



Faculté de génie
Département de génie mécanique

CONCEPTION D'UN MATELAS PASSIF SUR MESURE

Thèse de doctorat ès sciences appliquées
Spécialité : génie mécanique

Composition du jury

(Denis Rancourt, Ève Langelier, Cécile Smeesters, Pierre Duval)

Marc DENNINGER

Sherbrooke (Québec), Canada

Décembre 2008

IV/1928



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence
ISBN: 978-0-494-48542-2
Our file Notre référence
ISBN: 978-0-494-48542-2

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

■ ■ ■
Canada

Résumé

Cette thèse intègre la conception d'un matelas passif sur mesure permettant de limiter la formation des escarres de décubitus et se divise en deux phases. La première propose un nouvel outil de caractérisation de matelas passifs fournissant des informations sur la pression au contact et sur les propriétés mécaniques (support, viscoélasticité). Cet outil permet d'effectuer des comparaisons objectives par l'utilisation d'un protocole de mesure standard. La seconde phase correspond à la conception d'un matelas passif sur mesure. Une technologie originale à base de mousse de polyuréthane est utilisée pour la confection de la couche de support. Elle est dimensionnée à partir d'un algorithme, dénommé système expert. Ce dernier utilise comme données d'entrées l'interaction entre la couche de support et des corps rigides, qui est modélisée par la méthode des éléments finis, et la morphologie d'un être humain, qui est approximée par une nouvelle méthode faisant appel à un simple appareil photographique. Le système expert est validé expérimentalement et des tests cliniques démontrent le caractère préventif du matelas proposé.

Mots-clés : matelas, escarre de décubitus, plaie de lit, conception, capteur, éléments finis, mousse de polyuréthane.

Remerciements

Une thèse de doctorat n'est pas un travail solitaire dans un coqeron où seule la lumière de la lampe nous aide à progresser. Le parachèvement d'un tel projet n'est possible que si les ressources tant humaines que matérielles sont présentes tout au long du processus.

Je remercie avant tout la compagnie Matelas René qui a su montrer son intérêt dans l'innovation des technologies utilisées dans les matelas. Son grand soutien a permis de réaliser efficacement un matelas novateur.

Merci aux membres du groupe PERSÉUS pour leur aide apportée aux différentes étapes du projet. Je tiens à remercier particulièrement Nicolas Huppé et François Martel pour leur énorme soutien lors de la réalisation des machines de test utilisées dans le cadre de cette thèse. Merci également à Jean-Luc Lessard pour son support technique lors de la fabrication des matelas. Enfin, je tenais remercier Denis Rancourt pour son soutien tout au long du projet.

Finalement, je remercie ma femme et toute ma famille pour leurs encouragements et leur soutien.

Table des matières

1. INTRODUCTION.....	1
2. ESCARRES DE DÉCUBITUS.....	5
2.1. CLASSIFICATION DES ESCARRES	5
2.2. ÉTIOLOGIE.....	7
2.3. PRÉVENTION, TRAITEMENT ET COÛT	11
3. CONCEPTS PRÉLIMINAIRES SUR LES MATELAS.....	13
3.1. CONTACT HOMME-MATELAS	13
3.2. SUPPORT DE L'INDIVIDU	18
4. CAPTEUR CYLINDRIQUE DE PRESSION	23
4.1. OUTILS EXISTANTS DE CARACTÉRISATION DE MATELAS	23
4.2. NOUVEL OUTIL DE CARACTÉRISATION DES MATELAS	26
4.3. INFLUENCE DES CALES SUR LA MESURE DE PRESSION LOCALE.....	29
4.4. INFLUENCE DE L'ORIENTATION DU CAPTEUR SUR LA MESURE DE PRESSION LOCALE	31
4.5. INFLUENCE DES EFFETS DE BORD.....	32
4.6. ÉTALONNAGE DU CAPTEUR	33
4.7. UTILISATION DU CAPTEUR AVEC UN MATELAS	37
4.8. RÉSULTATS OBTENUS POUR CERTAINS MATELAS.....	41
5. CONCEPT DE MATELAS	48
5.1. COUCHE DE CONTACT.....	49
5.2. COUCHE DE SUPPORT.....	50
5.3. FABRICATION ET ASSEMBLAGE DU MATELAS	53
6. MOUSSE DE POLYURÉTHANE.....	55
6.1. CLASSIFICATION DES MOUSSES DE POLYURÉTHANE	56
6.2. DÉFINITION D'UN MATÉRIAU HYPERÉLASTIQUE	56
6.3. ÉNERGIE DE DÉFORMATION D'OGDEN	57
6.4. DÉTERMINATION DES PARAMÈTRES DU MODÈLE D'OGDEN	59
6.5. EXPÉRIMENTATION.....	62
6.6. RÉSULTATS	64
6.7. CHOIX DE LA MOUSSE DE POLYURÉTHANE.....	68
6.8. UTILISATION DES PARAMÈTRES DU MODÈLE DE LA MOUSSE Q41 DANS UN MODÈLE PAR ÉLÉMENTS FINIS REPRÉSENTANT LE TEST D'IFD.....	70

7. MODÉLISATION DU CONTACT AVEC UN CUBE ÉVIDÉ.....	72
7.1. MODÉLISATION DU CONTACT AVEC UN CUBE ÉVIDÉ.....	72
7.2. VALIDATION EXPÉRIMENTALE DES MODÈLES	73
7.3. INFLUENCE DE LA TAILLE DE L'ÉVIDEMENT.....	75
8. MODÈLE ANTHROPOMÉTRIQUE.....	77
8.1. APPROXIMATION PAR TRANCHES ELLIPTIQUES.....	78
8.2. PRISE DE VUE AVEC UN APPAREIL PHOTOGRAPHIQUE NUMÉRIQUE	82
8.3. PROTOCOLE DE PRISE DE VUE	85
8.4. TRAITEMENT DES IMAGES	87
9. SYSTÈME EXPERT	92
9.1. CONTRAINTE N°1 : LA POSTURE ET SON ALIGNEMENT.....	93
9.2. CONTRAINTE N°2 : LA RÉPARTITION DE LA CHARGE	95
9.3. ORIENTATION DE CONCEPTION DU SYSTÈME EXPERT.....	96
9.4. DONNÉE D'ENTRÉE N°1 : MODÈLE ANTHROPOMÉTRIQUE SIMPLIFIÉ.....	97
9.5. DONNÉE D'ENTRÉE N°2 : INTERACTION AVEC LA COUCHE DE SUPPORT.....	98
9.6. ALGORITHME	100
10. VALIDATION DU SYSTÈME EXPERT.....	105
10.1. SÉLECTION DES PERSONNES.....	105
10.2. MATÉRIEL	105
10.3. PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL.....	110
10.4. RÉSULTATS.....	114
10.5. DISCUSSION.....	121
11. TESTS PRÉCLINIQUES.....	123
11.1. CARACTÉRISATION DU MATELAS AVEC LE CAPTEUR CYLINDRIQUE.....	123
11.2. PROTOCOLE DE MESURE	124
11.3. RÉSULTATS.....	125
11.4. DISCUSSION.....	130
CONCLUSION.....	131
Annexe 1 Modèle EF d'indentation d'une sphère.....	134
Annexe 2 Modèle EF de calcul de l'IFD.....	137
Annexe 3 Modèles EF de compression de cubes évidés.....	139
Annexe 4 Modèles EF du capteur cylindrique.....	147

Annexe 5 Ecoflex 00-30.....	152
Annexe 7 Programme matlab pour le stylet	154
Annexe 8 Fiche d'identification du patient	158
Annexe 9 PVO Déclaration et Suivi de plaie chronique.....	159
Annexe 10 Fiches de suivi quotidienne.....	160
Annexe 11 Échelle de Braden	164

Liste des figures

Figure 2.1 Prévalence moyenne de l'escarre de décubitus dans divers centres de soins du Canada sur une population de plus de 14000 patients (Woodbury et Houghton, 2004).....	5
Figure 2.2 Seuils de la mort des cellules des tissus musculaires striés de rats albinos en fonction de la pression et du temps (Zone 1 : survie des cellules, Zone 2 : zone d'incertitude, Zone 3 : décès des cellules).....	8
Figure 2.3 Coût associé au traitement d'une escarre selon son stade (Bennett et al., 2004).....	12
Figure 3.1 : Matelas à grande surface de contact.	13
Figure 3.2 Matelas à pression alternée.	14
Figure 3.3 Matelas ISOFLEX® et une partie de son quadrillage en élastomère gélatineux. ...	15
Figure 3.4 Modèles éléments finis de contact : Pression de contact (kPa) sur une structure quadrillée en polymère gélatineux de style ISOFLEX® (à droite) versus une structure en mousse (à gauche) par l'enfoncement d'une sphère de rayon 2 po et de masse 2 kg.	16
Figure 3.5 Évolution en fonction du temps de la température de la peau sacrale sur quatre types de matelas.	18
Figure 3.6 Courbe typique de compression d'un cube de mousse en polyuréthane.	21
Figure 3.7 Comparaison entre la compression d'un ressort hélicoïdal et d'un cube de mousse avec des formes cubique et sphérique de même poids.....	21
Figure 4.1 Nappe de pression XSENSOR® PX100:64.160.02.	24
Figure 4.2 Courbe de niveaux montrant la relation entre la masse d'une personne, l'aire de contact et la pression moyenne de contact.	24
Figure 4.3 Technologie du capteur XSENSOR®.	25
Figure 4.4 Évolution de la mesure de la force exercée par une charge de 38,9 kg (force équivalente égale à 382 N) déposée sur une nappe de pression XSENSOR®.	26
Figure 4.5 Mesures prises par l'outil de caractérisation de matelas.....	27
Figure 4.6 Capteur de pression locale	28
Figure 4.7 Capteur de pression locale fixé à l'actuateur.	29
Figure 4.8 Modélisation du contact avec différentes cales (angle=0°).	30
Figure 4.9 Courbes théoriques de force exercée sur le profilé en T en fonction de l'enfoncement du capteur pour différentes épaisseurs de cales comparées à la courbe de force de référence exercée sur une surface cylindrique (à gauche). Écart entre la pression locale et la	

pression de référence en fonction de l'enfoncement du capteur et de l'épaisseur des cales (à droite).	31
Figure 4.10 Efforts mis en jeu lors de l'inclinaison du capteur cylindrique.	32
Figure 4.11 Pression (MPa) s'exerçant sur la surface cylindrique du capteur lors de son enfoncement de 30 mm dans un pavé de mousse Q41 24 po x 24 po x 4,5 po. Le graphique de pression est tracé en vue de dessus.....	33
Figure 4.12 Orientation du capteur à 0° et 12°.....	34
Figure 4.13 Résultats du premier jeu de cales (a-Force mesurée par la cellule de 100 kg en fonction de l'enfoncement; b-Somme des forces mesurées par les cellules de 7 kg en fonction de l'enfoncement pour chaque position angulaire du capteur; c-Effort de correction relatif à l'orientation du capteur; d-Force angulaire pour différents enfoncements; e-Comparaison de la force moyenne exercée par la cellule de 100 kg avec la force résultante calculée à partir des cellules de 7 kg).....	36
Figure 4.14 Résultats du second jeu de cales (a-Force mesurée par la cellule de 100 kg en fonction de l'enfoncement; b-Somme des forces mesurées par les cellules de 7 kg en fonction de l'enfoncement pour chaque position angulaire du capteur; c- Effort de correction relatif à l'orientation du capteur; d-Force angulaire pour différents enfoncements; e-Comparaison de la force moyenne exercée par la cellule de 100 kg avec la force résultante calculée à partir des cellules de 7 kg).....	37
Figure 4.15 Application d'une pression uniforme de 32 mmHg sur le capteur cylindrique.....	38
Figure 4.16 Plage de mesure pour l'utilisation du capteur cylindrique.	39
Figure 4.17 Facteur de dissipation d'énergie.	39
Figure 4.18 Pourcentage de perte d'énergie dans un cycle de chargement-déchargement à vitesse constante (1 mm/s) pour les matelas Optimat 2400, Optimat 2800 et ISOFLEX®.....	42
Figure 4.19 Facteurs de support pour les matelas Optimat 2400, Optimat 2800 et ISOFLEX®.	43
Figure 4.20 Facteurs de pression de contact pour les matelas Optimat 2400, Optimat 2800 et ISOFLEX®.	44
Figure 4.21 Rapport théorique entre la surface inférieure du profilé en T et la surface de contact du quadrillage ISOFLEX® en fonction du déplacement du capteur.....	45

Figure 4.22 Carte de pression de contact pour les matelas Optimat 2400, Optimat 2800 et ISOFLEX®.	46
Figure 4.23 Carte de pression de contact d'ISOFLEX® corrigée en fonction de sa géométrie en forme de quadrillage.....	47
Figure 5.1 Dimensionnement local de la couche de contact.....	50
Figure 5.2 Couche de support.	52
Figure 5.3 Dimensions d'un cube avec un évidement $a \times b$ où a et b représentent les demi-axes de l'évidement ellipsoïdal.	52
Figure 5.4 Assemblage du matelas (l'enveloppe du matelas n'est pas montrée).....	54
Figure 6.1 Effet Mullins observé lors des cinq premiers cycles de compression d'un cube de mousse testé personnellement. La compression est un signal triangulaire ayant un taux de déformation de 0.1 s^{-1}	56
Figure 6.2 Machine de compression pour le test de compression d'un cube de mousse.....	63
Figure 6.3 Chargement en compression d'un cube de mousse avec des paliers de 2 minutes.	64
Figure 6.4 Contrainte uniaxiale mesurée sur le deuxième échantillon en fonction du temps...65	
Figure 6.5 Contrainte uniaxiale mesurée sur le deuxième échantillon en fonction du temps lors du neuvième palier de déformation.....	66
Figure 6.6 Contrainte appliquée sur le deuxième échantillon en fonction de sa compression.	66
Figure 6.7 Comparaison entre la courbe expérimentale des points moyens et la courbe obtenue par le modèle d'Ogden pour le deuxième échantillon.....	67
Figure 6.8 Courbes de compression moyenne pour les cinq échantillons.	70
Figure 6.9 Valeurs d'IFD obtenues par les éléments finis à partir des données expérimentales des propriétés de la mousse de polyuréthane.	71
Figure 7.1 Géométrie et maillage des modèles de contact avec un cube évidé.	73
Figure 7.2 Test de validation : compression plane.....	74
Figure 7.3 Test de validation : compression cylindrique.	74
Figure 7.4 Résultats des simulations de compression plane pour la gamme d'évidements. (a) Courbes de force en fonction de la compression des différents cubes (b) Fermeté du cube en pourcentage de la fermeté de référence. (c) Force à 25% de compression en pourcentage de la force de référence. (d) Force à 65% de compression en pourcentage de la force de référence.....	76

Figure 8.1 Corps 3D composé de tranches elliptiques obtenues à partir des vues frontale et sagittale du corps humain.....	77
Figure 8.2 Simon et Sydney, les deux personnages 3D du logiciel Poser7 (à gauche) et les CTRI correspondants utilisés pour fin de comparaison (à droite)	79
Figure 8.3 Représentation des tranches réelles du corps de Simon avec les tranches elliptiques correspondantes. Le nombre affiché au centre indique le rapport de leurs surfaces.....	80
Figure 8.4 Représentation des tranches réelles du corps de Sydney avec les tranches elliptiques correspondantes. Le nombre affiché au centre indique le rapport de leurs surfaces.	81
Figure 8.5 Appareil photographique CANON POWERSHOT A610.....	82
Figure 8.6 Simon photographié en vues frontale et sagittale avec un objectif de 35, 70, 105, 140 mm et une distance focale infinie (L'objectif est centré à la mi-hauteur de Simon).	83
Figure 8.7 Somme des pixels pour les tranches transversales du corps de Simon entre la projection orthogonale de Simon et son image avec un objectif de focale 140 mm.....	84
Figure 8.8 Prises de vue d'un quadrillage 80 mm x 60 mm avec le CANON POWERSHOT A610 équipé de l'objectif équivalent 35 mm (à gauche) et 140 mm (à droite)	84
Figure 8.9 Posture adoptée pour la prise de vue sagittale (à gauche) et prise de vue pour la prise de vue dorsale (à droite).	86
Figure 8.10 Alignement de la posture.	86
Figure 8.11 Étapes d'extraction du corps des images frontale et sagittale.	88
Figure 8.12 Densité volumique du corps de Simon.	89
Figure 8.13 Masse linéique d'une personne (MICHIGAN STATE UNIV EAST LANSING et Dempster, 1955).....	90
Figure 8.14 Courbes de densité massique obtenues à partir de la table de Winter.	91
Figure 8.15 Courbes de densité massique linéique de Simon.....	91
Figure 9.1 Environnement du système expert.....	93
Figure 9.2 Postures sur un matelas (1 : ventrale; 2 : dorsale; 3 : semi-Fowler; 4 : latérale).....	94
Figure 9.3 Tranches du corps vis-à-vis d'une rangée de cube.	96
Figure 9.4 Segmentation du corps de Simon en 16 tranches transversales. Deux tranches incomplètes à la tête et aux pieds ont été retirées.	97
Figure 9.5 Masse des tranches complètes du corps de Simon.	98

Figure 9.6 Représentations du corps de Simon sous forme de tranches elliptiques (à gauche) et de tranches elliptiques à section constante (à droite).	98
Figure 9.7 Approximation des tranches elliptiques par des tranches cylindriques.	99
Figure 9.8 Représentation des tranches cylindriques vis-à-vis d'une rangée de cubes.....	100
Figure 9.9 Plages dans lesquelles se situent les courbes de force représentant l'enfoncement de chacun des cylindres de rayon R dans les rangées de cubes pour l'ensemble des évidements.	100
Figure 9.10 Plage de courbes de force obtenue pour un rayon du cylindre égal à 97 mm, correspondant à la 3 ^{ème} tranche du corps de Simon.	101
Figure 9.11 Enfoncements possibles des tranches du corps de Simon.	101
Figure 9.12 Positionnement latéral des TESC de Simon.	102
Figure 9.13 Enfoncement des TESC du corps de Simon.	103
Figure 9.14 Dimensions des évidements pour le corps de Simon.....	103
Figure 9.15 Localisations désirée et calculée des TESC de Simon en décubitus latéral (à gauche) et en décubitus dorsal (à droite).....	104
Figure 10.1 Système OPTOTRAK 3020.	105
Figure 10.2 Stylet de positionnement.....	106
Figure 10.3 Gabarit de positionnement.	108
Figure 10.4 Vue en coupe du SMRM.	109
Figure 10.5 Vue globale du SMRM.	110
Figure 10.6 Mesure de l'alignement initial de la colonne (à gauche) et définition du repère local (à droite).	112
Figure 10.7 Mesure de l'alignement de la colonne en décubitus latéral (à gauche) et définition du repère local (à droite).	113
Figure 10.8 Mesure de la répartition de la masse.....	113
Figure 10.9 Photographies brutes des sujets.	114
Figure 10.10 Modèles anthropométriques obtenus à partir des photographies.....	114
Figure 10.11 Enfoncements désirés comparés aux enfoncements possibles de chacune des tranches du modèle anthropométrique.....	115
Figure 10.12 Évidements effectués dans les matelas.	116

Figure 10.13 Localisations désirée et calculée des TESC des trois sujets en décubitus latéral.	117
Figure 10.14 Localisations désirée et calculée des TESC des trois sujets en décubitus dorsal.	118
Figure 10.15 Répartition de masse des trois sujets (Expérimental : d'après le SMRM, Système Expert : d'après le modèle anthropométrique).....	119
Figure 10.16 Alignement de la colonne vertébrale du sujet 1 dans le gabarit de stabilisation (a) et en décubitus latéral gauche (b).....	120
Figure 10.17 Alignement de la colonne vertébrale du sujet 2 dans le gabarit de stabilisation (a) et en décubitus latéral gauche (b).....	121
Figure 10.18 Alignement de la colonne vertébrale du sujet 3 dans le gabarit de stabilisation (a) et en décubitus latéral gauche (b).....	121
Figure 11.1 Résultats obtenus avec le capteur cylindrique pour le matelas M (de gauche à droite, de haut en bas : pourcentage de perte d'énergie, facteurs de support, facteurs de pression de contact, carte de pression de contact).....	124

Liste des tableaux

Tableau 6.1 Amplitude des paliers de compression.....	64
Tableau 6.2 Conditions expérimentales	65
Tableau 6.3 Paramètres du modèle d'Ogden pour la mousse Q41	68
Tableau 6.4 Paramètres du modèle d'Ogden utilisés pour la mousse Q41	68
Tableau 8.1 Statistiques sur le rapport de surfaces pour 100 tranches des corps de Simon et Sydney.....	79
Tableau 9.1 Paramètres des 240 simulations par éléments finis	100
Tableau 10.1 Données des sujets.....	105
Tableau 10.2 Tableau comparatif des masses	120
Tableau 11.1 Liste des patients	126
Tableau 11.2 Période de séjour des patients	127
Tableau 11.3 Score de Braden le plus bas pour chaque sujet	127
Tableau 11.4 Distribution des postures pour chaque sujet.....	128
Tableau 11.5 Durée des postures pour chaque sujet	129
Tableau 11.6 Évolution des escarres pour chaque sujet affecté.....	130

Lexique

Érythème : Terme issu du grec éruthêma (rougeur de la peau) caractérisant une série d'affections cutanées de coloration rouge plus ou moins importante, disparaissant au test de la vitropression (application d'une vitre sur la lésion directement).

Ostéomyélite : Maladie infectieuse grave touchant le tissu osseux.

Phlyctène : Soulèvement de l'épiderme (appelé également bulle dermatologique) constitué par une accumulation de liquide (sérosité).

Prévalence : Nombre de cas de maladie ou de malades, ou de tout autre événement tel qu'un accident, dans une population déterminée, sans distinction entre les cas nouveaux et les cas anciens (O.M.S., 1966).

Stadiomètre : instrument utilisé pour mesurer la hauteur en position assise et debout.

1. INTRODUCTION

Les être humains passent en moyenne le tiers de leur existence couchés sur un matelas. Un mauvais choix de matelas peut donc grandement affecter la qualité de vie. Parmi les problèmes physiologiques rencontrés, deux d'entre eux se font particulièrement ressentir. Le premier concerne la présence de douleurs au niveau de la colonne vertébrale souvent dues au support inadéquat offert par le matelas. D'après le docteur Scott Bautch, chiropraticien (Duenwald, 2004), dans le but de réduire les maux de dos, l'alignement de la colonne vertébrale d'une personne couchée sur le côté devrait présenter des similitudes à l'alignement obtenu pour une posture debout. Dans une posture latérale, la projection dans le plan sagittal de la colonne vertébrale devrait être une ligne droite pour obtenir un chargement adéquat sur les vertèbres (Gracovetsky et Farfan, 1986). Le second problème fait référence aux escarres de décubitus (couramment appelées plaies de lits) résultant de l'application prolongée d'une pression excessive sur les zones protubérantes du corps (NPUAP, 2008). Ces lésions tissulaires affectent principalement les personnes hospitalisées dans les centres de soins de longue durée et plus particulièrement les individus à mobilité réduite. Le rôle du matelas est donc apparemment de répartir adéquatement la charge afin de minimiser ces deux problèmes physiologiques.

Les escarres de décubitus sont des plaies qui se retrouvent essentiellement dans les centres de soins et sont partiellement imputables au type de matelas utilisé. Les matelas peuvent être classés dans deux catégories : les matelas passifs et les matelas dynamiques. Les matelas dynamiques, comme leur nom l'indique, vont modifier le support de l'individu au cours du temps de façon à exercer une pression de contact variable sur les zones protubérantes du corps. Ces matelas ont fait leurs preuves pour la prévention des escarres de décubitus. Cependant, leurs coûts d'acquisition et de fonctionnement limitent leur déploiement pour tous les patients qui en auraient besoin. L'alternative est inévitablement un matelas passif qui est beaucoup moins onéreux.

Une multitude de modèles de matelas passifs se retrouvent sur le marché, avec des technologies diverses (mousses de polyuréthane, ressorts ensachés, silicone, ...). Le problème

récurrent réside dans le choix du matelas qui sera le plus propice à l'alignement de la colonne vertébrale tout en prévenant la formation des escarres de décubitus. L'utilisateur est contraint à faire l'essai de différents types de matelas avant d'en trouver un qui réponde le mieux à ses besoins mais bien souvent, comme c'est le cas entre autres dans la majorité des centres de soins, le choix du matelas n'est pas du ressort de l'utilisateur qui se voit alors attribuer un matelas qui n'est pas du tout adapté. Pour savoir comment se comporte mécaniquement le matelas (répartition de la charge, enfoncements possibles, pression au contact) et ainsi aider à son choix, aucune donnée normalisée n'existe actuellement. Les seules données qui peuvent être accessibles sont soit une carte de la pression de contact entre un être humain quelconque et le matelas considéré, soit le degré de fermeté du matelas qui est bien souvent non quantitatif. Il apparaît donc intéressant de développer un outil standard qui permettrait de quantifier les propriétés mécaniques de chaque matelas pour être en mesure de les comparer et ainsi faciliter leur choix.

La conception des matelas répond aux standards sur les dimensions extérieures et aux normes d'incendie, mais l'intérieur des matelas, dont le rôle est de supporter l'utilisateur et que l'on appellera désormais la couche de support, est souvent dimensionné à l'aide de tables empiriques, par essai-erreur ou selon l'expérience du fabricant. Néanmoins, Bart Haex (Haex, 2004) s'est intéressé à la conception des matelas et propose une méthode logique de dimensionnement de la couche de support avec comme critère de conception l'alignement de la colonne vertébrale dans un plan horizontal en décubitus latéral. Il introduit l'intérêt de mesurer les données anthropométriques de l'utilisateur et de caractériser le comportement mécanique de la couche de support choisie pour dimensionner un matelas. La morphologie de l'utilisateur est une donnée de conception importante mais sa grande variabilité fait en sorte qu'elle est estimée ou non considérée. Le manque d'objectivité et de rigueur dans la conception actuelle incite à développer une méthode complète de dimensionnement de la couche de support basée sur la morphologie de l'utilisateur et le comportement mécanique du matelas.

La morphologie d'un individu se définit par sa répartition de masse et sa géométrie. Elle correspond au critère principal de la conception d'un matelas. Il est nécessaire de savoir

quelles formes et quelles masses vont reposer sur le matelas. Plusieurs techniques existent pour récupérer la géométrie d'une personne. La reconstruction 3D par projection de faisceau laser ou lumineux sur le corps constituent deux méthodes qui fournissent précisément la géométrie extérieure du corps. On retrouve également l'imagerie par résonance magnétique qui donne à la fois la localisation de l'enveloppe du corps et la localisation des organes internes. Autant ces outils sont efficaces, autant ils peuvent être dispendieux et peu accessibles pour un fabricant ou un revendeur de matelas qui souhaiterait les utiliser. Une technique simplifiée doit donc être développée pour mesurer l'enveloppe approximative et fidèle du corps humain. À partir de la géométrie obtenue, l'estimation de la répartition de masse peut s'effectuer simplement en utilisant la table de Winter (Winter, 2004) qui contient la densité massique moyenne des membres du corps humain. La morphologie de l'individu est ainsi entièrement définie et peut être employée pour caractériser l'interaction entre le corps humain et la couche de support.

Plusieurs technologies sont disponibles pour la conception de la couche de support du matelas. Certaines d'entre elles pourraient se prêter mieux que d'autres pour épouser la morphologie du corps humain. La sélection, la création ou la modification d'une telle technologie est une étape importante dans le processus de réalisation de la couche de support et ultimement du matelas.

L'objectif principal de cette thèse se résume donc à la conception d'un matelas passif basée sur l'interaction entre la couche de support et la morphologie de l'individu tout en prévenant la formation des escarres de décubitus et en offrant un bon alignement de la colonne vertébrale en décubitus latéral. Tout d'abord, un outil standard de caractérisation des matelas passifs sera développé pour quantifier leurs propriétés relatives au support et à la répartition de pression. Ensuite, une méthode originale de conception (appelé système expert) d'une couche de support de matelas sera développée en fonction de la morphologie d'une personne et d'une technologie développée spécialement pour le support. Finalement, un matelas complet sera fabriqué et testé cliniquement.

Les chapitres 2 et 3 livrent un état des connaissances sur les escarres de décubitus et sur les concepts utilisés dans l'élaboration des matelas actuels. Le chapitre 4 propose la conception et

l'utilisation d'un outil de caractérisation des matelas passifs dans le but de pouvoir les comparer de manière objective. Trois matelas sont testés avec cet outil puis les résultats obtenus sont interprétés. Suite aux constats issus des précédents chapitres, un concept de matelas est construit tout au long du chapitre 5. Il en ressort un matelas constitué de deux couches principales superposées, la couche de contact et la couche de support. Cette dernière est réalisée sur mesure dans un pavé de mousse de polyuréthane monobloc dont les propriétés mécaniques sont caractérisées au chapitre 6. La géométrie de la couche de support consiste en un ensemble de cubes évidés. La conception sur mesure fait appel à deux entrées, l'interaction avec la couche de support et la morphologie de l'utilisateur. Des modèles par éléments finis, simulant l'enfoncement d'un corps rigide dans un cube de mousse évidé sont donc créés puis validés expérimentalement au chapitre 7 pour simuler l'interaction avec la couche de support. Le chapitre 8 présente une manière d'approximer la morphologie de l'utilisateur, en ayant recours uniquement à une vue de face et une vue de profil de l'utilisateur qui sont prises à l'aide d'un appareil photographique numérique. Un système expert est développé au chapitre 9 en se basant sur les résultats obtenus aux chapitres 7 et 8. Son rôle est de fournir la taille des évidements de la couche de support en fonction de la morphologie de l'utilisateur et de deux critères de design : l'alignement de la colonne vertébrale dans un plan horizontal et une répartition de charge continue lorsque l'utilisateur est en décubitus latéral. Les deux critères de design du système expert sont validés au chapitre 10 avec trois utilisateurs de morphologies variées. Pour vérifier que le matelas proposé est un matelas qui ne provoque pas d'escarres de décubitus, une étude clinique est réalisée et les résultats sont présentés au chapitre 11. Finalement, le chapitre 12 conclut cette thèse et présente les perspectives.

2. ESCARRES DE DÉCUBITUS

Selon la définition « National Pressure Advisory Panel » (NPUAP, 2008), une escarre de décubitus est une plaie localisée affectant la peau et/ou les tissus sous-jacents (muscle, gras, ...). Elle se manifeste habituellement au niveau des protubérances osseuses (sacrum, ischions, talons, ...) et elle résulte de l'application d'une pression seule ou d'une pression combinée à du cisaillement et/ou de la friction. D'autres facteurs contribuent aussi à la formation des escarres et seront vus en détail à la section 2.2. La prévalence moyenne des plaies de tout stade selon une étude menée au Canada par Houghton (Woodbury et Houghton, 2004) de 1990 à 2003, est de l'ordre de 22%, sur une population de plus de 14000 patients, toutes institutions confondues (Figure 2.1). L'escarre de décubitus affecte essentiellement les patients alités dans les centres de soins de longue durée et les personnes à mobilité réduite.

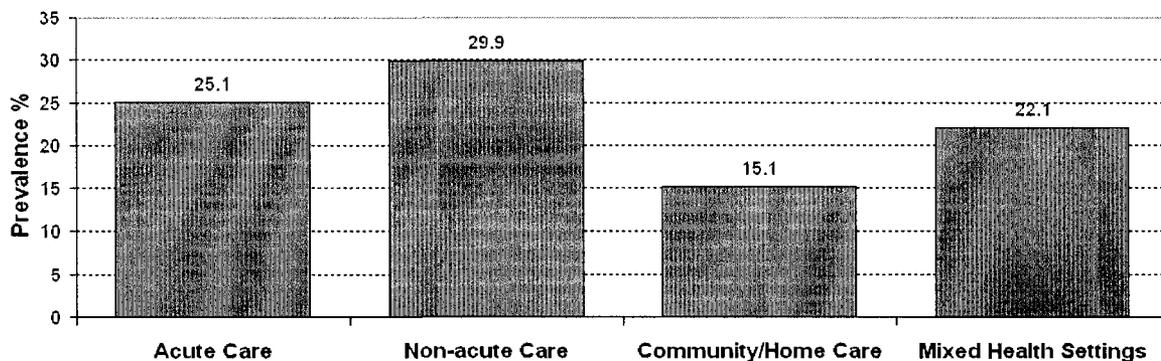


Figure 2.1 Prévalence moyenne de l'escarre de décubitus dans divers centres de soins du Canada sur une population de plus de 14000 patients (Woodbury et Houghton, 2004).

2.1. Classification des escarres

Il existe plusieurs systèmes de classification des escarres, mais le plus couramment utilisé en Amérique du Nord est celui proposé par le « National Pressure Advisory Panel » (NPUAP, 2008). Jusqu'au mois de février 2007, seulement quatre stades permettaient de qualifier la manifestation d'une escarre. Maintenant deux stades supplémentaires concernent les blessures aux tissus profonds et les escarres inclassables. Les quatre stades originaux, mis à jour, sont les suivants.

Stade I – Rougeur ne disparaissant pas à la pression

La peau est intacte et présente une rougeur locale, habituellement située au niveau d'une protubérance osseuse. La rougeur ne blanchit pas après l'application d'une pression sur celle-ci. Il peut être difficile de détecter ce stade chez les personnes ayant la peau foncée. La surface touchée peut être douloureuse, ferme, molle, plus froide ou plus chaude par rapport aux régions alentours.

Stade II – Phlyctène ou phlyctène ouverte

La peau présente une perte partielle du derme se manifestant comme une plaie ouverte rouge ou rosée ou comme une phlyctène. Une hémorragie indique une blessure éventuelle dans les tissus profonds.

Stade III – Escarre superficielle

La peau est totalement endommagée jusqu'à pouvoir observer la graisse sous-cutanée. Cependant, les muscles, les os et les tendons ne sont pas exposés. La profondeur de la plaie dépend de la zone du corps et est d'autant plus importante que la zone affectée est adipeuse.

Stade IV – Escarre en profondeur

La peau est nécrosée. L'endommagement peut atteindre les muscles, les fascias et les tendons pouvant provoquer de l'ostéomyélite.

Les deux nouveaux stades, qui ne sont pas numérotés, sont les suivants :

Stade : suspicion de blessures aux tissus profonds

Une zone locale de la peau intacte peut être décolorée (violette ou marron) ou bien une cloque remplie de sang est présente suite aux dommages causés dans les tissus sous-jacents par des contraintes de tension/compression/cisaillement. Les blessures profondes sont difficilement détectables chez les personnes à peau foncée. L'évolution de la plaie peut inclure l'apparition d'une cloque et peut rapidement exposer les tissus avoisinants même avec un traitement optimal. Les stades I à IV supposent une progression d'escarre des tissus superficiels aux

tissus profonds alors que ce nouveau stade correspond à la progression inverse (des muscles vers la peau).

Stade : inclassable

La plaie présente une perte de tissus et est couverte à sa base de morceaux de peau (jaunes, jaunes foncés, gris, verts ou bruns). Tant que ces morceaux sont présents, le véritable stade de la plaie ne peut pas être déterminé.

2.2. Étiologie

Plusieurs recherches sont effectuées pour tenter d'expliquer les causes et les mécanismes de formation des escarres mais aucune conclusion finale n'est encore disponible pour aider à leur prévention. La plupart des recherches mettent l'accent sur plusieurs facteurs pouvant être à l'origine des escarres. On retrouve en premier plan les facteurs extrinsèques (pression et cisaillement de contact, température, ...) et en retrait, les facteurs intrinsèques qui sont propres à la personne atteinte (diabète, alcoolisme, ...).

La pression et le cisaillement au contact sont reconnus comme étant les deux principaux facteurs de formation des escarres. Dinsdale (Dinsdale, 1974) démontra d'ailleurs que lorsqu'une pression et un cisaillement de contact sont appliqués sur la peau d'un porc, une pression aussi basse que 45 mmHg était suffisante pour créer une escarre, tandis qu'une pression de 290 mmHg était requise sans la présence de cisaillement. En 1930, Landis (Landis, 1930) affirmait que les vaisseaux sanguins s'occluaient pour une pression supérieure à 32 mmHg, et donc il recommandait ce seuil pour éviter toute ischémie. Par la suite, d'autres chercheurs dont Kosiak (Kosiak, 1959) ont utilisé des modèles sur animaux et sur un humain pour créer une relation entre la pression appliquée et la durée d'exposition. La conclusion évidente à tous ces tests est que plus l'exposition est longue, plus la pression appliquée doit être faible. Une étude sur un modèle animal a notamment permis de fixer des seuils de pression (Linder-Ganz et al., 2006) pour lesquels les cellules vont survivre ou mourir (Figure 2.2). Actuellement, les principales explications physiopathologiques des escarres suite à l'application prolongée d'une pression et/ou d'un cisaillement au contact sont une ischémie localisée causée par l'occlusion des vaisseaux capillaires, les lésions dues aux restaurations du

flux sanguin, un dysfonctionnement du système lymphatique et la déformation prolongée des cellules.

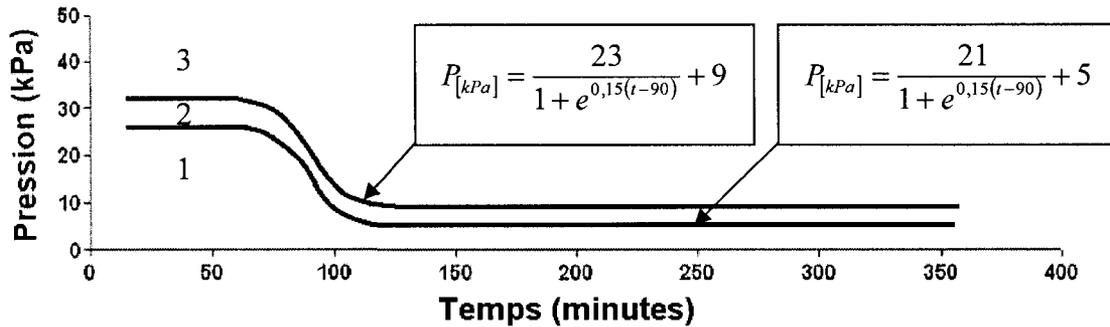


Figure 2.2 Seuils de la mort des cellules des tissus musculaires striés de rats albinos en fonction de la pression¹ et du temps (Zone 1 : survie des cellules, Zone 2 : zone d'incertitude, Zone 3 : décès des cellules)

L'ischémie fut la première théorie (Kosiak, 1959) expliquant la formation des escarres. L'application d'une pression prolongée occlut les vaisseaux capillaires sanguins, ce qui cause une anoxie (pression artérielle de l'oxygène dans le sang inférieure à 0,2 bars) privant ainsi les cellules de l'apport en oxygène nécessaire à leur bon fonctionnement (Daniel et al., 1981). Paradoxalement, suite à une ischémie, la restauration du flux sanguin conduit à une réponse inflammatoire (accumulations de substances) et cause des dommages supplémentaires aux tissus (Huda et al., 2004; Peirce et al., 2000).

Le chargement extérieur des tissus peut également affecter le système lymphatique qui protège l'organisme contre les maladies et les infections. Son rôle principal étant d'éliminer les déchets des organes par drainage, une pression prolongée pourrait ralentir ou annuler cette fonction. Il s'en suivrait une accumulation de protéines et de déchets métaboliques affectant directement les tissus et étant responsable de la formation des escarres (Reddy et Cochran, 1981).

Des études *in-vitro* ont été effectuées pour observer directement l'effet de la pression sur les cellules des muscles, ces derniers étant les tissus sous-jacents supposés les plus à risque (Bouten et al., 2003). Gawlitta (Gawlitta et al., 2007) a développé un modèle de cellules

¹ Conversion de pression : 1 kPa=7,5 mmHg

musculaires dans des environnements hypoxique et non-hypoxique soumis à une déformation en compression de 0%, 20% et 40%. Il a été constaté que sur une période de 22h, un environnement hypoxique sans compression ne contribuait pas à la mort des cellules, alors que l'application d'une compression de 40% conduisait au décès progressif de toutes les cellules. De récentes études visent également à déterminer une relation entre la déformation des cellules et le temps nécessaire à leur nécrose (Gefen et al., 2008). Tous ces résultats suggèrent que les escarres se développent suite à la nécrose des cellules et dans les tissus profonds (muscles).

Depuis quelques années, plusieurs modèles par éléments finis ont été créés pour estimer les contraintes internes dans les tissus suite à l'application d'une pression extérieure. Le modèle le plus courant décrit les contraintes dans les tissus autour des ischions d'une personne en position assise (Linder-Ganz et al., 2007; Oomens et al., 2003). Le modèle simplifié axisymétrique proposé par Oomens (Oomens et al., 2003) étudie l'effet de l'enfoncement du fessier dans une structure de support sur les déformations internes des tissus. Les déformations en cisaillement dans le muscle proche de la protubérance osseuse sont élevées et ne change que très peu même après avoir varié les propriétés mécaniques de la structure de support. Par une approche combinant les éléments finis et la mesure par résonance magnétique, Linder-Ganz (Linder-Ganz et al., 2007) arrive également à des déformations en compression dans le muscle qui sont très élevées et environ 1,5 fois plus importantes que dans les tissus graisseux. Ces études renforcent encore l'idée que l'application d'une pression/cisaillement au contact affecte en premier lieu les tissus profonds.

Outre les contraintes mécaniques extérieures, la température peut jouer aussi un grand rôle sur la formation des escarres. La température de la peau d'un être humain nu dans un environnement à 20°C est de l'ordre de 33°C (Nicholson et Scales, 2000). Selon Nicholson (Nicholson et Scales, 2000), une personne au repos dégage 64 W/m² (44 W/m² dû à l'environnement et 20 W/m² dû à la diffusion et l'évaporation de l'humidité par la peau et le système respiratoire). Selon Lachenbruch (Lachenbruch, 2005), lorsque la température de la peau excède 33°C, l'exigence métabolique augmente de 6% à 13% par degré Celsius. Or, l'application d'une pression de contact entrave l'échange de nutriments entre les cellules et les

vaisseaux sanguins. Donc, ces deux phénomènes combinés ensemble risquent de fragiliser davantage les tissus. Il recommande alors de limiter l'augmentation de la température de la peau lors de l'alitement voire même de la diminuer. Un modèle porcin a été développé par Kokate (Kokate et al., 1995) pour évaluer l'influence de la température superficielle (25°C à 45°C) et l'application d'une pression (100 mmHg) sur l'endommagement des tissus cutanés et sous cutanés. À une température de 25°C, aucun endommagement n'était notable au bout de 10 h, que ce soit superficiellement ou dans les tissus profonds. À 35°C, seuls les tissus profonds étaient endommagés alors qu'à 45°C, les tissus cutanés et sous-cutanés étaient atteints au bout de 5h. Une hausse de température fragiliserait donc d'abord les tissus sous-cutanés puis les tissus cutanés.

La plupart des études vues jusqu'à présent proposent une apparition et un développement des escarres dans les tissus profonds. C'est pourquoi, le NPUAP a revu sa classification se basant sur l'observation de l'état de santé cutané pour rajouter deux stades permettant de prendre en considération les escarres s'attaquant en premier aux tissus profonds. Pour ce qui a trait aux plaies superficielles (affectant le derme puis les tissus sous-jacents), deux facteurs sont plus susceptibles de les expliquer, l'humidité et la friction au contact. L'humidité est responsable d'une possible macération des tissus, ce qui les fragilise davantage (Haex, 2004). L'être humain dégage en moyenne 200 à 300 mL d'eau durant la nuit, dont le tiers est issu de la respiration. Les deux tiers restant sont évacués par la peau. Le taux d'humidité recommandé par Haex (Haex, 2004) doit se stabiliser à 65% après 20 minutes d'alitement, pour faire un compromis entre la macération et l'assèchement de la peau. S'ajoute à l'humidité dégagée par le corps humain, les déchets urinaires et fécaux qui favorisent grandement la macération et rendent les tissus touchés plus sensibles aux contraintes extérieures. La friction, quant à elle, dépend directement des textiles employés à l'interface homme-matelas et ses effets sont observés surtout lors des changements de postures. L'humidité et la friction favorisent le développement des escarres. Cependant, lorsque ces deux facteurs sont les seuls responsables de la création de plaies superficielles, ces dernières ne devraient pas être confondues avec des escarres de décubitus qui, par définition, sont le résultat de l'application d'une pression prolongée.

La formation des escarres peut également être également favorisée par les facteurs intrinsèques qui touchent directement le patient. On peut retrouver l'immobilité de l'individu (Lindgren et al., 2004), son incontinence urinaire ou fécale (Lyder et al., 2002) ou encore la dénutrition (Berlowitz et Wilking, 1989). D'autres facteurs, non présentés dans des études, peuvent contribuer au développement des escarres l'amaigrissement, la déshydratation ou toute maladie systémique (troubles vasculaires, diabète, ...).

À l'heure actuelle, il est difficile de distinguer si la plaie superficielle observée est le résultat de l'application d'une pression prolongée (et dans ce cas une escarre) ou une simple lésion cutanée. Néanmoins, si la pression est en cause et que la peau est atteinte, il est fort probable que les tissus sous-cutanés soient déjà endommagés. Toutes les études actuelles mettent beaucoup l'accent sur le fait que les escarres sont des lésions qui se développent de l'intérieur vers l'extérieur. Ces études servent à mettre à jour les outils portant sur la détection et la prévention des escarres dans les centres de soins.

2.3. Prévention, traitement et coût

La méthode de prévention la plus utilisée consiste à repositionner le patient à intervalles de temps réguliers, en général aux deux heures (Lyder et al., 2002), pour soulager les zones du corps qui ont subi des pressions de contact avec le matelas. Cette durée peut être modifiée selon les conditions de santé de l'individu et selon l'efficacité du matelas. Des coussins d'appoint permettent également au patient d'être positionné dans une posture adéquate.

Le coût du traitement d'une escarre peut être relativement élevé selon le stade atteint. Les coûts associés au traitement d'une escarre de stade 3 par électrostimulation, tel qu'estimé par Houghton en 2004 ont atteints environ 27000\$CAD, répartis sur 3 mois (Houghton et Allen, 2004). Sachant que le coût de fonctionnement de l'électrostimulation ne s'élevait qu'à 1500\$CAD, la part relative à l'encadrement est donc non négligeable. Au Royaume-Uni, Gerry Bennett (Bennett et al., 2004) a démontré que le coût de traitement d'une escarre augmente avec le stade (Figure 2.3). Il apparaît donc évident que des stratégies de prévention sont nécessaires pour diminuer les coûts et surtout pour ne pas aggraver l'état actuel de l'individu.

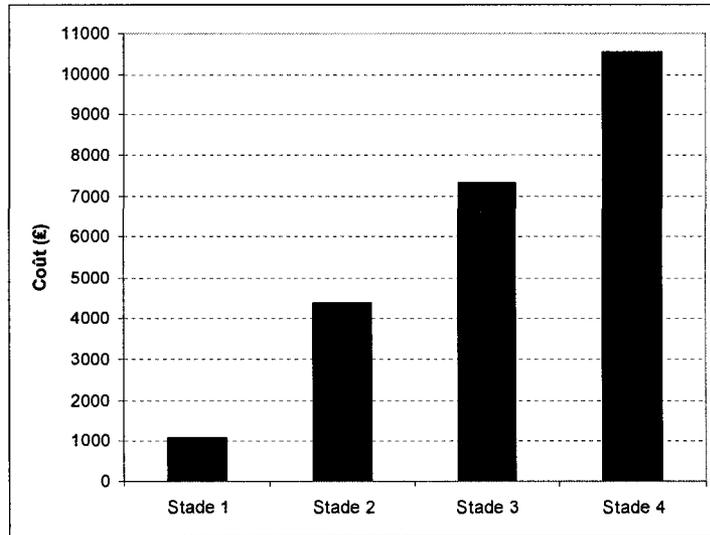


Figure 2.3 Coût associé au traitement d'une escarre selon son stade (Bennett et al., 2004).

En regard des escarres, les matelas sont classés comme étant « curatifs » ou « préventifs ». Un matelas préventif est un matelas qui minimise les chances qu'une escarre se développe. Le matelas curatif est non seulement préventif mais aussi évite qu'une escarre existante puisse s'aggraver. Dans les deux cas, le patient est repositionné au cours du temps pour modifier les zones de pression du corps avec le matelas.

3. CONCEPTS PRÉLIMINAIRES SUR LES MATELAS

Cette section présente les deux fonctions principales que remplissent les matelas, à savoir la gestion du contact et la gestion du support. La gestion du contact englobe les contraintes mécaniques superficielles (pression, cisaillement), la température, l'humidité et l'aération à l'interface homme-matelas. La gestion du support définit, quant à elle, la posture de l'individu et la structure utilisée pour répartir la charge sur le matelas.

3.1. Contact homme-matelas

3.1.1. Pression de contact

Actuellement, la grande majorité des matelas sont conçus pour les patients selon deux principes. Le premier stipule que la surface de contact entre le patient et le matelas doit être la plus grande possible pour atténuer les pics de pression tout en exerçant si possible une pression quasi-hydrostatique sur l'ensemble du corps en contact. Ce principe est à la base de la plupart des matelas en mousses viscoélastiques et/ou élastiques, les matelas de fluides (de polymère gélatineux pour le matelas RIK® (KCI, Amsterdam, Pays-Bas)), les matelas à faible perte d'air ou à air fluidisé (Figure 3.1) et les matelas à ressorts.



Figure 3.1 : Matelas à grande surface de contact.

Le second principe provient du chercheur Kosiak (Kosiak, 1959) qui affirma que « puisqu'il est impossible d'éliminer complètement toute pression au cours d'une longue période, il devient impératif que la pression soit complètement éliminée à des intervalles fréquents afin de permettre la circulation dans les tissus ischémiques ». Ainsi ont vu le jour les matelas de pression alternée qui, plutôt que d'augmenter la surface de contact, redistribuent les surfaces de contact au cours du temps en gonflant et dégonflant des chambres d'air (Figure 3.2). Ces

deux principes relèvent du bon sens si on s'intéresse uniquement à diminuer les effets de la pression de contact. Ils mettent également en évidence l'existence de deux catégories de matelas, les matelas dynamiques (pression alternée, air fluidisé) et les matelas passifs (tous ceux qui ne sont pas mus par une source d'énergie extérieure).

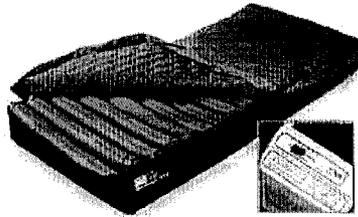


Figure 3.2 Matelas à pression alternée.

Un critère de qualification de matelas relatif à la pression de contact stipule que la pression s'exerçant sur l'individu ne devrait pas excéder 32 mmHg. Cette limite est basée sur la pression minimale nécessaire à l'occlusion des vaisseaux sanguins. Elle correspond en fait à la pression sanguine moyenne au niveau des capillaires des doigts (Landis, 1930). Une pression externe de 32 mmHg appliquée pendant plus de 2 heures peut provoquer des ischémies, ce qui contribue à la formation des escarres (Kosiak, 1959).

Autant le respect de la limite de 32 mmHg est réalisable avec des matelas de mousse, autant un certain type de matelas, découvert suite à une recherche générale sur les technologies de matelas, ne respecte pas du tout cette limite. Il se dénomme ISOFLEX® (Gaymar Industries Inc., New-York, États-Unis). La composante principale de ce matelas est un quadrillage en élastomère gélatineux (Figure 3.3). Cet élastomère comprend des copolymères triblocs à haute viscosité de la configuration générale poly(styrène-éthylène-butylène-styrène). L'assemblage de ce matelas ainsi que le quadrillage qui le compose sont brevetés (Flick et Jusiak, 2002).

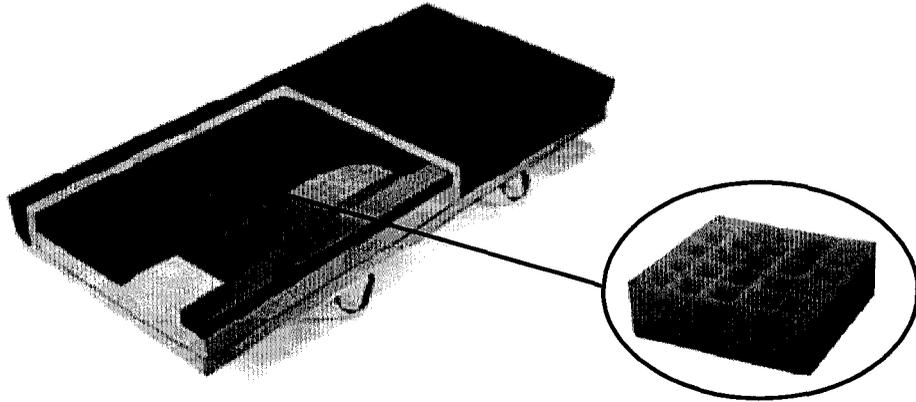


Figure 3.3 Matelas ISOFLEX® et une partie de son quadrillage en élastomère gélatineux.

Selon une étude de cas menée à New York au début de l'année 2000 (Huber, 2000), ce matelas a été très bénéfique pour les patients l'ayant utilisé en centre de soins de longue durée. Il a notamment permis de stopper la progression des escarres de stade II et III présentes sur certains patients. Le principe du matelas consiste à appliquer des pressions élevées localement et de n'appliquer aucune pression aux alentours. Sa grande particularité est que le contact avec le patient ne s'effectue que sur les arêtes de la structure alvéolée rectangulaire gélatineuse qui compose le matelas. Cette surface de contact correspond environ au tiers de la surface de contact que le patient a avec la toile du matelas. Généralement, la pression de contact entre un matelas et le patient est continue sur la surface de contact, alors que pour le matelas ISOFLEX®, cette pression est discontinue du fait du quadrillage (Figure 3.4). Deux modèles par éléments finis ont été créés pour estimer la répartition de pression lors de l'indentation d'une sphère de masse 2 kg et de diamètre 50,8 mm sur une structure de mousse de polyuréthane et sur une structure quadrillée d'ISOFLEX® (Annexe 1). Les propriétés de la mousse de polyuréthane sont celles présentées à la section 6.6. Ne connaissant pas les propriétés de la structure d'ISOFLEX®, le caoutchouc naturel a été choisi comme matériau de composition. Il est modélisé par la loi de comportement hyperélastique de Neo-Hookean :

$$W = \frac{\mu}{2}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{d}(J - 1)^2 \quad (3.1)$$

Où W est l'énergie de déformation par unité de volume, \bar{I}_1 est le premier invariant de la partie déviatrice du tenseur de déformation, μ est le module de cisaillement initial, d le paramètre d'incompressibilité du matériau et J le déterminant du tenseur gradient de la transformation. Dans le cas du caoutchouc naturel, les propriétés ont été fixées à $\mu=1,205$ MPa et $d=0,00239$.

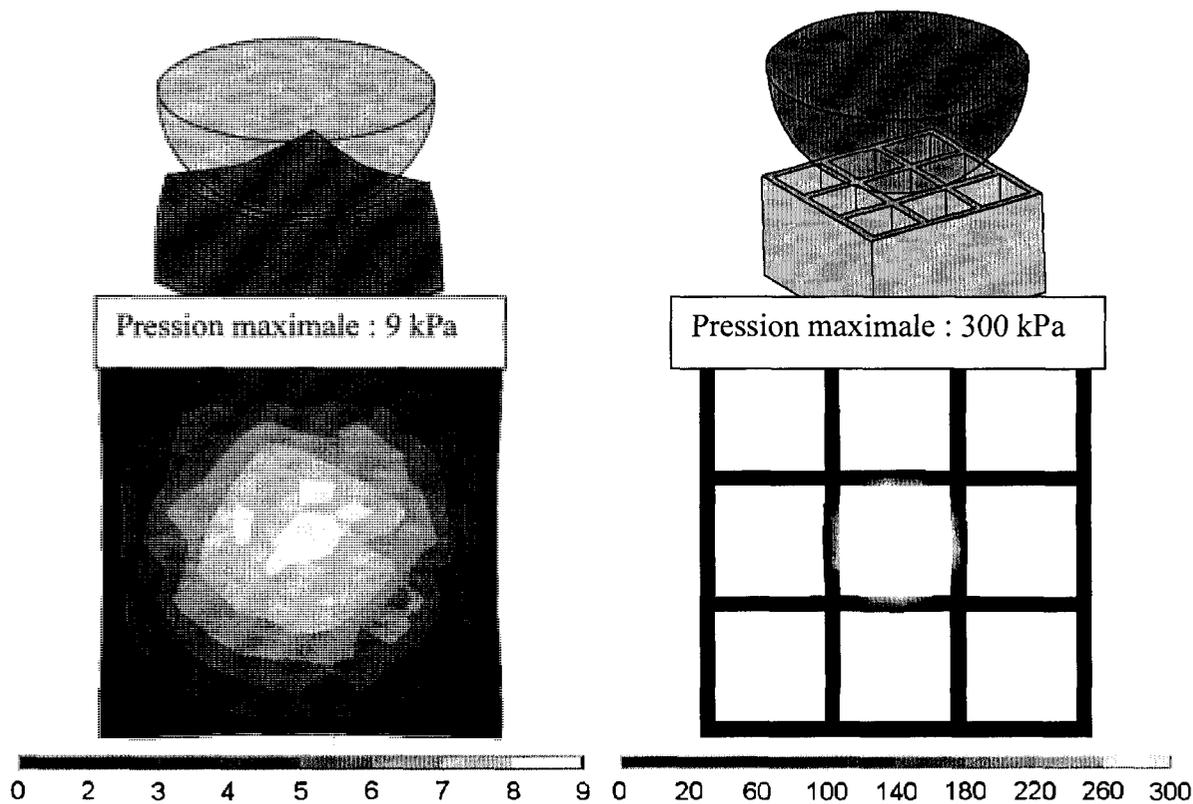


Figure 3.4 Modèles éléments finis de contact : Pression de contact (kPa) sur une structure quadrillée en polymère gélatineux de style ISOFLEX® (à droite) versus une structure en mousse (à gauche) par l'enfoncement d'une sphère de rayon 2 po et de masse 2 kg.

On constate que la surface de contact entre la sphère et la mousse est beaucoup plus grande que celle entre la sphère et la structure quadrillée (Figure 3.4). Cela se traduit par des pressions de contact plus élevées pour la structure quadrillée. Autant sur la structure de mousse, la pression de contact n'excède pas 9 kPa, autant sur la structure quadrillée, des pics de pression pourraient atteindre 300 kPa. Finalement, on peut s'attendre à une pression très supérieure à 32 mmHg (~4.27 kPa) sur la structure ISOFLEX®, ce qui remet en question le critère de pression de contact limite. Une hypothèse qui expliquerait l'efficacité du matelas ISOFLEX® est que les tissus mous seraient plus résistants lorsque la pression de contact est locale et très discontinue. L'irrigation sanguine des tissus serait moins contrainte que si la pression de contact s'étendait sur une plus grande surface (telle qu'observée dans le cas des mousses de polyuréthane).

3.1.2. Cisaillement

Après un quelconque transfert de l'individu sur le matelas, des contraintes de cisaillement internes aux tissus peuvent persister. Le coefficient de frottement entre le piqué (étoffe sur lequel repose le patient) et l'alaise (enveloppe) du matelas est donc minimisé pour limiter non seulement les efforts du préposé pour déplacer le patient, mais aussi les contraintes résultant du frottement. À titre informatif, selon une étude non publiée menée en septembre 2006 par Lucie Dupont de la compagnie Réadaptation Intergo, l'effort combiné requis par deux préposés pour remonter un patient de 105 kg vers la tête de lit varie de 330 N pour l'alèse Laframboise associée au piqué Arjo à 510 N pour une alaise et un piqué standard.

Le cisaillement interne est une grandeur difficile à mesurer expérimentalement. L'alternative est d'estimer les contraintes de cisaillement au moyen de la méthode des éléments finis. Certaines études ont été réalisées et elles concernent soit le contact du fessier d'un individu assis sur une surface de mousse en polyuréthane (Oomens et al., 2003; Ragan et al., 2002; Verver et al., 2004), soit un modèle général où la forme du corps est approximée à un cylindre (Kuroda et Akimoto, 2005). Plusieurs conclusions ressortent. Le cisaillement interne est maximum dans les tissus musculaires à l'interface des protubérances (Oomens et al., 2003). Les escarres se développeraient dans les tissus musculaires pour ensuite se propager vers les tissus superficiels (Kuroda et Akimoto, 2005). L'augmentation de l'épaisseur de la structure en mousse augmenterait le cisaillement interne maximum (à cause d'un déplacement plus important de la protubérance osseuse en comparaison au déplacement des tissus alentours) mais diminuerait la pression de contact maximale et la contrainte interne maximale (Ragan et al., 2002), du fait de l'accroissement de la surface de contact avec l'épaisseur de la structure de mousse.

3.1.3. Température, humidité, aération

La température de la peau est influencée par la surface de contact et les composants internes du matelas. Sur le graphique (Figure 3.5) issu d'une étude menée par Lachenbruch (Lachenbruch, 2005), on constate que les matelas en mousse de polyuréthane ont une forte tendance à réchauffer la peau de l'individu en convergeant vers la température du corps humain 37°C (ou 98,6°F). La courbe de réchauffement par le matelas de gel a sensiblement la

même constante de temps que celle pour la mousse de polyuréthane. Cependant, il est difficile de conclure sur la température à laquelle elle va converger. Enfin, les matelas à faible perte d'air et à air fluidisé limitent la température de la peau par une circulation d'air.

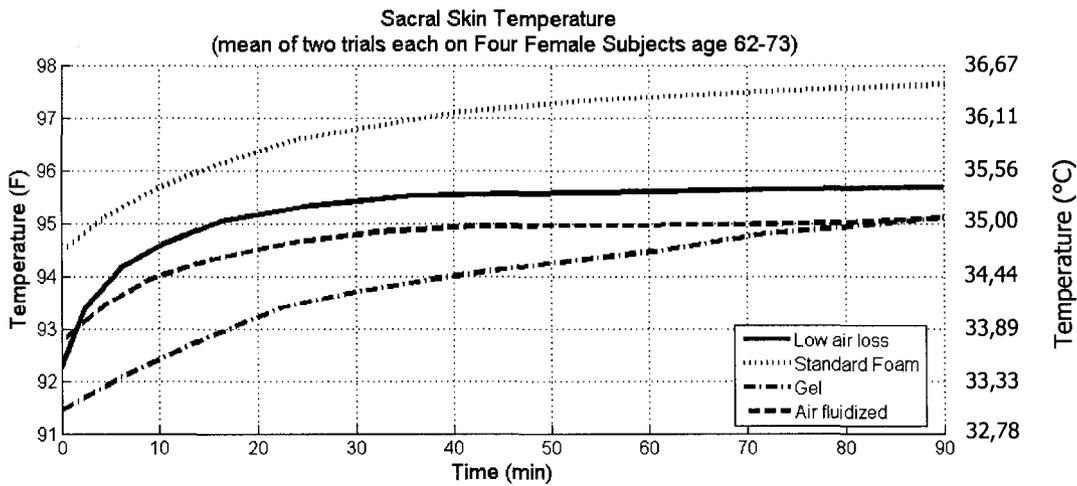


Figure 3.5 Évolution en fonction du temps de la température de la peau sacrale sur quatre types de matelas.

En 1999, Nicholson a développé un outil permettant de déterminer le transfert de chaleur et la perméabilité à la vapeur d'eau des matelas (Nicholson et Scales, 2000). Il a comparé quatre matelas en mousse de polyuréthane munis de différentes enveloppes à un matelas à faible perte d'air. Ce dernier possède de forts taux de transfert de chaleur (377 W/m^2) et d'humidité ($9719 \text{ g/m}^2/\text{jour}$) qui sont bien au-delà des pertes physiologiques (environ 64 W/m^2 et $400 \text{ g/m}^2/\text{jour}$) (Nicholson et Scales, 2000). Une régulation de ce type de matelas doit être effectuée pour ne pas assécher ni trop refroidir la peau de l'individu. La mousse limite la perte de chaleur. Elle variait entre 12.1 W/m^2 et 23.8 W/m^2 . Ainsi, la peau de l'individu devrait se réchauffer et s'approcher de la température de 37°C sans la dépasser. La perméabilité à la vapeur d'eau de la mousse est de l'ordre de 2000 g/m^2 , ce qui est largement suffisant pour absorber les pertes. C'est plutôt l'enveloppe du matelas qui va jouer sur la perméabilité.

3.2. Support de l'individu

3.2.1. Posture de l'individu

Le support correspond à la capacité du matelas à positionner le patient de façon ergonomique. Il n'existe pas de position « idéale » pour se coucher sur un matelas mais des positions

recommandées. Dans les centres de santé, les deux positions les plus utilisées au lit sont le décubitus dorsal et le décubitus latéral ou semi-latéral. Le décubitus ventral n'est pas adopté à cause des contraintes supplémentaires au niveau de la colonne vertébrale dues à la rotation de la tête. En position latérale, les courbures antéropostérieures de la colonne vertébrale peuvent être modifiées en fléchissant les jambes ou le cou. Par ailleurs, la colonne devrait être contenue dans le plan sagittal de l'individu pour limiter les contraintes internes. La position latérale étant plus instable, des coussins d'appoint sont généralement utilisés pour maintenir les patients en position. En position dorsale, la tête et les pieds de l'individu sont généralement surélevés pour favoriser le fonctionnement du système cardiovasculaire (Santé Canada, 2001). Dans une position en semi-Fowler à 30° (tronc et cuisses relevés de 30° par rapport au sol, mollets parallèles au sol), Defloor (Defloor, 2000) a constaté des pressions de contact (mesurées par une nappe de pression positionnée entre les sujets et le matelas) inférieures à celles mesurées en décubitus dorsal, en position mi-assise (dossier à 30° ou 60°) et en position assise (dossier à 90°).

3.2.2. Structures de support

Pour réaliser le support, plusieurs technologies sont disponibles. Tout d'abord, les matelas à ressorts, qui sont les plus répandus dans le domaine résidentiel, offrent diverses possibilités. La rigidité des ressorts peut être ajustée pour différentes catégories de personnes en jouant sur leurs dimensions, notamment sur le diamètre du fil qui les compose. La rigidité des ressorts peut être constante ou augmenter (ressorts biconiques) lorsqu'ils sont comprimés. L'option des ressorts ensachés permet de faire varier la rigidité du matelas localement et indépendamment. Un autre avantage est qu'ils favorisent la circulation d'air. Enfin, les matelas à ressorts sont souvent combinés avec des matériaux mous pour le contact avec la personne.

Dans les structures de support dynamiques, on retrouve principalement des matelas constitués de chambres d'air dont la pression est contrôlée. Les matelas à pression alternée peuvent causer un certain inconfort du patient à cause du bruit et de la façon dont est variée la pression dans les chambres (Vanderwee et al., 2008). Il existe plusieurs modèles qui se distinguent principalement par le nombre de chambres, la grosseur des chambres et le cycle de

fonctionnement. Aucune étude à l'heure actuelle ne décrit les paramètres idéaux pour ce type de matelas. Ces matelas doivent être fiables, car un quelconque dysfonctionnement pourrait avoir des conséquences dramatiques sur la santé du patient. L'efficacité de ce type de matelas par rapport aux matelas statiques sur la prévention des plaies de lits est mitigée. Certaines études montrent qu'ils sont plus efficaces et d'autres concluent qu'ils sont similaires (Vanderwee et al., 2008).

Le matelas ISOFLEX® effectue le support et le contact avec le patient avec la même structure. D'après des tests qualitatifs exécutés au laboratoire sur un matelas ISOFLEX®, ce dernier démontrait qu'il épousait les protubérances. Par contre, les parties planes du corps s'enfonçaient très peu. Ainsi, en position couchée sur le dos, le fessier s'enfonçait alors que le dos ne s'enfonçait pas. À court terme, des douleurs lombaires se faisaient ressentir.

Les matelas de mousses sont très présents dans les hôpitaux. La grande variété de mousses existantes sur le marché offre beaucoup de possibilités d'assemblages de matelas. On retrouve principalement les mousses élastiques et viscoélastiques. Les mousses viscoélastiques offrent peu de support et servent principalement à se conformer aux formes du corps et à augmenter la température à la surface de contact. Les mousses élastiques ont un comportement mécanique intéressant. Si on considère un cube de mousse comprimé entre deux plans, sa courbe de compression est similaire à celle présentée à la Figure 3.6. On constate que la pente de la courbe n'est pas constante, contrairement aux ressorts hélicoïdaux en acier. Elle est d'ailleurs très faible au voisinage de la pression P . Supposons que le cube de mousse exerce une pression de contact P sur le corps qu'il supporte. Un enfoncement supplémentaire du corps dans le cube de mousse engendre une faible augmentation de la pression de contact P (si la compression du cube n'excède pas C_2).

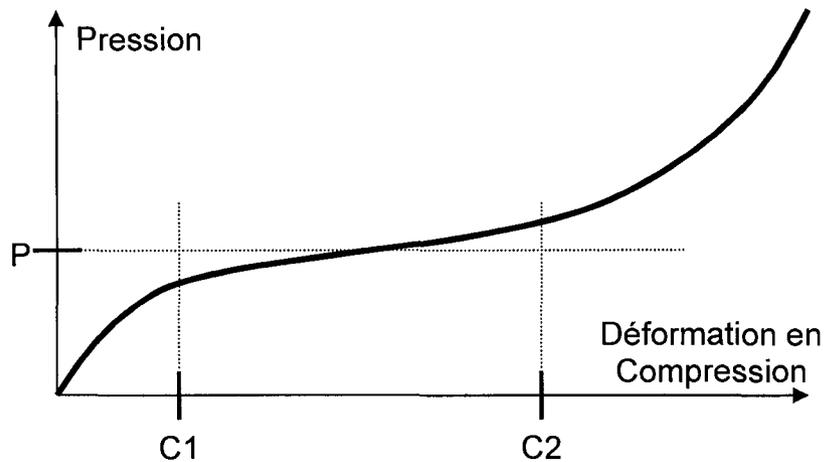


Figure 3.6 Courbe typique de compression d'un cube de mousse en polyuréthane.

Pour obtenir un tel comportement de la mousse de polyuréthane, il est nécessaire de la faire travailler en compression. Si elle est sollicitée en tension, elle se comportera davantage comme un ressort à rigidité constante.

Ce qui est également intéressant avec la mousse est que pour des objets de même masse mais de forme distincte, leur enfoncement sera différent en comparaison à des ressorts hélicoïdaux (Figure 3.7). La mousse épouse de surcroît les formes géométriques.

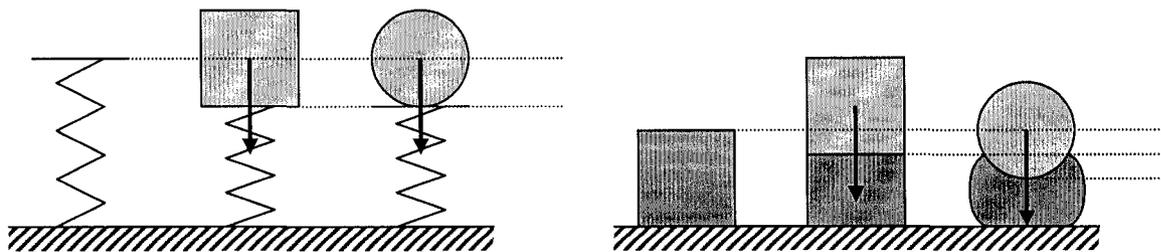


Figure 3.7 Comparaison entre la compression d'un ressort hélicoïdal et d'un cube de mousse avec des formes cubique et sphérique de même poids.

On peut être réticent sur le choix d'une mousse de polyuréthane du fait de sa durée de vie. Cette dernière dépend en grande partie de la densité massique. Plus élevée sera cette densité, meilleure sera la résistance à la fatigue de la mousse de polyuréthane. Par exemple, à partir du test de fatigue I₃ de la norme ASTM D3574-03 (ASTM International,), après 80000 cycles, une densité de l'ordre de 16 kg/m³ (=1 lb/ft³) provoquera une perte de support de 33% alors

qu'une densité égale à 48 kg/m^3 ($=3 \text{ lb/ft}^3$) ne provoquera que 13% de perte (Polyurethane Foam Association, PFA, 1995a).

Avec toutes ces considérations, la mousse de polyuréthane apparaît comme une bonne option pour réaliser la structure de support du matelas. L'efficacité du support dépend néanmoins de la morphologie de la personne alitée. Le corps humain est une structure complexe qui peut être très différente d'une personne à l'autre sur le plan morphologique. En effet, un matelas qui convient à un individu ne pourrait pas forcément servir à quelqu'un d'autre, d'où l'intérêt de concevoir un matelas sur mesure. Les propriétés mécaniques du matelas doivent donc être adaptées à la morphologie de l'individu pour pouvoir le positionner de façon ergonomique, ce qui revient entre autres à minimiser les contraintes internes à la colonne vertébrale.

4. CAPTEUR CYLINDRIQUE DE PRESSION

La comparaison des matelas se fait souvent de manière subjective. On se couche dessus et on choisit celui sur lequel on se sent le mieux. On parle dans ce cas de confort, qui est une représentation difficilement quantifiable du fait qu'elle est propre à chaque individu. Des outils plus objectifs existent et permettent de quantifier le support du matelas et la pression de contact avec le matelas. Ce chapitre présente un nouvel outil, un capteur cylindrique de pression développé dans le cadre de cette thèse, offrant à la fois des indicateurs sur le support et des indicateurs sur la pression de contact.

4.1. Outils existants de caractérisation de matelas

Cette section regroupe les deux principaux outils existants de caractérisation de matelas.

4.1.1. Indentation Load Deflection (IFD)

L'IFD est un facteur qui permet de quantifier la fermeté des composantes d'un matelas qui sont habituellement en mousse de polyuréthane. La procédure permettant d'obtenir cette valeur s'inspire de la norme ASTM D3574-03-B1 (ASTM International,). Elle consiste à comprimer la composante du matelas d'un certain pourcentage de sa hauteur avec un disque de diamètre 203,2 mm et de recueillir la charge exercée dessus. Cette technique s'applique habituellement sur des échantillons parallélépipédiques de dimensions 381 mm × 381 mm × 101,6 mm en mousse de polyuréthane. La fermeté du matelas est généralement définie par l'IFD25% (IFD pour une compression de 25%). Aux États-Unis, le ratio IFD65%/IFD25% constitue ce que l'on appelle le facteur de support (Polyurethane Foam Association, PFA, 1995b). Plus ce facteur est élevé (autour de 3), plus la mousse est en mesure de fournir du support.

4.1.2. Nappe de pression

La nappe de pression permet d'avoir une idée sur la répartition de la charge du corps exercée sur la couche de support. Un type de nappe de pression relativement utilisé est le modèle PX100:64.160.02 (XSENSOR®, Calgary, Canada). La nappe a une largeur de 812.8 mm pour une longueur de 2032 mm (Figure 4.1). Elle comporte 10240 capteurs de forme carrée de 12.7 mm de côté. Les capteurs ont été calibrés sur deux plages de pressions : 5-100 mmHg et

10-200 mmHg. Dans notre cas, c'est la première plage qui est utilisée. À titre informatif, la Figure 4.2 donne une idée de la surface de contact nécessaire pour obtenir une pression moyenne désirée à une masse de personne donnée. Pour une aire de contact faible, la pression moyenne de contact est très sensible à toute variation de la masse de la personne.

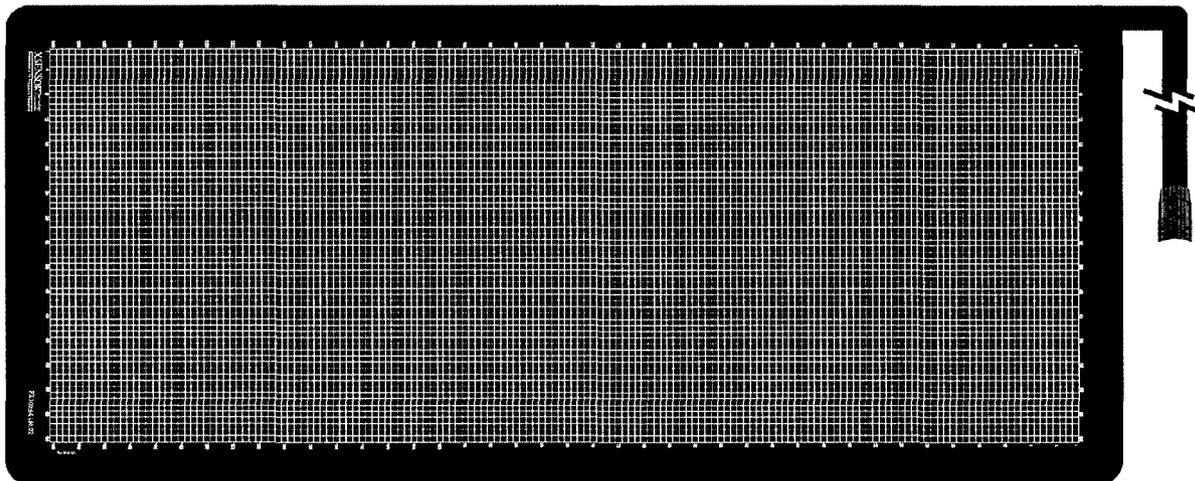


Figure 4.1 Nappe de pression XSENSOR® PX100:64.160.02.

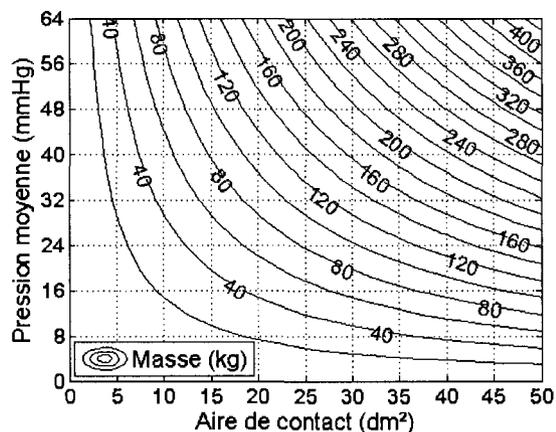


Figure 4.2 Courbe de niveaux montrant la relation entre la masse d'une personne, l'aire de contact et la pression moyenne de contact.

La nappe de pression comprend deux ensembles de bandes conductrices qui sont orientées perpendiculairement (Figure 4.3). Ces ensembles sont séparés par un élastomère de faible épaisseur. L'intersection de deux bandes conductrices forme un nœud capacitif. La capacité de chaque nœud est déterminée par l'aire de la surface de l'intersection des deux bandes et par la distance qui les sépare. Lorsqu'une pression est exercée sur un nœud, l'élastomère se comprime, ce qui augmente la capacité. Le changement de capacité est corrélé à la pression en

effectuant un étalonnage. Par l'intermédiaire d'un circuit multiplexé, le système scanne chaque nœud capacitif pour fournir la distribution de pression sur l'ensemble de la nappe.

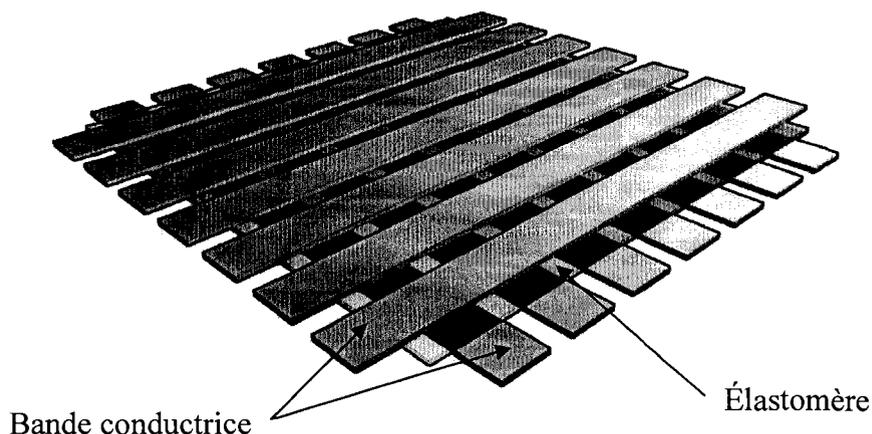


Figure 4.3 Technologie du capteur XSENSOR®.

L'inconvénient des nœuds capacitifs est que le changement de capacité requiert un effort seuil minimal. Les faibles pressions ne peuvent donc pas être mesurées. La nappe de pression XSENSOR® utilisée pour les matelas nécessite une pression minimale de 5 mmHg, ce qui correspondrait à appliquer un chargement uniforme sur l'ensemble de la nappe égal à 1100 N. Aussi, les mesures fournies par la nappe de pression varient au cours du temps. Cette affirmation a été vérifiée expérimentalement dans le cadre de cette thèse. Pour cela, une plaque carrée de côté 29 cm et de masse 38,9 kg a été placée sur la nappe de pression pendant 30 minutes. La force exercée par la plaque sur la nappe de pression a été calculée en faisant la somme des forces appliquées sur chacun des capteurs (La force exercée sur un capteur est égale à la pression mesurée par le capteur multipliée par surface élémentaire du capteur). On a ainsi obtenu l'évolution de cette force au cours du temps (Figure 4.4). On observe clairement que la charge mesurée croît selon une exponentielle inverse au cours du temps et n'atteint pas la charge souhaitée de 382 N.

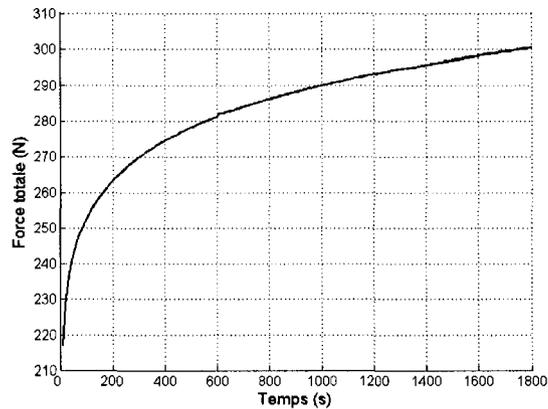


Figure 4.4 Évolution de la mesure de la force exercée par une charge de 38,9 kg (force équivalente égale à 382 N) déposée sur une nappe de pression XSENSOR®.

Enfin, la surface de chacun des capteurs joue sur la mesure du gradient de pression. Autant la nappe XSENSOR® a une résolution suffisante pour les matelas de mousse où le gradient de pression est faible, autant cette résolution est surclassée lors de la mesure sur le matelas ISOFLEX®. Malgré les nombreux inconvénients des nappes de pression, leur gros avantage demeure néanmoins de fournir une excellente idée sur la répartition de pression à laquelle on peut s'attendre sur l'ensemble du corps en contact avec un matelas.

4.2. Nouvel outil de caractérisation des matelas

On constate que seulement deux outils de caractérisation sont actuellement disponibles pour évaluer le support et la pression de contact des matelas. Nous avons tout d'abord le facteur IFD25% qui est malheureusement limité aux composantes en mousse de polyuréthane des matelas. Il pourrait être appliqué directement sur des zones du matelas mais le problème est qu'il est calculé pour une compression de 25% de la hauteur de l'échantillon à tester. Ce calcul n'a pas de sens pour s'appliquer à un matelas car l'épaisseur est très variable d'un matelas à l'autre.

Le second outil correspond aux nappes de pressions qui sont fort utiles pour avoir une idée sur la répartition de pression d'un individu sur un matelas. L'inconvénient est qu'il est nécessaire d'avoir toujours une seule et même personne pour être en mesure de comparer plusieurs matelas à n'importe quel moment, ce qui est peu probable. Une alternative possible serait d'avoir recours à un mannequin standard plutôt que d'une personne, mais ce projet ne rentre

pas dans le cadre de cette thèse. Enfin, la dérive de la mesure délivrée par les capteurs incite à la prudence quant à l'usage des nappes de pression.

Un nouvel outil de caractérisation est donc proposé pour réaliser une évaluation objective des propriétés mécaniques des matelas. Il permet à lui seul de quantifier le support et la gestion de la pression de contact d'un matelas. Il a une forme cylindrique et comprend deux systèmes de mesure de force. Le premier permet de récupérer la force totale F exercée sur le matelas (pour caractériser le support) et le second permet d'estimer la pression de contact locale P (pour caractériser la gestion du contact).

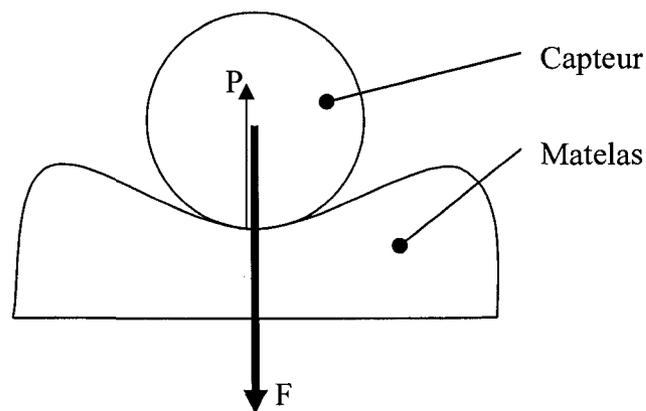


Figure 4.5 Mesures prises par l'outil de caractérisation de matelas

Au lieu d'employer des capteurs capacitifs pour mesurer les forces mises en jeu, il utilise plutôt des cellules de force à pont de jauges résistives qui fournissent des grandeurs très stables dans le temps. Pour la caractérisation du support, une force constante F est imposée plutôt qu'un déplacement relatif (dans le cas de l'IFD25%) pour permettre une corrélation entre les matelas testés. Les composantes du capteur et son utilisation sont décrites dans les sous-sections suivantes. Les sections ultérieures traitent de l'étalonnage du capteur et tous les détails sur ce capteur et sur son application sont présentés dans les sections suivantes.

4.2.1. Composantes du capteur

Le capteur de pression locale (Figure 4.6) a une forme de demi-cylindrique de diamètre 152,4 mm et de longueur 304,8 mm. Il est constitué de trois brides de positionnement angulaire, de deux cellules de force TEDEA-HUNTLEIGH 1022 (VISHAY, Malvern, Pennsylvanie, États-Unis) de capacité 7 kg et d'un profilé en T en aluminium d'épaisseur

4,76 mm et de longueur 180 mm. La tranche centrale du profilé en T passe au travers d'une fente creusée dans le châssis en polycarbonate. La localisation de la surface inférieure de cette tranche est ajustée à l'aide de cales d'acier de sorte qu'elle soit parallèle à la tangente du demi-cylindre. Le rôle de cette surface est d'effectuer le contact avec la structure dont on souhaite mesurer la pression locale de contact. Cette pression est définie par le rapport entre la force mesurée sur le profilé en T et l'aire de la surface inférieure du profilé en T. L'épaisseur des cales va jouer sur la mesure et devra donc être ajustée. L'effort normal exercé sur la tranche est directement mesuré par la cellule de force qui n'est pas influencée par un quelconque moment de force. Enfin les brides de positionnement angulaire permettent d'orienter le capteur pour mesurer la pression à divers angles.

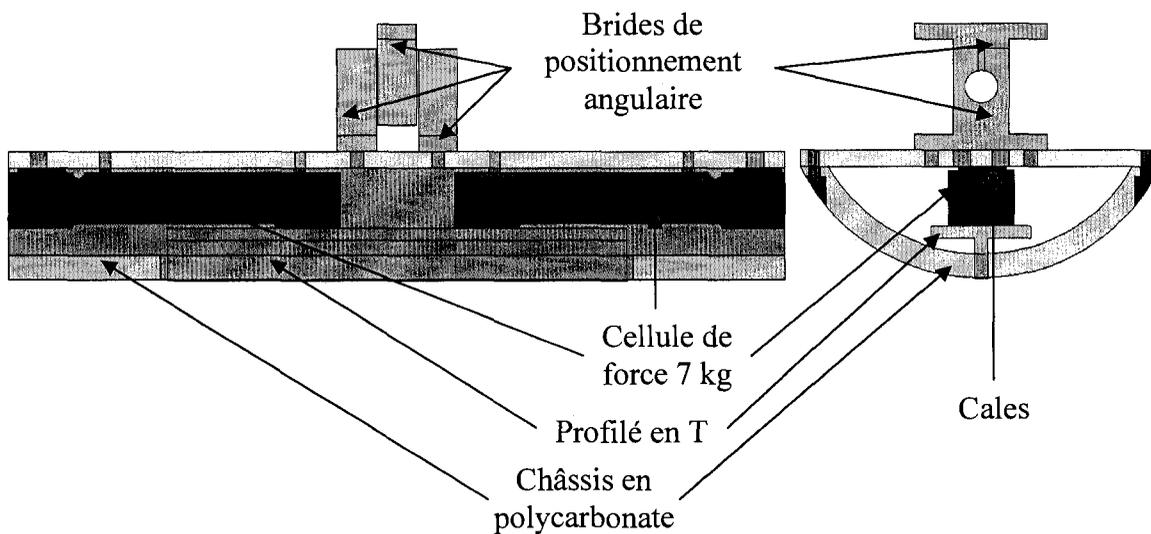


Figure 4.6 Capteur de pression locale

Le capteur de pression locale est relié à une cellule de force TEDEA-HUNTLEIGH 1042 (VISHAY, Malvern, Pennsylvanie, États-Unis) de 70 kg, elle-même attachée à la tige d'un moteur linéaire LINMOT P01-48x240 (LinMot Inc., Elkhorn, Wisconsin, États-Unis) solidaire au bâti (Figure 4.7). Le moteur linéaire est contrôlé en position sur une plage de 250 mm. La technologie de la cellule de force de 70 kg est similaire à celle de 7 kg et n'est donc pas influencée par les moments de force.

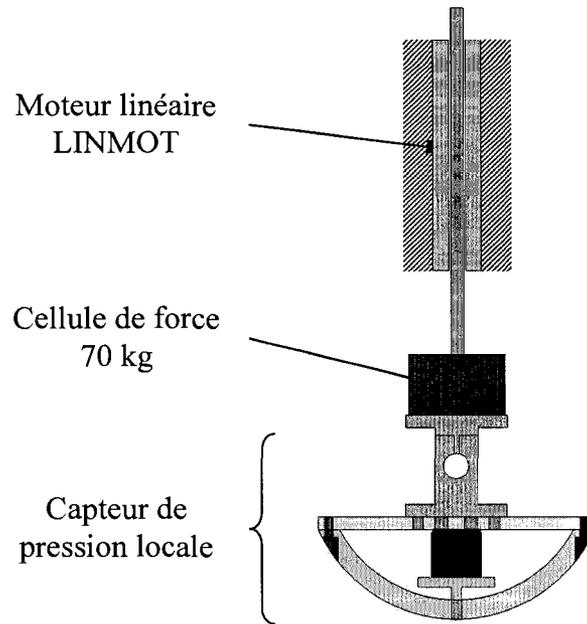


Figure 4.7 Capteur de pression locale fixé à l'actuateur.

4.2.2. Acquisition de données et contrôle

Le moteur linéaire LINMOT possède un contrôleur PID intégré avec compensation de la gravité. Les paramètres du contrôleur ont été ajustés pour de faibles vitesses de fonctionnement. La consigne de position est transmise numériquement par le port série RS-232 de l'ordinateur (National Instruments, Austin, Texas, États-Unis). Le positionnement vertical du capteur est mesuré à l'aide d'un capteur intégré au moteur LINMOT et transmise par le port RS-232. Les cellules de forces sont reliées à des ponts complets du type SGCM-401 (Intertechnology, Don Mills, Ontario, Canada) dont les signaux de sorties sont acquis par la carte NI PCI-6221. La pression locale de contact est calculée en divisant la force totale mesurée par les cellules de force de 7 kg par la surface de la tranche en contact ($857,25 \text{ mm}^2$ si la tranche est entièrement en contact). L'interface d'acquisition pour l'utilisateur a été développée avec LABVIEW 7.1 © (National Instruments, Austin, Texas, États-Unis).

4.3. Influence des cales sur la mesure de pression locale

Les cales situées entre les cellules de force de 7 kg et le châssis en polycarbonate sont présentes pour positionner la surface inférieure du profilé en T. Si cette surface dépasse trop vers l'extérieur du châssis, la pression locale mesurée sera surestimée et inversement si elle est trop rentrée. Ne connaissant pas d'avance l'épaisseur adéquate, un modèle par éléments finis a

été spécialement construit pour faciliter le choix (Figure 4.8 et Annexe 4). Ce modèle consiste à indenter le capteur cylindrique sur un pavé de mousse de polyuréthane pour différentes épaisseurs de cales puis de comparer la pression locale mesurée avec la pression locale de contact qu'il y aurait avec un cylindre parfaitement lisse. Ce modèle est étudié sous forme d'un problème en déformation plane. Les cellules de force de 7 kg sont modélisées par un unique ressort de rigidité 172 N/mm calculée à partir des spécifications du constructeur. Le profilé en T est représenté par une ligne de largeur 4,76 mm. Le maillage du pavé de mousse est réalisé avec des éléments plans à 4 nœuds « PLANE182 ». La surface cylindrique de contact et le profilé en T sont modélisés par des corps rigides. Le coefficient de frottement employé est égal à 0,7. Les propriétés mécaniques de la mousse de polyuréthane sont celles présentées à la section 6.6.

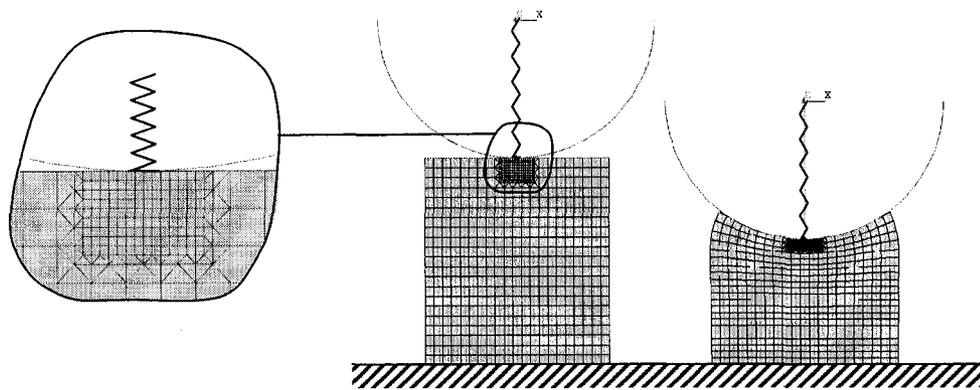


Figure 4.8 Modélisation du contact avec différentes cales (angle=0°).

Pour chacune des simulations, l'épaisseur de la cale est variée par pas de 25,4 μm (0,001 po) de sorte que la surface inférieure du profilé en T couvre une plage de $\pm 152,4 \mu\text{m}$ ($\pm 0,006$ po). Ainsi, une épaisseur de cale nulle correspond à la situation où la surface inférieure du profilé en T est tangente à la surface cylindrique alors qu'une épaisseur positive indique que le profilé en T dépasse du demi-cylindre. Une simulation servant de référence est effectuée avec un cylindre rigide; la pression locale calculée correspond à la pression locale qui devrait être mesurée.

Deux graphiques sont tracés pour observer l'effet de l'épaisseur des cales (Figure 4.9). Le premier permet d'observer la force mesurée sur le profilé en T pour différentes épaisseurs de

cales en fonction de l'enfoncement du capteur. Le second décrit l'écart entre la pression mesurée par le capteur et la pression de référence en fonction de l'enfoncement du capteur et de l'épaisseur des cales. On constate que cette pression de référence est inférieure à la pression locale lorsque la surface inférieure du profilé en T est tangente à la surface cylindrique (Figure 4.9 à droite) mais qu'elle est supérieure lorsque elle dépasse de 25,4 μm . On peut donc conclure que la tranche du profilé en T doit dépasser légèrement la surface de contact cylindrique. Si ce dépassement est égal à 25,4 μm , l'écart sur la mesure est en dessous de 1%.

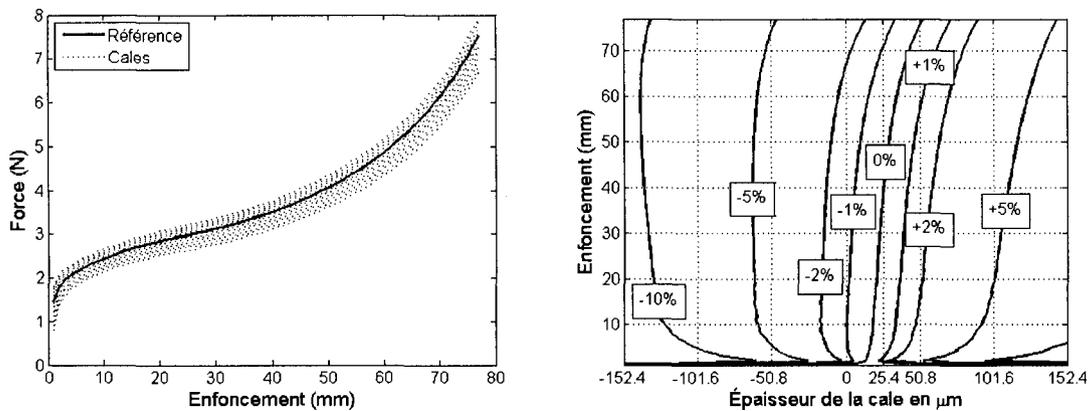


Figure 4.9 Courbes théoriques de force exercée sur le profilé en T en fonction de l'enfoncement du capteur pour différentes épaisseurs de cales comparées à la courbe de force de référence exercée sur une surface cylindrique (à gauche). Écart entre la pression locale et la pression de référence en fonction de l'enfoncement du capteur et de l'épaisseur des cales (à droite).

4.4. Influence de l'orientation du capteur sur la mesure de pression locale

Lorsque le capteur cylindrique est incliné, les masses du profilé en T et des cellules de force de 7 kg occasionnent un effort supplémentaire qui affecte directement la mesure de la pression locale. Un effort de correction doit donc être additionné à l'effort mesuré selon l'orientation du capteur. En supposant que l'effort local mesuré est nul lorsque le capteur est orienté à un angle nul, l'effort de correction à ajouter pour une inclinaison θ vaut :

$$F_c = F - P = P(\cos\theta - 1) \tag{4.1}$$

où P est le poids combiné du profilé en T et d'une partie des cellules de force, F est la projection du poids sur l'axe de mesure des cellules de force (Figure 4.10).

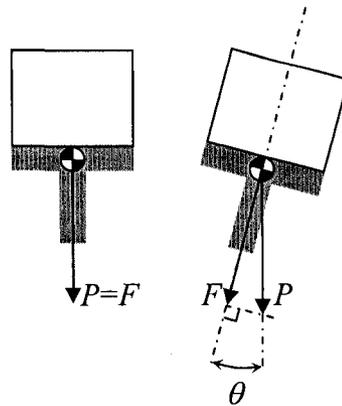


Figure 4.10 Efforts mis en jeu lors de l'inclinaison du capteur cylindrique.

4.5. Influence des effets de bord

On cherche à savoir si la pression vis-à-vis du profilé en T est relativement uniforme lorsque le capteur est enfoncé dans une structure de mousse dont les dimensions sont plus grandes que celles définissant le capteur. Un modèle par éléments finis de l'enfoncement du capteur dans un pavé de mousse a donc été réalisé (Figure 4.11 et Annexe 4). Des concentrations de contraintes apparaissent naturellement à ses deux extrémités. Nous constatons que la pression locale (Figure 4.11) ne varie que légèrement selon la longueur du capteur dans la zone de mesure de pression. La pression locale mesurée par le capteur fournit donc une bonne estimation de la pression réelle.

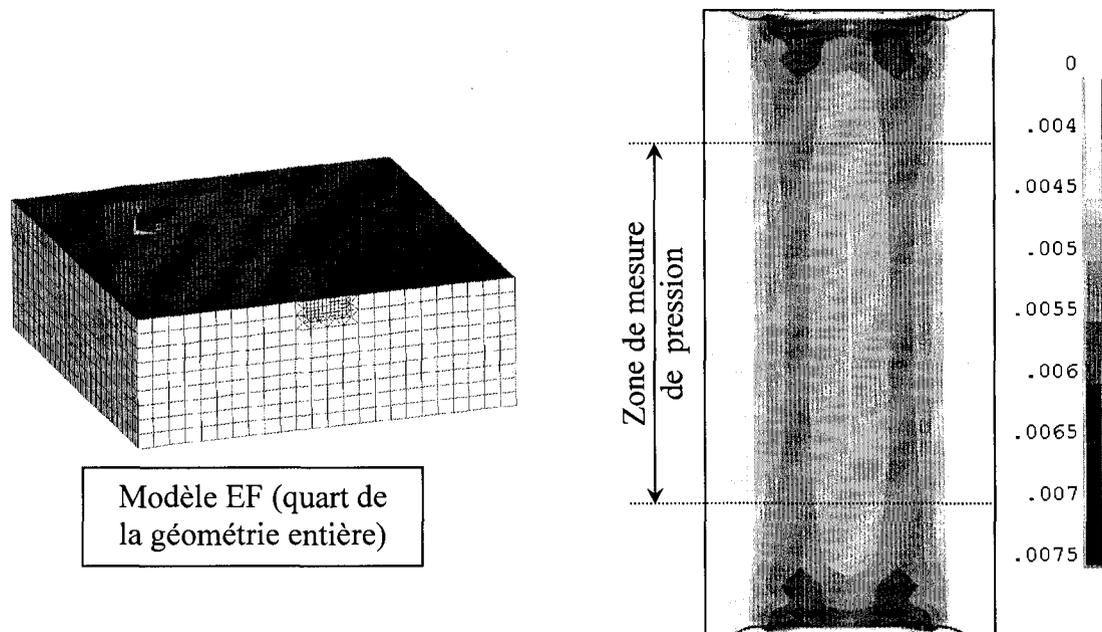


Figure 4.11 Pression (MPa) s'exerçant sur la surface cylindrique du capteur lors de son enfoncement de 30 mm dans un pavé de mousse Q41 24 po x 24 po x 4,5 po. Le graphique de pression est tracé en vue de dessus.

4.6. Étalonnage du capteur

L'étalonnage du capteur est réalisé pour avoir la meilleure mesure de pression locale possible. Deux réglages sont nécessaires, l'étalonnage des cellules de force et le choix des cales du profilé en T. L'orientation du capteur influence également la lecture des deux petites cellules de force et doit donc être prise en compte et quantifiée.

L'étalonnage des cellules de force (7 kg et 100 kg) s'effectue tout simplement au moyen de masses connues. Le capteur cylindrique est ensuite assemblé. Un premier jeu de cales est choisi pour positionner grossièrement le profilé en T de sorte que sa surface inférieure soit relativement tangente à la surface cylindrique du capteur. La technique employée pour évaluer ce jeu de cales est de comparer la force mesurée par la cellule de 100 kg avec l'intégration des forces mesurées par les cellules de 7 kg selon différentes orientations du capteur cylindrique. Si ces deux efforts diffèrent, les cales sont ajustées en s'aidant de la Figure 4.9.

4.6.1. Protocole expérimental

Un pavé de mousse de type Q41 de section 100 mm x 100 mm et de hauteur 110 mm est comprimé à 10 mm/s en son centre avec le capteur cylindrique jusqu'à ce que l'effort mesuré

par la cellule de 100 kg atteint 100 N. Le capteur remonte alors à la même vitesse jusqu'à sa position de dégagement situé à 10 mm de la surface du pavé. Les forces et le déplacement vertical sont acquis à une fréquence de 50 Hz. Cette procédure est réitérée pour différents angles d'orientation du capteur variant de -36° à 36° (plage utile du capteur) par incrément de 2° (Figure 4.12).

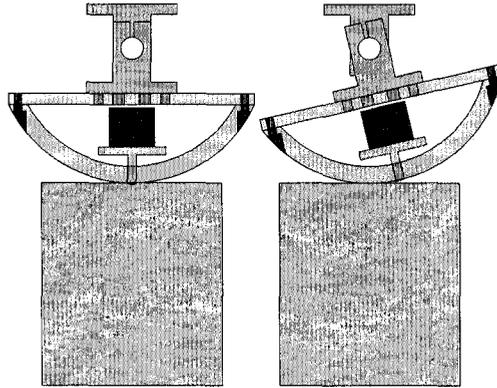


Figure 4.12 Orientation du capteur à 0° et 12° .

4.6.2. Traitement des données

Le traitement des données s'effectue en deux étapes. La première étape consiste à supprimer l'effet de l'inclinaison du capteur sur la mesure de pression locale. Pour cela, à chaque position angulaire du capteur, la force totale exercée sur l'ensemble des deux cellules de force de 7 kg est moyennée durant l'approche du capteur vers la surface de contact. L'opposé de cette force résultante constitue l'effort de correction à appliquer. Cet effort de correction est approximé par la fonction sinusoïdale de l'équation (4.1) puis est ajouté à l'effort mesuré.

La seconde étape consiste à comparer, lors de la descente du capteur dans le pavé de mousse, la force mesurée par la cellule de 100 kg et la force résultant de l'intégration des forces angulaires de contact mesurées par les cellules de force de 7 kg. Si ces forces diffèrent, les cales sont ajustées à l'aide de la Figure 4.9.

La force angulaire est le rapport entre la force totale mesurée par les cellules de 7 kg et l'angle α défini comme suit :

$$F_a(\theta) = \frac{F_c(\theta)}{\alpha} \quad ; \quad \alpha = 2 \frac{180}{\pi} \arcsin\left(\frac{e}{2R}\right) \quad (4.2)$$

Où F_a est la force angulaire, F_c la force totale mesurée par les deux cellules de force de 7kg, e est la largeur du profilé en T ($e = 4,76 \text{ mm} = 3/16 \text{ po}$), R est le rayon du châssis cylindrique ($R = 76,2 \text{ mm} = 3 \text{ po}$), α l'angle exprimé en degrés ($\alpha \approx 3,58^\circ$).

Ainsi la force résultant de l'intégration des forces angulaires de contact mesurées par les cellules de force de 7 kg est exprimée par :

$$F_t = \int_{\theta=-36^\circ}^{\theta=36^\circ} F_a d\theta \quad (4.3)$$

(Une intégration par la méthode des trapèzes est utilisée.)

4.6.3. Résultats et discussion

Le premier jeu de cale fournit les résultats suivants (Figure 4.13). La force exercée par la cellule de 100 kg est relativement identique quelque soit l'orientation du capteur (Figure 4.13a). On observe un plateau dans la courbe de force qui est dû aux caractéristiques mécaniques de la mousse. La force de contact mesurée par les cellules de 7 kg augmente rapidement au début de la compression pour atteindre un plateau et augmenter de nouveau (Figure 4.13b). L'influence de l'orientation du capteur est bien représentée par une courbe sinusoïdale (Figure 4.13c). Enfin, l'intégration de la force angulaire de contact surestime d'environ 5% la force obtenue par la cellule de 100 kg (Figure 4.13e), ce qui indiquerait que l'épaisseur des cales est trop élevée. D'après la Figure 4.9, on pourrait s'attendre à ce que les cales actuelles aient une épaisseur d'environ 101,6 μm . Pour diminuer l'erreur de mesure, elles sont donc substituées par des cales moins épaisses de 76,2 μm pour obtenir une épaisseur de 25,4 μm . Le protocole d'étalonnage est réitéré pour ce second jeu de cales.

On obtient ainsi les résultats du second jeu de cales (Figure 4.14). On constate que la force calculée est très proche de la force mesurée pour des enfoncements entre 0 et 30 mm (Figure 4.14e). Au-delà de 30 mm d'enfoncement, on peut s'attendre à sous-estimer la pression de l'ordre de 2%. Ces résultats sont satisfaisants pour permettre de conclure l'étalonnage du capteur.

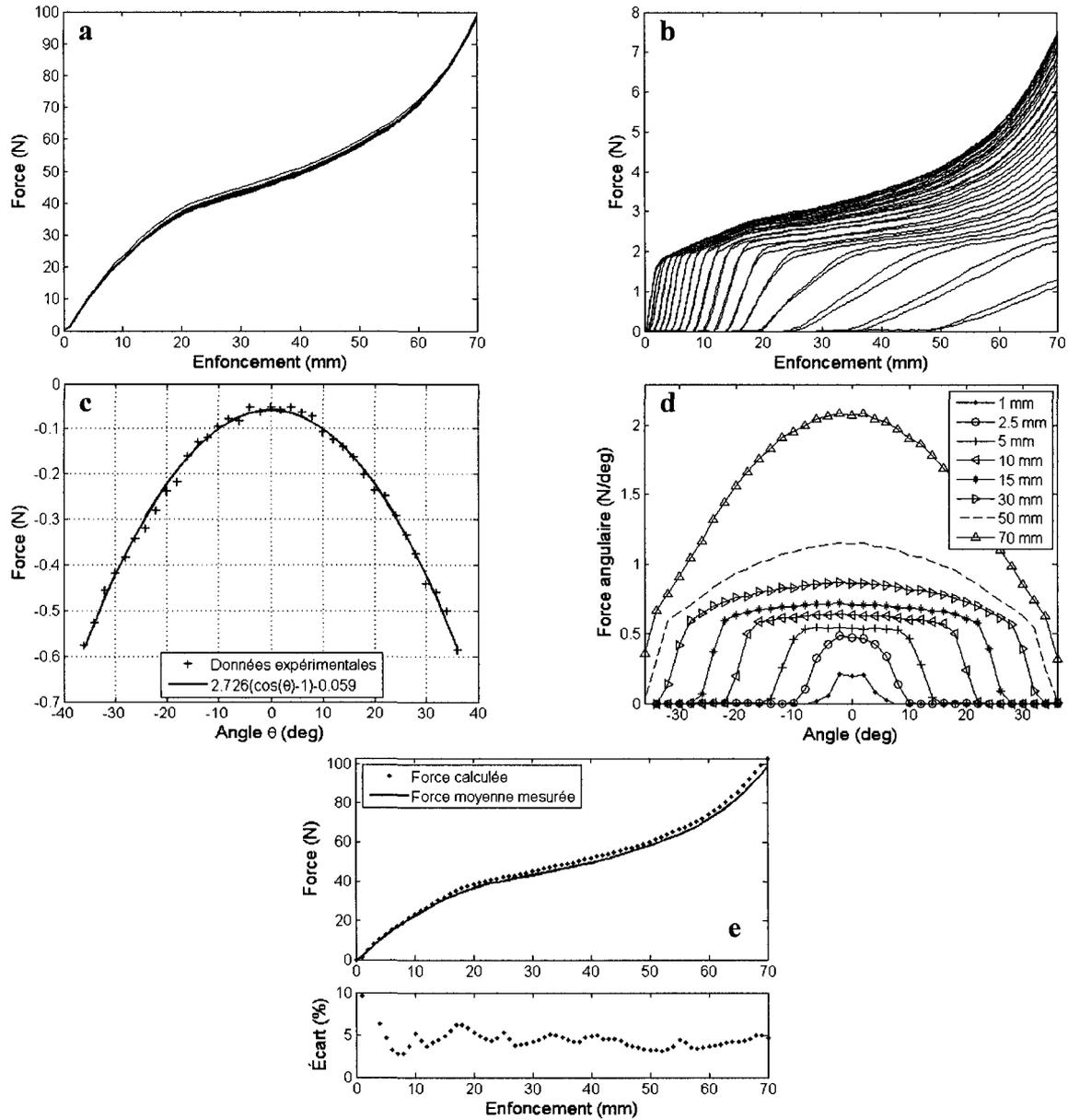


Figure 4.13 Résultats du premier jeu de cales (a-Force mesurée par la cellule de 100 kg en fonction de l'enfoncement; b-Somme des forces mesurées par les cellules de 7 kg en fonction de l'enfoncement pour chaque position angulaire du capteur; c-Effort de correction relatif à l'orientation du capteur; d-Force angulaire pour différents enfoncements; e-Comparaison de la force moyenne exercée par la cellule de 100 kg avec la force résultante calculée à partir des cellules de 7 kg).

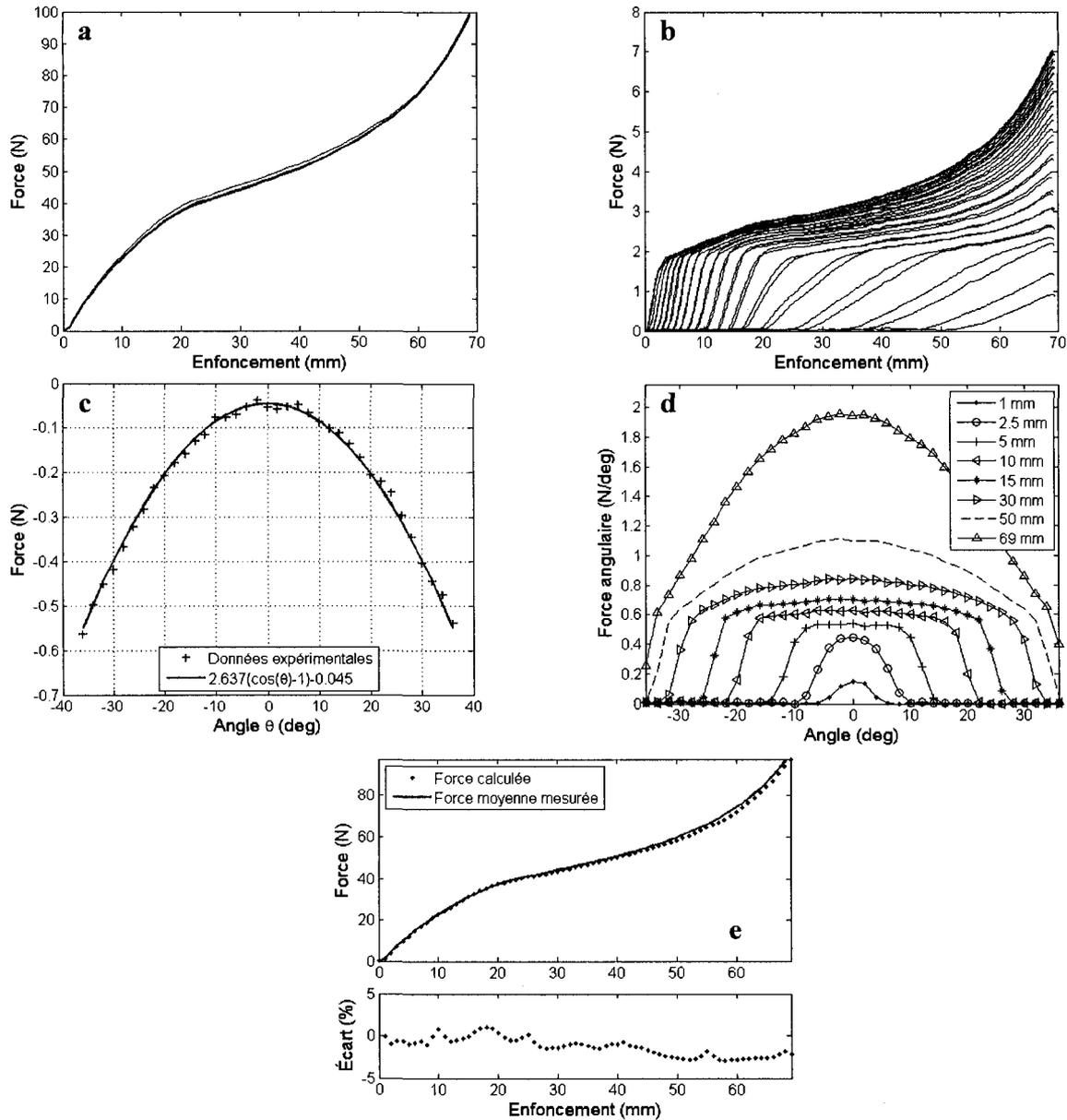


Figure 4.14 Résultats du second jeu de cales (a-Force mesurée par la cellule de 100 kg en fonction de l'enfoncement; b-Somme des forces mesurées par les cellules de 7 kg en fonction de l'enfoncement pour chaque position angulaire du capteur; c- Effort de correction relatif à l'orientation du capteur; d-Force angulaire pour différents enfoncements; e-Comparaison de la force moyenne exercée par la cellule de 100 kg avec la force résultante calculée à partir des cellules de 7 kg).

4.7. Utilisation du capteur avec un matelas

Le capteur cylindrique peut être utilisé de différentes manières pour caractériser un matelas. Dans notre cas, trois indicateurs sont calculés à partir de mesures réalisées avec le capteur

selon le protocole présenté ci-après. Ils expriment l'aspect viscoélastique du matelas, sa capacité à supporter une charge et son aptitude à distribuer la pression de contact.

4.7.1. Protocole de test

Ce protocole vise à caractériser au moyen du capteur cylindrique une large portion d'un matelas. La plage étudiée fait 1800 mm de long et est centrée sur le matelas (Figure 4.16). L'angle d'orientation du capteur est nul. Le capteur est déplacé au dessus du matelas (Figure 4.16) à une vitesse de 5 mm/s à différentes zones du matelas.

Un test typique consiste à enfoncer le capteur dans le matelas à une vitesse constante (1 mm/s) jusqu'à ce que l'effort appliqué sur le capteur atteigne 180 N puis le capteur est remonté à la même vitesse. L'effort de 180 N correspond à l'effort nécessaire à exercer sur le capteur pour équilibrer la force résultant de l'application d'une pression uniforme de 32 mmHg sur la totalité de la surface cylindrique du capteur (Figure 4.15).

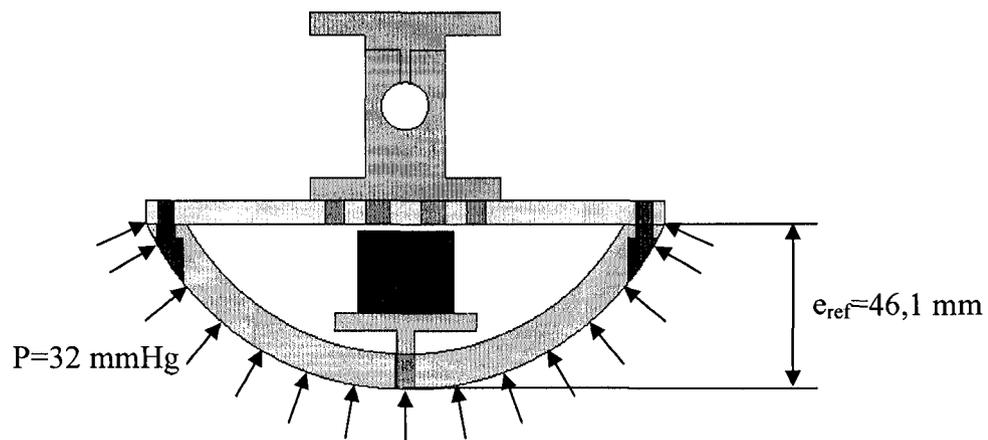


Figure 4.15 Application d'une pression uniforme de 32 mmHg sur le capteur cylindrique.

Le cycle de déplacement du capteur est choisi de sorte que deux tests successifs ne se chevauchent pas spatialement. C'est pourquoi, la plage est divisée en douze sections égales de largeur 150 mm. Le capteur est enfoncé séquentiellement dans chaque section en débutant à l'extrémité de chacune d'elle puis il est ramené à la première section avec un décalage de 5 mm par rapport au premier enfoncement. Il est déplacé de nouveau séquentiellement sur chaque section avec un pas de 150 mm et ainsi de suite. Le cycle est terminé lorsque chaque section a vu trente fois l'enfoncement du capteur. En pratique, les six sections de la tête du

matelas sont scannées en premier puis le matelas est déplacé pour scanner les six sections du pied du matelas. Ainsi, l'intervalle de temps minimum entre la compression d'une zone donnée et de la zone adjacente est de l'ordre de 5 minutes pour permettre le rétablissement de la zone du matelas après une compression. Finalement, nous disposons de trois-cent-soixante acquisitions sur l'ensemble de la plage de 1800 mm avec un pas de 5 mm.

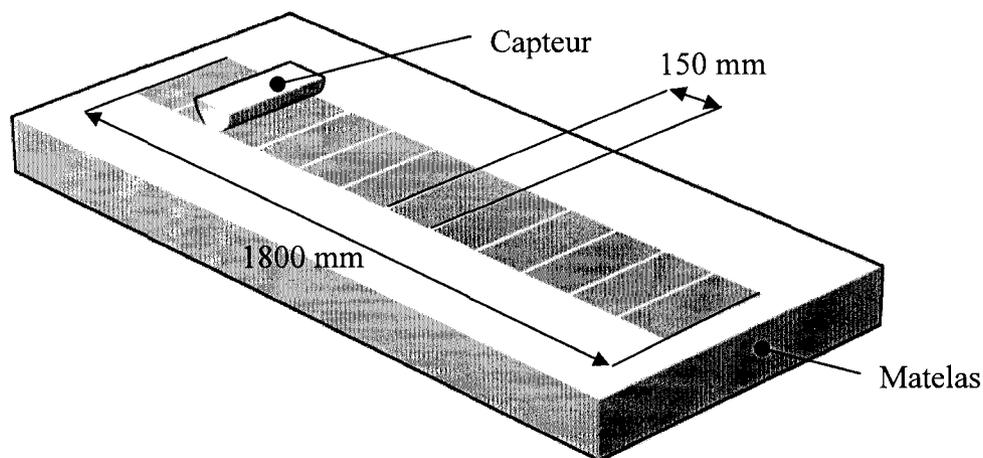


Figure 4.16 Plage de mesure pour l'utilisation du capteur cylindrique.

4.7.2. Facteur de dissipation d'énergie

Ce facteur caractérise la perte d'énergie due à la viscoélasticité et l'hystérésis existant dans le matelas lors du cycle de chargement-déchargement (Figure 4.17). Ce facteur est moyenné sur chaque section de la plage de mesure. Un matelas parfaitement élastique aura un pourcentage de perte d'énergie nul.

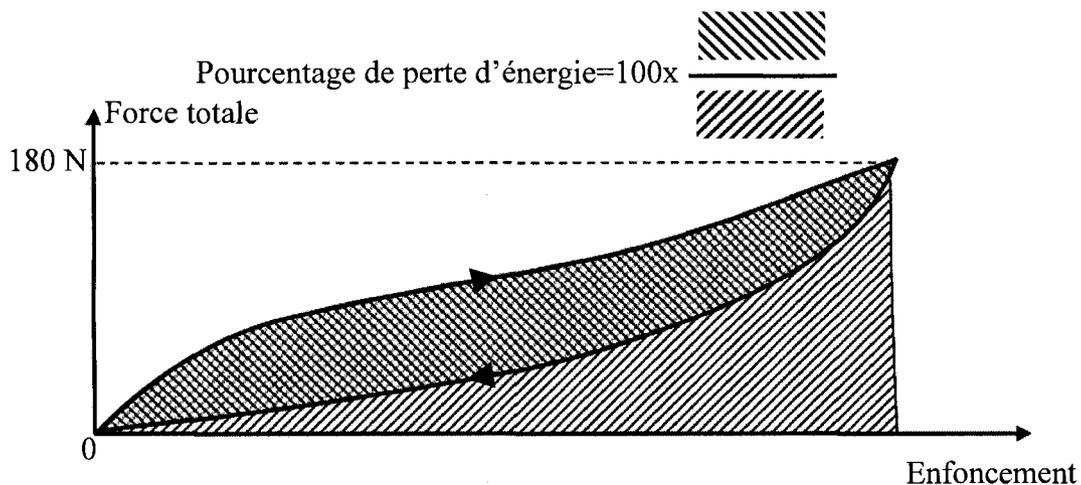


Figure 4.17 Facteur de dissipation d'énergie.

En pratique, ce facteur témoigne de la rapidité du matelas à épouser les formes de l'utilisateur suite à un changement de posture. Plus ce facteur est élevé, plus cette conformation s'effectue lentement.

4.7.3. Facteurs de support

On cherche à caractériser la capacité du matelas à soutenir une charge. Pour cela, l'enfoncement du capteur est mesuré lors de sa descente dans le matelas pour deux niveaux de charge, 90 N et 180 N. L'enfoncement obtenu est normalisé par rapport à un enfoncement de référence e_{ref} (Figure 4.15). Cet enfoncement correspond à celui obtenu lorsqu'une pression uniforme de 32mmHg est exercée sur la totalité de la surface de contact du capteur. Trois facteurs sont ainsi calculés (ils sont moyennés sur chaque section de la plage de mesure) :

$$LFD180 = \frac{\text{Enfoncement à 180N}}{e_{ref}}; LFD90 = \frac{\text{Enfoncement à 90N}}{e_{ref}}; LFDQ = \frac{LFD180}{LFD90} \quad (4.4)$$

En pratique, les facteurs LFD90 et LFD180 représentent deux niveaux de rigidité du matelas. Plus ces facteurs sont faibles, plus la zone du matelas concerné est rigide. Idéalement, les niveaux de rigidité doivent varier le long du matelas pour l'adapter à la morphologie de l'utilisateur. Le rapport de ces deux facteurs fournit le LFDQ, qui indique comment varie cette rigidité. Si cette valeur est égale à 2, la rigidité du matelas varie plutôt linéairement.

4.7.4. Facteurs de pression de contact

Ces facteurs visent à définir le comportement du matelas au niveau de sa surface de contact avec le capteur. La pression locale est mesurée au niveau du profilé en T lorsque la charge appliquée sur le capteur vaut 90 N et 180 N. Cette pression locale est égale à la force exercée sur le profilé en T divisée par l'aire de la surface inférieure du profilé en T. La pression moyenne (MP90 et MP180) et l'écart-type (SDP90 et SDP180) sont calculés pour chaque section de la plage de mesure. Ces facteurs doivent être nuancés selon la véritable surface du matelas qui est en contact avec la surface du profilé en T. Dans le cadre des mousses de polyuréthane, l'aire de la surface inférieure du profilé en T est égale à l'aire de contact, ce qui n'est pas le cas pour le quadrillage du matelas ISFOLEX®.

En pratique, une faible pression moyenne à une charge donnée indique qu'une bonne répartition de la charge est réalisée par le matelas. Un grand écart-type signifie que la structure de contact du matelas est très discontinue et que des zones de contact à faible et haute pression sont prévisibles.

4.7.5. Carte de pression

Outre les facteurs définis précédemment, on peut également s'intéresser à la répartition de pression s'exerçant sur le capteur cylindrique quand il est en contact avec un matelas. Le protocole de test s'inspire du protocole précédent. Le capteur est placé au dessus de la zone centrale du matelas. Il descend alors à une vitesse de 1 mm/s jusqu'à ce que la charge atteigne 90 N. Il est ensuite maintenu pendant 5 s puis remonte à la même vitesse. Une pause de 60 s s'en suit pour changer manuellement l'orientation du capteur. Cette orientation couvre une plage angulaire variant de -20° à $+20^{\circ}$ avec un pas de 2° . La pression obtenue sur le profilé en T est finalement tracée en fonction de la charge et de l'orientation du capteur.

4.8. Résultats obtenus pour certains matelas

Trois matelas ont pu être testés avec le capteur de pression cylindrique. Les matelas Optimat 2400 et Optimat 2800 (Matelas René, Nicolet, Québec, Canada) sont des matelas formés par un agencement de plaques de mousse de polyuréthane. La grande différence entre les deux réside dans le fait que l'Optimat 2800 emploie des mousses plutôt viscoélastiques au niveau de la surface de contact. Le matelas ISOFLEX® est quant à lui constitué principalement d'un quadrillage de polymère gélatineux.

Au niveau du pourcentage de perte d'énergie (Figure 4.18), on constate que les matelas de mousse sont ceux qui absorbent le plus d'énergie. La mousse viscoélastique provoque même une perte de l'ordre de 43%. La zone centrale du matelas ISOFLEX®, constituée uniquement de polymère gélatineux, est celle qui présente le moins de perte (12%), ce qui montre que ce matériau est peu viscoélastique.

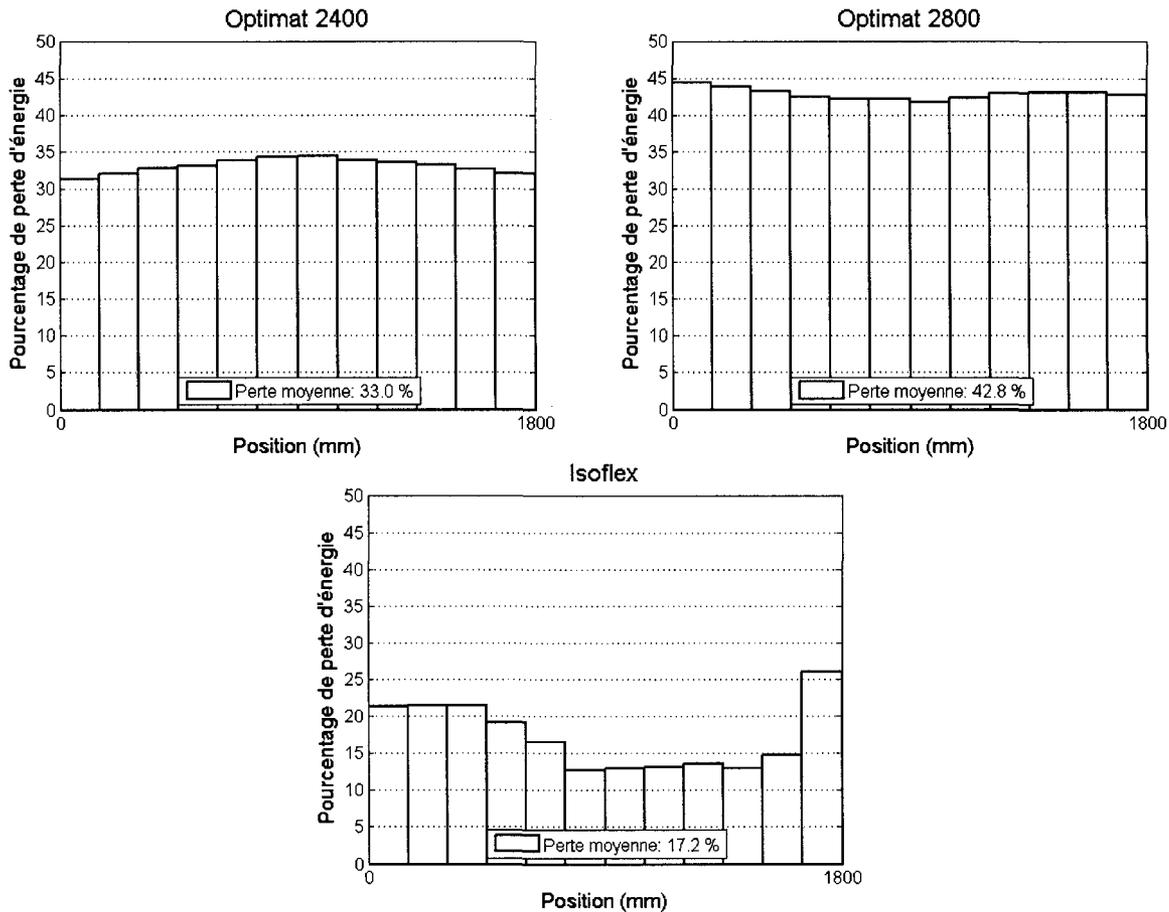


Figure 4.18 Pourcentage de perte d'énergie dans un cycle de chargement-déchargement à vitesse constante (1 mm/s) pour les matelas Optimat 2400, Optimat 2800 et ISOFLEX®.

Considérons maintenant la capacité des matelas à supporter une charge (Figure 4.19). On remarque que le matelas Optimat 2400 est un matelas plutôt dur car les valeurs LFD90 et LFD180 sont relativement faibles. Son LFDQ est proche de 2, ce qui traduit une certaine linéarité dans sa courbe de force en fonction de l'enfoncement. Le matelas Optimat 2800 permet un plus grand enfoncement car son LFD180 est proche de 0,85. Son LFD90 est proche de 0,55, ce qui indique que le matelas favorise l'enfoncement pour de faibles charges (<90 N). Ceci est dû à la partie viscoélastique superficielle dont la rigidité est faible. Enfin, le matelas Isoflex peut atteindre un LFD180 de 0,96 au centre du matelas, ce qui indique qu'il peut bien épouser la forme du capteur à cet endroit. Son LFD90 est généralement inférieur à 0,5, signifiant que les charges moins élevées ont moins tendance à s'enfoncer. Son LFDQ est proche de 2, tout comme l'Optimat 2400.

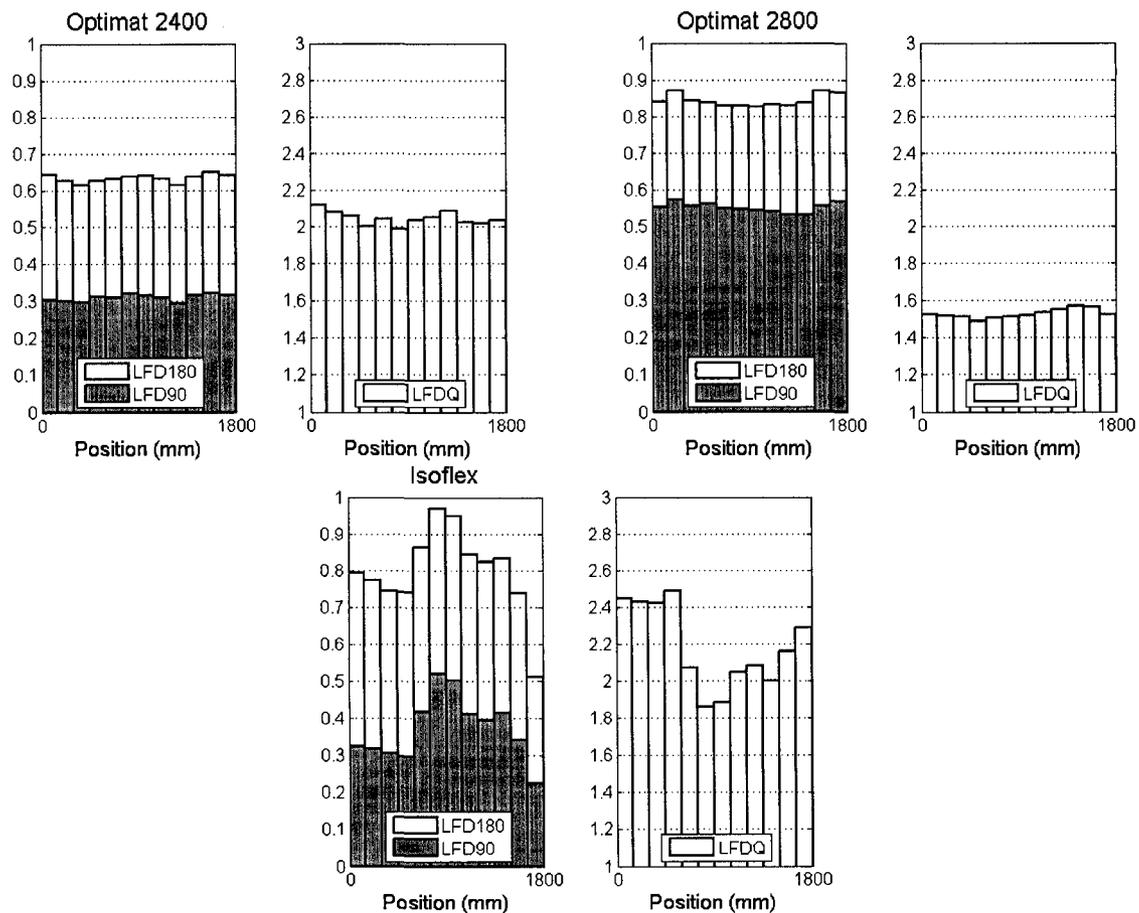


Figure 4.19 Facteurs de support pour les matelas Optimat 2400, Optimat 2800 et ISOFLEX®.

En ce qui a trait à la pression de contact mesurée au niveau du profilé en T du capteur cylindrique, on remarque que les matelas de mousse offrent une pression de contact moyenne uniforme sur l'ensemble du matelas avec un écart type très faible (Figure 4.20). Le matelas Optimat 2800 répartit mieux la pression de contact pour les deux niveaux de charge que le matelas Optimat 2400, à cause de la présence de mousse viscoélastique en surface. Les facteurs SDP90 et SDP180 sont très faibles du fait de la continuité de la structure de contact du matelas. Le matelas Isoflex se démarque complètement des matelas de mousse. En effet, la pression moyenne exercée sur l'ensemble du matelas est similaire pour les deux niveaux de charge et l'écart-type est de l'ordre de 25 mmHg. Le flambement du quadrillage en polymère gélatineux est le principal facteur expliquant ce résultat. Il faut tout de même prêter attention au fait que le quadrillage ne touche que localement le profilé en T, ce qui amène à dire que des pics de pression plus élevés sont présents. La valeur de ces pics de pression peut être estimée à partir de l'approximation de la surface de contact entre le capteur et le quadrillage ISOFLEX®

(Figure 4.21). On s'aperçoit que la valeur des pics de pression peut être environ 8 fois plus élevée que la pression locale mesurée par le capteur, ce qui correspondrait à des pressions supérieures à 300 mmHg.

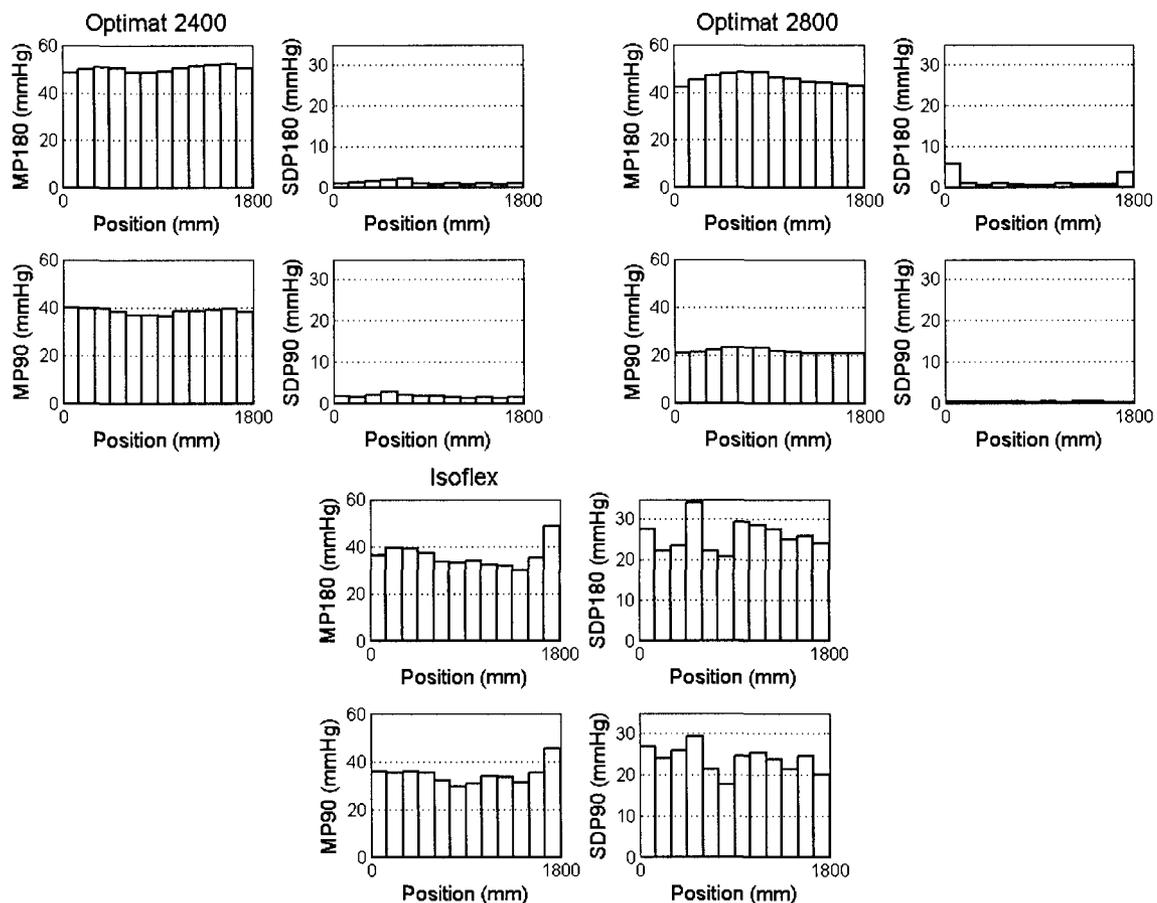


Figure 4.20 Facteurs de pression de contact pour les matelas Optimat 2400, Optimat 2800 et ISOFLEX®.

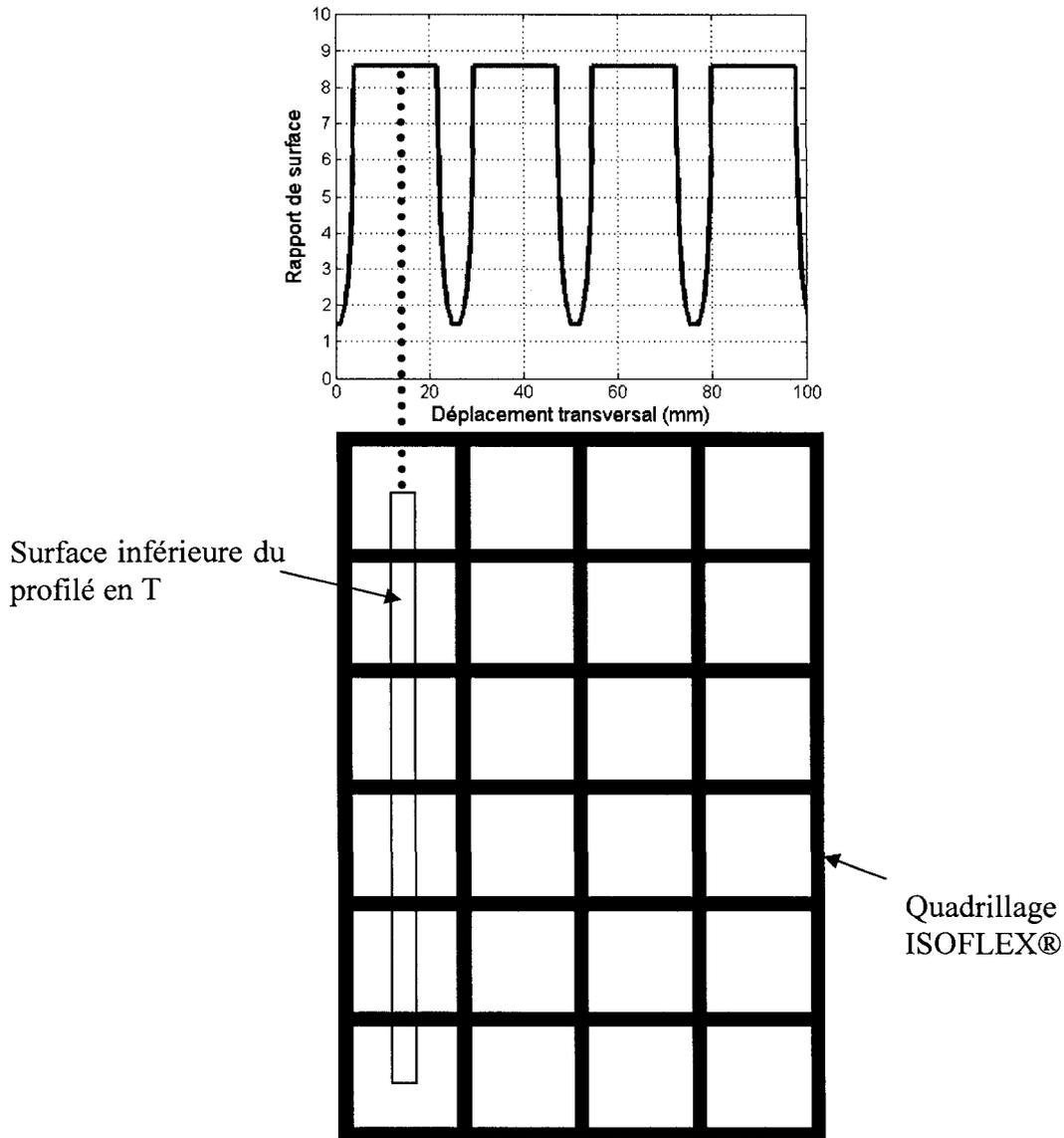


Figure 4.21 Rapport théorique entre la surface inférieure du profilé en T et la surface de contact du quadrillage ISOFLEX® en fonction du déplacement du capteur.

Les cartes de pression ont été tracées pour chacun des matelas (Figure 4.22) dans leur zone centrale. La pression de contact sur les matelas de mousse est continue alors que sur le matelas ISOFLEX®, cette pression est discontinue. Le matelas Optimat 2800 est celui qui crée le plus bas pic de pression (<24 mmHg), car sa surface de contact avec le capteur est la plus grande. La pression moyenne locale sur le matelas ISOFLEX® peut dépasser 72 mmHg mais en grande partie, cette pression n'excède pas 16 mmHg.

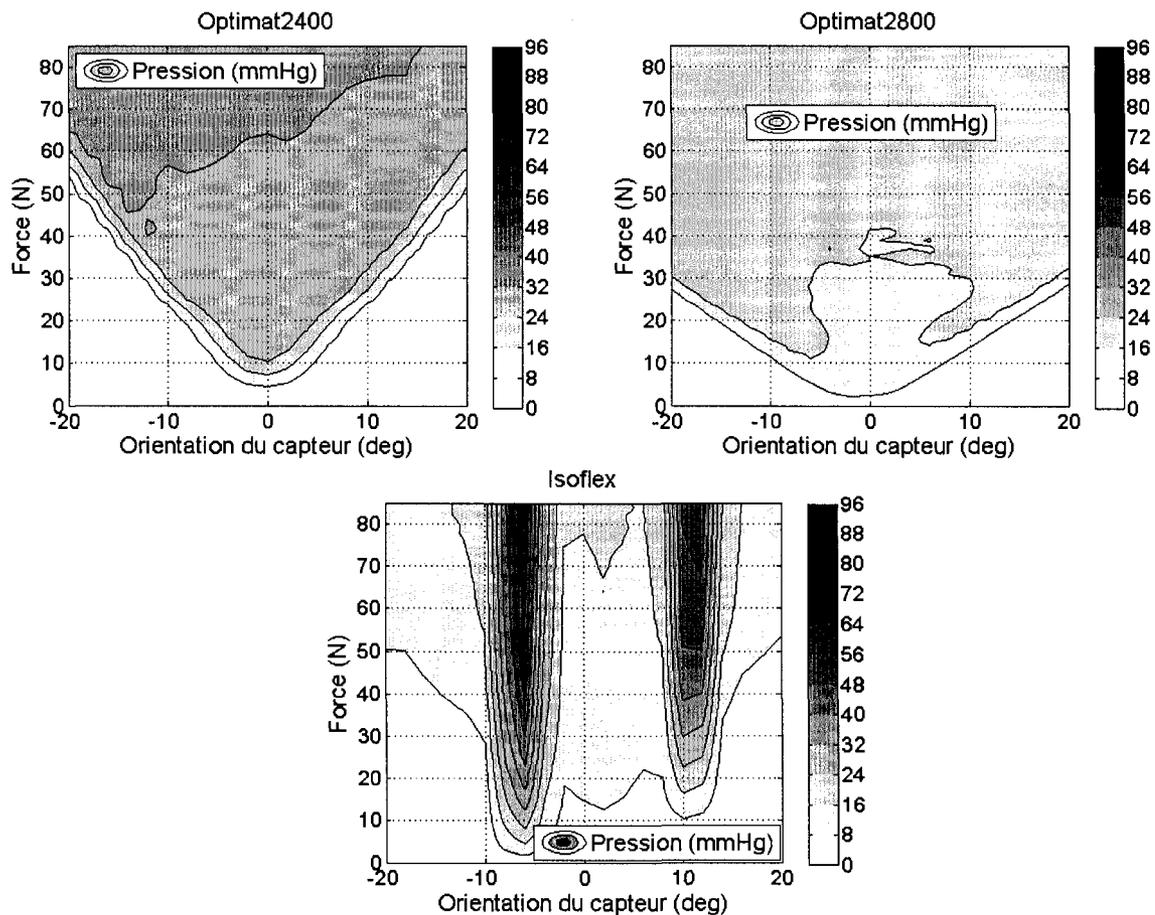


Figure 4.22 Carte de pression de contact pour les matelas Optimat 2400, Optimat 2800 et ISOFLEX®.

La carte de pression du matelas ISOFLEX® présente deux murs à haute pression. Ils correspondent au moment où le profilé en T est vis-à-vis d'une lamelle du quadrillage. En prenant en considération le fait que la surface de contact entre le quadrillage et la surface du profilé en T n'est pas la même, il est possible d'estimer la pression moyenne réelle qui s'exercerait sur le quadrillage en s'aidant de la Figure 4.21. On obtient ainsi la carte de pression corrigée (Figure 4.23). On remarque immédiatement que les pressions maximales peuvent atteindre 200 mmHg.

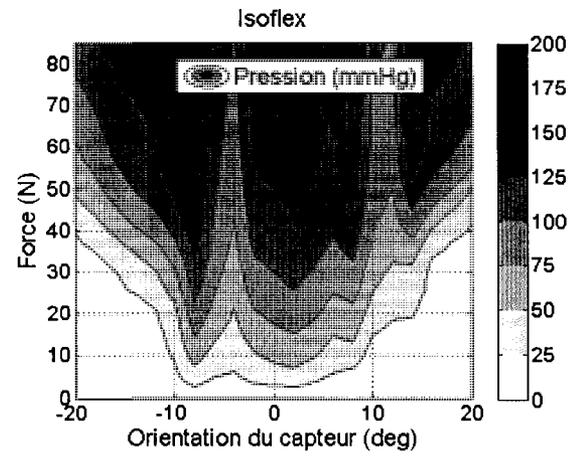


Figure 4.23 Carte de pression de contact d'ISOFLEX® corrigée en fonction de sa géométrie en forme de quadrillage.

5. CONCEPT DE MATELAS

Ce chapitre présente le concept de matelas passif qui a été développé dans le cadre de ce projet. Ce concept a été réalisé dans le respect de la demande formulée par le client qui était de « concevoir un matelas limitant la formation des escarres de décubitus en milieu hospitalier ».

Étant donné que le matelas est destiné à être utilisé préliminairement en milieu hospitalier, plusieurs contraintes d'ordre général sont imposées. La masse du matelas ne doit pas être trop élevée pour faciliter sa manutention, on parle d'une masse n'excédant pas 20 kg. Il doit être suffisamment flexible pour être utilisé sur des lits articulés. Il doit être ferme sur son contour pour empêcher le basculement des patients lors qu'ils sont assis sur le bord du matelas. Ses dimensions doivent être limitées au format de lit disponible. Enfin, il ne doit pas glisser sur le lit lors des déplacements du patient.

Outre les contraintes générales imposées au matelas, ce dernier doit répondre aux deux fonctions principales qui sont la gestion du contact et la gestion du support. Le chapitre 3 a mis en lumière ces deux fonctions. D'un point de vue gestion du contact, il en ressort tout d'abord qu'une pression de contact discontinue, telle que la présente le matelas ISOFLEX®, permettrait de limiter la formation des escarres. L'hypothèse formulée est que les tissus qui ne sont soumis qu'à une faible pression de contact favoriseraient la vascularisation des tissus alentours qui, eux, subiraient une pression de contact plus élevée. Ensuite, le cisaillement au contact devrait être minimisé pour ne pas affecter davantage les tissus soumis déjà à une pression (Dinsdale, 1974). Une solution simple est de faciliter le glissement de l'enveloppe du matelas sur la structure de support. Enfin, les composantes du matelas doivent permettre une bonne aération des tissus, limiter la température pour diminuer la sensibilité de la peau à toute pression de contact (Kokate et al., 1995; Lachenbruch, 2005), évacuer l'excédent d'humidité pour empêcher toute fragilisation des tissus par macération (Haex, 2004), tout ceci en jouant sur leur géométrie et leur matériau. D'un point de vue gestion du support, il apparaît intéressant d'utiliser des ressorts indépendants pour être en mesure de positionner le corps d'un individu selon sa morphologie. Suite à l'observation du matelas ISOFLEX® et des cubes

de mousse de polyuréthane, il s'avérait pertinent que la courbe de force versus compression de ces ressorts contienne un plateau où la rigidité serait quasi-nulle. Ainsi, l'ajustement de la position serait facilité et une petite variation de position d'une zone du corps ne modifierait que très peu les contraintes supplémentaires au contact. Plutôt que d'utiliser une seule et même structure pour répondre à ces deux fonctions comme ce fut le cas avec le quadrillage de polymère gélatineux du matelas ISOFLEX®, deux structures indépendantes ont été employées et seront désormais appelées couche de support et couche de contact.

Les sections suivantes présentent la couche de contact, la couche de support et finalement l'assemblage du matelas adopté.

5.1. Couche de contact

La couche de contact (Figure 5.1) s'inspire du quadrillage utilisé dans le matelas ISOFLEX®, ce dernier provoquant une forte discontinuité dans la pression de contact entre le matelas et l'individu. Elle est réalisée en silicone Ecoflex (Smooth-On, Easton, Pennsylvanie, États-Unis). Ce matériau est translucide et a une dureté shoreA 00-30 (Annexe 5). Son allongement à la rupture est de 900% et sa contrainte élastique ultime est de 1.38 MPa (200 psi).

La couche de contact est constituée de protubérances cylindriques de diamètre 12,7 mm (0,5 po) et de hauteur 9,525 mm (0,375 po) reliées entre elles à leurs bases par des bandes d'épaisseur 3,175 mm (0,125 po) et de largeur 6,35 mm (0,25 po). Les dimensions des protubérances ont été choisies de sorte qu'elles ne flambent pas, qu'elles soient peu perceptibles au toucher et qu'elles occupent peu d'espace en hauteur. Les bandes qui les joignent ont une petite section et offrent ainsi peu de résistance en tension, ce qui prévient le cisaillement au contact avec le corps humain.

En supposant qu'une plaque plane de 1 m² repose sur la couche de contact, seulement 0,302 m² de cette plaque touche les protubérances cylindriques. Le rapport de la surface de contact réelle sur la surface de contact possible est donc de 30,2 %, ratio similaire à celui du matelas ISOFLEX®.

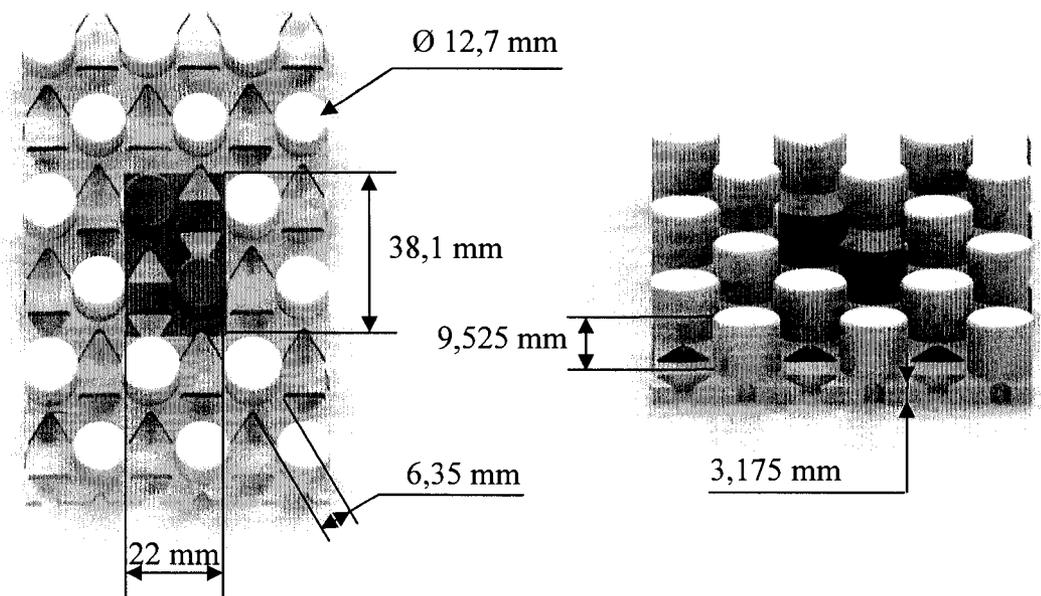


Figure 5.1 Dimensionnement local de la couche de contact.

5.2. Couche de support

La couche de support est la couche qui prescrit la posture de l'individu et sa répartition de masse sur le matelas. Elle doit donc être réalisée en fonction de la morphologie du corps humain (répartition de la masse et dimensions anthropométriques), ce qui introduit la notion de « sur mesure ». La composante principale choisie pour la réalisation de la couche de support est la mousse de polyuréthane à cellules ouvertes pour les raisons suivantes.

La courbe de compression d'un cube de mousse contient un plateau (rigidité quasi-nulle) qui permet une importante variation de position pour une faible variation de charge. Cette propriété est d'autant plus intéressante au niveau du thorax car elle facilite ainsi la respiration de l'individu. Il est donc pertinent de positionner la hauteur du plateau à la valeur de la charge à supporter. La mousse se travaille facilement avec des couteaux ou tout autre outil de coupe pour façonner des formes plus ou moins complexes permettant de moduler la rigidité de la couche de support en diverses sections du matelas. Sa densité volumique est environ 25 fois plus faible que celle de l'eau, ce qui limite donc la masse finale du matelas. Pour tirer profit de ces avantages, la mousse doit travailler globalement en compression. Un moyen simple pour réduire les contraintes de tension interne est d'entailler la mousse dans les zones où ces

contraintes sont présentes. En ayant à l'esprit qu'on cherche à moduler la rigidité, il apparaît intéressant d'utiliser des cubes de mousse comme ressorts de base pour la couche de support.

Pour créer la couche de support avec des cubes, plusieurs voies sont possibles. On peut soit faire varier la géométrie des cubes, soit employer plusieurs types de mousse, ou bien utiliser une combinaison des deux. Recourir à plusieurs types de mousse implique qu'il faut en avoir suffisamment pour satisfaire aux rigidités souhaitées, ce qui n'est pas vraiment favorable dans un contexte de production. Une solution préférable est donc d'utiliser un seul type de mousse et de jouer plutôt sur la géométrie de chacun des cubes.

Les cubes peuvent être prédécoupés puis reliés entre eux par un organe additionnel mais au détriment du temps et de la facilité de fabrication. La solution adoptée correspond au découpage de cubes de taille fixe dans un pavé de mousse aux dimensions globales de la couche de support, tout en conservant un lien entre chacun des cubes. Pour cela, des rainures perpendiculaires sont réalisées sur la partie supérieure du matelas et des rainures uniquement transverses sont creusées dans la surface inférieure (Figure 5.2). Ces dernières facilitent la flexion du matelas autour d'un axe transverse (pour s'adapter aux lits ajustables) mais la limite selon un axe longitudinal (pour éviter que le matelas se déforme trop quand il est transporté). Pour varier la rigidité de chaque cube, un évidement de forme ellipsoïdal est effectué (Figure 5.3). Outre l'allègement du matelas, ces évidements, situés à l'extrémité supérieure de chaque cube, favorisent l'enfoncement des zones protubérantes (comme les talons) du corps humain.

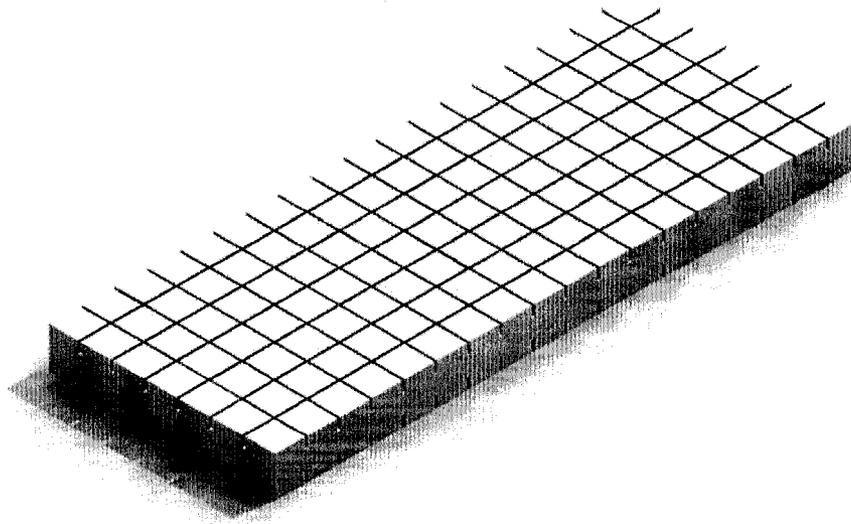


Figure 5.2 Couche de support.

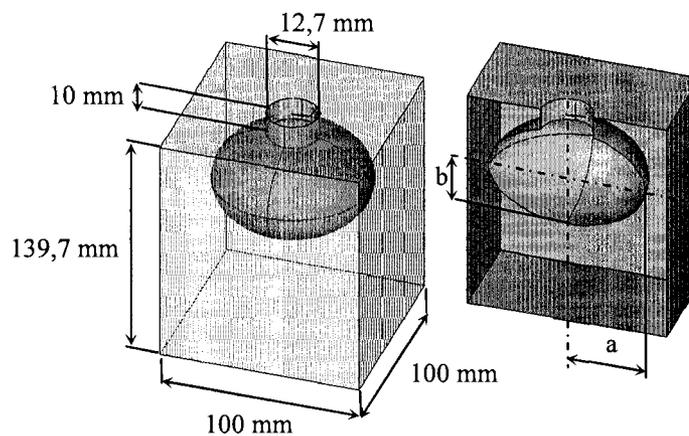


Figure 5.3 Dimensions d'un cube avec un évidement $a \times b$ où a et b représentent les demi-axes de l'évidement ellipsoïdal.

La taille des cubes est déterminée en fonction de la grandeur du matelas et du corps humain. Les dimensions générales du matelas sont fixées par le fabricant à 2134 mm \times 889 mm \times 152 mm (84 po \times 35 po \times 6 po) pour que le matelas soit adapté aux lits disponibles. La couche de contact étant épaisse de 12,7 mm (0,5 po), la hauteur de la couche de support est fixée à 139,7 mm (5,5 po). Des renforts de mousse de haute rigidité font le pourtour du matelas (Figure 5.4). Deux renforts latéraux et un aux pieds sont présents pour stabiliser l'individu lorsqu'il est assis sur le bord du matelas. La tête de l'individu reposant sur un oreiller, un

renfort large à la tête se substitue aux éventuelles rangées de cubes. Pour limiter la tension dans les cubes de mousse, ces derniers nécessitent d'être moins larges que la plupart des parties du corps humain. Pour ne pas flamber, le cube doit avoir une largeur proche de sa hauteur. Avec toutes ces considérations, la largeur des cubes est fixée à 100 mm ($3^{15/16}$ po) et ils sont espacés de 9,5 mm ($3/8$ po). Finalement, la couche de support a pour dimensions globales 1962 mm × 757 mm × 139,7 mm ($77,25$ po × $29^{13/16}$ po × 5,5 po). Elle est composée de 18 rangées de 7 cubes. Les rainures séparant les cubes ont une largeur de 9,5 mm ($3/8$ po) et une profondeur de 38,1 mm (1,5 po).

5.3. Fabrication et assemblage du matelas

La fabrication et l'assemblage du matelas sont réalisés dans l'ordre suivant. Tout d'abord, les rainures de la couche de support sont découpées directement chez le fournisseur de mousse. Les évidements ellipsoïdaux sont par la suite découpés. La couche de support est collée avec la couche de contact. Les renforts latéraux en mousse sont découpés et rainurés pour faciliter la flexion du matelas. Ils sont ensuite collés sur le pourtour de la couche de support, de même que les renforts aux pieds et à la tête. Un tissu en lycra extensible est déposé sur la couche de support et est collée sur les renforts. L'ensemble est enveloppé dans une gaine anti-feu. Finalement, une housse munie d'une fermeture éclair emprisonne le tout. Cette housse est formée de deux types de tissu. Le tissu situé en dessous du matelas a une texture qui limite le glissement sur le lit. Le tissu au dessus est hypoallergène et imperméable. La friction entre la gaine anti-feu, le lycra et la housse est faible et limite donc le cisaillement au contact entre le corps humain et le matelas.

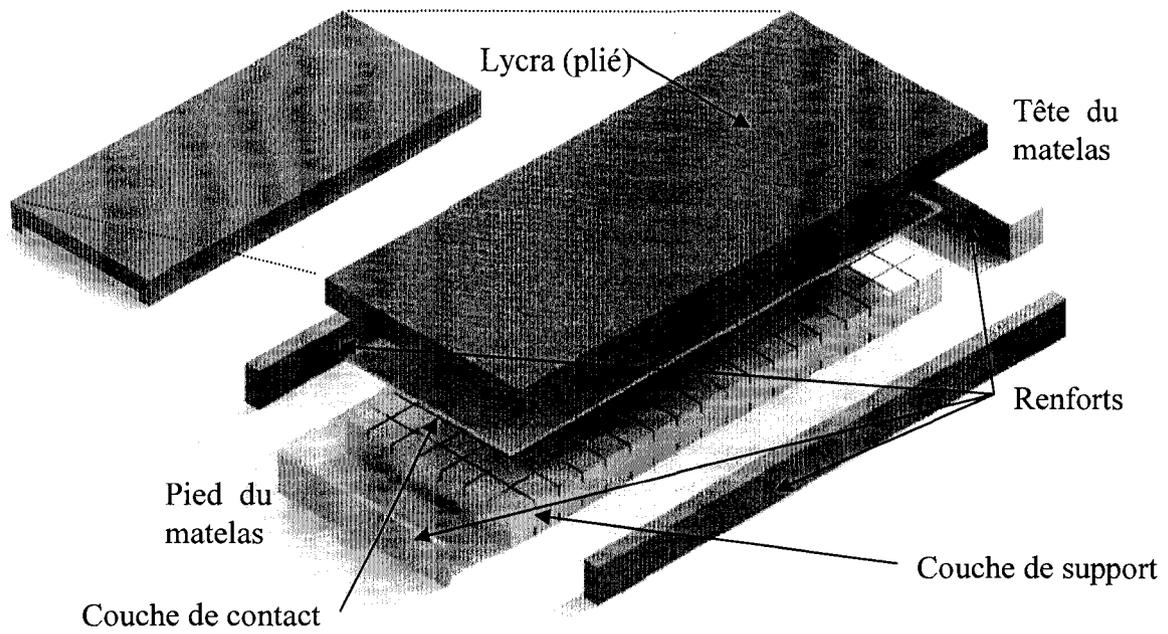


Figure 5.4 Assemblage du matelas (l'enveloppe du matelas n'est pas montrée).

6. MOUSSE DE POLYURÉTHANE

La mousse de polyuréthane est employée pour la réalisation sur mesure de la couche de support du matelas. Cette conception sur mesure fera appel à la méthode des éléments finis. Ce chapitre présente donc dans un premier temps le processus utilisé pour la modélisation du comportement mécanique de la mousse de polyuréthane afin de pouvoir l'intégrer dans un logiciel par éléments finis. Ensuite, ce processus est appliqué à un type de mousse sélectionné dont le choix est également justifié. Finalement, les propriétés obtenues pour la mousse sélectionnée sont implantées dans un modèle simple représentant un test de fermeté de la mousse (ASTM International) afin de vérifier si la fermeté obtenue par modélisation concorde avec celle annoncée par le fabricant.

La mousse utilisée est une mousse à cellules ouvertes qui permet la libre circulation des gaz entre ses cellules. Lorsqu'elle est soumise à un chargement cyclique uniaxial uniforme, la force nécessaire pour produire une déformation donnée au deuxième cycle est inférieure à celle nécessaire pour produire la même déformation au premier cycle. Ce phénomène d'assouplissement de contraintes durant les premiers cycles (Figure 6.1) est connu sous le nom d'effet Mullins (Mullins, 1947).

Les propriétés mécaniques des mousses dépendent de la température et de l'humidité du milieu. Par leur composition de chaînes de polymères, elles présentent un comportement de nature viscoélastique et hyperélastique (grande déformation) avec de l'hystérésis. Seule la composante hyperélastique est considérée pour la modélisation par éléments finis des cubes évidés. Il existe deux modèles disponibles actuellement dans le logiciel d'éléments finis ANSYS pour caractériser l'énergie de déformation des mousses hyperélastiques, le modèle de Blatz-Ko et le modèle d'Ogden.

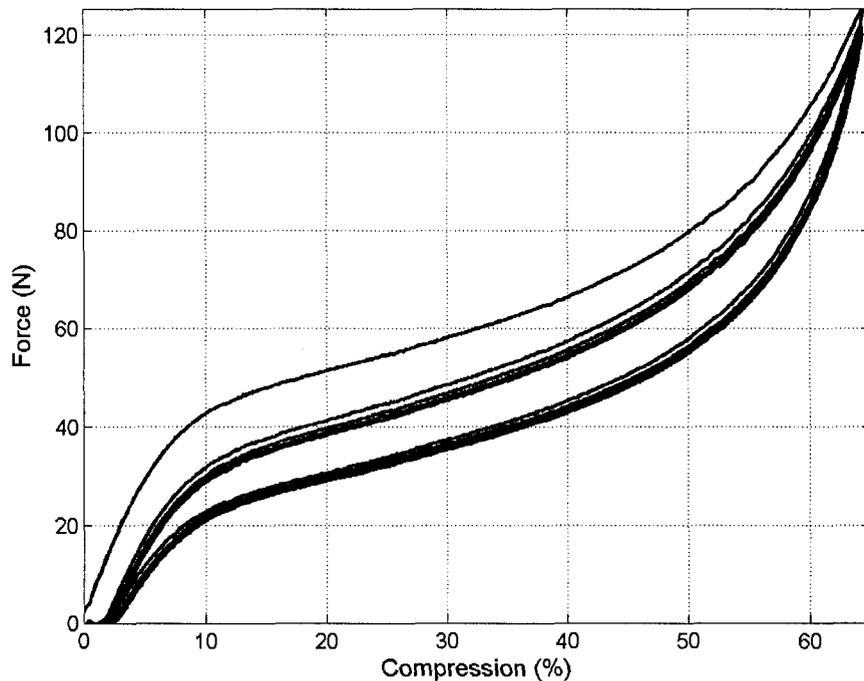


Figure 6.1 Effet Mullins observé lors des cinq premiers cycles de compression d'un cube de mousse testé personnellement. La compression est un signal triangulaire ayant un taux de déformation de 0.1 s^{-1} .

6.1. Classification des mousses de polyuréthane

Pour classer les mousses de polyuréthane, les fournisseurs ont recours aux deux principales grandeurs qui sont la densité massique exprimée en lb/pi^3 et l'*Indentation Force Deflection* (IFD) exprimée en lb. L'IFD est le résultat d'un test issu de la norme D3574-03-B1 (ASTM International,). Ce test consiste à mesurer la force nécessaire pour enfoncer un disque de 203 mm de diamètre dans un échantillon de mousse de taille minimale $380 \text{ mm} \times 380 \text{ mm} \times 100 \text{ mm}$ à une profondeur définie. Deux profondeurs typiques sont utilisées, 25% et 65% de la hauteur de l'échantillon. Le rapport des deux IFD ($\text{IFD}_{65\%} / \text{IFD}_{25\%}$) correspond au facteur de support. Plus ce facteur est élevé, plus la mousse est de bonne qualité.

6.2. Définition d'un matériau hyperélastique

La densité d'énergie de déformation W est employée pour représenter le comportement mécanique des matériaux hyperélastiques. Elle est représentée par une fonction scalaire de termes représentatifs de la déformation d'un élément. Ces termes peuvent être, par exemple,

les extensions principales λ_i du tenseur gradient de la transformation F , les déformations principales du tenseur de Cauchy-Green droit C ou encore les invariants de ces tenseurs.

Le premier tenseur de contraintes de Piola-Kirchhoff est la dérivée de l'énergie de déformation :

$$\Pi_{ij} = \frac{\partial W}{\partial F_{ij}} \quad (6.1)$$

De même, le second tenseur de Piola-Kirchhoff s'exprime par

$$S_{ij} = 2 \frac{\partial W}{\partial C_{ij}} = \frac{\partial W}{\partial E_{ij}} \quad (6.2)$$

Où F_{ij} , C_{ij} , E_{ij} représentent respectivement les termes du tenseur gradient de la transformation, du tenseur de Cauchy-Green droit et du tenseur de Green-Lagrange.

Respectant ces conditions, on dit que le matériau possède un comportement hyperélastique.

6.3. Énergie de déformation d'Ogden

R.W. Ogden s'est basé sur les invariants I_i du tenseur de Cauchy-Green droit pour formuler une énergie de déformation W représentative des matériaux hyperélastiques isotropes compressibles. En supposant que W est continue et infiniment différentiable par rapport à ces invariants, il a exprimé l'énergie sous la forme d'une série infinie de puissances :

$$W(I_1, I_2, I_3) = \sum_{p,q,r=0}^N c_{qpr} (I_1 - 3)^p (I_2 - 3)^q (I_3 - 1)^r \quad (6.3)$$

Où c_{qpr} sont des scalaires indépendants de la déformation, p, q, r prennent les valeurs $0, 1, 2, \dots$

Cette formulation générale se retrouve sous la forme suivante dans le logiciel éléments finis ANSYS :

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} \left(J^{\alpha_i/3} \left(\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} \right) - 3 \right) + \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i \beta_i} \left(J^{-\alpha_i \beta_i} - 1 \right) \quad (6.4)$$

Qui peut s'écrire également,

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} \left(\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3 \right) + \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i \beta_i} \left(J^{-\alpha_i \beta_i} - 1 \right) \quad (6.5)$$

Où μ_i , α_i et β_i représentent les paramètres du modèle, λ_i les allongements principaux et J le déterminant du tenseur gradient de la transformation.

Les coefficients de Poisson sont :

$$v_i = \frac{\beta_i}{1 + 2\beta_i} \quad i = 1 \dots N \quad (6.6)$$

Lorsque $N=1$, v_1 est le coefficient de Poisson classique.

L'énergie de déformation peut également s'écrire sous la forme :

$$W = W^*(\bar{\lambda}_1, \bar{\lambda}_2, J) = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} \left(J^{\alpha_i/3} \left(\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_1^{-\alpha_i} \bar{\lambda}_2^{-\alpha_i} \right) - 3 \right) + \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i \beta_i} (J^{-\alpha_i \beta_i} - 1) \quad (6.7)$$

Selon les lois de la mécanique classique, le module d'élasticité volumique s'exprime par :

$$\kappa = \frac{\partial^2 W^*}{\partial J^2} \quad (6.8)$$

$$\kappa = \frac{\partial^2}{\partial J^2} \left[\sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} \left(J^{\alpha_i/3} \left(\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_1^{-\alpha_i} \bar{\lambda}_2^{-\alpha_i} \right) - 3 \right) + \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i \beta_i} (J^{-\alpha_i \beta_i} - 1) \right] \quad (6.9)$$

$$\kappa = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{3} \left(\frac{\alpha_i}{3} - 1 \right) J^{\frac{\alpha_i}{3} - 2} \left(\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_1^{-\alpha_i} \bar{\lambda}_2^{-\alpha_i} \right) + \sum_{i=1}^N \mu_i (\alpha_i \beta_i + 1) J^{-\alpha_i \beta_i - 2} \quad (6.10)$$

On trouve, pour $\bar{\lambda}_1 = 1$, $\bar{\lambda}_2 = 1$ et $J = 1$, le module d'élasticité volumique initial :

$$\kappa_0 = \sum_{i=1}^N \mu_i \alpha_i \left(\frac{1}{3} + \beta_i \right) \quad (6.11)$$

De la même manière, le module de cisaillement s'écrit :

$$\mu = \frac{1}{4} \frac{\partial^2 W^*}{\partial \bar{\lambda}_1^2} = \frac{1}{4} \frac{\partial^2 W^*}{\partial \bar{\lambda}_2^2} = \frac{1}{2} \frac{\partial^2 W^*}{\partial \bar{\lambda}_1 \partial \bar{\lambda}_2} \quad (6.12)$$

$$\mu = \frac{1}{4} \frac{\partial^2}{\partial \bar{\lambda}_1^2} \left[\sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} \left(J^{\alpha_i/3} \left(\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_1^{-\alpha_i} \bar{\lambda}_2^{-\alpha_i} \right) - 3 \right) + \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i \beta_i} (J^{-\alpha_i \beta_i} - 1) \right] \quad (6.13)$$

$$\mu = \frac{1}{4} \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} J^{\alpha_i/3} \left(\alpha_i (\alpha_i - 1) \bar{\lambda}_1^{\alpha_i - 2} - \alpha_i (-\alpha_i - 1) \bar{\lambda}_1^{-\alpha_i - 2} \bar{\lambda}_2^{-\alpha_i} \right) \quad (6.14)$$

On trouve, pour $\bar{\lambda}_1 = 1$, $\bar{\lambda}_2 = 1$ et $J = 1$, le module de cisaillement initial :

$$\mu_0 = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N \mu_i \alpha_i \quad (6.15)$$

Selon Hill et Storakers, les inégalités suivantes doivent toujours être vérifiées :

$$\forall i = [1..N] \quad \mu_i \alpha_i > 0 ; \beta > -\frac{1}{3} \quad (\text{si } N = 1) \quad (6.16)$$

6.4. Détermination des paramètres du modèle d'Ogden

Il est nécessaire de définir les paramètres μ_i , α_i et β_i du modèle d'énergie de déformation d'Ogden pour être en mesure de modéliser par éléments finis le comportement des cubes de mousse. Des tests préliminaires ont montré que pour la mousse utilisée, un modèle d'Ogden du premier ordre était suffisant ($N=1$). Les paramètres μ , α et β sont alors estimés à partir d'un test de compression uniaxial.

6.4.1. Équations utilisées pour un chargement uniaxial

Dans le cas d'un chargement uniaxial en tension ou en compression, l'énergie de déformation d'Ogden exprimée à l'équation (6.5) devient :

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + 2\lambda_2^{\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i \beta_i} \left((\lambda_1 \lambda_2^2)^{-\alpha_i \beta_i} - 1 \right) \quad (6.17)$$

Où λ_1 représente l'allongement axial et λ_2 l'allongement transversal.

La contrainte axiale s'exprime par :

$$\Pi_1 = \frac{\partial W}{\partial \lambda_1} = \sum_{i=1}^N \mu_i \lambda_1^{\alpha_i - 1} - \sum_{i=1}^N \mu_i \lambda_2^{-2\alpha_i \beta_i} \lambda_1^{-\alpha_i \beta_i - 1} \quad (6.18)$$

La contrainte transversale est nulle dans le cas d'un chargement uniaxial et vaut :

$$\Pi_2 = \frac{\partial W}{\partial \lambda_2} = \sum_{i=1}^N 2\mu_i \lambda_2^{\alpha_i - 1} - \sum_{i=1}^N 2\mu_i \lambda_2^{-2\alpha_i \beta_i - 1} \lambda_1^{-\alpha_i \beta_i} = 0 \quad (6.19)$$

Le cas où le modèle d'Ogden est du premier ordre ($N=1$) permet d'obtenir facilement les paramètres recherchés. En effet, en combinant les équations (6.18) et (6.19), on obtient le système d'équations suivant :

$$\begin{cases} \Pi_1 = \mu \lambda_1^{\alpha - 1} - \mu \lambda_2^{-2\alpha\beta} \lambda_1^{-\alpha\beta - 1} \\ \lambda_2 = \lambda_1^{-\frac{\beta}{1+2\beta}} \end{cases} \quad (6.20)$$

Dont la résolution fournit l'expression de la contrainte axiale qui ne dépend plus que de l'allongement axial :

$$\Pi_1 = \mu \lambda_1^{\alpha - 1} \left(1 - \lambda_1^{-\alpha \frac{1+3\beta}{1+2\beta}} \right) \quad (6.21)$$

6.4.2. Estimation des paramètres

Pour déterminer les paramètres μ , α et β du modèle d'Ogden, une régression non-linéaire itérative (basée sur la méthode de résolution de systèmes d'équations non-linéaires de Newton-Raphson) est effectuée sur la courbe de compression obtenue expérimentalement.

On cherche à minimiser la fonction suivante :

$$Q = \sum_i (\Pi_{e_i} - \Pi_i)^2 \quad (6.22)$$

Où Π_i sont les contraintes expérimentales en fonction des allongements expérimentaux λ_i et Π_{e_i} sont les contraintes estimées avec le modèle d'Ogden.

La minimisation de la fonction Q est traduite par $\partial Q/\partial\mu = 0$; $\partial Q/\partial\alpha = 0$; $\partial Q/\partial\beta = 0$, ce qui fournit les trois équations suivantes :

$$\begin{cases} \sum_i (\Pi_{e_i} - \Pi_i) \left(\frac{\partial \Pi_{e_i}}{\partial \mu} \right)_i = F_\mu(\lambda, \mathbf{A}) = 0 \\ \sum_i (\Pi_{e_i} - \Pi_i) \left(\frac{\partial \Pi_{e_i}}{\partial \alpha} \right)_i = F_\alpha(\lambda, \mathbf{A}) = 0 \\ \sum_i (\Pi_{e_i} - \Pi_i) \left(\frac{\partial \Pi_{e_i}}{\partial \beta} \right)_i = F_\beta(\lambda, \mathbf{A}) = 0 \end{cases} \quad (6.23)$$

Où $\lambda = \{\lambda_1, \lambda_2, \dots\}$ représente le vecteur des allongements λ_i et $\mathbf{A} = \{\mu, \alpha, \beta\}$ représente le vecteur des paramètres d'Ogden. Les dérivées partielles de la contrainte uniaxiale sont :

$$\begin{cases} \frac{\partial \Pi_{e_i}}{\partial \mu} = \lambda_i^{\alpha-1} \left(1 - \lambda_i^{-\frac{\alpha(1+3\beta)}{1+2\beta}} \right) \\ \frac{\partial \Pi_{e_i}}{\partial \alpha} = \frac{\mu \ln(\lambda)}{1+2\beta} \left(\lambda_i^{\alpha-1} (1+2\beta) + \lambda_i^{-\frac{\alpha\beta}{1+2\beta}-1} \beta \right) \\ \frac{\partial \Pi_{e_i}}{\partial \beta} = \frac{\mu \alpha \ln(\lambda_i)}{(1+2\beta)^2} \lambda_i^{-\frac{\alpha\beta}{1+2\beta}-1} \end{cases} \quad (6.24)$$

Considérons le vecteur $\mathbf{F}(\lambda, \mathbf{A}) = \{F_\mu(\lambda, \mathbf{A}), F_\alpha(\lambda, \mathbf{A}), F_\beta(\lambda, \mathbf{A})\}$. Supposons que la solution est proche du vecteur \mathbf{A} (à une distance $\delta\mathbf{A}$). Développons $\mathbf{F}(\lambda, \mathbf{A})$ en série de Taylor autour de \mathbf{A} :

$$\mathbf{F}(\boldsymbol{\lambda}, \mathbf{A} + \delta\mathbf{A}) = \mathbf{F}(\boldsymbol{\lambda}, \mathbf{A}) + \frac{\partial \mathbf{F}}{\partial \mu} \delta\mu + \frac{\partial \mathbf{F}}{\partial \alpha} \delta\alpha + \frac{\partial \mathbf{F}}{\partial \beta} \delta\beta + O(\delta\mathbf{A}^2) \quad (6.25)$$

Qui peut s'écrire,

$$\mathbf{F}(\boldsymbol{\lambda}, \mathbf{A} + \delta\mathbf{A}) = \mathbf{F}(\boldsymbol{\lambda}, \mathbf{A}) + \mathbf{J} \times \delta\mathbf{A} + O(\delta\mathbf{A}^2) \quad (6.26)$$

Où

$$\mathbf{J} \times \delta\mathbf{A} = \begin{pmatrix} \frac{\partial F_\mu}{\partial \mu} & \frac{\partial F_\mu}{\partial \alpha} & \frac{\partial F_\mu}{\partial \beta} \\ \frac{\partial F_\alpha}{\partial \mu} & \frac{\partial F_\alpha}{\partial \alpha} & \frac{\partial F_\alpha}{\partial \beta} \\ \frac{\partial F_\beta}{\partial \mu} & \frac{\partial F_\beta}{\partial \alpha} & \frac{\partial F_\beta}{\partial \beta} \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} \delta\mu \\ \delta\alpha \\ \delta\beta \end{pmatrix} \quad (6.27)$$

En supposant que la solution est au voisinage de \mathbf{A} , on peut considérer $\mathbf{F}(\boldsymbol{\lambda}, \mathbf{A} + \delta\mathbf{A}) = 0$. En *linéarisant* au voisinage de la solution, le terme $O(\delta\mathbf{A}^2)$ peut être négligé. On obtient ainsi le système linéaire à trois équations suivant :

$$\mathbf{J} \times \delta\mathbf{A} = -\mathbf{F}(\boldsymbol{\lambda}, \mathbf{A}) \quad (6.28)$$

Après avoir résolu ce système, le vecteur de paramètres est mis à jour :

$$\mathbf{A} \leftarrow \mathbf{A} + \delta\mathbf{A} \quad (6.29)$$

Les itérations sont interrompues lorsque $\text{Max}(\delta\mathbf{A}) < \varepsilon$, où ε est une tolérance fixée.

En résumé, la procédure d'estimation des paramètres du modèle utilisée est la suivante :

1. Estimation de $\mathbf{A} = \{\mu, \alpha, \beta\}$

Pour les mousses utilisées dans la confection de matelas, les paramètres initiaux utilisés pour la régression sont de l'ordre suivant : $\mu \approx 3$ kPa, $\alpha \approx 20$ et $\beta \approx 0.01$

2. Calcul de \mathbf{D} et Δ

$$\mathbf{D} = \{\Pi_e - \Pi\}_{i \times 1} \text{ (où } \Pi \text{ est la contrainte mesurée expérimentalement)}$$

$$\Delta = \left[\left\{ \frac{\partial \Pi_e}{\partial \mu} \right\}; \left\{ \frac{\partial \Pi_e}{\partial \alpha} \right\}; \left\{ \frac{\partial \Pi_e}{\partial \beta} \right\} \right]_{i \times 3}$$

3. Calcul de \mathbf{J} et \mathbf{F}

$$\mathbf{J} = \Delta^T \times \Delta$$

$$\mathbf{F} = \mathbf{\Delta}^T \times \mathbf{D}$$

4. Calcul de $\delta\mathbf{A} = \mathbf{J}^{-1} \times -\mathbf{F}$
5. Mise à jour de \mathbf{A} : $\mathbf{A} \leftarrow \mathbf{A} + \delta\mathbf{A}$
6. $\text{Max}(\delta\mathbf{A}) < \varepsilon$? oui \rightarrow étape 7; non \rightarrow étape 2
7. Sortie des valeurs finales de \mathbf{A}

6.5. Expérimentation

Le support du matelas est réalisé à partir d'une mousse de polyuréthane Q41 à cellules ouvertes. Le choix de cette mousse sera expliqué en détail à la fin de la section 6.7. Sa densité massique est 43 kg/m^3 ($\approx 2,7 \text{ lb/ft}^3$) et son IFD (*Indentation Force Deflection*) à 25% est de 41 lb ($\approx 18,6 \text{ kg}$). Cette section présente la démarche suivie pour l'obtention d'une courbe de compression nécessaire à la modélisation de la mousse Q41 avec le modèle d'Ogden.

6.5.1. Matériel

Une machine de compression (Figure 6.2) a été développée dans le cadre de cette thèse pour réaliser les tests. Le déplacement est prescrit par un moteur linéaire LINMOT PF-01-48x240 (LinMot Inc., Elkhorn, Wisconsin, États-Unis). La force est mesurée avec une cellule de force TEDEA-HUNTLEIGH 1042 (VISHAY, Malvern, Pennsylvanie, États-Unis) de 70 kg , reliée à un module de conditionnement SGCM-401 (Intertechnology, Don Mills, Ontario, Canada). L'acquisition et le contrôle s'effectuent au moyen d'une carte d'acquisition NI PCI-6221 (National Instruments, Austin, Texas, États-Unis) et du logiciel LABVIEW 7.1 © (National Instruments, Austin, Texas, États-Unis). Cinq échantillons ont été découpés dans un pavé de mousse Q41 de dimensions $610 \text{ mm} \times 610 \text{ mm} \times 110 \text{ mm}$. Chacun d'entre eux a pour dimensions approximatives $110 \text{ mm} \times 100 \text{ mm} \times 100 \text{ mm}$. La température et l'humidité du laboratoire sont prélevées visuellement sur une station météo NEXXTECH model 6311472 (Orbyx Electronics, Concord, Canada).

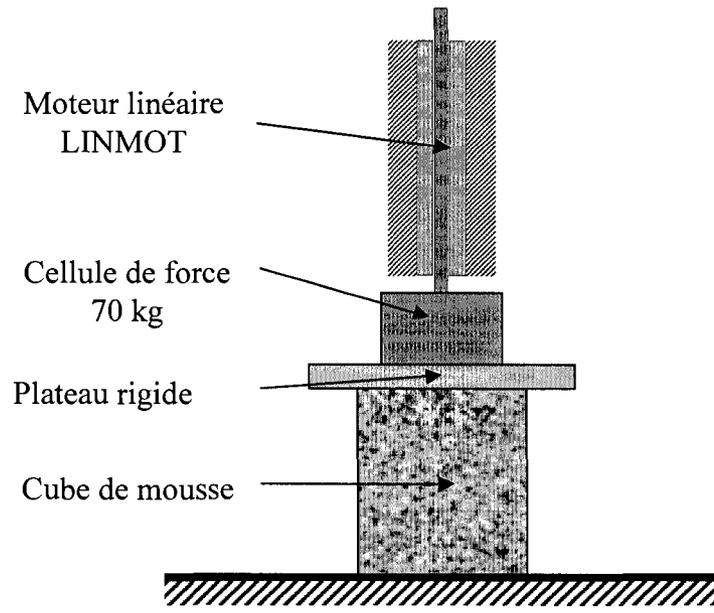


Figure 6.2 Machine de compression pour le test de compression d'un cube de mousse.

6.5.2. Protocole expérimental

L'objectif du protocole expérimental est de fournir une courbe de compression servant à trouver les trois paramètres du modèle d'Ogden du premier ordre. Les points suivants constituent les étapes du protocole dans l'ordre chronologique.

- Les échantillons sont présents au moins 24 heures à l'avance dans le laboratoire. Au début du test, la température ambiante et l'humidité relative sont mesurées. Ces deux facteurs sont très importants car les propriétés mécaniques de la mousse en dépendent fortement.
- Avant d'effectuer le test de compression, la surface de l'échantillon servant au calcul de la contrainte axiale est mesurée avec la machine de compression. L'échantillon est disposé sur une de ses faces latérales puis un plateau relié à la cellule de force descend à une vitesse de 1 mm/s jusqu'à ce que l'effort de contact atteigne 2 N. La première largeur de l'échantillon est alors mesurée. Cette procédure est répétée pour déterminer la seconde largeur et finalement la surface de l'échantillon, résultat du produit des deux largeurs.

- L'échantillon est comprimé deux fois à un taux de déformation de 0.1 s^{-1} pour éliminer l'effet Mullins, puis est laissé au repos pendant 6 minutes.
- Le chargement et le déchargement de l'échantillon s'effectuent alors par l'application de paliers de déformation successifs de 2 minutes (Figure 6.3). L'amplitude des paliers est définie dans le Tableau 6.1. Enfin, la température ambiante et l'humidité relative sont de nouveau mesurées à la fin du test de compression pour noter toute variation.

TABLEAU 6.1 AMPLITUDE DES PALIERS DE COMPRESSION

Pourcentage de la hauteur de l'échantillon														
1	2	4	6	8	12	18	24	30	36	42	48	54	60	65

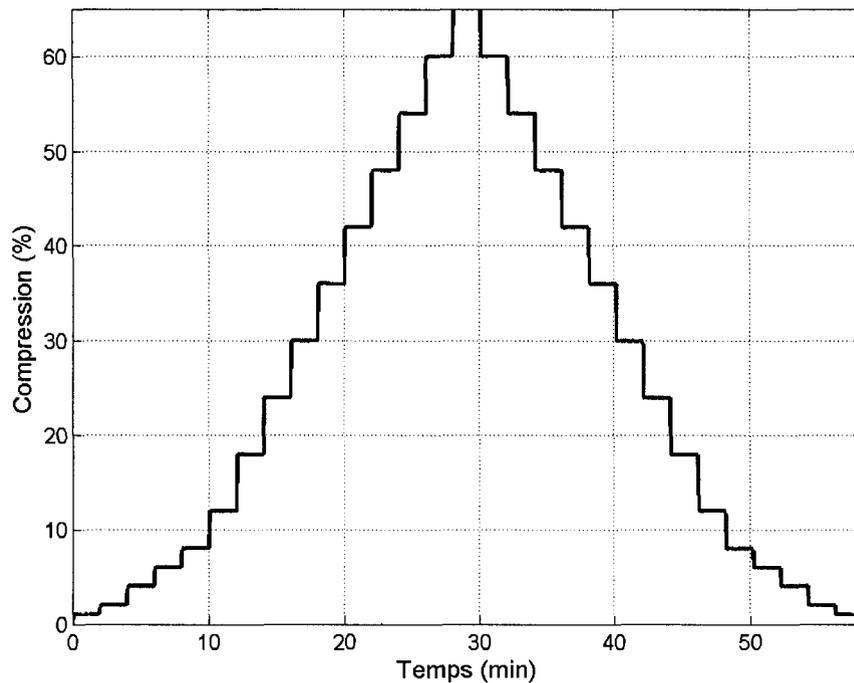


Figure 6.3 Chargement en compression d'un cube de mousse avec des paliers de 2 minutes.

6.6. Résultats

Les conditions expérimentales pour les cinq échantillons sont regroupées dans le Tableau 6.2. On note que l'humidité relative et la température ont pu varier légèrement.

TABLEAU 6.2 CONDITIONS EXPÉRIMENTALES

Échantillon	L ₁ (mm)	L ₂ (mm)	S (mm ²)	H ₁ (mm)	H ₂ (mm)	H ₃ (mm)	Température (°C)	Humidité (%)
1	101,1	102,0	10309	110,6	110,2	108,9	23→23	61→62
2	102,3	101,8	10407	109,6	108,9	107,7	23→23	62→62,5
3	101,3	103,4	10482	109,2	108,7	107,4	23→22,5	63→62,5
4	102,0	101,2	10322	109,6	109,0	107,7	22,5→22,5	62,5→62,5
5	102,1	102,2	10440	111,3	110,8	109,4	22,5→22,5	62,5→63

L₁ : 1^{ère} largeur; L₂ : 2^{nde} largeur

S : surface (L₁×L₂)

H₁ : hauteur avant élimination de l'effet Mullins

H₂ : hauteur après élimination de l'effet Mullins

H₃ : hauteur après le test de compression en escalier

De l'application des paliers de déformation successifs résulte le signal de contrainte uniaxiale. On observe clairement la relaxation de l'échantillon pour chacun des paliers (Figure 6.4). On constate également que la relaxation de contrainte est très importante dans la première minute de l'application du palier mais qu'elle tend à diminuer par la suite (Figure 6.5).

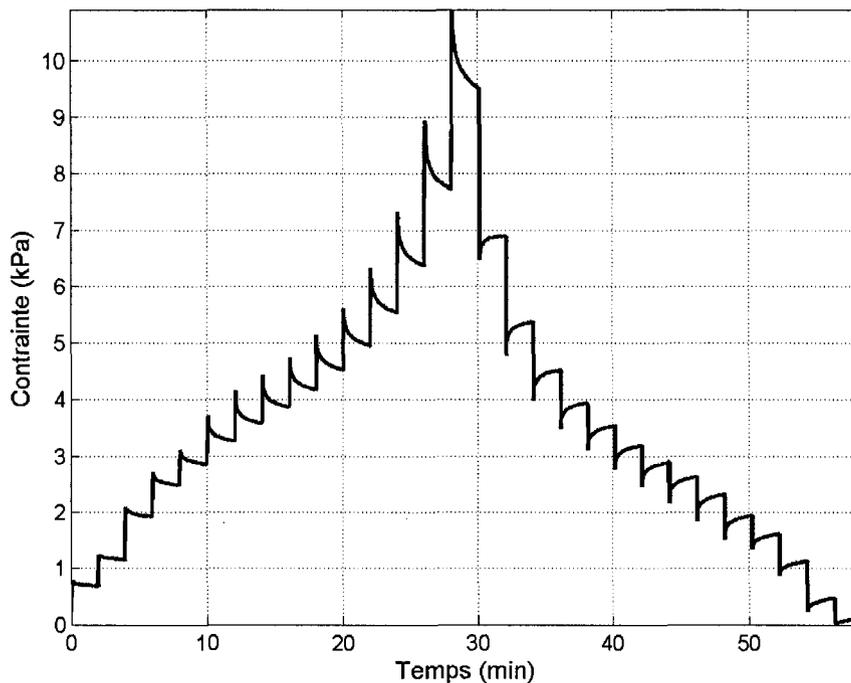


Figure 6.4 Contrainte uniaxiale mesurée sur le deuxième échantillon en fonction du temps.

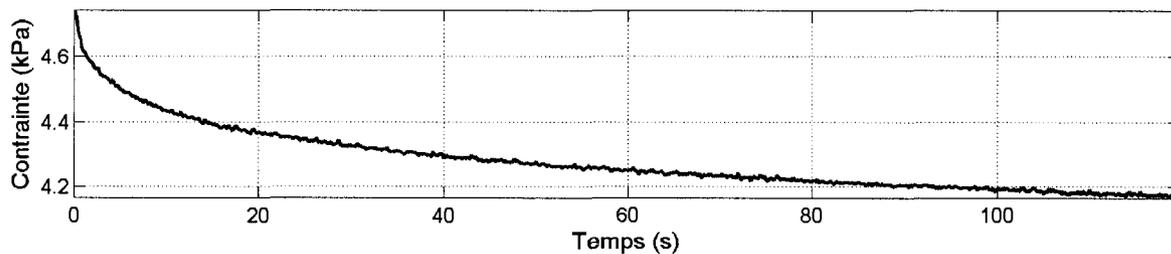


Figure 6.5 Contrainte uniaxiale mesurée sur le deuxième échantillon en fonction du temps lors du neuvième palier de déformation.

À partir de la courbe expérimentale représentative de la contrainte axiale en fonction de la compression (Figure 6.6), chaque contrainte appliquée sur l'échantillon à la fin d'un chargement est identifiée. Pour une compression donnée, on détermine une contrainte qui est la moyenne des contraintes finales en chargement et déchargement. Ces contraintes moyennes sont ensuite utilisées pour obtenir les paramètres du modèle d'Ogden (Figure 6.7) sur la plage de compression 0-54%.

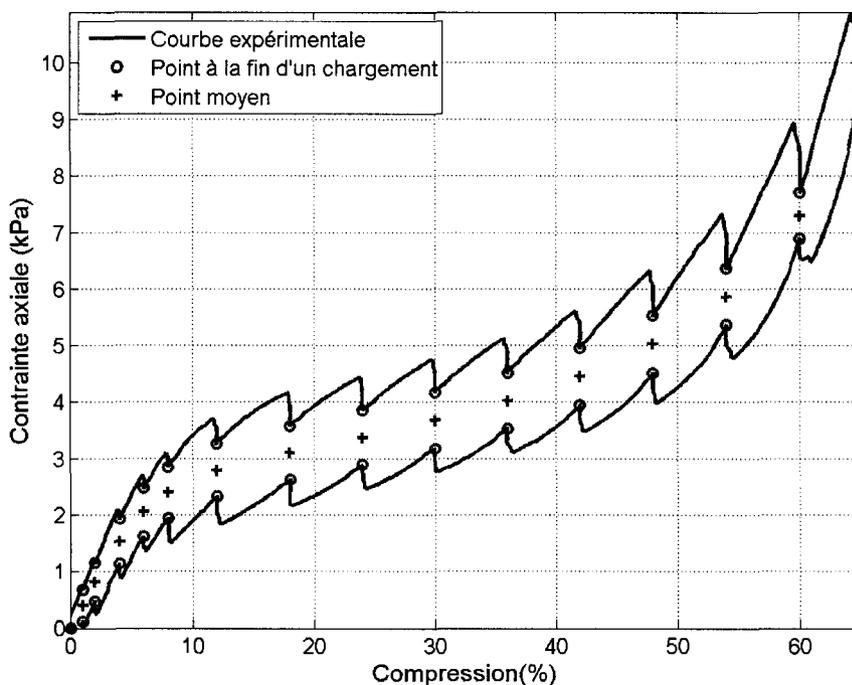


Figure 6.6 Contrainte appliquée sur le deuxième échantillon en fonction de sa compression.

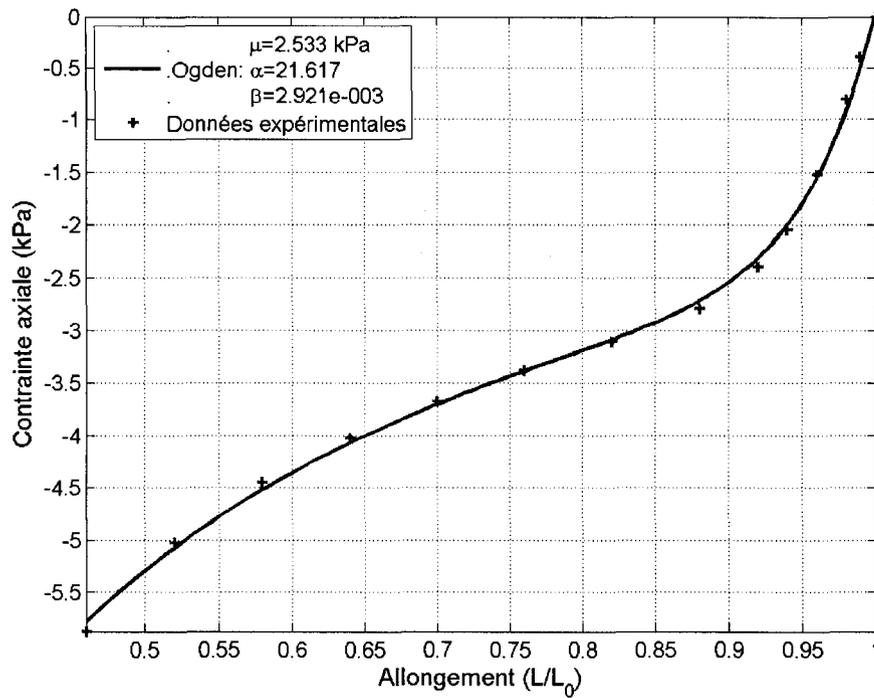


Figure 6.7 Comparaison entre la courbe expérimentale des points moyens et la courbe obtenue par le modèle d'Ogden pour le deuxième échantillon.

Le Tableau 6.3 regroupe les trois paramètres utiles à la définition du modèle d'Ogden pour les cinq échantillons. La qualité de l'approximation par la méthode des moindres carrés est relativement bonne car le coefficient de régression généralisé R est au voisinage de 1. Le coefficient de Poisson ν , le module d'élasticité volumique initial κ_0 et le module de cisaillement initial μ_0 sont calculés à partir des équations (6.6), (6.11) et (6.15). On constate que le coefficient de Poisson est quasiment nul, ce qui revient à dire que dans le cas d'une compression uniaxiale de la mousse, les déformations latérales sont très faibles. Le module d'élasticité volumique initial est dix millions de fois moins important que celui de l'acier, ce qui témoigne de la haute compressibilité de la mousse.

TABLEAU 6.3 PARAMÈTRES DU MODÈLE D'OGDEN POUR LA MOUSSE Q41

Échantillon	μ (kPa)	α	β	ν	κ_0 (kPa)	μ_0 (kPa)	R
1	2,600	21,944	$2,531 \times 10^{-3}$	0,0025	19,162	28,527	$1-8,62 \times 10^{-4}$
2	2,533	21,617	$2,921 \times 10^{-3}$	0,0029	18,412	27,378	$1-6,46 \times 10^{-4}$
3	2,497	22,362	$3,364 \times 10^{-3}$	0,0033	18,801	27,919	$1-3,36 \times 10^{-4}$
4	2,524	21,979	$2,931 \times 10^{-3}$	0,0029	18,654	27,738	$1-6,36 \times 10^{-4}$
5	2,504	19,691	$3,453 \times 10^{-3}$	0,0034	16,606	24,653	$1-8,09 \times 10^{-4}$

où $R = \frac{\sum_{i=1}^N (y_{ei} - \bar{y}_e)(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (y_{ei} - \bar{y}_e)^2 \sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2}}$ avec y_e la valeur estimée et y la valeur réelle de la contrainte, N le nombre de points considérés.

Les paramètres du modèle d'Ogden utilisés dans les prochains chapitres sont calculés à partir de la moyenne des contraintes expérimentales obtenues pour les cinq cubes (Tableau 6.4). Ces paramètres sont proches de ceux obtenus pour le deuxième échantillon.

TABLEAU 6.4 PARAMÈTRES DU MODÈLE D'OGDEN UTILISÉS POUR LA MOUSSE Q41

Échantillons	μ (kPa)	α	β	ν	κ_0 (kPa)	μ_0 (kPa)	R
1 à 5	2,531	21,500	$3,045 \times 10^{-3}$	0,0030	18,307	27,211	$1-7,23 \times 10^{-4}$

6.7. Choix de la mousse de polyuréthane

Le choix du matériau constituant la couche de support s'effectue parmi quatre types de mousses de polyuréthane couramment utilisées dans la confection des matelas et fournies directement par le fabricant de matelas. Elles sont caractérisées par le facteur IFD25% dont la valeur en livres se retrouve dans leur nom commercial. Elles s'intitulent par ordre croissant d'IFD : Q26, Q31, Q41 et Q60. Une approche expérimentale qualitative est d'abord effectuée pour sélectionner le type de mousse et confirmer la viabilité de la couche de support proposée. Ensuite, la courbe de compression du type de mousse de polyuréthane retenue est étudiée pour confirmer son choix.

Des cubes de mousse sont découpés aux dimensions des cubes de la couche de support afin de former quatre couches de support complètes. Deux personnes de même masse (environ 65 kg) prennent place sur chacune d'elles pour les évaluer qualitativement. Les deux mousses Q26 et Q31 sont directement éliminées car certains cubes deviennent trop comprimés et donc ils ne

travaillent plus dans le plateau caractéristique de leur courbe de compression. L'évidement de cubes faits de ces matériaux n'a donc pas d'intérêt. Les deux dernières couches de support limitent l'enfoncement du corps, avec une préférence pour celle en mousse Q41, qui est beaucoup moins ferme que celui en mousse Q60.

Une nouvelle couche de support en mousse Q41 est réalisée, mais cette fois-ci avec des évidements effectués au fil chaud. Des évidements importants (sphère de rayon 40 mm) sont réalisés au niveau du fessier et des épaules, et des petits évidements (sphère de rayon 20 mm) sont faits dans les derniers cubes. Les deux personnes précédentes se positionnent selon plusieurs postures (décubitus latéral, dorsal et ventral). Cette fois-ci, le corps s'enfonce davantage. Des constats fort intéressants sont que lorsque couché sur le ventre, peu de variations de contraintes se font sentir au niveau du thorax lors de la respiration. En position latérale, avec un objet dans la poche, aucun malaise ne se ressent non plus. Enfin, peu de contraintes sont perceptibles au niveau du fessier (sacrum) en position dorsale. Cela confirme que les cubes de mousses travaillent au niveau du plateau de la courbe de compression et donc que la mousse Q41 s'avère être un bon choix.

En considérant maintenant la courbe de compression d'un cube de mousse Q41 (Figure 6.8), on remarque que le plateau de faible rigidité débute à une contrainte axiale de l'ordre de 2,6 kPa (19,5 mmHg) et se termine aux alentours de 4,3 kPa (32,3 mmHg) pour des niveaux de compression de 10% à 35% (14 mm à 49 mm pour un cube de hauteur 139,7 mm). La pression moyenne de contact que l'on retrouve sur les matelas « faible pression » (tel que le matelas OPTIMAT 2800 de matelas René), se situe exactement dans la plage de pression du plateau de la courbe de compression de la mousse Q41. Les niveaux de compression sont dans l'ordre de grandeur désiré et l'ajout d'évidements aux cubes de mousse Q41 permettra d'ajuster le niveau de compression et jouer sur la hauteur du plateau. C'est pour toutes ces raisons que la mousse Q41 a été sélectionnée pour la conception de la couche de support.

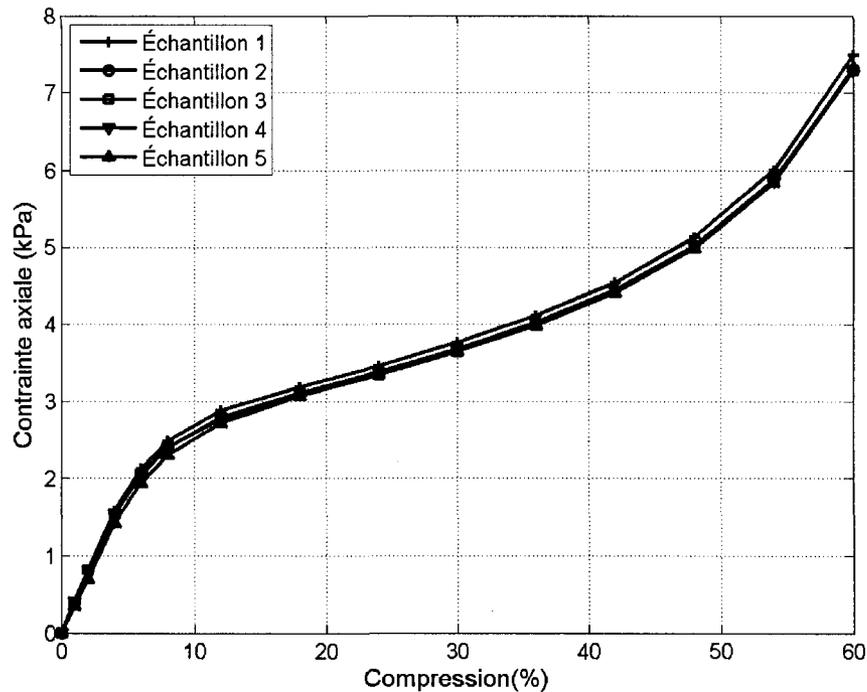


Figure 6.8 Courbes de compression moyenne pour les cinq échantillons.

6.8. Utilisation des paramètres du modèle de la mousse Q41 dans un modèle par éléments finis représentant le test d’IFD

Connaissant la valeur IFD25% annoncée par le fabricant pour la mousse de polyuréthane Q41 qui est de 41 lb ($\approx 18,6$ kg), un modèle par élément finis représentatif du test expérimental d’IFD est réalisé en utilisant les paramètres du modèle de la mousse Q41 pour vérifier qu’il fournit sensiblement la même valeur.

Le modèle par éléments finis (Annexe 1) peut se résumer à un modèle axisymétrique, ce qui réduit considérablement le nombre d’éléments. Il consiste donc à l’indentation d’un cylindre rigide de diamètre 203,2 mm (8 po) dans un cylindre de mousse de diamètre 381 mm (15 po) et d’épaisseur 101,6 mm (4 po) reposant sur un surface plane rigide. Des éléments plans à 8 nœuds axisymétriques forment le maillage de la partie déformable. Les côtés de chaque élément ont une longueur de 6,35 mm (1/4 po). Le coefficient de frottement entre la mousse de polyuréthane et les deux surfaces rigides est fixé à 0,7 (valeur estimée par des tests préliminaires). Le cylindre rigide est enfoncé jusqu’à 65% de l’épaisseur du pavé de mousse par incréments constants de 1%.

Ce modèle permet d'obtenir les deux valeurs courantes d'IFD (Figure 6.9). La valeur IFD25% annoncée par le fabricant (41 lb) est très similaire à celle obtenue depuis le modèle (40,1 lb). Le facteur de support estimé par le modèle (IFD65%/IFD25%) est de 2,2. Cette grandeur est comprise entre les valeurs 1,8 et 3,0 qui constituent la plage habituelle pour les mousses de polyuréthane.

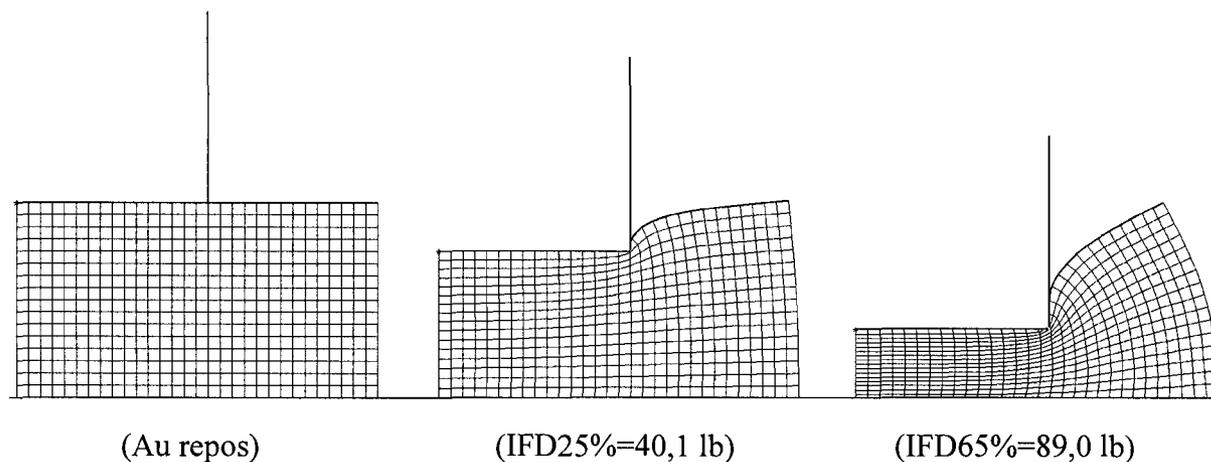


Figure 6.9 Valeurs d'IFD obtenues par les éléments finis à partir des données expérimentales des propriétés de la mousse de polyuréthane.

7. MODÉLISATION DU CONTACT AVEC UN CUBE ÉVIDÉ

Le dimensionnement de la couche de support sera effectué à l'aide de simulations par éléments finis représentatives du contact entre les cubes évidés et une géométrie connue. Ce chapitre présente la modélisation du contact avec un cube évidé ainsi que sa validation expérimentale. Une étude est ensuite réalisée pour observer l'influence de la taille de l'évidement.

7.1. Modélisation du contact avec un cube évidé

Un cube évidé Q41-35×40 a été utilisé, à la seule différence que sa hauteur n'est que de 113 mm et sa largeur vaut 93 mm (Figure 7.1). Deux simulations par éléments finis sont effectuées (Annexe 3). La première consiste à la compression plane du cube évidé et la seconde à la compression cylindrique de rayon 76,2 mm. Dans les deux cas, le cube est fixé à sa base et coupé en quatre pour tirer profit de sa symétrie. Le type d'élément utilisé pour le maillage solide est un tétraèdre à 4 nœuds (SOLID185 dans ANSYS). Des surfaces de contact sont ajoutées dans l'évidement pour simuler le contact du cube sur lui-même. Le plan et la surface cylindrique sont représentés par des surfaces rigides. Le matériau utilisé est celui défini à la fin de la section 6.6. Enfin, le frottement dans toutes les zones de contact est fixé à 0,7.

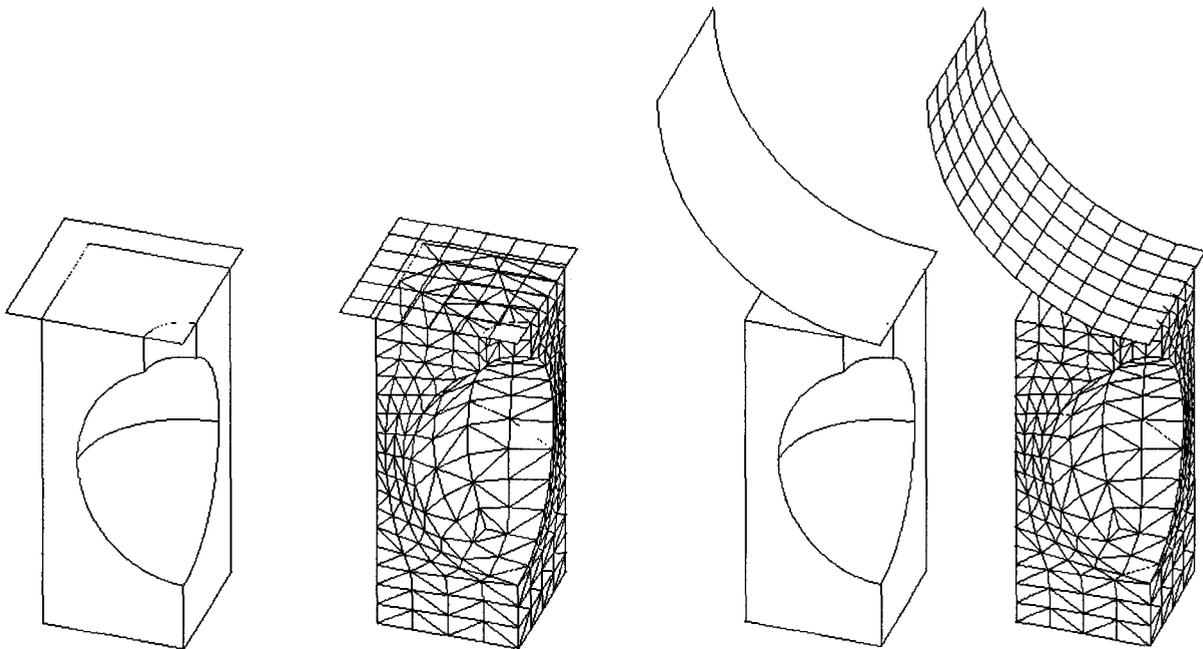


Figure 7.1 Géométrie et maillage des modèles de contact avec un cube évidé.

Un effort vertical de 100 N est appliqué sur les surfaces rigides. Il évolue par incréments de 0,1 N à 1 N; ces derniers sont définis par la méthode de Newton-Raphson employée dans le solveur d'ANSYS.

7.2. Validation expérimentale des modèles

7.2.1. Test expérimental

Le protocole expérimental est le même que celui utilisé pour déterminer les paramètres de la mousse de polyuréthane. Par contre, un seul test de compression (au lieu de cinq) est effectué. Une plaque d'acier est utilisée pour la compression plane et le capteur cylindrique pour l'autre compression.

7.2.2. Résultats et discussion

La force exercée sur la surface rigide est tracée en fonction de la compression du cube évidé à partir des mesures expérimentales et des simulations par éléments finis (Figure 7.2 et Figure 7.3). Pour des compressions comprises entre 10 mm et 60 mm, l'écart entre la force mesurée et la force simulée est relativement faible (<10%). En dehors de cette plage, l'écart est plus important, notamment au-delà de 60 mm de compression où le modèle de comportement de la mousse de polyuréthane n'est plus valide.

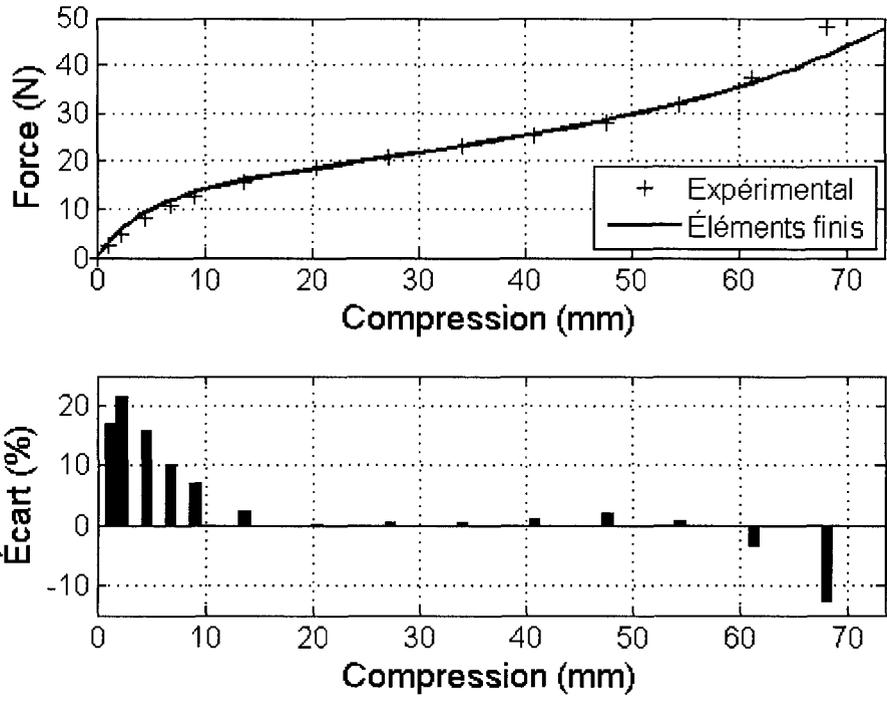


Figure 7.2 Test de validation : compression plane.

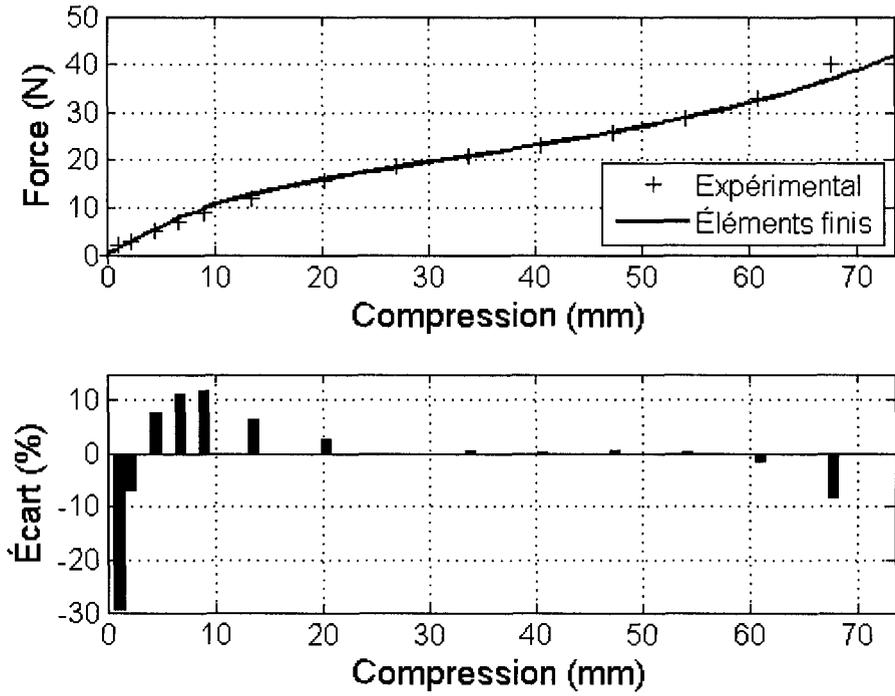


Figure 7.3 Test de validation : compression cylindrique.

7.3. Influence de la taille de l'évidement

La taille des évidements est variée pour observer l'effet sur les courbes de compression.

7.3.1. Simulation

Une simulation typique consiste à comprimer un cube entre deux plans en imposant le déplacement vertical du plan supérieur alors que le plan inférieur demeure fixe. L'enfoncement imposé correspond à 65% de la hauteur du cube, soit 90,8 mm. La simulation est tout d'abord effectuée sur un cube plein qui constitue le modèle de référence puis sur un ensemble de cubes évidés. La dimension « a » des évidements varie de 20 mm à 40 mm par pas de 5 mm. La dimension « b » varie de 20 mm à 45 mm par pas de 5 mm. On obtient ainsi trente simulations plus une qui est la simulation de référence.

7.3.2. Résultats et discussion

Les courbes de compression obtenues suite aux simulations ont toutes une forme similaire (Figure 7.4a), à savoir que la rigidité est importante dans les premiers pourcentages de compression. Il s'ensuit un plateau d'une rigidité plus faible qui augmente à nouveau autour de 50% de compression.

Afin de comparer ces courbes, trois grandeurs sont calculées en s'inspirant de la norme ASTM D3574 (ASTM International,). La première est la force appliquée à 25% de compression que l'on note IFD25% (Figure 7.4c), la seconde est la force appliquée à 65% de compression (Figure 7.4d) et enfin le facteur de support ou fermeté qui est le rapport de ces deux forces (Figure 7.4b). Ces trois grandeurs sont normalisées avec celles obtenues suite à la compression d'un cube plein.

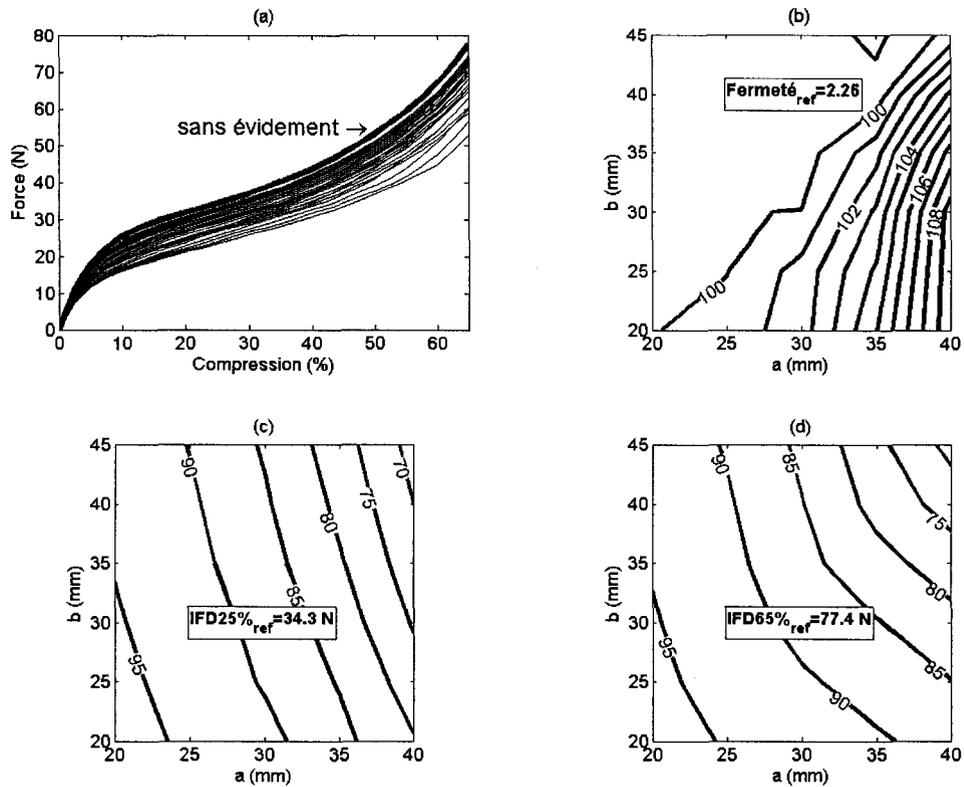


Figure 7.4 Résultats des simulations de compression plane pour la gamme d'évidements. (a) Courbes de force en fonction de la compression des différents cubes (b) Fermeté du cube en pourcentage de la fermeté de référence. (c) Force à 25% de compression en pourcentage de la force de référence. (d) Force à 65% de compression en pourcentage de la force de référence.

La force nécessaire pour la compression de 25% ou 65% du cube d'évidement maximum atteint un peu moins de 70% de la force de référence. Ainsi, l'évidement offre une plage de manœuvre de 30% lors d'une compression plane. La demi-hauteur « b » de l'évidement a peu d'influence pour une demi-largeur « a » donnée lorsque la compression est faible. Par contre, pour des compressions plus élevées, l'évidement peut rentrer en contact sur lui-même si la grandeur « b » le permet, ce qui crée un plateau supplémentaire.

8. MODÈLE ANTHROPOMÉTRIQUE

Les deux chapitres précédents ont permis la modélisation partielle (cube de mousse évidé) de la couche de support en mousse de polyuréthane en ayant recours aux éléments finis. La prochaine étape consiste à modéliser l'interaction de la couche de support avec l'utilisateur du matelas pour la dimensionner sur mesure. Cette étape requiert la connaissance des propriétés anthropométriques de l'individu, à savoir la géométrie de son corps, sa répartition de masse et le comportement mécanique des tissus. La récupération de la géométrie du corps peut être réalisée à l'aide de l'imagerie par résonance magnétique, la numérisation 3D par faisceaux lumineux ou encore la photographie numérique. Dans un contexte où les coûts doivent être minimisés, la méthode proposée pour définir un modèle géométrique du corps consiste à recréer un corps 3D à partir de deux photographies numériques prises dans les plans frontal et sagittal d'un individu debout. Chacune des tranches du corps est représentée par une ellipse dont les longueurs des axes principaux correspondent au nombre de pixels sur chacune des vues (Figure 8.1). Connaissant le facteur de conversion pixel-cm, il est alors possible d'estimer le volume de ce corps et, en usant de la table de densité massique de Winter (Winter, 2004), d'en déduire la répartition massique de l'individu. Enfin, le corps obtenu est supposé rigide.

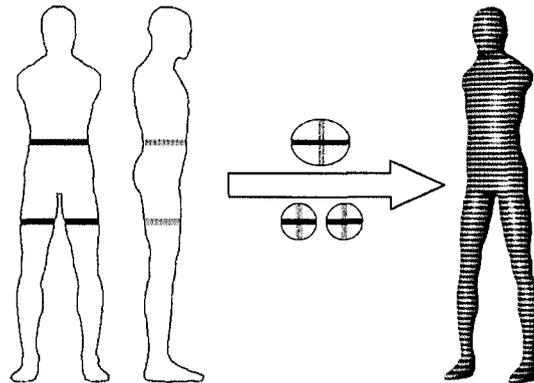


Figure 8.1 Corps 3D composé de tranches elliptiques obtenues à partir des vues frontale et sagittale du corps humain.

Ce chapitre présente les différentes étapes nécessaires pour aboutir au modèle anthropométrique proposé. Dans un premier temps, la justesse de l'approximation par tranches elliptiques du modèle géométrique est vérifiée. Le protocole de prise de vue est ensuite

présenté et finalement, le traitement des images servant à la définition du corps géométrique et la répartition de masse est décrit.

8.1. Approximation par tranches elliptiques

Dans cette partie, nous allons vérifier si les tranches elliptiques servant à la définition géométrique du corps constituent une bonne approximation. Le corps formé des tranches elliptiques (appelé CELL) est comparé à un corps 3D défini par un contour surfacique constitué de facettes triangulaires (appelé CTRI).

Deux moyens peuvent être utilisés pour avoir accès à des CTRI d'êtres humains. Le premier consiste à numériser plusieurs personnes de morphologies différentes avec un système d'acquisition 3D. Il existe plusieurs technologies disponibles dont le balayage laser, l'imagerie par résonance magnétique ou encore la photographie avec projection de spectres ou faisceaux lumineux (INSPECK, Montréal, Canada). Le problème souvent rencontré est que le sujet ne peut pas demeurer dans une position fixe au cours de l'acquisition, ce qui engendre des erreurs de mesure. Le second moyen consiste tout simplement à utiliser des CTRI déjà existants. Il est possible d'utiliser directement les tranches du corps des cadavres d'un homme et d'une femme issus du projet « Visible Human Project » (Ackerman, 2008). Cependant, leurs corps sont déformés du fait qu'ils ont été découpés alors qu'ils étaient couchés sur un plateau rigide. Ils ne sont donc pas retenus. Dans le cadre cette thèse, les modèles Simon et Sydney du logiciel Poser7 (SmithMicro, Aliso Viejo, Californie, États-Unis), un logiciel de conception et d'animation 3D de personnages, seront donc utilisés pour constituer les CTRI. Ces deux modèles ont été construits en s'inspirant de différentes personnes.

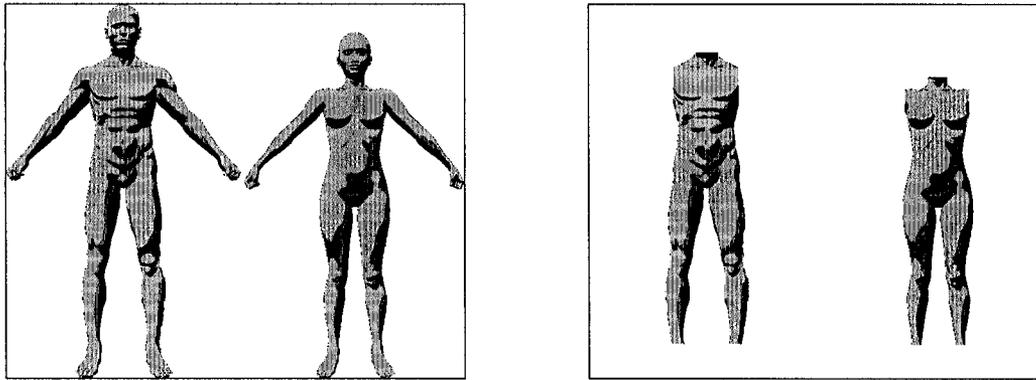


Figure 8.2 Simon et Sydney, les deux personnages 3D du logiciel Poser7 (à gauche) et les CTRI correspondants utilisés pour fin de comparaison (à droite)

Pour comparer les CTRI de Simon et Sydney avec leurs CELL, les géométries secondaires (leur tête, leurs bras et leurs pieds) sont retirées (Figure 8.2) au moyen du logiciel Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Pays-Bas). Chaque CTRI est divisé en tranches également espacées pour lesquelles on détermine les tranches elliptiques correspondantes. Le rapport de leurs surfaces est calculé et tracé aux Figure 8.3 et Figure 8.4.

On constate que le rapport des surfaces est au voisinage du gain unitaire tel qu'escompté. Ce rapport tend à diverger au niveau des genoux, des mi-cuisses et des pectoraux dans le cas de Simon et au niveau des hanches et de la poitrine dans le cas de Sydney. Si on considère cent tranches des corps de Simon et Sydney, on arrive aux statistiques du tableau suivant :

TABLEAU 8.1 STATISTIQUES SUR LE RAPPORT DE SURFACES POUR 100 TRANCHES DES CORPS DE SIMON ET SYDNEY

Rapport de surfaces (Aire ellipse/Aire réelle)	Simon	Sydney
Valeur minimale	0,889	0,898
Valeur maximale	1,199	1,190
Valeur moyenne	1,009	0,986
Écart-type	0,054	0,047

On constate dans les deux cas une valeur moyenne du rapport des surfaces proche du gain unitaire et un écart-type de 5%. On peut donc conclure que l'approximation par tranches elliptiques est relativement bonne.

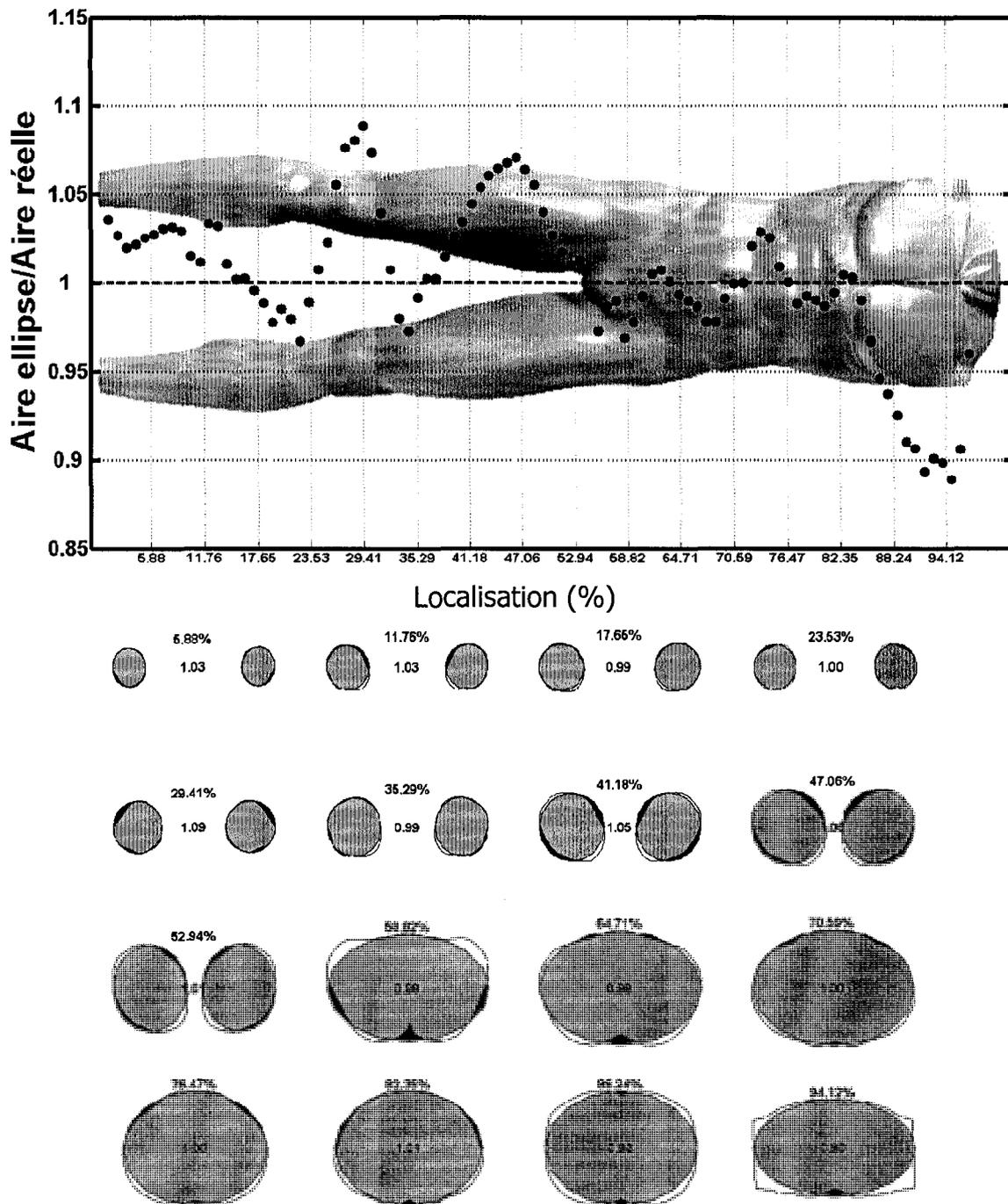


Figure 8.3 Représentation des tranches réelles du corps de Simon avec les tranches elliptiques correspondantes. Le nombre affiché au centre indique le rapport de leurs surfaces.

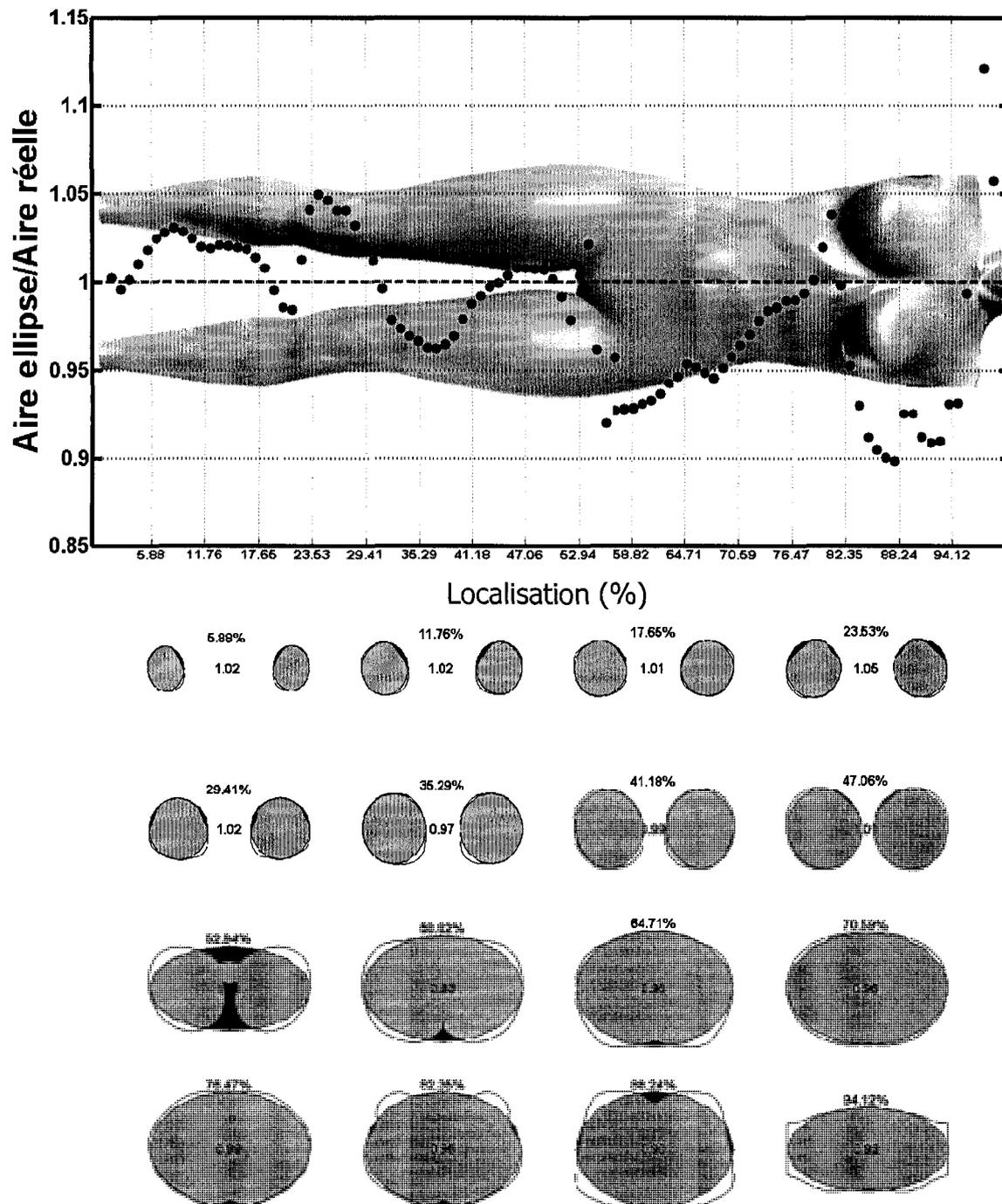


Figure 8.4 Représentation des tranches réelles du corps de Sydney avec les tranches elliptiques correspondantes. Le nombre affiché au centre indique le rapport de leurs surfaces.

8.2. Prise de vue avec un appareil photographique numérique

Pour prendre les vues frontale et sagittale nécessaires à la définition du corps 3D des individus, un appareil photographique numérique CANON POWERSHOT A610 (Canon, Mississauga, Ontario, Canada) est utilisé (Figure 8.5).

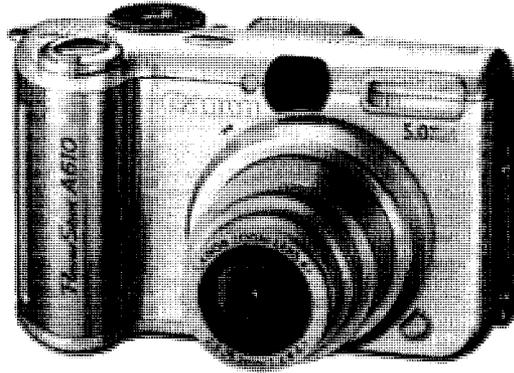


Figure 8.5 Appareil photographique CANON POWERSHOT A610

8.2.1. Description de l'appareil photographique

L'appareil photographique CANON POWERSHOT A610 est un appareil numérique doté d'un capteur digital de dimensions $7,18 \text{ mm} \times 5,32 \text{ mm}$ comportant environ 5 millions de pixels. Son objectif 7,3-29,2 mm est équivalent à un objectif 35-140 mm en termes de photographie traditionnelle (format classique $24 \text{ mm} \times 36 \text{ mm}$). La résolution effective en pixels des images vaut 2592×1944 .

8.2.2. Influence de la distance focale de l'objectif

La distance focale de l'objectif utilisée va jouer un rôle important sur la perspective du sujet. Par exemple, en ayant recours au logiciel Poser7, on peut observer Simon (Figure 8.6) pris avec plusieurs objectifs. On constate immédiatement que plus la distance focale de l'objectif est élevée, plus on tend vers une projection orthogonale du corps de Simon qui est l'idéal recherché. L'inconvénient est que pour avoir Simon en pleine grandeur, l'appareil photographique doit être éloigné au fur et à mesure que la distance focale de l'objectif augmente. Ainsi, en supposant que Simon mesure 1,80 m, l'appareil photographique devrait être placé à environ 1.8 m pour une focale de 35 mm et donc à environ 7,3 m pour une focale de 140 mm.

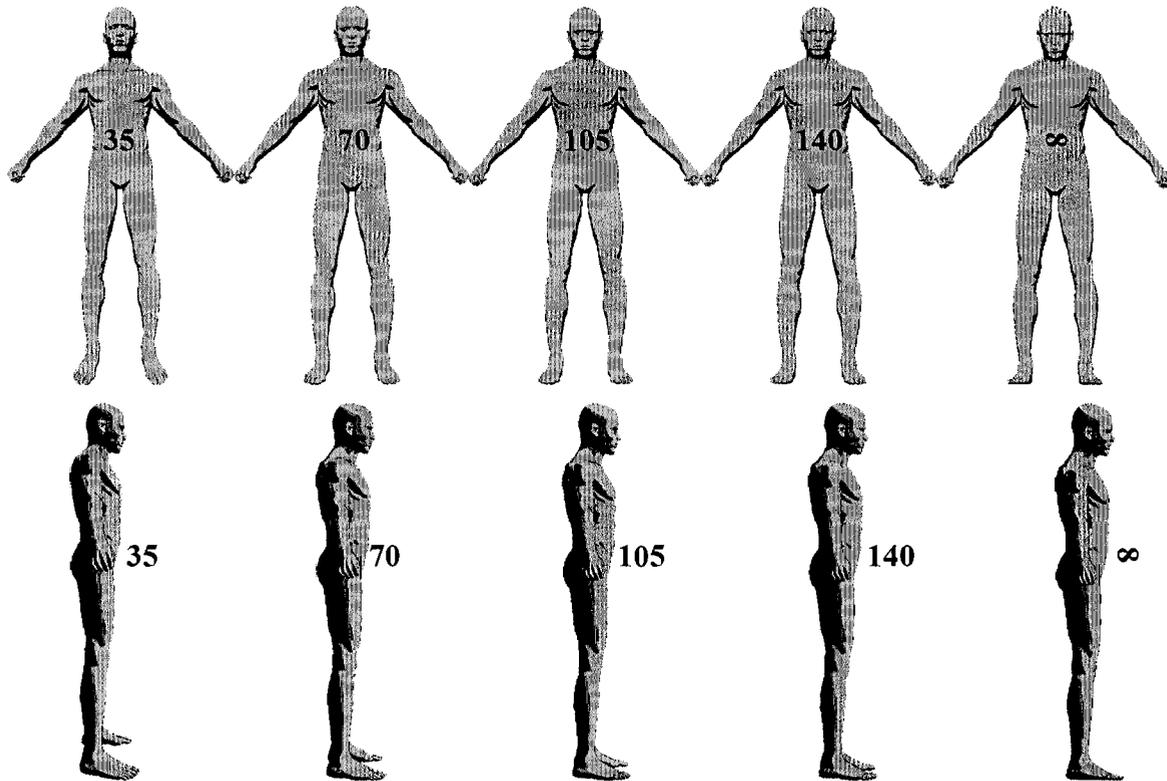


Figure 8.6 Simon photographié en vues frontale et sagittale avec un objectif de 35, 70, 105, 140 mm et une distance focale infinie (L'objectif est centré à la mi-hauteur de Simon).

Afin de comparer la vue sagittale de Simon prise par un objectif de 140 mm avec sa projection orthogonale correspondante, deux images en noir et blanc de résolution 2592×1944 pixels sont créées à l'aide de Poser7. Les pixels noirs constituent le corps de Simon et la somme de ces pixels est calculée pour chaque tranche transversale (épaisse de 1 pixel) de son corps (Figure 8.7). On note un écart moyen d'environ 2% sur la somme des pixels entre la vue en projection orthogonale et celle prise avec l'objectif 140 mm. Cet écart est très important au niveau des pieds car le pied situé en arrière est légèrement visible.

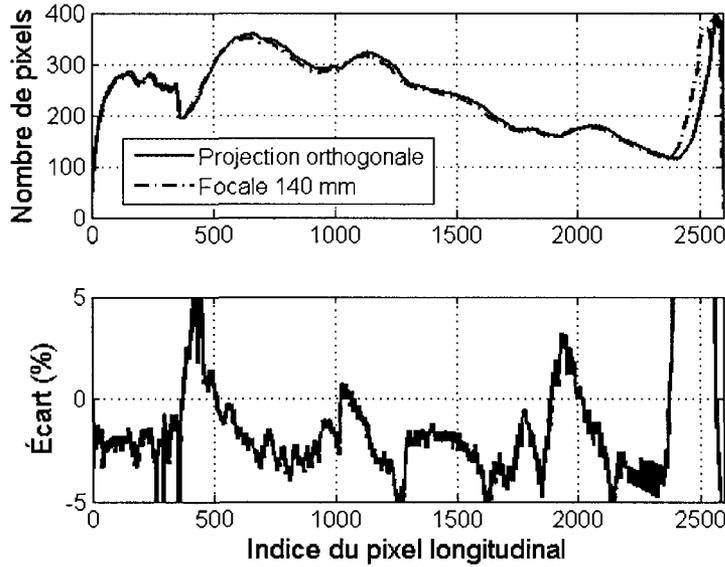


Figure 8.7 Somme des pixels pour les tranches transversales du corps de Simon entre la projection orthogonale de Simon et son image avec un objectif de focale 140 mm.

8.2.3. Étalonnage de l'objectif

L'objectif de l'appareil photographique entraîne des distorsions radiales et tangentielles dans l'image. Il est donc souvent nécessaire de l'étalonner pour éliminer ce phénomène lors du post-traitement des images. La distorsion est d'autant plus importante que la distance focale de l'objectif diminue. Pour les longues distances focales (>140 mm), l'étalonnage est difficile car les algorithmes de calcul ne sont pas assez robustes pour percevoir les distorsions (Figure 8.8). Étant donné que la distorsion est très minime pour une distance focale de 140 mm, aucun étalonnage n'est donc effectué.

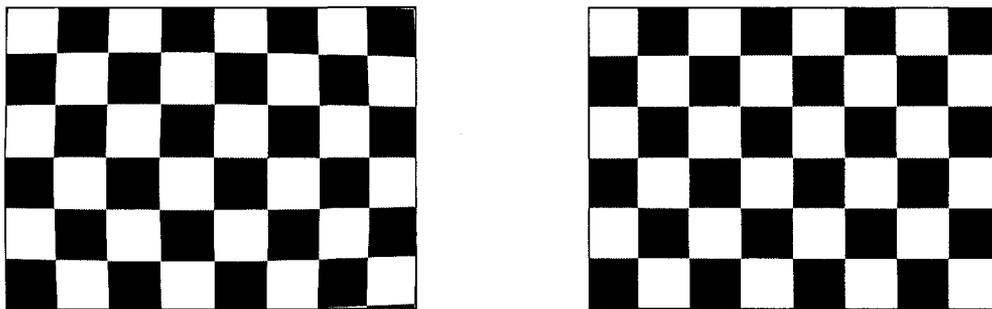


Figure 8.8 Prises de vue d'un quadrillage 80 mm x 60 mm avec le CANON POWERSHOT A610 équipé de l'objectif équivalent 35 mm (à gauche) et 140 mm (à droite)

8.3. Protocole de prise de vue

8.3.1. Préparation

Chaque prise de vue est effectuée avec un seul appareil photographique de type CANON POWERSHOT A610 dont l'objectif est réglé à une distance focale équivalente de 140 mm. Un trépied est ajusté de façon à positionner verticalement l'appareil à la mi-hauteur du sujet qui aura été mesurée au préalable. Le sujet est habillé avec des vêtements moulants qui peuvent être un cuissard ou encore un maillot. Ses cheveux, s'ils sont longs, sont attachés sous la forme d'un chignon ou maintenus dans un bonnet de bain. Sa masse est mesurée pour fin de comparaison avec les résultats ultérieurs. La distance entre le sujet et l'appareil doit pouvoir atteindre une distance d'environ 8 m pour être capable de photographier des grandes personnes. Un drap bleu est positionné sous les pieds et en arrière du sujet pour faciliter le découpage futur de la photographie. Enfin, des sources de lumière sont placées de façon à obtenir un bon éclairage du sujet tout en évitant les variations de luminosité dans le drap bleu.

8.3.2. Postures du sujet

Le sujet adopte deux postures au courant de la prise de photographies (Figure 8.9). Pour la vue dans le plan sagittal, les bras, poings fermés, font un angle de 45° avec la verticale dans le plan frontal. Ils sont positionnés de façon à ne pas dépasser le tronc dans la vue sagittale. Les malléoles intérieures sont espacées de 15% de la hauteur du sujet. Pour la vue dans le plan frontal, les bras sont ramenés en avant. Les poings sont en contact et les bras font un angle de 90° avec la verticale. Pour les deux postures, l'alignement du corps doit être comparable à celui de la Figure 8.10.

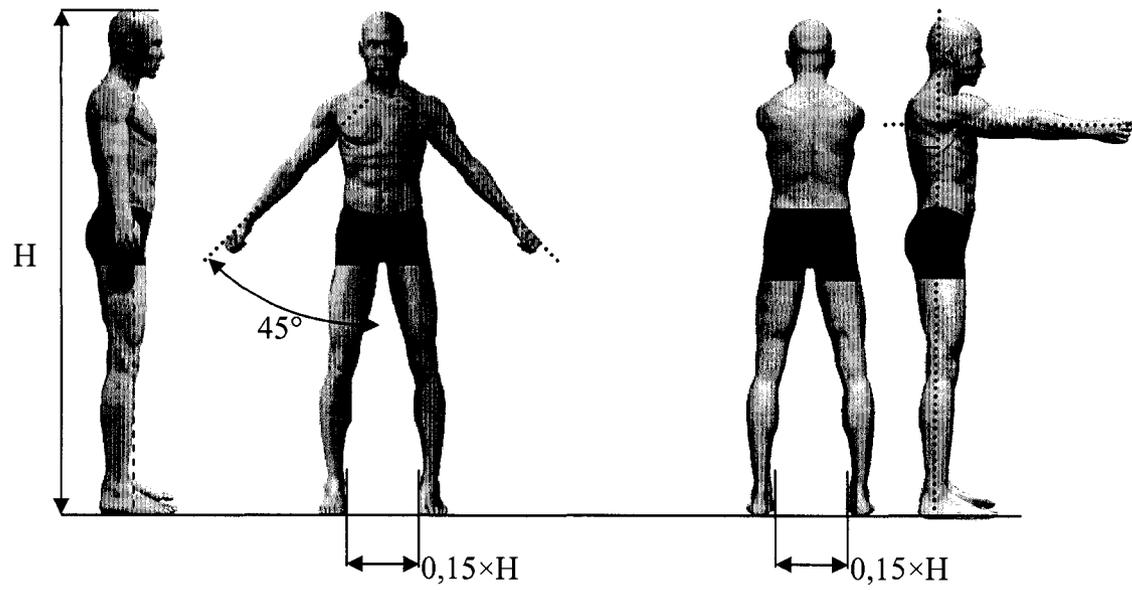


Figure 8.9 Posture adoptée pour la prise de vue sagittale (à gauche) et prise de vue pour la prise de vue dorsale (à droite).



Figure 8.10 Alignement de la posture.

8.3.3. Prises de vue

On débute par la prise de vue sagittale. Le sujet se place donc de profil, en respectant la posture prescrite précédemment, son visage faisant face au côté droit de la photographie. L'appareil est positionné de sorte que les pieds et la tête du sujet soient proches du cadre de la photographie mais le drap bleu demeure toujours visible autour du sujet. La mise au point est faite sur le sujet puis le cliché est pris. Le sujet se tourne ensuite pour faire dos à la caméra pour la prise du second cliché. Des marques au sol lui permettent de respecter la position de ses pieds.

8.4. Traitement des images

Le traitement des images est réalisé avec le logiciel MATLAB7 (Mathworks, Massachussets, États-Unis) et son extension *Image Processing Toolbox*. Les trois grandes étapes se résument à extraire le corps des images, établir un modèle géométrique 3D composé de tranches elliptiques et finalement estimer la répartition massique.

8.4.1. Extraction du corps

L'extraction du corps vise à obtenir deux images en noir et blanc de même hauteur, où le noir représente le corps du sujet. Pour faciliter l'extraction, les photographies couleurs ont été volontairement prises sur un fond bleu. Considérons la Figure 8.11 qui présente les opérations successives effectuées sur les images. En premier lieu, l'image est recadrée pour travailler avec une plus petite surface d'intérêt réduisant ainsi la taille de la matrice contenant l'image. Pour la vue dans le plan frontal, les oreilles sont retirées alors que dans la vue dans le plan sagittal, ce sont le nez et le pied gauche qui sont supprimés. Ces parties du corps sont remplacées par une portion du drap bleu. Un histogramme des couleurs est alors calculé pour déterminer le niveau prédominant de chacune des trois couleurs primaires (le rouge, le vert et le bleu). La couleur résultant de ces trois niveaux approxime celle du drap bleu. Un masque de cette couleur et d'une tolérance égale à 30 (expliqué plus en détail après la figure) est ensuite appliqué sur l'image. Il ne reste alors que le corps et du bruit alentour. Le corps est alors sélectionné et l'image obtenue est recadrée de façon à avoir au moins un pixel noir sur chacun de ses bords. Finalement, si tel est le cas, l'image qui possède le plus grand nombre de pixels selon sa hauteur est ajustée à la hauteur de l'autre.

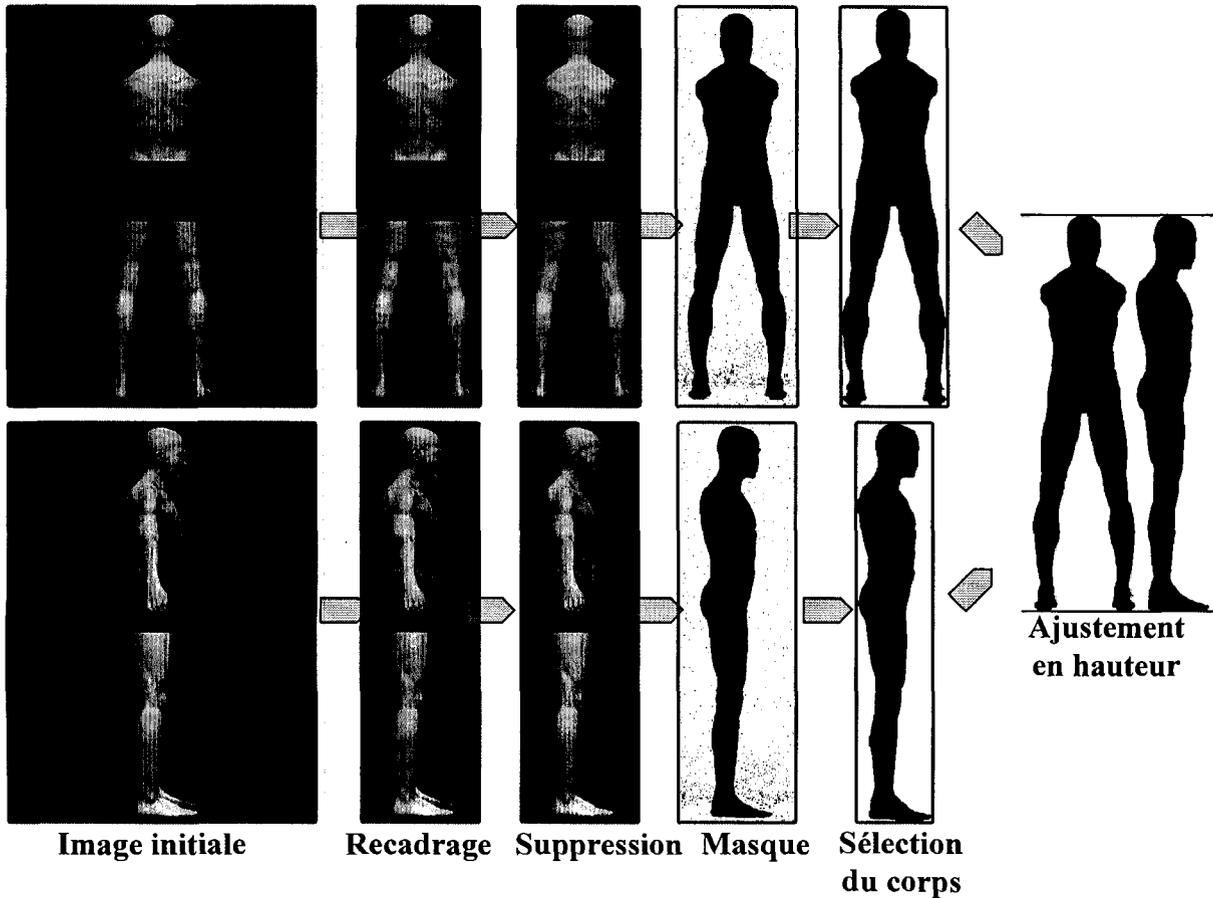


Figure 8.11 Étapes d'extraction du corps des images frontale et sagittale.

Supposons que les trois niveaux du masque de couleur valent m_r pour le rouge, m_v pour le vert et m_b pour le bleu. Son application consiste à rechercher tous les pixels dont les niveaux de couleurs (notés p_r , p_v , p_b) respectent l'équation suivante :

$$\left((p_r - m_r)^2 + (p_v - m_v)^2 + (p_b - m_b)^2 \right) \leq \text{tolérance}^2 \quad (8.1)$$

8.4.2. Modèle géométrique 3D et densité volumique

Un modèle géométrique 3D est construit à partir des deux images extraites précédemment des vues frontale et sagittale. La conversion des pixels en unité de longueur s'effectue d'après le nombre de pixels en hauteur de chaque image qui équivaut à la hauteur de l'individu (196.6 cm pour Simon). Les dimensions et la localisation des tranches elliptiques transversales du corps sont ainsi calculées pour chaque rangée de pixels. Ces tranches sont ensuite converties en tranches épaisses de 1 cm en effectuant une interpolation cubique, ce qui

complète la définition du modèle géométrique 3D. Il est alors possible de déduire la courbe de densité volumique du corps en calculant le volume des tranches obtenues (Figure 8.12).

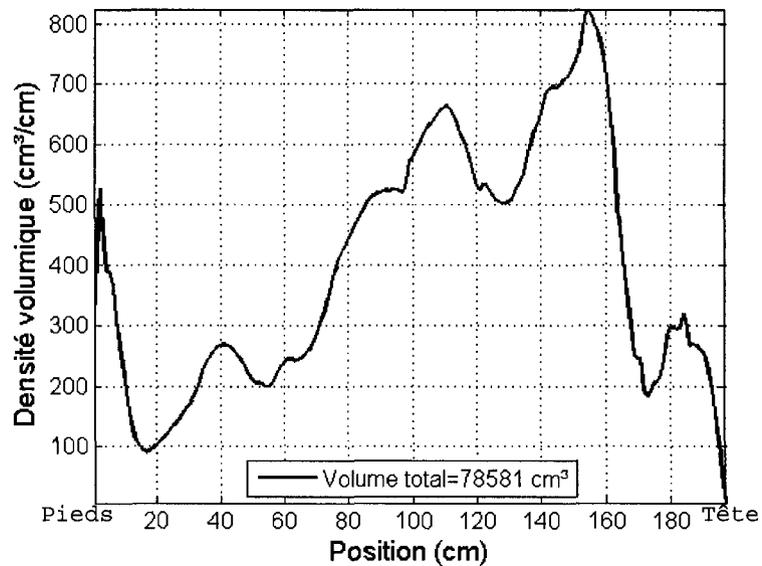


Figure 8.12 Densité volumique du corps de Simon.

8.4.3. Répartition massique

Les données sur la répartition de masse du corps humain n'est pas chose courante dans la littérature. On retrouve tout de même un exemple de répartition de masse sous forme de masse linéique mesurée par Dempster (MICHIGAN STATE UNIV EAST LANSING et Dempster, 1955) à partir d'un cadavre découpé en morceaux à la Figure 8.13.

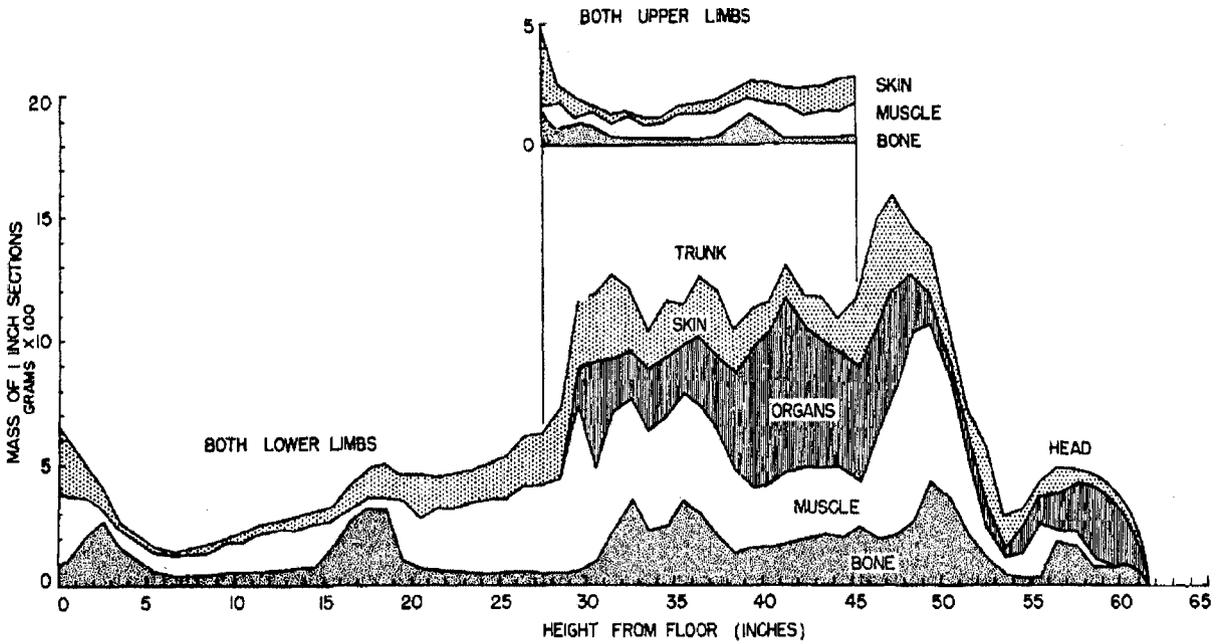


Figure 8.13 Masse linéique d'une personne (MICHIGAN STATE UNIV EAST LANSING et Dempster, 1955).

La table de Winter (Winter, 2004) qui spécifie les valeurs de densité pour chacun des membres du corps humain permet d'établir des courbes de densité massique. La première correspond à une courbe en escalier qui peut être approximée par une seconde courbe obtenue à partir d'une fonction cubique (Figure 8.14). Mais comme première approximation, on peut toujours avoir recours à une courbe constante de densité égale à 1 kg/dm^3 , étant donné que le corps est constitué à plus de 60% d'eau (AquaWal, 2008).

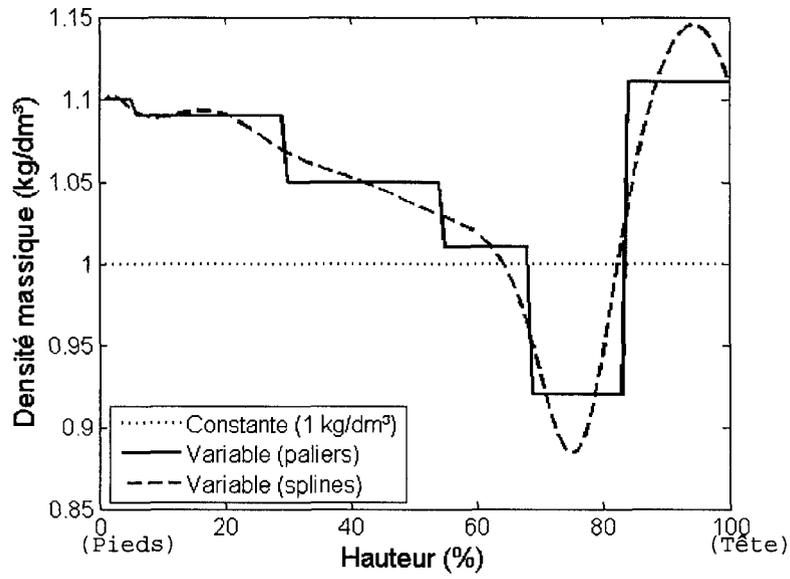


Figure 8.14 Courbes de densité massique obtenues à partir de la table de Winter.

La multiplication des courbes de densité massique par la courbe de densité volumique fournit la courbe de densité massique linéique (Figure 8.15). Une densité massique uniforme alourdit d'environ de 10% la cage thoracique. Quelque soit l'approximation, les masses totales sont dans le même ordre de grandeur. L'approximation retenue est l'approximation cubique, car sa courbe représentative est continue et est en adéquation avec les paliers constants fournis par Winter.

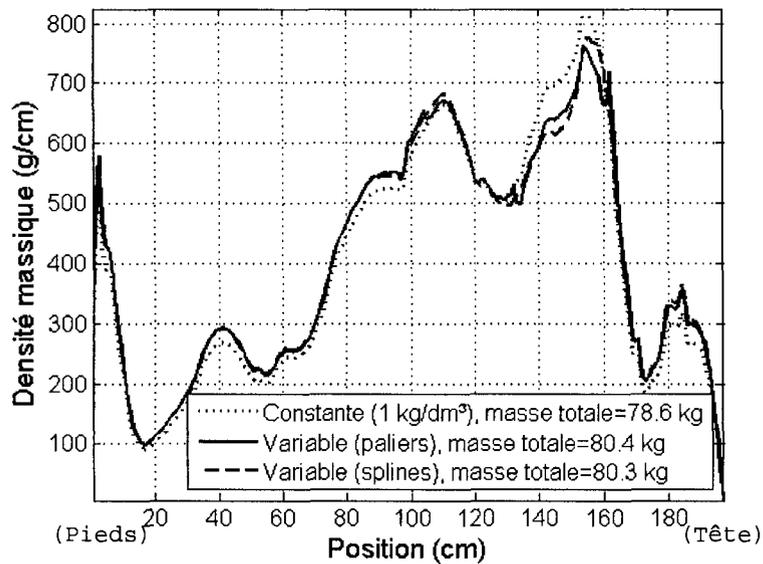


Figure 8.15 Courbes de densité massique linéique de Simon.

9. SYSTÈME EXPERT

Les deux chapitres précédents ont mis à disposition des données utiles pour le dimensionnement sur mesure de la couche de support, à savoir un modèle anthropométrique et un modèle par éléments finis de la couche de support en mousse de polyuréthane. Reste maintenant à tirer profit de ces données pour définir les meilleures dimensions possibles pour les évidements à effectuer dans les cubes de la couche de support. Un algorithme, développé spécialement dans le cadre de cette thèse, est employé pour réaliser cet objectif et est décrit dans ce chapitre. On l'appellera désormais « Système expert » (Figure 9.1).

Les données issues des chapitres précédents sont insuffisantes à elles seules pour le dimensionnement de la couche de support. Des contraintes externes sont requises afin de converger vers une taille unique des évidements. Deux contraintes paraissent intéressantes, le respect d'une ou plusieurs postures prédéfinies du corps et la définition de la répartition de la charge de l'individu le long de la couche de support. Leur choix et leurs descriptions seront présentés dans les sections 9.1 et 9.2.

Un des points critiques du système expert est l'intégration du corps humain. Comment doit-on prendre en compte le fait que c'est un système multi-articulaire déformable? La déformation locale du corps en contact avec la surface de support dépend des propriétés mécaniques des tissus sous-jacents, de leur agencement spatial et de tout autre paramètre tel que la température, l'humidité et l'activité du corps. Il n'existe aucun modèle représentatif du corps humain complet dans la littérature. Il est en effet impensable de créer un tel modèle qui puisse être validé pour tous les individus. C'est pourquoi, le modèle anthropométrique est considéré comme un corps rigide dans le système expert.

Suite aux précédentes considérations, la section 9.3. expose la logique employée lors de la conception du système expert. Les sections 9.4. et 9.5. décrivent comment le modèle anthropométrique a été adapté pour être en mesure de caractériser son interaction avec la couche de support. Enfin, l'algorithme est présenté à la dernière section.

Les différentes postures seront décrites dans les sections suivantes et la posture la plus adéquate sera sélectionnée.

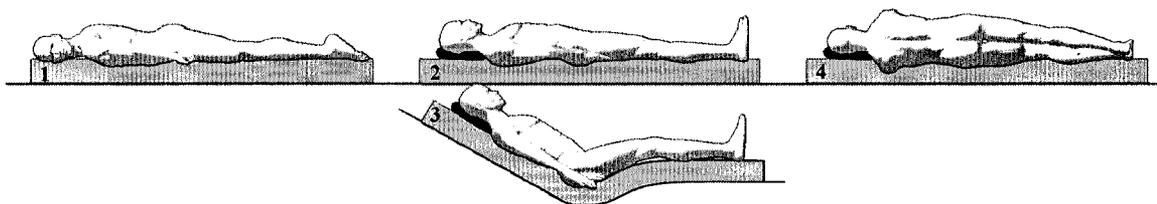


Figure 9.2 Postures sur un matelas (1 : ventrale; 2 : dorsale; 3 : semi-Fowler; 4 : latérale).

9.1.1. Position ventrale

En étant couché sur le ventre, la surface du corps en contact avec le matelas est importante et permet une bonne répartition de la masse. Ainsi s'achève la courte liste des avantages pour laisser place aux multiples inconvénients. Tout d'abord, la tête doit être tournée sur le côté pour respirer, ce qui engendre une torsion dans le cou et par conséquent des contraintes de tension et compression dans la colonne vertébrale. Ensuite, le fait de dormir sur la cage thoracique peut provoquer des difficultés respiratoires. Et enfin, dépendamment de la fermeté du matelas, le dos peut se retrouver en hyperlordose lombaire à cause d'un enfoncement prononcé de la zone pelvienne. Idéalement, pour limiter la courbure excessive de la colonne vertébrale, il ne faudrait pas utiliser d'oreiller.

9.1.2. Position dorsale

Similairement à la précédente position, elle offre une bonne répartition de la charge due à sa grande surface de contact. La courbure de la colonne vertébrale dépend encore une fois de la fermeté du matelas. Certaines personnes peuvent ressentir des tensions musculaires causées par la rotation de la zone pelvienne. Ce problème peut être corrigé par l'adoption d'une posture en semi-Fowler (Defloor, 2000). De plus, un oreiller est parfois utile pour ajuster la courbure de la colonne vertébrale.

9.1.3. Position latérale

Cette position est la plus courante car elle permet de se rapprocher de la position du fœtus (Idzikowski, 2003). Néanmoins, c'est elle qui propose le moins de surface de contact et de stabilité. Le matelas doit être ajusté de telle sorte que la colonne vertébrale se situe dans un plan horizontal (Gracovetsky et Farfan, 1986). La flexion des jambes permet de stabiliser la

personne et de jouer sur la courbure du dos. Idéalement, le plan horizontal passant entre les pieds devrait être coïncident avec le plan sagittal du corps pour éviter toute rotation de la zone pelvienne qui engendrerait des contraintes supplémentaires dans la colonne. Souvent, des coussins d'appoint ajoutés à un oreiller sont employés pour faciliter le positionnement.

9.1.4. Sélection de la posture

Parmi les trois postures proposées, une seule d'entre elle est utilisée comme donnée d'entrée pour le système expert. La position ventrale est directement écartée à cause des contraintes qu'elle impose au cou. Il reste donc à choisir entre la position latérale et la position dorsale. La préférence se porte sur la position latérale pour les raisons suivantes.

Elle propose un excellent critère de design qui est l'alignement de la colonne vertébrale dans un plan parallèle au matelas. Le choix de l'alignement de la colonne en position dorsale est plus difficile à déterminer : Doit-on prendre la courbure de la colonne quand la personne est debout sachant qu'un affaissement des lombaires a lieu quand la personne se couche? La mesure de cette courbure est-elle répétable?

Le système expert est conçu avec la supposition que le corps humain est rigide. Autant en position dorsale, cette hypothèse est fautive à cause du fessier qui est très déformable, autant cette hypothèse est davantage vérifiée en position latérale. En effet, l'épaisseur des tissus mous en contact avec le matelas est relativement faible sur la longueur du corps.

On fait enfin l'hypothèse que le dimensionnement de la couche de support faite pour la position latérale sera adéquat pour la posture dorsale.

9.2. Contrainte n°2 : La répartition de la charge

La première contrainte de conception stipule que la colonne vertébrale doit être contenue dans un plan parallèle à la couche de support. Cette contrainte représente une contrainte géométrique mais à elle seule, elle n'est pas suffisante pour restreindre le nombre d'avenues possibles pour le système expert. Une deuxième contrainte portant cette fois-ci sur la répartition de la charge est introduite. Elle vise à minimiser les contraintes internes de cisaillement dans la colonne vertébrale. Pour cela, il est supposé que la couche de support

exerce sur chaque tranche transverse du corps une pression dont l'intégration sur la surface en contact avec la tranche est égale au poids de la tranche. Cette deuxième contrainte de conception est interprétée de telle façon que chaque rangée de cubes doit supporter la masse de la tranche du corps correspondante (Figure 9.3).

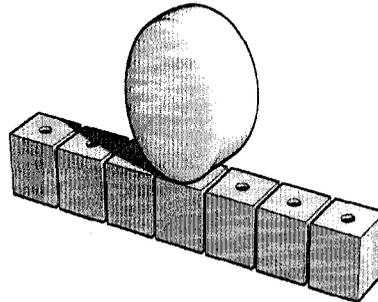


Figure 9.3 Tranches du corps vis-à-vis d'une rangée de cube.

La position de la personne n'est par forcément centrée transversalement sur le matelas. C'est pourquoi, tous les cubes faisant partie d'une même rangée sont pourvus d'évidements de tailles similaires. On suppose par contre que la personne se positionne toujours au même endroit longitudinalement sur le matelas.

9.3. Orientation de conception du système expert

Plusieurs chemins peuvent être empruntés pour réaliser le système expert. En bout de ligne, il tend à être un compromis entre précision et rapidité d'utilisation. Des contraintes de conception ont été définies précédemment pour faciliter le lien entre les données d'entrée du système expert et les évidements à effectuer dans les cubes de mousse.

La méthode des éléments finis sera l'outil qui servira à dimensionner les évidements de la couche de support. Il existe deux approches possibles pour déterminer la taille des évidements. Dans les deux cas, chaque tranche du corps sera enfoncée dans la couche de support d'une grandeur permettant l'alignement de la colonne vertébrale.

La première approche, que l'on peut qualifier d'approche itérative, fait appel à l'optimisation de structure. Pour chacune des tranches du corps, un modèle avec un évidement initial est créé puis ses dimensions évoluent selon une certaine routine d'optimisation jusqu'à ce qu'elles permettent de s'approcher au mieux de l'enfoncement désiré.

La seconde approche est, quant à elle, déterministe. Des simulations par éléments finis représentant l'enfoncement de formes standard dans la couche de support sont réalisées au préalable. Elles sont ensuite utilisées par l'intermédiaire de fonctions d'interpolation pour fournir directement la taille des évidements nécessaires pour supporter la tranche du corps considérée.

La première approche est très pénalisante pour des questions de temps mais devrait donner des résultats relativement précis. La seconde requiert beaucoup de temps initialement mais l'obtention des résultats est plus rapide et n'exige plus l'utilisation d'un logiciel par éléments finis. Par la suite, cette dernière approche a été retenue dans cette étude car il est prévu de l'utiliser éventuellement directement chez le détaillant de matelas.

9.4. Donnée d'entrée n°1 : modèle anthropométrique simplifié

Le modèle anthropométrique obtenu à partir des photographies numériques est simplifié pour être utilisable avec les futures simulations par éléments finis présentées à la section suivante.

Le corps est segmenté en tranches transversales d'épaisseur égale au pas séparant chaque rangée de cubes (soit environ 109,5 mm). La segmentation débute au niveau de l'entrejambe et les tranches incomplètes ne sont pas prises en compte (Figure 9.4).

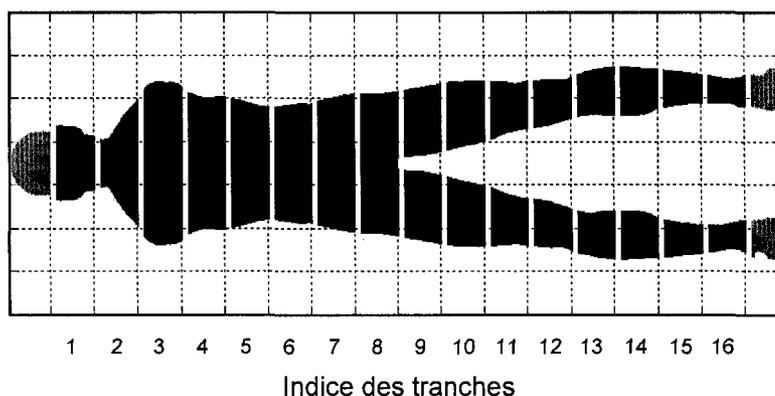


Figure 9.4 Segmentation du corps de Simon en 16 tranches transversales. Deux tranches incomplètes à la tête et aux pieds ont été retirées.

La masse de chacune des tranches conservées est calculée à partir du modèle anthropométrique, en utilisant l'approximation cubique de la densité massique (Figure 9.5).

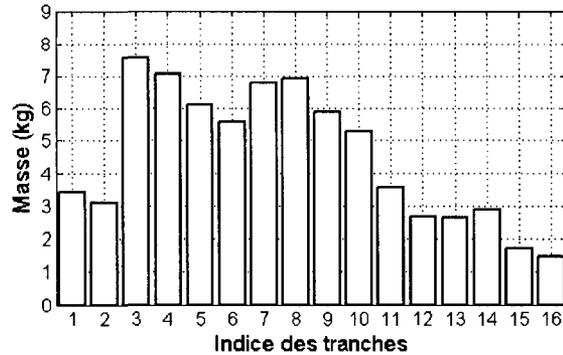


Figure 9.5 Masse des tranches complètes du corps de Simon.

Les tranches elliptiques sont simplifiées en tranches elliptiques à section constante (Figure 9.6) en moyennant les demi-axes et les coordonnées de position des tranches elliptiques.

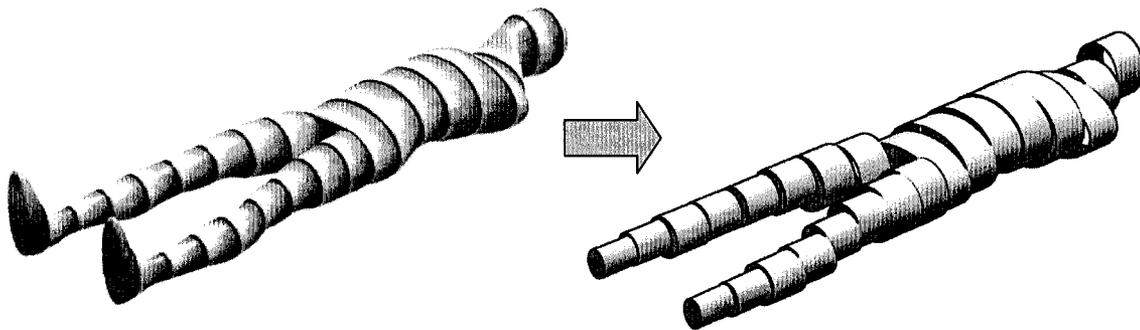


Figure 9.6 Représentations du corps de Simon sous forme de tranches elliptiques (à gauche) et de tranches elliptiques à section constante (à droite).

Le nouveau modèle anthropométrique se résume donc à un ensemble de tranches elliptiques à section constante (appelées TESC). Chacune d'elles possède une masse et des coordonnées de positionnement.

9.5. Donnée d'entrée n°2 : Interaction avec la couche de support

L'interaction du modèle anthropométrique simplifié avec la couche de support est caractérisée par un ensemble de simulations par éléments finis. Le modèle utilisé et les simulations sont présentés ci-après.

Un modèle typique pourrait consister à indenter une TESC dans une rangée de cubes avec un certain évidement jusqu'à l'atteinte d'une force fixée (cette force devrait être choisie de sorte qu'elle soit suffisante pour les individus considérés). Les paramètres du modèle seraient les

longueurs des demi-axes de l'évidement et celles de la TESC, soit un total de quatre paramètres. Néanmoins, il est encore possible de réduire d'une unité ce nombre de paramètres. En effet, la surface de contact peut être approximée à une surface cylindrique (Figure 9.7) qui ne nécessite qu'un seul paramètre, son rayon (noté R). La valeur de ce rayon est calculée selon la formule suivante :

$$R = \frac{1}{2}(R_c + a_1) = \frac{1}{2}\left(\frac{a_1^2}{a_2} + a_1\right) \quad (9.1)$$

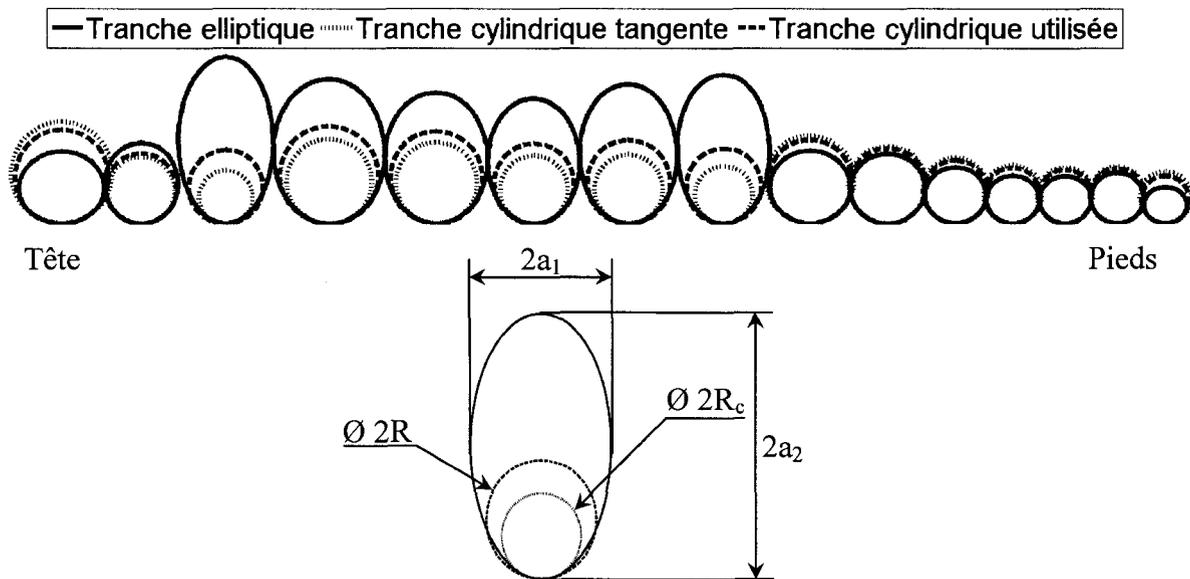


Figure 9.7 Approximation des tranches elliptiques par des tranches cylindriques.

Chaque modèle consiste donc à l'indentation d'un cylindre dans une rangée de cubes jusqu'à ce que l'effort exercé sur le cylindre atteigne 100 N (Figure 9.8). Cet effort devrait être suffisant pour considérer les personnes pesant un peu plus de 100 kg. Les cubes sont modélisés selon le modèle présenté à la section 7. Les dimensions des évidements varient de 20x20 à 40x45 par pas de 5 mm (Tableau 9.1). Les rayons du cylindre ont été choisis en fonction de l'agencement des cubes et du modèle anthropométrique. Au final, 240 simulations sont effectuées (8 rayons pour le cylindre et 30 tailles d'évidement). On obtient ainsi toutes les plages des courbes de force appliquée sur chacun des cylindres de rayon R pour l'ensemble des évidements (Figure 9.9).

TABLEAU 9.1 PARAMÈTRES DES 240 SIMULATIONS PAR ÉLÉMENTS FINIS

Rayon « R » des cylindres (mm)							
25	59	76.2	110	169	279	400	800
Demi-largeur « a » des évidements (mm)							
20	25	30	35	40			
Demi-hauteur « b » des évidements (mm)							
20	25	30	35	40	45		

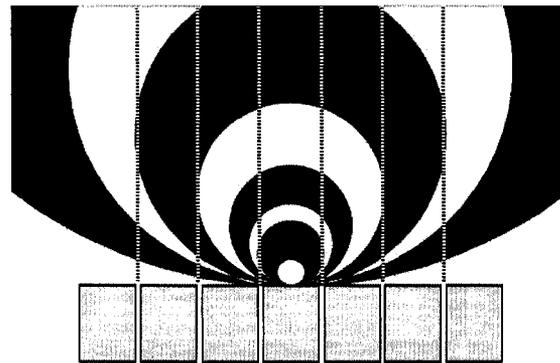


Figure 9.8 Représentation des tranches cylindriques vis-à-vis d'une rangée de cubes.

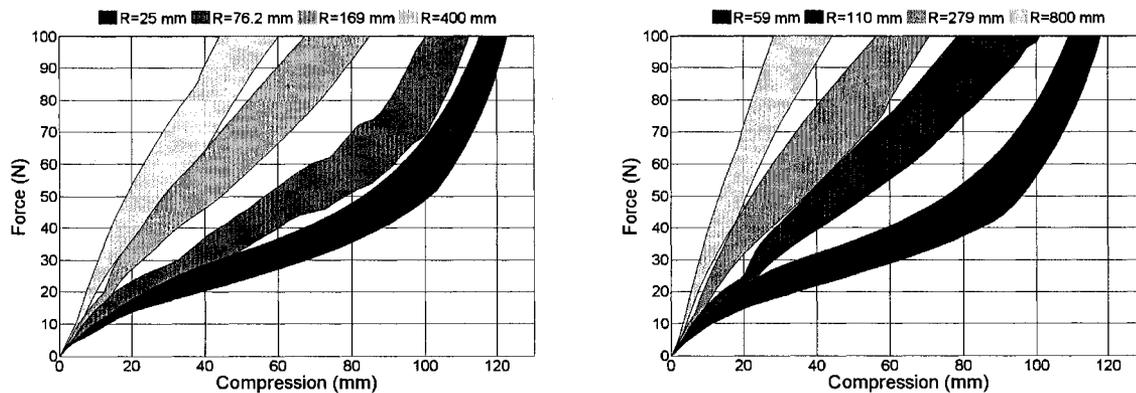


Figure 9.9 Plages théoriques dans lesquelles se situent les courbes de force représentant l'enfoncement de chacun des cylindres de rayon R dans les rangées de cubes pour l'ensemble des évidements.

9.6. Algorithme

À partir des données d'entrée et des contraintes désormais connues, l'algorithme proposé va s'occuper de fournir la taille des évidements à effectuer dans la couche de support.

Tout d'abord, les rayons des cylindres approximant les TESC du modèle anthropométrique simplifié sont calculés (Figure 9.7). Une nouvelle plage de courbes de force est définie, pour chacun des rayons obtenus, par interpolation cubique des plages de courbes de force issues des simulations par éléments finis (Figure 9.10).

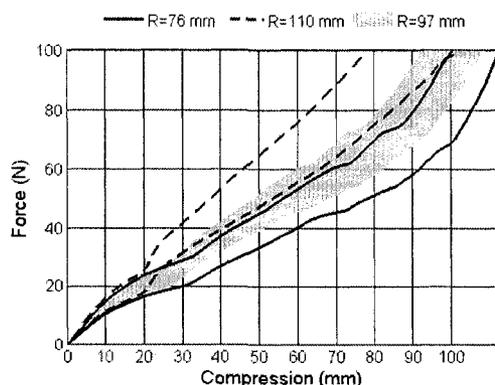


Figure 9.10 Plage de courbes de force obtenue pour un rayon du cylindre égal à 97 mm, correspondant à la 3^{ème} tranche du corps de Simon.

Connaissant les masses des tranches, les enfoncements maximum et minimum (e_{max} et e_{min}) sont calculés pour chacune d'elles à partir des plages de courbes de force (Figure 9.11). Ces valeurs vont permettre de définir l'enfoncement global du corps dans la couche de support.

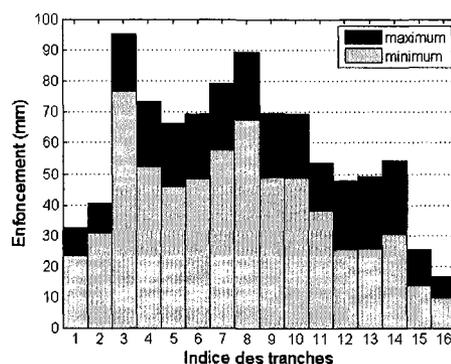


Figure 9.11 Enfoncements possibles des tranches du corps de Simon.

L'enfoncement global peut être caractérisé par la distance H séparant le plan sagittal contenant la colonne vertébrale et la surface supérieure de la couche de support, une fois le corps positionné sur la couche de support (Figure 9.12). Cette distance est calculée à partir des N_i TESC du tronc (du bassin jusqu'aux épaules inclusivement, les tranches 3 à 8 pour le corps de Simon) selon la formule suivante :

$$H = \frac{1}{N_t} \sum_{i=1}^{N_t} \left(a(i) - \frac{e_{\min}(i) + e_{\max}(i)}{2} \right) \quad (9.2)$$

Où a correspond à longueur du demi-axe médio latéral d'une TESC.

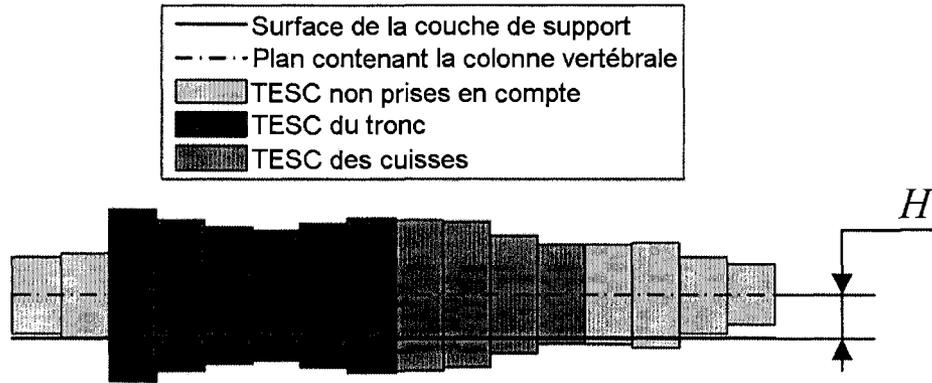


Figure 9.12 Positionnement latéral des TESC de Simon.

Les enfoncements de chacune des TESC sont ensuite calculés à partir de la valeur de H . On constate que l'enfoncement peut être inexistant au niveau de la tête et du cou ainsi que dans la zone proche des pieds (Figure 9.12). La zone de calcul des évidements des cubes est donc restreinte aux TESC du tronc et celles des cuisses (du fessier aux genoux). Pour une TESC donnée, l'enfoncement (Figure 9.13) et la charge sont désormais connues. Il suffit de positionner ce couple de coordonnées sur la plage de courbes de force correspondante. Si le point est en dehors de la plage, l'évidement sera minimum ou maximum selon sa localisation. Sinon, les courbes de force de part et d'autre du point sont repérées. La largeur (a) de l'évidement qui permet d'atteindre l'enfoncement désiré est calculé puis il s'ensuit une interpolation linéaire sur la hauteur (b) de l'évidement.

L'évidement est minimum (40x20) pour les TESC de la tête et du bas des jambes afin d'avoir un support relativement ferme. Par contre, au niveau des pieds, l'évidement est maximum (40x45) pour minimiser les contraintes s'exerçant sur les talons qui constituent une des zones les plus à risque pour la formation des plaies de lit. On obtient ainsi une série de tailles d'évidements (Figure 9.14) qui est utilisée pour la fabrication du matelas.

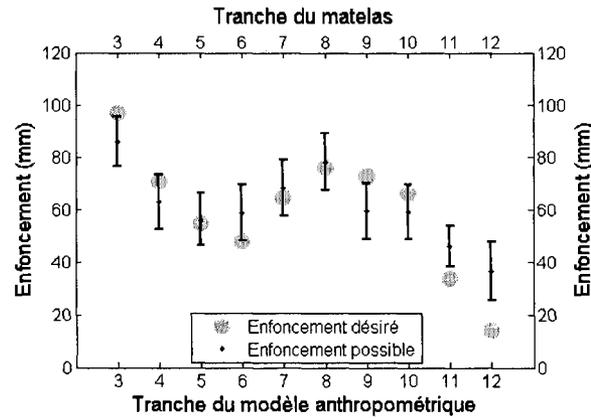


Figure 9.13 Enfoncement des TESC du corps de Simon.

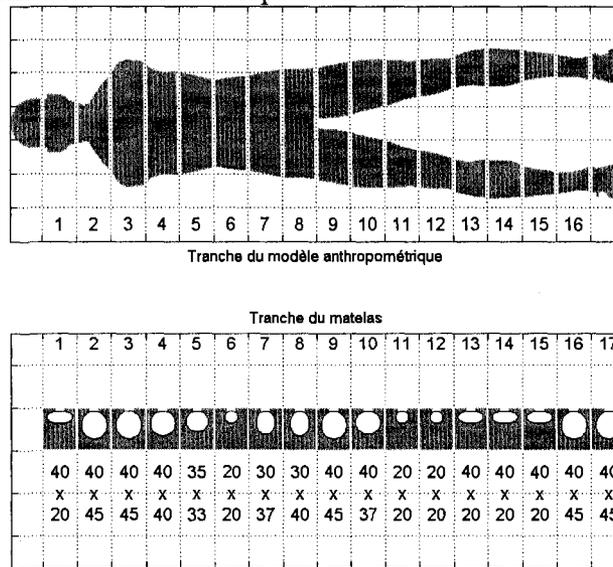


Figure 9.14 Dimensions des évidements pour le corps de Simon.

Connaissant la taille des évidements qui seront utilisés dans la couche de support, il est possible d'estimer la localisation des TESC en décubitus latéral afin de la comparer à celle qui était désirée initialement (Figure 9.15 à gauche). On constate qu'en décubitus latéral, le tronc de Simon est parfaitement aligné alors que ses jambes ont tendance à s'enfoncer.

En supposant que le corps est toujours rigide en décubitus dorsal, on peut également estimer la localisation des TESC dans cette posture (Figure 9.15 à droite), en supposant que la posture désirée est identique à la posture debout. L'allure générale de la courbe formée par les localisations désirées des TESC présente des similitudes à celle obtenue par les localisations calculées, cette dernière étant plus aplatie.

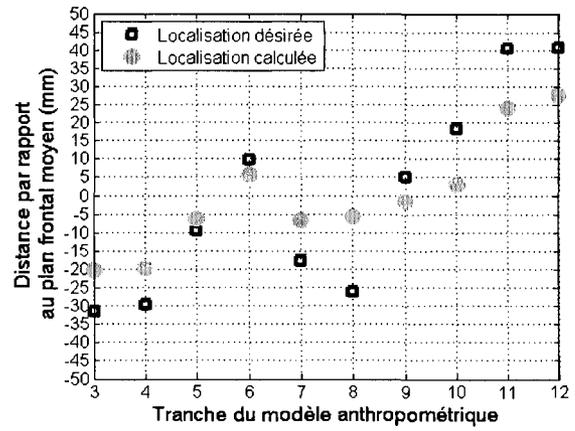
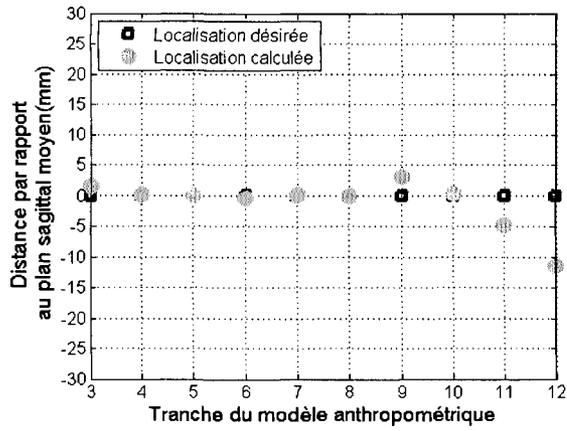


Figure 9.15 Localisations désirée et calculée des TESC de Simon en décubitus latéral (à gauche) et en décubitus dorsal (à droite).

10. VALIDATION DU SYSTÈME EXPERT

On cherche à valider les deux contraintes du système expert qui sont l'alignement de la colonne vertébrale dans un plan parallèle au matelas et la répartition de la charge.

10.1. Sélection des personnes

Le système expert est appliqué à trois individus, deux hommes et une femme (Tableau 10.1). Les deux hommes ont sensiblement la même masse mais ont une hauteur différente de 15 cm. Ils ne possèdent aucun antécédent d'accidents ou de problèmes pouvant affecter leur colonne vertébrale.

TABLEAU 10.1 DONNÉES DES SUJETS

Sujet	Sexe	Âge (ans)	Hauteur (cm)	Masse (kg)
1	féminin	27	165	61
2	masculin	27	171.5	86.5
3	masculin	45	186.5	82

10.2. Matériel

10.2.1. Système de mesure de position 3D

Ce système est employé pour mesurer la position de la colonne vertébrale dans l'espace. Le modèle utilisé est OPTOTRAK 3020 (Northern Digital, Bakersfield, Californie, États-Unis).

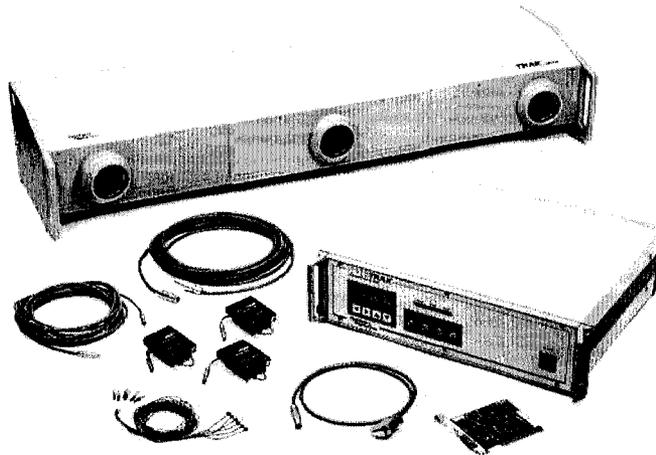


Figure 10.1 Système OPTOTRAK 3020.

Ce système utilise le principe de mesure optique. Des diodes sont placées sur l'objet dont on cherche à connaître la position et l'orientation. Ces diodes émettent séquentiellement une onde infrarouge brève à chaque pas de temps d'acquisition. Une caméra munie de trois objectifs reçoit chacune des ondes émises par les diodes qui sont ensuite traduites en coordonnées spatiotemporelles.

La résolution du positionnement à 2,25 m est de l'ordre de 0,01 mm. La précision est de 0,1 mm pour le mouvement des diodes dans un plan perpendiculaire à l'axe optique de la caméra et de 0,15 mm pour un mouvement selon l'axe optique. La fréquence d'acquisition maximale est de 3500 Hz pour l'utilisation d'une diode et est sensiblement inversement proportionnelle au nombre de diodes employées.

10.2.2. Stylet

Le stylet est un outil, développé spécialement pour ce projet, servant à repérer la position d'un point physique dans le champ de vision de la caméra OPTOTRAK. Il est un corps rigide effilé sur lequel sont collés trois diodes infrarouges (Figure 10.2). Deux types d'embout peuvent être fixés à son extrémité. L'embout pointu est employé pour étalonner le stylet, c'est-à-dire connaître où se trouve la pointe de l'embout par rapport aux trois diodes. Il est principalement employé pour repérer des points appartenant à des surfaces rigides. L'embout arrondi est substitué à l'embout précédent pour repérer des points appartenant à des surfaces plus molles comme la peau. Cet embout a été conçu de sorte que son extrémité coïncide avec la pointe de l'embout pointu.

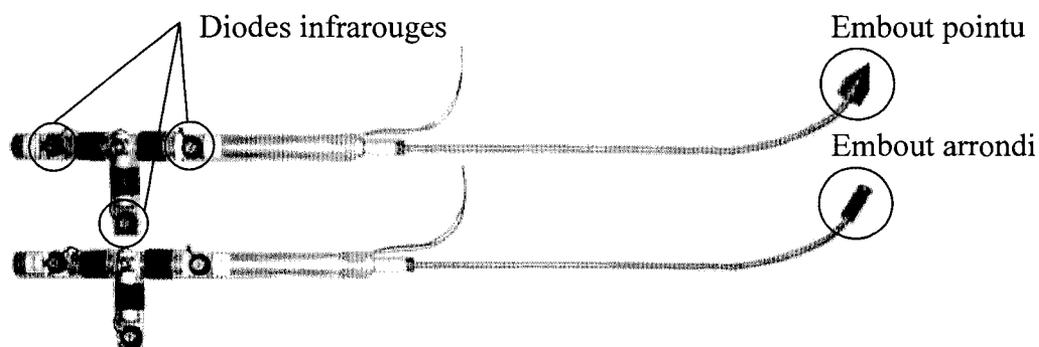


Figure 10.2 Stylet de positionnement.

L'étalonnage du stylet s'effectue en le faisant tourner dans toutes les directions autour de la pointe de l'embout tout en acquérant la position des diodes avec la caméra OPTOTRAK. Chaque diode décrit alors une trajectoire contenue dans la surface d'une sphère. L'origine moyenne des trois sphères est calculée par la méthode des moindres carrés et représente donc la pointe du stylet. Un repère local est créé à partir des trois diodes et dans lequel la position de la pointe est ramenée. Le programme permettant l'étalonnage du stylet et la mesure d'un point dans l'espace est présenté à l'Annexe 6.

Dans notre cas, nous souhaitons connaître la position de la colonne vertébrale pour vérifier son alignement. Des diodes auraient pu être directement collées sur la peau du sujet vis-à-vis des apophyses épineuses pour les situer dans l'espace. Le problème est que la peau est hyperélastique et elle se déplace donc quand le sujet passe d'une position debout à un décubitus latéral. C'est pourquoi, la position des apophyses de la colonne vertébrale est mesurée manuellement au moyen d'un stylet.

10.2.3. Gabarit de stabilisation

Ce gabarit permet de stabiliser la posture du sujet lorsqu'il est debout (Figure 10.3). Il a servi lors de l'application d'une nouvelle méthode de mesure des longueurs segmentaires du corps humain (Cuerrier et al., 2007). Dans notre cas, il est employé pour mesurer l'alignement initial de la colonne vertébrale.

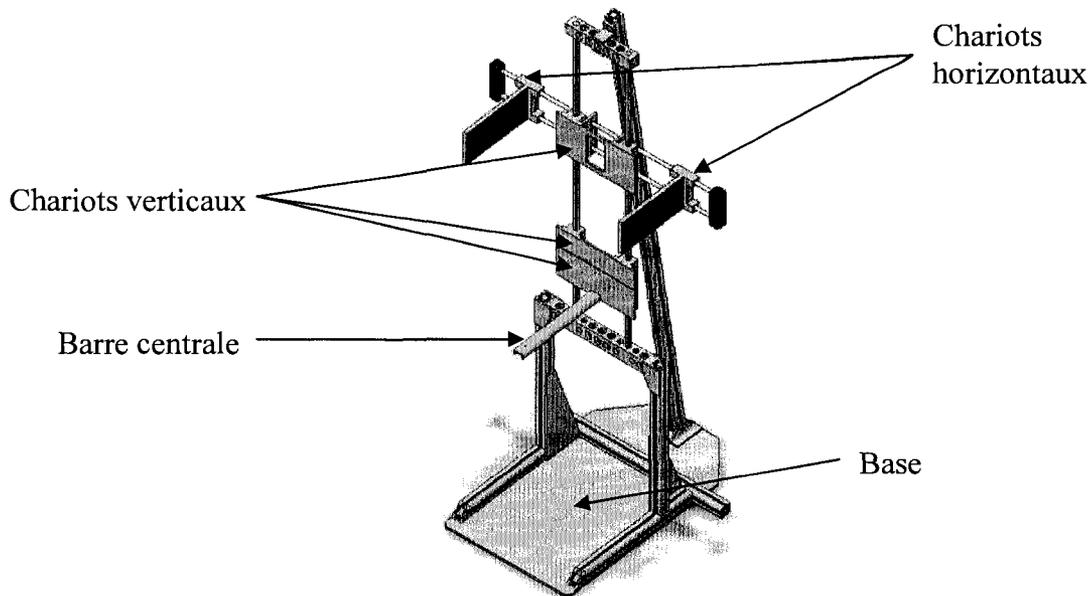


Figure 10.3 Gabarit de positionnement.

La base du gabarit est une surface horizontale sur laquelle le sujet se met debout. Trois chariots verticaux permettent d'accoter le fessier et les omoplates pour limiter le mouvement avant-arrière. Deux chariots horizontaux s'appuyant sur les deltoïdes servent à contraindre le mouvement latéral du haut du tronc. Enfin, une barre centrale en contact avec l'entrejambe limite le déplacement latéral du bassin et aide à stabiliser les membres inférieurs.

10.2.4. Système de mesure de répartition de la masse (SMRM)

Un système de mesure de répartition de masse (SMRM) a été conçu afin de connaître la charge appliquée sur chacune des rangées de cubes du matelas lorsqu'un individu est couché dessus (Figure 10.4 et Figure 10.5). Il permet ainsi de valider la répartition de masse souhaitée pour chaque sujet.

Le SMRS se divise en deux parties, le sommier et le système de mesure. Le sommier est la structure sur laquelle repose le matelas et l'individu. Il est composé de dix-huit lattes en MDF d'épaisseur 25,4 mm et de largeur 101,6 mm. Ces lattes reposent sur une base fixe en aluminium par l'intermédiaire de cales de bois épaisses de 3,18 mm. Les lattes sont espacées entre elles de 7,94 mm au moyen de doigts en bois. Le système de mesure sert à connaître la charge exercée sur une latte en ayant recours à deux cellules de force TEDEA-HUNTLEIGH

1022 (VISHAY, Malvern, Pennsylvanie, États-Unis) de 100 kg. Il est fixé sur une base mobile. Deux crics hydrauliques de 4 tonnes permettent d'accoter les cellules de force sur la latte considérée. Le contact entre la latte et les cellules de force est réalisé par des profilés en T d'aluminium.

Une mesure typique consiste à déplacer le système de mesure vis-à-vis d'une latte. Les doigts qui séparent la latte des lattes voisines sont retirés. Les crics sont actionnés jusqu'à ce que chacune des cellules de force mesure une précharge d'environ 1N. Les deux cales situées en dessous de la latte sont enlevées et la charge est mesurée.

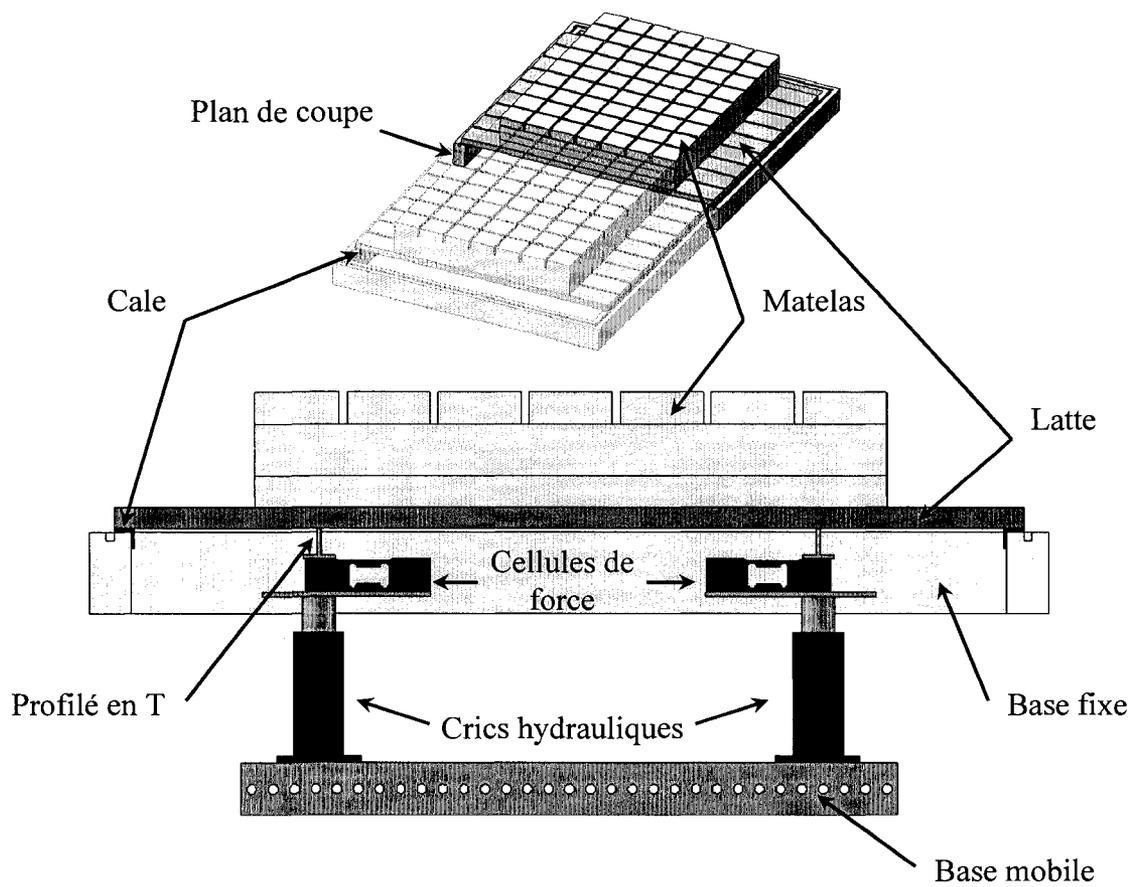


Figure 10.4 Vue en coupe du SMRM.

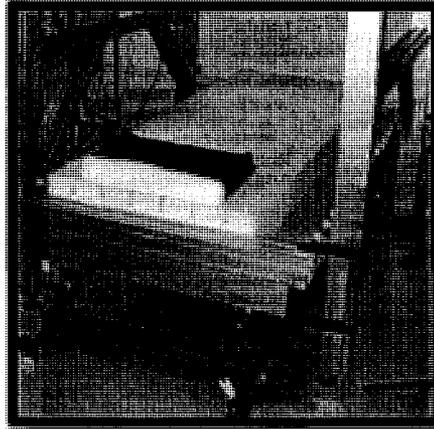


Figure 10.5 Vue globale du SMRM.

L'acquisition des forces est réalisée avec une carte d'acquisition NI PCI-6221 à une fréquence de 100 Hz. Un filtre analogique RC ($R=10\text{ k}\Omega$, $C=3.9\text{ }\mu\text{F}$) est placé à chacune des deux entrées analogiques. La fréquence de coupure de ces filtres du 1^{er} ordre est de 25.6 Hz. Une interface LABVIEW 7.1 © (National Instruments, Austin, Texas, États-Unis) a été développée pour acquérir la valeur de la précharge (avant l'enlèvement des cales) pendant une seconde et la charge exercée sur la latte pendant cinq secondes.

10.3. Protocole expérimental

Les tests expérimentaux requièrent deux journées. La première permet de définir les évidements à effectuer dans la couche de support. La seconde a pour objectif de valider le système expert.

10.3.1. Préparation

Cette préparation est effectuée lors des deux journées. On demande tout d'abord l'âge, le sexe et l'appartenance ethnique du sujet. Il se change ensuite pour porter un cuissard ou un vêtement moulant similaire. Le dos devant être suffisamment dégagé, le sujet masculin est torse nu alors que le sujet féminin porte un soutien-gorge. Si les cheveux sont longs, ils sont attachés au-dessus du cou ou emprisonnés dans un bonnet de bain.

La masse du sujet est mesurée à l'aide d'un pèse-personne électronique. La date et l'heure sont également enregistrées. L'heure de mesure pour la première et la seconde journée sont identiques pour que les masses soient comparables.

La hauteur H_1 du sujet est mesurée au moyen d'un stadiomètre (Norton, 2001) selon le standard ISAK (les pieds sont collés ensemble, la partie supérieure du dos et le fessier sont accotés à un mur).

Pour la première journée, le protocole photographique est utilisé pour définir le modèle anthropométrique du sujet qui est ensuite utilisé dans le système expert. Il s'ensuit la fabrication du matelas sur mesure. Les étapes suivantes du protocole expérimental concernent uniquement la seconde journée. Afin de repérer la colonne vertébrale dans l'espace, des traits sont tracés au feutre sur les apophyses épineuses des vertèbres L4 et C7 afin de faciliter leur localisation lors de la prise de mesure ultérieure effectuée avec le stylet.

10.3.2. Mesure de l'alignement initial de la colonne vertébrale

Avant d'effectuer une quelconque mesure, le gabarit de stabilisation est mis au niveau. La caméra OPTOTRAK est placée à environ 4,50 m du plan sagittal du gabarit (Figure 10.6).

Un repère local est créé sur le gabarit à l'aide du stylet de positionnement. Le plan moyen passant par les faces planes des trois chariots verticaux définit le plan frontal XY et par la même occasion le vecteur z du repère local. Deux autres points situés dans le plan sagittal du gabarit, O et N, sont numérisés. O est sur la base et N à l'extrémité de la tige placée à l'entrejambe. La projection orthogonale du point O sur le plan XY définit l'origine du repère alors que la projection orthogonale du vecteur ON sur le plan XY définit le vecteur y , ce qui termine la définition du repère local.

Le sujet s'installe alors dans le gabarit. Les apophyses épineuses détectables sont numérisées avec le stylet de C7 à L4.

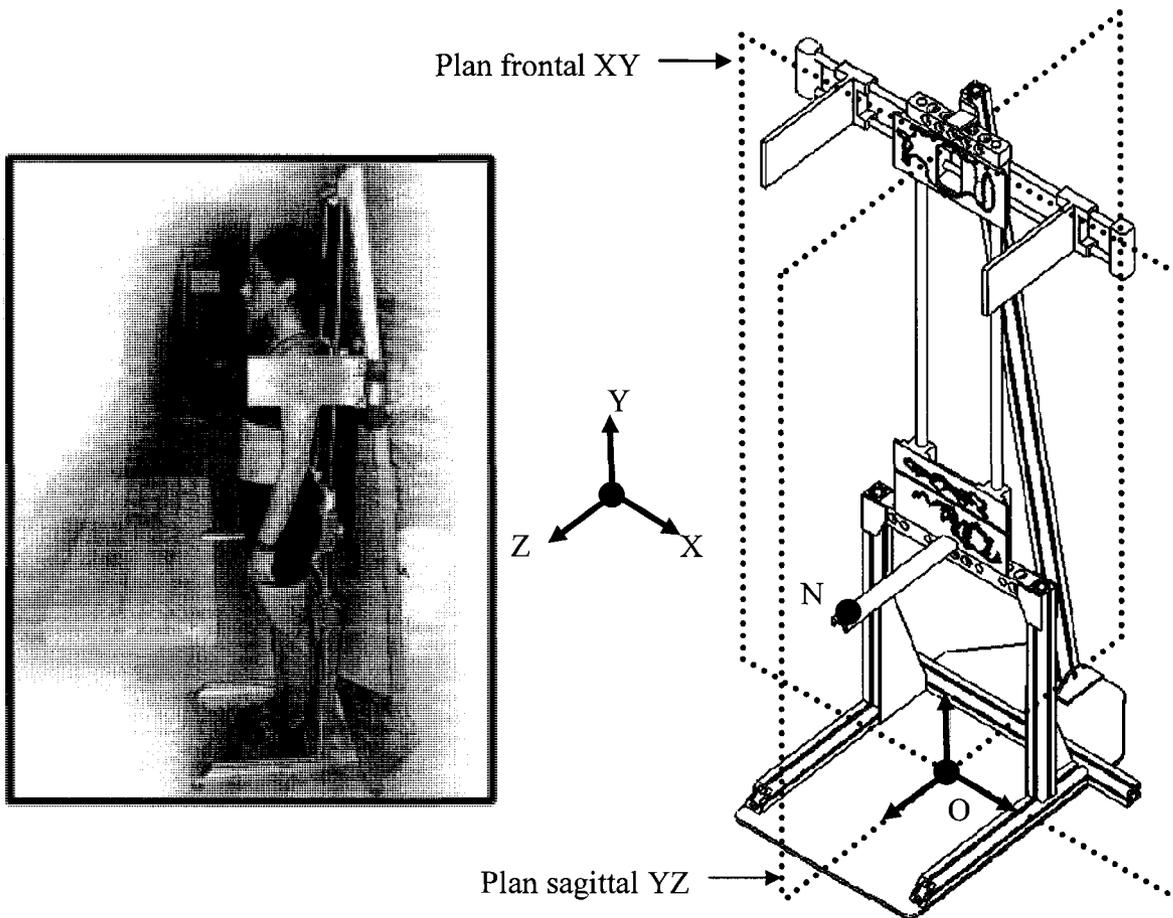


Figure 10.6 Mesure de l'alignement initial de la colonne (à gauche) et définition du repère local (à droite).

10.3.3. Mesures de l'alignement de la colonne vertébrale en décubitus latéral gauche

Le centre du matelas est positionné à environ 4,50 m de la caméra OPTOTRAK. L'axe longitudinal du matelas est sensiblement parallèle à l'axe optique de la caméra (Figure 10.7). Le sujet se couche en décubitus latéral gauche, avec les coudes et les épaules fléchis d'environ 90°. Le corps est centré latéralement sur la couche de support avec les jambes qui peuvent être légèrement fléchies pour se stabiliser. La position longitudinale du corps est ajustée de sorte qu'elle corresponde à celle utilisée dans le système expert. La tête du sujet est appuyée sur un oreiller afin que le plan sagittal de la tête soit parallèle au sol.

Un repère local est créé au niveau du sol avec le stylet pour repérer la colonne vertébrale. Quatre points sont numérisés. Leur position moyenne définit l'origine O du repère alors que la normale au plan moyen représente le vecteur z du repère. Le point moyen entre M₃ et M₄ est dénoté N. Le vecteur ON représente le vecteur x du repère.

Comme précédemment, la position des apophyses des vertèbres détectables est mesurée de C7 à L4.

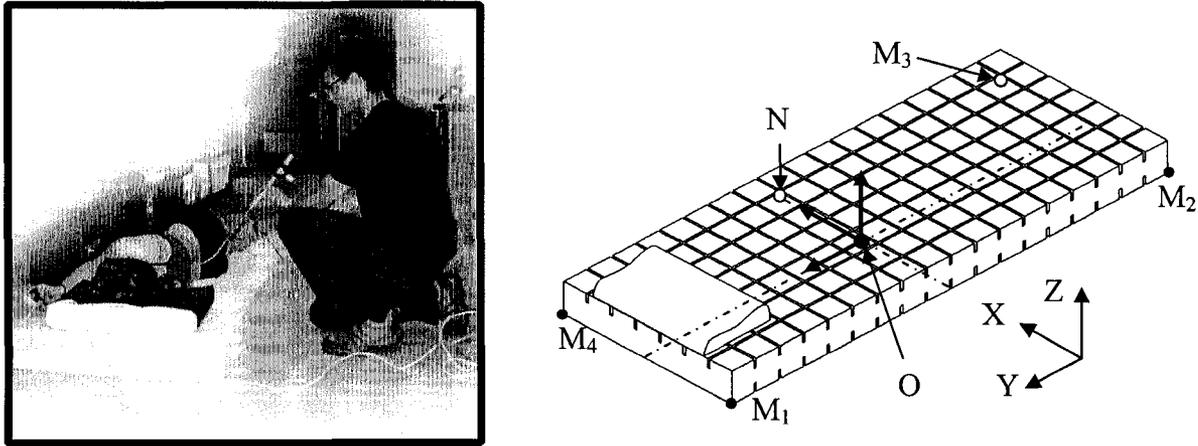


Figure 10.7 Mesure de l'alignement de la colonne en décubitus latéral (à gauche) et définition du repère local (à droite).

10.3.4. Mesure de la répartition de la charge

Le SMRM est utilisé pour connaître la répartition de la masse du sujet (Figure 10.8). Le matelas est centré sur le sommier, chaque rangée de cubes reposant sur des lattes différentes. Le sujet se couche en décubitus latéral gauche, centré latéralement sur le matelas et aligné longitudinalement selon les résultats obtenus du système expert. Ses coudes et épaules sont fléchis d'un angle d'environ 90° . La précharge (lorsque les cales sont présentes) et la charge (lorsque les cales sont absentes) sont mesurées pour chacune des lattes.

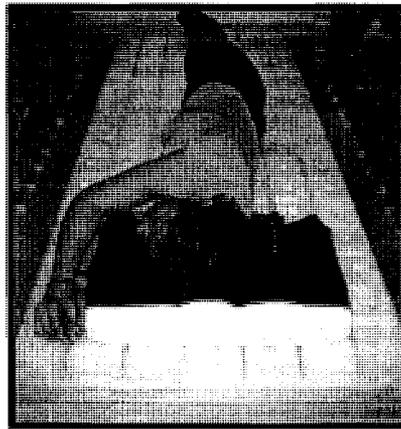


Figure 10.8 Mesure de la répartition de la masse.

10.4. Résultats

10.4.1. Modèle anthropométrique

Les photographies prises de dos et de profil (Figure 10.9) ont permis de créer un modèle anthropométrique pour chacun des sujets (Figure 10.10).

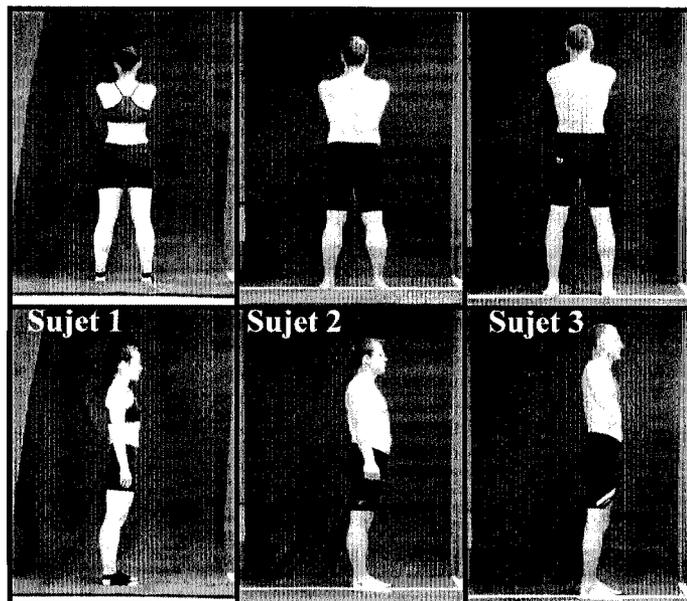


Figure 10.9 Photographies brutes des sujets.

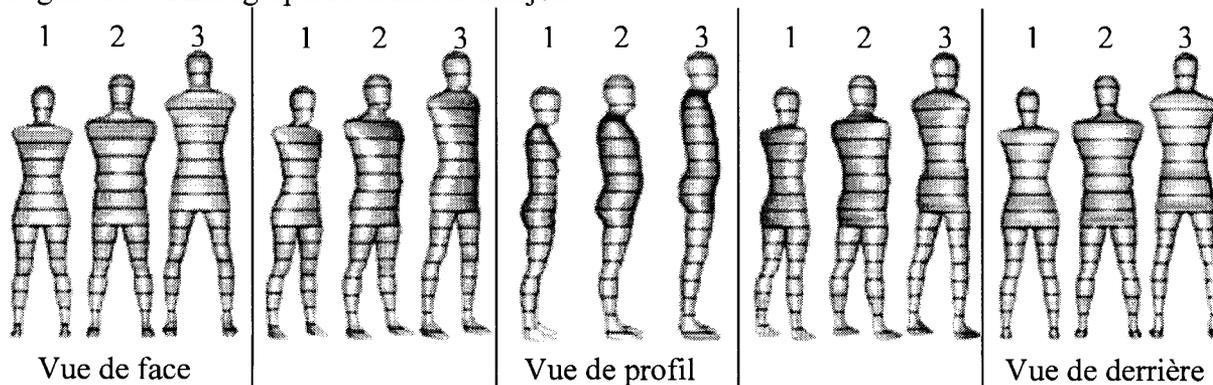


Figure 10.10 Modèles anthropométriques obtenus à partir des photographies.

10.4.2. Évidements des matelas

Le calcul des évidements se base sur l'enfoncement désiré de chacune des tranches du modèle anthropométrique (Figure 10.11) ainsi que des simulations par éléments finis. En général, l'enfoncement désiré se retrouve dans la plage d'enfoncements possibles ou proche des limites. Des écarts importants entre l'enfoncement désiré et l'enfoncement possible (>15 mm)

se retrouvent à la tranche 12 du matelas pour les sujets 2 et 3. Dans ce cas, la rigidité du cube au niveau des genoux est insuffisante. Pour le sujet 2, un autre écart élevé (19,2 mm) se situe au niveau des épaules (tranche 4 du matelas). L'enfoncement désiré est de 119,4 mm, ce qui équivaut à une compression de plus de 85% des cubes de mousse. Une charge beaucoup plus élevée serait nécessaire pour atteindre un tel enfoncement.

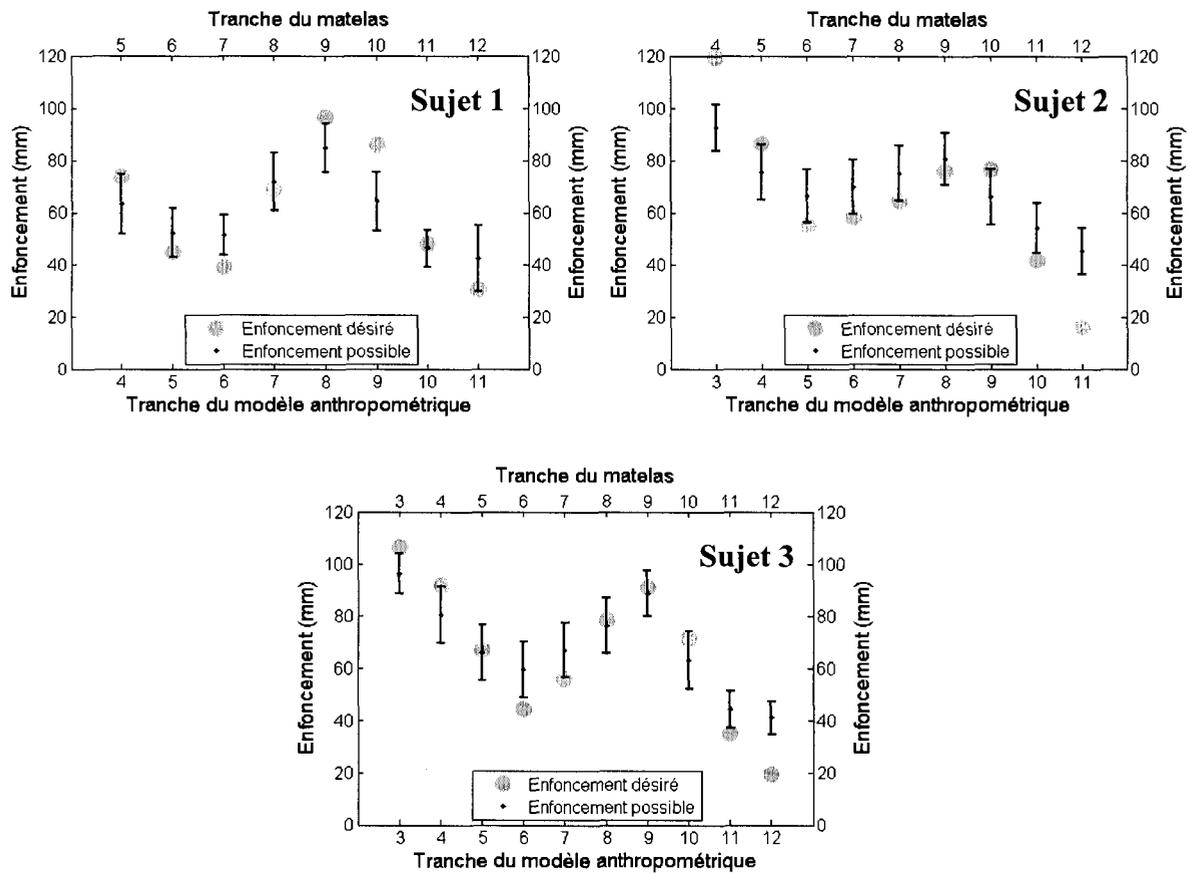


Figure 10.11 Enfoncements désirés comparés aux enfoncements possibles de chacune des tranche du modèle anthropométrique.

À partir du modèle anthropométrique et des simulations par éléments finis, le système expert fournit les tailles des évidements à effectuer dans le matelas pour chacun des sujets (Figure 10.12). Des évidements extrêmes ont été nécessaires (évidement 20x20 et 40x45) à certaines rangées de cubes. La taille des évidements suit une certaine tendance : au niveau des épaules, les évidements sont gros alors qu'au niveau des hanches, ils sont plutôt petits.

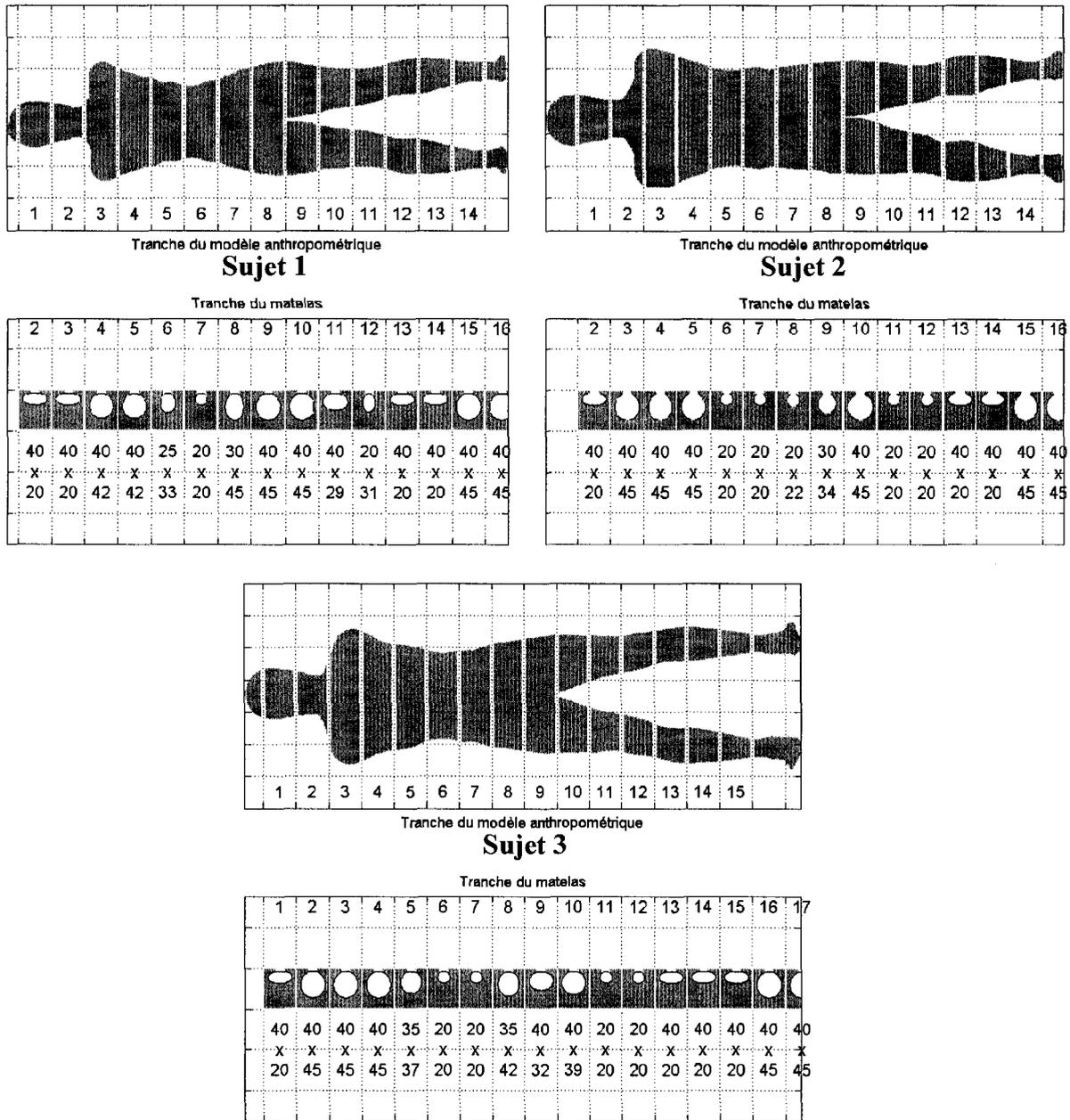


Figure 10.12 Évidements effectués dans les matelas.

Connaissant la taille des évidements utilisés, la localisation des TESC est calculée puis comparée à la localisation désirée en décubitus latéral (Figure 10.13). Quelque soit le sujet, la plupart des TESC sont situées à ± 5 mm de la localisation désirée. Le sujet 1 présente uniquement une TESC problématique au niveau du fessier avec un écart de 11 mm. Le sujet 3 voit sa TESC représentant la zone des genoux relativement éloignée (-15 mm). Enfin, le sujet 2 a deux TESC mal localisées, aux épaules (18 mm) et aux genoux (-20 mm).

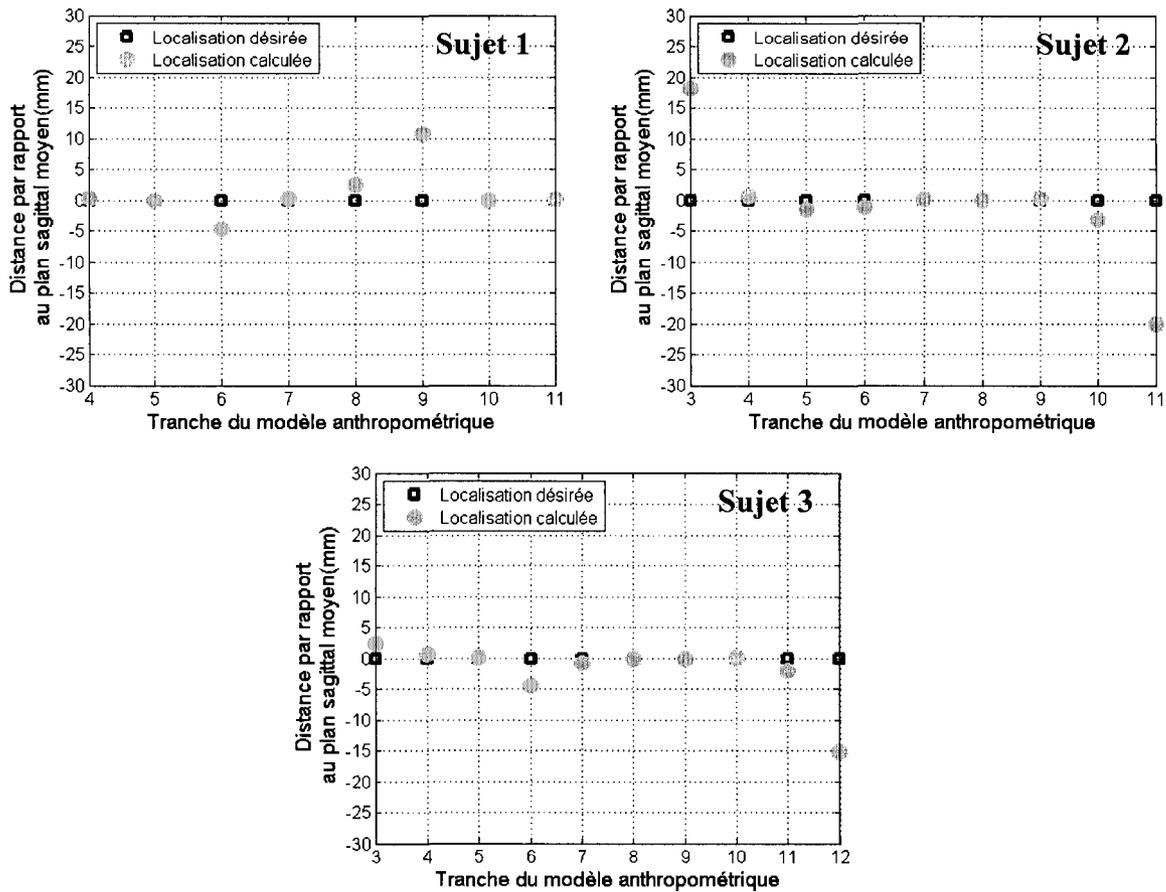


Figure 10.13 Localisations désirée et calculée des TESC des trois sujets en décubitus latéral.

La localisation des TESC est calculée en décubitus dorsal (Figure 10.14) en supposant que le corps du sujet est rigide puis cette localisation est comparée à la localisation désirée (correspondant à la posture debout). On remarque que les postures des sujets 1 et 3 ne devraient être que légèrement affectées. La courbure du dos du sujet 2 devrait subir un plus grand changement d'après l'écart observé à la tranche 6.

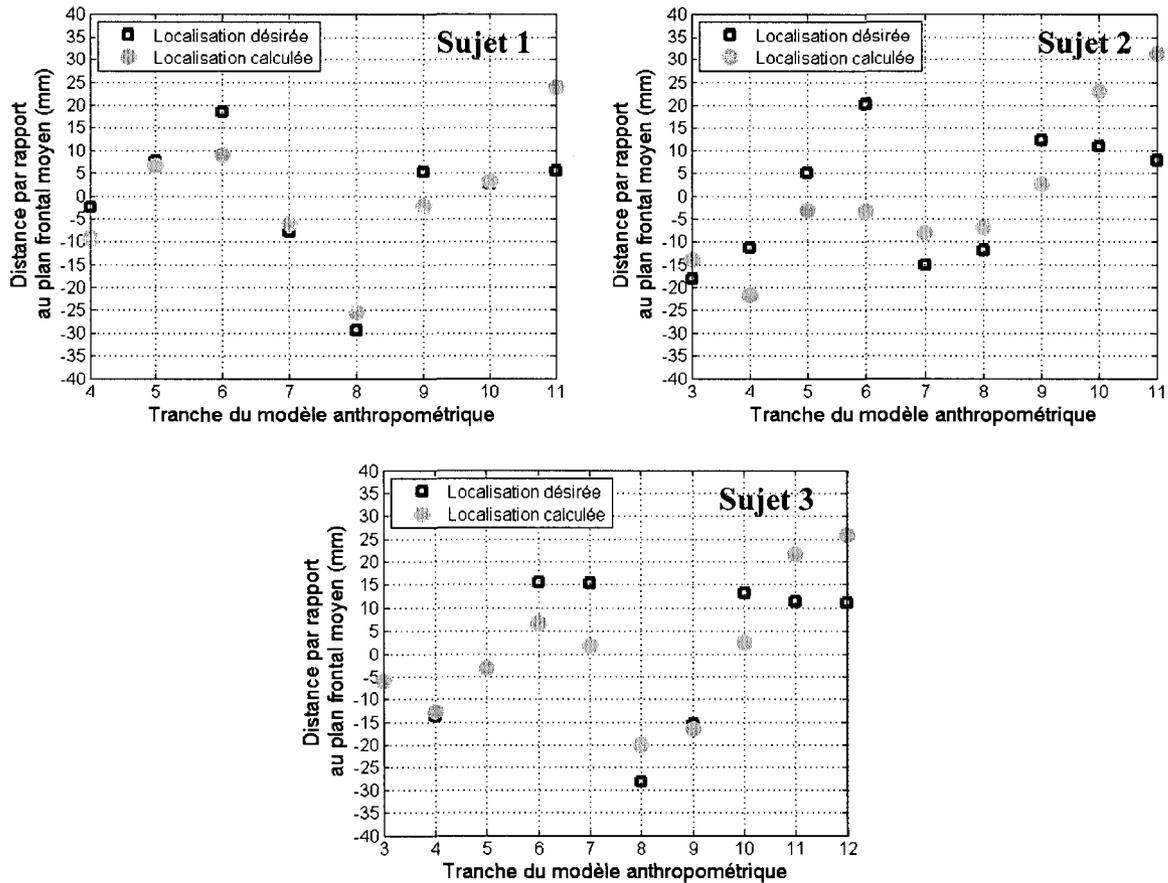


Figure 10.14 Localisations désirée et calculée des TESC des trois sujets en décubitus dorsal.

10.4.3. Répartition de la masse

La mesure expérimentale de la répartition de masse est comparée à celle obtenue à partir du modèle anthropométrique (Figure 10.15). La différence à prendre en considération pour interpréter les histogrammes de répartition de masse est qu'expérimentalement, la masse des bras et de l'oreiller est incluse. Les rangées de cubes sont numérotées par ordre croissant de la tête aux pieds. Enfin, seules les masses des tranches complètes du corps sont tracées pour l'histogramme correspondant au modèle anthropométrique.

Quelque soit le sujet, la répartition de masse obtenue expérimentalement est similaire à celle calculée pour le modèle anthropométrique. Les écarts notables se situent aux premières rangées de cubes du fait de la présence des bras.

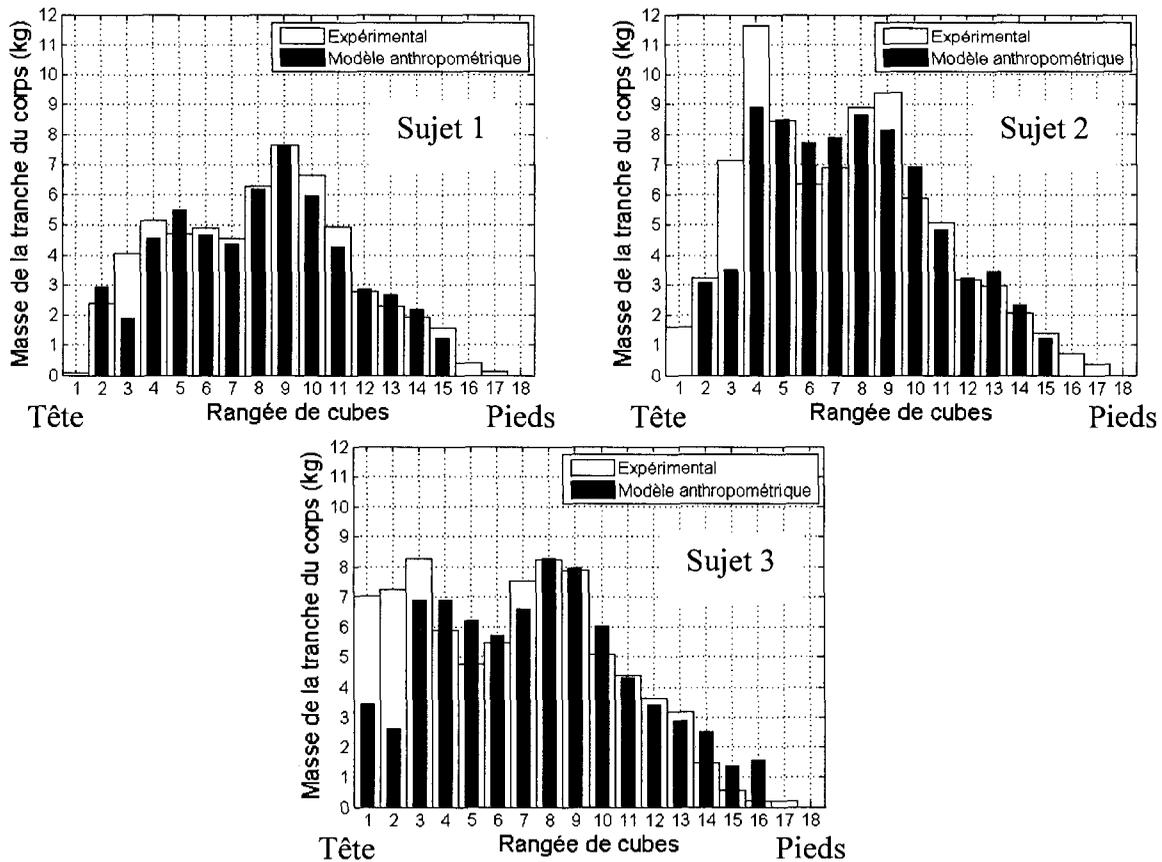


Figure 10.15 Répartition de masse des trois sujets (Expérimental : d'après le SMRM, Système Expert : d'après le modèle anthropométrique).

La masse totale calculée à partir du modèle anthropométrique surestime d'environ 6% à 7% la masse mesurée lors de la pesée (Tableau 10.2). La masse mesurée sur les lattes est quant à elle légèrement inférieure (entre 1,68% et 3% plus petite).

TABLEAU 10.2 TABLEAU COMPARATIF DES MASSES

	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3
Masse lors de la 1 ^{ère} journée (kg)	61	86.5	82
Masse lors de la 2 ^{nde} journée (kg)	61.4	86.9	83.2
Masse obtenue (bras exclus) par le système expert (kg)	58.82	82.93	79.69
Masse des bras estimée avec la table de Winter (kg)	6.1	8.65	8.2
Surestimation de la masse du système expert (%)	6.4%	5.9%	7.2%
Masse mesurée sur les lattes (kg)	60.37	85	80.7
Écart entre « masse sur lattes » et « masse 2 ^{nde} journée »	-1.68%	-2.19%	-3.00%

10.4.4. Alignement de la colonne vertébrale

L'alignement de la colonne vertébrale dans le gabarit de stabilisation est comparé à l'alignement obtenu lorsque le sujet est couché en décubitus latéral gauche (Figure 10.16, Figure 10.17 et Figure 10.18). Dans les deux situations, la distance des vertèbres est mesurée par rapport au plan sagittal du sujet. Cette distance est normalisée à la largeur des épaules et la localisation des vertèbres est normalisée à la distance qui sépare les vertèbres L4 et C7.

Dans le gabarit de stabilisation, les vertèbres sont distantes du plan sagittal de $\pm 2\%$ de la largeur des épaules. Cette distance est semblable ou légèrement supérieure (voir sujet 3) pour le décubitus latéral gauche. La colonne vertébrale de chaque sujet couché est surélevée au niveau des omoplates et des épaules.

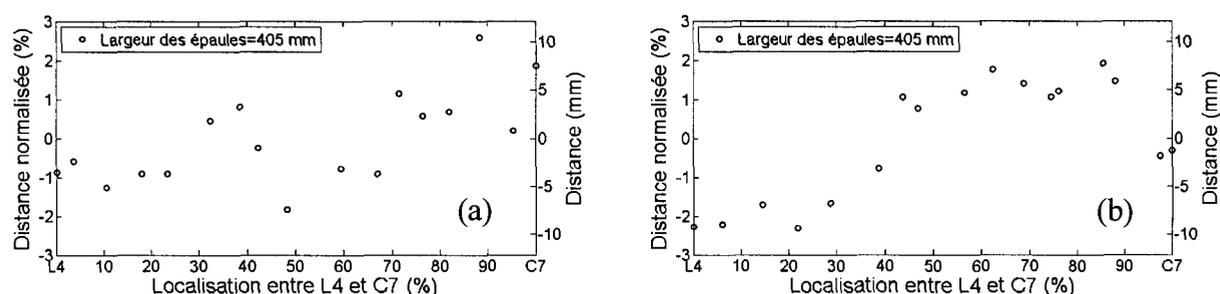


Figure 10.16 Alignement de la colonne vertébrale du sujet 1 dans le gabarit de stabilisation (a) et en décubitus latéral gauche (b).

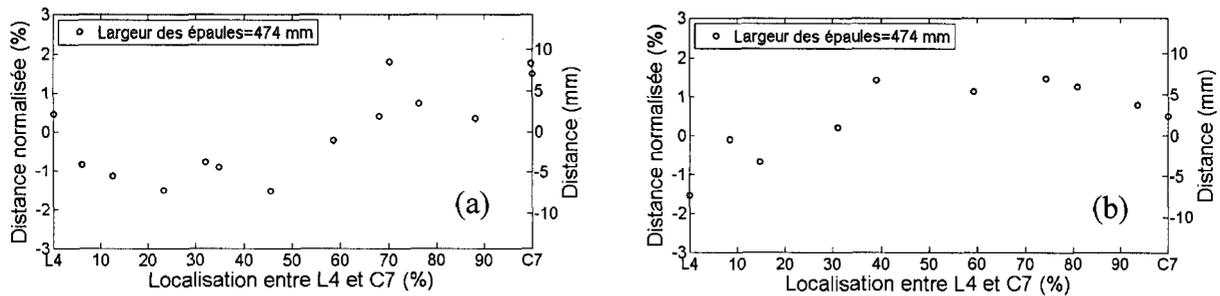


Figure 10.17 Alignement de la colonne vertébrale du sujet 2 dans le gabarit de stabilisation (a) et en décubitus latéral gauche (b).

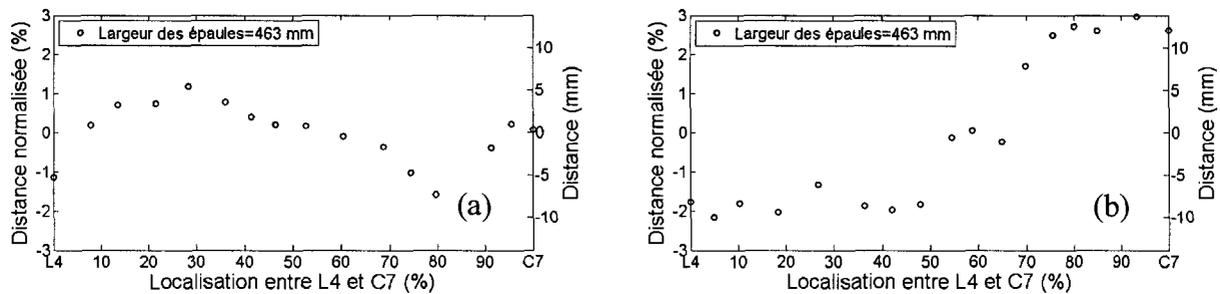


Figure 10.18 Alignement de la colonne vertébrale du sujet 3 dans le gabarit de stabilisation (a) et en décubitus latéral gauche (b).

10.5. Discussion

Pour valider le système expert, deux vérifications ont été effectuées. La première concerne la répartition de la masse du sujet sur le matelas et la seconde représente l'alignement de la colonne vertébrale par rapport au sol lorsque la personne est en décubitus latéral gauche.

La répartition de masse prédite par le modèle anthropométrique et celle mesurée expérimentalement sont relativement similaires. L'écart entre les deux provient principalement du protocole expérimental, de la qualité du modèle anthropométrique et évidemment du système expert. Les mesures s'effectuant séquentiellement sur chacune des lattes, un simple mouvement de la personne peut provoquer des variations de force. À titre d'exemple, la respiration pouvait occasionner des fluctuations de l'ordre de $\pm 0,3$ N. Lors de l'enlèvement des cales sous les lattes, ces dernières peuvent fléchir légèrement et donc jouer sur la valeur de la charge mesurée. Idéalement, le chargement aurait dû être mesuré en même temps sur l'ensemble des lattes mais cela aurait requis un grand nombre de cellules de forces et de conditionneurs de signaux. Le positionnement du sujet avec son oreiller n'est pas

rigoureusement le même que celui utilisé dans le système expert. La masse totale issue du modèle anthropométrique surestime d'environ 5% la masse réelle de l'individu. Enfin, la présence d'évidements de taille extrême démontre les limites du système expert; les rangées du matelas concernées provoqueront donc des variations de charge aux alentours.

La mesure de l'alignement de la colonne vertébrale est complexe à réaliser. Les apophyses des vertèbres sont identifiées manuellement puis pointées avec le stylet pour acquérir leur position. L'erreur sur leur localisation peut être estimée à ± 5 mm. De même que lors de la mesure de la répartition de charge, le sujet ne peut être complètement immobile à cause de sa respiration. Des erreurs de mesure supplémentaires sont donc possibles. Néanmoins, la tendance pour tous les sujets est une position plus élevée des vertèbres cervicales par rapport aux vertèbres lombaires; elle est due au fait que l'enfoncement au niveau des épaules est limitée par l'épaisseur à laquelle le matelas est contraint.

11. TESTS PRÉCLINIQUES

Les patients des centres de soins constituent la principale clientèle visée pour le matelas passif proposé (appelé désormais matelas M). Des tests précliniques ont donc été menés avec des matelas M pour vérifier si ces derniers permettent à priori de limiter la formation des escarres de décubitus. Ne connaissant pas d'avance les sujets, les couches de support des matelas M ont toutes été évidées de la même façon. Les évidements des cubes de mousse font une taille de 35x40 sur les rangées 3-4 (épaules) et 7-8-9-10 (fessier) afin de permettre une bonne pénétration des parties du corps correspondantes dans le matelas. Cette taille est légèrement plus petite que celle obtenue pour les 3 sujets de la section précédente pour supporter éventuellement des personnes de plus forte corpulence. Pour les rangées restantes, la taille des évidements est fixée à 40x25.

Les tests visent avant tout les patients qui sont les plus à risque pour le développement d'une escarre de décubitus. Ce risque est traduit par un score sur l'échelle de Braden inférieur ou égal à 18 (Braden et Bergstrom, 1994). Plus le score est faible, plus le risque est élevé. Par ailleurs, les patients sont sélectionnés de sorte que certains présentent déjà des escarres pour voir si elles se résorbent et que les autres n'en possèdent pas pour vérifier que le matelas n'en crée pas. Les patients suivis se retrouvent au centre de santé et de service sociaux PB (Province de Québec, Canada) qui a installé quatorze matelas répartis dans quatre services. Huit matelas ont été disposés aux centres d'hébergement de longue durée LJ et CL. Trois matelas ont été installés en orthopédie et trois en oncologie à l'hôpital PB où la durée d'hospitalisation est très variable.

11.1. Caractérisation du matelas avec le capteur cylindrique

Le matelas M est testé avec le capteur cylindrique pour définir son comportement (Figure 11.1). L'utilisation d'une mousse peu viscoélastique limite le pourcentage de perte d'énergie à une valeur moyenne de 18%, soit 5% de plus que dans la zone de support du tronc du matelas ISOFLEX®. Le facteur LFD180 est proche de 0,9 au niveau du fessier (à une position autour de 900 mm) et des épaules (à une position autour de 1500 mm), ce qui permet de bien épouser la forme du capteur. Le facteur LFDQ est proche de 1,8 sur l'ensemble du matelas, l'enfoncement est donc facilité pour de faibles charges. Les facteurs de pression de contact

sont similaires à ceux obtenus avec le matelas ISOFLEX®. Et enfin, la carte de pression de contact montre des zones de pression nulle et des zones de haute pression.

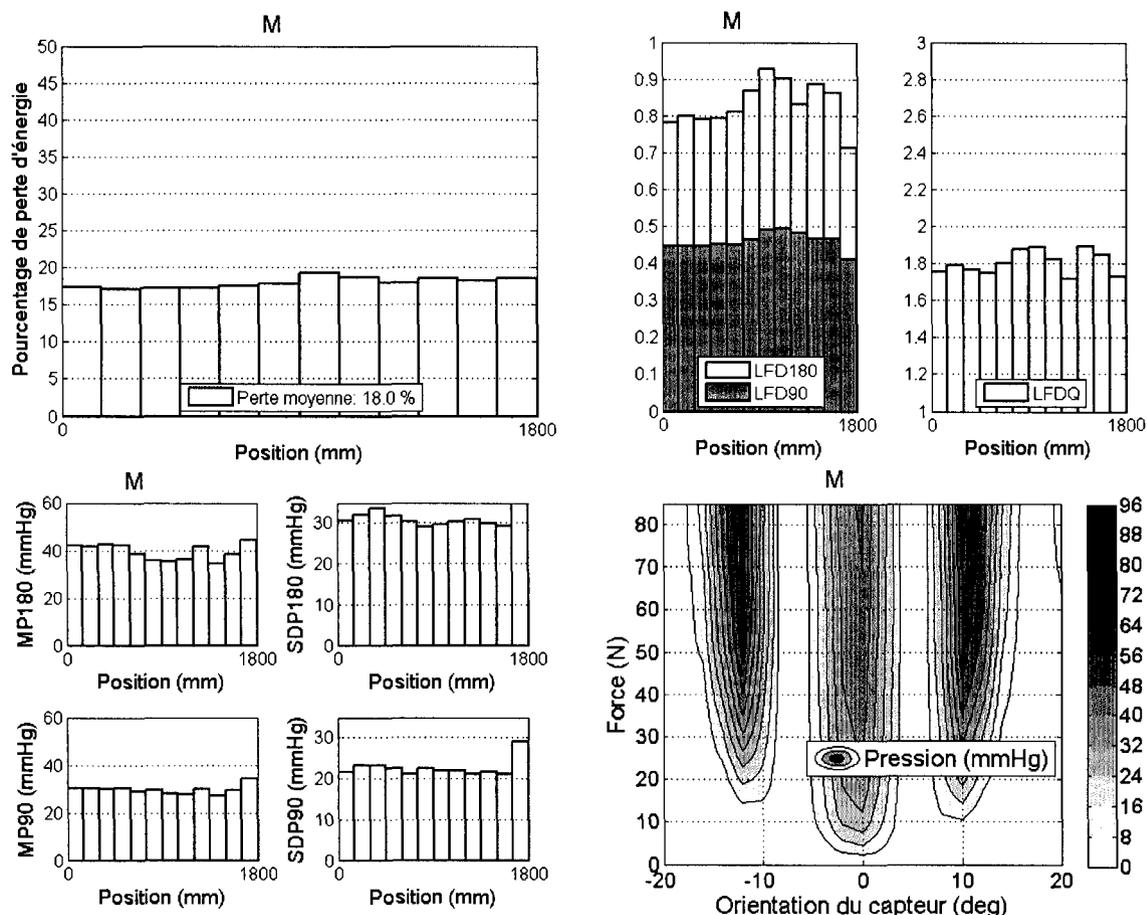


Figure 11.1 Résultats obtenus avec le capteur cylindrique pour le matelas M (de gauche à droite, de haut en bas : pourcentage de perte d'énergie, facteurs de support, facteurs de pression de contact, carte de pression de contact).

11.2. Protocole de mesure

Les tests cliniques ont eu lieu aux mois de mai et juin 2007. Les mesures ont été prises pendant quatre semaines dans les centres d'hébergement de longue durée et ont débuté le 9 mai 2007. Dans les autres centres de soins de courte durée, la période de prise de mesure était arbitraire car la disponibilité des patients était inconnue.

Plusieurs fiches sont remplies et archivées dans le dossier qui est propre à chaque patient. La fiche d'identification (Annexe 7) contient les informations d'ordre général (sexe, âge, masse et conditions de santé). Les fiches « PVO DÉCLARATION ET SUIVI DE PLAIE CHRONIQUE » (Annexe 8) fournies par l'hôpital PB sont recueillies hebdomadairement pour

les patients affectés par des escarres. Elles permettent l'identification et le suivi de l'évolution des escarres. Les fiches de suivi quotidiennes (Annexe 9) répertorient tous les changements de posture, les soins (toilette, changements des draps du lit) et la nutrition (quantité de nourriture ingérée à chaque repas). Enfin, une feuille contient les scores obtenus sur l'échelle de Braden qui sont calculés une fois par semaine (Annexe 10). Elle sert de référence pour l'évaluation des risques de lésions de pression.

11.3. Résultats

Dix-sept patients ont participé aux tests cliniques (Tableau 11.1). Les patients appartenant au centre d'hébergement sont identifiés par les lettres CL et LJ et les derniers en soins de courte durée par PB. Plusieurs informations sont malheureusement manquantes à cause de remplacements non prévus d'infirmières et des difficultés à faire un suivi régulier pour chaque patient.

TABLEAU 11.1 LISTE DES PATIENTS

Sujet	Sexe	Âge (ans)	Masse (kg)	Taille (cm)	Culotte incontinence	Diagnostic
CL1	m	50	130	198	x	Sclérose en plaque. Diabète. Obésité.
CL2	f	67	62	157	x	Diabète type II. ACV gauche 1/2 parésie.
CL3	f	75	27,5	152	oui	Ataxie de Charlevoix du Saguenay
CL4	f	87	52	147	non	Démence dégénérative. Mobilité réduite.
LJ1	f	79	57,3	x	oui	Sclérose en plaque. Dégénérescence discale C4-C5.
LJ2	f	89	91,4	x	oui	Parkinson.
LJ3	m	85	68	x	oui	Démence d'Alzheimer. ACV lacunaire. Diabétique.
LJ4	m	63	52,2	x	oui	Perte d'autonomie. Encéphalopathie cognitive sévère. Fracture hanche droite non opérée. Fracture humérus gauche non opérée. Plaies multiples. Infarctus du myocarde.
PB1	x	x	x	x	x	x
PB2	x	x	x	x	x	x
PB3	f	x	x	x	x	x
PB4	f	x	x	x	x	Diminution de l'état général.
PB5	m	x	x	x	x	Prothèse totale de la hanche.
PB6	f	84	x	x	non	Ischémie cérébrale transitoire tronculaire. Polyarthrite rhumatoïde. Polyneuropathie. Sclérose aortique.
PB81	f	77	41,9	158,5	non	AVC avec sténose. Bras droit dans une attèle.
PB82	m	57	97,7	185,9	non	ACV. TPP. Se mobilise au porto-lift. Hémiplégie gauche. Porteur sonde à fermeture vésicale.
PB83	f	72	43	155	oui	Rougeur siège Duoderm.

Dans les centres de soins de longue durée, huit patients ont été observés durant quatre semaines alors que dans les autres, neuf patients ont été suivis sur des périodes de durée variable (Tableau 11.2).

manquantes et sont répertoriées dans la colonne « Inconnue » du Tableau 11.4. Globalement, les sujets sont le plus souvent couchés sur le dos et ils occupent le matelas les deux tiers du temps (Tableau 11.4).

TABLEAU 11.4 DISTRIBUTION DES POSTURES POUR CHAQUE SUJET

Sujet	Posture (% de la durée totale)						Occupation du matelas (%)	Durée totale (h)
	Inconnue	Dos	Semi-latéral gauche	Semi-latéral droit	Assis c	Hors du lit		
CL1	56	26	5	9	3	1	43	694
CL2	67	19	5	8	0	1	32	694
CL3	16	13	30	33	7	0	84	694
CL4	44	27	11	13	4	1	55	672
LJ1	15	24	29	13	2	16	69	641
LJ2	6	21	27	23	3	19	74	647
LJ3	16	29	8	10	0	38	46	645
LJ4	13	20	19	23	0	24	63	672
PB1	0	61	1	1	30	6	94	69
PB2	28	46	4	7	10	5	67	251
PB3	19	49	18	4	9	1	80	84
PB4	13	23	15	26	12	11	77	381
PB5	28	60	0	1	2	10	62	114
PB6	61	10	3	10	2	14	25	191
PB81	11	12	3	3	68	3	86	520
PB82	0	49	17	9	15	10	90	136
PB83	6	20	1	9	60	1	90	136
Moyenne	23	30	12	12	13	10	67	

Un changement de posture doit théoriquement s'effectuer toutes les deux heures. Dans notre cas, cette durée est très peu respectée (Tableau 11.5). La durée moyenne de n'importe quelle posture avoisine généralement deux heures mais les durées maximales peuvent être très élevées. Par exemple, le patient LJ1 a un score de Braden égal à 7 et est incapable de se mouvoir. La durée moyenne de chacune de ses postures est un peu plus de 2h. Il est cependant resté jusque près de 8h sur le dos et 7h en position semi-latéral droit, ce qui dépasse de loin la limite préconisée de 2h. Le sujet PB81 est le patient qui présente la plus longue durée dans une posture (50h en position assise) suite à une indication médicale.

TABLEAU 11.5 DURÉE DES POSTURES POUR CHAQUE SUJET

Sujet	Durées pour chaque posture (heures)																							
	Inconnue				Dos				Semi-latéral gauche				Semi-latéral droit				Assise				Hors du lit			
	Moy	E-T	Min	Max	Moy	E-T	Min	Max	Moy	E-T	Min	Max	Moy	E-T	Min	Max	Moy	E-T	Min	Max	Moy	E-T	Min	Max
CL1	10.8	13.3	4.0	78.3	3.9	2.5	0.5	9.0	2.2	0.9	1.0	4.0	2.3	0.9	1.0	4.0	2.6	1.8	1.0	6.0	2.3	1.2	1.0	3.0
CL2	15.4	8.1	3.3	41.0	2.8	1.8	0.5	10.0	1.6	0.9	0.5	5.0	2.2	1.1	1.0	6.0	1.0	0.0	1.0	1.0	2.3	1.2	1.0	3.0
CL3	10.0	7.8	0.3	24.0	2.4	1.6	1.0	6.0	3.1	1.9	1.0	11.0	3.0	2.3	1.0	12.0	1.7	0.8	1.0	3.0	0.8	0.3	0.5	1.0
CL4	13.0	10.1	2.5	50.0	3.1	2.1	1.0	8.0	2.2	1.1	1.0	5.0	2.6	2.0	1.0	8.0	1.6	0.9	1.0	4.5	1.8	0.8	1.0	2.5
LJ1	8.0	3.3	3.0	17.0	2.5	1.3	1.0	7.8	2.3	1.2	0.5	7.0	2.0	0.8	1.0	4.0	2.0	0.6	1.0	3.0	3.3	1.8	1.0	7.0
LJ2	10.3	2.9	8.0	14.0	2.1	1.5	0.3	9.0	2.1	0.9	1.0	4.8	2.2	0.9	0.3	5.5	1.5	0.8	1.0	3.0	4.4	1.1	2.0	7.0
LJ3	7.9	8.4	1.0	32.0	2.6	1.9	0.8	11.0	2.0	0.7	0.5	3.0	2.4	1.0	1.0	5.0	0.0	0.0	0.0	0.0	5.7	2.2	2.0	13.0
LJ4	14.6	10.7	7.8	32.0	2.1	1.3	0.3	8.0	2.0	1.0	0.5	5.3	1.8	0.9	0.3	5.0	1.0	0.0	1.0	1.0	3.4	1.5	0.5	8.0
PB1	0.0	0.0	0.0	0.0	3.8	3.0	1.0	10.0	1.0	0.0	1.0	1.0	1.0	0.0	1.0	1.0	2.3	1.3	1.0	5.0	2.1	0.2	2.0	2.3
PB2	11.6	3.7	8.0	16.0	3.1	3.2	0.5	15.0	1.8	0.8	1.0	3.0	1.4	1.5	0.5	6.0	1.4	1.0	0.5	5.0	1.7	0.8	0.3	2.5
PB3	8.0	0.0	8.0	8.0	4.1	2.3	1.0	8.0	2.5	1.5	1.0	5.0	1.2	0.8	0.5	2.0	1.6	1.2	0.5	3.5	0.8	0.0	0.8	0.8
PB4	12.0	8.0	8.0	24.0	1.8	1.5	0.3	7.0	1.6	0.8	0.3	4.0	1.9	1.5	0.5	7.3	1.6	1.1	0.3	4.5	2.0	1.6	1.0	8.0
PB5	10.7	4.6	8.0	16.0	7.6	5.6	1.0	19.0	0.0	0.0	0.0	0.0	1.0	0.0	1.0	1.0	1.0	0.0	1.0	1.0	2.2	1.6	1.0	6.0
PB6	23.4	18.2	8.0	48.0	2.2	2.4	1.0	8.0	2.5	0.7	2.0	3.0	3.8	3.9	1.0	9.0	1.0	0.0	1.0	1.0	3.9	1.7	1.0	6.0
PB81	9.3	3.3	8.0	16.0	4.3	3.0	1.0	9.0	2.3	1.0	1.0	4.0	2.7	1.8	1.0	6.0	12.7	13.2	1.0	50.0	1.8	0.8	0.5	3.0
PB82	0.0	0.0	0.0	0.0	3.3	3.1	1.0	12.3	2.0	1.5	0.5	5.0	1.4	0.7	0.5	2.3	1.8	1.3	1.0	5.0	1.8	0.9	1.0	3.0
PB83	8.0	0.0	8.0	8.0	2.5	2.9	1.0	10.0	1.0	0.0	1.0	1.0	1.7	1.5	1.0	5.0	5.9	7.1	1.0	23.0	2.5	0.7	2.0	3.0

11.3.3. Escarres

Parmi les dix-sept patients, seulement six ont été affectés par des escarres (Tableau 11.6) et ils font tous partie des centres d'hébergement. Au centre CL, chaque patient avait une escarre déjà présente avant le début des tests. Le patient CL1 avait une escarre de type 4 dont la taille n'a pas évolué, ce qui montre que la nécrose des tissus n'a pas progressée. L'escarre au talon du patient CL2 a diminué en superficie. Au centre LJ, une escarre au pli interfessier du patient LJ2 qui s'était déjà manifestée avant le début des tests a récidivé au milieu de l'étude. Les deux escarres de type 2 au pied du patient LJ3 se sont résorbées. Enfin, le patient LJ4 est celui qui avait le plus d'escarres. Deux d'entre elles, de stades 2 et 3, ont été guéries. L'escarre à la malléole droite n'a pas évolué au cours du séjour. Au talon droit, l'escarre a disparu puis réapparu mais était en voie de guérison.

La plupart des escarres observées se résorbent, sont en de voie de guérison, ou se maintiennent. Seule l'escarre présente au pli interfessier du patient LJ2 cause problème. Elle a une taille de 1cm x 1 cm et son exsudat séro-sanguinolent est en faible quantité. La persistance et la récurrence de cette escarre peuvent être interprétées par les données recueillies. Le patient est incontinent et porte une couche. Selon l'échelle de Braden, la peau est presque constamment conservée dans l'urine ce qui a favorisé la macération de la peau sur le pourtour de la plaie. Le patient passe plus de 75% de son temps confiné au lit et ne fait aucune activité car sa mobilité est très limitée. Cinq jours avant sa récurrence, le patient est resté alité sept heures successives sur le dos. Tous ces facteurs ont dû contribuer à la récurrence de la plaie.

TABLEAU 11.6 ÉVOLUTION DES ESCARRES POUR CHAQUE SUJET AFFECTÉ

Sujet	Type	Localisation	Début de séjour		Apparition		Disparition	Fin de séjour		Remarque
			Date	Taille (cm)	Date	Date	Taille (cm)	Date		
CL1	4	sacrum	9 mai 2007	1,5x1x1	antérieure	x	1,5x1x1	6 juin 2007		
CL2	2	talon droit	9 mai 2007	2x1,5x0,5	31 mars 2007	x	1,5x0,8	6 juin 2007		
CL4	2	gros orteil gauche	9 mai 2007	0,7x0,3	antérieure	x	inconnue	6 juin 2007	Décès	
I.P	2	pli interfessier	9 mai 2007	1x1	28 mai 2007	x	inconnue	4 juin 2007	Récidive	
LJ3	2	malléole gauche	9 mai 2007	1,1x0,5	10 avr. 2007	4 juin 2007	0	4 juin 2007	Guérie	
	2	talon gauche		1x0,6	10 avr. 2007	4 juin 2007	0		Guérie	
	3	talon gauche		0,6x0,3	25 avr. 2007	16 mai 2007	0		Guérie	
LJ4	1	malléole droite	9 mai 2007	1x0,8x0,2	25 avr. 2007	x	1x0,9	5 juin 2007		
	1	talon droit		1x0,8x0,2	25 avr. 2007	30 mai 2007	1x0,8		Récidive	
	2	oreille gauche		2x0,3	12 mai 2007	24 mai 2007	0		Guérie	

11.4. Discussion

Les tests précliniques ont permis d'estimer grossièrement les performances du matelas M auprès d'un petit nombre de patients (17). Aucune conclusion finale ne peut cependant être formulée étant donné le faible nombre de patients, la grande variabilité des pathologies, la diversité des unités de soins et des intervenants, l'absence de groupe de contrôle et la durée courte et variable des mesures. Par ailleurs, les résultats obtenus doivent être nuancés par les difficultés rencontrées lors de la prise de données. Parmi ces difficultés, on retrouvait les nombreux oublis dans le remplissage des fiches de suivi, des changements fréquents d'infirmières, l'absence involontaire des personnes responsables, le manque de temps ou tout simplement l'oubli. Néanmoins, la positivité de la plupart des résultats sous-entendent un potentiel certain du matelas proposé.

Les tests précliniques semblent indiquer que le matelas ne crée pas de nouvelles escarres de décubitus mais que des récurrences d'escarres antérieures peuvent arriver. La plupart des escarres ont été observées dans la zone des pieds et quatre escarres se sont résorbées au cours de la période de tests.

On remarque que les changements de posture s'effectuaient généralement au-delà de la période recommandée de 2h, ce qui démontre que cette recommandation n'est pas forcément suivie par les centres de soins. En contrepartie, ces constatations ont permis de mettre en évidence que le matelas proposé est susceptible de limiter la formation des escarres malgré la durée prolongée des postures.

CONCLUSION

Cette thèse a mis l'emphase sur la réalisation d'un capteur standard pour caractériser des matelas passifs et sur la conception d'un matelas passif sur mesure qui limite la formation des escarres de décubitus.

Un nouveau capteur a été conçu dans le but de fournir des indicateurs portant sur les propriétés mécaniques des matelas passifs, facilitant ainsi leur comparaison. Le protocole de mesure et la géométrie du capteur proposés permettent de fournir une panoplie de résultats portant sur la capacité du matelas à supporter une charge, sur les niveaux de pressions de contact auxquels on peut s'attendre, sur la répartition de pression locale et sur son aspect viscoélastique. Ce capteur complète de façon objective les données que l'on peut retrouver dans la littérature, comme les cartes de pression fournies par les nappes de pression.

L'utilisation de la mousse de polyuréthane pour la confection de la couche de support du matelas a été préconisée. En effet, ce matériau présente une particularité originale dans sa courbe de compression : la rigidité est minimale et très faible pour un niveau de compression compris entre 10% et 40%. Les propriétés mécaniques élastiques de la mousse de polyuréthane retenue, qui suit une loi de comportement d'Ogden pour matériaux compressibles, ont été caractérisées puis validées expérimentalement. La particularité de la mousse de polyuréthane a ainsi été tirée à profit pour la définition des évidements à effectuer dans un ensemble de cubes de mousse constituant la couche de support. Le dimensionnement des évidements a nécessité la connaissance de la morphologie de l'utilisateur et de l'interaction possible du corps avec la couche de support. La morphologie a été approximée à l'aide d'une méthode photographique inédite et simple qui a notamment permis d'estimer avec moins de 5% d'erreur la masse totale d'un individu. L'interaction du corps avec la couche de support a été abordée par une approche utilisant la modélisation par éléments finis pour fournir un ensemble de courbes représentatives de l'interaction entre un corps rigide cylindrique elliptique et une rangée de cubes évidés. Deux critères de design, à savoir l'alignement de la colonne vertébrale dans un plan parallèle au plan sagittal et la répartition uniforme selon l'axe longitudinal du matelas de la masse de l'utilisateur en décubitus latéral,

ont été employés pour la réalisation d'un système expert calculant automatiquement la taille des évidements à partir de la morphologie du corps supposé rigide et de son interaction avec la couche de support. Ce système expert a été validé expérimentalement et se présente comme une nouvelle méthode complète et robuste pour le dimensionnement d'une quelconque couche de support faite à partir d'une technologie différente de celle proposée. Une amélioration possible serait de prendre non seulement en considération la position de l'utilisateur en décubitus latéral mais aussi en décubitus dorsal. Cependant, de nouveaux critères de design devraient être posés et l'hypothèse que le corps humain peut être considéré rigide ne s'appliquerait plus au niveau du fessier en décubitus dorsal.

Le matelas obtenu semble ne pas provoquer de nouvelles escarres de décubitus d'après les résultats de l'étude préclinique d'un mois effectuée dans des centres de soins. La couche de contact, travaillant de concert avec la couche de support, présente donc un potentiel certain. Néanmoins, une étude clinique complète future serait intéressante pour confirmer les performances du matelas. Aussi, le dimensionnement de la couche de contact n'a pas été étudié au cours de cette thèse. L'influence de la géométrie de ses protubérances en silicone sur la vascularisation et les contraintes internes aux tissus pourrait faire l'objet de recherches futures.

La technologie et le système expert proposés au cours de cette thèse ont permis de concevoir un matelas relativement performant. Outre les matelas, d'autres structures de confort telles que les sièges, fauteuils ou divans, pourraient être réalisées en utilisant une approche similaire, à savoir la modélisation par éléments finis du contact avec la couche de support et l'estimation de la morphologie du corps en contact puis le traitement de ces deux données au travers d'un système expert soumis à un ou plusieurs critères de design.

Contributions scientifiques

Cette thèse apporte plusieurs contributions scientifiques qui sont les suivantes :

- Un nouvel outil de caractérisation standard et objectif renseignant sur la répartition de charge et la répartition de pression qu'un matelas puisse offrir.

- Un modèle anthropométrique simplifié représentatif du corps humain et obtenu à partir d'un protocole expérimental très accessible faisant appel uniquement à deux photographies numériques.
- Un concept original sur la composition d'un matelas dont la couche de support est constituée de cubes de mousses évidés et dont la couche de contact est réalisée avec une structure faite de protubérances en silicone.
- Une méthode inédite pour le dimensionnement de la couche de support du matelas qui fait appel à la méthode des éléments finis.

Travaux futurs

Cette thèse n'a pas inclus certains travaux qui pourront faire l'objet d'études futures :

- L'étude de l'influence de la géométrie de la couche de contact sur les contraintes internes des tissus mous du corps humain en contact avec cette couche.
- Le dimensionnement de la couche de support en fonction de la posture latérale et la posture dorsale. Cette étude pourrait nécessiter une recherche d'une nouvelle structure de base pour la couche de support.
- La création d'un modèle articulé et déformable représentatif du corps humain pour prédire l'interaction entre le corps humain et un matelas modélisé par éléments finis.

ANNEXE 1 MODÈLE EF D'INDENTATION D'UNE SPHÈRE

Fichier « Isoflex3D.inp »

```
FINISH
/CLEAR

!Parametres
element=0.1*25.4
epaisseur=3.25
hauteur=42.5
pasx=25
pasy=25
nx=3
ny=3
rayon=2*25.4

/PREP7
!GEOMETRIE
!-----
K,1,0,0,0
K,2,0,0,hauteur
L,1,2

BLC5,0,0,nx*pasx+epaisseur,ny*pasy+epaisseur,0

*DO,i,1,nx
  *DO,j,1,ny
    BLC5,(i-1)*pasx-(nx-1)*pasx/2,(j-1)*pasy-(ny-1)*pasy/2,pasx-epaisseur,pasy-epaisseur,0
  *ENDDO
*ENDDO

ASBA,1,ALL

!MATERIAU (Natural rubber)
!-----
TB,HYPE,1,1,2,NEO
TBTEMP,0
TBDATA,,1.205,2/837.903,,

!MAILLAGE
!-----
ET,1,MESH200
KEYOPT,1,1,6
KEYOPT,1,2,0
AESIZE,ALL,epaisseur,
MSHAPE,0,2D
MSHKEY,0
AMESH,ALL

ET,2,SOLID185
LESIZE,1,,,hauteur/epaisseur,
VDRAG,ALL,,,,,1
EPLOT

k,1001,0,0,rayon+hauteur
k,1002,rayon,0,rayon+hauteur
k,1003,0,0,2*rayon+hauteur
CSKP,1000,0,1001,1002,1003
WPCSYS
SPHERE,rayon
CSYS,0
WPCSYS
CSDELE,1000

!CONTACT
!-----
MP,MU,1,0
MAT,1
R,3
REAL,3
ET,3,170
ET,4,174
KEYOPT,4,9,0
KEYOPT,4,10,2
R,3,
RMORE,
RMORE,,0
RMORE,0
```

```

VSEL,,,2
ASLV
ASEL,U,LOC,Z,hauteur+rayon,hauteur+2*rayon
AATT,-1,3,3,-1
TYPE,3
AESIZE,ALL,2*epaisseur
MSHAPE,1,2D
MSHKEY,0
AMESH,ALL
N,113000,0,0,hauteur+rayon
TSHAP,PILO
E,113000
NSEL,S,,,113000
VSEL,,,1
ASLV
ASEL,R,LOC,Z,hauteur
TYPE,4
NSLA,S,1
ESLN,S,0
ESURF
*SET,_REALID,3
ALLSEL

```

```

/SOLU
!DÉPLACEMENT
!-----
NSEL,S,LOC,Z,0
D,ALL,ALL,0
ALLSEL

D,113000,UZ,-1.8

NLGEOM,1
TIME,1e-6
NSUBST,1,1,1
SOLVE

```

```

DDELE,113000,UZ
F,113000,FZ,-20
TIME,20
OUTRES,ALL,ALL
NSUBST,20,20,10
SOLVE

```

Fichier « Mousse3D.inp »

```

FINISH
/CLEAR

!Parametres
hauteur=42.5
pasx=25
pasy=25
nx=3
ny=3
rayon=2*25.4

/PREP7
!GEOMETRIE
!-----
BLC5,0,0,nx*pasx+epaisseur,ny*pasy+epaisseur,hauteur

!MATERIAU Q41
!-----
TB,HYPE,1,1,1,FOAM
TBTEMP,0
TBDATA,,0.002531,21.500,0.003045

!MAILLAGE
!-----
ET,2,SOLID185
AESIZE,ALL,(nx*pasx*ny*pasy)/1000,
VMESH,ALL

k,1001,0,0,rayon+hauteur
k,1002,rayon,0,rayon+hauteur
k,1003,0,0,2*rayon+hauteur
CSKP,1000,0,1001,1002,1003

```

```

WPCSYS
SPHERE, rayon
CSYS, 0
WPCSYS
CSDELE, 1000

!CONTACT
!-----
MP, MU, 1, 0
MAT, 1
R, 3
REAL, 3
ET, 3, 170
ET, 4, 174
KEYOPT, 4, 9, 0
KEYOPT, 4, 10, 2
R, 3,
RMORE,
RMORE, , 0
RMORE, 0
VSEL, , , , 2
ASLV
ASEL, U, LOC, Z, hauteur+rayon, hauteur+2*rayon
AATT, -1, 3, 3, -1
TYPE, 3
AESIZE, ALL, (nx*pasx*ny*pasy)/1000
MSHAPE, 1, 2D
MSHKEY, 0
AMESH, ALL
N, 113000, 0, 0, hauteur+rayon
TSHAP, PILO
E, 113000
NSEL, S, , , 113000
VSEL, , , , 1
ASLV
ASEL, R, LOC, Z, hauteur
TYPE, 4
NSLA, S, 1
ESLN, S, 0
ESURF
*SET, _REALID, 3
ALLSEL

/SOLU
!DÉPLACEMENT
!-----
NSEL, S, LOC, Z, 0
D, ALL, ALL, 0
ALLSEL

D, 113000, UZ, -(nx*pasx*ny*pasy)/10000

NLGEOM, 1
TIME, 1e-6
NSUBST, 1, 1, 1
SOLVE

DDELE, 113000, UZ
F, 113000, FZ, -20
TIME, 20
OUTRES, ALL, ALL
NSUBST, 20, 20, 10
SOLVE

```

ANNEXE 2 MODÈLE EF DE CALCUL DE L'IFD

Fichier « IFD.inp »

```
FINISH
/CLEAR

/PREP7
!Élément plan 8 noeuds axisymétrique
ET,1,PLANE183
KEYOPT,1,3,1

!Matériau mousse Q41
TB,HYPE,1,1,1,FOAM
TBDATA,,0.002531,21.5,0.003045,,

!Géométrie
BLC4,0,0,7.5*25.4,4*25.4
K,,0,101.6,0
K,,101.6,101.6,0
K,,101.6,203.2,0
L,5,6
L,6,7

K,,
K,,10*25.4
L,8,9

!Maillage du cylindre de mousse
AESIZE,1,0.25*25.4,
MSHAPE,0,2D
MSHKEY,1
AMESH,1

!Maillage du contact entre le cylindre rigide et la mousse
MP,MU,1,0.7
MAT,1
R,3
REAL,3
ET,2,169
ET,3,172
KEYOPT,3,10,2
! Generate the target surface
LSEL,S,,,5
LSEL,A,,,6
TYPE,2
LATT,-1,3,2,-1
TYPE,2
LMESH,ALL
! Create a pilot node
N,10000,0,101.6,0
TSHAP,PILO
E,10000
! Generate the contact surface
LSEL,S,,,3
TYPE,3
NSLL,S,1
ESLN,S,0
ESURF
ALLSEL

!Maillage du contact entre la surface plane rigide et la mousse
MAT,1
R,4
REAL,4
ET,4,169
ET,5,172
KEYOPT,5,10,2
! Generate the target surface
LSEL,S,,,7
TYPE,4
LATT,-1,4,4,-1
TYPE,4
LMESH,ALL
ESEL,S,TYPE,,4
ESURF,,REVERSE
! Generate the contact surface
LSEL,S,,,1
TYPE,5
```

```
NSLL,S,1  
ESLN,S,0  
ESURF  
ALLSEL  
FINISH
```

```
!Résolution du modèle  
/SOL  
ANTYPE,0  
NLGEOM,1  
NSUBST,65,65,65  
OUTRES,ERASE  
OUTRES,ALL,-13  
TIME,65
```

```
DL,4,,UX,0  
D,10000,UX,0  
D,10000,UY,-0.65*4*25.4  
SOLVE
```

ANNEXE 3 MODÈLES EF DE COMPRESSION DE CUBES ÉVIDÉS

Fichier « Compression_cylindrique.inp » - Programme principal d'indentation d'un cylindre

```

FINISH
/CLEAR
/CONFIG,NPROC,2

/PREP7
!-----!
!Paramètres!
!-----!
!cube
cyl_r=76.2 !Rayon du cylindre
cube_a=35 !Largeur ellipse
cube_b=40 !Hauteur ellipse
cube_c=93
cube_h=10
cube_hh=113
cube_r=25.4/2
cube_pas=3/8*25.4+cube_c

materiau='Q41'
frottement=0.7
effort=100
enfoncement=cube_hh

!-----!
!Géométrie!
!-----!
!Création du cylindre
*IF,cyl_r,LE,enfoncement,THEN
  k,1,0,0,-cube_c*0.5*1.25
  k,2,0,0,0
  k,3,-cyl_r,cyl_r,0
  k,4,0,cyl_r,0
*ELSE
  k,1,0,0,-cube_c*0.5*1.25
  k,2,0,0,0
  k,3,-SQRT(cyl_r*cyl_r-(cyl_r-enfoncement)*(cyl_r-enfoncement)),enfoncement,0
  k,4,0,cyl_r,0
*ENDIF

LARC,2,3,4,cyl_r
L,2,1
ADRAG,1,,,,,2

!Création des 2.5 cubes évidés
cube2,-4*cube_pas,0,0,cube_a,cube_b,cube_c,cube_h,cube_r,cube_hh
VSBW,ALL !Découpage du cube selon le plan de travail
ALLSEL
VSEL,S,LOC,Z,0,cube_c
VDELE,ALL,,1
ALLSEL
VGEN,5,1,, ,cube_pas, , , ,0
VDELE,1,,1
VDELE,2,,1
WPRO,,90 !Rotation du plan de travail
VSBW,5 !2ème découpage
VDELE,1,,1

!-----!
!Matériau Q41!
!-----!
TB,HYPE,1,1,1,FOAM
TBTEMP,0
TBDATA,,0.002531,21.500,0.003045

!-----!
!Élément!
!-----!
ET,1,SOLID185
MSHAPE,1,3D

ET,2,170
ET,3,174
KEYOPT,3,9,0
KEYOPT,3,10,2

```

```

ET,4,170
ET,5,174
KEYOPT,5,5,3
KEYOPT,5,9,0
KEYOPT,5,10,2

ET,200,MESH200
KEYOPT,200,1,6
KEYOPT,200,2,0

!-----!
!Maillage!
!-----!
ESIZE,10
VSEL,U,,1

nucbes=3
*IF,cyl_r,LT,2*cube_pas-cube_c/2,THEN
  VSEL,U,,3
  nucbes=2
*ENDIF

*IF,cyl_r,LT,cube_pas-cube_c/2,THEN
  nucbes=1
  VSEL,U,,4
*ENDIF

maillage_cubes,1

TYPE,1
VMESH,2
VSEL,ALL

!-----!
!Contact évidement!
!-----!
MP,MU,1,frottement
MAT,1
R,4
REAL,4
ASEL,S,,30,42,12
ASEL,A,,31,43,12
ASEL,A,,54

TYPE,2
NSLA,S,1
ESLN,S,0
ESLL,U
ESEL,U,ENAME,,188,189
ESURF

ASEL,S,,32,44,12
ASEL,A,,33,45,12
ASEL,A,,57

TYPE,3
NSLA,S,1
ESLN,S,0
ESURF

ALLSEL

!-----!
!Contact cylindre !
!-----!
MP,MU,1,frottement
MAT,1
R,5
RMODIF,5,7,
RMODIF,5,8,
REAL,5
ASEL,S,,1
AATT,-1,5,4,-1
TYPE,4
AMESH,ALL
N,100000,0,cyl_r,0
TSHAP,PILO
E,100000
NSEL,S,,100000
ASEL,S,LOC,Y,0
ASEL,A,,49

```

```

TYPE,5
NSLA,S,1
ESLN,S,0
ESURF
ALLSEL

!-----!
!Conditions aux limites!
!-----!

!Plan supérieur (déplacement cylindre)
D,100000,UX,0,,,UZ,ROTX,ROTY,ROTZ
F,100000,FY,-effort/4

!Plan inférieur (collage)
NSEL,S,LOC,Y,-cube_hh
D,ALL,ALL,0

!Plans antisymétriques (déplacement normal nul)
NSEL,S,LOC,X,0
D,ALL,UX,0
NSEL,S,LOC,Z,0
D,ALL,UZ,0

!-----!
!solution!
!-----!
/SOL
ANTYPE,0
NROF,UNSYM
CUTCONTROL,NOSHAPE,1
SHPP,SILENT
!NCNV,0
NLGEOM,1
NSUBST,1000,1000,100
OUTRES,ERASE
OUTRES,BASI,ALL
TIME,Effort
ALLSEL
SOLVE

/POST1
SET, LAST
*GET, n_set, ACTIVE, 0, SET, SBST
*IF, n_set, GT, 1000, THEN
  SET, PREVIOUS
*GET, n_set, ACTIVE, 0, SET, SBST
*ENDIF

*DIM, compression_mm, ARRAY, n_set+1
*DIM, force_N, ARRAY, n_set+1

*DO, index, 1, n_set
  SUBSET, index
  *GET, compression, NODE, 100000, U, Y
  compression_mm(index+1)=-compression
  *GET, force_N(index+1), ACTIVE, 0, SET, TIME
*ENDDO

force_N(1)=0
compression_mm(1)=0

*CFOPEN, '%materiau%_H%cube_hh%_a%cube_a%_b%cube_b%_c%cube_c%_cylr%cyl_r%', 'txt', '.'

  *VWRITE, 'Compression (mm)', 'Force (N)'
  %16C %16C
  *VWRITE, compression_mm(1), force_N(1)
  %16.5G %16.5G

*CFCLOSE

/POST26
*vplot, compression_mm, pression_kPa

FINISH
/u, msgpop, 3
/prep7

```

Fichier « compression_plan.inp » - Programme principal d'indentation d'un plan

```

FINISH
/CLEAR

/CONFIG,NPROC,2

/PREP7
!-----!
!Paramètres!
!-----!
!Cube
cyl_r=76.2 !Rayon du cylindre
cube_a=35 !Largeur ellipse
cube_b=40 !Hauteur ellipse
cube_c=93
cube_h=10
cube_hh=113
cube_r=25.4/2
cube_pas=3/8*25.4+cube_c

matériau='Q41'
frottement=0.7
effort=100
enfoncement=cube_hh

!-----!
!Géométrie!
!-----!
!Création du plan
k,1,0,0,-cube_c*0.5*1.25
k,2,0,0,0
k,3,-cube_c*0.5*1.25,0,0
k,4,0,cyl_r,0
L,2,3
L,2,1
ADRAG,1,,,,,2

!Création des 2.5 cubes évidés
cube2,-4*cube_pas,0,0,cube_a,cube_b,cube_c,cube_h,cube_r,cube_hh
VSWB,ALL !Découpage du cube selon le plan de travail
ALLSEL
VSEL,S,LOC,Z,0,cube_c
VDELE,ALL,,,1
ALLSEL
VGEN,5,1,, ,cube_pas, , , ,0
VDELE,1,,,1
VDELE,2,,,1
WPRO,,,90 !Rotation du plan de travail
VSWB,5 !2ème découpage
VDELE,1,,,1

!-----!
!Matériau Q41!
!-----!
TB,HYPE,1,1,1,FOAM
TBTEMP,0
TBDATA,,0.002531,21.500,0.003045

!-----!
!Élément!
!-----!
ET,1,SOLID185
MSHAPE,1,3D

ET,2,170
ET,3,174
KEYOPT,3,9,0
KEYOPT,3,10,2

ET,4,170
ET,5,174
KEYOPT,5,5,3
KEYOPT,5,9,0
KEYOPT,5,10,2

ET,200,MESH200
KEYOPT,200,1,6
KEYOPT,200,2,0

```

```

!-----!
!Maillage!
!-----!
ESIZE,10
!AESIZE,49,2.5
VSEL,U,,1

nucbes=3
*IF,cyl_r,LT,2*cube_pas-cube_c/2,THEN
  VSEL,U,,3
  nucbes=2
*ENDIF

*IF,cyl_r,LT,cube_pas-cube_c/2,THEN
  nucbes=1
  VSEL,U,,4
*ENDIF

maillage_cubes,1

TYPE,1
VMESH,2
VSEL,ALL
!LREFINE,116, , ,2,1,1,1

!-----!
!Contact évidement!
!-----!
MP,MU,1,frottement
MAT,1
R,4
REAL,4
ASEL,S,,30,42,12
ASEL,A,,31,43,12
ASEL,A,,54

TYPE,2
NSLA,S,1
ESLN,S,0
ESLL,U
ESEL,U,ENAME,,188,189
ESURF

ASEL,S,,32,44,12
ASEL,A,,33,45,12
ASEL,A,,57

TYPE,3
NSLA,S,1
ESLN,S,0
ESURF

ALLSEL

!-----!
!Contact cylindre !
!-----!
MP,MU,1,frottement
MAT,1
R,5
RMODIF,5,7,
RMODIF,5,8,
REAL,5
ASEL,S,,1
AATT,-1,5,4,-1
TYPE,4
AMESH,ALL
N,100000,0,cyl_r,0
TSHAP,PILO
E,100000
NSEL,S,,100000
ASEL,S,LOC,Y,0
ASEL,A,,49
TYPE,5
NSLA,S,1
ESLN,S,0
ESURF
ALLSEL

!-----!
!Conditions aux limites!

```

```

!-----!
!Plan supérieur (déplacement cylindre)
D,100000,UX,0,, ,UZ,ROTX,ROTY,ROTZ
F,100000,FY,-effort/4

!Plan inférieur (collage)
NSEL,S,LOC,Y,-cube_hh
D,ALL,ALL,0

!Plans antisymétriques (déplacement normal nul)
NSEL,S,LOC,X,0
D,ALL,UX,0
NSEL,S,LOC,Z,0
D,ALL,UZ,0

!-----!
!Solution!
!-----!
/SOL
ANTYPE,0
NROP,UNSYM
CUTCONTROL,NOSHAPE,1
SHPP,SILENT
NLGEOM,1
NSUBST,1000,1000,100
OUTRES,ERASE
OUTRES,BASI,ALL
TIME,Effort
ALLSEL
SOLVE

/POST1
SET, LAST
*GET, n_set, ACTIVE, 0, SET, SBST
*IF, n_set, GT, 1000, THEN
  SET, PREVIOUS
  *GET, n_set, ACTIVE, 0, SET, SBST
*ENDIF

*DIM, compression_mm, ARRAY, n_set+1
*DIM, force_N, ARRAY, n_set+1

*DO, index, 1, n_set
  SUBSET, , index
  *GET, compression, NODE, 100000, U, Y
  compression_mm(index+1)=-compression
  *GET, force_N(index+1), ACTIVE, 0, SET, TIME
*ENDDO

force_N(1)=0
compression_mm(1)=0

*CFOPEN, '%materiau%H%cube_hh%_a%cube_a%_b%cube_b%_c%cube_c%_plan', 'txt', '.'

  *VWRITE, 'Compression (mm)', 'Force (N)'
  %16C %16C
  *VWRITE, compression_mm(1), force_N(1)
  %16.5G %16.5G

*CFCLOSE

/POST26
*vplot, compression_mm, pression_kPa

```

Fichier « cube2.mac » - Macro générant un cube évidé

```

*DIM, kcube_, ARRAY, 7
*DIM, vcube_, ARRAY, 2
*GET, ar10, PARM, , CSYS

LSEL, NONE,
ASEL, NONE,
VSEL, NONE,

LOCAL, 101, 0, arg1, arg2, arg3
k, , 0, 0, 0
k, , arg8, 0, 0

```

```

k,,arg8,-arg5-arg7,0
k,,0,-arg5-arg7,0
k,,0,-arg7,0
k,,arg4,-arg5-arg7,0
k,,0,-2*arg5-arg7,0

kcube_(1)=KP(0,0,0)
kcube_(2)=KP(arg8,0,0)
kcube_(3)=KP(arg8,-arg5-arg7,0)
kcube_(4)=KP(0,-arg5-arg7,0)
kcube_(5)=KP(0,-arg7,0)
kcube_(6)=KP(arg4,-arg5-arg7,0)
kcube_(7)=KP(0,-2*arg5-arg7,0)

L,kcube_(7),kcube_(5)
LOCAL,102,1,arg1,arg2-arg5-arg7,arg3,,,,arg5/arg4
L,kcube_(5),kcube_(6)
L,kcube_(6),kcube_(7)
AL,ALL
CSYS,101
A,kcube_(1),kcube_(2),kcube_(3),kcube_(4)

AADD,ALL
VROTAT,ALL,,,,,kcube_(7),kcube_(1),360,4
VADD,ALL
BLOCK,arg1-arg6/2,arg1+arg6/2,arg2-arg9,arg2,arg3-arg6/2,arg3+arg6/2

*GET,ar11, VOLU, 0, NUM, MAX,
*GET,ar12, VOLU, 0, NUM, MIN,

VSBV,ar12,ar11

CSYS,ar10
CSDELE,101
CSDELE,102
*DEL,kcube_
*DEL,vcube_

```

Fichier « maillage_cubes.mac » - Macro permettant de mailler un ou plusieurs cubes

```

TYPE,200

wpcsys,1
wpofrs,-cube_pas
wprota,,.90
ASBW, 47
ASBW, 46
ASBW, 39
ASBW, 38
wpofrs,,-cube_pas
ASBW, 35
ASBW, 26
ASBW, 27
ASBW, 34
WPCSYS,1

resol=4

!cube droite
LESIZE,136,, ,resol, , , ,1
LESIZE,137,, ,resol, , , ,1
LESIZE,138,, ,resol, , , ,1
AMAP,53,92,94,95,91
AMAP,54,91,95,96,90
AMAP,9,93,92,94,7
AMAP,10,93,92,9,83
AMAP,6,94,7,8,9
AMAP,7,79,7,8,80
AMAP,60,79,93,83,80
AMAP,8,83,9,8,80
AMESH,57

*IF,arg1,GE,2,THEN
!cube milieu
LESIZE,105,, ,resol, , , ,1
LESIZE,107,, ,resol, , , ,1
LESIZE,108,, ,resol, , , ,1
LESIZE,109,, ,resol, , , ,1

```

```

LESIZE,110, , ,resol, , , , ,1
LESIZE,112, , ,resol, , , , ,1
AMAP,41,74,76,77,73
AMAP,40,76,68,69,77
AMAP,42,72,73,77,78
AMAP,43,77,69,70,78
AMAP,3,75,10,76,74
AMAP,2,76,10,67,68
AMAP,11,75,74,12,65
AMAP,12,68,67,66,12
AMAP,49,67,63,64,66
AMAP,48,75,61,62,65
AMAP,14,61,10,11,62
AMAP,13,10,63,64,11
AMAP,5,12,11,64,66
AMAP,4,65,62,11,12
AMESH,44
AMESH,45
*ENDIF

```

```

*IF, arg1, EQ, 3, THEN
!cube gauche
LESIZE,77, , ,resol, , , , ,1
LESIZE,79, , ,resol, , , , ,1
LESIZE,80, , ,resol, , , , ,1
LESIZE,81, , ,resol, , , , ,1
LESIZE,82, , ,resol, , , , ,1
LESIZE,84, , ,resol, , , , ,1
AMAP,29,56,58,59,55
AMAP,28,58,50,51,59
AMAP,30,54,55,59,60
AMAP,31,59,51,52,60
AMAP,16,57,13,58,56
AMAP,15,13,49,50,58
AMAP,20,57,56,15,47
AMAP,19,50,49,48,15
AMAP,36,43,57,47,44
AMAP,37,45,49,48,46
AMAP,18,43,13,14,44
AMAP,17,13,45,46,14
AMAP,22,44,14,15,47
AMAP,21,14,46,48,15
AMESH,32,33
*ENDIF

```

ANNEXE 4 MODÈLES EF DU CAPTEUR CYLINDRIQUE

Fichier « Capteur Q41.inp »

Modèle en déformation plane de compression d'un cube plein avec le capteur cylindrique.

```
FINISH
/CLEAR
/UIS,MSGPOP,3
/CONFIG,NPROC,2

*AFUN,DEG

!Paramètres
rayonC=3*25.4           !Rayon du cylindre
offsetTe=0.000*25.4    !Offset du Te (positif=dépasse)
rayonTe=3*25.4+offsetTe !Rayon auquel se trouve l'extrémité du T
longTe=102             !Longueur du Te
postTe=-90             !Position angulaire du T
fente=7/32*25.4        !Largeur fente
Te=3/16*25.4           !Largeur Te

arcF=2*ATAN(Fente/2/rayonC)           !Angle pour fente
arcTe=2*ATAN(Te/2/rayonTe)           !Angle pour T
rayonTe2=SQRT(rayonTe*rayonTe+Te/2*Te/2) !Rayon2

cube_c=102
cube_h=108

ke=1*1e6+0*7*9.81/0.2/longTe/2

enfoncement=77

frottement=0.7

/PREP7
CSYS,1
K,1,rayonC,180
K,2,rayonC,postTe-arcF/2
K,3,rayonC,postTe+arcF/2
K,4,rayonC,0
L,1,2
L,3,4

K,5,rayonTe2,postTe-arcTe/2
K,6,rayonTe,postTe
K,7,rayonTe2,postTe+arcTe/2
L,5,6
L,6,7

CSYS,0
BLC4,-cube_c/2,-cube_h-rayonTe,cube_c,cube_h,

!Éléments
ET,1,PLANE183
KEYOPT,1,3,2
KEYOPT,1,6,0
KEYOPT,1,10,0

ET,2,TARGE169

ET,3,CONTA172
KEYOPT,3,9,0
KEYOPT,3,10,2

ET,4,COMBIN14
KEYOPT,4,1,0
KEYOPT,4,2,0
KEYOPT,4,3,0
R,4,ke

!Matériau
MP,MU,1,frottement
TB,HYPE,1,1,1,FOAM
TBTEMP,0
TBDATA,,0.003146,28.09,0.004791

!Maillage
MAT,1
```

```

TYPE,1
REAL,1
ESIZE,,cube_c/Te
AMESH,ALL
NSEL,S,LOC,X,rayonC*cos(posTe)-Te,rayonC*cos(posTe)+Te
NSEL,R,LOC,Y,-rayonTe-2*Te,-rayonTe
ESLN
EREF,ALL,,3,1,OFF,OFF
ALLSEL

MAT,1
TYPE,2
REAL,2
LMESH,3,4
NKPT,10000,6
TSHAP,PILO
E,100000
TYPE,3
LSLA,S
LSEL,R,LOC,Y,-rayonTe
NSLL,S,1
ESLN,S,0
ESURF
ALLSEL

MAT,1
TYPE,2
REAL,3
LMESH,1,2
N,101000,
TSHAP,PILO
E,101000
TYPE,3
LSLA,S
LSEL,R,LOC,Y,-rayonTe
NSLL,S,1
ESLN,S,0
ESURF
ALLSEL

MAT,1
TYPE,4
REAL,4
E,100000,101000

/SOL
D,100000,ROTZ,0
D,101000,ALL,0
NSEL,S,LOC,Y,-cube_h-rayonTe
D,ALL,UX,0
D,ALL,UY,enforcement

ALLSEL

ANTYPE,0
NLGEOM,1
OUTRES,ALL,ALL
NSUBST,3*NINT(enforcement),3*NINT(enforcement),NINT(enforcement)
TIME,enforcement
SOLVE

/POST26
NUMVAR,200
ESEL,S,TYPE,,4
ressort=ELNEXT(1)
ALLSEL
ESOL,200,ressort,100000,SMISC,1
FILLDATA,198,,,,-cube_c,0
REALVAR,198,198
PROD,2,198,200,,Flocale

FILLDATA,198,,,1/(Te/1000*longTe/1000)/133,0
REALVAR,198,198
PROD,3,198,2,,Plocale

RFORCE,200,101000,F,Y
FILLDATA,198,,,,-cube_c,0
REALVAR,198,198
PROD,4,198,200,,Ftotale

*GET,taille,VARI,0,NSETS,

```

```

*CREATE,scratch,gui
*DEL,_P26_EXPORT
*DIM,_P26_EXPORT,TABLE,taille,3
VGET,_P26_EXPORT(1,0),1
VGET,_P26_EXPORT(1,1),2
VGET,_P26_EXPORT(1,2),3
VGET,_P26_EXPORT(1,3),4

/OUTPUT,'RESULTATS_angleTe+90deg_offsetTe/25.4%po_ref','txt','.'
*vWRITE,'Enfoncement mm','Flocale N','Plocale mmHg','Ftotale N'
%14C %14C %14C %14C
*vWRITE,0,0,0
%14.5G %14.5G %14.5G %14.5G
*vWRITE,_P26_EXPORT(1,0),_P26_EXPORT(1,1),_P26_EXPORT(1,2),_P26_EXPORT(1,3)
%14.5G %14.5G %14.5G %14.5G
/OUTPUT,TERM
*END
/INPUT,scratch,gui

```

Fichier « Ansys_pave_plein_cylindre.inp »

Modèle 3D de l'enfoncement du capteur cylindrique dans un pavé de mousse

```

FINISH
/CLEAR

/CONFIG,NPROC,1
/FILENAME,xxx_calcul

/PREP7
!-----!
!Paramètres!
!-----!
enfoncement=30

!Cube
cube_c=24*25.4
cube_hh=4.5*25.4
materiau='Q41'
cyl_r=3*25.4
cyl_L=12*25.4

frottement=0.6

!-----!
!Géométrie!
!-----!
!Création cylindre
K,1,0,-cyl_r,cyl_L/2
K,2,cyl_r,0,cyl_L/2
K,3,cyl_r,0,0
K,4,0,-cyl_r,0
K,5,0,-cyl_r-cube_hh,0
K,6,0,-cyl_r-cube_hh,cube_c/2
K,7,0,-cyl_r,cube_c/2
K,8,cube_c/2,-cyl_r,cube_c/2
CSYS,1
L,1,2
CSYS,0
L,2,3
L,7,8

!Cylindre
ADRAG,1,,,,,2
!Pavé
A,4,5,6,7

!-----!
!Matériau Q41!
!-----!
TB,HYPE,1,1,1,FOAM
TBTEMP,0
TBDATA,,0.0034064,19.3517,7.3106e-3

!-----!
!Éléments!
!-----!
ET,1,SOLID185

```

```

ET,2,170

ET,3,173
KEYOPT,3,1,0
KEYOPT,3,2,0
KEYOPT,3,5,0
KEYOPT,3,9,1
KEYOPT,3,10,1

ET,4,MESH200
KEYOPT,4,1,6
KEYOPT,4,2,0

!-----!
!Maillage!
!-----!
MAT,1
TYPE,4
REAL,4
ESIZE,0.5*25.4
AMESH,2
noeuds=NODE(0,-cyl_r,cyl_L/2)
NSEL,S,,noeuds
ESLN
EREF,ALL,,3,1,OFF,OFF
ALLSEL

TYPE,1
EXTOPT,ESIZE,24,0,
MAT,1
REAL,1
VOFFST,2,-cube_c/2,

!-----!
!Contact cylindre!
!-----!
MP,MU,1,frottement
MAT,1
REAL,3,
ASEL,S,,1
TYPE,2
AMESH,ALL
ESEL,S,TYPE,,2
ESURF,,REVERSE
N,113000,0,0,0
TSHAP,PILO
E,113000
NSEL,S,,113000
CM,pilotnode,NODE
ASEL,S,LOC,Y,-cyl_r
TYPE,3
LSLA,S,1
NSLA,S,1
ESLN,S,0
ESURF
ALLSEL

!-----!
!Conditions aux limites!
!-----!
D,113000,ALL,0
D,113000,UY,-enfoncement

NSEL,S,LOC,Y,-cube_hh-cyl_r
D,ALL,ALL,0

NSEL,S,LOC,X,0
D,ALL,UX,0

NSEL,S,LOC,Z,0
D,ALL,UZ,0

!-----!
!Solution!
!-----!
/SOL
ANTYPE,0
NLGEOM,1
NSUBST,enfoncement,enfoncement,enfoncement/5
OUTRES,ERASE

```

```
OUTRES, BASIC, ALL  
TIME, enfoncement  
ALLSEL  
SOLVE
```

ANNEXE 5 ECOFLEX 00-30



Ecoflex® Series

Super-Soft, Addition-Cure Silicone Rubbers

Ecoflex™ Rubbers are platinum-catalyzed silicones that are versatile and easy to use. Ecoflex™ Rubbers are mixed 1A:1B by weight or volume and cured at room temperature with negligible shrinkage. Rubber also cures without a “tacky” surface. Low viscosity ensures easy mixing and de-airing, or you can choose to mix and dispense using our convenient dispensing cartridges.

Cured rubber is very soft, very strong and very “stretchy”, stretching many times its original size without tearing and will rebound to its original form without distortion. Ecoflex™ Rubbers are water white translucent and can be color pigmented with SILC Pig® pigments for creating a variety of color effects. You can also add Smooth-On’s “Silicone Thinner” to further lower the viscosity or add Smooth-On’s “Thi-Vex” thickening agent for brush-on application.

Soft, Softer, Softest . . . Ecoflex™ Rubbers are based on Smooth-On’s “Dragon Skin™” technology and are currently available in four different hardness’s: Shore A-5, Shore 00-10, 00-30 and 00-50. They are suitable for a variety of applications including making prosthetic appliances, cushioning for orthotics and special effects applications (especially animatronics where repetitive motion is required).

•Ecoflex™ 5 has a pot life of 1 minute and a demold time of 5 minutes – Available only in dispensing cartridges.

TECHNICAL OVERVIEW

	Shore A	Mix Ratio By Weight	Color	Pot Life	Demold Time	Specific Volume	Specific Gravity	Viscosity	Die B Tear Strength	Elongation at Break	Tensile Strength	Shrinkage
Ecoflex 5	5	1:1 pbv, pbw	Translucent Clear	1 Min.	5 Min.	25.8	1.07	13,000 cps	75 pli	1,000%	350 psi	Negligible
Ecoflex 00-50	00-50	1:1 pbv, pbw	Translucent Clear	18 Min.	3 Hrs.	25.9	1.07	8,000 cps	50 pli	980%	315 psi	Negligible
Ecoflex 00-30	00-30	1:1 pbv, pbw	Translucent Clear	45 Min.	4 Hrs.	26	1.07	3,000 cps	38 pli	900%	200 psi	Negligible
Ecoflex 00-10	00-10	1:1 pbv, pbw	Translucent Clear	30 Min.	4 Hrs.	26.6	1.04	14,000 cps	22 pli	800%	120 psi	Negligible

Preparation

Applying A Release Agent

Temperature: Store and use at room temperature (72°F / 22°C). Warmer temperatures will drastically reduce working time and cure time. Storing material at warmer temperatures will also reduce the usable shelf life of unused material. These products have a limited shelf life and should be used as soon as possible. Wear safety glasses, long sleeves and rubber gloves to minimize contamination risk. Do not use latex gloves.

Cure Inhibition – Addition cured silicone rubber may be inhibited by certain contaminants in or on the pattern to be molded (such as latex, sulfur based clays, polyesters, certain wood surfaces, epoxies, urethane rubber and tin-cured silicone rubber) resulting in tackiness at the pattern interface or a total lack of cure throughout the mold. If compatibility between the rubber and the surface is a concern, a small-scale test is recommended. Apply a small amount of rubber onto a non-critical area of the pattern. Inhibition has occurred if the rubber is gummy or uncured after the recommended cure time has passed. To prevent inhibition, a “barrier coat” of clear acrylic lacquer applied to the model surface is usually effective. **Because no two applications are quite the same, a small test application to determine suitability for your project is recommended if performance of this material is in question.**

Applying A Release Agent? Although not usually necessary, a release agent will make separating cured rubber from new and other substrates. Ease Release™ 200 is a proven release agent for making molds with silicone rubber. Mann Ease Release™ products are available from Smooth-On or your Smooth-On distributor.

If there is any question about the effectiveness of a sealer/release agent combination, a small scale test should be made on an identical surface for trial.

Mixing

Vacuuming

Ecoflex® 00-10, 00-30 and 00-50 can be hand mixed. The mix ratio is 1A:1B by volume. Dispense equal amounts into a mixing container and aggressively hand mix for 3 minutes, making sure that you scrape the sides and bottom of your mixing container several times. Ecoflex 5 is only available in pre-packaged 400 ml cartridges. Pre-packaged cartridges require static mixer attachment and cartridge dispensing gun.

Option: Smooth-On's Silicone Thinner is available to lower the mixed viscosity of any silicone product.

Vacuuming - After mixing parts A and B, vacuum degassing prior to pouring is recommended to eliminate any entrapped air. Vacuum material for 2 -3 minutes (29 inches of mercury), making sure that you leave enough room in container for product volume expansion.

Pouring

Curing

For best results, pour your mixture in a single spot at the lowest point of the containment field. Let the rubber seek its level up and over the model. **A uniform flow will help minimize entrapped air.** The liquid rubber should level off at least 1/2" (1.3 cm) over the highest point of the model surface.

Option: Thi-Vex may be added into Ecoflex™ 00-30 & 00-50 by weight. The recommended maximum amount of Thi-Vex mixed into Ecoflex™ 00-30 & 00-50 is 2 % by weight. Thi-Vex thickener is not compatible with Ecoflex™ 00-10.

An alternative for thickening Ecoflex 00-10, 00-30 and 00-50 is to add fumed silica (Cab-O-Sil).

Curing . . . Allow rubber to cure for at least 4 hours at room temperature (75°F/22°C) before demolding. Full physical properties are attained after 24 hours cure at room temperature. Do not cure rubber where temperature is less than 65°F /18°C.

Curing can be accelerated by applying heat. Subjecting rubber to 250°F / 121°C for 1 hour will cure rubber.

Safety First

The Material Safety Data Sheet (MSDS) for this or any Smooth-On product should be read prior to use and is available upon request from Smooth-On. All Smooth-On products are safe to use if directions are read and followed carefully.

Be careful. Use in a properly ventilated area ("room size" ventilation). Wear vinyl gloves only. Latex gloves will inhibit the cure of the rubber. Contact with skin and eyes may cause irritation. Flush eyes with soap and water for 15 minutes and seek immediate medical attention. Remove from skin with waterless hand cleaner followed by soap and water.

Important: The information contained in this bulletin is considered accurate. However, no warranty is expressed or implied regarding the accuracy of the data, the results to be obtained from the use thereof, or that any such use will not infringe upon a patent. User shall determine the suitability of the product for the intended application and assume all risk and liability whatsoever in connection therewith.

**Smooth-On offers an extensive line of Liquid Rubber,
Liquid Plastic, Foam and Release Agent products for
Industrial & Art-related applications.**

**Chances are there is a distributor in your area
to offer local support.**

Toll-free: (800) 762-0744

Web: smooth-on.com

101197

ANNEXE 6 PROGRAMME MATLAB POUR LE STYLET

```

%% Calibrage du stylet (Le stylet pivote autour de sa pointe qui est fixe dans
%% l'espace pendant l'acquisition de la position des 3 LEDS)
%Lecture du fichier Optotrak contenant la position des 3 LEDS du stylet
data=csvoptoread(fullfile(pathname,'fl_r_dat#000.csv'));
%Recherche de la pointe du stylet
[pivot err]=findpivot(data(:,2:end));
%Création du repère du stylet
Rs0=marq2rep(data(:,2:end),3,'+z',1:3,'+x',1,0);
%Repère de la pointe du stylet par rapport au repère du stylet
Rps=pt2rep(pivot,Rs0);

%% Calcul de la position moyenne P1 de la pointe du stylet (La pointe du stylet est
%% positionnée sur un point fixe de l'espace)
%Lecture du fichier Optotrak contenant la position des 3 LEDS du stylets
data=csvoptoread(fullfile(pathname,'fl_r_dat#001.csv'));
%Calcul de l'ensemble des repères du stylet
Rs0=marq2rep(data(:,2:end),3,'+z',1:3,'+x',1,0);
%Calcul de l'ensemble des repères de la pointe du stylet
Rp0=repadd(Rps,Rs0);
%Calcul de la moyenne de l'origine des repères de la pointe du stylet
P1=mean((Rp0.O)');

```

```

function [coord err]=findpivot(marq)
%[coord err]=findpivot(marq)
%Exprime les coordonnées du Centre de Rotation (CR) d'un nuage de marqueurs.
%-----
%marq est une matrice 2D:
%Colonnes: X1,Y1,Z1,...,Xn,Yn,Zn (coordonnées cartésiennes des marqueurs)
%Nombre de lignes=Nombre d'acquisitions
%Le nombre de marqueurs doit être supérieur à 3 fois le nombre d'acquisitions
%-----
%coord est un vecteur contenant les 3 coordonnées cartésiennes du CR.
%-----
%err est l'écart-type sur les coordonnées.
%-----

Nm=(size(marq)*[0 1]')/3; %Nombre de marqueurs
Np=(size(marq)*[1 0]'); %Nombre d'acquisitions

shift_marq=circshift(marq,1);
temp1=(shift_marq.^2-marq.^2)/2;
temp2=shift_marq-marq;

Y=[];
phi=[];
marqueurs=[];
for i=1:Nm
    Y=[Y;temp1(1:Np,(3*i-2):(3*i))];
    phi=[phi;temp2(1:Np,(3*i-2):(3*i))];
    marqueurs=[marqueurs;marq(1:Np,(3*i-2):(3*i))];
end
Y=sum(Y,2);

[U,W,V]=svd(phi,0); %Décomposition en valeurs singulières
coord=(V*diag(1./diag(W))*U'*Y)'; %Position du CR
err=(sqrt(sum(V.^2*(1./diag(W.^2)),2)))'; %Écart-type

```

```

function repere=marq2rep(mm,mo,vn,mn,vt,mt,trace,vl)
% repere=marq2rep2(mm,mo,vn,mn,vt,mt,trace,vl)
% Créé un repère à partir de marqueurs (situés idéalement dans un même
% plan)
%
% Entrées:
% -mm est une matrice nx3xt
%   n est l'indice d'un marqueur
%   3 sont les coordonnées xyz du marqueur
%   t est l'indice de temps
% -mo est l'ensemble de marqueurs dont la moyenne définit l'origine du
% repère.
% -vn est le vecteur normal au plan moyen passant par les marqueurs.
% Il peut prendre la valeur: '+x','+y','+z','-x','-y','-z'
% Il est orienté par les 3 marqueurs définis par mn.
% -vt est le deuxième vecteur ('+x','+y','+z','-x','-y','-z') définissant le repère.
% Il est orienté vers la moyenne des marqueurs définis par mt.
% -trace vaut 1 ou 0, tracé du repère si 1
% vl correspond à la longueur des vecteurs tracés du repère
%
% Sortie: repere.B(:, :, t)=[x1 x2 x3 repere.O(:, t)=[xo
%                               y1 y2 y3                               yo
%                               z1 z2 z3]                               zo]
%
% exemple:
% m0=[1 0 0; 0 1 0; 1 0 1; 0 1 1];
% for theta=1:45
%   thetaz=0;thetay=0;thetax=theta;
%   Rx=[1 0 0;0 cosd(thetax) -sind(thetax);0 sind(thetax) cosd(thetax)];
%   Ry=[cosd(thetay) 0 -sind(thetay);0 1 0;sind(thetay) 0 cosd(thetay)];
%   Rz=[cosd(thetaz) -sind(thetaz) 0;sind(thetaz) cosd(thetaz) 0;0 0 1];
%   R=Rx*Ry*Rz;
%   d=repmat([theta theta.^0.1 sqrt(theta)],4,1);
%   m(:, :, theta)=(R*m0')'+d;
% end
% repere=marq2rep2(m,1:4,'+z',[1 2 3],'+x',[1 3],1:5:45)

n=round(size(mm,2)/3); %Nombre de marqueurs
t=size(mm,1); %Nombre d'acquisitions
m=zeros(n,3,t);
for ii=1:n
    m(ii, :, :)=mm(:, ((ii-1)*3+1):((ii-1)*3+3))';
end

if sum(mo>n) || sum(mt>n)
    repere=NaN; return
end

%Calcul de l'origine du repère
repere.O=reshape(mean(m(mo, :, :),1),3,t);

%Calcul du 1er vecteur du repère (vecteur normal au plan moyen des marqueurs)
mmoy=mean(m,1); %Marqueur moyen
m0=m-repmat(mmoy,n,1); %Enlèvement de la moyenne du nuage de points

for tt=1:t
    [U,S,V]=svd(m0(:, :, tt),0); %Décomposition en valeurs singulières réduite
    vnormal=V(:,3); %Vecteur normal au plan
    if dot(cross(m0(mn(2), :, tt)-m0(mn(1), :, tt), m0(mn(3), :, tt))-
m0(mn(1), :, tt), vnormal)<0
        vnormal=-vnormal;
    end
    %Calcul du deuxième vecteur du repère

```

```

point=mean(m(mt, :, tt), 1)';
vpoint=cross(vnormal, cross(point-repere.O(:, tt), vnormal));
vpoint=vpoint/norm(vpoint);

%Calcul des vecteurs de la base standard
vb(:, 1)=str2vect(vn);
vb(:, 2)=str2vect(vt);
vb(:, 3)=cross(vb(:, 1), vb(:, 2));

vnormal=sum(vb(:, 1))*vnormal;
vpoint=sum(vb(:, 2))*vpoint;

base=zeros(3);
ii=find(abs(vb(:, 1))==1);
base(:, ii)=vnormal;
ii=find(abs(vb(:, 2))==1);
base(:, ii)=vpoint;
ii=find(abs(vb(:, 3))==1);
if ii==1
    base(:, ii)=cross(base(:, 2), base(:, 3));
elseif ii==2
    base(:, ii)=cross(base(:, 3), base(:, 1));
else
    base(:, ii)=cross(base(:, 1), base(:, 2));
end
repere.B(:, :, tt)=base;
end

if trace
    tracerep(repere, m, trace, vl);
end

function vect=str2vect(vv)
switch vv(2)
case 'x'
    vect=[1;0;0];
case 'y'
    vect=[0;1;0];
case 'z'
    vect=[0;0;1];
otherwise
    disp('Erreur dans la définition du vecteur!')
end
if vv(1)=='-'
    vect=-vect;
end

function tracerep(repere, m, trace, vl)

for tt=trace
    for i=1:size(m, 1)
        plot3(m(i, 1, tt), m(i, 2, tt), m(i, 3, tt), 'k', 'linewidth', 2), hold on
        text(m(i, 1, tt), m(i, 2, tt), m(i, 3, tt), num2str(i)); hold on
    end
    OO=repere.O(:, tt);
    N1=vl*repere.B(:, 1, tt);
    N2=vl*repere.B(:, 2, tt);
    N3=vl*repere.B(:, 3, tt);

plot3([OO(1), OO(1)+N1(1)], [OO(2), OO(2)+N1(2)], [OO(3), OO(3)+N1(3)], 'r', 'linewidth', 2)
hold on

```

```

plot3([OO(1),OO(1)+N2(1)], [OO(2),OO(2)+N2(2)], [OO(3),OO(3)+N2(3)], 'g', 'linewidth', 2)

plot3([OO(1),OO(1)+N3(1)], [OO(2),OO(2)+N3(2)], [OO(3),OO(3)+N3(3)], 'b', 'linewidth', 2)
end

axis tight, axis equal

```

```

function Rp1=pt2rep(p0,R10)
%Crée un repère relatif au repère R10 au point p0.
%La base est la même que celle du repère R10.
%R10 est le repère R1 dont les coordonnées sont relatives au repère R0.
%Les coordonnées de p0 sont relatives au repère R0.
%p0=[xp yp zp];

p0=reshape(p0,3,1);          %Ajustement du vecteur p0 si nécessaire
t=size(R10.B,3);            %Nombre d'acquisitions
Rp1.B=[1 0 0;0 1 0;0 0 1]; %Base du repère

dp1_0=repmat(p0,1,t)-R10.O;%Vecteur O1P0 exprimé dans la base B0 du repère R0
dp1_1=zeros(3,1); %Vecteur O1P0 exprimé dans la base B1 du repère R10
for tt=1:t
    dp1_1=dp1_1+1/t*(R10.B(:, :, tt))*dp1_0(:, tt);
end
Rp1.O=dp1_1;

```

```

function R20=repadd(R21,R10)
%Calcul de la matrice de passage M20 et de la translation d02
%du repère R20 vers le repère R0.
%R10 et R21 sont des repères définis par rapport aux repères R0 et R10.
%d02 est le vecteur de translation OO2 exprimé dans la base du repère R0.
%
%exemple:
%thetax=45;
%Rx=[1 0 0;0 cosd(thetax) -sind(thetax);0 sind(thetax) cosd(thetax)];
%R10.B=Rx*[1 0 0; 0 1 0;0 0 1]';R21.B=[0 1 0;0 0 1;1 0 0]';
%R10.O=[0 0 0]';R21.O=[1 2 3]';R20=radd(R21,R10);

t21=size(R21.O,2);
t10=size(R10.O,2);
if t21==t10
    for tt=1:t10
        R20.B(:, :, tt)=(R10.B(:, :, tt))*R21.B(:, :, tt);
        R20.O(:, tt)=R10.O(:, tt)+R10.B(:, :, tt)*R21.O(:, tt);
    end
elseif t10==1
    for tt=1:t21
        R20.B(:, :, tt)=R10.B*R21.B(:, :, tt);
        R20.O(:, tt)=R10.O+R10.B*R21.O(:, tt);
    end
elseif t21==1
    for tt=1:t10
        R20.B(:, :, tt)=(R10.B(:, :, tt))*R21.B;
        R20.O(:, tt)=R10.O(:, tt)+R10.B(:, :, tt)*R21.O;
    end
else
    R20.B=NaN(3);
    R20.O=NaN(3,1);
end
end

```


ANNEXE 8 PVO DÉCLARATION ET SUIVI DE PLAIE CHRONIQUE

Direction des soins infirmiers
et des services d'hôtellerie

PVO DÉCLARATION ET SUIVI DE PLAIE CHRONIQUE



1. PROVENANCE DU PATIENT

C.H.C.D. C.H.L.D. C.A.

Domicile Unité de service Autre _____

2. DIAGNOSTIC MÉDICAL _____

3. FACTEURS ASSOCIÉS

Diabète Insuffisance artérielle

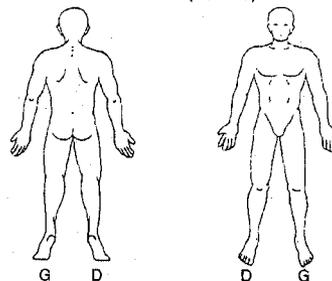
Amputation antérieure Radiothérapie

Dénutrition Corticothérapie

Obésité Cancer connu

Insuffisance veineuse Autres : _____

4. SITE DES PLAIES (Numéro)



ÉVALUATION ET ÉVOLUTION DES PLAIES		DATE	DATE	DATE	DATE	DATE
SITE (Numéro)						
DATE D'APPARITION						
T Y P E	Lésions de pression					
	Ulcère artériel					
	Ulcère veineux					
	Chirurgical					
	Traumatique					
	Érature/Ecorchure					
	Autre:					
P H A S E	Nécrotique (noire)					
	Nécrotique + inflammatoire (Noire et jaune)					
	Granulation (Rouge)					
STADE	I, II, III, IV OU X					
D I M E N S I O N	Longueur (cm)					
	Largeur (cm)					
	Profondeur (cm)					
	Sillon ou tunnel (cm) *(1)					
E X S U D A T	Quantité Peu, Moyen, Abondant					
	Séreux, (s), séro-sanguinolant (SS) Purulent (P)					
P O U R T O U R P E A U	Intacte (I) Rosée, Macérée (M) Bleutée (B), Indurée (N)					
	Signes d'inflammation Rougeur (RO), Chaleur (C) Douleur (D), Oedème (O)					
SIGNATURE DE L'INFIRMIÈRE						

*(1) Mesurer la profondeur du tunnel avec une tige stérile et décrire la direction par rapport aux aiguilles d'une montre. Midi étant la tête du patient.

ANNEXE 9 FICHES DE SUIVI QUOTIDIENNE

Exemple de remplissage de la fiche de suivi quotidienne

Fiche de suivi quotidienne : 2007 / 05 / 11 (aaaa/mm/jj)

N° du patient : 3

SOINS		Nuit	Jour	Soir	NUTRITION				
Cocher la case	Toilette	X			0 : rien mangé ¼ : mangé le quart ½ : mangé la moitié ¾ : mangé les ¾ 1 : tout mangé	Déjeuner	Dîner	Souper	Suppléments
	Toilette intime	X	X	X					
	Changement du piqué			XX					
	Changement des draps		X						
Horaires pour chacun des quarts de travail					0	1/2	1/2	1/2	
CHANGEMENTS DE POSTURE 1 : sur le dos 2 : semi-latéral gauche 3 : semi-latéral droit 4 : assis dans le lit 5 : hors du lit Entourer le chiffre si les pieds sont surélevés.									
ÉVÉNEMENTS EXCEPTIONNELS (chutes, fièvre, infection, ...)	8h45 : Le patient est tombé de côté. 20h : Le patient a eu une intoxication alimentaire.								

La feuille a été remplie le 11 mai 2007 pour le patient 3 en orthopédie.

SOINS

Le patient a eu son bain au quart de nuit, ses couches ont été changées à tous les quarts. Le piqué a été changé deux fois au quart de soir et les draps au quart de jour.

NUTRITION

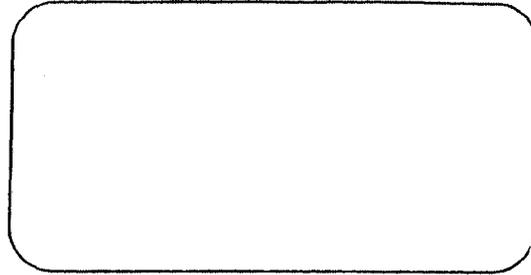
Le patient n'a pas déjeuné, il a mangé la moitié de ses rations aux autres repas.

CHANGEMENTS DE POSTURE

Lors du quart de nuit, le patient est positionné sur le dos à 23h puis en position semi-latéral gauche à 1h15. Lors du quart de jour, le patient est positionné en semi-latéral droit à 10h30 et ses pieds sont surélevés. À midi, il est placé sur son fauteuil à côté du lit. Lors du quart de soir, le patient est assis dans son lit à 20h45.

ANNEXE 10 ÉCHELLE DE BRADEN

Centre de santé et de services sociaux



ÉVALUATION DES RISQUES DE LÉSION DE PRESSION

(Échelle de Braden)

FACTEURS DE RISQUES		PONTAGE	ÉVALUATION			
			DATE	DATE	DATE	DATE
A. PERCEPTION DES SENS	complètement limité	1				
	très limité	2				
	limite moyenne	3				
	aucun problème	4				
B. HUMIDITE	constamment mouillé	1				
	humide	2				
	occasionnellement humide	3				
	rarement humide	4				
C. ACTIVITE	alité	1				
	s'assoit dans un fauteuil	2				
	marche occasionnellement	3				
	marche fréquemment	4				
D. MOBILITE	complètement immobile	1				
	très limité	2				
	limite moyenne	3				
	aucune limite	4				
E. ALIMENTATION	très faible	1				
	probablement inadéquate	2				
	adéquate	3				
	excellente	4				
F. FRICTION ET CISAILLEMENT	problématique	1				
	problématique potentielle	2				
	problématique non apparente	3				
Un total de 16 points et moins indique un risque de lésion de pression. 15 ou 16 = risque faible 13 ou 14 = risque modéré 12 ou moins = risque élevé		Pointage total				
		Signature In/inf.aux				

- L'évaluation des risques de lésion de pression doit être faite par l'infirmière à l'admission de tous les patients.

☛ Voir la grille de référence au verso

GRILLE DE REFERENCE POUR L'EVALUATION DES RISQUES DE LESIONS DE PRESSION

<p><u>PERCEPTION SENSORIELLE</u></p> <p>Habilité à ressentir significativement l'inconfort associé à la pression</p>	<p><u>1. Complètement limité</u> Ne répond pas (pas de gémissement, pas de plainte, etc.) aux stimuli douloureux dû au niveau de conscience ou de sédation ou habilité limitée à percevoir de la douleur sur une grande partie du corps.</p>	<p><u>2. Très limité</u> Réponse seulement lors de stimulation douloureuse. Ne peut communiquer son inconfort que par des gémissements de grande fatigue ou à un déficit sensoriel qui limite son habilité à percevoir la douleur ou l'inconfort sur plus de la moitié du corps.</p>	<p><u>3. Limite moyenne</u> Réponse aux ordres verbaux mais ne peut pas toujours communiquer son inconfort ou son besoin d'être tourné ou présente un déficit sensoriel qui limite son habilité à percevoir la douleur ou l'inconfort à 1 ou 2 extrémités.</p>	<p><u>4. Aucun problème</u> Réponse aux ordres verbaux. Ne présente pas de déficits sensoriels qui limiteraient l'habilité à ressentir ou exprimer l'inconfort ou la douleur.</p>
<p><u>HUMIDITÉ</u></p> <p>Degré par lequel la peau est exposée à l'humidité</p>	<p><u>1. Constamment mouillé</u> La peau est conservée presque constamment dans la transpiration, l'urine, etc. L'humidité est constatée à chaque occasion où l'usager est tourné ou mobilisé.</p>	<p><u>2. Humide</u> La peau est souvent mais pas toujours humide. Les draps nécessitent d'être changés au moins une fois par quart de travail.</p>	<p><u>3. Occasionnellement humide</u> La peau est humide à l'occasion, ce qui requiert un changement de drap supplémentaire à chaque jour.</p>	<p><u>4. Rarement humide</u> La peau est généralement sèche. Les draps requièrent un changement selon la routine seulement.</p>
<p><u>ACTIVITÉ</u></p> <p>Degré de l'activité physique</p>	<p><u>1. Alité</u> Confiné au lit.</p>	<p><u>2. S'assoit dans un fauteuil</u> Habilité à marcher est très limitée ou inexistante. Ne peut supporter son poids et/ou doit être assisté par une chaise ou chaise roulante.</p>	<p><u>3. Marche occasionnellement</u> Marche à l'occasion durant le jour mais sur de très courtes distances, avec ou sans assistance. Est plus souvent au lit ou au fauteuil.</p>	<p><u>4. Marche irrégulièrement</u> Marche en dehors de la chambre au moins deux (2) fois par jour et dans sa chambre au moins une (1) fois le jour aux deux (2) heures</p>
<p><u>MOBILITÉ</u></p> <p>Habilité de changer ou de contrôler la position du corps</p>	<p><u>1. Complètement immobile</u> Ne fait aucun changement dans la position de son corps ou des extrémités sans assistance.</p>	<p><u>2. Très limité</u> Fait à l'occasion de légers changements dans la position du corps ou des extrémités mais est incapable de faire des changements fréquents ou significatifs.</p>	<p><u>3. Limite moyenne</u> Fait de fréquents mais légers changements de position du corps ou des extrémités indépendamment</p>	<p><u>4. Aucune limite</u> Fait des changements fréquents et majeurs de position sans assistance.</p>
<p><u>NUTRITION</u></p> <p>Prise habituelle de nourriture</p>	<p><u>1. Très faible</u> Ne prend jamais un repas complet. Prend pas plus du tiers de la nourriture offerte. Prend deux (2) portions ou moins de protéines par jour. Prend peu de liquide par jour. Ne prend pas de supplément alimentaire liquide à l'occasion ou ne prend rien per os et/ou est maintenu sur des liquides clairs ou i.v. pour plus de cinq (5) jours.</p>	<p><u>2. Probablement inadéquate</u> Prend rarement un repas complet généralement environ la moitié de la nourriture offerte. Prend environ trois (3) portions de protéines par jour. Prend un supplément alimentaire liquide à l'occasion ou prend moins que la quantité optimale de liquide ou de nutrition par tube.</p>	<p><u>3. Adéquate</u> Prend plus de la moitié de ses repas. Prend un total de quatre (4) portions de protéines par jour (lait, viande). Refuse un repas à l'occasion mais va prendre un supplément si offert ou reçoit la nourriture via tube ou est sur nutrition parentérale, ce qui rencontre probablement les besoins nutritionnels.</p>	<p><u>4. Excellente</u> Prend tous ses repas. Prend habituellement quatre (4) portions de protéines ou plus par jour. Mange entre les repas à l'occasion. Ne nécessite pas de supplément.</p>
<p><u>FRICION ET CISAILLEMENT</u></p>	<p><u>1. Problématique</u> Nécessite une assistance modérée ou totale pour se déplacer. Impossible de soulever l'usager sans le glisser sur les draps. Glisse fréquemment dans le lit ou la chaise. Nécessite un repositionnement fréquent avec une assistance totale. Spésifique, agité ou présentant des lésures provoquant une friction constante.</p>	<p><u>2. Problématique potentielle</u> Se déplace faiblement ou nécessite une assistance minimale. Lors des déplacements, la peau glisse probablement sur les draps, les chaises, les contraintes ou autres. Maintient relativement une bonne position dans le lit ou la chaise la plupart du temps, mais glisse vers le bas à l'occasion.</p>	<p><u>3. Problématique non apparente</u> Se déplace indépendamment dans le lit ou la chaise et possède la force suffisante pour se soulever complètement lors de ses déplacements. Maintient une bonne position dans le lit ou la chaise en permanence.</p>	

Références

- Ackerman, M.J. (2008). The Visible Human Project. *In* Anonyme . [En ligne].
http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html (Page consultée le 10/22 2008).
- AquaWal (2008). Eau et corps humain. *In* Anonyme . [En ligne].
<http://www.aquawal.be/fr/source-de-vie/eau-et-corps-humain/index.html> (Page consultée le 10/02 2008).
- ASTM International *Standard Test Methods for Flexible Cellular Materials-Slab, Bonded, and Molded Urethane Foams*. vol. D3574-03, p. 3.
- Bennett, G., Dealey, C. et Posnett, J. (2004). The cost of pressure ulcers in the UK. *Age and Ageing*, vol. 33, n° 3, p. 230-235.
- Berlowitz, D.R. et Wilking, S.V. (1989). Risk factors for pressure sores. A comparison of cross-sectional and cohort-derived data. *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 37, n° 11, p. 1043-1050.
- Bouten, C.V., Oomens, C.W., Baaijens, F.P. et Bader, D.L. (2003). The etiology of pressure ulcers: skin deep or muscle bound? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 84, n° 4, p. 616-619.
- Braden, B. et Bergstrom, N. (1994). Predictive validity of the Braden Scale for pressure sore risk in a nursing home population. *Research in Nursing & Health*, n° 17, p. 459-470.
- Cuerrier, J.-., Paré, D., Beaudoin, A.-., Smeesters, C. et Champoux, Y. (2007). Une nouvelle méthode de mesure de longueurs segmentaires. *Science & Sports*, vol. 22, p. 149-154.
- Daniel, R.K., Priest, D.L. et Wheatley, D.C. (1981). Etiologic factors in pressure sores: an experimental model. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 62, n° 10, p. 492-498.
- Defloor, T. (2000). The effect of position and mattress on interface pressure. *Applied Nursing Research : ANR*, vol. 13, n° 1, p. 2-11.
- Dinsdale, S.M. (1974). Decubitus ulcers: role of pressure and friction in causation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 55, n° 4, p. 147-152.
- Duenwald, M. (2004). Rest Easy on Pricey Mattress? Not Always. *The New York Times*,
- Flick, R.E. et Jusiak, J.T. (2002). *Gelatinous composite article and construction*. New York/United States, B32B 3/06, vol. B1, n°6,767,621,

- Gawlitta, D., Li, W., Oomens, C.W., Baaijens, F.P., Bader, D.L. et Bouten, C.V. (2007). The relative contributions of compression and hypoxia to development of muscle tissue damage: an in vitro study. *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 35, n° 2, p. 273-284.
- Gefen, A., van Nierop, B., Bader, D.L. et 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*, vol. 41, n° 9, p. 2003-2012.
- Gracovetsky, S. et Farfan, H. (1986). The optimum spine. *Spine*, vol. 11, n° 6, p. 543-573.
- Haex, B. (2004). *Back and bed: Ergonomics Aspects of Sleeping*. 280 p.
- Houghton, P.E. et Allen, J. (2004). A Case Study for Electrical Stimulation on a Stage III Pressure Ulcer. *Wound Care Canada*, vol. 2-1, p. 34-36.
- Huber, M. (2000). *Positive Clinical Outcomes Utilizing A New, Non-Powered pressure and Shear Management Support Surface: A Compendium of Case Studies*. Autumn View Manor, Hamburg, New York,
- Huda, R., Solanki, D.R. et Mathru, M. (2004). Inflammatory and redox responses to ischaemia/reperfusion in human skeletal muscle. *Clinical science (London, England : 1979)*, vol. 107, n° 5, p. 497-503.
- Idzikowski, C. (2003). Sleep position gives personality clue. In Anonyme . [En ligne]. <http://news.bbc.co.uk/2/hi/health/3112170.stm> (Page consultée le 11/04 2008).
- Kokate, J.Y., Leland, K.J., Held, A.M., Hansen, G.L., Kveen, G.L., Johnson, B.A., Wilke, M.S., Sparrow, E.M. et Iaizzo, P.A. (1995). Temperature-modulated pressure ulcers: a porcine model. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 76, n° 7, p. 666-673.
- Kosiak, M. (1959). Etiology and pathology of ischemic ulcers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 40, n° 2, p. 62-69.
- Kuroda, S. et 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*, vol. 72, n° 3, p. 174-178.
- Lachenbruch, C. (2005). Skin cooling surfaces: estimating the importance of limiting skin temperature. *Ostomy/wound management*, vol. 51, n° 2, p. 70-79.
- Landis, E.M. (1930). Micro-injection studies of capillary blood pressure in human skin. *Heart*, vol. 15, p. 209-228.
- Linder-Ganz, E., Engelberg, S., Scheinowitz, M. et Gefen, A. (2006). Pressure-time cell death threshold for albino rat skeletal muscles as related to pressure sore biomechanics. *Journal of Biomechanics*, vol. 39, n° 14, p. 2725-2732.

- Linder-Ganz, E., Shabshin, N., Itzhak, Y. et Gefen, A. (2007). Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: a combined experimental-MRI and finite element approach. *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° 7, p. 1443-1454.
- Lindgren, M., Unosson, M., Fredrikson, M. et Ek, A.C. (2004). Immobility--a major risk factor for development of pressure ulcers among adult hospitalized patients: a prospective study. *Scandinavian journal of caring sciences*, vol. 18, n° 1, p. 57-64.
- Lyder, C.H., Shannon, R., Empleo-Frazier, O., McGehee, D. et White, C. (2002). A comprehensive program to prevent pressure ulcers in long-term care: exploring costs and outcomes. *Ostomy/wound management*, vol. 48, n° 4, p. 52-62.
- MICHIGAN STATE UNIV EAST LANSING et Dempster, W.T. (1955). *SPACE REQUIREMENTS OF THE SEATED OPERATOR, GEOMETRICAL, KINEMATIC, AND MECHANICAL ASPECTS OF THE BODY WITH SPECIAL REFERENCE TO THE LIMBS*.
- Mullins, L. (1947). Effects of stretching on the properties of rubber. *Journal of Rubber Research*, 16, vol. 12, p. 275-289.
- Nicholson, G.P. et Scales, J.T. (2000). A method for determining the heat transfer and water vapour permeability of patient support systems. *Medical engineering & physics*, vol. 22, n° 2, p. 155-156.
- Norton, K. (2001). *International Standards for Anthropometric Assessment*. Australia, The International Society for the Advancement of Kinanthropometry, 133 p.
- NPUAP (2008). National Pressure Advisory Panel. In Anonyme . [En ligne]. <http://www.npuap.org/> (Page consultée le 10/07 2008).
- Oomens, C.W., Bressers, O.F., Bosboom, E.M., Bouten, C.V. et Blader, D.L. (2003). Can loaded interface characteristics influence strain distributions in muscle adjacent to bony prominences? *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 6, n° 3, p. 171-180.
- Peirce, S.M., Skalak, T.C. et Rodeheaver, G.T. (2000). Ischemia-reperfusion injury in chronic pressure ulcer formation: a skin model in the rat. *Wound repair and regeneration : official publication of the Wound Healing Society [and] the European Tissue Repair Society*, vol. 8, n° 1, p. 68-76.
- Polyurethane Foam Association, PFA (1995a). Flexible Polyurethane Foam In Mattress Construction. *IN TOUCH (Information on flexible polyurethane foam)*, vol. 5, n° 1,
- Polyurethane Foam Association, PFA (1995b). How Foam Firmness Affects Performance. *IN TOUCH (Information on flexible polyurethane foam)*, vol. 5, n° 1,

- Ragan, R., Kernozek, T.W., Bidar, M. et Matheson, J.W. (2002). Seat-interface pressures on various thicknesses of foam wheelchair cushions: a finite modeling approach. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 83, n° 6, p. 872-875.
- Reddy, N.P. et Cochran, G.V. (1981). Interstitial fluid flow as a factor in decubitus ulcer formation. *Journal of Biomechanics*, vol. 14, n° 12, p. 879-881.
- Santé Canada (2001). Appareil cardiovasculaire. In Anonyme, *Guide de pratique clinique du personnel infirmier en soins primaires* (p. 25-29). Canada,
- Vanderwee, K., Grypdonck, M. et Defloor, T. (2008). Alternating pressure air mattresses as prevention for pressure ulcers: a literature review. *International journal of nursing studies*, vol. 45, n° 5, p. 784-801.
- Verver, M.M., van Hoof, J., Oomens, C.W., Wismans, J.S. et Baaijens, F.P. (2004). A finite element model of the human buttocks for prediction of seat pressure distributions. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 7, n° 4, p. 193-203.
- Winter, D.A. (2004). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 3rd Edition*. USA, Wiley, 344 p.
- Woodbury, M.G. et Houghton, P.E. (2004). Prevalence of pressure ulcers in Canadian healthcare settings. *Ostomy/wound management*, vol. 50, n° 10, p. 22-4, 26, 28, 30, 32, 34, 36-8.