du noyau de bois, suggérant ainsi que l'initiation des escarres se produirait au niveau des ischions et qu'un coussin choisi adéquatement serait celui permettant une réduction des contraintes et déformations à cet endroit.

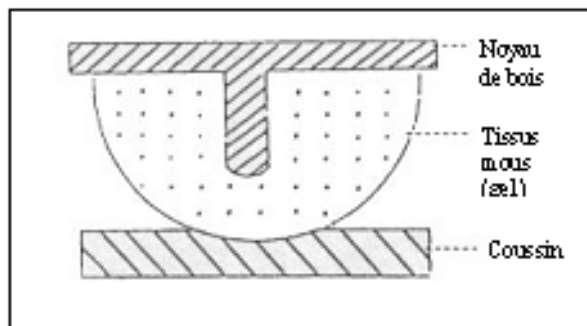


Figure 1.8: Schématisation d'un modèle physique (adaptée de Reddy et coll., 1982)

Cependant, les modèles physiques ne permettent pas d'étudier les contraintes et déformations internes du fessier à l'aide d'une géométrie complexe. La conversion des déformations en contraintes exige une observation du quadrillage en tout point, ce qui est difficile sur une géométrie complexe. De plus, l'identification de matériaux possédant des propriétés mécaniques similaires à celles des tissus mous du fessier est une tâche ardue. Ces raisons ont porté les chercheurs à utiliser des modèles informatiques pour étudier le comportement du fessier. Le tableau A.1 en annexe A présente plus en détails les études présentées ci-dessus sur les modèles physiques.

1.4.2 Modèles informatiques

Chow et Odell (1978) furent les premiers à développer un modèle informatique simplifié par éléments finis (ÉF) du fessier. L'émergence de cette technique est toutefois apparue plusieurs années plus tard avec les travaux de Dabnichki et coll. (1994) et Oomens et coll. (2003). Les modèles présentés dans ces travaux ont en commun une représentation géométrique et mécanique très simplifiée des tissus mous du fessier (hémisphère axisymétrique, bassin représenté par un cylindre, matériaux linéaires, etc.), ce qui affecte les contraintes et déformations internes et conduit à des résultats aux interprétations limitées (Reddy, 1982).

Suite à ces modèles, Brosh et Arcan (2000) et Wagnac et coll. (2008) ont développé une méthodologie de personnalisation de la géométrie 3D externe du fessier en utilisant les

techniques de reconstruction stéréo-radiographiques. Ces modèles présentent des améliorations considérables pour l'étude de l'interaction bassin-fessier puisqu'ils permettent d'observer les zones critiques à l'intérieur d'un fessier humain à la géométrie complexe et personnalisée. De façon plus détaillée, la méthode utilisée par Wagnac et coll. (2008) consiste en une prise de radiographies bi-planaires calibrées. Durant l'acquisition des rayons-X, le sujet porte une gaine contenant des marqueurs radio-opaques à la surface du fessier et un objet de calibrage mobile de petite dimension. Le bassin est obtenu par krigeage permettant d'habiller les repères anatomiques du bassin avec celui de référence (Trochu, 1993) et la géométrie du fessier a été réalisée à l'aide de la modélisation surfacique. Après modélisation géométrique, le modèle fessier se compose de deux volumes représentant d'une part le bassin et d'autre part, l'ensemble des tissus mous du fessier (figure 1.9). D'un point de vue mécanique, le modèle de Wagnac et coll. (2008) utilise pour le bassin et les tissus mous des propriétés linéaires, isotropiques et indépendantes du temps. Lors des simulations, Wagnac et coll. (2008) ont obtenu des contraintes maximales à l'interface entre les ischions et les tissus mous.

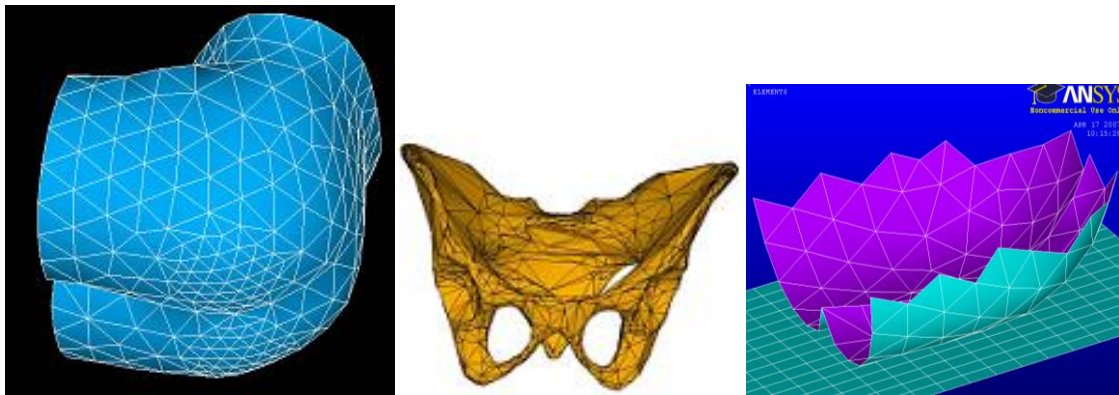


Figure 1.9: Modèle biomécanique de Wagnac et coll. (2008) : a) représentation du volume des tissus mous; b) bassin et c) interface de contact fessier-coussin.

Les tissus mous n'étant pas visibles sur les clichés radiographiques, les modèles de Brosh et Arcan (2000) et Wagnac et coll. (2008) impliquent un regroupement des tissus musculaires, adipeux et cutanés en une seule couche. Chaque couche jouant un rôle significatif dans la distribution des contraintes, il importe donc de les inclure dans la modélisation du fessier. Pour ce

faire, certains auteurs ont utilisé des coupes axiales du fessier obtenues par imagerie par résonance magnétique (IRM) (Todd, 1994 ; Linder-Ganz, 2004, 2006 ; Sun, 2005 et Then, 2007). Cette technique permet de distinguer les différents tissus en observant le temps de relaxation du repositionnement des ions des molécules d'eau de la structure. Les structures identifiées sur les IRM sont segmentées en groupes distincts (muscle, graisse et bassin) et reconstruites en 3D par la méthode du «marching cube» (Lorensen et Cline, 1987), ce qui permet d'obtenir un volume fermé par de multiples facettes polygonales. Ce volume est exporté dans un logiciel par ÉF afin d'y réaliser un maillage et de lui appliquer un matériau. Un avantage marqué de cette technique est qu'une acquisition des structures dans des positions déformées et non-déformées du même sujet permet de valider, par le biais des déformations observées, le comportement mécanique des tissus internes du modèle numérique (Then et coll. 2007). Malgré cet effort de modélisation, peu d'auteurs ont représenté la friction existant entre les différentes couches de tissus mous. Pourtant, la modélisation d'un glissement avec friction permettrait de mieux représenter la réalité et ainsi, d'évaluer l'importance des contraintes de cisaillement internes, peu étudiées jusqu'à présent.

Les techniques de reconstruction 3D ne sont pas les seuls champs d'amélioration au cours des années. En effet, dans les années 2000, quelques auteurs ont incorporé des propriétés mécaniques non-linéaires aux différentes couches de tissus mous. Parmi les propriétés mécaniques non-linéaires répertoriées, l'utilisation d'une loi de comportement hyperélastique basée sur une fonction d'énergie de déformation est la plus couramment utilisée (Verver, 2004; Oomens, 2004; Linder-Ganz, 2006 ; Makhsous, 2007 et Then, 2007) (voir section 1.4.3). La non-linéarité a également été introduite par l'utilisation de courbes contraintes-déformations multi-linéaires (Dabnichki et coll., 1994). En comparant les modèles biomécaniques de Verver et coll. (2004), de Dabnichki et coll. (1994) et de Wagnac et coll. (2008), il est possible d'observer l'impact de la loi de comportement sur les résultats du modèle (tableau 1.1). Une telle comparaison démontre entre autres que l'emploi d'une loi hyperélastique fournit une contrainte de von-Mises au niveau des ischions étant plus de trois fois supérieures aux autres modèles, représentant davantage la réalité. Un tableau exhaustif comparant les différents modèles informatiques est présenté en annexe A.

Tableau 1.1: Résultats obtenus par Wagnac, 2008; Verver, 2004 et Dabnichki, 1994.

Modèle	Loi comportement	σ_3 KPa	$\sigma_{\text{Von Mises}}$ KPa	τ_{max} KPa
Wagnac (2008)	Linéaire	45 (ischion)	30 (ischion)	16 (ischion)
Dabnichki (1994)	Courbe multi- linéaire	51 (ischion)	N/A	8 (ischion)
Verver (2004)	Loi hyperélastique	27 (ischion)	40-50 (coccyx) 105 (ischion)	6 (ischion)

Les valeurs de propriétés mécaniques introduites dans le modèle sont un autre facteur pouvant jouer un rôle important sur les résultats du modèle. Dans la majorité des cas, les propriétés mécaniques utilisées proviennent d'expérimentations *in vitro* sur des animaux (Makhsous, 2007 ; Linder-Ganz, 2004 ; Gefen, 2005 ; Oomens, 2003 ; Wagnac, 2008 ; Sun, 2005 ; Todd, 1994 et Brosh, 2000). Les travaux de Linder-Ganz (2006) ont été les premiers à tenter d'ajuster les propriétés à un sujet particulier. Leur modèle géométrique est basé sur la reconstruction d'une tranche IRM de 4 mm d'épaisseur du fessier, prise au niveau des ischions en position assise (figure 1.10). Une première tranche, acquise en configuration non-chargée, a permis d'obtenir un modèle initial non-déformé alors qu'une seconde tranche a permis d'obtenir la mesure des déplacements à appliquer au bassin pour simuler l'affaissement des tissus mous. Les propriétés mécaniques utilisées reprennent les études réalisées par Gefen (2005) et Palevski (2006), en assumant un comportement mécanique hyperélastique à long terme, c'est-à-dire après relaxation des contraintes. Les propriétés ont été ajustées en se basant sur les déformations internes mesurées expérimentalement. Par contre, cet ajustement fut réalisé empiriquement en modifiant par essais et erreurs les valeurs de propriétés mécaniques, sans exploiter un processus d'optimisation rigoureux.

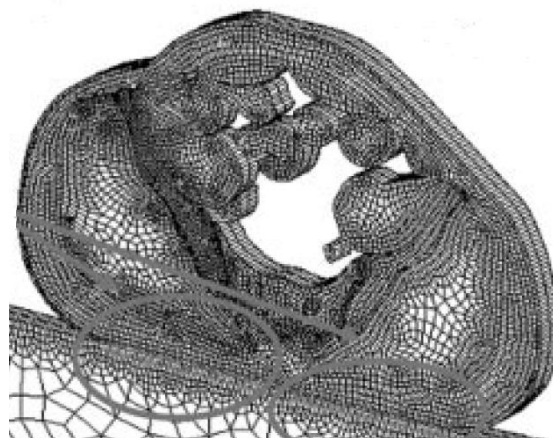


Figure 1.10: Modèle biomécanique de Linder-Ganz et coll. (2006)

Un autre phénomène jouant un rôle dans le développement des escarres et pouvant avoir un impact sur les résultats des modèles informatiques est l'augmentation de la rigidité musculaire induite par la dégénérescence. Gefen et coll. (2005) ont augmenté la rigidité des tissus musculaires afin de simuler la dégénérescence des tissus vivants (formation d'escarre de pression). Ces propriétés sont intéressantes pour suivre l'évolution des contraintes dans le temps, les escarres se produisant dans un intervalle calculé en heures. Ainsi, pour évaluer le développement des escarres de pression, l'augmentation de la rigidité des tissus mous est primordiale. Le modèle de Gefen (2005) pourrait être encore amélioré en incorporant des propriétés mécaniques viscoélastiques pour les tissus mous. En effet, la viscoélasticité crée une diminution des contraintes au niveau musculaire dans un intervalle de temps d'une minute (Palevski et coll. 2006). La combinaison de la viscosité et de l'augmentation de la rigidité des tissus permettrait de vérifier l'importance d'appliquer des propriétés mécaniques viscoélastiques, puisque leur relaxation est très rapide. Bien que les modèles par éléments finis actuels intègrent plusieurs non-linéarités d'ordre géométrique, mécanique et de statut, une personnalisation des propriétés mécaniques est rarement appliquée. Ce manque de précision peut induire une divergence entre les comportements simulé et réel du fessier, et limiter l'exploitation future des modèles informatiques pour le développement et la prescription de coussins d'assise adéquate.

La validation des modèles informatiques consiste généralement à vérifier si les pressions surfaciques simulées correspondent aux valeurs expérimentales dans un intervalle de tolérance donné. Cependant, Linder-Ganz (2006) ont démontré qu'une adéquation des pressions surfaciques expérimentales et simulées ne signifie pas que le comportement interne soit en accord avec la réalité. Cette observation confirme la nécessité d'évaluer l'impact de la personnalisation des propriétés mécaniques des tissus mous pour l'étude des contraintes et des déformations internes du fessier dans le contexte des escarres de pression.

1.4.3 Lois de comportement et propriétés mécaniques des tissus mous du fessier

Une des problématiques identifiées à la section précédente est l'utilisation de lois de comportement et de propriétés mécaniques adéquates pour la modélisation ÉF des tissus mous du fessier. Pour répondre à cette problématique, plusieurs expérimentations ont été réalisées sur des échantillons de tissus animaux afin de recueillir des données pouvant servir à la modélisation du comportement mécanique du fessier en compression. Bosboom et coll. (2001) ont effectué des compressions *in vivo* sur des muscles de quatre rats. Le muscle était découvert et appuyé sur une plaque chauffante afin d'effectuer les acquisitions à une température représentant les conditions physiologiques (figure 1.11). Les tissus étaient vaporisés avec une solution saline pour prévenir l'assèchement des fibres. Des courbes de relaxation à déplacement constant furent récupérées et utilisées pour obtenir les paramètres de différentes lois de comportement. Ainsi, la non-linéarité du tissu musculaire fut modélisée à l'aide d'une loi hyperélastique basée sur la fonction d'énergie de déformation d'Ogden alors que la dépendance au temps fut introduite avec des séries de Prony.

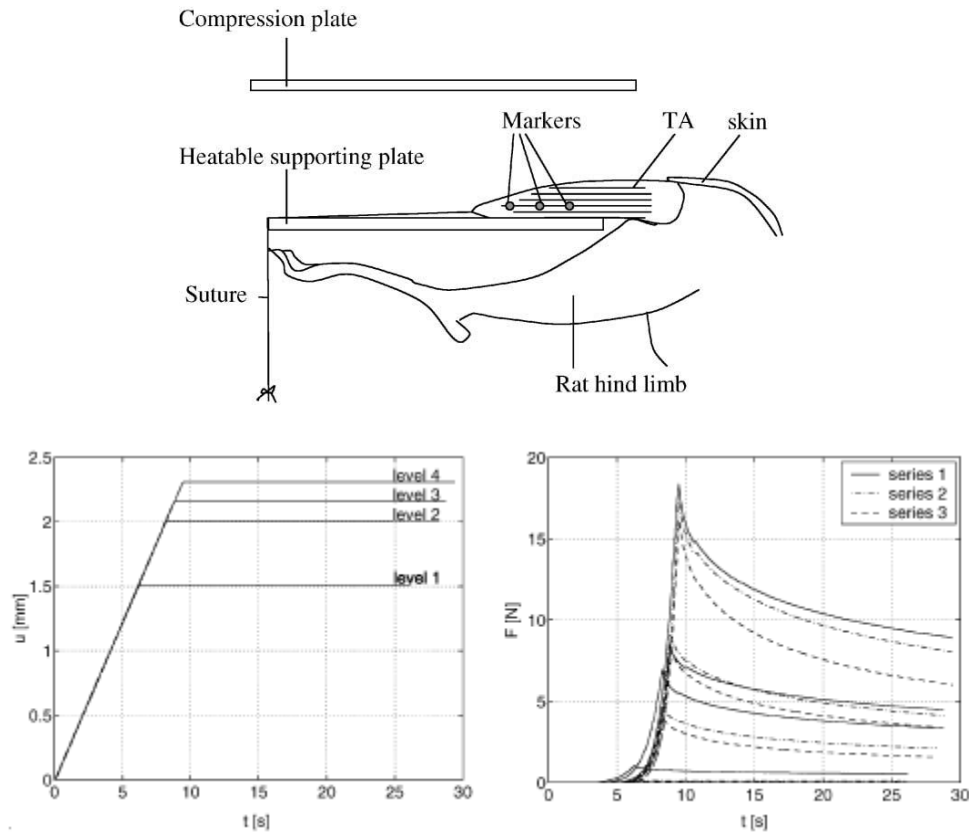


Figure 1.11 : Montage pour compression sur des tissus musculaires de rat (Bosboom, 2001).

Palevski et coll. (2006) ont effectué des expérimentations *in vitro* sur des muscles fessiers de porc pour des raisons de compatibilité anatomique avec l'humain. Dix muscles provenant de cinq porcs anesthésiés ont été prélevés pour les compressions. Les expérimentations étaient réalisées avec les muscles à température ambiante (24 degrés Celsius et chaque muscle fut indenté sept fois, à trois endroits distants de cinq centimètres). Les tissus musculaires étaient maintenus hydratés par vaporisation d'une solution saline. Les données expérimentales ont été associées à une loi viscoélastique prenant compte du temps de relaxation et des modules de cisaillement à long et court terme. La figure 1.12 présente le montage utilisé par Palevski (2006) pour les expérimentations *in vitro*.

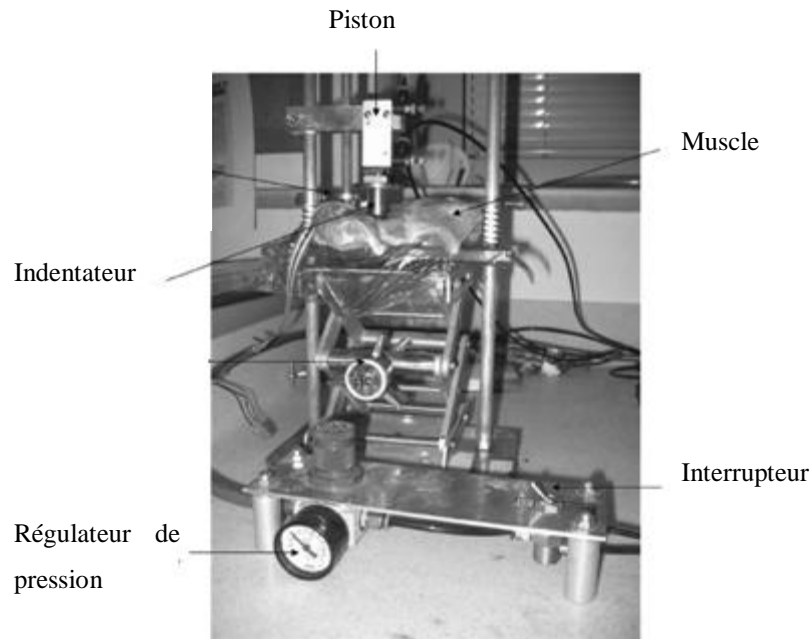


Figure 1.12 : Montage expérimental utilisé sur des porcs (adaptée de Palevski, 2006)

Pour leur part, Gefen et coll. (2005) ont réalisé des expérimentations afin d'étudier l'augmentation de la rigidité des tissus musculaires dû à la dégénérescence lorsque soumis à une charge constante durant différents intervalles de temps. Le montage expérimental *in vivo*, identique aux travaux réalisés par Bosboom (2001), a été utilisé sur les muscles de 20 moutons. Les modules de cisaillement ont été prélevés pour un chargement de 35 kPa et de 70 kPa appliqués durant 15, 30, 60 et 120 minutes. Les résultats ont démontré une augmentation de la rigidité de 250% pour les tissus soumis à un chargement de 35 kPa pour 1 heure. Aucune différence n'a été observée entre les muscles ayant subi 70 kPa pendant 1 heure. De plus, Gefen et coll. (2007) ont étudié le comportement à long terme des graisses sous-cutanées de moutons. En effet, la relaxation des tissus mous se produit à l'intérieur d'une minute et prend ainsi beaucoup moins de temps que celui requis pour initier une escarre (environ une heure en compression continue). Les compressions ont été effectuées en milieu confiné dû à la grande fluidité des graisses.

Très peu d'auteurs ont caractérisé expérimentalement les tissus mous de fessiers humains. Brienza et coll. (1996) ont développé un système pour le design et l'analyse de l'interface fessier-surface d'appui (CASS, Computer-Aided Seating System). Le système, présenté à la figure 1.13, fournit des données pour étudier la relation entre le relief de la surface d'appui avec la pression à l'interface et la distorsion des tissus mous. Il consiste en un système, représentant une position assise, composé de 11 x 12 éléments de support. Un capteur de pression est fixé sur chacun de ces éléments et permet de mesurer la pression exercée par le fessier sur la surface d'appui. Le système permet de contrôler la forme de la surface d'appui en faisant varier la hauteur des éléments de support. Un programme permet d'optimiser le relief de la surface d'appui afin de diminuer les concentrations de pressions surfaciques. Le CASS a permis de caractériser les propriétés mécaniques linéaires élastiques des tissus mous du fessier (Wang et coll., 2000 ; Zeltwanger et coll., 2000).

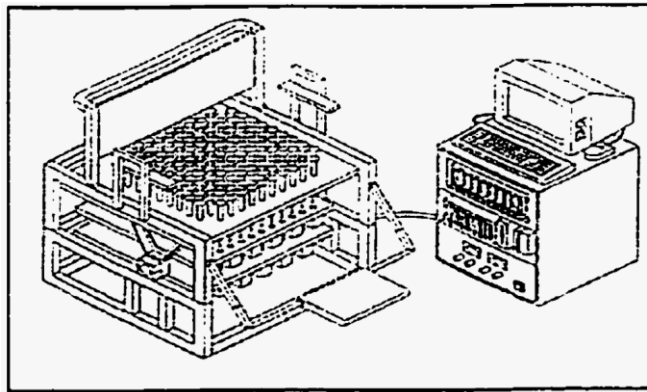


Figure 1.13 : Schéma du système d'assise CASS développé par Brienza et coll. (1996)

Récemment, Then et coll. (2007) ont développé un module d'indentation pouvant être utilisé en IRM afin de caractériser *in vivo* les propriétés mécaniques des tissus mous du fessier humain (figure 1.14). Cependant, les propriétés mécaniques obtenues ne prennent pas en considération les effets de la viscoélasticité. Les valeurs introduites dans leur loi hyperélastique correspondent donc aux propriétés mécaniques instantanées, introduisant ainsi une rigidité accrue des tissus mous. Selon Palevski (2006), il faut attendre une à deux minutes avant d'effectuer l'acquisition de données, ce qui permet ainsi la relaxation mécanique des tissus.

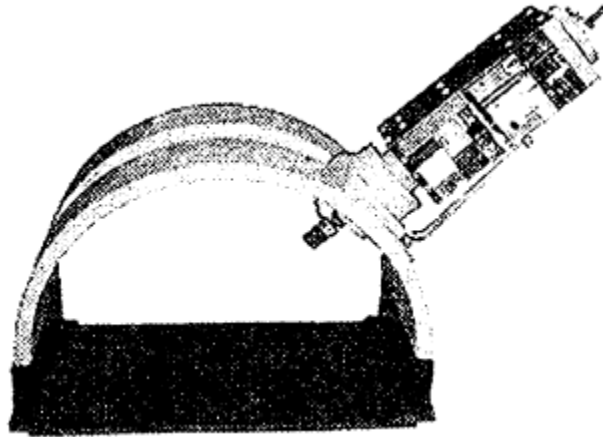


Figure 1.14: Module d'indentation pour la mesure des propriétés mécaniques des tissus mous (tiré de Then et coll., 2007)

Parmi les lois de comportement citées et utilisées par les différents auteurs, les lois introduisant l'hyperélasticité du matériau semblent davantage favorisées pour remplacer les lois linéaires élastiques utilisées initialement dans l'étude du comportement mécanique des tissus mous. Pourtant, la majorité des tissus mous biologiques tels que les tissus mous du fessier sont anisotropes, viscoélastiques, non homogènes, pratiquement incompressibles et soumis à de grandes déformations élastiques réversibles. Néanmoins, la combinaison d'une réponse quasi-incompressible et de grandes déformations est d'une extrême difficulté lors de la modélisation biomécanique de l'interaction entre le fessier et la surface de contact. Dans les situations expérimentales, l'incompressibilité est souvent présumée pour déterminer les constantes d'une loi de comportement. Les tissus biologiques répondent, dans la majorité des cas, par une élasticité non-linéaire, ou plus spécifiquement par une hyperélasticité, et c'est pourquoi les modèles hyperélastiques représentent un bon compromis entre les comportements viscoélastique et linéaire élastique.

De nombreux auteurs (Dabnichki, 1994; Verver, 2004) utilisent une équation de Mooney-Rivlin pour représenter un matériau hyperélastique isotrope dont la fonction d'énergie de déformation W est définie par :

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + C_{11}(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3) + \frac{1}{d}(J - 1)^2$$

où \bar{I}_1 et \bar{I}_2 sont les premier et second invariants du tenseur de déformation déviatorique; J est le Jacobien de la déformation, pouvant aussi être interprété comme le ratio volumique du matériau;

C_{10} , C_{01} , C_{11} , et $d = \frac{1-2\nu}{C_{10}+C_{01}}$ sont les paramètres du matériau.

Toutefois, basée sur la même théorie, différentes fonctions d'énergie de déformation peuvent être utilisées. Des lois polynomiales, d'Ogden ou d'Arruba-Boyce, permettent par exemple de modéliser le comportement non-linéaire des tissus mous avec des équations d'ordre supérieur.

CHAPITRE 2 MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE DU PROJET

Le chapitre précédent a permis de présenter une revue critique des connaissances liées à la formation et à la prévention des escarres de pression et de faire le point sur les limites des différents modèles biomécaniques du fessier développés pour étudier ce type de pathologie. Ce chapitre décrit la problématique, la question de recherche, les objectifs et l'approche générale du projet de recherche qui se divise en quatre étapes.

2.1 Résumé de la problématique, question de recherche et objectifs

La revue des connaissances a permis de mieux comprendre les facteurs extrinsèques entraînant la formation d'escarres, soient l'application prolongée d'un chargement en compression et la présence de forces de cisaillement et de friction. Le fessier étant une région fortement à risque de développer des escarres de pression, de nombreux modèles ÉF du fessier ont été développés pour mieux comprendre l'impact de ces différentes forces dans le processus d'escarrification. Malgré leur apport scientifique indéniable, la majorité des modèles répertoriés dans la littérature pose des hypothèses simplificatrices qui limitent l'adéquation des résultats du modèle avec la réalité et ainsi, leur exploitation dans un contexte clinique. Parmi ces hypothèses, l'utilisation de propriétés mécaniques non-personnalisées, voire tirées d'essais sur des modèles animaux, pour représenter les tissus mous du fessier est une limite susceptible d'influencer le comportement mécanique du modèle. Cette problématique a mené à la question de recherche suivante :

Est-ce que l'utilisation de propriétés mécaniques personnalisées dans un modèle par éléments finis du fessier a une influence importante sur les contraintes et les déformations internes des tissus mous?

L'objectif général du projet de maîtrise consiste à personnaliser les propriétés mécaniques des diverses couches de tissus mous du fessier à l'aide d'un modèle biomécanique par éléments finis et d'algorithmes d'optimisation. Ce modèle vise plus précisément à vérifier l'influence de la personnalisation des propriétés mécaniques sur la distribution des contraintes et des déformations

internes du fessier en appui sur un support rigide ou déformable. Les objectifs du projet sont présentés de façon plus spécifique ci-dessous.

OBJECTIF SPÉCIFIQUE 1 – Développer un modèle biomécanique par ÉF du fessier incorporant une loi de comportement hyperélastique et des propriétés mécaniques tirées de la littérature.

- **Acquérir** la géométrie non-déformée (IRM #1) et déformée (IRM #2) du fessier humain en position couchée et **mesurer expérimentalement** les pressions surfaciques à l'interface fessier-support rigide en position déformée (IRM #2) ;
- **Développer** à partir de la géométrie non-déformée (IRM #1) un modèle par ÉF détaillé du fessier humain incluant le bassin et les tissus musculaires, adipeux et cutanés;
- **Incorporer** au modèle ÉF détaillé des propriétés mécaniques hyperélastiques basées sur des données expérimentales provenant de la littérature;
- **Simuler** l'interaction entre le fessier et un support rigide.

OBJECTIF SPÉCIFIQUE 2 – Personnaliser les propriétés mécaniques du modèle ÉF et évaluer leur influence sur le comportement du modèle sur des surfaces rigide et déformable.

- **Optimiser** les paramètres des lois de comportements afin de reproduire avec précision l'écrasement interne des tissus mous ($\pm 3\text{mm}$, soit 4 pixels d'erreur expérimentale lors de la prise de mesures) et la distribution des pressions surfaciques à l'interface fessier/support rigide ($\pm 10\%$, soit l'erreur expérimentale de la matrice) mesurées expérimentalement ;
- **Simuler** l'interaction entre le fessier et le support rigide avec les propriétés mécaniques personnalisées;
- **Incorporer** au modèle ÉF personnalisé du fessier un support déformable en mousse;
- **Simuler** l'interaction entre le fessier et le support déformable en utilisant successivement les modèles aux propriétés mécaniques non-personnalisées et personnalisées ;

- **Comparer** les distributions de contraintes et déformations internes des modèles ÉF avec et sans personnalisation des propriétés pour l'interface fessier-support rigide et fessier-support déformable.

2.2 Approche générale

La méthodologie utilisée dans le cadre de ce projet de maîtrise est présentée de façon schématique avec l'organigramme de la figure 2.1. Pour réaliser le premier objectif, les données géométriques personnalisées du bassin et des tissus mous du fessier d'un sujet sain sont obtenues dans un premier temps par l'acquisition d'images par résonance magnétique (IRM) en position couchée avec et sans chargement, c'est-à-dire avec ou sans contact entre le fessier et la table de positionnement de la machine IRM (étapes 1.a et b, IRM #1 et #2 respectivement). La distribution de pression à l'interface entre le patient et la surface rigide est acquise dans un second temps à l'aide d'une matrice de pression. Cette dernière étant constituée d'éléments ferromagnétiques, l'acquisition de la pression est réalisée à l'extérieur de la salle d'IRM en s'assurant de maintenir l'orientation du bassin entre les acquisitions d'IRM et de pressions (étape 1.c). Un traitement d'images est ensuite réalisé sur les clichés IRM. Des paramètres de contrôle sont calculés (étape 1.d) par comparaison des IRM #1 et 2, tels que le déplacement du bassin, le volume des tissus et l'écrasement des tissus mous. Les images sont ensuite segmentées et les contours des structures sont extraits à l'aide du logiciel SliceOMatic v.4.3 (Tomovision, Canada). Un modèle géométrique 3D (étape 2.a) est ensuite reconstruit par l'extrusion d'une image IRM du bassin sans chargement, choisie de façon à modéliser le bassin en un seul volume. Le modèle géométrique est ensuite transféré dans le logiciel de modélisation par éléments finis Ansys v.11.0 (Ansys Inc, Canonsburg, Etats-Unis) pour la mise en œuvre du maillage (étape 2.b) et l'intégration de propriétés mécaniques hyperélastiques basées sur des données expérimentales provenant de la littérature (étapes 2.c). Ce modèle sert de base pour simuler l'écrasement du fessier sous l'effet de la gravité (étapes 3.a). La validation géométrique du modèle 3D non-déformé, expliquée à la section 4.1, est donc effectuée en comparant les dimensions du fessier modélisé aux mesures correspondantes acquises lors des IRM.

Pour réaliser l'objectif 2, une méthodologie d'optimisation est développée puis testée sur un banc d'essai à l'aide d'échantillons de polymère, afin de simuler la sollicitation en compression du fessier (étape 3.b) et de reproduire les courbes de comportement contrainte-déformation à l'aide d'un autre modèle par ÉF, présenté en détails à la section 4.2. Cette méthodologie d'optimisation, basée sur la méthode du gradient, est ensuite appliquée au modèle réel du fessier du patient. Ainsi, l'optimisation consiste à ajuster les propriétés mécaniques du modèle (étapes 3.d) afin d'obtenir des écrasements internes d'une précision de ± 3 mm par rapport aux écrasements mesurés sur les IRM ainsi que des pressions à l'interface fessier-surface de contact se trouvant à $\pm 10\%$ des pressions mesurées expérimentalement (étapes 3.c). Les contraintes et les déformations internes du fessier des modèles initiaux et personnalisés sont comparées pour évaluer l'influence de la personnalisation (étape 4.a). Les étapes mentionnées ci-haut font l'objet d'un article qui, présenté au chapitre 3, démontre l'importance de la personnalisation des propriétés mécaniques. Finalement, la modélisation d'un support déformable analogue à un coussin plat en mousse est incorporée à celle du fessier (étape 4.b), traitée à la section 4.3. Des propriétés mécaniques non-linéaires obtenues par Dionne et coll. (1998) sont incorporées au modèle du support déformable, et les distributions de contraintes et déformations internes obtenues avec et sans personnalisation sur le support déformable sont comparées (étape 4.c).

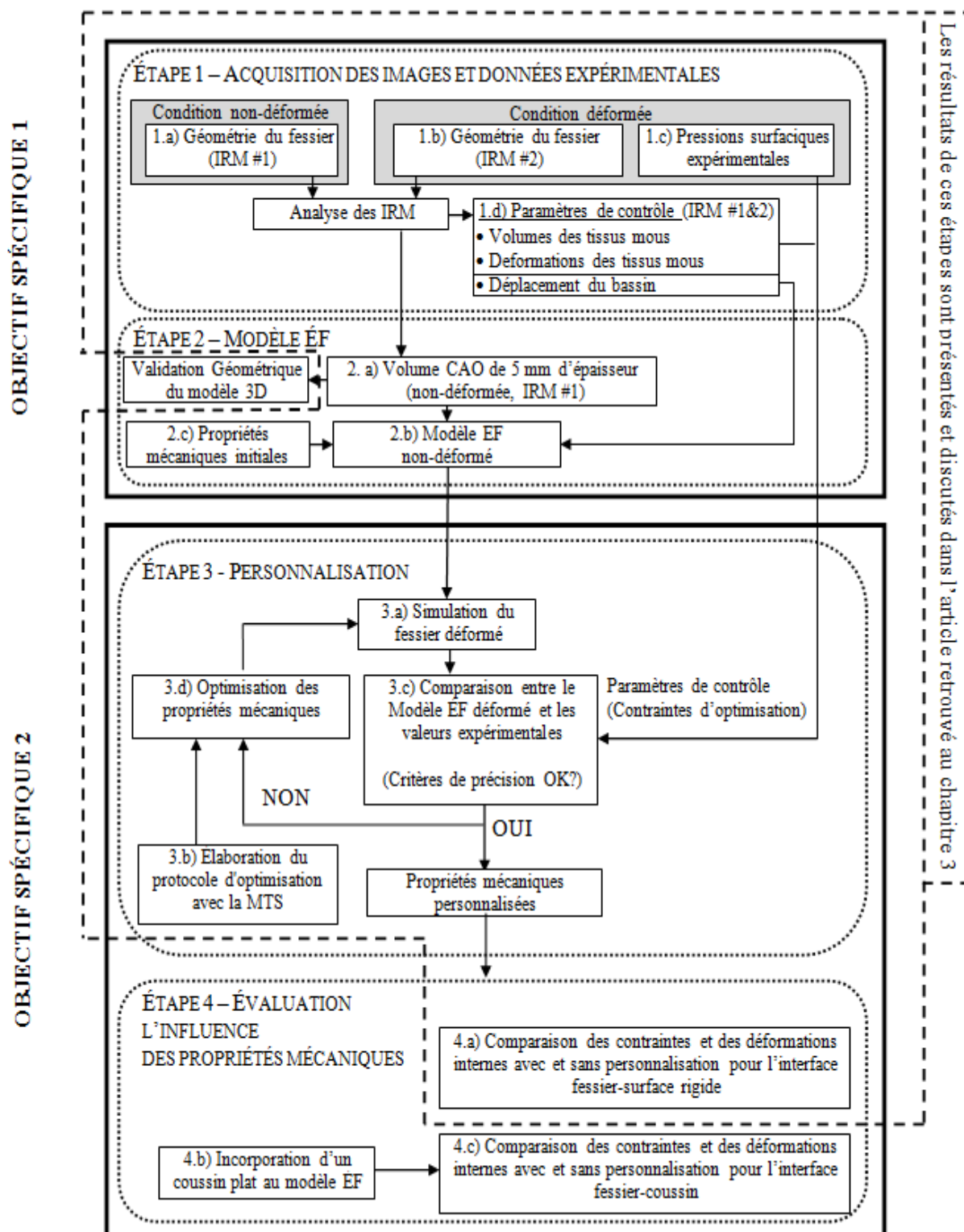


Figure 2.1 : Représentation schématique des différentes étapes du projet de maîtrise

**CHAPITRE 3 ARTICLE : DETERMINATION OF PERSONALIZED
BUTTOCK'S HYPERELASTIC PROPERTIES USING FINITE ELEMENT
OPTIMIZATION METHOD AND *IN VIVO* MEASURE DATA.**

Pierre-Luc Beaudette B. Eng., Éric Wagnac M.A.Sc., Nadine Lalonde Ph.D., Jean Dansereau Ph.D.

Department of Mechanical Engineering, École Polytechnique de Montreal,
Montréal, Québec, Canada, H3C 3A7

Correspondence to: Jean Dansereau, Ph.D.

Associate Dean of Studies and Director of Graduate Studies

École Polytechnique de Montréal

PO Box 6079 Station "Centre-Ville"

Montréal, Québec, H3C 3A7, Canada

Tel : (514) 340-4711 ext. 3264

Sec : (514) 340-4713

Fax : (514) 340-5859

E-mail : jean.dansereau@polymtl.ca

Abbreviation: FE: Finite Element; FSA: Force Sensing Array

Funding sources: This research was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada.

L'article porte sur les deux objectifs du projet de maîtrise, soient le développement d'un modèle biomécanique par ÉF du fessier incorporant une loi de comportement hyperélastique et l'optimisation des propriétés mécaniques du modèle ÉF en vue de représenter les déformations internes et la pression à l'interface fessier/surface de contact mesurées expérimentalement. Le modèle est composé d'un volume de 5 mm d'épaisseur généré à partir d'une image IRM du fessier en configuration non-déformée (IRM #1) et comprend les tissus musculaires, adipeux et

cutanés. Le chargement simulé représente le poids du corps réparti sur le fessier en position couchée sur un support rigide et intègre la friction à l'interface. Les propriétés mécaniques hyperélastiques du fessier sont personnalisées par un algorithme d'optimisation avec gradient exploitant les données de l'IRM #2 et de l'acquisition des pressions. Le modèle a permis d'évaluer l'impact de la personnalisation des propriétés mécaniques sur la distribution des contraintes et des déformations internes, et de confirmer son importance pour les simulations étudiant l'étiologie des escarres de pression ainsi que pour la prescription et le développement de coussins d'assise ou de matelas plus performants.

La contribution du premier auteur aux préparations, à la rédaction et aux manipulations en lien avec cet article est environ 85%. L'article a été soumis pour publication à la revue scientifique «IEEE Transaction on Biomedical Engineering» au mois de juillet 2009.

3.1 Structured abstract

In vitro and *in vivo* animal testing are currently used to determine the mechanical properties of soft tissues for biomechanical investigations on deep tissues injuries. An optimization process based on finite elements (FE) and human *in vivo* experimentations was developed to personalize the hyperelastic parameters of the buttocks' muscle and adipose tissues. A 5-mm thick model was generated from a magnetic resonance imaging (MRI) axial slice of the buttock in a non-weighted supine position. Additional MRI images and interface pressure measurements of the buttocks in a weighted supine position were acquired to determine the model's boundary conditions and optimization variables. Peak interface pressure and vertical sagging differences, between the model and experimental data, were reduced respectively by 87% and 20% with personalization, thus simulating a more accurate *in situ* behavior. At maximum strain, the compressive stiffness was increased by 46% and 35% for the muscles and the adipose tissues, respectively. Hence, results showed the relevance of personalizing the mechanical properties compared to using standard literature values. Personalized FE models can predict more accurate results for the biomechanical behavior of soft tissues and should be used in biomechanical simulations to better understand and predict the onset of soft tissues injuries.

3.2 Introduction

Long-term loading of soft tissues can cause severe health problems, notably superficial pressure sores and deep tissues injuries (DTI). The former appear at the skin surface and progress towards the deep tissues while the latter initially develops in the subcutaneous tissues surrounding bony prominences, such as the ischium and sacrum, and progresses later on towards the skin surface [1], [2]. According to the US National Pressure Ulcer Advisory Panel, DTI can be very harmful because the risk factors for initial damage, rapid deterioration, and progression to neighboring tissues are difficult to evaluate. In wheelchair users and bedrest patients, 51% of both form of tissue damage occur in the pelvic region [3].

A clear understanding of the biomechanical response of the buttocks tissue is crucial to maximize the efficiency of DTI treatments and prevention strategies. Unfortunately, few studies have focused on the mechanisms involved within this structure under different loadings, such as compression and shear. The buttock is composed of three main layers (skin, fat, and muscles) [4], each showing a different and complex mechanical behavior that involves fluid transfer and non-linear reactions depending on the duration of the force and the strain rate [5], [6].

To provide useful data on the buttocks biomechanical behavior, several clinical studies used pressure sensors to measure *in vivo* the interface pressure between buttocks and sitting supports. [7]-[10]. Those sensors can be combined with ultrasound emitters to obtain the internal soft tissues thickness [11], [12]. These studies revealed that interface pressure measurements were clinically useful to select a wheelchair seat or bed cushion, but provided no information about the deep tissues to clearly understand the aetiology of DTI [13]-[15]. To overcome such issues, other studies were conducted on the muscles of animal specimen using *in vivo* and *in vitro* experimentations [5], [16]-[20]. Gefen et al. [16] showed an increase of the muscle's stiffness during a continuous compressive load, which can lead to the DTI development process. Nola *et al.* [4] concluded that deep tissues were more sensitive to pressure than superficial skin, but no

correlations were given. Hence, there is a need to better understand the relationship between the surface loading and the internal tissue' mechanical reactions [21]-[23].

No non-invasive method exists to determine *in vivo* the stresses and strains in the deep subcutaneous tissues. Hence, finite element (FE) analyses have been extensively used in the last decade as surrogate experiments to study the internal reaction of the buttock soft tissues, thus providing information unavailable with clinical or experimental studies [15], [18], [24]-[35]. To precisely characterize the mechanical state of a specific anatomical structure, FE models need to accurately represent its geometry and different layers, as well as their mechanical behavior via appropriate material laws and properties [19]. Unfortunately, previous FE models of the buttocks failed in one or both of these requirements, especially when the biological variability between individuals has to be considered. Amongst these models, many represented the buttock soft tissue layers with a single lumped volume having a linear [24]-[27] or non-linear elastic isotropic behavior [28]-[30]. More sophisticated models used *in vivo* magnetic resonance images (MRI) to model subject-specific geometry of the human buttock with differentiation of the skin, fat and muscles [16], [31]-[35]. But most of them used mechanical properties obtained from *in vitro* experimentation on animals [16], [18], [31]-[33], which can alter the mechanical behavior of the tissues and provide significantly different properties than human's [36]-[38]. Recent FE models used a strain energy function to represent the non-linearity and hyperelasticity of the soft tissues [16], [18], [29]-[34]. The mechanical properties were determined using indentation tests (*in vivo* or *in vitro*) without allowing time for viscous relaxation. However, soft tissues relax within a minute while DTI start developing after approximately an hour [5], [19]. Moreover, even though these models were validated using interface pressures, no validation was provided for the internal state of stresses and strains. Consequently, the use of these models to evaluate the buttocks biomechanical response is questionable.

The previous FE models of the buttocks use mechanical properties that are not representative of the exact behavior of the buttock and rarely personalized to the subject [39], [40]. Therefore, the objective of this study was to develop a methodology for acquiring the buttock's personalized

soft tissue mechanical properties using FE optimization and *in vivo* measured data and compare the biomechanical response of the buttock to a non personalized model.

3.3 Methods

A combined experimental/numerical approach was developed to personalize the mechanical properties of the buttock soft tissues, using the following three steps (fig. 3.1): A- Data acquisition using magnetic resonance images (MRI) of the buttocks in undeformed (non-weight-bearing condition) and deformed (weight-bearing condition) supine positions, as well as pressure measurements at the interface of the buttocks/rigid support in the deformed supine position ; B- Computer Assisted Design (CAD) and finite element (FE) modeling of a 5-mm thick segment of the buttocks in the non-weight bearing position using the MRI acquisition; C- Personalization of the mechanical properties of the buttock soft tissues using a FE optimization based on the data acquisition. The buttocks stresses and strains obtained in the deformed configuration before and after the personalization process were compared. Details on the different steps are provided in the following sections.

A. Data acquisition

The feasibility of the personalization approach was demonstrated using a healthy male subject (25 years, 67 kg, 175 cm) with no history of neuromuscular disorders. The experimental protocol was approved by the ethical committee of Sainte-Justine University Hospital Center (Montreal, Canada) and École Polytechnique de Montréal.

1) MRI data acquisition

Two supine MRI acquisitions (T1-relaxation, TR/TE = 450/13, field of view of 175 mm, slice thickness of 5 mm with no interval) of the buttocks were performed in non-weight-bearing and weight-bearing conditions. Images were taken in the axial plane. The unloaded soft tissues (MRI #1) were obtained by elevating the buttocks with high resiliency flat foam cushions placed underneath the back and thighs of the subject (Fig. 3.2a). The loaded soft tissues (MRI #2) were

obtained by carefully removing the elevating flat foam cushions and placing a full size rigid plastic plate under the buttocks, thus submitting it to its own weight (Fig. 3.2b). Six anatomical landmarks, located on the right and left sides of the body, were identified with a pen by an experienced operator, and special markers visible on MRI images (small vitamin E capsules) were fixed on these landmarks: anterior-superior iliac spines (ASIS), greater trochanters (GT), and a point defining the vertical axis along with the GT (PVA). These landmarks were used to keep the same pelvic orientation (θ_{MRI}) during MRI acquisitions ($\theta_{\text{MRI}\#2} - \theta_{\text{MRI}\#1} < 2^\circ$) (Fig. 3.2).

2) *Interface pressure measurements*

A force sensing array (FSA, Vista Medical inc., Winnipeg, Canada) was used to obtain the pressure at the interface between the buttocks and the rigid plate in the weight-bearing condition. These pressure measurements were used as criteria for the personalization process (section C). The FSA supine pressure mat was made of 36 x 18 sensors equally spaced over a 550 mm x 930 mm surface. Each sensor measured 15 mm x 63.5 mm, covering a sensing area of 540 mm x 915 mm (accuracy: $\pm 5\%$ due to creep and 5% due to hysteresis, capacity per sensor: 40 kPa). For safety reasons, interface pressure was recorded after the MRI acquisitions. Interface pressure measurements were successively taken 8 times to limit experimental errors. The subject walked for about 5 minutes between each acquisition. Using the previously identified body landmarks, care was taken to ensure that the subject regain the same pelvic orientation as in MRI #1 and #2, before each pressure acquisition. Additional markers were placed on the matrix to define a coordinate system and associate the interface pressure measurements with the MRI data. Variability in pelvic orientation was again smaller than 2 degrees. A delay of 2 minutes was imposed before each pressure acquisition in order to allow relaxation of the soft tissues [5].

B. *FE model development*

1) *Image processing and geometric model*

A single axial slice (MRI#1) of the buttocks was used to define a 5-mm thick volume model of the buttocks. The slice was chosen at the level between the acetabulum and the ASIS to obtain a single closed volume of the pelvis (sacrum and iliac crest). Using the Slice-O-Matic software

(Tomovision inc., Montreal, Canada), a contour segmentation of the muscles, adipose tissues, and pelvis was performed on the MRI image (fig. 3.3). The skin layer was too thin to be segmented, and was added later to the FE model (section 2). Using the corresponding axial slice in the MRI#2 acquisition, the same technique was applied to segment the buttock in the weight-bearing supine position. The correspondence between the two MRI images was provided using the six markers and the pelvis geometry.

Points lying on the contour lines of the segmented slices were then imported in a CAD software (CATIA v.5.17, Dassault system, France). Spline cubic curves were created on the 3-D contour points, followed by a 5-mm extrusion, thus generating closed distinct volumes of the buttocks different parts: muscles, adipose tissues, and pelvis. This reverse engineering technique used to create CAD models of human body parts has been extensively used and validated in previous studies [16], [18], [31]-[34].

2) *Mechanical FE models*

From the geometric model of the non-weight-bearing buttocks segment, a 3-D FE model was realized using ANSYS v.11.0 software (ANSYS Inc., Cannonsburg, PA) (Fig. 3.3).

Structured meshes of the muscles and adipose tissues were generated to respect the solicitation direction. A finer mesh was applied around the high stress gradient regions located around the sacrum and ASIS. The FE model of the soft tissues (muscles and adipose tissues) contained 7689 eight-nodes brick elements. The skin layer, not reconstructed in the CAD geometry, was modeled as a 1-mm thick shell surrounding the global geometry, with 699 four-nodes elements. A rigid support was added to represent the plastic plate beneath the buttock in MRI #2, using 640 four-nodes shell target elements. Its interaction with the buttocks was also modeled using contact elements. All selected elements were suited for large strain and nonlinear contact analysis.

3) *Material model*

A Mooney-Rivlin hyperelastic material formulation was used to represent the soft tissues nonlinear behavior when submitted to large deformations [30]. Muscle, adipose and skin tissue layers were modeled using the following strain energy functions W [41]:

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + C_{11}(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3) + \frac{1}{d}(J - 1)^2 \quad (1)$$

where \bar{I}_1 and \bar{I}_2 are the first and second deviatoric strain invariants; J is the ratio of the deformed elastic volume over the reference volume (V/V_0); C_{10} , C_{01} , C_{11} , and ν (is the Poisson's ratio) are the material parameters.

The initial values for the material parameters C_{10} , C_{01} and C_{11} of the skin, adipose and muscle tissue layers were based on values measured experimentally on human buttocks [30], [35], [36] (Table I). For the Poisson's ratio ν , the initial value was determined with the assumption of nearly incompressible material [19], [34]-[36].

4) *Boundary Conditions and Applied Loading:*

All degrees of freedom were constrained for the rigid support. A friction coefficient of 0.4 was specified at the buttocks-rigid support interface [42]. It was assumed that soft tissue deformations only occur in the coronal plane (XY). Consequently, the translation of the structures along the cranial-caudal axis (Z) was constrained as to represent the resistance provided by the adjacent tissues not included in the model. Considering the pelvis high stiffness compared to the other soft tissues, its volume was considered as a rigid structure. The MRI images showed a non significant sliding of the muscles along the pelvis; thus, constraints equations were used to simulate a rigid interface between the muscles and the pelvis.

Using Slice-O-Matic, the displacement of the pelvis between the non-weight bearing and weight-bearing postures was calculated as the difference between the height of the sacrum (relative to the rigid plate) in MRI#1 and #2 : $\Delta = D_1 - D_2$ (fig. 3.4a,b). Hence, to simulate the weight-bearing condition, a downward displacement Δ of 34 mm was applied on the pelvis

C. Personalization's process

The ANSYS FE-optimization method was applied to personalize the mechanical properties of the buttock soft tissues with the aim of minimizing an objective function (Φ) based on the difference between the FE deformed volume of the muscle (VM_{sim}) and of adipose tissues (VA_{sim}) and the corresponding volume measured experimentally on the MRI#2 (VM_{exp} and VA_{exp}) with Slice-O-Matic. The skin's properties were not personalized due to the low thickness of this tissue layer and the difficulty to precisely measure its vertical sagging on the MRI images.

$$\varphi_{min} := \sqrt{(VM_{sim} - VM_{exp})^2 + (VA_{sim} - VA_{exp})^2} \quad (2)$$

The dependant variables (DVs) were the material parameters (C_{10} , C_{01} and ν) of the muscle and adipose tissue layers, restrained between upper and lower limits derived from the literature (Table 3.1).

The optimization model was constrained with 3 states variables (SVs) taken at eight different locations on the buttocks (fig. 4c, d) spaced by 30 mm (1 pressure sensor on 2 was used): interface pressure (P_{sim}) and vertical sagging of the muscle (λ_{Msim}) and adipose/skin (λ_{Asim}) tissues. These variables must remain within ranges of experimental values at the end of the optimization process:

$$P_{i\ sim} = P_{i\ exp} \pm 10\% \quad \text{for } i = \text{location \#1 to 8} \quad (3)$$

$$\lambda_{i_M\ sim} = \lambda_{i_M\ exp} \pm 3\ \text{mm} \quad \text{for } i = \text{location \#1 to 8} \quad (4)$$

$$\lambda_{i_A\ sim} = \lambda_{i_A\ exp} \pm 3\ \text{mm} \quad \text{for } i = \text{location \#1 to 8} \quad (5)$$

The experimental vertical sagging $\lambda_{i_{Mexp}}$ and $\lambda_{i_{Aexp}}$ were measured using Slice-O-Matic, as shown in fig. 3.4.

Since the FSA sensors were 15 mm wide, vertical sagging and interface pressure of the FE model were averaged over a 15 mm range. The optimization was solved using a first order fitting integrated with a gradient evaluation.

D. Data analysis

Weight bearing simulated interface pressure and vertical sagging of the muscle and adipose/skin tissue layers before and after the personalization process were compared to the corresponding experimental results. Normal or principal compressive stresses and strains distribution inside the buttocks soft tissues with and without personalization were compared to evaluate the impact of the mechanical properties personalization process. In addition, FE model allowed the extraction of Von Mises and shear stresses commonly used to investigate DTI propagation.

3.4 Results

The FE-personalization process resulted in a new set of hyperelastic material properties for the muscle and adipose tissues, with all constraints satisfied within their ranges of tolerance (Table 3.2). The personalized material parameters (C_{10} , C_{01} , and ν) for both tissues varied from 0% to 70% of their initial values. Personalization had a higher impact on the muscle's material parameters, with variations of 71% and 39% for C_{10} and C_{01} respectively, compared to variations of 15% and 5% for the same parameters in adipose tissues. The optimization function was reduced by 98% after personalization (Table 3.2).

After personalization, the adipose tissues showed a stronger non-linear response at higher strain (fig. 3.5a) while the muscles showed a similar linear response (fig. 3.5b). Muscles and adipose tissues respectively showed a stiffness increase of 46% and 35% after the optimization process at the maximum strain.

As shown in fig. 3.6a, pressure distribution before and after personalization were similar both qualitatively and quantitatively, with the peak interface pressure (PIP) located beneath the lowest

point of the sacrum (sensor #5). Before personalization, the maximum difference between the PIP predicted by the FE model and the PIP measured experimentally was up to 9,1 kPa (difference of 30%). The personalization process reduced by 87% this difference to only 1,2 kPa (4%). Maximum differences of 30% and 15% (differences of 2,25 mm and 3,25 mm) were observed between the vertical sagging measured experimentally and the one predicted by the initial FE-model for the muscle and the adipose tissues respectively (Fig. 3.6b,c). The personalization reduced by 20% this difference for both muscle and adipose tissues.

After loading, muscle and adipose tissue contours predicted by the initial and personalized FE model were very similar to those observed on the MRI image. A maximum width (measured in the X axis direction) difference of 10 mm (5 mm on each side) was observed between the personalized FE simulation and the MRI images. The adipose volume (VA) had exactly the same value of the experimental data (Table 3.3).

Results of the FE model with and without personalization showed differences in terms of maximal stresses and strains (Table 3.3). The peak principal compressive stress ($PPC\sigma$) in the muscle and adipose tissues before personalization was respectively 21,7 and 21,9 kPa. After personalization, the FE-model showed an increase of 37% and 39% for the $PPC\sigma$, resulting in a stress of 29,8 and 30,5 kPa for the muscle and adipose tissues respectively. In both cases, the highest stress zone had a constant value throughout the buttocks layers (Y axis) (fig. 3.7a). This zone occurred at the initial contact area of the buttocks (located at sensor #5). The muscle and adipose tissues peak von-Mises stresses (PVMS) was 26,4 and 29,8 kPa for the personalized model, a 35% and 31% increase compared to the initial model. The personalized FE model predicted a maximum shear stress (MSS) of 7,4 kPa, an increase of 30% when compared to the initial model.

As shown in Table 3.3, strain variations of -8% and +6% were respectively observed for the muscle and adipose tissues before and after personalization. In the personalized model, the FE strain distribution induced by the 34 mm pelvic displacement was substantially different among muscle and adipose tissues (Fig. 3.7c). The peak principal compressive strain ($PPC\epsilon$) in the

muscle (45%) was smaller than in the adipose tissues (180%). The PPC ϵ was seen in the region underneath the sacrum. In this zone, the muscles strain varied gradually from the muscle-adipose to the muscle-pelvis interface, while it was relatively uniform in the adipose tissues. In the muscle layer, the maximum strain occurred at the muscle-pelvic interface.

3.5 Discussion

A «reverse engineering» approach based on the geometric reconstruction of MRI images was used to generate the 3D FE model of the buttocks and optimize the material properties. This modeling approach has many advantages over models described in literature [16], [18], [24]-[30] since a realistic and subject-specific geometry of the buttocks, with a detailed representation of the different soft tissue layers, is provided. Accuracy was estimated at ± 1 pixel (0,75 mm) for the geometric reconstruction according to the subtle difference in gray levels between tissues. *In vivo* experimental data were also used to determine realistic loading and boundary conditions instead of applying an approximate force based on the subject's weight [16], [18], [24]-[25], [27]-[30].

An important part of the personalization was the selection of material laws and properties that model accurately the mechanical behavior of the buttocks soft tissues. FE modeling allowed the utilization of different material laws, from linear isotropic to non-linear viscoelastic. In a previous study not presented in this paper, personalization was performed using linear material laws and properties but the optimization constraints were not satisfied. In fact, as shown by many authors [31]-[36], the mechanical behavior of the buttocks' soft tissues is clearly non-linear, more importantly for the adipose tissues. Moreover, indentation tests showed the viscoelastic nature of the buttocks' soft tissues [5], [19], but as mentioned in the introduction, stress relaxation of the soft tissues occurs within a minute, which is much faster than the initiation of pressure sores or DTI. Consequently, a second order Mooney-Rivlin hyperelastic and time-independent material law was selected to represent the non-linear behavior of the different soft tissue layers in quasi-static loading conditions. These material laws have been extensively used in the literature ([26], [28], [30]-[31], [33]-[36]), and allowed more accurate results in this project and provided optimization time-saving from only three dependant parameters (C_{01} , C_{10} and d) [41].

Personalization clearly had an interest in regard of the optimization result for the material parameters, such as: $C_{10}=0,00281$ and $C_{01}=0,00467$ for the muscles, and $C_{10}=0,00022$ and $C_{01}=0,00019$ for the adipose tissues. The difference of 71% and 39% for C_{10} and C_{01} , respectively, showed the importance of personalization. Muscle's tissues represent the most susceptible zone of developing soft tissues injuries. Without personalization, the muscle and the adipose tissues would have a 46% and 35% underestimated rigidity, respectively.

The increases of 37% and 39% found for the principal peak compressive stress ($PPC\sigma$) in the muscles and the adipose tissues before and after personalization clearly demonstrate that the material properties provided by the literature underestimate the internal compressive stresses inside the soft tissues. The simulation performed with standard properties did not satisfy any optimization's constraints, thus justifying the need for a personalization process.

In a similar manner, peak von Mises stresses (PVMS) located at the pelvic-muscles interface and at the muscles-adipose tissues interface showed differences of 35% and 31% before and after personalization. Von Mises stresses, computed using principal stresses, reflect the distortion level of the tissues and are of prime importance to evaluate the potential risk for tissue damages. Thus, accurate representation of these stresses is critical for a better understanding of DTI.

Peak principal compressive strains ($PPC\epsilon$) were very similar before and after optimization of the material properties (differences of less than 8%). But although similar $PPC\epsilon$ were observed, the FE model did not provide similar stress distribution inside the soft tissues and at the buttock-rigid support interface before and after personalization. Moreover, as could be seen on the MRI images, the pelvis had a small axial rotation during the acquisition. This rotation explains the asymmetry in the stress distribution, mainly concentrated on the right side of the buttock. By locally reducing the difference between numerical and experimental results, the optimization process took into account this asymmetry. Without such process, peak interface pressure (PIP) predicted by the FE model differed by more than 30% from the experimental measurements.

These observations further demonstrate the benefits of the personalization process in achieving realistic FE modeling of the buttocks biomechanical behavior.

In a previous study presented by Lander-Ganz *et al.* [32], material properties of a human buttock's FE model were «fine-tuned» in order to match experimental results, but no details were provided on the methods used by the authors. In this paper, an optimization process based on the anatomic volume, the interface pressure and the vertical sagging of the soft tissues was described. At the end of the process, PPC ϵ in the adipose tissues was 4-times higher than in the muscles, as reported by Makshous [33]. Hence, muscle tissue are much stiffer than adipose, providing higher stresses at the muscle-pelvis interface. Since the adipose tissues deformed easily, the interface pressure is transferred to the muscle. Moreover, for the same stresses, muscle's blood vessels are compressed causing a lack of oxygen, and impaired muscle's fiber resulting with a DTI.

The method presented in this paper met the objectives according to the personalization of the buttock soft tissues. However, some modeling assumptions were made. First, a thin 5-mm portion of the buttocks was modeled instead of the entire buttocks. Consequently, no axial displacements (z-direction) were allowed on the cranial and caudal boundaries of the model. Such assumption could explain the small difference between the soft tissue contours predicted by the FE model and those observed on the MRI image. Then, tied conditions were considered at the pelvic/muscles and the muscles/adipose tissues interfaces. Although a certain amount of sliding is normally involved in such interfaces, very few details are provided on the sliding conditions [43]. Finally, the stiffness induced by the active contraction of the gluteus muscles was neglected assuming that no pre-stress was present in the buttock at the time of the acquisition. Despite those limitations, the personalized FE model produced realistic interface and internal stresses and strains distributions, in good agreement with experimental results, thus justifying the need for similar methods when modeling the human buttocks interaction with its environment. The personalized FE model has a great potential to evaluate cushion performances for a given patient and to predict the onset of pressure sores and DTI.

3.6 Conclusion

A FE-optimization method has been developed to evaluate the impact of personalizing the mechanical properties of human soft tissues, *in vivo*. The FE model comprised a detailed 5-mm thick geometric representation of the different buttock's anatomical structures (pelvis, muscles, adipose tissues, and skin). The method took into account the non-linearity of the soft tissues using hyperelastic laws for modeling the biomechanical response that occurs in the different soft tissues after a few minutes. The optimization process resulted in a set of material parameters for the muscles and adipose tissues, with a rigidity increase of 46% and 35% respectively at maximum strain. When compared to mechanical properties provided in the literature, these parameters enabled the FE model to predict a more representative mechanical behavior of the buttocks in agreement with our experimental results. Differences with experimental and FE-predicted peak interface pressure and vertical sagging were reduced by 87% and 20% after personalization. This FE-optimization showed that proper mechanical properties are of great importance in the prediction of maximal internal stresses and strains of the buttocks since a difference of 39% and 8% was observed, respectively. This project represents an important step in developing proper tools for better understanding pressure sores and DTI. However, as those pathologies develop in a longer period of time than modeled in this study, future investigations should also focus on the long term effect of compression on the internal state of stresses and strains, with the appropriate mechanical properties. The methods here applied on a healthy subject can clearly have his interest in clinical prevention.

3.7 References

- [1] C. V. Bouten, C. W. Oomens, F. P. Baaijens, and D. L. Bader, "The etiology of pressure ulcers: skin deep or muscle bound?," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 84, pp. 616-9, 2003.
- [2] T. Young, "Pressure sores: incidence, risk assessment and prevention," *Br. J. Nursing*, vol. 6, pp. 319-322, 1997.
- [3] F. P. Dussault, "Agence d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (AETMIS)," *Montreal : AETMIS*, pp. xiv-50 p, 2004.
- [4] G. T. Nola and L. M. Vistnes, "Differential response of skin and muscle in the experimental," *Plast. Reconstr. Surg.*, vol. 66, pp. 728-733, 1980.
- [5] A. Palevski, I. Glaich, S. Portnoy, E. Linder-Ganz, and A. Gefen, "Stress relaxation of porcine gluteus muscle subjected to sudden transverse deformation as related to pressure sore modeling," *Journal of biomechanical engineering*, vol. 128, pp. 782-7, 2006.
- [6] D. L. Bader and M. B. Hawken, "Pressure distribution under the ischium of normal subjects," *Journal of biomedical engineering*, vol. 8, pp. 353-7, 1986.
- [7] I. D. Swain and D. L. Bader, "The measurement of interface pressure and its role in soft tissue breakdown," *Journal of tissue viability*, vol. 12, pp. 132-4, 136-7, 140-6, 2002.
- [8] A. Gefen and J. Levine, "The false premise in measuring body-support interface pressures for preventing serious pressure ulcers," *Journal of medical engineering & technology*, vol. 31, pp. 375-80, 2007.
- [9] R. Ragan, T. W. Kernozek, M. Bidar, and J. W. Matheson, "Seat-interface pressures on various thicknesses of foam wheelchair cushions: a finite modeling approach," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 83, pp. 872-5, 2002.
- [10] E. Phan, C. E. Aubin, and J. Dansereau, "Wheelchair seat cushions evaluation using a finite element model," *Proc. RESNA Annu. Conf.*, pp. 348-350, 2000.
- [11] D. M. Brienza, K. C. Chung, C. E. Brubaker, J. Wang, T. E. Karg, and C. T. Lin, "A system for the analysis of seat support surfaces using surface shape control and simultaneous measurement of applied pressures," *IEEE transactions on rehabilitation*

- engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 4, pp. 103-13, 1996.
- [12] J. Wang, D. M. Brienza, Y. Yuan, P. Karg, and Q. Xue, "A compound sensor for biomechanical analyses of buttock soft tissue in vivo," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 37, pp. 433-43, 2000.
- [13] C. W. J. Oomens, O. F. J. T. Bressers, E. M. H. Bosboom, and C. V. C. Bouten, "Deformation analysis of a supported buttock contact," presented at Proceedings of the 2001 Bioengineering Conference, Snowbird, UT, United States, 2001.
- [14] E. Linder-Ganz, N. Shabshin, Y. Itzhak, Z. Yizhar, I. Siev-Ner, and A. Gefen, "Strains and stresses in sub-dermal tissues of the buttocks are greater in paraplegics than in healthy during sitting," *Journal of biomechanics*, vol. 41, pp. 567-80, 2008.
- [15] E. Linder-Ganz and A. Gefen, "Mechanical compression-induced pressure sores in rat hindlimb: muscle stiffness, histology, and computational models," *J Appl Physiol*, vol. 96, pp. 2034-49, 2004.
- [16] A. Gefen, N. Gefen, E. Linder-Ganz, and S. S. Margulies, "In vivo muscle stiffening under bone compression promotes deep pressure sores," *J Biomech Eng*, vol. 127, pp. 512-24, 2005.
- [17] A. Gefen, "Risk factors for a pressure-related deep tissue injury: a theoretical model," 2007.
- [18] F. Lin, B. Moran, J. Bankard, R. Hendrix, and M. Makhsous, "FEM model for evaluating buttock tissue response under sitting load," *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 7, pp. 5088-91, 2004.
- [19] E. M. H. Bosboom, M. K. C. Hesselink, C. W. J. Oomens, C. V. C. Bouten, M. R. Drost, and F. P. T. Baaijens, "Passive transverse mechanical properties of skeletal muscle under in vivo compression," *Journal of Biomechanics*, vol. 34, pp. 1365-1368, 2001.
- [20] D. Bronneberg, C. V. Bouten, C. W. Oomens, P. M. van Kemenade, and F. P. Baaijens, "An in vitro model system to study the damaging effects of prolonged mechanical loading of the epidermis," *Annals of biomedical engineering*, vol. 34, pp. 506-14, 2006.

- [21] R. P. Patterson, Fisher, S.V., "Sitting pressure-time patterns in patients with quadriplegia," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 67, pp. 812-814, 1986.
- [22] N. P. Reddy, H. Patel, G. V. Cochran, and J. B. Brunski, "Model experiments to study the stress distributions in a seated buttock," *J Biomech*, vol. 15, pp. 493-504, 1982.
- [23] C. W. Oomens, D. Campen, and H. Grootenboer, "A mixture approach to the mechanics of skin," *J. Biomech.*, vol. 20, pp. 877-885, 1987.
- [24] W. W. Chow, Odell, E.I., "Deformation and stresses in soft body tissues of a sitting person," *J. Biom. Eng*, vol. 100, pp. 79-87, 1978.
- [25] B. A. Todd and J. G. Thacker, "Three-dimensional computer model of the human buttocks, in vivo," *J Rehabil Res Dev*, vol. 31, pp. 111-9, 1994.
- [26] T. Brosh, Arcan, M., "Modeling the body/chair interaction - an integrative experimental – numerical approach," *Clinical Biomechanics*, vol. 15, pp. 217-219, 2000.
- [27] E. L. Wagnac, C.-E. Aubin, and J. Dansereau, "A new method to generate a patient-specific finite element model of the human buttocks," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, pp. 774-783, 2008.
- [28] P. A. Dabnichki, A. D. Crocombe, and S. C. Hughes, "Deformation and stress analysis of supported buttock contact," *J MechE*, vol. 208, pp. 9-17, 1994.
- [29] C. W. Oomens, O. F. Bressers, E. M. Bosboom, C. V. Bouten, and D. L. Blader, "Can loaded interface characteristics influence strain distributions in muscle adjacent to bony prominences?," *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 6, pp. 171-80, 2003.
- [30] M. M. Verver, J. van Hoof, C. W. Oomens, J. S. Wismans, and F. P. Baaijens, "A finite element model of the human buttocks for prediction of seat pressure distributions," *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 7, pp. 193-203, 2004.
- [31] Q. Sun and F. Lin, "Finite element modeling of human buttock-thigh tissue in a seated posture," *2005 Summer Bioengineering Conference*, 2005.
- [32] E. Linder-Ganz, N. Shabshin, Y. Itzhak, and A. Gefen, "Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: A combined experimental-MRI and finite element approach," *J Biomech*, vol. 17, pp. 17, 2006.

- [33] M. Makhsous, D. Lim, R. Hendrix, J. Bankard, W. Z. Rymer, and F. Lin, "Finite element analysis for evaluation of pressure ulcer on the buttock: development and validation," *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 15, pp. 517-25, 2007.
- [34] C. Then, J. Menger, G. Benderoth, M. Alizadeh, T. J. Vogl, F. Hubner, and G. Silber, "A method for a mechanical characterisation of human gluteal tissue," *Technology and health care : official journal of the European Society for Engineering and Medicine*, vol. 15, pp. 385-98, 2007.
- [35] E. Jolivet, "Modélisation biomécanique de la hanche dans le risque de fracture du fémur proximal," Ph.D. dissertation, Lab. of biomecanique, ENSAM., Paris, FR, 2007
- [36] H-V.Tran, "Caractérisation des propriétés mécaniques de la peau humaine in vivo via l'IRM," Ph.D. dissertation, biomechanic eng. department, Université de technologie de Compiègne, Compiègne, FR, 2007
- [37] B. Han, J. D. Miller, and J. K. Jung, "Freezing-induced fluid-matrix interaction in poroelastic material," *Journal of biomechanical engineering*, vol. 131, pp. 021002, 2009.
- [38] A. Gefen, "Deep tissue injury from a bioengineering point of view," *Ostomy/wound management*, vol. 55, pp. 26-36, 2009.
- [39] F. Khatyr, C. Imberdis, P. Vescovo, D. Varchon, and J. M. Lagarde, "Model of the viscoelastic behaviour of skin in vivo and study of anisotropy," *Skin research and technology : official journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*, vol. 10, pp. 96-103, 2004.
- [40] E. Linder-Ganz, N. Shabshin, and A. Gefen, "Patient-specific modeling of deep tissue injury biomechanics in an unconscious patient who developed myonecrosis after prolonged lying," *Journal of tissue viability*, 2009.
- [41] Ansys V11 Sp1, "Section 4.7 Hyperelasticity," Release 11.0 documentation for Ansys, 2008.
- [42] M. Zhang and A. F. Mak, "In vivo friction properties of human skin.," presented at Prosthetics and orthotics International, 1999.

- [43] L. C. Gerhardt, N. Mattle, G. U. Schrade, N. D. Spencer, and S. Derler, "Study of skin-fabric interactions of relevance to decubitus: friction and contact-pressure measurements," *Skin research and technology : official journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*, vol. 14, pp. 77-88, 2008.

3.8 Figures

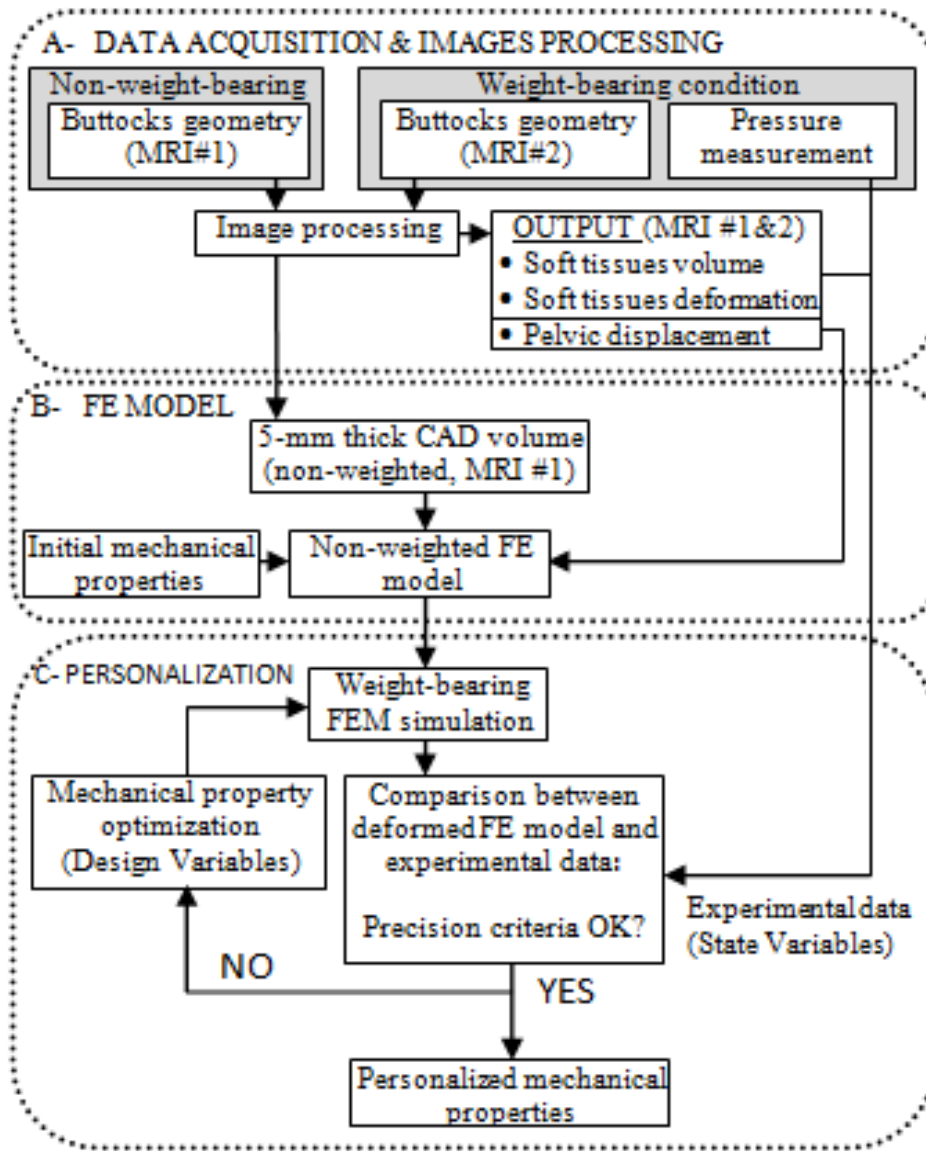


Figure 3.1 : Schematic diagram of the FE optimization process developed to personalize the mechanical properties of the buttocks soft tissues.

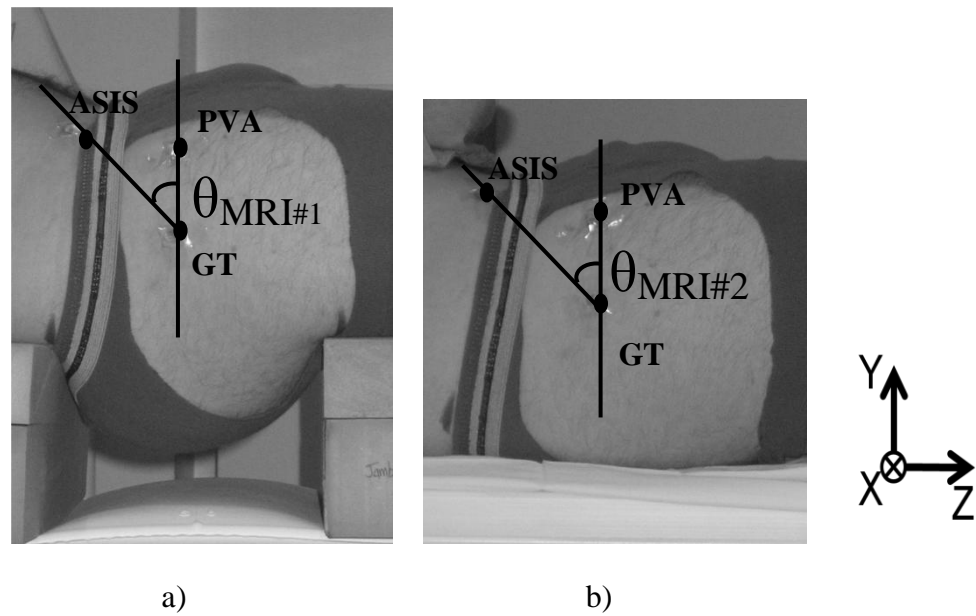


Figure 3.2 : Experimental set-up for MRI acquisitions: (a) non-weighted supine posture with flat foam cushions used to elevate the buttocks (MRI #1); (b) weighted posture with a rigid plate beneath the buttocks (MRI #2). Vitamin E radio-opaque markers were placed at specific anatomical landmarks (ASIS, GT, PVA) and used to maintain the same pelvic orientation during both MRI ($\theta_{MRI\#2} - \theta_{MRI\#1} < 2^\circ$).

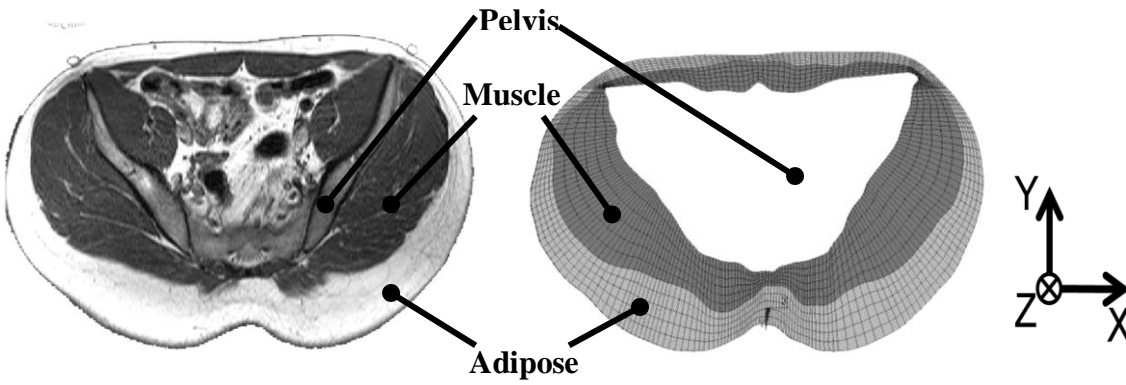


Figure 3.3 : MRI#1 image used to generate the FE model of the 5-mm thick buttocks segment, in the non-weighted supine position. The buttocks were composed of three different layers: muscle (dark gray), adipose tissues (light gray) and skin as a surrounding shell. The contour of the pelvis and the internal organs was represented with a solid shell (white).

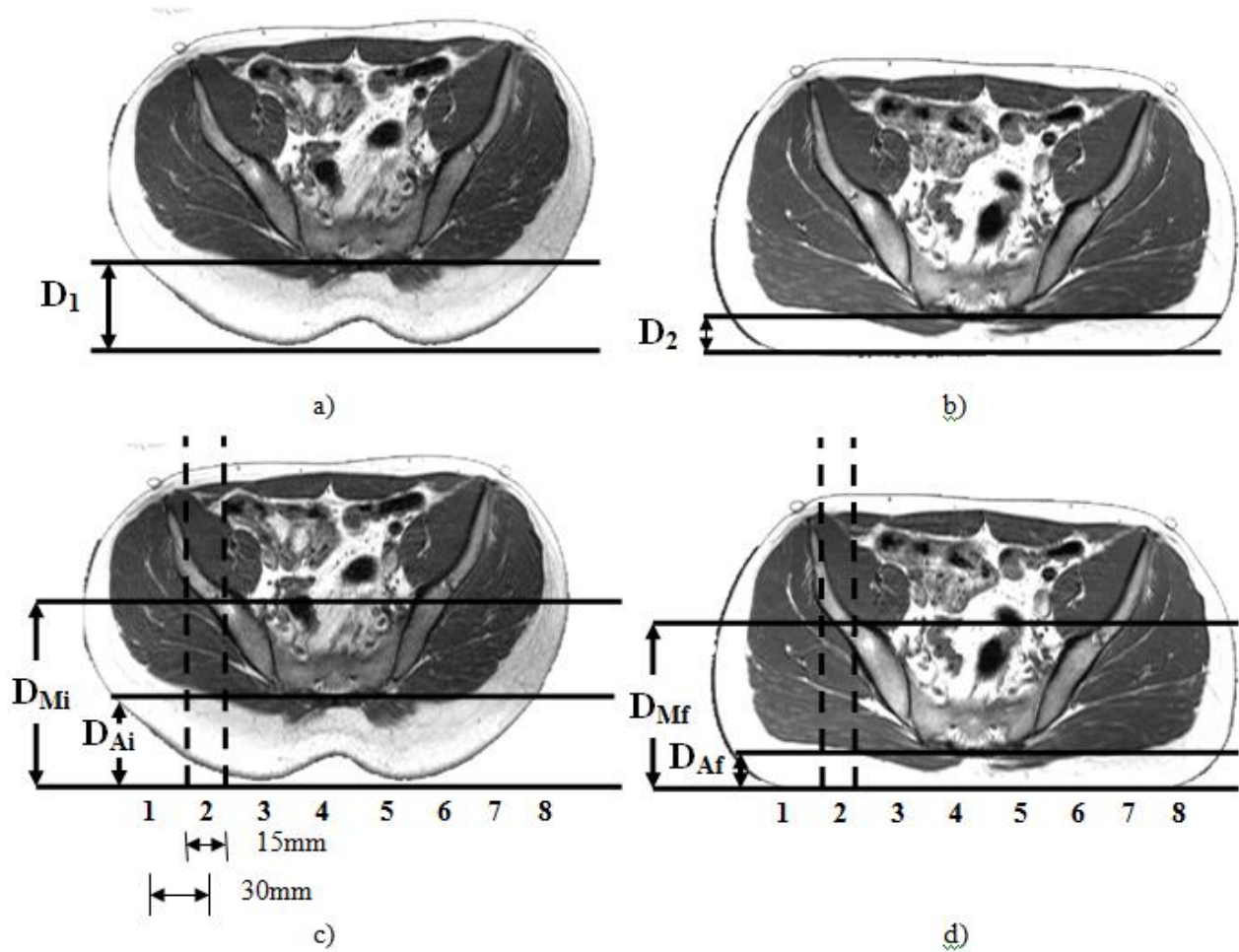


Figure 3.4 : MRI#1 image and corresponding MRI#2 image: (a) Initial position of the pelvis (D_1). (b) MRI#2 weighted posture used to calculate the pelvic displacement under loading ($\Delta=D_1-D_2$). (c) and (d) MRI#1 and MRI#2 divided in 8 sections associated vertical sagging with the interface pressure.

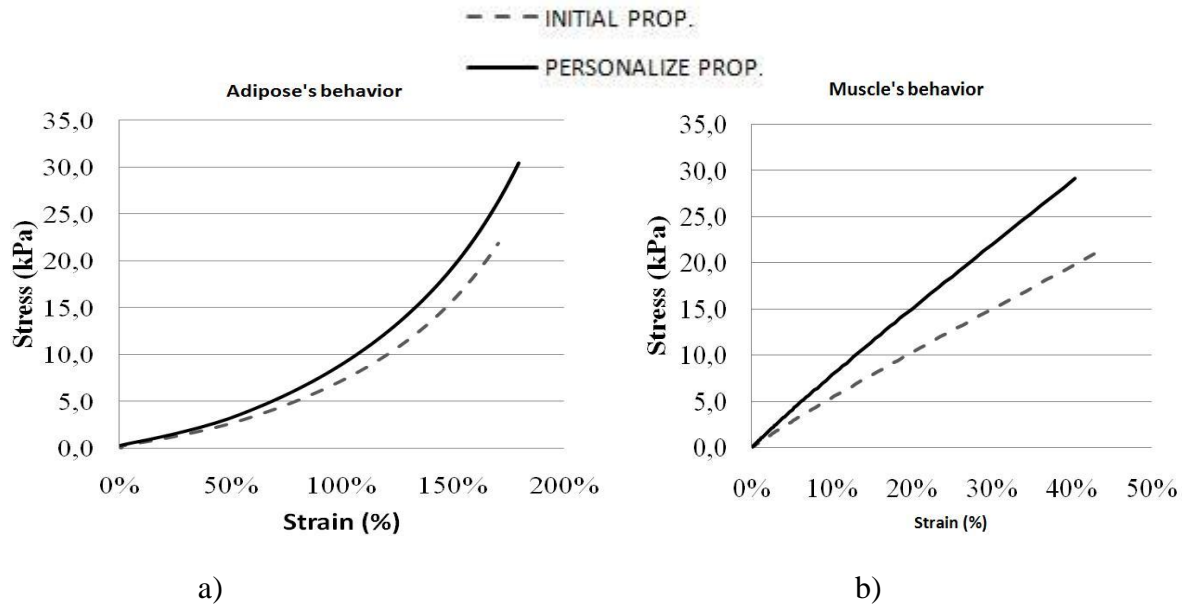


Figure 3.5: Mechanical compression behavior (stress versus strain) of (a) the adipose tissues and (b) the muscle before and after the personalization process.

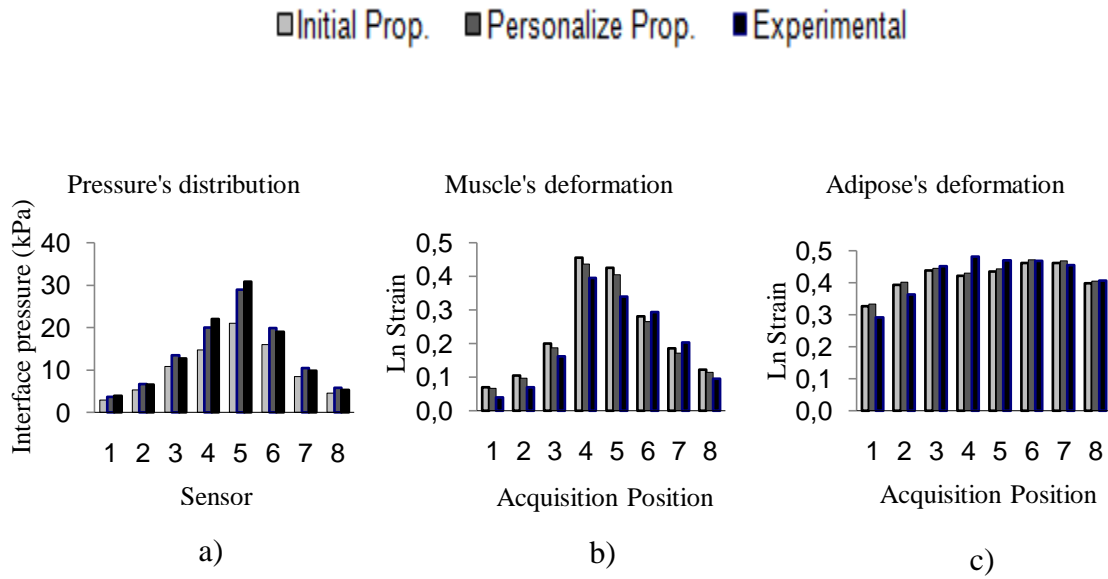
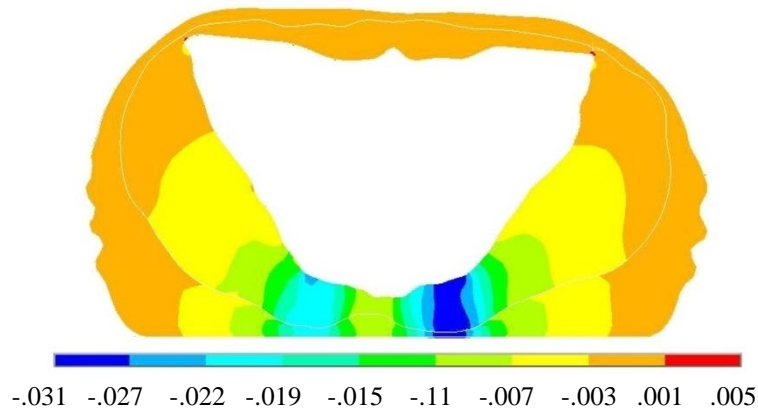
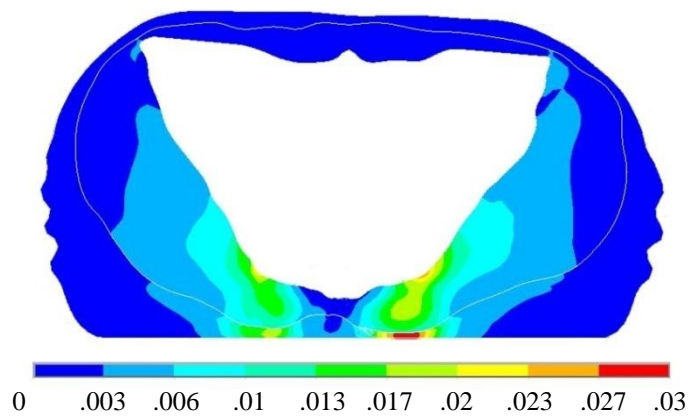


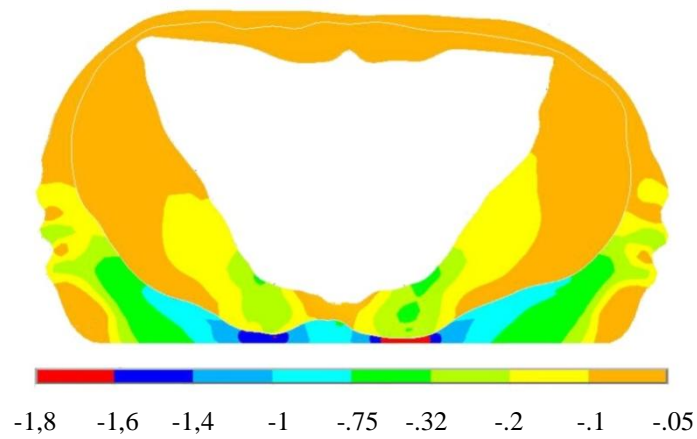
Figure 3.6 : Comparisons of the FE model before and after personalization with the experimental measures of (a) the interface pressure, (b) muscle deformation and (c) the adipose deformation.



(a)



(b)



(c)

Figure 3.7 : Internal distribution of stresses and strains of the personalized FE model of the buttocks under weight-bearing condition. (a) Principal compressive stress distribution (kPa), (b) Von Mises stress distribution (kPa) and (c) Principal compressive strain distribution. All the peak values occurred on the right side of the buttocks.

3.9 Tableaux

Table 3.1 Initial values and optimization ranges of the material parameters used as dependant variables during soft tissues mechanical behavior personalization.

Tissues	Parameters (Dependant variables)	Initial	Reference	Optimization range	
				Lower limit	Upper limit
Muscles	C10	0,00165		0,0005	0,005
	C01	0,00335	[30]	0,001	0,01
	v	0,49		0,45	0,499
Adipose	C10	0,00019		0,00005	0,0005
	C01	0,00018	[35]	0,00005	0,0005
	v	0,499		0,45	0,499
Skin	C10	0,01		-----	-----
	C01	0		-----	-----
	C11	0,1	[36]	-----	-----
	v	0,5		-----	-----

Table 3.2 : Personalized versus initial material parameters for the muscle and adipose tissues

	parameters	initial	Personalize Prop.	Difference (%)
	C10	0,00165	0,00282	+71
Muscles	C01	0,00335	0,00467	+39
	v	0,49	0,485	-1
	C10	0,00019	0,00022	+15
adipose	C01	0,00018	0,00019	+5
	v	0,499	0,471	-6
	Optimization function	0 mm ³	20 mm ³	-98%

Table 3.3 : Stresses, strains and volumes of the buttock before and after personalization of the muscle (M) and adipose (A) tissues material properties.

	PIP	VM	VA	PPC σ		PVMS		MSS		PPC ϵ	
	kPa	mm ³	mm ³	kPa		kPa		kPa		%	
				M	A	M	A	M	A	M	A
Experiments	30,2	98560	61555	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Before optimization	21,1	98759	60364	21,7	21,9	19,5	22,8	5,7	3,3	49	170
After optimization	29,0	98580	61555	29,8	30,5	26,4	29,8	7,4	4,2	45	180
Before vs After	+34%	-0,18%	+2%	+37%	+39%	+35%	+31%	+30%	+29%	-8%	6%

CHAPITRE 4 ASPECTS MÉTHODOLOGIQUES ET RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES, ET EXPLOITATION DU MODÈLE

Ce chapitre présente tout d'abord la méthodologie et les résultats complémentaires à l'article, tels que la validation géométrique, le banc d'essai expérimental pour le protocole d'optimisation et l'évaluation de l'influence de la personnalisation des propriétés mécaniques des tissus mous du fessier sur un support déformable.

4.1 Validation Géométrique

La validation permet d'évaluer la justesse des résultats obtenus des techniques de modélisation et des simulations. Cette section présente la validation géométrique du modèle fessier employé pour le projet.

La validation de la géométrie consiste à comparer la distance entre des paramètres géométriques mesurables sur les images IRM à l'aide de SliceOMatic et sur le modèle géométrique reconstruit dans Catia. Pour le bassin, ces paramètres sont basés sur les travaux de Gauvin et coll. (1996) portant sur la modélisation personnalisée du bassin humain, et sont la largeur du sacrum (LS) ainsi que la largeur (LI) et la hauteur (HI) des os iliaques (figure 4.1a). Pour les tissus adipeux et musculaires, quatorze paramètres permettent de valider leur modélisation géométrique (figure 4.1b). Les dix premiers paramètres représentent la hauteur des tissus musculaires et adipeux sous le sacrum (HMS et HAS), sous les os iliaques gauche (HMIG et HAIG) et droit (HMID et HAID) et sous l'interface de contact gauche (HMCG et HACG) et droite (HMCD et HACD). Les autres paramètres représentent la largeur des tissus musculaires et adipeux, des deux côtés du fessier (LMG, LMD, LAG et LAD).

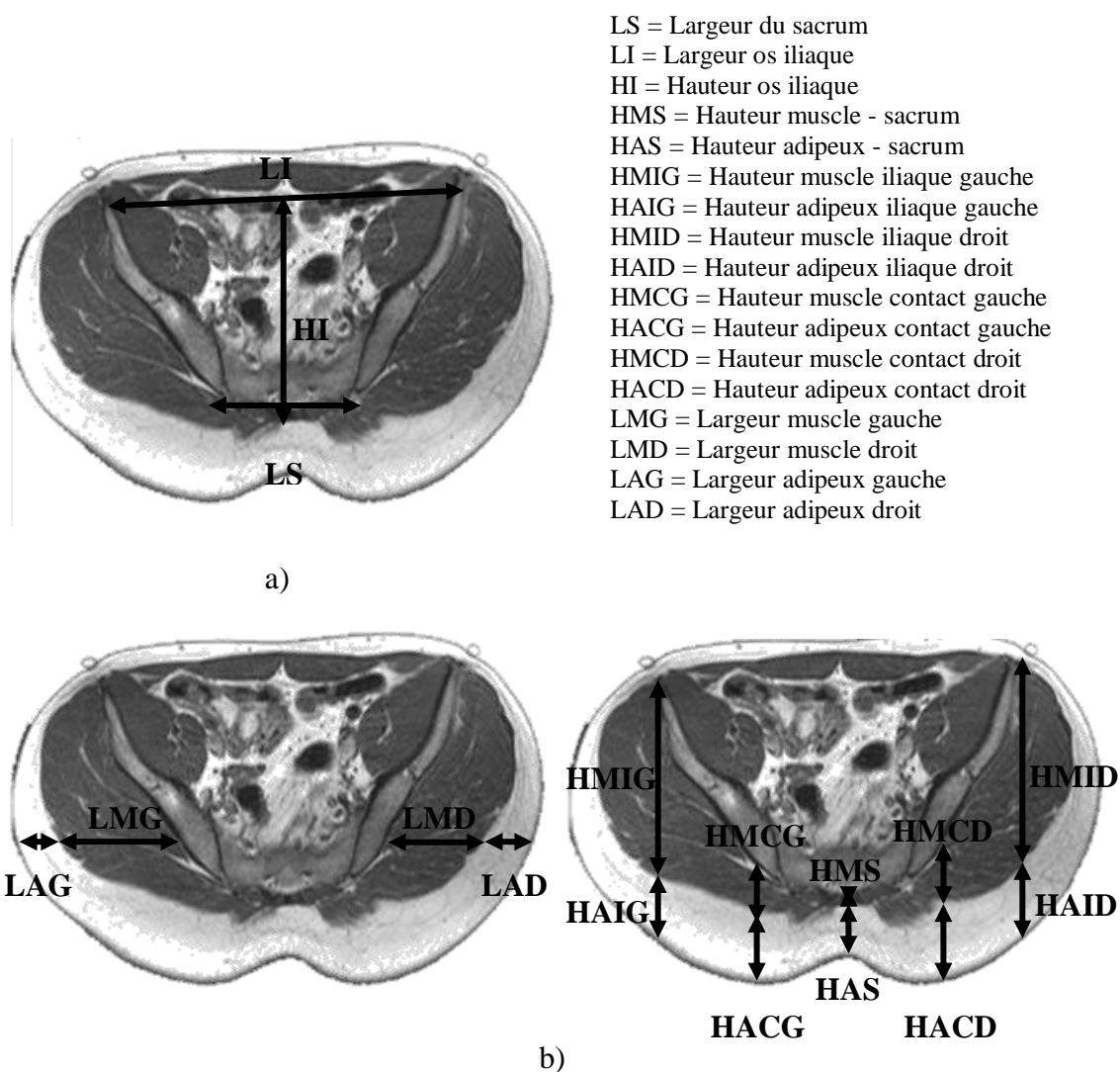


Figure 4.1 : Validation géométrique du modèle a) paramètres géométriques pelviens et b) paramètres géométriques des tissus mous

La méthode de validation choisie permet de vérifier la concordance du modèle géométrique avec l'image IRM et assure la conformité du modèle suite à la reconstruction des splines à partir des nuages de points. Le tableau 4.1 présente les valeurs des paramètres géométriques mesurés sur le modèle et sur l'image IRM.

Tableau 4.1 : Paramètres mesurés sur le modèle géométrique et les images par résonance magnétique. (G= Gauche et D=Droite)

Paramètres géométriques	IRM (mm)	Modèle 3D (mm)	Écart (mm)
Bassin			
Largeur du sacrum (LS)	88,4	89,7	1,3 (1,5%)
Hauteur os iliaque (HI)	142,1	140,8	1,2 (0,8%)
Largeur os iliaque (LI)	222,6	220,1	1,5 (0,7%)
Tissus musculaires et adipeux			
Hauteur muscle – sacrum (HMS)	8,5	9,5	1,0 (11,8%)
Hauteur adipeux – sacrum (HAS)	29,1	27,8	1,3 (4,5%)
Hauteur muscle – contact (G) (HMCG)	39,3	40,1	0,8 (2,0%)
Hauteur adipeux – contact (G) (HACG)	43,5	44,2	0,7 (1,6%)
Hauteur muscle – contact (D) (HMCD)	38,5	39,1	0,6 (1,6%)
Hauteur adipeux – contact (D) (HACD)	38,5	39,0	0,5 (1,3%)
Hauteur muscle – iliaque (G) (HMIG)	121,0	122,0	1,0 (0,8%)
Hauteur adipeux – iliaque (G) (HAIG)	38	37,5	0,5 (1,3%)
Hauteur muscle – iliaque (D) (HMID)	117,9	119,1	1,2 (1,0%)
Hauteur adipeux – iliaque (D) (HAID)	50,3	48,8	1,5 (3,0%)
Largeur muscle (G) (LMG)	68,5	69,8	1,3 (1,9%)
Largeur adipeux (G) (LAG)	18,6	19,1	0,5 (2,7%)
Largeur muscle (D) (LMD)	65,3	66,0	0,7 (1,1%)
Largeur adipeux (D) (LAD)	21,2	19,9	1,3 (6,1%)

De façon générale, les paramètres géométriques mesurés sur le modèle 3D sont en accord avec ceux mesurés sur l'image IRM, avec un écart inférieur à 3%. Les écarts maximums, de l'ordre de 1,5 mm, se situent au niveau du bassin, ce qui s'explique par une délimitation floue des contours osseux sur l'image IRM. Cependant, les différences sont inférieures à l'erreur expérimentale de la prise de mesure, correspondant à ± 2 pixels ($2 \times 0,751\text{mm}$). Ces résultats permettent donc de

conclure à une bonne adéquation entre le modèle géométrique et l'image IRM employée pour le construire.

4.2 Banc d'essai expérimental pour protocole d'optimisation

Cette section présente les étapes réalisées pour identifier la technique d'optimisation employée pour personnaliser les propriétés mécaniques hyperélastiques des tissus mous du modèle fessier. Cette étude, basée sur la compression pure d'échantillons de matériaux polymériques, a également permis de valider le protocole expérimental utilisé pour personnaliser les propriétés mécaniques des tissus mous. Le contexte de cette expérimentation provient de l'acquisition expérimentale sur sujet humain des écrasements internes du fessier à partir d'une image IRM et des pressions surfaciques mesurées à l'interface de contact fessier-surface en position couchée. Ces expérimentations sont nécessaires à la validation du protocole d'optimisation, compte tenu de la difficulté du contexte expérimental nécessaire pour la personnalisation des propriétés mécaniques du fessier. En effet, des échantillons d'élastomère ont permis l'élaboration du protocole d'optimisation sans l'utilisation de tissus *in vitro* humain. De plus, les lois mécaniques des matériaux étaient connues par des protocoles ASME, permettant de valider la procédure.

4.2.1 Procédure expérimentale

Pour valider la démarche, le banc d'essai est composé d'un vérin hydraulique (Bionix test system, MTS systems corporation, Minneapolis, É-U) avec des capteurs de force et de déplacement de $\pm 1,25$ kN et ± 100 mm, respectivement. Les compressions sont réalisées sur deux échantillons de polymère, le E60 et le 460 (Robco Inc, Lasalle, Canada), qui représentent de façon simplifiée les tissus musculaires et adipeux du fessier humain. La figure 4.2 montre la disposition du banc d'essai.

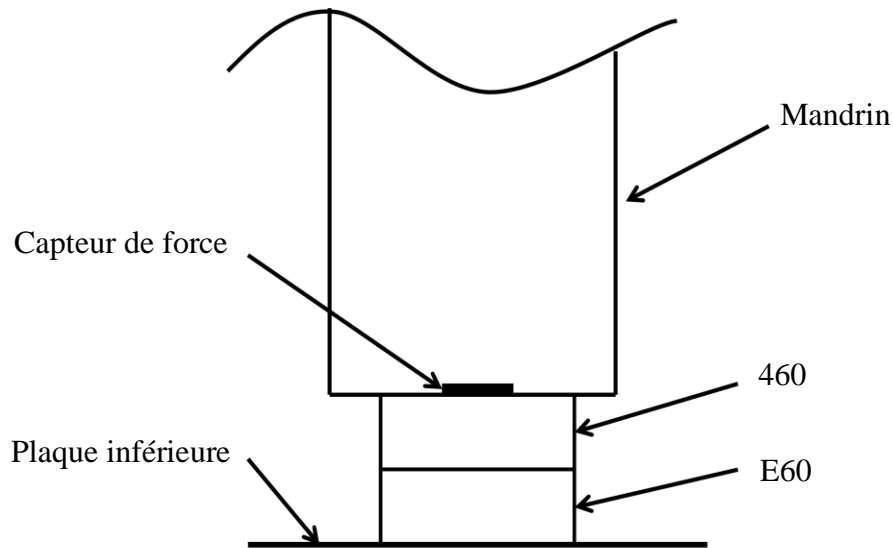


Figure 4.2 : Montage expérimental pour l'écrasement des polymères

Le protocole d'expérimentation est développé en respectant les standards ASTM D6049-02 pour l'obtention de courbes force-déplacement lors d'un essai en compression pure sur des échantillons cylindriques. Il comporte trois échantillons des deux matériaux polymériques, ayant un diamètre de 30 mm et une hauteur de 15 mm. Ainsi, la partie A de l'expérimentation est appliquée sur un seul matériau à la fois. Chaque échantillon est testé une seule fois, pour un total de six essais (trois fois pour chaque matériau). La partie B est appliquée sur les deux matériaux superposés (le 460 est placé sur le E60). Ainsi, trois paires d'échantillons sont formées et chaque paire est testée une seule fois, pour un total de trois essais. Lors du chargement, la force résultante et l'écrasement des matériaux sont recueillis. Ces mesures sont analogues à la pression surfacique et à l'écrasement des tissus mous qui seront obtenus lors de l'essai expérimental sur sujet humain. Ainsi, le protocole expérimental se détaille comme suit :

DÉTAILS DU PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL

Les matériaux doivent rester trois heures dans la pièce d'expérimentation avant d'effectuer les essais.

PARTIE A : Test sur un seul échantillon

L'expérience doit être réalisée sur chaque échantillon (total de six essais)

1. Installation du montage :

- a. Lubrifier les surfaces d'appui de l'échantillon avec un mélange d'eau et de savon à vaisselle.
- b. Installer l'échantillon de polymère sur la plaque inférieure du modèle.
- c. Descendre lentement la plaque supérieure, jusqu'au contact entre la plaque supérieure et l'échantillon (détection d'une légère force par le capteur).
- d. Remettre le capteur de force à zéro.

2. Prise de données :

- a. Écraser l'échantillon de 0 à 2,5mm en 10 secondes.
- b. Prendre l'acquisition de la force en continu.
- c. Enlever l'écrasement graduellement.

PARTIE B : Test sur deux échantillons

L'expérience doit être réalisée sur les trois paires d'échantillons, chaque paire contenant un échantillon de chaque matériau (total de trois essais).

1. Installation du montage :

- a. Installer les échantillons de polymère superposés sur la plaque inférieure du modèle.
- b. Descendre lentement la plaque supérieure, jusqu'au contact entre la plaque supérieure et l'échantillon sur le dessus (détection d'une légère force par le capteur).

c. Remettre le capteur de force à zéro.

2. Prise de données :

a. Écraser l'échantillon de 0 à 8 mm en compression en 15 secondes.

b. Prendre l'acquisition de la force en continu.

c. Enlever l'écrasement graduellement.

Les expérimentations ont fourni des courbes force-déplacement pour les deux matériaux individuels et pour les deux matériaux superposés. Les forces et les déplacements sont convertis en courbe représentant les contraintes d'ingénierie (S) et les déformations d'ingénierie (e) par les équations suivantes :

$$S = \frac{F}{A_0}$$

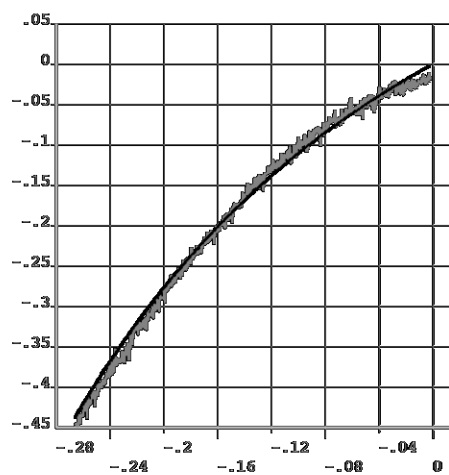
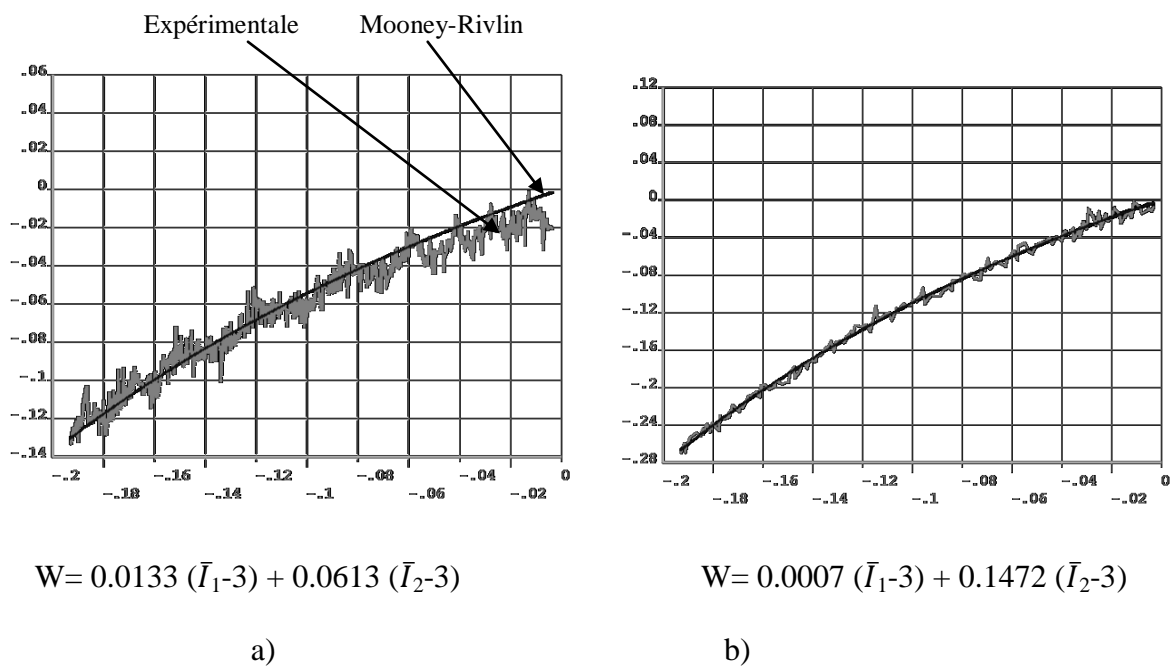
$$e = \frac{\Delta L}{L_0}$$

où A et L représentent l'aire transverse et la longueur, respectivement de l'échantillon. La conversion a été réalisée à l'aide de la moyenne des trois essais. À l'aide du module de correspondance d'ANSYS, les courbes expérimentales contrainte-déformation ont été converties en des courbes hyperélastiques de type Mooney-Rivlin d'ordre 2 et ce, en présumant que les matériaux sont incompressibles. Les paramètres mécaniques $C10$ et $C01$ de la loi hyperélastique sont ensuite extraits de chaque courbe, et les contraintes et déformations d'ingénierie ont été converties en contraintes (σ) et déformations réelles (ε) afin de représenter les contraintes d'optimisation à l'aide des équations suivantes :

$$\sigma = S(1 + e)$$

$$\varepsilon = \ln(1 + e)$$

La figure 4.3 présente une superposition des courbes hyperélastiques de type Mooney-Rivlin et des courbes recueillies lors des expérimentations, ainsi que les paramètres $C10$ et $C01$ obtenus pour chaque courbe.



$$W = 0.0313 (\bar{I}_1 - 3) + 0.1201 (\bar{I}_2 - 3)$$

c)

Figure 4.3 : Superposition des courbes contraintes-déformations (d'ingénierie) expérimentales et des courbes hyperélastiques de type Mooney-Rivlin a) matériau 460, b) matériau E60 et c) les deux matériaux superposés.

4.2.2 Méthode d'optimisation par éléments finis

Le modèle par éléments finis vise à reproduire virtuellement le banc d'essai expérimental et est composé de deux cylindres superposés avec des interfaces de contact à leur jonction. Les propriétés mécaniques initiales pour l'optimisation des polymères sont fondées sur la charte du fabricant disponible à l'annexe B. Le comportement mécanique non-linéaire des matériaux est modélisé à l'aide d'une loi de comportement hyperélastique de type Mooney-Rivlin de second ordre pouvant reprendre de très grandes déformations. Un modèle 2D axisymétrique, maillé avec des éléments rectangulaires linéaires (4 nœuds), est développé afin de réduire le temps de calcul. Aux interfaces, des éléments de contacts de type courbe-courbe ont été utilisés pour représenter le glissement dû à la lubrification. L'interface polymère-polymère est représentée par un contact déformable-déformable transmettant les contraintes et déformations d'un matériau à l'autre. Pour l'interface entre le polymère et la surface de support, le contact a été défini comme déformable-rigide, représentant ainsi la plaque inférieure du montage expérimental. La simulation a consisté en l'application d'un déplacement de 8 mm à la surface supérieure du matériau 460. Le chargement est appliqué en huit déplacements cumulatifs de 1 mm. La figure 4.4 présente le modèle ÉF utilisé pour l'optimisation.

L'objectif était de faire varier les propriétés mécaniques (paramètres matériels C_{10} et C_{01}) de la loi de comportement hyperélastique utilisée pour chacun des polymères afin d'obtenir les déformations et les contraintes réelles mesurées dans la partie B de l'expérimentation (chargement des matériaux superposés). Les paramètres mécaniques étaient restreints à l'intérieur de bornes inférieures et supérieures d'optimisation (Tableau 4.2).

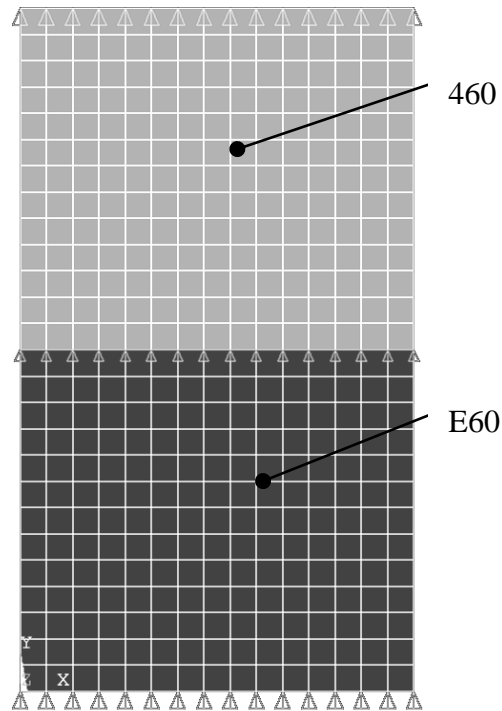


Figure 4.4 : Maillage et conditions limites du modèle par éléments finis représentant les essais expérimentaux sur polymères superposés.

Tableau 4.2 : Valeurs initiales et bornes d'optimisation des paramètres de la loi hyperélastique (variables dépendantes) pour chacun des matériaux

Matériaux	Paramètres (Variables dépendantes)	Initiale	Borne d'optimisation	
			Inférieure	Supérieure
460	C ₁₀	0.03941	0,005	0,5
	C ₀₁	0.34772	0,005	0,5
	N	0.475	0,45	0,5
E60	C ₁₀	0.00424	0,00005	0,005
	C ₀₁	0.23131	0,005	0,5
	N	0.475	0,45	0,5

La fonction d'optimisation correspond à la différence entre les volumes expérimentaux et les volumes simulés :

$$\varphi_{min} := \sqrt{(VM_{sim} - VM_{exp})^2 + (VA_{sim} - VA_{exp})^2}$$

Le processus doit répondre à trois contraintes d'optimisation prises à huit moments durant la simulation (temps #1 à 8), soient les contraintes réelles (σ_{sim}) et les déformations réelles des matériaux E60 (ε_{E60sim}) et 460 (ε_{460sim}). À la fin du processus d'optimisation, ces contraintes d'optimisation devaient être respectées à $\pm 10\%$ des valeurs expérimentales, c'est-à-dire que :

$$\sigma_i \text{ sim} = \sigma_i \text{ exp} \pm 10\% \quad \text{pour } i = \text{temps \#1 à 8}$$

$$\varepsilon_{i \ 460} \text{ sim} = \varepsilon_{i \ 460} \text{ exp} \pm 10\% \quad \text{pour } i = \text{temps \#1 à 8}$$

$$\varepsilon_{i \ E60} \text{ sim} = \varepsilon_{i \ E60} \text{ exp} \pm 10\% \quad \text{pour } i = \text{temps \#1 à 8}$$

L'optimisation correspond à un modèle de premier ordre avec évaluation du gradient. Cette méthode consiste à faire varier chaque paramètre d'optimisation afin de déterminer la pente (gradient) de la surface de réponse procurant un minimum. Cette opération est effectuée à plusieurs reprises jusqu'à l'obtention de son optimum. Le tableau 4.3 présente les 24 contraintes satisfaites suite à l'optimisation.

Tableau 4.3 : Comparaison des pressions et des écrasements expérimentaux et simulés des élastomères.

Contrainte	σ_1	σ_2	σ_3	σ_4	σ_5	σ_6	σ_7	σ_8
Exp. (kPa)	-23	-48	-74	-99	-135	-158	-213	-262
Sim. (kPa)	-21	-44	-70	-97	-129	-164	-203	-246
Écart (%)	8,7	8,3	5,4	2,0	4,4	3,8	4,7	6,1

Déformation	ε_{1460}	ε_{2460}	ε_{3460}	ε_{4460}	ε_{5460}	ε_{6460}	ε_{7460}	ε_{8460}
Exp. (%)	-4,8	-9,2	-14,9	-18,8	-23,5	-28,8	-32,5	-37,6
Sim. (%)	-4,5	-9,1	-13,8	-18,6	-23,5	-28,6	-33,8	-39,1
Écart (%)	6,3	1,1	7,4	1,1	0,4	0,7	4,0	3,9

Déformation	ε_{1E60}	ε_{2E60}	ε_{3E60}	ε_{4E60}	ε_{5E60}	ε_{6E60}	ε_{7E60}	ε_{8E60}
Exp. (%)	-2,5	-5,1	-7,8	-10,6	-14,2	-17,7	-21,5	-25,4
Sim. (%)	-2,3	-4,8	-7,5	-10,4	-13,5	-16,8	-20,3	-24,1
Écart (%)	8,0	5,9	3,9	1,9	4,9	5,1	5,6	5,1

L'optimisation a permis de minimiser la fonction d'optimisation en respectant toutes les contraintes avec des différences maximales de 8,7% pour les contraintes réelles et de 8% pour les déformations réelles des matériaux. Ces différences correspondent au premier temps d'acquisition, soit à la plus petite pression (2 kPa) et déformation (0,2%). Les paramètres mécaniques C_{10} et C_{01} optimisés possèdent une différence respective de 7,1% et 5,3% pour le polymère 460, et de 6,8% et 6,1% pour le matériau E60 par rapport aux valeurs calculées expérimentalement, ce qui démontre la validité de l'approche par optimisation pour identifier les propriétés mécaniques des échantillons. Le tableau 4.4 présente les valeurs expérimentales et optimisées des paramètres mécaniques C_{10} et C_{01} .

Tableau 4.4 : Paramètres mécaniques (C_{10} et C_{01}) expérimentaux et optimisés pour les polymères.

Matériaux	Paramètres (Variables Dépendantes)	Exp.	Opt.	Écart (%)
460	C_{10}	0,0007	0,00075	7,1
	C_{01}	0,1472	0,155	5,3
	ν	0,5	0,5	0
E60	C_{10}	0,0133	0,0142	6,8
	C_{01}	0,0613	0,065	6,1
	ν	0,5	0,5	0

4.3 Exploitation du modèle éléments finis du fessier humain dans un contexte clinique

L'objectif de cette section est d'étudier l'intérêt de la personnalisation des propriétés mécaniques du modèle par éléments finis du fessier lors de son exploitation comme outil d'évaluation ou de développement de matelas ou de coussins d'assise.

Pour ce faire, l'interface de contact rigide du modèle initial a été modifiée afin d'introduire un coussin plat standard composé d'une mousse de polyuréthane hyperélastique (indice de

compression : 310 kPa) d'une dimension de 400 mm x 10 mm x 50 mm (Multifoam International Inc., Québec). Le modèle ÉF du coussin est constitué d'un maillage structuré de 800 éléments briques linéaires de type *SOLID45*. Ces éléments permettent l'intégration d'interfaces de contact et supportent bien les grandes déformations. Le comportement mécanique non-linéaire de la mousse est modélisé par une courbe multilinéaire contraintes-déformations déterminée suivant le protocole d'expérimentation ASTM 3574-95 lors des travaux de Dionne et coll. (1998). La figure 4.5 présente le modèle biomécanique complet avec le coussin plat ainsi que la courbe contrainte-déformation définissant les propriétés mécaniques du coussin.

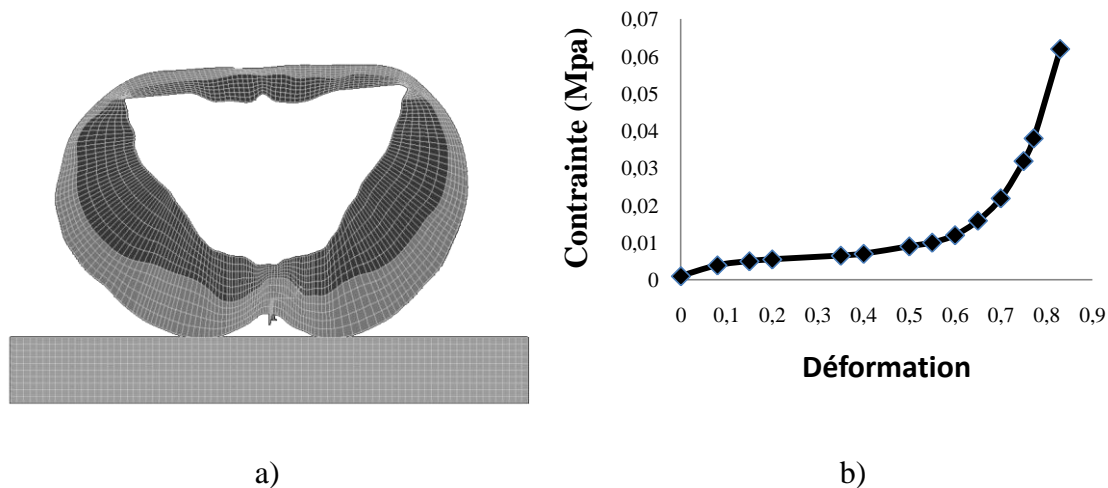


Figure 4.5 : a) Modèle par éléments finis du fessier-coussin et b) Courbe multilinéaire contraintes-déformations du coussin.

Une interface de contact de type déformable-déformable composée de 350 éléments de contact surfacique (CONTA173) et de 160 éléments cible surfaciques (TARGE170) est définie entre le fessier et le coussin. La rigidité de contact K est fixée à 0,05 mm/N afin de diminuer la pénétration des éléments de contact à l'intérieur des éléments cibles et de prévenir les problèmes de distorsion des éléments. Le coefficient de friction (μ) est fixé à 0,4, ce qui représente la rigidité de contact tangentielle déterminée par Zhang et Mak (1999).

Les conditions aux limites du nouveau modèle sont identiques à celles du modèle précédent, à l'exception du blocage des degrés de liberté situés sous le coussin et représentant un support rigide. La simulation du modèle consiste à appliquer un déplacement de 34 mm au bassin, tel que mesuré sur les IRM. Puisque l'objectif de cette étude est d'évaluer l'intérêt de la personnalisation des comportements mécaniques sur la distribution des contraintes et des déformations internes avec la présence d'un support déformable (coussin dans ce cas), le modèle sera d'abord simulé avec les propriétés mécaniques provenant de la littérature et ensuite, avec les propriétés personnalisées par optimisation.

Les résultats démontrent l'intérêt de personnaliser les propriétés mécaniques des tissus mous du fessier lors du développement ou de l'évaluation de nouveaux coussins. En effet, bien que la distribution des pressions surfaciques soit semblable dans les deux configurations (figure 4.6a), une différence de 11% est observable entre les pressions surfaciques maximales (PSM) à l'interface fessier-coussin. Un comportement similaire est observé pour les déformations réelles des tissus musculaires (figure 4.6b), avec un écart de 23% entre les déformations maximales des muscles sous le sacrum. Les valeurs de pressions et d'écrasements internes ont été prélevées telles qu'expliquées dans la section 3.3.

La simulation des deux configurations a également permis de relever des différences au niveau des contraintes et des déformations. Le tableau 4.5 présente les résultats des modèles mécaniques simulés à l'aide des propriétés mécaniques provenant de la littérature (initiales) et personnalisées des muscles et des tissus adipeux du fessier. De plus, les différences en pourcentage entre les contraintes et les déformations des deux modèles y sont présentées.

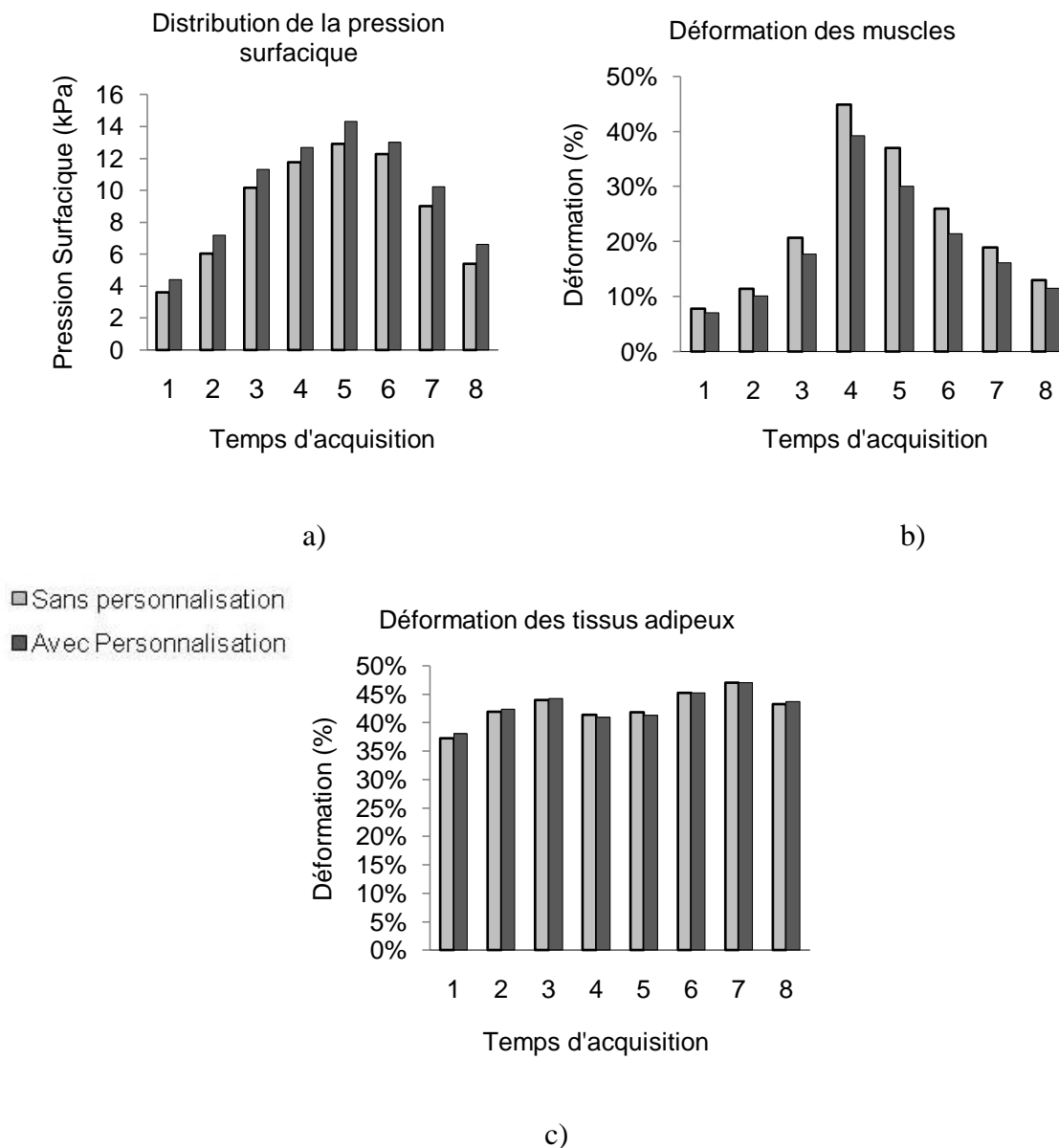


Figure 4.6 : Comparaison du modèle par éléments finis aux différents temps d'acquisition, avec et sans personnalisation a) pression surfacique maximale, b) déformation des muscles et c) déformation des tissus adipeux.

Tableau 4.5 : Contraintes et déformations du fessier avec coussin, possédant des propriétés mécaniques provenant de la littérature (Initiales), et personnalisées des muscles (M) et des tissus adipeux (A). (PSM = Pression surfacique maximale; σ max = contrainte de compression maximale; VM max = contraintes de Von Mises maximales; τ max= cisaillement maximal; ε max= déformation maximale en compression; M=muscle et A= adipeux)

	PSM	σ max.		VM max,		τ max.		ε max.	
	kPa	kPa		kPa		kPa		%	
		M	A	M	A	M	A	M	A
Initiales	12,9	18,9	17,5	17,2	16,9	5,7	4,1	42	156
Personnalisées	14,3	22,3	20,4	20,7	15,8	6,4	4,3	34	150
Ini. vs Pers.	+11%	+18%	+17%	+20%	-7%	+12%	+5%	-19%	-4%

L'utilisation de propriétés mécaniques personnalisées entraîne une augmentation des contraintes maximales (σ max) internes de 18% et 17% pour les tissus musculaires et adipeux, respectivement. Ainsi, une augmentation de 11% de la pression surfacique maximale engendre une hausse d'environ 20% pour les contraintes internes. Cette hausse est également présente au niveau de la contrainte de Von Mises (VM) des muscles. Par contre, la contrainte de Von Mises diminue de 7% pour les tissus adipeux, créant un écart de 5 kPa avec les muscles. Ainsi, la zone favorisant la création d'escarres de pression se situerait davantage à l'interface bassin-muscle (figure 4.7). De plus, les propriétés mécaniques personnalisées entraînent une augmentation de 12% et 5% de la contrainte de cisaillement maximal interne, et une diminution de 19% et 4% de la déformation interne des tissus musculaires et adipeux, respectivement. La figure 4.7 présente les résultats des contraintes et des déformations internes du fessier, ainsi que les zones d'intérêt pour l'étude des escarres de pression.

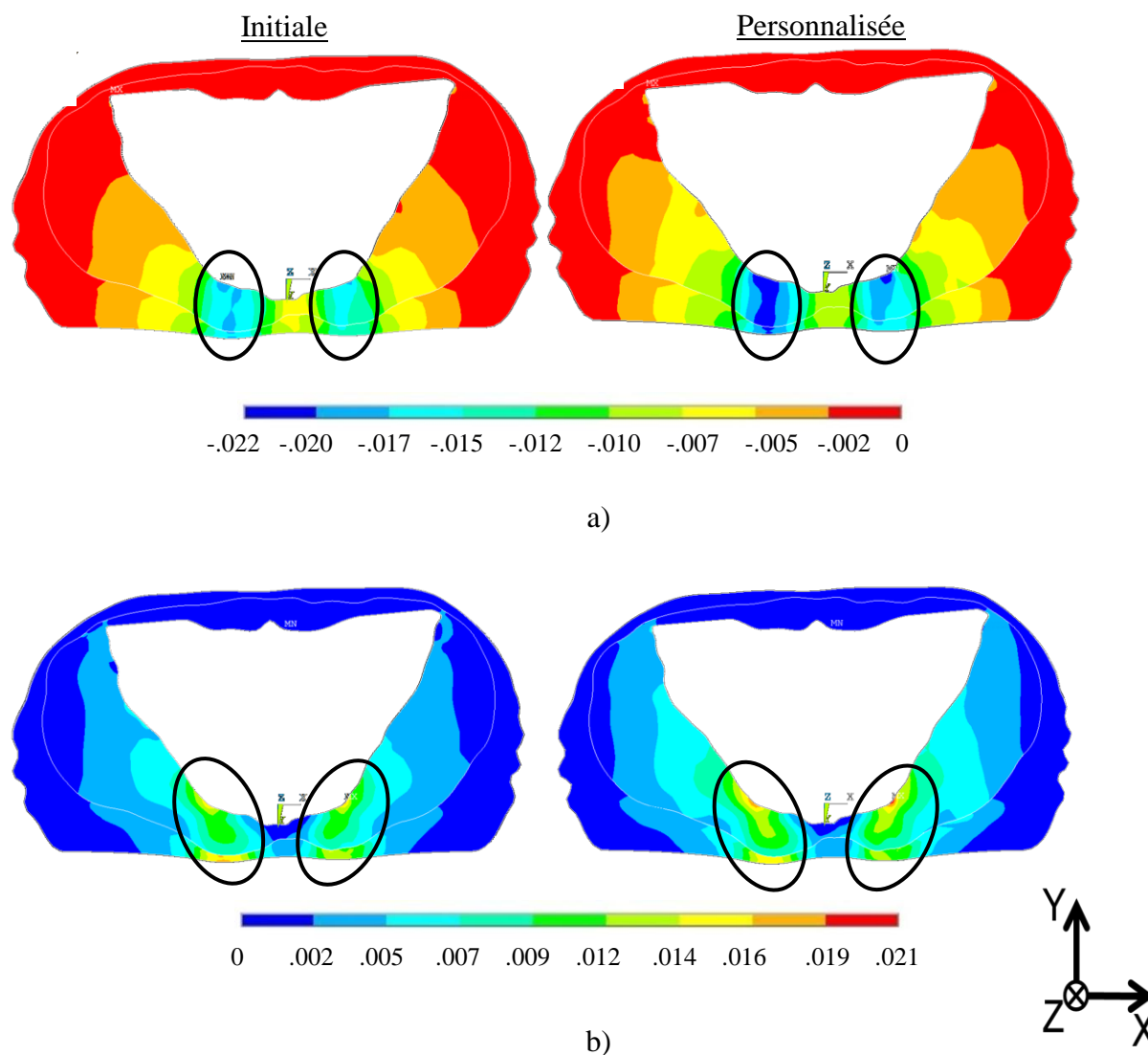


Figure 4.7 : Résultats des modèles par éléments finis avec coussin ayant des propriétés mécaniques initiales (gauche) et personnalisées (droite) : a) Contrainte en compression (MPa), b) Von Mises (MPa) et c) déformation en compression (%/100).

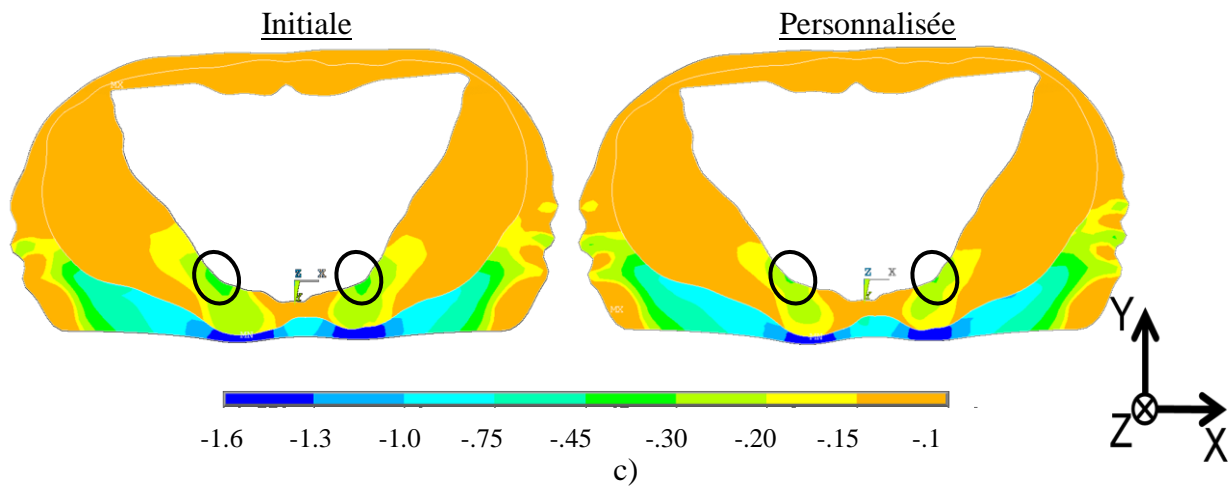


Figure 4.7 (suite) : Résultats des modèles par éléments finis avec coussin ayant des propriétés mécaniques initiales (gauche) et personnalisées (droite) : a) Contrainte en compression (MPa), b) Von Mises (MPa) et c) déformation en compression (%/100).

CHAPITRE 5 DISCUSSION GÉNÉRALE

Ce projet de maîtrise consistait à personnaliser les propriétés mécaniques des diverses couches de tissus mous du fessier humain à l'aide de méthodes par éléments finis et d'expérimentations *in vivo*. L'intérêt de ce projet provient de la nécessité de comprendre l'impact des propriétés mécaniques des tissus mous du fessier sur la distribution des contraintes et des déformations internes pouvant mener au développement d'escarres de pression. La première partie du projet avait comme objectif le développement d'un modèle biomécanique par ÉF du fessier humain incorporant des lois de comportement hyperélastiques pour représenter les diverses couches de tissus mous et simulant l'interaction entre le fessier et une surface de contact. Cette première partie comprend la validation géométrique du modèle qui consiste à comparer des paramètres géométriques mesurés sur le modèle numérique aux paramètres mesurés sur les images IRM. L'objectif de la seconde partie du projet consistait à optimiser les paramètres des lois hyperélastiques définissant les tissus mous du modèle ÉF afin de personnaliser leur comportement mécanique, et à évaluer l'influence de cette personnalisation sur les contraintes et déformations du fessier en contact avec deux supports, rigide et déformable. Le protocole d'optimisation a été développé à partir d'un banc d'essai expérimental visant à reproduire la compression des tissus mous humains à l'aide d'échantillons d'élastomère. À la lumière des résultats obtenus, ce processus de personnalisation combinant expérimentations et méthodes numériques pourrait être intégré aux modèles fessiers d'une population spécifique lors de futures études afin de s'assurer un comportement mécanique adéquat des tissus mous sous chargement. Toutefois, ce processus de personnalisation comporte certaines limites pouvant influencer son application à une population spécifique ainsi que ses résultats.

D'un point de vue expérimental, les premières limites résident dans le protocole utilisé pour l'imagerie du fessier. Premièrement, l'équipement d'imagerie par résonance magnétique (IRM) utilisé dans le cadre de ce projet et disponible à l'Hôpital Sainte-Justine est constitué d'un cylindre fermé. Par conséquent, étant donné les dimensions restreintes du tube interne de la machine et l'épaisseur de coussins nécessaire sous le dos et les cuisses du sujet pour obtenir un fessier parfaitement non-déformé, les épaules et le ventre du sujet étaient appuyés contre la paroi du tube. Cette disposition a pu diminuer la résolution des images, qui dépend de la distance entre

le point focal idéal et la position du fessier. Deuxièmement, l'IRM est une technique d'imagerie non-invasive permettant de bien distinguer les tissus mous du fessier mais possédant une résolution limitée au niveau des structures osseuses. En effet, les temps de relaxation des tissus mous et de l'os sont très différents, rendant ainsi difficile l'acquisition précise de toutes les structures en une seule séquence. L'usage d'images tomographiques (CT-scan) du fessier aurait permis de mieux distinguer les contours du bassin, mais aurait diminué la précision des contours au niveau des tissus musculaires et adipeux. Dans le cadre de ce projet, l'intérêt étant posé sur la personnalisation des propriétés mécaniques des tissus mous, l'utilisation d'une technique d'IRM est tout à fait justifiée, tout comme le confirment les travaux de Linder-Ganz et coll. (2006) et Makhsous et coll. (2007).

Troisièmement, les mouvements du corps et les contractions musculaires du sujet durant l'acquisition sont susceptibles d'influencer la qualité des images. Afin de limiter leur impact, une séquence IRM pouvant être réalisée en cinq minutes a été élaborée et a permis d'imager le complexe bassin-fessier en entier, avec des tranches d'une épaisseur de 5 mm. Finalement, le protocole expérimental développé pour l'acquisition de la géométrie est uniquement exploitable sur des sujets sains n'ayant aucune pathologie. En effet, le montage expérimental demandait au sujet de rester immobilisé en position couchée avec le fessier suspendu dans le vide, en maintenant les abdominaux contractés afin d'assurer un positionnement exact des repères pelviens (Todd et coll., 1994). Bien que l'étude de reproductibilité, présentée à l'annexe C, ait démontré qu'un tel montage permettait de maintenir l'orientation du bassin avec un écart maximal de $\pm 2^\circ$ entre les configurations avec fessier déformé et non-déformé, il demeure nécessaire d'adapter le montage pour une population spécifique présentant des déficits moteurs.

D'un point de vue de la modélisation géométrique, une des principales limites consiste en la génération d'un volume 3D par une extrusion de 5 mm dans la direction axiale des contours anatomiques identifiés sur l'image IRM. Une telle méthode ne tient pas compte de la variation géométrique des structures sur l'épaisseur de 5 mm. Toutefois, l'image choisie se situe au niveau des pressions surfaciques maximales, ce qui diminue les variations de pression sur l'épaisseur de la tranche. Selon Linder-Ganz et coll. (2006), le gradient de pression axial sur une tranche de 4

mm du fessier au niveau des pressions maximales est négligeable. En effet, l'observation de la distribution des pressions surfacique à l'aide de la matrice de pression permet de constater une différence de 0,5 kPa en la valeur maximale et minimale, soit moins de 10%, ce qui correspond à l'erreur expérimentale. Ainsi, l'idée derrière la méthodologie de segmenter une image d'un patient est très intéressante pour personnaliser les propriétés mécaniques du fessier. En effet, si le même sujet procède aux expérimentations sur la matrice de pression afin d'obtenir des pressions à l'interface fessier-surface de contact, il sera possible d'optimiser des lois de comportement personnalisées. L'idéal serait de faire l'acquisition de pressions durant l'IRM assurant la concordance avec les déformations. Puisque la matrice de pression est ferromagnétique, le développement d'un dispositif tel que Then (2007) est nécessaire pour la réalisation de ce principe. Toutefois, l'étude de reproductibilité du positionnement, réalisée lors de ce projet, a démontré une différence inférieure à la tolérance de la matrice lors de positionnement successif (Annexe C).

Également, le bassin et les organes internes n'ont pas été reconstruits géométriquement. Le bassin a été intégré au modèle ÉF en rigidifiant les nœuds situés normalement à l'interface entre le bassin et les muscles. Cette hypothèse simplificatrice ne devrait pas influencer de façon significative les résultats étant donné la forte différence de rigidité entre l'os et les tissus mous ainsi que le glissement négligeable entre ces structures (Gefen, 2005; Sun, 2005). En ce qui concerne les organes internes, leur présence ne suscite aucun intérêt puisque le chargement appliqué engendre peu de réactions aux structures situées au-dessus du bassin.

Malgré ses quelques limites, la technique de modélisation géométrique par surfaces frontières (B-Rep) exploitée dans le cadre du projet de maîtrise offre l'avantage de reconstruire des volumes anatomiques pouvant être maillés en toute liberté. En effet, basée sur la reconstruction de points 3D appartenant aux contours des tissus du fessier, cette technique de modélisation permet de générer des volumes fermés composés de courbes lissées et de surfaces NURBS, contrairement à la méthode du «marching cube» (Viceconti, 1998) qui, souvent utilisées pour la reconstruction 3D de structures anatomiques, ne génère que des triangles surfaciques contraignant le choix et la taille des éléments. Vu la complexité géométrique du fessier, une taille d'éléments aussi fine que

1 mm a été employée dans certaines zones du modèle, proscrivant ainsi l'utilisation du «marching cube». L'emploi de cet algorithme pour la reconstruction volumique du fessier a toutefois été testé dans Slice-O-Matic avec une image de IRM #1 et a résulté par une représentation grossière des tissus mous et la présence de nombreuses imperfections créant des trous internes, tant à l'interface qu'à l'intérieur des différentes couches de tissus. La présence de ces imperfections rend l'utilisation de cette méthode impossible pour étudier les contraintes et les déformations transmissibles aux différentes interfaces. Par ailleurs, les résultats de la validation géométrique démontrent une bonne adéquation entre la géométrie du modèle numérique et celle observée sur l'image IRM. En effet, une différence maximale de 1,5 mm (inférieure à la taille de deux pixels) a été observée au niveau des paramètres pelviens. Les différences entre la géométrie du modèle numérique et celle de l'image IRM peuvent provenir du lissage des courbes reconstruites, de la faible résolution des images au niveau osseux, des mouvements du sujet durant l'acquisition IRM et de la segmentation semi-automatique des images IRM.

D'un point de vue de la modélisation mécanique et de la mise en données du modèle, une attention toute particulière a été portée au maillage afin de représenter les grandes déformations subies par les tissus mous du fessier en compression. En effet, un maillage structuré a été développé et orienté selon la direction de sollicitation principale. Le maillage a été raffiné sous le sacrum afin d'obtenir une plus grande précision dans la zone davantage sollicitée, tout en s'assurant de la convergence du modèle. L'une des principales limites du modèle réside dans l'utilisation d'une tranche de 5 mm pour représenter le fessier du sujet, obligeant ainsi le blocage des translations des nœuds dans la direction perpendiculaire à la tranche. Ces conditions aux limites, bien qu'elles simulent les tissus absents, simplifient le modèle à un état plan 2D. Alors pourquoi avoir utilisé une seule tranche pour représenter le fessier? Cette simplification provient de la matrice de pression qui ne permet pas d'obtenir une précision adéquate pour optimiser les propriétés mécaniques sur un fessier complet. Et pourquoi ne pas utiliser un modèle 2D? La modélisation 3D a été nécessaire pour l'application de propriétés mécaniques hyperélastiques au niveau de la peau, ce qui n'était pas possible en 2D (les éléments filaires ne supportent pas une loi hyperélastique pour une compression plane). Les conditions aux limites représentant une symétrie représente plus adéquatement la réalité que de laisser tous les degrés de liberté (DDL) libres (aucune restriction à la déformation axiale des tissus mous). La bonne corrélation entre les

structures déformées expérimentalement et numériquement (voir l'article à la section 3.4), couplée au fait que la méthode d'imagerie ne permet pas d'obtenir les déplacements des tissus dans la direction axiale, confirme que le choix des conditions limites est tout à fait acceptable.

Un autre élément critique de la modélisation mécanique fut la représentation de l'interaction entre le fessier et son support par le biais d'éléments de contact. Une telle modélisation a créé quelques difficultés dans la convergence du modèle puisque le choix de la rigidité de contact devait permettre la convergence du modèle sans distorsion des éléments. Une valeur de rigidité trop élevée prévenait la pénétration des éléments du fessier dans ceux du support, mais créait une distorsion des éléments ne permettant pas la convergence du modèle. Ainsi, une tolérance à la pénétration de 0,75 mm (l'équivalent d'un pixel) a été considérée comme un bon compromis entre la convergence du modèle et la précision des résultats. De plus, le choix du coefficient de friction pour cette interface peut avoir influencé les résultats de l'optimisation, soient les valeurs de pressions surfaciques et d'écrasements internes des tissus mous. Les expérimentations réalisées par Mak et Zhang (1999) ont permis de déterminer la moyenne des coefficients de friction pour l'interaction du fessier avec divers matériaux, soit $\nu=0,4\pm0,2$. Ainsi, l'impact de la variabilité de ce paramètre devrait être étudié afin de s'assurer une meilleure représentation de la réalité. Un coefficient moins élevé permettrait un déplacement supérieur des tissus cutanés à l'interface avec le support, modifiant ainsi les écrasements mesurés sous un capteur de pression. Le phénomène inverse serait retrouvé avec une augmentation du coefficient, soit une diminution du déplacement à l'interface. De ce fait, le coefficient de friction pourrait constituer une variable dépendante de l'optimisation afin de le personnaliser au sujet étudié. Cet ajout éliminerait une hypothèse dans la conception du modèle mécanique et favoriserait l'obtention de propriétés mécaniques personnalisées encore plus précises. Toutefois, la présence de différents matériaux pour la surface de support et la difficulté de déterminer les coefficients de friction causée par la grande variabilité des sujets rendent cette méthodologie ardue. Également, des données sur le cisaillement à l'interface seraient nécessaires afin de personnaliser le coefficient de friction. Par contre, très peu de ressources permettent d'évaluer le cisaillement à l'interface du fessier et de la surface d'appui, et leur précision constitue une grande limite questionnant leur exploitation.

Une autre limite importante réside dans la définition d'un maillage continu entre les diverses couches du fessier. En réalité, l'interface bassin-muscle possède un coefficient de friction se rapprochant de 0,01, restreignant légèrement le glissement entre les structures (Mak et Zhang, 1999). Toutefois, ce glissement n'est pas mesurable sur les images IRM et selon certaines observations (Makhsous, 2007), le déplacement de certains filaments adipeux à l'intérieur des muscles serait négligeable. Cette limite permet d'effectuer une comparaison entre les écrasements expérimentaux et ceux simulés numériquement.

Le choix de loi de comportement hyperélastique pour les différentes structures du fessier représente l'étape cruciale du modèle par éléments finis. En effet, la sélection d'une loi de comportement de type Mooney-Rivlin d'ordre 2 a permis de représenter la non-linéarité des tissus à grande déformation. Cependant, pour des déformations inférieures à 50%, le comportement non-linéaire n'a pas été clairement représenté. Le choix d'une fonction de déformation hyperélastique différente, telle qu'une fonction polynomiale ou de Arruda-Boyce, ou même une Mooney-Rivlin d'ordre supérieure, permettrait de mieux représenter la non-linéarité des tissus mous (Gefen, 2005; Linder-Ganz, 2006; Then, 2007). Cependant, au niveau de l'optimisation des propriétés mécaniques, la loi de type Mooney-Rivlin permet d'obtenir une équation de second ordre avec 2 paramètres contrairement à 3 et 4 pour les autres lois de comportement. De plus, Verver (2004) et Makhsous (2007) ont démontré la validité de leurs résultats avec une loi hyperélastique de second ordre de Mooney-Rivlin. Ainsi, l'avantage de la loi de comportement choisie est qu'elle permet de personnaliser les propriétés mécaniques des tissus mous (tissus cutanés, adipeux et musculaires) en optimisant un faible nombre de paramètres hyperélastiques.

Le processus d'optimisation des propriétés mécaniques est basé sur l'adéquation entre les valeurs simulées et expérimentales d'écrasement interne et de pression à l'interface. Expérimentalement, les écrasements des tissus sont mesurés en négligeant la translation des tissus dans la direction parallèle à la surface de référence (contact rigide). Par contre, au niveau du modèle, les nœuds servant à mesurer l'écrasement subissent une translation dans cette direction pouvant avoir un impact sur les écrasements comparés. Une telle translation semble toutefois avoir un effet

négligeable compte tenu des faibles différences ($\leq 1,5$ mm) observées entre les écrasements numériques et expérimentaux. Cette observation peut également avoir un effet sur les pressions surfaciques, compte tenu du glissement du fessier sur la matrice de pression. Mais tout comme les écrasements, l'effet du glissement est négligeable compte tenu de la faible différence ($\leq 10\%$) entre les pressions numériques et expérimentales. Ces faibles différences démontrent bien que malgré toutes ses limites, l'emploi d'un modèle aux propriétés hyperélastiques personnalisées permet de représenter le comportement réel des tissus mous du fessier soumis à une compression. Une telle démarche prend toute son importance lorsque l'on observe les contraintes et déformations internes du fessier, qu'il soit en contact avec une surface rigide ou une surface déformable telle un coussin.

D'un point de vue clinique, la pression à l'interface mesurée expérimentalement est généralement utilisée pour calculer les dommages potentiels des tissus mous du fessier et comme outil principal pour l'évaluation des coussins d'assise. Toutefois, ces données ne fournissent aucune information sur les contraintes et les déformations internes du fessier (Chow, 1978). Les pressions surfaciques ne permettent pas d'étudier la formation des blessures tissulaires profondes (BTP) et ainsi représente une lacune au niveau de l'évaluation de coussin (Todd, 1994; Wagnac, 2008; Linder-Ganz, 2004). Afin d'étudier le comportement interne des tissus mous du fessier en compression, des méthodes numériques ont été développées au cours des années. Bien que les modèles numériques offrent aujourd'hui une alternative aux mesures expérimentales de pression à l'interface, les modèles utilisant des propriétés mécaniques provenant de la littérature semblent sous-estimer les pressions à l'interface, ce qui risquerait de fausser le pronostic ou la prescription d'un coussin adéquat. Dans cette étude, les contraintes servant à l'optimisation des propriétés mécaniques proviennent d'expérimentations sur le sujet modélisé, assurant ainsi une concordance entre les pressions expérimentales et simulées. En effet, en appui sur une interface rigide, le processus d'optimisation a permis de diminuer l'écart entre les pressions maximales à l'interface simulées et expérimentales de 87% (7,9 kPa). Cette réduction d'écart correspond à une augmentation de 34% de la pression maximale à l'interface. Une observation similaire est réalisée sur un appui déformable, avec une augmentation de 11% de la pression à l'interface suite à l'optimisation. L'analyse des contraintes et des déformations internes permettent également d'observer une différence importante après le processus d'optimisation avec une augmentation de

la rigidité des tissus. Ainsi, dans le cas d'une surface rigide, l'optimisation cause une diminution de 8% de la déformation maximale des muscles mais engendre une augmentation de 37% de la contrainte maximale. Le même phénomène est observé en présence d'une surface déformable (coussin), avec une diminution de 19% des déformations et d'une augmentation de 20% des contraintes. Ces résultats démontrent la nécessité de la personnalisation afin de mieux représenter la réalité des blessures tissulaires en profondeur, soit l'initiation de nécroses tissulaires à l'interface bassin-muscle et, non à l'interface fessier-coussin. De plus, ils confirment son importance dans l'étude du comportement mécanique du fessier et surtout, dans une perspective future, pour la prescription et le développement de coussins d'assise ou de matelas plus performants.

La compression et le cisaillement des tissus musculaires représentent les facteurs principaux liés à la création d'escarres de pression. Dans le cas d'une blessure tissulaire profonde (BTP), cette détérioration serait initiée au niveau de l'interface bassin-muscle (Gefen, 2005; Palevski, 2006). Ainsi, les contraintes internes devraient être supérieures à cette interface et diminuer progressivement vers la surface externe. L'observation des contraintes de Von Mises représente un bon indicateur de la distorsion des tissus puisque cette mesure tient compte des contraintes dans les trois directions principales. Avec les propriétés mécaniques provenant de la littérature, les résultats de la contrainte de Von Mises ne permettent pas d'observer ce phénomène. Une différence de 0,3 et 3,3 kPa, soit de 1% seulement et 14%, est observée entre les tissus musculaires et adipeux, pour un support déformable et rigide, respectivement. Suite à l'optimisation, les contraintes de Von Mises observées dans les tissus musculaires présentent une différence de 4,9 et 3,4 kPa, soit 32% et 14% de la valeur observée pour les tissus adipeux. Dans les deux cas, les contraintes de Von Mises maximales se situent sous le bassin et présentent une forme d'entonnoir, diminuant ainsi à partir de l'interface bassin-muscle. Ce phénomène d'entonnoir (ou d'iceberg) est plus prononcé avec les propriétés mécaniques personnalisées, indiquant ainsi un risque plus élevé de création d'escarres à cet endroit. Ainsi, la sous-estimation des contraintes de Von Mises peut également entraîner une mauvaise évaluation du risque de création d'escarre, d'où l'intérêt de la personnalisation des propriétés mécaniques des modèles biomécaniques permettant de s'approcher davantage de l'état réel d'un complexe fessier-surface de contact.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

La méthodologie appliquée dans le cadre de ce projet de maîtrise a permis de développer un modèle ÉF du fessier humain et d'étudier l'impact d'une personnalisation des propriétés mécaniques des diverses couches de tissus mous sur les contraintes et déformations internes du fessier. Une acquisition d'images par résonance magnétique combinée à des techniques de modélisation géométrique ont permis le développement d'un modèle 3D détaillé et géométriquement validé. Une méthode par éléments finis intégrant un processus d'optimisation a ensuite permis d'obtenir un modèle personnalisé du sujet, en accord avec les écrasements tissulaires et pressions surfaciques mesurés expérimentalement. Finalement, des simulations ont été effectuées afin de comparer les contraintes et déformations internes du fessier avant et après la personnalisation des tissus mous et ce, sur des supports rigide et déformable.

La démarche méthodologique possède certaines limites, dont les principales sont la difficulté de reproduire le protocole expérimental chez des populations spécifiques (usagers de fauteuil roulant, personnes âgées, etc.) et la modélisation simplifiée du fessier via l'utilisation d'une seule tranche IRM extrudée de 5 mm. Malgré ces limites, les résultats de l'optimisation et de l'étude comparative démontrent la faisabilité et la pertinence de personnaliser les tissus mous avec la méthode proposée, qui se démarque par sa rigueur et sa capacité à ajuster les paramètres mécaniques à partir de données expérimentales. En effet, cette méthodologie utilise un processus d'optimisation dont le résultat doit simuler des écrasements internes à ± 3 mm des valeurs expérimentales provenant de l'IRM, et simuler des pressions surfaciques à $\pm 10\%$ des valeurs expérimentales mesurées sur la matrice de pression.

Ainsi, la personnalisation par le biais du processus d'optimisation a généré une diminution de 87% de l'écart entre la pression surfacique maximale simulée et mesurée expérimentalement, sur une surface rigide. Des résultats similaires ont été observés pour les valeurs d'écrasement tissulaire, avec une diminution des écarts de 20%. La personnalisation a augmenté les paramètres mécaniques d'hyperélasticité C_{10} et C_{01} de 71% et 39% respectivement pour les muscles, et de 15% et 5% pour les tissus adipeux. Cette variation se traduit en une augmentation de la rigidité à

la déformation maximale de 46% pour les tissus musculaires et de 35% pour les tissus adipeux. Les différents résultats indiquent clairement que le modèle représente ainsi davantage les phénomènes réels se produisant à l'intérieur du fessier lorsque soumis à un chargement. Selon les travaux répertoriés à ce jour, ce type de personnalisation n'avait pas encore été réalisé. Les résultats présentés permettent sans contredit de constater que la pression à l'interface entre le fessier et son support n'est pas suffisante pour la validation d'un modèle ÉF du fessier humain.

L'effet de la personnalisation des paramètres mécaniques du fessier en contact avec une surface déformable (matelas ou coussin d'assise) a également été vérifié afin de reproduire un contexte d'utilisation clinique du modèle. Ainsi, pour une augmentation de 11% de la pression surfacique, la contrainte de Von Mises des muscles subissent une hausse de 20%, soit le double. Des résultats similaires sont observés pour les contraintes en compression et le cisaillement. Inversement, la personnalisation engendre une diminution de 19% de la déformation maximale des muscles. Ces résultats justifient l'intérêt de la personnalisation pour mieux évaluer l'efficacité mécanique d'un matelas ou d'un coussin d'assise. En effet, sans la personnalisation des propriétés, une erreur de 20% serait réalisée sur les valeurs de contraintes et de déformations internes du fessier, ce qui risquerait de fausser l'évaluation du risque de développement d'escarres de pression de même que la prescription ou le développement de matelas ou coussins plus efficace.

Dans l'ensemble, l'approche utilisée a répondu aux objectifs du projet, mais un certain nombre de recommandations devront être prises en compte lors de la réalisation de futurs travaux afin d'améliorer le modèle dont :

Recommandations pour le développement du modèle :

1. Une nouvelle procédure d'acquisition devrait être développée afin de réduire les erreurs liées au repositionnement. Un dispositif compatible avec l'imagerie par résonance magnétique pourrait permettre l'acquisition simultanée d'images IRM et des pressions surfaciques sans changement de configuration (Then, 2007).

2. L'utilisation du volume complet du fessier devrait être prise en compte pour l'optimisation et l'étude des contraintes et des déformations internes. Cette modélisation permettrait de réduire l'impact des conditions aux limites des structures non-modélisées.
3. Un maillage distinct devrait être réalisé pour les tissus musculaires et adipeux avec une interface de contact intégrant un coefficient de friction encore plus approprié.
4. Un développement paramétrique et des techniques de modélisation complémentaires (ex. : krigeage dual) devrait être implémenté afin de pouvoir adapter la géométrie du fessier d'un sujet à un autre, à partir de simples mesures anatomiques sur les images IRM. Cette méthode accélérerait la modélisation par éléments finis et pourrait être implémentée plus facilement comme outil clinique.
5. Une approche basée sur la distinction des contrastes de texture IRM (Gilchrist, 2004; Augenstein, 2005) devrait être réalisée afin d'obtenir les champs de déformation des tissus mous. Il serait intéressant d'investiguer l'effet de ce méthode sur la précision de la validation lors de la personnalisation des propriétés mécaniques et de vérifier la possibilité de réduire l'erreur expérimentale réalisée lors de la détermination des écrasements internes pour la validation.

Recommandations pour l'étude de l'impact de la personnalisation des propriétés :

6. L'acquisition de pressions surfaciques expérimentales et d'écrasements internes des tissus pourrait être réalisée sur un matelas ou un coussin afin de pouvoir valider les propriétés mécaniques dans une situation différente servant à l'optimisation.

RÉFÉRENCES

- Aimedieu, P., Jr., Mitton, D., Faure, J. P., Denninger, L., & Lavaste, F. (2003). Dynamic stiffness and damping of porcine muscle specimens. *Medical engineering & physics*, 25(9), 795-799.
- Aissaoui, R., Bourbonnais, D., Béliveau, V., Diallo, B., Willet, L., & Dansereau, J. (1999). *A new quantitative method to assess dynamic stability of seat cushion during seated reaching tasks*. Paper presented at the Proceedings of the RESNA'99 Annual Conference, Long Beach.
- Anderson, A. E., Peters, C. L., Tuttle, B. D., & Weiss, J. A. (2005). Subject-specific finite element model of the pelvis: development, validation and sensitivity studies. *Journal of biomechanical engineering*, 127(3), 364-373.
- Anderson, J., Li, Z., & Goubel, F. (2002). Models of skeletal muscle to explain the increase in passive stiffness in desmin knockout muscle. *Journal of biomechanics*, 35(10), 1315-1324.
- Atkinson, T. S., Haut, R. C., & Altiero, N. J. (1997). A poroelastic model that predicts some phenomenological responses of ligaments and tendons. *Journal of biomechanical engineering*, 119(4), 400-405.
- Augenstein, K. F., Cowan, B. R., LeGrice, I. J., Nielsen, P. M., & Young, A. A. (2005). Method and apparatus for soft tissue material parameter estimation using tissue tagged Magnetic Resonance Imaging. *Journal of biomechanical engineering*, 127(1), 148-157.
- Bader, D. L., & Hawken, M. B. (1986). Pressure distribution under the ischium of normal subjects. *Journal of biomedical engineering*, 8(4), 353-357.
- Bar, C. A. (1991). Evaluation of cushions using dynamic pressure measurement. *Prosthetics and Orthodontics International*, 15, 232-240.
- Barbenel, J. C. (1991). Pressure management. *Prosthet. Orthot. Int.*, 15, 225-231.
- Behr, M., Arnoux, P. J., Serre, T., Bidal, S., Kang, H. S., Thollon, L., et al. (2003). A human model for road safety: from geometrical acquisition to model validation with radioss. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 6(4), 263-273.

- Behr, M., Arnoux, P. J., Serre, T., Thollon, L., & Brunet, C. (2006). Tonic finite element model of the lower limb. *Journal of biomechanical engineering*, *128*(2), 223-228.
- Bennett, L., Kavner, D., Lee, B. K., & Trainor, F. A. (1979). Shear vs. Pressure as causative factors in skin, blood flow occlusion. *Arch Phys Med Rehabil*, *60*, 309-314.
- Bennett, L., Kavner, D., Lee, B. K., Trainor, F. S., & Lewis, J. M. (1981). Skin blood flow in seated geriatric patients. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, *62*, 392-398.
- Bennett, L., Kavner, D., Lee, B. K., Trainor, F. S., & Lewis, J. M. (1984). Skin stress and blood flow in sitting paraplegic patients. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, *65*, 186-190.
- Bereznick, D. E., Ross, J. K., & McGill, S. M. (2002). The frictional properties at the thoracic skin-fascia interface: implications in spine manipulation. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *17*(4), 297-303.
- Bertocci, G., Manary, M., & Ha, D. (2001). Wheelchairs used as motor vehicle seats: seat loading in frontal impact sled testing. *Medical engineering & physics*, *23*(10), 679-685.
- Bertocci, G., Souza, A. L., & Szobota, S. (2003). The effects of wheelchair-seating stiffness and energy absorption on occupant frontal impact kinematics and submarining risk using computer simulation. *Journal of rehabilitation research and development*, *40*(2), 125-130.
- Bertocci, G. E., & Evans, J. (2000). Injury risk assessment of wheelchair occupant restraint systems in a frontal crash: a case for integrated restraints. *Journal of rehabilitation research and development*, *37*(5), 573-589.
- Bertocci, G. E., Hobson, D. A., & Digges, K. H. (2000). Development of a wheelchair occupant injury risk assessment method and its application in the investigation of wheelchair securement point influence on frontal crash safety. *IEEE transactions on rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, *8*(1), 126-139.
- Bertocci, G. E., Szobota, S., Ha, D. R., & van Roosmalen, L. (2000). Development of frontal impact crashworthy wheelchair seating design criteria using computer simulation. *Journal of rehabilitation research and development*, *37*(5), 565-572.

- Bosboom, E. M., Bouten, C. V., Oomens, C. W., Baaijens, F. P., & Nicolay, K. (2003). Quantifying pressure sore-related muscle damage using high-resolution MRI. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 95(6), 2235-2240.
- Bosboom, E. M. H., Bouten, C. V. C., Oomens, C. W. J., Van Straaten, H. W. M., Baaijens, F. P. T., & Kuipers, H. (2001). Quantification and localisation of damage in rat muscles after controlled loading; a new approach to study the aetiology of pressure sores. *Medical Engineering and Physics*, 23(3), 195-200.
- Bosboom, E. M. H., Hesselink, M. K. C., Oomens, C. W. J., Bouten, C. V. C., Drost, M. R., & Baaijens, F. P. T. (2001). Passive transverse mechanical properties of skeletal muscle under in vivo compression. *Journal of Biomechanics*, 34(10), 1365-1368.
- Bouten, C. V., Breuls, R. G., Peeters, E. A., Oomens, C. W., & Baaijens, F. P. (2003). In vitro models to study compressive strain-induced muscle cell damage. *Biorheology*, 40(1-3), 383-388.
- Bouten, C. V., Oomens, C. W., Baaijens, F. P., & Bader, D. L. (2003). The etiology of pressure ulcers: skin deep or muscle bound? *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(4), 616-619.
- Breuls, R. G., Bouten, C. V., Oomens, C. W., Bader, D. L., & Baaijens, F. P. (2003a). Compression induced cell damage in engineered muscle tissue: an in vitro model to study pressure ulcer aetiology. *Annals of biomedical engineering*, 31(11), 1357-1364.
- Breuls, R. G., Bouten, C. V., Oomens, C. W., Bader, D. L., & Baaijens, F. P. (2003b). A theoretical analysis of damage evolution in skeletal muscle tissue with reference to pressure ulcer development. *Journal of biomechanical engineering*, 125(6), 902-909.
- Brienza, D. M., Chung, K. C., Brubaker, C. E., Wang, J., Karg, T. E., & Lin, C. T. (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 : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4(2), 103-113.

- Bronneberg, D., Bouten, C. V., Oomens, C. W., van Kemenade, P. M., & Baaijens, F. P. (2006). An in vitro model system to study the damaging effects of prolonged mechanical loading of the epidermis. *Annals of biomedical engineering*, 34(3), 506-514.
- Brosh, T., & Arcan, M. (2000). Modeling the body/chair interaction - an integrative experimental – numerical approach. *Clinical Biomechanics*, 15, 217-219.
- Buhrman, J. R., Andries, M. J., & Ma, D. (1999). Risk factors in ejection seat design associated with upward ejection for a large occupant. *SAFE Journal*, 29(1), 29-38.
- Candadai, R. S., & Reddy, N. P. (1992). Stress distribution in a physical buttock model: effect of simulated bone geometry. *J Biomech*, 25(12), 1403-1411.
- Candadai, R. S., Reddy, N. P., & Canilang, E. P. (1990). *Cushion evaluation based on stress distributions in soft tissues*. Paper presented at the Proceeding of the RESNA'90 Annual Conference, Washington D.C.
- Chow, W. W., & Odell, E. I. (1978). Deformation and stresses in soft body tissues of a sitting person. *J. Biom. Eng*, 100, 79-87.
- Clément, B. (2007). *Design and analysis of experiments*.
- Dabnichki, P. A., Crocombe, A. D., & Hughes, S. C. (1994). Deformation and stress analysis of supported buttock contact. *J MechE*, 208, 9-17.
- Daly, C. H. (1982). Biomechanical properties of dermis. *The Journal of investigative dermatology*, 79 Suppl 1, 17s-20s.
- Daly, C. H., & Odland, G. F. (1979). Age-related changes in the mechanical properties of human skin. *The Journal of investigative dermatology*, 73(1), 84-87.
- Dangoise, C., Lambeau, C., Van esse, R., Barroy, J.-P., Deschamps, P., Jaspar, N., et al. (1997). Physiopatologie des escarres. *Rev Mé Brux*, 18.
- Danial, R. K., Priest, D. L., & Wheatley, D. C. (1981). Etiologic factors in pressure sores : an experimental model. *Arch Phys Med Rehabil*, 62(10), 492-498.
- Daniel, R. K., & Wheatley, D. P. (1985). Pressure sores ans paraplegia: an experimental model. *Ann. Plast. Surg.*, 15(1), 41-49.

- Dhami, L. D., Gopalakrishna, A., & Thatte, R. L. (1985). An objective study of the dimensions of the ischial pressure point and its correlation to the occurrence of a pressure sore. *Br J Plast Surg.*, 38(2), 243-251.
- Dinsdale, S. M. (1974). Decubitus ulcers: role of pressure and friction in causation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 55(4), 147-152.
- Dionne, M.-J., Aubin, C.-É., & Dansereau, J. (1998). *Finite element modeling of wheelchair seat cushions*. Paper presented at the Proceedings of the RESNA'98 Annual Conference, Minneapolis, Minnesota.
- Dussault, F. P. (2004). *Agence d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (AETMIS)*. Montreal : AETMIS.
- Ehlers, W., & Markert, B. (2001). A linear viscoelastic biphasic model for soft tissues based on the theory of porous media *Journal of biomechanical engineering*, 123(5), 418-424.
- Fernandez, S. (1987). Physiotherapy – prevention and treatment of pressure sores. *Physiotherapy*, 73(9), 450-454.
- Fisher, S., & Patterson, R. (1983). Long-term pressure recording under ischial tuberosities of tetraplegics. *Paraplegia*, 21, 99-106.
- Fung, Y.-C. B. (1968). *Biomechanics – its scope, history, and some problems of continuum mechanics in physiology* (Vol. 21:1): Applied Mechanics Review.
- Garber, S. L. (1979). A classification of wheelchair seating. *Am. J. Occ. Ther.*, 33(10), 652-654.
- Garber, S. L., Krouskop, T. A., & Carter, R. E. (1978). A system for clinically evaluating wheelchair pressure-relief cushions. *Am. J. Occ. Ther.*, 32(9), 565-570.
- Gauvin, C. (1996). *Reconstruction et modélisation tridimensionnelles personnalisées du bassin humain*. École Polytechnique de Montréal.
- Gefen, A. (2007). Risk factors for a pressure-related deep tissue injury: a theoretical model.
- Gefen, A. (2009). Deep tissue injury from a bioengineering point of view. *Ostomy/wound management*, 55(4), 26-36.

- Gefen, A., Cornelissen, L. H., Gawlitta, D., Bader, D. L., & Oomens, C. W. (2008). The free diffusion of macromolecules in tissue-engineered skeletal muscle subjected to large compression strains. *Journal of biomechanics*, *41*(4), 845-853.
- Gefen, A., Gefen, N., Linder-Ganz, E., & Margulies, S. S. (2005). In vivo muscle stiffening under bone compression promotes deep pressure sores. *J Biomech Eng*, *127*(3), 512-524.
- Gefen, A., & Haberman, E. (2007). Viscoelastic properties of ovine adipose tissue covering the gluteus muscles. *Journal of biomechanical engineering*, *129*(6), 924-930.
- Gefen, A., & Levine, J. (2007). The false premise in measuring body-support interface pressures for preventing serious pressure ulcers. *Journal of medical engineering & technology*, *31*(5), 375-380.
- Gefen, A., Megido-Ravid, M., & Itzhak, Y. (2001). In vivo biomechanical behavior of the human heel pad during the stance phase of gait. *Journal of biomechanics*, *34*(12), 1661-1665.
- Gefen, A., van Nierop, B., Bader, D. L., & Oomens, C. W. (2008). Strain-time cell-death threshold for skeletal muscle in a tissue-engineered model system for deep tissue injury. *Journal of biomechanics*.
- Gerhardt, L. C., Mattle, N., Schrade, G. U., Spencer, N. D., & Derler, S. (2008). Study of skin-fabric interactions of relevance to decubitus: friction and contact-pressure measurements. *Skin research and technology : official journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*, *14*(1), 77-88.
- Gilchrist, C. L., Xia, J. Q., Setton, L. A., & Hsu, E. W. (2004). High-resolution determination of soft tissue deformations using MRI and first-order texture correlation. *IEEE transactions on medical imaging*, *23*(5), 546-553.
- Gilroy, A. M. (2008). *Atlas of anatomy*: Stuttgart.
- Goubel, F. (2003). *Biomécanique : éléments de mécanique musculaire* (2e éd ed.): Paris : Masson.

- Hendriks, F. M., Brokken, D., Oomens, C. W., & Baaijens, F. P. (2004). Influence of hydration and experimental length scale on the mechanical response of human skin in vivo, using optical coherence tomography. *Skin research and technology : official journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*, 10(4), 231-241.
- Hetzel, T. R. (1994). *Skin integrity: Concept of control*. Paper presented at the Proceedings of the 10th ISS, Vancouver.
- Hobson, D. A. (1992). Comparative effects of posture on pressure and shear at the body-seat interface. *J. Rehabil. Res. Dev.*, 29(4), 21-31.
- Husain, T. (1953). An experimental study of some pressure effects on tissues, with reference to the bed-sore problem. *Journal of Pathology and Bacteriology*, 66, 347-358.
- Iatridis, J. C., Wu, J., Yandow, J. A., & Langevin, H. M. (2003). Subcutaneous tissue mechanical behavior is linear and viscoelastic under uniaxial tension. *Connective tissue research*, 44(5), 208-217.
- Kai, T., Ai-Li, Q., Dong-Mei, W., & Cheng-Tao, W. (2005). A novel method for creating a 2-d parameterized finite element model of the human femur with matching artificial hip joint based on x-ray image. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 1, 805-807.
- Kernozek, T. W., & Lewin, J. E. (1998). Seat interface pressures of individuals with paraplegia: influence of dynamic wheelchair locomotion compared with static seated measurements. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 79(3), 313-316.
- Khatyr, F., Imberdis, C., Vescovo, P., Varchon, D., & Lagarde, J. M. (2004). Model of the viscoelastic behaviour of skin in vivo and study of anisotropy. *Skin research and technology : official journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*, 10(2), 96-103.

- Koo, T. K., Arthur, F. T., Mak, T., & Lee, Y. L. (1996). Posture effect on seating interface biomechanics : Comparison between two seating cushions. *Arch Phys Med Rehabil.*, 77, 40-47.
- Kosiak, M. (1959). Etiology and pathology of ischemic ulcers. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 40, 62-92.
- Kosiak, M. (1961). Etiology of decubitus ulcers. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*(42), 19-29.
- Kuroda, S., & Akimoto, M. (2005). Finite element analysis of undermining of pressure ulcer with a simple cylinder model. *Journal of Nippon Medical School = Nihon Ika Daigaku zasshi*, 72(3), 174-178.
- Lee, E. H., & Radok, J. R. M. (1960). Contact problem for viscoelastic bodies. *American Society of Mechanical Engineers -- Transactions -- Journal of Applied Mechanics Series E*, 27(3), 438-444.
- Lin, F., Moran, B., Bankard, J., Hendrix, R., & Makhsous, M. (2004). FEM model for evaluating buttock tissue response under sitting load. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 7, 5088-5091.
- Linder-Ganz, E., Engelberg, S., Scheinowitz, M., & Gefen, A. (2006). Pressure-time cell death threshold for albino rat skeletal muscles as related to pressure sore biomechanics. *Journal of biomechanics*, 39(14), 2725-2732.
- Linder-Ganz, E., & Gefen, A. (2004). Mechanical compression-induced pressure sores in rat hindlimb: muscle stiffness, histology, and computational models. *J Appl Physiol*, 96(6), 2034-2049.
- Linder-Ganz, E., & Gefen, A. (2007). The effects of pressure and shear on capillary closure in the microstructure of skeletal muscles. *Annals of biomedical engineering*, 35(12), 2095-2107.
- Linder-Ganz, E., Scheinowitz, M., Yizhar, Z., Margulies, S. S., & Gefen, A. (2007). How do normals move during prolonged wheelchair-sitting? *Technology and health care : official journal of the European Society for Engineering and Medicine*, 15(3), 195-202.

- Linder-Ganz, E., Shabshin, N., & Gefen, A. (2009). Patient-specific modeling of deep tissue injury biomechanics in an unconscious patient who developed myonecrosis after prolonged lying. *Journal of tissue viability*.
- Linder-Ganz, E., Shabshin, N., Itzchak, Y., & Gefen, A. (2006). Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: A combined experimental-MRI and finite element approach. *J Biomech*, 17, 17.
- Linder-Ganz, E., Shabshin, N., Itzchak, Y., Yizhar, Z., Siev-Ner, I., & Gefen, A. (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), 567-580.
- Mak, A. F. T., Huang, L., & Wang, Q. (1994). Biphasic poroelastic analysis of the flow dependent subcutaneous tissue pressure and compaction due to epidermal loadings: Issues in pressure sore. *Journal of Biomechanical Engineering, Transactions of the ASME*, 116(4), 421-429.
- Makhsous, M., Lim, D., Hendrix, R., Bankard, J., Rymer, W. Z., & Lin, F. (2007). Finite element analysis for evaluation of pressure ulcer on the buttock: development and validation. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 15(4), 517-525.
- Makhsous, M., Rowles, D. M., Rymer, W. Z., Bankard, J., Nam, E. K., Chen, D., et al. (2007). Periodically Relieving Ischial Sitting Load to Decrease the Risk of Pressure Ulcers. 88(7), 862-870.
- Maltais, C., Dansereau, J., Aissaoui, R., & Lacoste, M. (1999). Assesment of geometric and mechanical parameters in wheelchair seating : a variability study. *IEEE Trans Rehabil Eng.*, 7(1), 91-98.
- Nelham, R. L. (1984). Principles and practice in the manufacture of seating for handicapped. *Physiotherapy*, 70:2, 54-58.
- Nola, G. T., & Vistnes, L. M. (1980). Differential response of skin and muscle in the experimental. *Plast. Reconstr. Surg.*, 66(5), 728-733.

- Oomens, C. W., Bressers, O. F., Bosboom, E. M., Bouten, C. V., & Blader, D. L. (2003). Can loaded interface characteristics influence strain distributions in muscle adjacent to bony prominences? *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 6(3), 171-180.
- Oomens, C. W. J., Bressers, O. F. J. T., Bosboom, E. M. H., & Bouten, C. V. C. (2001, Jun 27-Jul 1 2001). *Deformation analysis of a supported buttock contact*. Paper presented at the Proceedings of the 2001 Bioengineering Conference, Snowbird, UT, United States.
- Owens, J. M., Todd, B. A., & Cuttino, J. F. (1998). *Effect of tissue type on seating pressure*. Paper presented at the Proceedings of the RESNA'98 Annual Conference, Minneapolis, Minnesota.
- Palevski, A., Glaich, I., Portnoy, S., Linder-Ganz, E., & Gefen, A. (2006). Stress relaxation of porcine gluteus muscle subjected to sudden transverse deformation as related to pressure sore modeling. *Journal of biomechanical engineering*, 128(5), 782-787.
- Patterson, R. P., & Fisher, S. V. (1986). Sitting pressure-time patterns in patients with quadriplegia. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 67, 812-814.
- Phan, É. (2000). *Design de coussins de fauteuil roulant à l'aide d'un modèle biomécanique*. École Polytechnique de Montréal, Montréal.
- Piérard-Franchimont, C., Jebali, A., Wolff, P., Goffin, V., & Piérard, G. E. (1995). Origine, prévention et traitement des escarres de decubitus. *Rev. Med. Liège*, 50:3, 105-107.
- Pioletti, D. P., & Rakotomanana, L. R. (2000). Non-linear viscoelastic laws for soft biological tissues. *European Journal of Mechanics, A/Solids*, 19(5), 749-759.
- Pope, M. H., Broman, H., & Hansson, T. (1989). The dynamic response of a subject seated on various cushions. *Ergonomics*, 32(10), 1155-1166.
- Porter, J. M., Gyi, D. E., & Tait, H. A. (2003). Interface pressure data and the prediction of driver discomfort in road trials. *Applied ergonomics*, 34(3), 207-214.
- Portnoy, S., Yarnitzky, G., Yizhar, Z., Kristal, A., Oppenheim, U., Siev-Ner, I., 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), 120-135.

- Protz, P. R., & Chung, K.-C. (1990). *Implementing magnetic resonance imaging for the quantification of load bearing buttocks tissues*. Paper presented at the Proceedings of the RESNA'90 Annual Conference, Washington.
- Puso, M. A., & Weiss, J. A. (1998). Finite element implementation of anisotropic quasi-linear viscoelasticity using a discrete spectrum approximation. *Journal of biomechanical engineering*, 120(1), 62-70.
- Puso, M. A., Weiss, J. A., & Schauer, D. A. (1995, Nov 12-17 1995). *Finite element implementation of anisotropic quasilinear viscoelasticity*. Paper presented at the Proceedings of the 1995 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, San Francisco, CA.
- Québec, M. d. t. (2006). Transport adapté – Sommaire des résultats d'exploitation. (www.mtg.gouv.qc.ca).
- Ragan, R., Kernozek, T. W., Bidar, M., & Matheson, J. W. (2002). Seat-interface pressures on various thicknesses of foam wheelchair cushions: a finite modeling approach. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(6), 872-875.
- Reddy, N. P., Patel, H., Cochran, G. V., & Brunski, J. B. (1982). Model experiments to study the stress distributions in a seated buttock. *J Biomech*, 15(7), 493-504.
- Reid, J., & Morison, M. (1994). Classification of pressure sore severity. *Nursing times*, 90(20), 46-50.
- Reihnsner, R., Balogh, B., & Menzel, E. J. (1995). Two-dimensional elastic properties of human skin in terms of an incremental model at the in vivo configuration. *Medical Engineering & Physics*, 17(4), 304-313.
- Reuler, J. B., & Cooney, T. (1981). The pressure sores: pathophysiology and principles of management. *Annals of internal medicine*, 94, 661-666.
- Seiler, W. O., & Stahelin, H. B. (1983). Decubitus ulcer prevention : a new investigative method using transcutaneous oxygen tension measurement. *J Am Geriatr Soc.*, 31:12, 786-789.

- Serre, T., Brunet, C., Bidal, S., Behr, M., Ghannouchi, S. E., Chabert, L., et al. (2003). The seated man: geometry acquisition and three-dimensional reconstruction. *Surgical and radiologic anatomy : SRA*, 24(6), 382-387.
- Shergold, O. A., Fleck, N. A., & Radford, D. (2006). The uniaxial stress versus strain response of pig skin and silicone rubber at low and high strain rates. *International Journal of Impact Engineering*, 32(9), 1384-1402.
- Sprigle, S., Chung, K. C., & Brubaker, C. E. (1990). Reduction of sitting pressures with custom contoured cushions. *J. Rehabil. Res. Dev.*, 27(2), 135-140.
- Sprigle, S., Haynes, S., & Hale, J. (1994). Uniaxial and hydrostatic loading at the core of a gel buttock model. *Proceedings of the RESNA'94 Annual Conference*, 26-28.
- Staarink, H. A. M. (1995). Sitting posture, comfort and pressure: assessing the quality of wheelchair cushions. *Delft University Press, Stevinweg*.
- Stausberg, J., Lehmann, N., Kroger, K., Maier, I., & Niebel, W. (2006). Reliability and validity of pressure ulcer diagnosis and grading: An image-based survey.
- Stekelenburg, A., Oomens, C. W., Strijkers, G. J., de Graaf, L., Bader, D. L., & Nicolay, K. (2006). A new MR-compatible loading device to study in vivo muscle damage development in rats due to compressive loading. *Medical engineering & physics*, 28(4), 331-338.
- Stekelenburg, A., Oomens, C. W., Strijkers, G. J., Nicolay, K., & Bader, D. L. (2006). Compression-induced deep tissue injury examined with magnetic resonance imaging and histology. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 100(6), 1946-1954.
- Stekelenburg, A., Strijkers, G. J., Parusel, H., Bader, D. L., Nicolay, K., & Oomens, C. W. (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), 2002-2011.
- Sun, Q., & Lin, F. (2005). Finite element modeling of human buttock-thigh tissue in a seated posture. *2005 Summer Bioengineering Conference*.

- Sun, W., & Sacks, M. S. (2005). Finite element implementation of a generalized Fung-elastic constitutive model for planar soft tissues. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 4(2-3), 190-199.
- Swain, I. D., & Bader, D. L. (2002). The measurement of interface pressure and its role in soft tissue breakdown. *Journal of tissue viability*, 12(4), 132-134, 136-137, 140-136.
- Swain, I. D., & Peeters, E. A. (1997). *The effects of posture, body mass index and wheelchair adjustment on interface pressure*: Salisbury District Hospital.
- Then, C., Menger, J., Benderoth, G., Alizadeh, M., Vogl, T. J., Hubner, F., et al. (2007). A method for a mechanical characterisation of human gluteal tissue. *Technology and health care : official journal of the European Society for Engineering and Medicine*, 15(6), 385-398.
- Todd, B. A., & Thacker, J. G. (1994). Three-dimensional computer model of the human buttocks, in vivo. *J Rehabil Res Dev*, 31(2), 111-119.
- Tortora, G. J. (1981). *Principles of anatomy and physiology* (3rd ed ed. Vol. viv): New York, N.Y. : Harper & Row.
- Tran, H.-V. (2007). *Caractérisation des propriétés mécaniques de la peau humaine in vivo via l'IRM*. Université de technologie de Compiègne, Compiègne, FR.
- Tropiano, P., Thollon, L., Arnoux, P. J., Huang, R. C., Kayvantash, K., Poitout, D. G., et al. (2004). Using a finite element model to evaluate human injuries application to the HUMOS model in whiplash situation. *Spine*, 29(16), 1709-1716.
- Van Loocke, M., Lyons, C. G., & Simms, C. K. (2006). A validated model of passive muscle in compression. *Journal of biomechanics*, 39(16), 2999-3009.
- Van Loocke, M., Lyons, C. G., & Simms, C. K. (2008). Viscoelastic properties of passive skeletal muscle in compression: Stress-relaxation behaviour and constitutive modelling. *Journal of biomechanics*.
- Vannah, W. M., & Childress, D. S. (1996). Indentor tests and finite element modeling of bulk muscular tissue in vivo. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 33(3), 239-252.

- Verver, M. M., de Lange, R., van Hoof, J., & Wismans, J. S. (2005). Aspects of seat modelling for seating comfort analysis. *Applied ergonomics*, 36(1), 33-42.
- Verver, M. M., van Hoof, J., Oomens, C. W., Wismans, J. S., & Baaijens, F. P. (2004). A finite element model of the human buttocks for prediction of seat pressure distributions. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 7(4), 193-203.
- Wagnac, É. (2002). *Modélisation biomécanique du complexe bassin-coussin en fauteuil roulant*. École Polytechnique de Montréal, Montréal.
- Wagnac, E. L., Aubin, C.-E., & Dansereau, J. (2008). A new method to generate a patient-specific finite element model of the human buttocks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(2), 774-783.
- Wang, J., Brienza, D. M., Bertocci, G., Chib, V., Karg, P., & Yuan, Y. (2000). *Reliability of the in vivo test protocol for measuring indentation properties of buttock soft tissue*. Paper presented at the Proceedings of the RESNA'2000 Annual Conference
- Wang, J., Brienza, D. M., Yuan, Y., Karg, P., & Xue, Q. (2000). A compound sensor for biomechanical analyses of buttock soft tissue in vivo. *Journal of rehabilitation research and development*, 37(4), 433-443.
- Wang, Y. N., Bouten, C. V., Lee, D. A., & Bader, D. L. (2005). Compression-induced damage in a muscle cell model in vitro. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, 219(1), 1-12.
- Wright, D. M., Wiig, H., Winlove, C. P., Bert, J. L., & Reed, R. K. (2003). Simultaneous measurement of interstitial fluid pressure and load in rat skin after strain application in vitro. *Annals of biomedical engineering*, 31(10), 1246-1254.
- Wu, J. Z., Cutlip, R. G., Andrew, M. E., & Dong, R. G. (2007). Simultaneous determination of the nonlinear-elastic properties of skin and subcutaneous tissue in unconfined compression tests. *Skin research and technology : official journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*, 13(1), 34-42.

- Wu, J. Z., Cutlip, R. G., Welcome, D., & Dong, R. G. (2006). Estimation of the viscous properties of skin and subcutaneous tissue in uniaxial stress relaxation tests. *Bio-medical materials and engineering*, 16(1), 53-66.
- Wu, J. Z., Dong, R. G., Smutz, W. P., & Schopper, A. W. (2003). Nonlinear and viscoelastic characteristics of skin under compression: experiment and analysis. *Bio-medical materials and engineering*, 13(4), 373-385.
- Zacharkow, D. (1984). *Wheelchair cushion selection* (Vol. chap. 7): Publishers Charles Thomas.
- Zhang, J. D., Mak, A. F., & Huang, L. D. (1997). A large deformation biomechanical model for pressure ulcers. *Journal of biomechanical engineering*, 119(4), 406-408.
- Zhang, M., & Mak, A. F. (1999). *In vivo friction properties of human ski*. Paper presented at the Prosthetics and orthotics International.
- Zhang, W., Chen, H. Y., & Kassab, G. S. (2007). A rate-insensitive linear viscoelastic model for soft tissues.

ANNEXE A – Résumé des principaux modèles physiques et numériques

Tableau A.1 : Résumé des modèles physiques

Auteur	Caractéristiques	Propriétés mécaniques	Chargement	Objectif de l'étude	Conclusions	Paramètres mesurés	Positif/négatif
Type de modèle : Physique							
Reddy et coll., 1982	Modèle 2D Fait de gel et de bois	-	Force verticale (20.2 N)	Comparaison de quelques coussins en fonction des σ internes	σ maximales se produisent sous l'ischion Coussin de mousse produit de faibles σ internes	Déformation visuelle par quadrillage sur surface ext. ε et σ principales. Cisaillement max. Sous les ischions	- ε et σ par équations constitutives. - Ne tient pas compte de la complexité des tissus sous-cutanés
Candadai et coll., 1992	Modèle 2D Fait de gel et de bois	-	Force verticale et inclinée	Analyse de la forme de l'ischion	Ischion carré engendre de plus fortes ε et σ . La posture a un effet sur la distribution des ε et σ	Déformation visuelle par quadrillage sur surface ext. ε et σ principales dans les tissus mous	- ε et σ par équations constitutives. - Ne tient pas compte de la complexité des tissus sous-cutanés
Sprigle et coll., 1994	Modèle 3D Fait de gel et de bois	-	Force verticale	Étude sur rigidité, forme et épaisseur des coussins de mousse vs pression	Coussin épousant la forme du modèle réduit la pression uniaxiale et augmente la pression hydrostatique	P et ε externes.	- Ne tient pas compte de la complexité des tissus sous-cutanés. + Étude des déformations et pressions externes.

Tableau A.2 : Résumé des modèles par ÉF linéaires et multi-linéaires

Type de modèle : Éléments finis linéaire et multi-linaire							
Chow et Odell, 1978	Axisymétrique Grandes déformations	Linéaires	Pression appliquée sur le modèle (~ poids humain)	Analyse des σ et ε internes du fessier	σ hydrostatique ne cause aucune distorsion Distorsion interne + sévère. La friction augmente la pression interne	Distribution de Pression surfacique, Von mises et σ hydrostatique	+ Friction dans 1 modèle. - Ne tient pas compte des divers mat. des coussins - Prop. Méca. Non personnalisé
Todd et coll., 1994	Modèle 3D personnalisé avec IRM	Linéaires	Force verticale (1/2 poids haut du corps)	Analyse des σ et ε internes du fessier	σ maximales se produisent sous l'ischion	σ maximales dans fessiers (surtout les ischions) Von Mises σ_3 min principale	- 1 couche pour les tissus mous, linéaire, isotopique et indép. du temps. - Prop. Méca. Non personnalisé
Phan et coll., 2000	Analyse de contact non-linéaire (méc., géom., statut).	Coussin : courbe multi-linéaire Fesses : rigides	Force verticale (65% du poids personne âgée)	Développement d'un outil informatique pour le design de coussins	Coussin préformé distribue mieux la pression	Pmax, Pmoy Déviation std. de P Gradient Pmax	- Sans friction - Ne permet pas d'analyser la distribution des σ et ε interne au fessier
Brosh et Arcan, 2000	Modèle 2D personnalisé avec radiographies Symétrique	Tissus : non-linéaires Os : linéaire	Application de déplacements	Développement d'un outil d'analyse de la position assise	Diminution rigidité du coussin réduit les pressions maximales et les gradients	σ_3 min principale σ max de contact	+ Comportements mécaniques des tissus selon les déformations. - Prop. Méca. Non personnalisé

Ragan et coll., 2002	Modèle 3D Axisymétrique	Tissus : Incompressible Coussin:linéaire	La masse du torse répartie en 2 chargements : -surface supérieure des ischions -pression uniforme sur la surface supérieure du fessier.	Analyse des effets dus à l'épaisseur du coussin sur les σ et ε sous-cutanés	Les σ et ε sous-cutanés augmentent avec l'épaisseur du coussin. Les σ et ε à l'interface du coussin sont de bons indicateurs pour la réduction des σ et ε sous-cutanés.	σ_{\max} et ε_{\max} interne P interface	- Géométrie d'un patient sain. - Prop. Méca. Non personnalisé
Wagnac et coll., 2002	Modèle 3D Par images radiographiques biplanaires Analyse de contact non-linéaire (méc., géom,	os : linéaire isotrope Tissus : linéaire, isotope Coussin : courbe multi-linéaire	Force verticale concentrée (69% du poids du sujet=510N)	Développement d'un modèle 3D comme Outil clinique pour la sélection de coussins appropriés en fauteuil roulant.	σ maximales sous l'ischion, Modèle permet l'étude de diverses postures. Coussins préformés distribuent mieux.	σ_3 min principale Von mises Cisaillement ε maximal	- Sans friction - 1 couche pour les tissus mous, linéaire, isotopique et indép. du temps - Prop. Méca. Non personnalisé
Type de modèle : Éléments finis hyperélastique							
Dabnichki et coll., 1994	Modèle 2D Analyse de contact non-linéaire	Tissus : non-linéaire, incompressible (Mooney-Rivlin) hyperélastique Os : rigide	Force verticale à la base des ischions	Développement d'un outil informatique pour analyser les σ et ε internes du fessier	Pour toutes les assises, les σ et ε se retrouvent proche des os. Avec friction, le cisaillement ne se retrouve pas seulement proche des os mais également entre eux et l'assise.	σ max des tissus Cisaillement max (5.5 KPa)	- Le fessier modélisé en un seul matériau. + Avec friction - Prop. Méca. Non personnalisé

Oomens et coll., 2003	Modèle 3D Axisymétrique Avec éléments de contact	Tissus : non-linéaire (ogden) hyperélastique Os : rigide	Force verticale (50% de la masse du corps=200N)	Analyse les effets des différentes couches de tissus mous avec des prop. non linéaire (épaisseur) sur les σ et ε internes du fessier	Les tissus mous se comportent davantage comme des fluides. Une distribution uniforme des σ et ε à l'interface fessier-coussin ne signifie pas une réduction interne.	Von Mises P hydrostatique ε de cisaillement max P interface σ normal	- Avec fiction - Les prop des tissus proviennent de modèles d'animaux. + Modélisation séparée des muscles, peau et gras. - Prop. Méca. Non personnalisé
Verver et coll., 2004	Modèle 3D incorporant en détail les os et tous les tissus mous, modélisation de la hanche par technique de multi-corps	Peau : Linéaire Os : Rigide Tissus : non-linéaire, incompressible hyper élastique (Mooney-Rivlin)	Gravité simulée par force verticale avec des éléments de masse	Analyse des σ à l'interface du fessier-coussin reliées à l'inconfort des coussins de voiture	La σ max. se retrouve au alentour du coccyx et des ischions, la rigidité des tissus mous influence la σ max.	Distribution de P à l'interface. σ normale Cisaillement P max et moy Von mises σ_3 min principale (150 Kpa)	- Géométrie du fessier obtenu sur un homme cadavérique - Prop. Méca. Non personnalisé
Linder-Ganz et coll., 2004	Modèle 3D Axisymétrique	Tissus : homogène, isotrope et non-linéaire (polynomial) Os : rigide	Moment et Force (poids du corps et positionnement)	Incorporer des prop. pour matériaux endommagés et évaluer les conséquences du changement d'état	La rigidité des tissus mous augmente avec le temps et la grandeur de la pression. La σ max est sous proéminences osseuses dans les muscles en profondeurs.	ε et σ principales dans les tissus mous P interface Von mises	+ Avec friction + Prop. différente pour chaque couche de tissus mous - Prop. Méca. Non personnalisé

Gefen et coll., 2005	Modèle 3D	Peau et gras : Non-linéaire élastique Os, cartilage, colon et iléon tissus : linéaire Muscle : viscoélasticité linéaire	Force verticale (35Kpa et 70Kpa) Plusieurs temps de chargement	Analyser l'évolution de la rigidité des muscles lors de chargement	Après 2h le facteur de rigidité des muscles reste constant. La pression et le temps du chargement doivent être considérés séparément pour évaluer la rigidité des muscles	σ sous ischion (20 KPa) σ_3 min principale Avec inclinaison : 80deg=5700Kpa 70deg :4000Kpa	+ Avec friction + Transfert de moments par la colonne - La non-linéarité pour de grandes déformations n'est pas étudiée - La limitation du modèle résulte dans l'hypothèse que les tissus sont homogènes et isotropes.
Sun et coll., 2005	Modèle 3D Personnalisé par IRM en position assise. Sujet retenu par 2 ceintures et pression exercée sur fessier par ballon gonflable	Tissus : Néo-Hookean	Application d'une pression à l'interface de contact (157-160mmHg)	Développer un modèle 3D compréhensif analysant les chargements extérieurs	Les σ et ε max. se retrouve dans les muscles sous le pelvis. Le cisaillement max. est dans les muscles et la peau	P interface : 157-160 mmHg Cisaillement σ max des tissus	- Données prises sur un sujet sain. - Les conditions limites irréalistes - Prop. Méca. Non personnalisé
Linder-Ganz et coll., 2006	Modèle 3D 4mm d'épaisseur Personnalisé avec IRM	Os : rigide Tissus : Non-linéaire, incompressible (Néo-Hookean), hyperélasticité	Application de déplacements	Analyse des σ et ε interne aux muscles profonds et au gras sous les ischions à long terme	La σ max est sous les ischions à l'interface muscle profond et os. La forme pointue des ischions et la masse du tronc influencent la σ max. Le modèle est sym.	σ_3 min principale ε principales P interface Von mises Cisaillement	- Étude effectuée sur seulement une couche de 4mm prit par IRM, mauvaise visualisation de l'ensemble du fessier. - Ne tiens pas compte du tonus, mais seulement des comportements passifs dans les muscles. + Ajustement des propriétés mécaniques

Makhsous et coll., 2007	Modèle 3D par EF. Personnalisé par IRM en position assise. Sujet retenu par 2 ceintures et pression exercée sur fessier par ballon gonflable	Fémur-pelvis : rigide Peau, adipeux, 5 groupes musculaire : Hyperélastique (Mooney-Rivlin)	Simulation de la pression surfacique à l'interface fessier-surface d'assise Pré-tension de la peau.	Prédire le comportement de la peau, le gras et les muscles du fessier lors d'une pression en position assise	La déformation max. musculaire se retrouve sous les ischions. Les tissus adipeux reprennent davantage les déformations. Les contraintes max. se retrouvent au niveau de la peau et des muscles sous les tubérosités ischiatiques.	Déformations de chaque couche obtenues par IRM du fessier non-déformé et déformé.	Pression constante sur le fessier, pas un gradient. Loi de comportement provenant de la littérature, et non personnalisée. Différence importante pour les déformations musculaires. 1 ^{er} modèle avec joint articulaire.
Then et coll., 2007	Modèle 3D par EF d'une fesse. Géométrie provenant d'IRM en position couchée.	Bassin : rigide Peau/gras et muscle : hyperélastique,	Déformation représentant les indentations expérimentales.	Optimisation des propriétés mécaniques hyperélastique des tissus mous du fessier.	Les propriétés du groupe peau/gras et des muscles, sont comparables lorsqu'elles sont étudiées à long terme.	Recalage des déformations simulées avec les déformations expérimentales (IRM).	Courbe expérimentale sur le volume de tissus mous entier. Ne tient pas compte des contraintes de cisaillement. Aucune distinction entre la peau et les tissus adipeux Bon test in vivo sur le fessier

ANNEXE B – Charte du fabricant des polymères



460 CAOUTCHOUC NATUREL

Le caoutchouc naturel, aussi connu sous le nom de gomme pure, a une excellente résistance à l'abrasion et une résistance à la traction, généralement résistant à l'eau, aux acides et aux bases de concentration moyenne, aux alcools et aux cétones.

SPÉCIFICATIONS:		
Limite de température	ASTM D2137	-45°C à +65°C
Dureté	ASTM D2240	40 duromètre shore "A"
100% Modulus	ASTM D412	150 lbs/po ²
Résistance à la traction	ASTM D412	3500 lbs/po ²
Allongement	ASTM D412	650 %
Déchirement	ASTM D624	280 lbs/po
Largeurs		36po, 48po
Épaisseurs		1/16po, 1/8po, 3/16po, 1/4po, 3/8po, 1/2po
Poids approximatif, épaisseur 1/16po		0.35 lbs/pi ²
Chiffre-référence	ASTM D2000	2AA425A13F17

Dénégation de responsabilité: Cette fiche technique est représentative; ces indices sont fournis comme ligne directrice et ne doivent être utilisés que pour évaluer votre application particulière. Si vous avez des doutes, prenez contact avec Robco. Les renseignements contenus dans cette fiche ne doivent pas être considérés comme une garantie-qu'elle soit explicite ou implicite-qui est incluse, pour une fin particulière, dans une garantie commerciale ou comptable mais ne se limite pas à celle-ci. En aucun cas, Robco ne peut être tenue responsable de tout dommage accidentel ou indirect suite à l'utilisation ou la mauvaise utilisation ou l'incapacité à utiliser le produit. Cette inclusion s'applique sans prendre en compte si de tels dommages sont basés sur la violation de garantie, violation de contrat, négligence, responsabilité stricte du délit, ou tout autre théorie juridique.



Certifié ISO 9001:2000

Solutions industrielles depuis 1911

7200 St. Patrick, LaSalle, Québec H8N 2W7

Tél: 514 367-2252 Fax: 514 367-1144

www.robcoCanada.com

EDMONTON • TORONTO • MONTREAL



E-60 NÉOPRÈNE FINI SATIN

Mélange néoprène de grade commercial, de 60 duromètre, ayant des propriétés de résistance moyenne à l'huile et une surface au fini satin (à l'exception de 1/4po d'épaisseur qui à une finition plaquée).

SPÉCIFICATIONS:		
Limite de température	ASTM D2137	-30°C à +100°C
Dureté	ASTM D2240	60 duromètre shore "A"
100 % Modulus	ASTM D412	270 lbs/po ²
Résistance à la traction	ASTM D412	830 lbs/po ²
Allongement	ASTM D412	520 %
Déchirement	ASTM D 624	180 lbs/po
Largeurs		36po, 48po
Épaisseurs		1/32po, 1/16po, 3/32po, 1/8po, 3/16po, 1/4po
Poids approximatif, épaisseur 1/16po		0.48 lbs/pi ²
Chiffre-référence ASTM D2000		BC606

Dénégation de responsabilité: Cette fiche technique est représentative; Ces indices sont fournis comme ligne directrice et ne doivent être utilisés que pour évaluer votre application particulière. Si vous avez des doutes, entrez en contact avec Robco. Les renseignements contenus dans cette fiche ne doivent pas être considérés comme une garantie, qu'elle soit explicite ou implicite, qui est incluse, pour une fin particulière, dans une garantie de commercialité ou de comptabilité mais ne se limite pas à celle-ci. Robco ne doit en aucun cas être responsable de tout dommage accidentel ou indirect suite à l'utilisation, la mauvaise utilisation ou l'incapacité à utiliser le produit. Cette inclusion s'applique sans se soucier si de tels dommages sont basés sur violation de garantie, violation de contrat, négligence, responsabilité stricte du délit, ou tout autre théorie juridique.



Certifié ISO 9001:2000

Solutions industrielles depuis 1911

7200 St. Patrick, LaSalle, Québec H8N 2W7

Tél: 514 367-2252 Fax: 514 367-1144

www.robcoCanada.com

EDMONTON • TORONTO • MONTREAL

ANNEXE C – Étude de reproductibilité du positionnement

Cette annexe présente les résultats de l'étude de reproductivité effectuée sur l'orientation des repères anatomiques du bassin et des pressions surfaciques à l'interface fessier-support rigide lors d'un positionnement en décubitus dorsal. Le but de cette étude est de s'assurer une reproductivité parfaite afin d'obtenir une corrélation exacte entre les acquisitions d'imagerie par résonance magnétique (IRM) et les pressions surfaciques. Le montage expérimental, présenté dans l'article à la section 3.3, reproduit les conditions pour l'acquisition des IRM déformées d'un sujet en position couchée. Une différence moyenne inférieure à deux degrés a été obtenue pour l'orientation du bassin, ainsi qu'une pression maximale moyenne de 30,8 kPa avec un écart-type maximal de 9%, soit inférieur à la tolérance de la matrice de pression. Le tableau C.1 et C.2 présente les résultats obtenus lors de l'étude.

Tableau C.1 : Résumé des résultats obtenus lors de l'étude de reproductivité sur l'orientation du bassin lors d'un positionnement en décubitus dorsal

Côté	Chargement	Essais (degré)								Moyenne (deg.)	Écart-type (deg.)
		1	2	3	4	5	6	7	8		
Droit	Sans	47	48	49	48	48	47	49	49	48,1	0,8
	Avec	46	49	48	46	47	48	48	48	46,3	1,7
Gauche	Sans	46	46	45	46	48	47	46	46	46,3	0,89
	Avec	45	47	46	46	49	45	46	45	46,1	1,36

Tableau C.2 : Résumé des résultats obtenus lors de l'étude de reproductivité sur les pressions surfaciques à l'interface fessier-support rigide lors d'un positionnement en décubitus dorsal.

positions	Essais (kPa)								Moyenne (kPa)	Écart-type (kPa)
	1	2	3	4	5	6	7	8		
1	3,6	3,7	4,3	4,4	3,7	4,1	4,2	4,1	4,0	0,31 (7,5%)
2	6,0	7,2	6,4	6,9	6,8	6,5	7,1	6,1	6,6	0,45 (6,7%)
3	11,5	14,1	12,3	12,9	13,5	12,8	12,4	12,5	12,7	0,79 (6,2%)
4	19,9	24,3	21,1	22,9	23,4	20,9	21,5	22,5	22,1	1,46 (6,6%)
5	27,8	33,6	32,9	29,5	31,7	28,3	32,2	30,2	30,8	2,15 (7,0%)
6	17,1	20,9	18,6	19,4	19,7	18,2	18,6	19,8	19,0	1,16 (6,1%)
7	8,9	8,3	9,4	10,2	10,5	10,7	9,7	10,7	9,8	0,89 (9,0%)
8	4,9	5,2	5,6	4,9	5,3	5,9	5,7	5,6	5,4	0,3 (6,9%)