UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

DESIGN DE COUSSINS DE FAUTEUIL ROULANT

À L'AIDE D'UN MODÈLE BIOMÉCANIQUE

ERIC BÉDARD-PHAN

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION

DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES

(GÉNIE MÉCANIQUE)

DÉCEMBRE 1999

© Eric Bédard-Phan, 1999.

National Library of Canada
Bibliothèque nationale du Canada

Acquisitions and Bibliographic Services
Acquisitions et services bibliographiques

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

Our file Notre référence

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

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

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

0-612-48835-7

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

DESIGN DE COUSSINS DE FAUTEUIL ROULANT

À L'AIDE D'UN MODÈLE BIOMÉCANIQUE

présenté par : BÉDARD-PHAN Eric
en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées
a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. FISA Bohuslav, Ph.D., président
M. DANSEREAU Jean, Ph.D., membre et directeur de recherche
M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., membre et codirecteur de recherche
M. BOURBONNAIS Daniel, Ph.D., membre

REMERCIEMENTS

Je tiens particulièrement à remercier mes directeurs de recherche Jean Dansereau et Carl-Éric Aubin, professeurs à l'École Polytechnique, pour leur encadrement de qualité tout au long du projet ainsi que pour leur remarquable dynamisme et enthousiasme. J'aimerais aussi remercier Claude Valiquette d'Orthofab Inc. ainsi que Chantal Gauvin pour leur collaboration et leurs connaissances.

Je désirerais également remercier Marie-Josée Dionne qui m'a été d'une aide précieuse dans le démarrage de mon projet ainsi que Michèle Lacoste, Rachid Aissaoui, Fréderic Parent et Manon Fournier pour leur collaboration durant ma maîtrise. Un merci tout spécial à tous les autres membres de la Chaire sur les aides techniques à la posture pour tous les conseils et petits services échangés. Je tiens aussi à remercier Francis Boudreault du GRBB ainsi que le Centre de réadaptation Lucie-Bruneau pour leur collaboration et, finalement, je me dois de remercier l'entreprise Orthofab Inc. ainsi que le CRSNG pour leur soutien financier qui m'a permis de réaliser ce projet de recherche.

RÉSUMÉ

Chez les usagers de fauteuil roulant, les problèmes reliés à la position assise font partie de la vie quotidienne. En effet, pendant de longues périodes de temps, ces personnes s'en remettent à leur assise, souvent sans résultats satisfaisants, pour leur fournir un support adéquat leur permettant d'accomplir l'ensemble de leurs tâches journalières. Lorsque le coussin, généralement associé à l'assise, ne réussit pas à distribuer convenablement le poids de l'usager, des concentrations de pression peuvent se former au niveau des protubérances osseuses (ischions, grands trochanters, coccyx et sacrum). Cette pression, à long terme, altère les tissus mous et risque de conduire à la formation d'escarres. Le présent projet de maîtrise visait donc le développement d'une méthode efficace pour l'étude et l'analyse de designs de coussin d'assise de fauteuil roulant.

Le premier objectif de ce projet visait le développement d'un modèle biomécanique informatisé capable de simuler l'interaction d'un coussin de fauteuil roulant avec un fessier en position assise. Ce modèle est réalisé par la méthode des éléments finis à l'aide du logiciel ANSYS (Mechanical Dynamics Inc.) et a pour but l'étude de la distribution de pression à l'interface coussin-fessier. Il comprend un coussin et un fessier liés par des éléments de contact contrôlant l'interaction de ceux-ci lors de la mise en charge. Afin de simplifier le modèle, la symétrie sagittale a été considérée. Le modèle de coussin est composé d'éléments de maillage solides auxquels ont été

assignées des propriétés de mousses hyperélastiques. Sa géométrie est variable pour s'adapter aux besoins de l'étude. La géométrie du modèle fessier est basée sur une forme moyenne de fessiers déformés de personnes âgées en position assise. Le modèle est constitué d'éléments de maillage surfacique dont les noeuds ont été couplés afin d'éviter toute déformation supplémentaire. Les simulations de chargement ont consisté à imposer une force verticale de 206 N au modèle de fessier, jouant ainsi le rôle d'applicateur de charge sur le modèle de coussin. Des études expérimentales réalisées à l'aide d'un modèle fessier physique et de deux coussins d'assise ont permis de valider ce modèle biomécanique. Les résultats de validation ont montré une précision de 5% pour une charge correspondant au poids d'une personne âgée en position assise.

Le second objectif consistait à élaborer puis à évaluer de nouveaux designs de coussin d'assise de fauteuil roulant capables de fournir un support adéquat, principalement en relation avec la distribution de la pression (pressions maximales, uniformité, gradient de pression, etc.) mais aussi en lien avec d'autres facteurs touchant l'usager (stabilité et fonctionnalité) ainsi que certains aspects pratiques de développement (fabrication et coût). En collaboration avec des experts du domaine des aides techniques à la posture, des critères de design et un barème d'évaluation ont été établis pour fixer les bases de l'étude. De nouveaux concepts de coussins ont été proposés à la suite d'un « brainstorming » puis évalués sommairement dans le but de rejeter ceux qui ne répondaient pas aux caractéristiques recherchées. Pour chacune des solutions retenues, soient sept différents concepts de coussin, des designs ont été modélisées et intégrées au

modèle biomécanique, puis testées par des simulations de chargement. Dans un premier temps, tous ces modèles ont été évalués sur une base comparative en lien avec la distribution de la pression. Le coussin servant de base de comparaison était un coussin plat de Neocor HR50 de 76.2 mm d'épaisseur, choisi en raison de sa simplicité et de ses propriétés connues. Huit modèles ont été retenus sur lesquels une évaluation plus approfondie a été effectuée. Les résultats ont montré qu'en général les solutions avec une géométrie à relief présentent un plus grand potentiel que les coussins de type plat pour fournir un support d'assise adéquat aux usagers de fauteuil roulant en terme de distribution de pression et de stabilité. L'évaluation complète des solutions a déterminé que la version modifiée de l'*Iscus* (relief plus accentué) est le meilleur design de coussin avec une note globale de 91% (compilation de l'évaluation de tous les critères de design). Ce design a présenté des valeurs de pression maximale et de gradient de pression maximal inférieures à celles du coussin plat de base de plus de 30% et 50% respectivement, et a également été préféré aux autres designs par les experts d'aides techniques à la posture en ce qui a trait à la stabilité. L'*Iscus* standard (Orthofab Inc.) s'est classé deuxième avec une note de 85% suivi de deux autres coussins préformés (82% et 80%).

Les résultats ont aussi montré l'utilité du modèle biomécanique ainsi que de l'ensemble de la méthode d'évaluation pour le design et l'assistance à la sélection de coussins d'assise de fauteuil roulant. Cette nouvelle méthode d'évaluation est une alternative aux études cliniques traditionnelles impliquant des coûts de ressources humaines et

matérielles importantes. Cependant, il serait tout de même recommandé d'effectuer une validation clinique des designs de coussin ayant montré le plus de potentiel lors de l'étude de design.

ABSTRACT

Seating problems are of daily concern for wheelchair users especially when the seat surface does not provide adequate pressure distribution and stability. Soft tissue trauma related to long term loading by external forces is one the most frequent problems. The most affected buttock regions by exhaustive tissue loading are usually the ones beneath bony prominences such as the ischial tuberosities, the great trochanters, the sacrum and the coccyx. Accordingly, those regions are at higher risk of developing pressure sores. The aim of this master project was to develop an effective method to study and analyze wheelchair seat cushion designs.

The first objective consisted to develop a biomechanical computer model by the finite element method able to simulate the interaction between a seat cushion and the buttocks in seating conditions. The model uses the ANSYS software (Mechanical Dynamics Inc.) to study the pressure distribution at the cushion-buttock interface. It is composed of a seat cushion model and a buttock model linked by contact elements that control their interaction during loading. For model simplification purposes, lateral symmetry was considered. The cushion model is composed of solid meshing elements with associated hyperelastic foam properties. Its geometry can be adapt to different cushion designs. The buttock model geometry is based on the mean shape of the deformed buttocks of elderly persons in a seated position. It is built with surface meshing elements whose nodes are

coupled to prevent additional deformation. Loading simulations consisted to impose a vertical force of 206 N to the buttock model which acted as a load applicator on the cushion model. Experimental tests were conducted using a buttock prototype and two seat cushions in order to validate the biomechanical model. Results have shown accuracy within 5% for load corresponding to the weight of a seated elderly person.

The second objective of the project consisted to elaborate and evaluate new wheelchair seat cushion designs in order to find a cushion able to provide an adequate support, mainly in relation to pressure distribution (peak pressure, uniformity and pressure gradient) but also according to other aspects such as stability, functionality, manufacturing and cost. Design criteria were established in collaboration with seating experts and new concepts of cushions were proposed following a brainstorming session. To reject non-valid solutions, a preliminary selection was done. Seven different concepts were retained from which 26 seating cushions were modeled and included in the biomecanical model to be tested under load. First, a comparative evaluation was performed on every cushion model on the basis of pressure distribution. The comparative basis was a 76.2 mm flat Neocor HR50 cushion chosen because of its simplicity and its well known properties. The six most interesting cushion designs as well as two commercially available designs were retained to be put through a more extensive evaluation. Results showed that cushions with shapes provide a better seating surface than the flat type cushions regarding pressure distribution and stability. Resulting scores from the complete evaluation of the solutions determined a modified

version of the contoured Iscus cushion (*Modified Iscus*) as the best design of seat cushion with a final score of 91% (compilation of all design criteria). This design presented peak pressure and maximal pressure gradients lower than the flat cushion by 30% and 50% respectively, and also received the higher evaluation by seating experts for the stability criterion. The regular Iscus (Orthofab Inc.) was ranked second with a score of 85% followed by two other contoured cushions (82% and 80%).

The finite element model developed in this master project combined to the whole evaluation method showed its capacity to provide valid information for the design and the selection of wheelchair seat cushions. This new evaluation method is an alternative to clinical studies involving extensive resources. However, it is recommended to complete the validation of the cushion designs which show the best potential with a clinical evaluation study.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS iv

RÉSUMÉ v

ABSTRACT ix

TABLE DES MATIÈRES xii

LISTE DES TABLEAUX xv

LISTE DES FIGURES xvii

LISTE DES ANNEXES xix

INTRODUCTION 1

CHAPITRE 1. REVUE DE LITTÉRATURE 4

1.1 Anatomie descriptive du complexe bassin-fessier et biomécanique de la position assise 4

1.2 Escarres en position assise 8

1.2.1 Principaux facteurs de développement d'escarres 9

1.2.1.1 Pression à l'interface coussin/usager 12

1.2.1.2 Cisaillement à l'interface coussin/usager 15

1.2.1.3 Autre facteurs associés au problème d'escarres 17

1.2.2 Personnes à risque de développer des escarres 18

1.2.3 Prévention des escarres 19

1.3 Études évaluatives de la pression au niveau de l'assise 21

1.4 Stabilité et posture de l'usager sur l'assise 23
1.4.1 Notions sur le contrôle de la stabilité posturale 25
1.4.2 Considérations techniques relatives aux coussins 26
1.4.3 Évaluation de la stabilité 28
1.5 Rôle du coussins d'assise 30
1.6 Types de coussin d'assise 33
1.7 Design de coussins d'assise statiques 37
1.7.1 Considération générales 38
1.7.2 Coussins disponibles sur le marché 42
1.7.3 Études comparatives 45
1.7.4 Prototypes de coussin 48
1.7.5 Modèles physiques et informatiques 50
1.8 Matériaux entrant dans la confection de coussins 53

CHAPITRE 2. MÉTHODOLOGIE, RÉSULTATS ET DISCUSSION 58

2.1 Approche générale du projet 58
2.1.1 Exposé du problème 58
2.1.2 Objectifs du projet 60
2.2 Développement du modèle 63
2.2.1 Choix du logiciel de simulations 63
2.2.2 Article #1. Finite element model for the design of wheelchair seat cushions 63
2.2.3 Complément à la méthodologie de développement et de validation du modèle 90
2.2.3.1 Modélisation et simulation de chargement 90
2.2.3.2 Complément de validation 92
2.3 Étude de design de coussins d'assise 95
2.3.1 Processus de design 95
2.3.1.1 Génération de solutions 95

2.3.1.2 Étude de praticabilité 97
2.3.2 Article #2. Design evaluation of wheelchair seat cushions using a finite element model 98
2.3.3 Complément de l'étude de design de coussins d'assise 133
2.3.3.1 Critères de design 133

CHAPITRE 3. DISCUSSION GÉNÉRALE 134

CONCLUSION 148

RÉFÉRENCES 153

ANNEXES 161

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 : Résumé des facteurs intrinsèques prédisposant aux problèmes de formation d'escarres en position assise. 10

Tableau 1.2 : Résumé des facteurs extrinsèques prédisposant aux problèmes de formation d'escarres en position assise 10

Tableau 1.3 : Valeurs de pression applicables sans dommage sérieux aux tissus mous 14

Tableau 1.4 : Résultats de l'étude de Swain et coll. (1997) 22

Tableau 1.5 : Résultats de l'étude de Sprigle et coll. (1990) 22

Tableau 1.6 : Avantages et désavantages des différents types de coussins statiques 35

Tableau 1.7 : Caractéristiques et facteurs liés aux coussins 38

Tableau 1.8 : Échantillon des différents types de coussin sur le marché 42

Tableau 1.9 : Classification de quelques coussins commerciaux en relation avec leur capacité à réduire la pression 46

Tableau 1.10 : Effets du matériau sur l'humidité et la température 56

Tableau 1.11 : Caractéristiques des matériaux entrant dans la confection de coussins d'assise typiques 56

Tableau 2.1 : Lacunes de la situation actuelle concernant le design de coussins d'assise de fauteuils roulants 59

Tableau 2.2 Article 1 : Simulation results comparison between the flat and the contoured seat cushion models. 89

Tableau 2.3 : Description des solutions de coussins d'assise de fauteuil roulant générées suite au « remue-méninge » 96

Tableau 2.4 : Étude de praticabilité des solutions représentant les huit concepts de coussins 99

Tableau 2.5 Article 2 : Description of the cushion basic model designs 125

Tableau 2.6 Article 2 : Characteristics of the additional loading simulations fo each cushion design 126

Tableau 2.7 Article 2 : Computer simulation results of the basic cushion models 127

Tableau 2.8 Article 2 : Results of the additional loading simulations using different loads and sizes 128

Tableau 2.9 Article 2 : Design criteria evaluation results 129

Tableau 2.10 Article 2 : Scores obtained by the cushion models according to each design criterion 130

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Anatomie du bassin..... 5

Figure 1.2 : Structure de la peau 6

Figure 1.3 : Principales composantes du complexe bassin-fessier associées au transfert de forces en position assise 6

Figure 1.4 : Effet de la bascule du bassin sur la courbure lombaire 8

Figure 1.5 : Courbe de tolérance à la pression en fonction de la durée 13

Figure 1.6 : Exemples de coussins disponibles sur le marché : a)Coussin Jay (Jay Medical Ltd); b) Coussin Roho (Roho Inc.); c) Cloud (Otto Bock Orth. Ind. Inc.); d) Stimulite Calssic (Supracor Inc.) e) Iscus (Orthofab Inc.); f) Comfortseat (Flofit Medical, L.L.C) 44

Figure 1.7 : Concept du coussin modulaire développé par Ferguson-Pell et coll. (1986).. 48

Figure 1.8 : Prototype de coussin de Zacharkow (1984) 49

Figure 1.9 : Prototype de coussin de Nelham (1984)..... 50

Figure 1.10 : Schéma du modèle fessier de Sprigle et coll. (1994) 52

Figure 1.11 : Schéma du système d'assise CASS développé par Brienza et coll. (1996) 52

Figure 1.12 : Courbe typique de compression d'une mousse hyperélastique..... 54

Figure 2.1 : Représentation schématique des différentes étapes du projet de

maîtrise 62

Figure 2.2 Article 1 : Finite element models representing the flat seat cushion (a) and the contoured seat cushion (b) 84

Figure 2.3 Article 1 : Finite element model of the rigid buttocks used as a load applicator in the computer simulation on top of the contoured cushion model in their full version 85

Figure 2.4 Article 1 : Testing devices used for the experimental validation 86

Figure 2.5 Article 1 : Representation of pressure distribution at the cushion surface obtained, respectively for the flat and the contoured seat cushion. with the finite element model (a,b) and with the FSA pressure system (c,d) 87

Figure 2.6 Article 1 : Force-displacement curves obtained from the experimental tests and the computer simulations ; results for the flat seat cushion (a) and for the contoured seat cushion (b) 88

Figure 2.7 : Courbe force-déplacement obtenues pour un coussin plat de Neocor HR50 à partir de résultats simués et expérimentaux 93

Figure 2.8 Article 2 : Finite element model including the buttocks and a complet cushion 131

Figure 2.9 Article 2 : Pressure distribution patterns obtained from the simulations: a) Flat ; b) Iscus ; c) Modified Iscus ; d)Flat covered contoured ; e) Covered contoured A ; f) Covered contoured B ; g) Progressive ; h) Modular contoured 132

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A : Liste des idées proposées lors de la séance de recherche de solutions.. 161

ANNEXE B : Description et résultats des simulations complémentaires 163

ANNEXE C : Exemple de calcul pour l'évaluation du critère d'universalité des designs 166

ANNEXE D : Questionnaire évaluatif des critères stabilité, fonctionnalité et appréciation générale 170

INTRODUCTION

Les personnes à mobilité restreinte, pour vaquer à leurs occupations quotidiennes, sont habituellement contraintes à adopter la position assise. Le fait de rester dans cette position pour une période prolongée peut être source de nombreux problèmes d'ordre physiologique. Le chargement supporté par les tissus mous à l'interface assise/usager est la source de la majorité de ces problèmes. Ainsi, de fortes pressions ou des pressions imposées sur une longue période de temps engendrent des pathologies cutanées désignées sous le terme d'escarres de pression.

Les escarres représentent des risques potentiels pour la vie des personnes à mobilité restreinte (Garber, 1985). Elles engendrent aussi d'important coûts financiers et médicaux et peuvent impliquer des soins infirmiers souvent non négligeables en plus d'entraîner une diminution de la qualité de vie des ces personnes (Barbenel, 1991). La prévention et le traitement des escarres de pression chez cette population deviennent donc primordiaux. Les problèmes tégumentaires sont dans les cinq diagnostics les plus communs chez les personnes âgées et les résidents de centres de soins de longue durée (Hetzel, 1994). Outre le phénomène de la pression distribuée à l'interface assise/usager, d'autres aspects tels la stabilité, la fonctionnalité, le confort et la posture peuvent aussi être responsables de problèmes reliés à la position assise. C'est pourquoi, pour les personnes à mobilité restreinte, l'utilisation d'une surface de support adéquate doit être

privilégiée en tenant compte du plus grand nombre de facteurs, intrinsèques et extrinsèques, liés à cette position. À l'exception de cas particuliers, les coussins sont généralement utilisés pour fournir un support d'assise approprié. Actuellement, de nombreux designs de coussin circulent sur le marché. Ils sont généralement constitués de mousse, de gel, d'air, d'eau ou d'une combinaison de ceux-ci. Malgré les études et recherches dans ce domaine, il n'existe pas à ce jour de coussin possédant des propriétés de support optimales. En effet, en raison du caractère spécifique de chaque individu, aucun design de coussin n'est adapté à l'ensemble des différents usagers; au mieux, un design de coussin sera jugé adéquat pour une catégorie d'usagers donnée.

Le présent projet, effectué en collaboration avec l'entreprise Orthofab Inc., vise principalement deux objectifs. Le premier consiste à développer un outil informatique, utilisant la modélisation par la méthode des éléments finis, capable de simuler l'effet des caractéristiques de l'assise sur la distribution des contraintes (pression) à l'interface coussin-fessier. Le deuxième objectif consiste à générer et étudier différents designs de coussin afin de choisir le ou les concepts capables de fournir le meilleur support en position assise en comparaison des coussins actuellement disponibles sur le marché pour les usagers de fauteuil roulant.

Ce mémoire par articles présente dans le premier chapitre une revue de la littérature effectuée dans le but de synthétiser l'information nécessaire à la compréhension du présent projet de maîtrise. La première partie expose la problématique liée à la position

assise, tandis que la seconde porte sur les coussins d'assise. Le chapitre 2 inclut deux articles ayant été soumis à des revues scientifiques présentant respectivement l'outil informatique et l'étude comparative des différents concepts de coussin retenus. Il décrit la méthodologie utilisée pour atteindre les objectifs du projet et présente les résultats obtenus et la discussion qui s'y rattache. Le chapitre 3 présente une discussion générale sur l'ensemble du projet de maîtrise. Enfin, le chapitre 4 conclut sur ce projet et présente des recommandations pour la poursuite de celui-ci.

CHAPITRE 1. REVUE DE LITTÉRATURE

Ce premier chapitre a pour objectifs de présenter les problèmes inhérents à la position assise au niveau du fessier chez les personnes à mobilité restreinte ainsi que d'introduire les moyens et méthodes de prévention liés à ces problèmes. La première partie expose quelques notions associées à la biomécanique de la position assise et présente les problématiques et études portant sur la formation des escarres de même que le concept de la stabilité en fauteuil roulant. La seconde partie traite des propriétés de support de l'assise et des connaissances actuelles touchant les caractéristiques et comportements des coussins de fauteuil roulant.

1.1 Anatomie descriptive du complexe bassin-fessier et biomécanique de la position assise

Lors de l'interaction de l'usager avec l'assise, les différentes composantes du complexe bassin-fessier prédominant sont essentiellement les ischions (tubérosités ischiatiques), les grand trochanters, le sacrum et le coccyx. Les ischions sont les protubérances osseuses à l'extrémité inférieure du bassin, tandis que le sacrum et le coccyx sont la continuation de la colonne vertébrale et sont situés à l'arrière. Les grands trochanters sont pour leur part des tubérosités fémorales à proximité des cavités cotyloïdes du bassin

où s'insèrent les têtes fémorales. La figure 1.1 situe les principales composantes anatomiques du bassin. Trois couches de tissus mous recouvrent cette structure osseuse (figure 1.2). La première, la plus interne, est l'hypoderme; elle comprend les tissus musculaires, les vaisseaux sanguins et les tissus adipeux. Le derme constitue la seconde couche; il inclut entres autres les glandes sébacées et sudoripares. Enfin, la dernière couche est l'épiderme qui constitue la surface de la peau avec ses cinq différentes couches spécifiques : cornée, claire, granuleuse, cellules à épines et basale (Marieb, 1993).

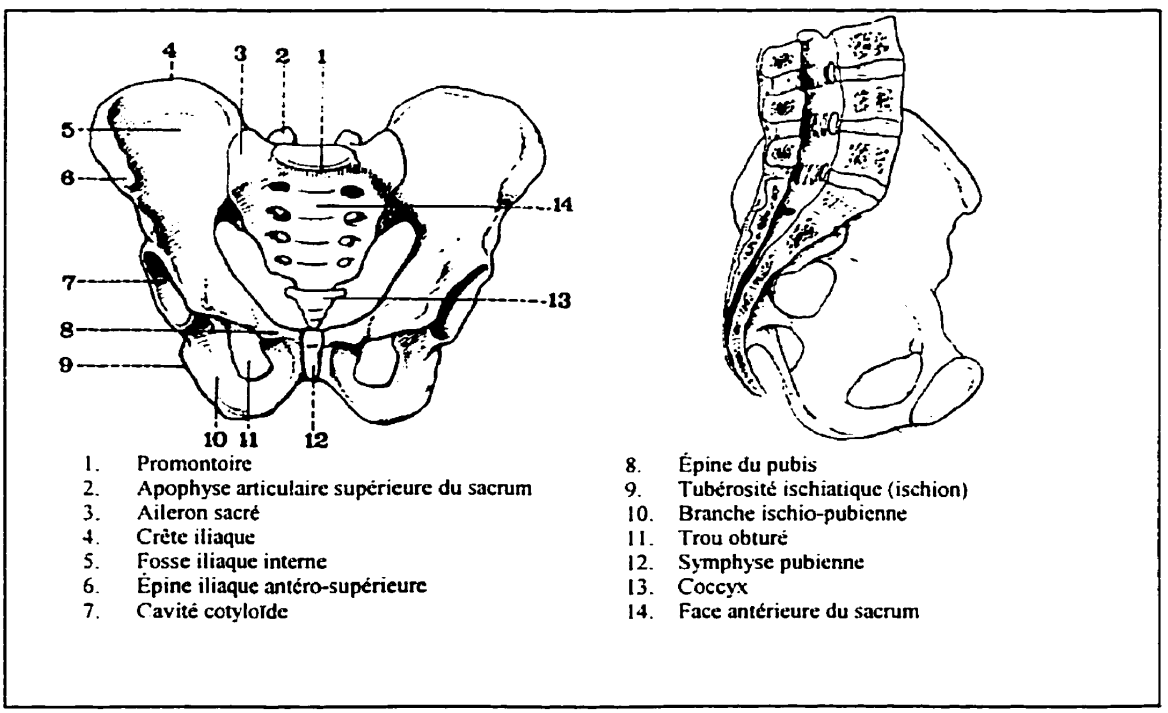


Figure 1.1 : Anatomie du bassin (adaptée de Bouchet et coll., 1991).

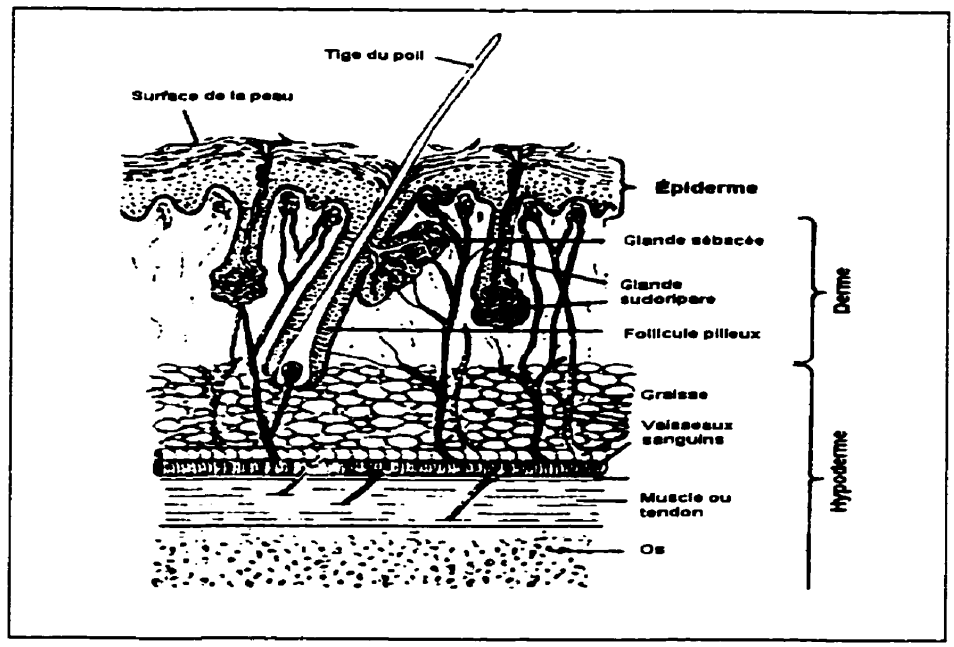


Figure 1.2 : Structure de la peau (adaptée de Fernandez, 1987).

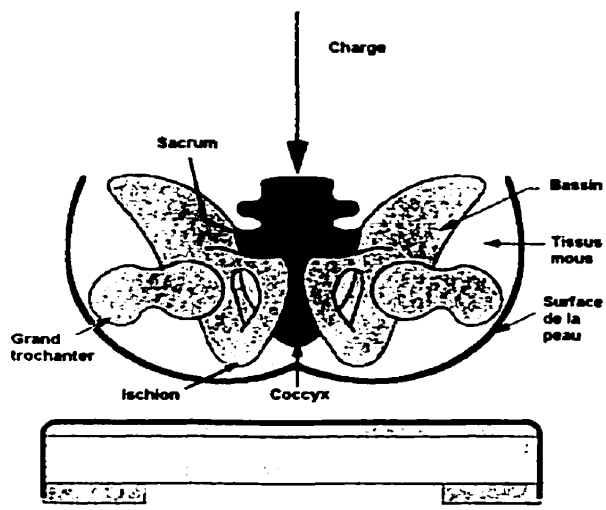


Figure 1.3 : Principales composantes du complexe bassin-fessier associées au tansfert de forces en position assise (adaptée de Staarink, 1995).

Le support du poids du corps en position assise nécessite la transmission de forces de stabilisation de la structure osseuse à la surface de support (Hobson, 1992). Cette transmission se fait par l'intermédiaire des tissus mous, soit par des forces normales à la surface de contact, engendrant des contraintes normales (pression), ou tangentielles,

engendrant des efforts de cisaillement et de la friction. La figure 1.3 illustre les principales composantes du complexe bassin-fessier associées à la biomécanique de la position assise au niveau de l'équilibre des forces. Le positionnement et la posture d'une personne dans son assise établit l'endroit, la direction et l'intensité du chargement qui est transmis (Levine, 1990). À titre d'exemple, pour une posture assise redressée (angle cuisses-tronc ≈90°) les ischions et les tissus mous emprisonnés entre ceux-ci supporteront la majorité de la charge nécessaire à l'équilibre du sujet. Dans un autre cas, si le sujet est affaissé dans son assise (bascule postérieure du bassin), le coccyx et le sacrum auront une participation plus importante.

Au niveau anatomique, l'action de s'asseoir engendre une bascule postérieure du bassin (plan sagittal) en raison de la tension au niveau des muscles des cuisses. Cette bascule du bassin impose une courbure à la colonne vertébrale, qui à son tour influence le positionnement du reste du corps (figure 1.4 ; Harms, 1990). Cette opération en chaîne trouve sa raison dans la recherche de l'équilibre pour une posture donnée du corps dans cette position. Outre la bascule dans le plan sagittal, les mouvements possibles du bassin se définissent par la rotation dans le plan transversal et l'inclinaison dans le plan frontal (obliquité). L'orientation du corps influence aussi l'activité musculaire de la personne (Harms, 1990 ; Nwaobi, 1986 ; Reinecke et coll., 1987). À titre d'exemple, Harms indique qu'une posture affaissée engendre une réduction de l'activité électrique au niveau des muscles, suggérant que dans cette position la colonne vertébrale est seulement supportée par les ligaments en tension. À court terme, cela procure de

l'inconfort, mais à long terme, cela peut résulter en des changements dans la structure des tissus mous et conduire au développement de plaies de pression (Harms, 1990).

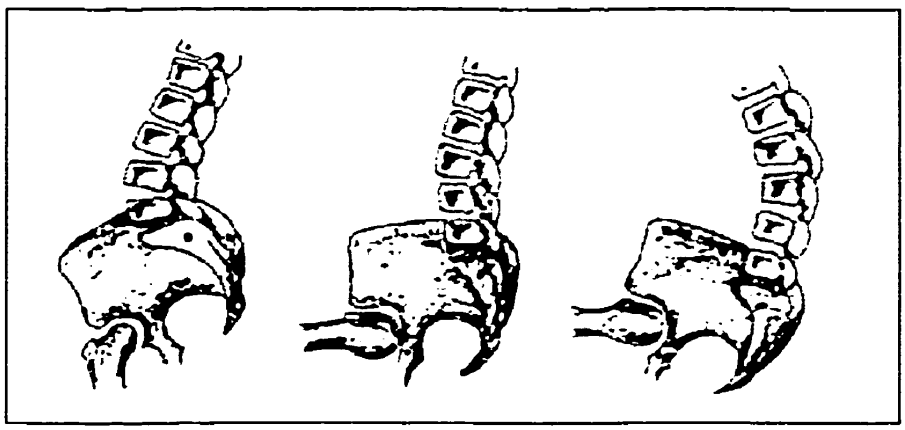


Figure 1.4 : Effet de la bascule du bassin sur la courbure lombaire (Harms, 1990).

1.2 Escarres en position assise

Le terme escarre ou eschare est défini dans le dictionnaire Larousse comme suit : "croûte noirâtre qui se forme sur la peau, les plaies, etc., par la mortification des tissus (derme, aponévrose, muscles)". Piérard-Franchimont et coll. (1995) le définissent comme une zone circonscrite de nécrose tissulaire profonde résultant d'une ischémie provoquée par des forces de longue durée appliquées sur la peau. Garber et coll. (1978) soulignent que cette pathologie cutanée est très répandue chez les usagers de fauteuil roulant et est presque toujours localisée sous les protubérances osseuses. Les escarres

ont aussi plusieurs autres appellations telles ulcères de décubitus, ulcères trophiques, plaies de pression, etc.

1.2.1 Principaux facteurs de développement d'escarres

Les principaux facteurs dans le développement d'ulcères de décubitus sont l'intensité et la durée de la pression appliquée sur la peau. Plus forte est la pression, plus court est le temps requis pour induire une lésion cutanée (Kosiak, 1961). Les auteurs des études inventoriées dans la littérature (Barbenel, 1991 ; Barnett et coll., 1995 ; Bennett et coll., 1981 ; Colin et coll., 1996 ; Crenshaw et coll., 1989 ; Hetzel, 1994 ; Patterson et coll., 1986 ; Piérard-Franchimont et coll., 1995) s'accordent pour dire que les fortes pressions agissant sur les tissus mous constituent un facteur critique. Ils s'accordent aussi sur le fait que ce facteur n'est pas le seul responsable du phénomène de formation d'escarres. En effet, une quantité de facteurs intrinsèques et extrinsèques s'immiscent dans le développement de ceux-ci. Certains aspects sont plus personnels à l'usager, d'autres à son environnement et aux équipements dont il dispose pour fonctionner durant la journée, mais tous ont comme point commun qu'ils prédisposent l'individu aux malaises liés à la position assise. Les tableaux 1.1 et 1.2 regroupent respectivement une synthèse des facteurs intrinsèques et extrinsèques énoncés dans la littérature à surveiller lors de suivis ou d'études de ce phénomène. En règle générale, pour les fins de la présente étude, seuls les facteurs extrinsèques sont approfondis en raison de leur lien direct avec

les caractéristiques de la surface de support d'assise (Hetzel, 1994 ; Lim et coll., 1988). Cependant, considérant que ces mêmes facteurs extrinsèques dépendent de la constitution du sujet (Garber et coll., 1984), une considération indirecte est aussi apportée aux facteurs intrinsèques.

Tableau 1.1 : Résumé des facteurs intrinsèques prédisposant aux problèmes de formation d'escarres en position assise (Barbenel, 1991 ; Bennett, 1992 ; Fernandez, 1987 ; Garber et coll., 1978 ; Hetzel, 1994 ; Lim et coll., 1988 ; Nelham, 1984 ; Piérard-Franchimont et coll., 1995).

Facteurs intrinsèques	
• Capacités motrices (fonctionnement des extrémités supérieures et inférieures et mobilité générale) et niveau d'activité; • perte de sensibilité; • type des transferts; • tolérance à rester en position assise; • présence de problèmes de peau / présence de tissus fragiles (ancienne cicatrice...) / épaisseur de la peau; • autres diagnostics secondaires;	• déformations posturales; • facultés mentales/cognitives et complaisance (caractère de l'usager); • âge, style de vie et environnement • nutrition et tabac; • surplus de poids ou insuffisance de tissus adipeux; • habillement; • fortes transpirations; • etc.

Tableau 1.2 : Résumé des facteurs extrinsèques prédisposant aux problèmes de formation d'escarres en position assise (Barbenel, 1991 ; Bennett, 1992 ; Fernandez, 1987 ; Garber et coll., 1978 ; Hetzel, 1994 ; Lim et coll., 1988 ; Nelham, 1984 ; Piérard-Franchimont et coll., 1995).

Facteurs extrinsèques
• pressions maximales à l'interface support/usager ; • intensité, durée et orientation des forces appliquées au fessier; • distribution, redistribution et relâchement de la pression à l'interface support/usager ; • force de cisaillement et de friction ; • degré de déformation des tissus mous ; • équilibre, support et contrôle de la posture (stabilité) ; • sécurité ; • température et humidité ; • confort ; • etc.

Pour bien comprendre la portée de chacun de ces facteurs, il nécessaire de connaître a priori ce qui se produit au niveau tissulaire chez le sujet. Les escarres sont produites par l'endommagement ou la destruction des cellules dans les tissus (Barbenel, 1991) et, tel que mentionné précédemment, ne sont pas le résultat d'un phénomène isolé mais de plusieurs agissant simultanément (Garber, 1985). Cette pathologie au niveau tissulaire résulte d'une obstruction de la circulation d'une partie donnée du corps due à une pression induite, qu'on appelle ischémie (Garber et coll., 1978). L'ischémie entraîne alors une altération de la fonction des cellules endothéliales, d'abord réversible, ensuite permanente avec extravasation sanguine, thrombose et nécrose tissulaire (Witkowski, 1982). Le passage de l'état d'hypoxie tissulaire à celui d'escarre est progressif. Lorsque le développement de l'escarre proprement dit est amorcé, on observe, en plus de l'ischémie, de l'anoxie, de la nécrose cellulaire ainsi que de la destruction de tissus (Barnett et coll., 1995). En d'autres termes, la déformation des tissus, au point où la circulation sanguine dans les capillaires ou le drainage lymphatique est bloqué, va mener fatalement à la mort des tissus (Nelham, 1984). Piérard-Franchimont et coll. (1995) estiment que si la pression est maintenue sur une zone cutanée pendant moins de deux heures, l'ischémie induite est le plus souvent sans dommage. Lors de la formation d'escarres, Witkowski et coll. (1982) soutiennent que les tissus sous-cutanés sont les premiers touchés et que l'épiderme ne présente de signe de nécrose qu'une fois le processus bien avancé. Kosiak (1959) pour sa part prétend que la dégradation des tissus se manifeste à tous les niveaux simultanément.

Les ulcères de décubitus se développent majoritairement dans les régions des tubérosités ischiatiques, du fessier et aussi des cuisses, soit là où la pression d'interface excède la pression d'occlusion normale des artères (Barnett et coll., 1995 ; Bennett et coll., 1984 ; Lim et coll., 1988). Chez les patients âgés, 30% des ulcères de décubitus se trouvent dans les plis de la peau et autres parties non osseuses du fessier et de la partie intérieure et haute des cuisses. Ces ulcères sont souvent associés avec l'incontinence (Lim et coll., 1988).

1.2.1.1 Pression à l'interface coussin/usager

Des expérimentations conduites auprès de sujets post-traumatiques ou souffrant de rhumatismes (Colin et coll., 1996) ont montré une diminution significative de la pression d'oxygène transcutanée (tcpO2, transcutaneous oxygen tension), qui est défini comme un indicateur de l'ischémie locale, pour des pressions à partir de 40 mmHg (5.3 kPa), et une diminution significative de la circulation du sang dans la peau (SKBF, skin blood flow) quand la pression externe n'était que de 20 mmHg (2.7 kPa). De plus, l'application de 15 mmHg (2 kPa) a réduit le flot sanguin à environ un tiers de la valeur non chargée et a produit une occlusion à environ 120 mmHg (16.1Kpa). Ces valeurs de pression sont d'importants indicateurs pour l'étude rationnelle du développement des ulcères cutanés. Il est par contre impératif de garder en tête que chaque individu possède ses propres paramètres et que toute valeur de pression est relative au sujet étudié en plus de l'être aux conditions d'expérimentation.

De façon plus générale, l'intensité des pressions agissant sur la surface cutanée (tissus mous) de l'usager doit être supérieure à celle de la pression dans les capillaires, soit environ 30 mmHg (4kPa), pour devenir responsable de la formation des escarres (Piérard-Franchimont et coll., 1995). Cette évaluation rejoint celle de Garber (1985) qui situe la pression dans un capillaire artériel à 32 mmHg (4.3 kPa). Par contre, dans la région inter-capillaire et dans les veines, elle la situe respectivement à 20 mmHg et à 12 mmHg (1,6 kPa). Il va s'en dire qu'à une pression sous les 30 mmHg, bien qu'inférieure à la valeur critique citée précédemment, le problème de pression est déjà présent au niveau inter-capillaire et dans les veines.

La pression maximale citée par Cooper (1986) à ne pas dépasser sous les protubérances osseuses est fixée à 40 mmHg, tandis que Bennett et coll. (1984) sont plus conservateurs et situent entre 30 et 40 mmHg la limite pour les surfaces de support en général. Zacharkow (1984), quant à lui, soutient que dans plusieurs centres de réadaptation les valeurs maximales

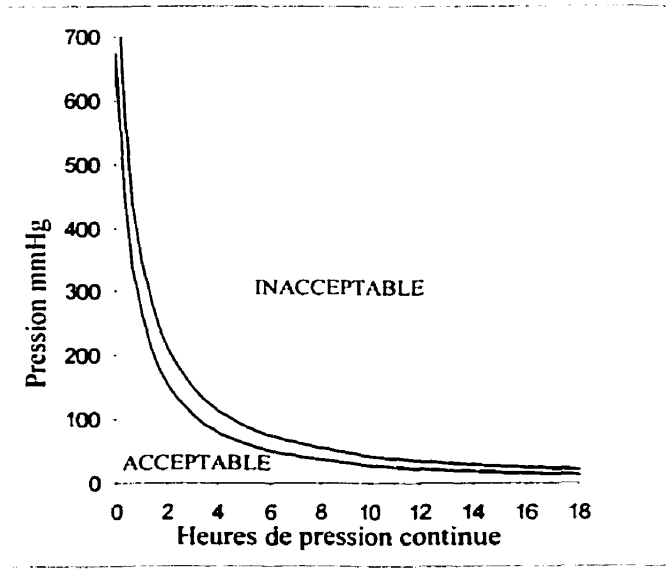


Figure 1.5: Courbe de tolérance à la pression en fonction de la durée, adaptée de Reswick et Rogers (1976).

désirées sous les ischions des sujets se situent entre 20 et 32 mmHg. Enfin, Barbenel (1991) donne une valeur limite de 40 mmHg en précisant que, dépendant de la durée de l'application de la pression, il est suggéré d'utiliser la courbe de Reswick et Rogers (1976) comme référence pour déterminer les valeurs limites de pression applicable sans dommage sérieux (figure 1.5).

Le tableau suivant présente une synthèse des valeurs de pression recommandées par certains auteurs dans la littérature pour éviter des dommages sérieux au niveau des tissus mous.

Tableau 1.3 : Valeurs de pression applicables sans dommage sérieux aux tissus mous

Articles	Valeurs de pression
Barbenel (1991)	40 mmHg (valeur générale) et courbe de Reswick et Rogers (1976), voir figure 1
Bennett et coll. (1984)	30 à 40 mmHg
Colin et coll. (1996)	25 à 35 mmHg (début possible d'ischémie)
Cooper (1986)	40 mmHg (sous les protubérances osseuses)
Delateur et coll. (1976)	32 mmHg (artères) et 12 mmHg (veines)
Fernandez (1987)	40 mmHg (début de distorsion)
Patterson et coll. (1986)	32 mmHg (artères), mais il faut considérer plusieurs facteurs pouvant faire varier cette valeur
Piérard-Franchimont et coll. (1995)	30 mmHg sur une période de plus de 2 heures
Staarink (1995)	20 à 35 mmHg
Zacharkow (1984)	20 à 32 mmHg (valeurs des centres de réadaptation)

En regard du grand écart entre certaines valeurs citées, il est facile de conclure qu'il n'existe pas de valeur absolue en ce qui concerne les valeurs de pression limites

acceptables. De plus, en prenant l'exemple qu'une personne de 80 kg en position assise supporte environ 65 % de son poids sur une surface de plus ou moins 0.1 m^2, en faisant abstraction des cuisses, la pression moyenne engendrée à l'interface assise/usager avoisine les 40 mmHg. Dans le meilleur des cas, en faisant l'hypothèse que le poids est parfaitement distribué sur la surface en question, la pression maximale équivaudrait à 40 mmHg. Il apparaît donc peu probable qu'une assise puisse un jour permettre d'atteindre des valeurs de pression équivalentes à celles suggérées dans la littérature, à moins qu'une importante partie de la charge soit transférée aux cuisses. Généralement, ce n'est pas le cas, car la portion de la charge du corps (partie supérieure) supportée par les cuisses est habituellement négligeable en comparaison à celle supportée par le fessier. Dans ce contexte, il semble donc approprié de viser une uniformisation de la distribution de la pression au niveau du fessier.

1.2.1.2 Cisaillement à l'interface coussin/usager

La première cause établie en ce qui concerne les problèmes cutanés en position assise est souvent la pression seule, mais elle n'existe que rarement sans la présence de contraintes de cisaillement. En effet, les contraintes de cisaillement sont créées d'une part quand les tissus sont étirés par friction, et d'autre part lors de l'application d'une forte pression adjacente à une pression moindre, comme lorsque les tissus sont indentés près des protubérances osseuses (compression normale). La déformation des tissus résulte d'une combinaison des deux chargements (Nelham, 1984). Le changement de

forme des tissus mous ainsi engendré provoque une occlusion des vaisseaux sanguins et des capillaires. Ceci résulte en une stimulation des terminaisons nerveuses pouvant aboutir à un signal d'inconfort (Ferguson-Pell, 1990). Chow et coll. (1978) indiquent que les contraintes de cisaillement sont présentes lors des pressions uniaxiales, des pressions localisées et de toute autre distribution de pression non uniforme ou qui cause de la distorsion dans les tissus.

Au sujet du rôle joué par les contraintes de cisaillement dans le développement d'escarres, chaque auteur a ses propres conclusions. Roaf (1976) établit que les contraintes de cisaillement sont aussi importantes que la pression dans le chargement des tissus mous, tandis que Guttmann (1973) attribue un plus grand rôle aux contraintes de cisaillement qu'à la pression dans la réduction de l'alimentation vasculaire. Colin et coll. (1996) soutiennent qu'une valeur donnée de contrainte de cisaillement aurait un effet sur la circulation sanguine (SKBF) égal à une pression externe environ 3 fois plus élevée. Bennett et coll. (1981), de leur côté, ont démontré que les contraintes de cisaillement et la pression sont tous deux des facteurs responsables de l'occlusion de la circulation sanguine dans la peau et les muscles. Ils soutiennent aussi que les contraintes de cisaillement seules ne cause pas d'occlusion de la circulation sanguine. Par contre, lorsqu'il y en a, moins de pression est nécessaire pour arrêter la circulation sous-cutanée. Les ulcérations se produiraient donc à des pressions plus basses quand il y a des contraintes de cisaillement (Hetzel, 1994). Bien que les données quantitatives varient d'une étude à l'autre, une chose indéniable est que les contraintes de cisaillement

doivent être considérées comme un paramètre important dans l'étude des problèmes cutanés liés à la position assise.

En admettant que les contraintes de cisaillement puissent causer des traumatismes cutanés à elles seules, Hetzel (1994) prétend qu'elles engendrent des lésions tégumentaires débutant sous la surface de la peau et non visibles avant qu'un certain degré de traumatisme soit présent. Ces blessures apparaissent souvent en raison du glissement de la peau sur la surface du coussin. Par contre, elles surviennent plus communément lorsque la peau de l'usager est emprisonnée contre la surface du coussin et que des mouvements s'effectuent entre les protubérances osseuses et les tissus mous sous celles-ci (Hetzel, 1994). Une autre cause dommageable associée aux contraintes de cisaillement est l'érosion superficielle des tissus cutanés provoquée par des repositionnements fréquents sans que la personne ne se soit levée suffisamment de son siège (Piérard-Franchimont et coll., 1995).

1.2.1.3 Autre facteurs associés au problème d'escarres

Outre la pression et les contraintes de cisaillement, la température, l'humidité ainsi que la durée du chargement sont d'autres facteurs qui peuvent avoir une influence marquée sur le développement d'escarres. La température est un facteur intimement lié au développement d'escarres. Nelham (1984) stipule qu'une augmentation de 1 °C cause un accroissement de l'activité du métabolisme de 10 %. Cette accroissement peut causer

une aggravation de l'effet néfaste de la pression car elle est associée à la transpiration et à l'accumulation locale d'humidité (Barbenel, 1991). La température et l'humidité dépendent en grande partie de la surface du support et des conditions de l'environnement. Un cas particulier se trouve à être celui des personnes souffrant de blessures à la colonne vertébrale pour qui le niveau de transpiration est indépendant de la thermorégulation du corps (Ferguson-Pell, 1990). Enfin, un des facteurs les plus importants est la durée du chargement car elle amplifie les effets néfastes de chacun des autres facteurs par les phénomènes de fatigue mécanique, de carence (dans le cas de l'occlusion des vaisseaux sanguins), etc.

1.2.2 Personnes à risque de développer des escarres

En règle générale, les personnes les plus à risque de rencontrer un problème d'escarres sont les personnes âgées, les résidents de centres de soins de longue durée, les paraplégiques, les quadraplégiques, les hémiplégiques, les postopératoires et les accidentés. En d'autres termes, ce sont ceux passant de longues périodes de temps en position assise sans repositionnement fréquent.

Le fait de rester dans la même position durant de longues périodes de temps n'est pas le seul facteur qui les prédispose aux escarres. En effet, toute pathologie vasculaire peut aggraver la vitesse de formation et la sévérité des escarres. Pareillement, toute

diminution de la pression intra-artérielle ou tout accroissement de la viscosité sanguine sont également des facteurs contribuant à la formation des escarres (Piérard-Franchimont, 1995). À titre d'exemple, la pression transcutanée d'oxygène (tcpO2) est plus faible chez les sujets ayant des lésions à la colonne vertébrale que chez les sujets non handicapés (Colin et coll. 1996). La peau des paraplégiques, en raison de la baisse ou du manque de sensibilité de celle-ci, est aussi plus sujette aux lésions causées par le chargement que celle de sujets en santé (Barbenel, 1991). Plusieurs autres facteurs intrinsèques (voir section 1.2.1) peuvent aussi s'additionner à leurs antécédents qui les prédisposent au problème d'escarres.

1.2.3 Prévention des escarres

Il existe quelques moyens de prévenir le phénomène d'escarres. L'efficacité de ces moyens dépend essentiellement des capacités de chacun à en tirer avantage. Pour les personnes ne souffrant pas de handicap au niveau des membres supérieurs, il est possible de redistribuer ou même de relâcher la pression sur certaines parties de leur corps par des repositionnements fréquents (ex : par des « push-up »). Le repositionnement est à la fois un moyen mécanique de prévention et de traitement. Quant aux personnes moins autonomes, elles doivent avoir recours à une assistance ou à un système automatisé de redistribution de pression. En théorie, il suffirait que chaque personne s'assure de redistribuer la pression sur ses tissus mous de façon régulière pour enrayer l'essentiel du problème. La situation est cependant plus complexe car un

repositionnement sur une base régulière est impossible dans bien des cas. Afin de minimiser ce manque, il est impératif de faire en sorte de retarder le plus possible le besoin de redistribuer le chargement à l'interface du corps et de l'assise. Une solution à ce problème est d'effectuer au départ une distribution adéquate de la pression de manière à limiter les maximums de pression responsables de la plupart des problèmes cutanés. L'idéal serait de viser le contrôle de tous les facteurs intrinsèques et extrinsèques liés à cette problématique, mais ce n'est présentement pas possible de façon absolue, car il est impossible, d'une part de mesurer en situation clinique les forces de cisaillement agissant sur la peau ainsi que la température et l'humidité relative à l'interface de celle-ci (Nelham, 1984), et d'autre part parce que trop de paramètres sont encore méconnus. Ne pouvant agir que sur ce qui est connu et contrôlable, il faut alors adapter une assise ayant des propriétés mécaniques répondant en tout premier lieu aux besoins quantifiables. Barbenel (1991) suggère trois objectifs à satisfaire pour prévenir les ulcères (aux ischions et grands trochanters) : limiter la durée des pressions, diminuer les maximums de pression aux endroits vulnérables en distribuant plus uniformément ou en enlevant le chargement à certains endroits et éliminer autant que possible la friction, les mauvaises postures et la malnutrition. Lorsqu'il est question de réduire la friction, il faut faire attention de distinguer la « mauvaise » friction de la friction utile, car il est évident qu'une surface complètement lisse ne permettrait pas un bon support pour l'usager et celui-ci serait porté à glisser sur l'assise, même au repos.

1.3 Études évaluatives de la pression au niveau de l'assise

Plusieurs études cliniques ont tenté de mesurer la distribution réelle de la pression à l'interface assise/usager. Les appareils de mesure souvent rencontrés utilisent des capteurs pneumatiques, électro-pneumatiques, hydrauliques, piézo-électriques, capacitifs ou avec résistances. Les mesures prises à l'aide de ces appareils s'accompagnent de certaines imprécisions liées aux capteurs et aux modifications que leur présence entraîne dans la zone à l'étude (Swain et coll., 1997). Une fois calibrés, ces appareils de mesure permettent de comparer efficacement différents coussins entre eux en termes de valeurs de pression.

Swain et coll. (1997) ont mesuré les pressions à l'interface coussin/usager de 27 personnes âgées en santé assises sur un fauteuil roulant muni d'un coussin de PVC de 76.2 mm (3 po) d'épaisseur. Trois matrices de pression utilisées avec un système pneumatique de type TPM (Talley Pressure Monitor) ont été utilisées, une sous chaque ischion et une autre sous le sacrum. Un sommaire des résultats pour les sujets en position assise redressée est présenté au tableau 1.4. Les résultats ont montré des pressions beaucoup plus élevées sous les ischions que sous le sacrum. Les gradients de pression étaient aussi plus élevés chez les sujets avec de fortes pressions d'interface.

Tableau 1.4 : Résultats de l'étude de Swain et coll. (1997)

	Moyenne ● écart type (mmHg)	Intervalle des mesures (mmHg)
Pression sous les ischions	88 ± 4.7	48 à 194
Gradient de pression sous les ischions*	46 ± 4	7 à 162
Pression sous le sacrum	52 ± 2.5	23 à 113

*Plus grande différence entre la valeur de pression maximale et celles l'entourant.

Sprigle et coll. (1990) ont aussi effectué une étude sur les valeurs de pression à l'interface coussin/usager auprès de 11 blessés médullaires. Deux types de coussin, un plat et un préformé, et deux types de mousse HR (résilience élevée, indice de compression de 45 et 55 lb/po^2) ont été utilisés. Les coussins préformés ont été fabriqués individuellement de façon à fournir un relief personnalisé pour chacun des sujets. Les mesures ont été prises avec un système pneumatique OPM (Oxford Pressure Monitor) avec la matrice de pression centrée sous les ischions. Le tableau 1.5 présente quelques résultats de l'étude. Il ressort de ces résultats que la fermeté de la mousse et la préforme des coussins ont une influence marquée sur la distribution de la pression. En lien avec les valeurs de pression, le type de coussin présentant les meilleures propriétés de support est le coussin préformé constitué de la mousse la moins ferme.

Tableau 1.5 : Résultats de l'étude de Sprigle et coll. (1990)

Moyenne des 11 sujets	Coussin plat mmHg	Coussin préformé mmHg
Pression moyenne (HR 45)	48.5	42.7
Pression maximale (HR 45)	45 à 175	40 à 145*
Pression moyenne (HR 55)	56.6	47.1
Pression maximale (HR 55)	60 à 200	50 à 130*

*Présence de cas où il y avait enfoncement au-delà de la limite de support du coussin (« bottoming out »).

Outre ces deux études, la « Medical Device Agency » (1997) a aussi conduit une étude comparative de 20 coussins d'assise en se basant sur la moyenne des pressions d'interface. Les mesures ont été enregistrées sous les tubérosités ischiatiques auprès de quatre groupes de personnes âgées et de blessés médullaires (total de 27 personnes) à l'aide d'un système pneumatique TPM (Talley Oxford Pressure Monitor). Dans le meilleur des cas, les coussins les plus performants ont présenté une pression moyenne sous les ischions de 73.1 mmHg (personnes âgées ne dépendant pas d'un fauteuil roulant), et dans le pire des cas, les coussins avec les moins bonnes propriétés de distribution de la pression ont présenté une valeur moyenne de 188.5 mmHg (blessés médullaires sans tonus musculaire).

Les résultats des études précédentes présentent un aperçu des valeurs susceptibles d'être rencontrées en clinique. Elles comprennent des sujets âgés et des blessés médullaires, ce qui correspond à une grande partie de la population qui utilise les fauteuils roulants. Par l'observation de leurs résultats, il est possible de noter que l'intervalle des valeurs de pression maximale varie entre 40 et 200 mmHg, ce qui démontre la grande variabilité des mesures de la pression selon les sujets étudiés et les coussins utilisés.

1.4 Stabilité et posture de l'usager sur l'assise

Le dictionnaire Larousse définit la stabilité comme étant la qualité de ce qui est stable. En d'autres termes, la stabilité détermine la sensibilité d'un état d'équilibre. D'un point

de vue mécanique, elle est définie comme étant la capacité que possède un corps en équilibre à revenir à sa position initiale après avoir subit un léger déplacement (Pavec, 1999). Pour un usager de fauteuil roulant, une bonne stabilité posturale signifie la possibilité d'effectuer des variations de posture ou de positionnement tout en maintenant un équilibre postural, c'est-à-dire en gardant le contrôle sur sa posture. Staarink (1995) la définit comme étant la capacité de l'assise à maintenir le bassin dans une position horizontale lorsque la partie supérieure du corps s'incline de côté. Il existe deux types de stabilité posturale, celle de l'usager sur son assise (coussin) et celle de l'usager dans son fauteuil roulant (coussin et fauteuil). Une attention particulière est portée au premier type de stabilité en raison de sa relation directe avec le coussin d'assise, sujet de cette étude.

La stabilité posturale de l'usager sur son assise est considérée comme un critère important pour l'évaluation des designs de coussins de fauteuils roulants. En effet, cette stabilité, tout comme le contrôle de la pression, est un facteur primordial à considérer lors du choix d'un coussin d'assise à long terme (Bennett 1992 ; Buck 1996 ; Cooper 1986 ; Ferguson-Pell et coll., 1986 ; Ferguson-Pell 1990 ; Malagodi et coll., 1996 ; Nelham 1984 ; Staarink, 1995). Ce critère tire son importance du fait qu'il influence la sensation de sécurité ressentie par les usagers de fauteuils roulants et sur le contrôle postural de ceux-ci. La sensation de sécurité ou d'insécurité est un aspect subjectif relié à la confiance que l'usager porte à son assise pour le maintenir en équilibre. L'aspect de la stabilité lié à la posture est un facteur de grande importance à plusieurs niveaux pour

le bien être des usagers. Malagodi et coll. (1996) indiquent qu'un système ne procurant pas une position assise convenable peut engendrer le développement de difformités spinales. De son côté, Cooper (1986) indique que le contrôle postural aide à réduire les mouvements involontaires causés par des spasmes et améliore l'ingestion ainsi que le confort des usagers. De plus, Zacharkow (1984) cite que plus une assise est stable, moins l'usager sera fatigué après une pleine journée en position assise. Que ce soit pour des raisons psychologiques (sentiment d'insécurité) ou physiques (mouvements de repositionnement), une assise stable favorisera une meilleure posture et permettra à l'usager de mieux se détendre. D'après Staarink (1995), la stabilité est la caractéristique la plus importante lors de l'étude de la position assise après la distribution de pression. Il conclut qu'un coussin avec peu de stabilité est perçu comme inconfortable et peut aussi avoir un effet négatif sur la posture assise. Cependant, aucune méthode complètement objective n'existe pour évaluer la stabilité. Les chercheurs et cliniciens doivent donc dans la majorité des cas se contenter des commentaires recueillis auprès des usagers. En résumé, les méthodes pour caractériser le niveau de stabilité se servent plus des sensations des usagers plutôt que de données quantitatives.

1.4.1 Notions sur le contrôle de la stabilité posturale

Cooper (1986) et Nelham (1984) spécifient que la clef pour assurer un bon contrôle postural est la stabilisation du bassin, et qu'une fois celui-ci stabilisé, il est plus facile

d'obtenir un contrôle du tronc et des membres périphériques. Malagodi et coll. (1996) suivent la même ligne de pensée et citent la détermination de l'alignement bassin-colonne comme étant une des plus importantes variables de l'assise. De leur côté, Medhat et coll. (1992) rappellent que le mouvement du bassin est parfois associé au mouvement du tronc ou de la colonne ainsi qu'à celui des cuisses. La stabilisation de celui-ci est donc complexe dans la mesure où elle dépend de plusieurs inter-relations.

Les aspects affectant la stabilité générale d'une personne en position assise sont énoncés par Buck (1993) : le champ de mouvement de l'usager, son habileté à maintenir une base stable et à procurer une stabilité centrale pour ses groupes de muscles, l'équilibre de son tronc et de sa tête, ses réactions d'équilibre ou de redressement, son confort, et finalement l'enveloppe de ses protubérances osseuses. Elle ajoute que si un ou plusieurs de ces aspects venaient à être compromis, l'assise du fauteuil roulant devrait compenser pour ce manque.

1.4.2 Considérations techniques relatives aux coussins

Ferguson-Pell (1990), a établi une liste de considérations techniques détaillée pour aider à la sélection de coussins d'assises. Entre autres, une section de son document porte sur la stabilité associée à divers types de coussins. Ainsi, il énonce qu'un coussin hautement compressible offre une faible résistance au poids du corps et tend à avoir un

comportement similaire à celui d'un ressort surcompressé. Ce comportement n'est pas des plus désirables si l'on considère que l'usager peut être amené à bouger brusquement sur son siège pour diverses raisons (ex : surface de roulement cahoteuse, déplacements rapides volontaires, etc.). Dans le cas contraire, un coussin peu compressible est inefficace dans la prévention des concentrations de pression. Un coussin adéquat doit être un compromis entre ces deux types de coussin. L'épaisseur du matériau peut aussi influencer l'instabilité. Malgré tout, l'indice de compression et l'épaisseur du coussin ne contrôlent pas à eux seuls la déstabilisation de l'usager. En effet, la capacité d'absorption d'énergie du matériau est aussi un facteur jouant sur la stabilité. Toujours selon Ferguson-Pell (1990), un matériau élastique aura tendance à restituer l'énergie absorbée lors de mouvements, tandis qu'un matériau viscoélastique, par sa capacité à absorber l'énergie lors d'impacts, procure plus de stabilité. Les propriétés du matériau viscoélastique sont cependant dépendantes du temps, du taux de chargement et de la température. Les coussins d'air et d'eau se comportent de façon viscoélastique.

Bennett (1992) énonce quelques caractéristiques en regard des différents types de coussins sur le marché. Il qualifie la stabilité d'un coussin de mousse typique plat de trois pouces comme étant très bonne, celle d'un coussin de mousse viscoélastique de même épaisseur comme étant moyenne au départ mais bonne lorsque celui-ci se conforme aux contours de l'usager, et celle d'une plaque de gel de 1 po comme n'étant pas assurée lors de la propulsion du fauteuil. Pour ce qui est des coussins remplis de fluides liquides ou d'air, il leur reproche de procurer un sentiment d'instabilité.

1.4.3 Évaluation de la stabilité

Bien qu'il soit difficile d'évaluer concrètement la stabilité de l'usager sur son assise, quelques études ont fourni des évaluations sommaires de cet aspect. Les méthodes utilisées varient beaucoup. Certaines sont subjectives et font appel aux sensations et opinions des usagers, tandis que d'autres cherchent à obtenir de l'information quantitative par la mesure de paramètres. Les données subjectives portent sur la stabilité en situations de la vie quotidienne ou lors de situations expérimentales et sont recueillies via un questionnaire. Les données quantitatives proviennent de mesures (ex. : déplacements, vitesses et angles) sur des sujets ou des mannequins, ou encore elles peuvent être tirées de simulations informatiques (Pavec, 1999). L'Organisation Internationale de Normalisation (ISO) prescrit un test pour déterminer la stabilité statique (ISO 7176/1, 1986). Ce test consiste à placer un mannequin sur un fauteuil roulant positionné sur un plan d'essai. Par la suite, le plan est incliné jusqu'à ce que un des critères suivants soit constaté :

- au moins une roue glisse en raison d'un frottement insuffisant entre la roue et le plan d'essai;
- le fauteuil roulant renverse.

Kirby et coll. (1988) ont déterminé la stabilité statique de 20 sujets en santé en se basant sur le test prescrit par l'ISO, à l'exception que le mannequin était substitué par une

personne. Leur objectif était de simuler la stabilité des usagers dans les fauteuils en relation avec l'élévation des appuis-pieds. Pour certains tests, ils ont aussi simulé des plâtres aux jambes des usagers. La manière de procéder consistait à augmenter l'inclinaison de la plate-forme jusqu'à ce que les deux roues arrières du fauteuil quittent le sol. L'angle de la plate-forme était ensuite mesuré. Une étude comparative des angles a permis de définir entre autres que la position des usagers avec les appuis-pieds abaissés (jambes à la verticale) était la plus stable (angle plus élevé).

Parent et coll. (1998) ont évalué la stabilité de quatre différents coussins commerciaux de fauteuil roulant (Roho, Jay, Iscus 55 lb/po^2, plat en polyuréthanne 35 lb/po^2) auprès de 16 blessés médullaires. Les sujets étaient assis sur un fauteuil de simulation. La stabilité a été évaluée de deux façons. La première, plus qualitative, consistait à demander aux usagers de donner une note de 1 (instable) à 5 (stable) pour chacun des coussins. La seconde consistait à mesurer la distance de poussée latérale que les usagers pouvaient effectuer avec une de leurs épaules sur une cible coulissante. Les mesures des distances de poussée maximales atteintes par les usagers n'ont pas permis d'observer de différences significatives entre les coussins. Par contre, les résultats de l'appréciation fournie par les usagers au niveau de la stabilité générale des coussins ont permis de classer le coussin plat comme étant le plus instable et l'Iscus le plus stable.

Aissaoui et coll. (1999), ont présenté une nouvelle méthode quantitative pour déterminer la stabilité dynamique de coussins d'assise lors d'activités spécifiques (atteinte de

cibles). L'objectif était d'étudier la relation entre la vitesse et la distance maximale atteintes par le centre de pression à l'interface coussin-usager, mesuré à l'aide d'une matrice de pression FSA (Vista Medical Inc.), lors du mouvement pour les différentes conditions. Une étude a été effectuée auprès de sept sujets hémiplégiques et trois différents coussins d'assise (coussin plat, coussin préformé et Roho). Les sujets en position assise devaient effectuer des mouvements d'aller-retour entre deux boutons positionnés à une distance équivalente à 130% de la longueur du bras, une fois avec leur main saine et une autre fois avec leur main parétique. Les résultats ont montré que le coussin préformé fournissait une plus grande stabilité que le Roho et le coussin plat (vitesse plus élevée et distance plus grande).

1.5 Rôle du coussins d'assise

Nelham (1984) définit un système d'assise comme un élément ayant pour objectif de prévenir le développement d'escarres ou de fournir un support pour améliorer la fonctionnalité des usagers. La prescription d'un système d'assise de fauteuil roulant approprié est un élément critique pour les programmes de soins de la peau (Hetzel, 1994). Chez les personnes âgées placées en institution, qui représentent un important groupe d'utilisateurs de fauteuils roulants, la postures affecte le positionnement et la fonctionnalité. Chez cette population, les bénéfices que peut procurer une assise appropriée en relation avec la posture peuvent toucher le confort et la tolérance à rester assis, la diminution du risque de développer des escarres, la prévention ou le

retardement de difformités structurales, la normalisation du tonus musculaire, et l'amélioration du fonctionnement respiratoire et gastro-intestinal, du débit cardiaque, de l'ingestion, du champ visuel ainsi que des contacts sociaux (Buck, 1996). Selon Buck (1996), un programme portant sur les assises de fauteuil roulant devrait comporter les objectifs suivants:

1. L'amélioration du confort des usagers ;
2. L'amélioration de la fonctionnalité et du niveau d'activité des usagers ;
3. L'amélioration des conditions de la peau et diminution du risque de lésions tégumentaires liées à la position assise ;
4. La diminution du nombre d'heures du personnel consacré au repositionnement des usagers.

Ces objectifs représentent l'étendue du champ d'application de l'assise. Cooper (1986) indique que pour les personnes atteintes de limites sévères, l'assise doit offrir un contrôle sur la posture et un contrôle de la pression. Le contrôle postural est requis pour les personnes avec des problèmes neurologiques et orthopédiques. Le contrôle de la pression est requis pour la plupart des adultes confinés à leur fauteuil roulant et pour les enfants avec des difformités asymétriques sévères.

Le contrôle postural, à défaut d'être assuré par un maintien musculaire adéquat, peut être pris en charge par divers accessoires composant le fauteuil roulant, tels le coussin, le dossier, les appuis divers, etc. Le contrôle de pression, quant à lui, est en grande partie

assuré par le coussin. L'uniformisation de la distribution de la pression ainsi que la valeur des pressions maximales dépendent des propriétés mécaniques du coussin dictées par son relief et le matériau utilisé. Le coussin est une composante de l'assise du fauteuil roulant qui affecte le contrôle de la pression ainsi que de la posture, soient les deux aspects responsables de la plupart des maux dont souffrent les usagers de fauteuils roulants.

En raison des techniques actuellement disponibles, le contrôle de la pression est l'aspect le plus étudié des coussins. Effectivement, il est beaucoup plus facile de quantifier une pression qu'un état postural. De plus, contrairement au contrôle postural, le but du contrôle de la pression est clair : diminuer la valeur des points de pression aux endroits à risque.

Les dispositifs pour soulager les usagers de la pression, dans ce cas-ci les coussins d'assise, sont utilisés pour distribuer le poids du corps et pour réduire les pressions à l'interface coussin/usager, spécialement chez les usagers ayant une sensibilité diminuée ou inexistante dans la région du fessier (Garber, 1979). Le rôle du coussin est de distribuer la pression hors des régions habituellement surchargées (Cooper, 1986), de même que d'augmenter la surface pour diminuer la pression globale (Walker, 1971). Pour atteindre ses objectifs, le coussin doit pouvoir être déformé plus facilement que le revêtement cutané et répondre de manière idéale aux lois de l'élasticité (Piérard-Franchimont et coll., 1995). En d'autres termes, Hetzel (1994) estime que le coussin doit

être capable d'accepter les protubérances osseuses dans son médium sans résistance et se conformer aux formes du patient. Il ajoute que plus le coussin a tendance à revenir à sa forme initiale une fois le sujet enlevé (mémoire élastique), moins le coussin sera apte à réduire les pressions maximales.

1.6 Types de coussin d'assise

Il existe trois grandes familles d'assises qui se subdivisent en plusieurs sous-catégories : les coussins dits « statiques », les coussins dynamiques et les sièges moulés. La première famille inclut les coussins qui produisent un patron de distribution de pression fixe pour un chargement externe donné. C'est-à-dire que si un usager reste assis sur le coussin sans varier sa position ou sa posture, alors la distribution de la pression ne changera pratiquement pas dans le temps. Ces coussins sont les plus répandus et sont généralement fabriqués à grande échelle avec un coût relativement bas. Les coussins composant la seconde famille ont pour leur part la caractéristique de posséder un système qui engendre des redistributions de pression sans que les paramètres du chargement externe ne varient. Les système incorporés dans ces coussins peuvent donc servir de substitut au repositionnement pour les personnes incapables de se mouvoir seules. Enfin, la troisième famille comprend les assises rigides moulées personnalisées à la morphologie spécifique de chaque usager. La personnalisation de ces assises permet de fournir un support qui se conforme à l'usager et qui procure un contrôle posturale

plus prononcé ainsi qu'une surface de contact plus grande que les assises conventionnelles (coussins). Les deux dernières familles, bien qu'elles possèdent certaines caractéristiques qu'on ne retrouve pas chez les coussins statiques, s'accompagnent d'inconvénients majeurs qui limitent leur utilisation. Dans un premier temps, les assises moulées rendent difficiles les transferts des usagers. De plus, elles limitent l'habileté du patient à effectuer des transferts de poids pour redistribuer la pression. Les assises dynamiques, quant à elles, requièrent une source d'énergie portable qui s'additionne au poids du fauteuil, ou encore, requièrent que l'usager demeure à proximité d'une prise de courant, limitant ainsi sa mobilité (Garber, 1979).

Les types de coussins présentant le plus d'intérêt pour cette étude sont les coussins statiques, plus particulièrement ceux de mousses polymériques en raison de leurs nombreux avantages. Le tableau 1.6 énumère les avantages et les inconvénients reliés à chacun des différents types de coussins statiques.

Plusieurs coussins de flottaison (eau, air et gels) ne fournissent pas une distribution de pression adéquate en raison de leur membrane de recouvrement qui, une fois en traction, augmente la rigidité de la surface du coussin (Zacharkow, 1984). Certains coussins de flottaison augmentent aussi la tendance à glisser et à s'affaisser sur l'assise lors de la propulsion du fauteuil; les usagers doivent donc constamment se repositionner. Les coussins de flottaison avec des membranes épaisses peuvent également produire une instabilité latérale et même l'obliquité du bassin (Zacharkow, 1984). Les coussins de

Tableau 1.6 : Avantages et désavantages des différents types de coussins statiques (Garber, 1979 ; Garber, 1985)

Type	Avantages	Désavantages
Coussin d'air	1. Léger 2. Lavable 3. Uniformiser la distribution de pression	1. Sujet aux perforations 2. Difficile à réparer 3. La pression d'air doit être vérifiée pour prévenir les fuites 4. Instabilité latérale pour certains sujets
Coussin de flottaison : fluide (liquide et air)	1. Lavable 2. Relativement peu dispendieux	1. Trop lourd (pour certains patients) 2. Sujet aux perforations
Coussin de flottaison : gel	1. S'ajuste au mouvement du corps 2. Simule les tissus mous pour produire un meilleur soulagement de la pression pour certains sujets	1. Lourd 2. Transfert difficile 3. Perte de tolérance par comparaison à d'autres coussins 4. Doit être entreposé à plat
Mousse polymérique	1. Disponibilité 2. Vaste variété de types 3. Peu dispendieux 4. Léger 5. Transfert facile de l'usager 6. Coupes disponibles en plusieurs grandeurs, formats et épaisseurs 7. Aération possible 8. Modification par coupes, calage, etc., pour réduire davantage la pression 9. En tant que groupe, les mousses semblent produire des pressions plus basses que les autres types de coussins	1. S'use plus rapidement 2. Non lavable 3. Sensible aux changements de climat et de température 4. Sensible à la lumière du soleil

N.B. : Dépendemment des auteurs, les coussins de flottaison incluent ou n'incluent pas les coussins d'air, d'eau et de gels.

mousse, dans leur version la plus simple, ne sont qu'un bloc de polymère plat. Selon Nelham (1984), le rôle d'un coussin plat est de maximiser la région sur laquelle le poids du corps est supporté et de distribuer uniformément la pression sur toute la surface disponible. Pour atteindre cet objectif, il est primordial de trouver le matériau possédant les propriétés mécaniques désirées. Ainsi, une mousse trop dense présentera une rigidité élevée qui engendrera des concentrations de pression sous les protubérances osseuses. En contrepartie, une mousse de trop faible densité procurera une assise instable en plus d'entraîner le risque de «bottoming out» (coussin comprimé de manière excessive engendrant des concentrations de pression).

Contrairement au coussin plat, le coussin préformé possède un relief initial qui tend à se conformer aux formes du fessier. En raison de cette préforme, lorsqu'un sujet s'assoie sur le coussin, le mécanisme de chargement, la déformation du fessier et celle du coussin sont modifiés (Sprigle, 1990). Il est donc possible de changer les propriétés mécaniques de support des coussins en variant le relief du coussin. La détermination d'une préforme adéquate est cependant difficile à réaliser, d'une part parce que chaque sujet possède ses caractéristiques propres, et d'autre part, parce qu'aucun sujet ne reste complètement immobile sur son coussin. Ainsi, si des données statiques sont prises pour un sujet et utilisées pour réaliser la préforme d'un coussin, elles ne produiront pas nécessairement un « bon » coussin (Garber, 1985), car l'information recueillie ne représente pas toutes les positions possibles du patient lors de ses activités quotidiennes.

Hetzel (1994) ajoute que les coussins doivent accommoder les changements physiologiques, tant internes, telles les pertes de poids, l'atrophie des muscles, qu'externes ou environnementaux, comme la température et la pression atmosphérique. Le coussin plat, à condition d'être fait d'une mousse de faible densité, peut s'adapter aux changements de position à des morphologies différentes. Par contre, une densité faible entraîne le désavantage de procurer un moins bon support pour l'usager et possiblement une stabilité moins adéquate.

1.7 Design de coussins d'assise statiques

Jusqu'à présent, les notions générales de prévention des malaises et la possible formation d'escarres reliés à la position assise ont permis de comprendre le contexte et la problématique du présent projet. Sous une forme plus concrète, la présente section énonce certains paramètres et considérations de design utiles pour la conception de coussins de fauteuil roulant[1]. De plus, une brève description de plusieurs coussins actuellement disponibles commercialement ainsi que quelques prototypes sont présentés de même que certains résultats d'études comparatives. Enfin, les quelques rares modèles mécaniques développés pour étudier la distribution du chargement à l'interface du coussin d'assise et du fessier sont décrits.

[1] Bien que les coussins de mousse soient de premier intérêt, la revue de la littérature ne se borne pas à ce seul type de coussin et inclut tous les concepts entrant dans la catégorie des coussins statiques.

1.7.1 Considération générales

Afin de réaliser une étude de différents coussins de fauteuil roulant, plusieurs aspects doivent être pris en compte. Ferguson-Pell (1990) et Staarink (1995) ont tous deux inventorié ces aspects en dressant une liste de caractéristiques et de facteurs liés aux coussins (tableau 1.7). Le contenu du tableau 1.7 représente une source d'informations incontournables lors de l'établissement de critères de design ou de sélection de coussins.

Tableau 1.7 : Caractéristiques et facteurs liés aux coussins

Ferguson-Pell (1990)		Staarink (1995)	
Catégories	Caractéristiques	Catégories	Caractéristiques
Confort	• Distribution des contraintes • Accumulation d'humidité • Accumulation et perte de chaleur • Stabilité	L'assise	• Distribution de la pression • Mollesse de la surface* • Stabilité • Capacité d'absorption de choc*
Confort (suite)		Humidité et chaleur	• Capacité régulatrice de l'humidité • Capacité régulatrice de la chaleur
Fonctionnalité	• Stabilité fournie • Poids • Propriétés de friction* • Épaisseur* • Apparence* • Coût* • Durabilité et entretien	S'asseoir et transférer*	• Indentation sacrale • Indentation frontale • Indentation latérale • Densité longitudinale • Densité transversale • Consistance de la forme • Plissage
		Transport du coussin	• Poids • Portabilité* • Facilité d'attache*

Tableau 1.7 (suite) : Caractéristiques et facteurs liés aux coussins

Ferguson-Pell (1990)		Staarink (1995)	
Catégories	Caractéristiques	Catégories	Caractéristiques
Sécurité	• Distribution des contraintes • Stabilité fournie • Propriétés de fricton* • Accumulation d'humidité • Accumulation et perte de chaleur • Durabilité et entretien • Flammabilité	Nettoyage	• Revêtement • Nettoyage de la surface du coussin • Résistance à l'odeur • Contrôle de l'humidité • Nettoyage de l'intérieur du coussin (air, fluide, etc.)
Sécurité (suite)		Durabilité	• Revêtement • Coussin
		Fiabilité (en lien avec ses performances à bien distribuer la pression)*	• Vulnérabilité • Influence de l'inclinaison du relief du coussin • Sensibilité au positionnement de l'usager • Niveau de remplissage (air, fluide, etc.)
		Sécurité	• Résistance au feu

*Elément présent dans une seule liste

À première vue, Staarink (1995) tend à être plus exhaustif dans la description des caractéristiques des coussins que Ferguson-Pell (1990). En plus des différentes catégories et termes employés, il est aussi possible d'observer plusieurs éléments qui ne se retrouvent que dans une seule des deux listes (éléments marqués d'un astérisque). Malgré ces différences, l'essentiel du contenu demeure sensiblement le même. De part

et d'autre, ils font ressortir des éléments ayant trait à la distribution du chargement (contraintes ou pression), la stabilité, les propriétés des matériaux en termes de sécurité, de durabilité et d'entretien, la conductivité thermique et la fonctionnalité.

D'autres auteurs, en se basant sur des recherches ou leur expérience clinique, ont présenté de manière plus concrète leurs constatations, recommandations et idées destinées à fournir de l'information utile pour le design de coussins d'assise de fauteuil roulant. Ce qui suit tente de faire ressortir l'essentiel de ces considérations.

Selon plusieurs auteurs, le design de coussin optimal est celui ayant un relief semblable au fessier non déformé pour minimiser la distorsion des tissus. De cette façon, la compression de la mousse est réduite et le chargement est distribué plus uniformément. L'objectif des coussins préformés est de procurer un tel support (Brienza et coll., 1996 ; Levine et coll., 1990 ; Sprigle et coll., 1990). Piérard-Franchimont et coll. (1995) indiquent que les coussins doivent posséder des formes et des propriétés mécaniques adéquates, mais aussi être constitués d'un matériau pouvant être déformé plus facilement que le revêtement cutané. Selon ces mêmes auteurs, un élastomère matriciel souple répond à ces exigences. À défaut de pouvoir fournir une distribution de pression parfaitement uniforme, Nelham (1984) met l'emphase sur le fait que la zone postérieure des cuisses et les plateaux sous les grands trochanters sont capables de supporter de plus fortes pressions que les tubérosités ischiatiques et qu'il est souhaitable de distribuer les pressions en conséquence. Dans le même ordre d'idée, Hetzel

(1994) suggère qu'un coussin doit être capable d'engendrer de la pression et du cisaillement au niveau postérieur des cuisses, tout en maintenant une faible mémoire élastiques du matériau et en utilisant un médium réduisant les efforts de cisaillement sous les tubérosités ischiatiques, le sacrum et le coccyx. La pression et le cisaillement sur la région arrière des cuisses, agissant pour maintenir les hanches en place sur le siège, stabiliseraient le bassin dans une position optimale et l'empêcheraient de basculer postérieurement, tout en permettant de réduire le chargement aux endroits à risque. Nelham (1984) ajoute qu'il est avantageux de réduire la tension de surface au contact entre le coussin et l'usager pour mieux répondre aux variations locales de pression et aussi pour minimiser la friction et le cisaillement lors de mouvements latéraux de l'usager. Pour ce faire, il suggère de couper ou briser la surface du coussin. Dans le cas d'un coussin de flottaison, l'air devrait être contenu dans plusieurs petits compartiments.

L'épaisseur minimale souhaitée pour un coussin diffère selon les auteurs. Fahland (1977) suggère une épaisseur de deux pouces (50.8 mm) pour des personnes possédant toutes leurs capacités sensitives, et une épaisseur de quatre pouces (101.6 mm) pour les personnes avec une perte de sensibilité. Garee (1981) suggère une épaisseur d'au moins un pouce (25.4 mm) sous les protubérances osseuses. Par contre, pour les personnes possédant des protubérances osseuses peu recouvertes de tissus mous, un coussin de trois pouces (76.2 mm) est suggéré.

Pour les personnes ayant un contrôle restreint de leur tronc et de leur bassin, une assise avec un « effet hamac » (sling seat) entraîne une augmentation de la tendance à développer une obliquité du bassin (Bennett, 1992). De plus, ce genre d'assise pousse les cuisses l'une sur l'autre causant une rotation interne de celles-ci et entraînant une augmentation de la pression sur les tissus mous. L'effet hamac peut avoir lieu avec ou sans coussin sur l'assise.

1.7.2 Coussins disponibles sur le marché

Le tableau 1.8 et les figures 1.6a) à 1.6f) présentent quelques coussins commerciaux représentant les différents concepts disponibles sur le marché.

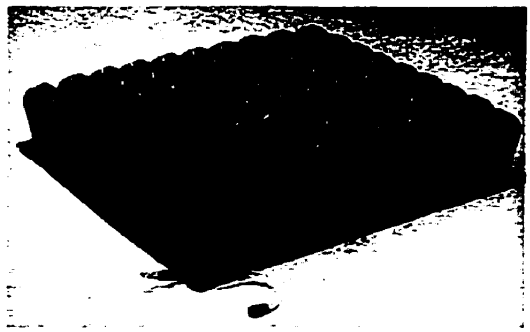
Tableau 1.8 : Échantillon des différents types de coussin sur le marché

Coussins	Description
Avanti Cushions (Personal Seat, Pressure Relief, Fluid Cushion, etc.) (Invacare Corp.)	Mousse préformée (une ou plusieurs densités) avec ou sans ajout d'éléments de forme et substitution de matériaux sous la région ischiatique. Peut aussi être constitué de fluide ou d'une combinaison de mousse et de fluide.
Cloud (figure 1.6c) (Otto Bock Orth. Ind. Inc.)	Cellules de mousse de différentes densités et différentes formes enveloppées séparément.
Comfortseat (figure 1.6f) (Flotfit Medical, L.L.C.)	Mousse préformée avec ouverture sous la région du coccyx et des ischions.
Contouring Arms Deluxe (Nighthawk Manuf. Inc.)	Mousse préformée sur une base composée d'une mousse différente au centre et sur les côtés.

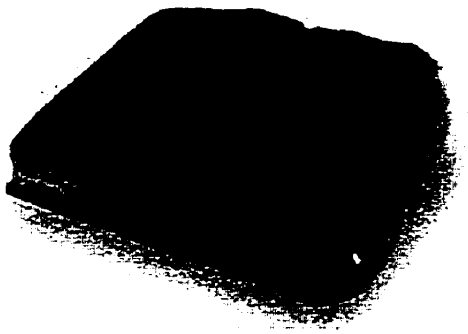
Tableau 1.8 (suite) : Échantillon des différents types de coussin sur le marché

Coussins	Description
Cumfy Foam (Nighthawk Manuf. Inc.)	Bloc de mousse
Iscus (figure 1.6e) (Orthofab Inc.)	Mousse préformée avec un relief ischiatique. Ajout d'éléments de forme en surface.
Jay (J2, Active, Combi, Care, Maximus, etc.) (figure 1.6a) (Jay Medical Ltd)	Base de mousse préformée munie d'un sac de gel sous la région du bassin, à l'exception du Jay Combi qui n'est composé que de mousse.
Karomed Transfo 600 (Karomed Ltd)	Sac de gel encastré dans une boîte de mousse.
Nestor Contour (Nursing Care Product Ltd)	Trois couches de mousse (mousse viscoélastique en surface).
PinDot Essential (Invacare Corp.)	Mousse préformée avec substitution de mousse plus rigide sous les cuisse et les hanches.
PrimeNest (Unicare Medical Prod. Inc.)	Base rigide moulée avec retrait de matière sous le coccyx remplacé par de la mousse viscoélastique.
Qbitus Pudgee (Qbitus Product)	Mousse viscoélastique.
Qbitus Supercontour (Qbitus Prod.)	Trois couches de mousse dont la surface est taillée en cubes; la couche médiane est viscoélastique.
Roho (High and Low Profil, Enhancer, etc.) (figure 1.6b) (Roho Inc.)	Cellules de caoutchouc remplies d'air.
Spenco Omega 5000 (Spenco Healthcare International Ltd)	Bloc de gel.
StimuLite Classic (figure 1.6d) (Supracor)	Trois couches de nid d'abeilles superposées.
STM3 et STM4 (Service To Medecine)	Trois couches de mousse dont la surface est taillée en cubes. La couche médiane est constituée de mousse gaufrée pour le STM4.
Sumed Luxor (Sumed)	Sac rempli de fluide et encastré dans une boîte de mousse.
Sumed Maxitech (Sumed)	Sac rempli de fluide.

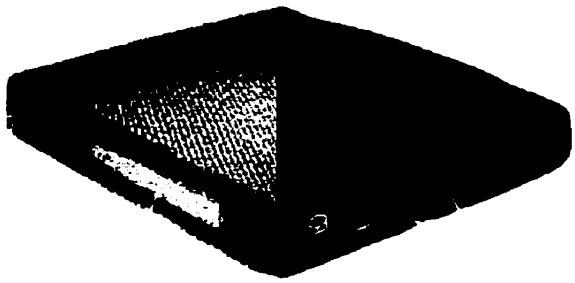
a) Coussin Jay (Jay Medical Ltd)



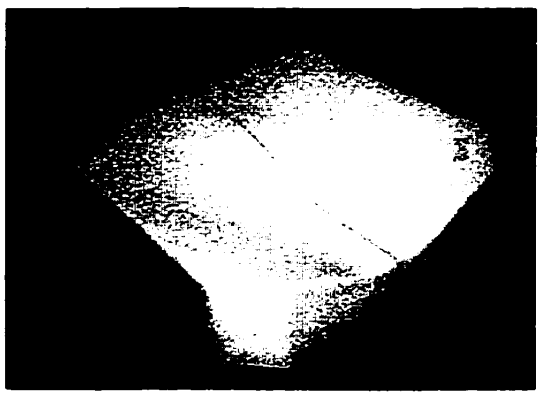
b) Coussin Roho (Roho Inc.)



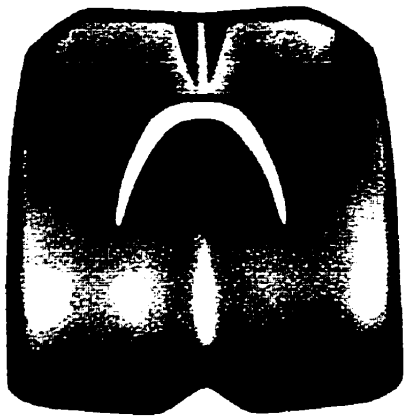
c) Cloud (Otto Bock Orth. Ind. Inc.)



d) Stimulite Calssic (Supracor Inc.)



e) Iscus (Orthofab Inc.)



f) Comfortseat (Flofit Medical, L.L.C)

Figure 1.6 : Exemples de coussins disponibles sur le marché

1.7.3 Études comparatives

Buck (1993) a classifié plusieurs types de coussins selon leur habilité à réduire la pression pour une clientèle d'usagers donnée. Le tableau 1.9 présente la synthèse de son classement de coussins commerciaux avec quelques caractéristiques en relation avec chacun.

Plusieurs études expérimentales ont été réalisées afin de comparer des coussins commerciaux. Conine et coll. (1994) ont mené une étude clinique comparative auprès de 163 personnes âgées à haut risque de développer des plaies de pression. Ils ont observé un nombre substantiellement plus élevé de cas d'escarres pour un coussin de mousse en polyuréthanne versus un coussin Jay (mousse et gel). Par contre, un nombre plus élevé de patients se sont retirés du groupe échantillon utilisant le Jay que du groupe utilisant le coussin de mousse durant l'étude pour des raisons d'inconfort. Garber et coll. (1985) ont effectué une étude comparative de plusieurs types de coussin (air, eau, gel, mousse hyperélastique, mousse viscoélastique, etc.) qui a été effectuée auprès de 251 sujets paraplégiques ou quadriplégiques. Il en est ressorti que le bloc de mousse ferme de polyuréthanne (Stainless Comfy Hard Foam) permettait au sujet d'atteindre une bonne tolérance en position assise redressée tout en distribuant la pression, de développer des habiletés à se transférer et d'augmenter la tolérance assise. Par contre pour les sujets souffrant de complications cutanées, le coussin le plus adéquat a été le Roho (le Roho est prescrit fréquemment et est celui qui est cliniquement reconnu pour réduire le plus la

Tableau 1.9 : Classification de quelques coussins commerciaux en relation avec leur capacité à réduire la pression (Buck, 1993).

NIVEAU DE RÉDUCTION DE LA PRESSION	NOTES
Reduction maximale de la pression	*Clients à haut risque avec présence d'ulcères*
1. High Profile Roho (Air) 2. Jay Medical Cushion (Gel et mousse) 3. Avanti Fluid Cushion (Fluide) 4. Roho Enhancer (Air)	La pression d'air des Rohos doit être fréquemment vérifiée, et le gel du Jay régulièrement pétri. Le Jay et le Avanti procurent une meilleure posture que les Rohos. Par contre, le Roho Enhancer est constitué de différentes grandeurs de cellule procurant un relief aidant au positionnement.
Excellente réduction de la pression	*Clients à haut risque sans ulcère diagnostiqué*
1. Low Profile Roho (Air) 2. Jay Active (Gel et mousse) 3. SHS UltiMate (Mousse) 4. Avanti Personal Seat (Fluide et mousse) 5. Jay Care (Gel et mousse)	La pression d'air du Roho doit être fréquemment vérifiée, et le gel des Jays régulièrement pétri. Le Jay Active se conforme moins à l'usager que le Jay Care et procure moins de support pour le positionnement. Le SHS UltiMate (préformé) et le Jay Care ne requièrent pas d'entretien particulier.
Réduction modérée de la pression	*Clients à faible risque, mais assis sur de longues périodes*
1. Sunmate Foam (Mousse viscoélastique) 2. Jay Combi (Mousse) 3. ComfortMate (Mousse) 4. Avanti pressure relief cushion / contoured foam cushion (Mousse)	Le Sunmate Foam et le Jay Combi ne requièrent pas d'entretien particulier. Le Sunmate Foam ne procure pas d'aide pour le positionnement. Le Jay Combi offre un contour pour le positionnement.
Faible réduction de la pression (coussins communs)	*Clients utilisant occasionnellement un fauteuil ou pouvant se soulager par des repositionnements fréquents*
1. Latex Foam 2. Jay Maximus (Gel et mousse) 3. Obus Seat (Mousse) 4. Poly Foam	Le degré de confort et de soulagement de la pression du Poly Foam varie avec la densité de la mousse, le poids du client et l'épaisseur du coussin.

pression). Cependant, dans certains cas, ce coussin ne fournissait pas de stabilité latérale ou réduisait la fonctionnalité en raison de son épaisseur et de sa surface convexe. Chez les paraplégiques possédant une bonne mobilité, une sensation de perte de stabilité et une difficulté à se transférer ont souvent été notées. Ces inconvénients non pas été relevés pour le Jay (mousse et de gel), ni pour la mousse ferme. Les quadraplégiques, du fait qu'ils doivent souvent maintenir leur posture par l'intermédiaire de courroies, d'appuis, etc., n'éprouvaient pas la sensation d'instabilité que pouvait procurer le Roho chez les autres sujets.

Pour leur part, Lim et coll. (1988) ont mené une étude auprès de 62 sujets âgées visant à comparer deux types de coussins de mousse de polyuréthanne, le coussin plat et celui préformé (à relief). Le coussin plat était composé d'une couche de mousse de densité moyenne collée sur une mousse ferme tandis que le coussin préformé était composé des deux mêmes couches et muni d'une barre pré-ischiatiques et d'un retrait de matière sous les ischions. Aucune différence statistiquement significative n'a été constatée en ce qui a trait à l'incidence, l'emplacement, la sévérité et le temps de guérison des escarres qui se sont développées chez les utilisateurs des deux types de coussins. Par contre, une plus grande quantité d'escarres sévères se sont développées dans la région des tubérosités ischiatiques pour les sujets utilisant le coussin plat. Les auteurs estiment donc que l'utilisation de coussins de mousse préformés est justifiable seulement pour les personnes ayant des problèmes particuliers dans la région des ischions. Il est à noter que si les usagers ont tendance à glisser sur leur siège, le retrait de matière du coussin

préformé pourrait accentuer la bascule postérieure du bassin résultant en une position assise où le support se situe davantage sous le coccyx et le sacrum que sous les ischions.

1.7.4 Prototypes de coussin

Ferguson-Pell et coll. (1986) ont développé plusieurs prototypes de coussin modulaire composés de plusieurs couches de matériaux avec des propriétés mécaniques et physiques différentes (densité, viscoélasticité, etc.). Cette approche de fabrication de coussins aide à accommoder les usagers en lien avec leurs besoins associés à la stabilité, à la dissipation de chaleur et à la résilience. Quatre différentes couches sont utilisées en plus du revêtement (figure 1.7). Chaque couche est sélectionnée pour contribuer aux propriétés générales de l'ensemble du coussin. Trois classes de matériaux, ordinairement utilisées seuls, sont utilisées dans les combinaisons, soient les mousses hyperélastiques, les mousses viscoélastiques et les gels. La couche supérieure est constituée d'une mousse molle (cellules ouvertes) ou réticulée de 0.5 à 1 pouce d'épaisseur et permet la circulation d'air tout en visant la réduction des concentrations de pression à l'interface avec l'usager. La

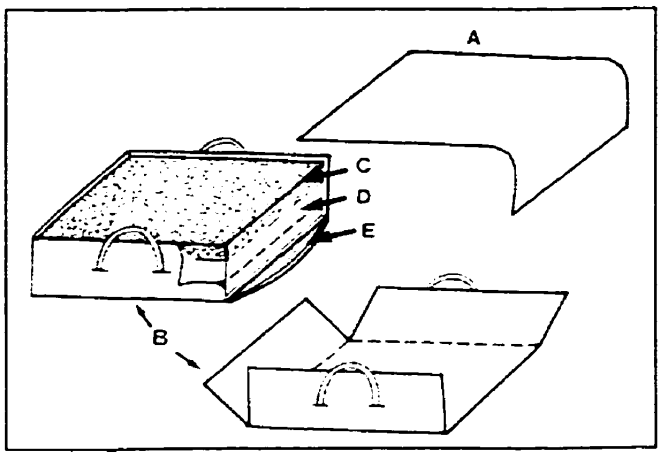


Figure 1.7 : Concept du coussin modulaire développé par Ferguson-Pell et coll. (1986). Sections A et B : revêtement. Section C : couche supérieures. Section D : couches médiane et inférieure. Section E : base.

couche médiane se compose d'une mousse de densité moyenne ou haute, ou de gel, de 1 à 2 pouces d'épaisseur et vise la réduction des pressions et forces de cisaillement ainsi que la dissipation de chaleur. La couche inférieure est constituée soit d'une mousse viscoélastique pour améliorer le confort et réduire la pression, soit d'une mousse rigide pour enrayer une tendance du support à fléchir. Elle a pour fonction de faire ressortir les qualités favorables, et d'atténuer celles défavorables de la couche médiane. Enfin, la base de mousse ferme (Ethafoam) possède une surface inférieure convexe pour contrer l'effet du « sling seat sag » (fléchissement de la base vers le bas).

Zacharkow (1984) a développé un design de coussin avec retrait de matière sous les ischions et une barre de polyuréthanne ferme à l'arrière des cuisses (figure 1.8) constitué d'une mousse très ferme. Le retrait a des dimensions variant selon les sujets d'environ 50 mm (2 po). De chaque coté du retrait, un chanfrein à 30 degrés est effectué. Le coussin est retourné pour que l'usager s'assoie sur la surface plane du coussin de façon à réduire les gradients de pression et les forces de cisaillement sur les arrêtes du retrait. La barre placée à l'avant des grands trochanters amplifie le transfert de pression des ischions à l'arrière des cuisses lorsque l'usager fait

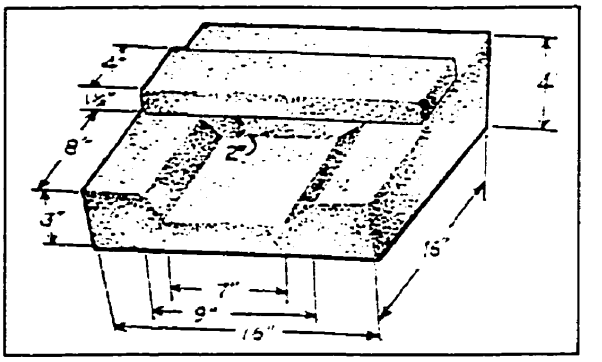


Figure 1.8 : Prototype de coussin de Zacharkow (1984).

un transfert de poids vers l'avant. Il est suggéréé d'utiliser une planche de contre-plaqué sous le coussin.

Le design de coussin présenté par Nelham (1984) consiste en une plaque de mousse ferme avec une base convexe (ou planche rigide sous la base) et un retrait de matière au niveau des ischions et du sacrum (figure 1.9). Une barre placée sous chaque cuisse a pour fonction d'augmenter la pression dans cette région. Un chanfrein est taillé à l'avant du coussin pour réduire la pression à l'arrière des genoux. Les surfaces de support doivent être horizontales en vue d'empêcher l'usager de glisser dans la dépression du coussin causée par le retrait. Contrairement au modèle de Zacharkow (1984), les modifications du relief sont effectuées sur la surface en contact avec l'usager.

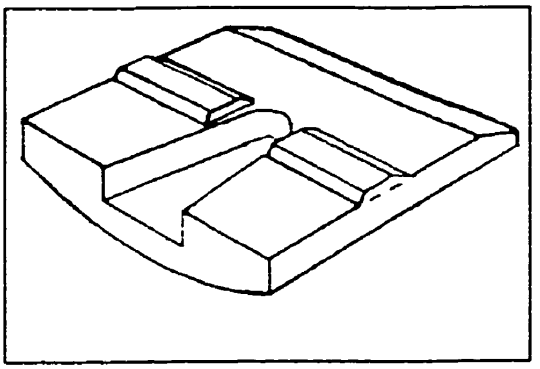


Figure 1.9 : Prototype de coussin de Nelham (1984).

1.7.5 Modèles physiques et informatiques

Afin de mieux comprendre l'interaction du coussin et du fessier dans le but de concevoir des coussins plus adéquats, quelques études ont été orientées vers la conception de

modèles physiques ou informatiques. Cette section présente quelques uns de ces modèles.

Todd et coll. (1994) ont développé un modèle par éléments finis d'un fessier et d'un coussin préformé pour étudier la distribution des contraintes (plus particulièrement la contrainte principale normale à la surface d'interface) à travers les tissus mous entre les ischions et le coussin. Ce modèle 3D est isotropique, linéaire et indépendant du temps. Deux versions du modèle de fessier ont été proposées, une représentant un homme de 74 kg et une autre correspondant à une femme de 58 kg. Se servant d'une hypothèse de symétrie, seul le côté droit des fessiers a été modélisé. La géométrie des modèles de fessier est basée sur des données prises par résonance magnétique des fessiers non déformés des deux sujets. Les déplacements horizontaux des modèles de fessier ont été bloqués, tandis que les nœuds de la surface inférieure du modèle de coussin ont été contraints dans la direction verticale. Les modèles de fessier sont constitués de trois parties : l'os (ischion), les tissus mous et une fondation élastique (frontière supérieure du fessier coupé). Différentes propriétés sont associées à chacune des parties pour représenter le plus fidèlement possible un cas réel. Les résultats ont démontré la faisabilité de l'approche pour modéliser les tissus d'un fessier en santé en contact avec un coussin préformé.

De leur côté, Sprigle et coll. (1994) ont créé un modèle physique de fessier constitué de gel et de bois (figure 1.10). L'objectif de ce modèle visait l'étude de la déformation et la

pression d'interface entre le modèle et plusieurs coussins préformés. Des capteurs étaient fixés au noyau de bois pour mesurer la pression interne. Ce modèle a permis de vérifier l'effet de la rigidité des coussins et de leur relief sur différents paramètres tels la pression d'interface, la pression à l'intérieur du modèle de fessier et la déflexion de la surface du coussin sous chargement.

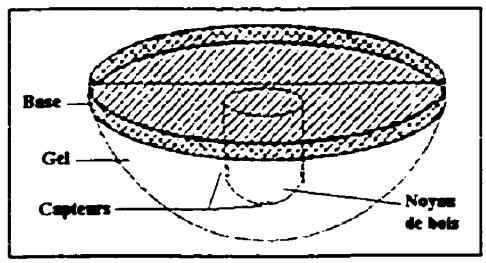


Figure 1.10 : Schéma du modèle fessier de Sprigle et coll. (1994).

Brienza et coll. (1996) ont développé un système pour le design et l'analyse de l'interface assise/fessier en plus de fournir de l'information sur la relation entre le relief de la surface de support et la distorsion des tissus mous (CASS, Computer-Aided Seating System). Il consiste en un système d'assise composé de 11 x 12 éléments de support (figure 1.11). Un capteur de pression est fixé sur chacun des éléments. Le système mesure la pression exercée par le fessier sur la surface de support et contrôle le relief de cette dernière en faisant varier la hauteur des éléments de support. Un programme permet l'optimisation du relief de surface en utilisant les mesures de pression.

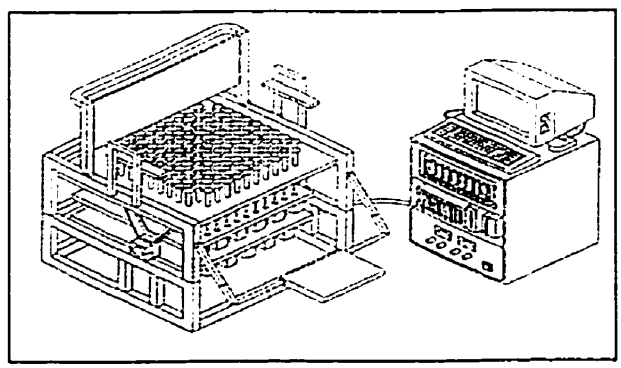


Figure 1.11 : Schéma du système d'assise CASS développé par Brienza et coll. (1996).

Outre les quelques modèles présentés précédemment, quelques autres modèles ont été développés pour étudier la distribution du chargement à l'interface coussin/fessier. On

retrouve entre autres dans la littérature les modèles physiques de Canadai et coll. (1990), de Reddy et coll. (1980) et de Staarink (1995) ainsi que le modèle par éléments finis de Chow et coll. (1978) qui ont servi à étudier la distribution de contraintes dans les tissus mous du fessier pour divers conditions de chargement ainsi que de comparer différent coussins d'assise. Tous ont observé des concentrations de contraintes à proximité de la composante rigide de leur modèle représentant l'ischion.

1.8 Matériaux entrant dans la confection de coussins

Cette section a pour objectif de compléter la présente revue de la littérature en présentant une synthèse des différents matériaux utilisés dans la confection de coussins de fauteuil roulant. Outre les mousses hyperélastiques qui sont les plus répandues et auxquelles une attention particulière est apportée, on retrouve les mousses viscoélastiques, les gels, l'eau, l'air et les particules de matériaux.

La figure 1.12 illustre une courbe de compression typique d'une mousse flexible (hyperélastique). La courbe se divise en trois zones (Cunningham et coll., 1994 ; Ferguson-Pell et coll., 1986 ; Stupak et coll., 1994) : dans la zone I, la mousse est hautement compressible et relativement linéaire en raison du fléchissement des cellules structurales composant la mousse. La fin de cette zone correspond à une déformation de la mousse d'environ 10 %. La zone II est généralement située entre 10 % et 60 % de

déformation. Elle est nonlinéaire et présente de grandes déformations pour un faible accroissement de la charge de compression, ce qui permet une pénétration de l'usager dans la mousse et procure un support latéral tout en aidant à distribuer la pression. Dans cette zone, les cellules structurales de la mousse subissent le flambage. Enfin, la zone III se situe à un niveau de déformation de plus de 60 %. Les cellules structurales de la mousse s'effondrent et rendent le matériau plus dense donc plus rigide.

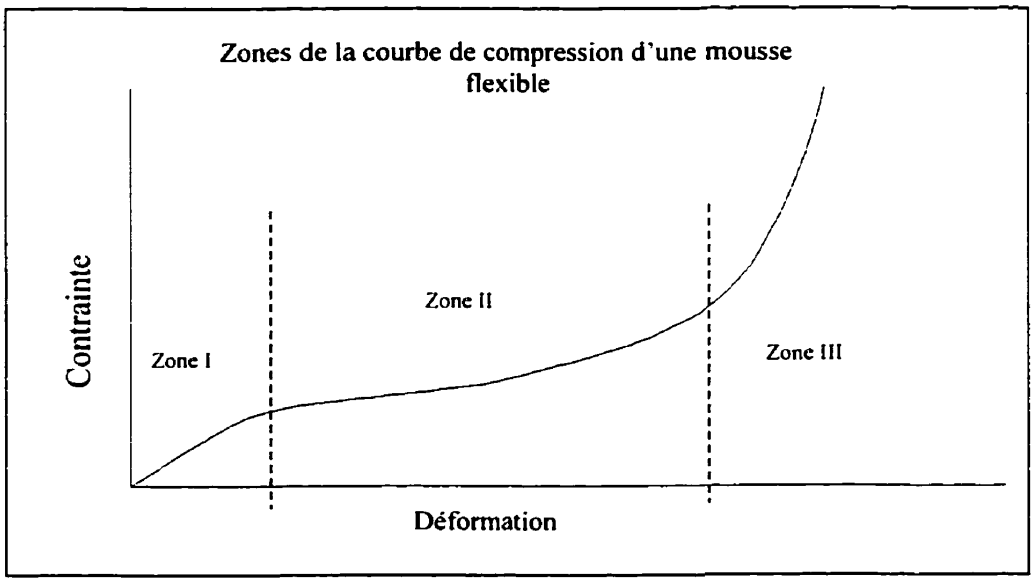


Figure 1.12 : Courbe typique de compression d'une mousse hyperélastique.

Lors de la caractérisation des propriétés mécaniques d'une mousse, la méthode utilisée pour effectuer les tests de chargement est importante. À titre d'exemple, la vitesse de

chargement de la mousse peut affecter les résultats, car même si une mousse n'est pas dite viscoélastique, il est possible qu'elle puisse tout de même présenter une certaine

variation de ses propriétés en fonction du temps. En plus de la vitesse, Stupak et coll. (1994) ajoutent aussi l'aspect dimensionnel et géométrique de l'échantillon de mousse ainsi que de l'applicateur de charge utilisé. Ils indiquent que ces aspects influencent substantiellement la réponse mécanique de la mousse testée. Ainsi, dépendamment du protocole d'essais utilisé pour caractériser une mousse, celle-ci présentera différents comportements mécaniques.

Tout comme une mousse hyperélastique, la mousse viscoélastique possède un comportement élastique. Par contre, ce qui la distingue de cette dernière est qu'elle possède aussi un comportement fortement visqueux, c'est-à-dire que lors de déformations, en plus d'engendrer une déformation instantanée en raison de son côté élastique, la mousse viscoélastique engendrera une seconde déformation fortement dépendante du temps de chargement.

L'impact qu'ont les différents matériaux utilisés dans la confection de coussins sur l'humidité et la température à l'interface avec l'usager et ses vêtements est présenté au tableau 1.10, tandis que le tableau 1.11 présente les caractéristiques des coussins relativement à leur matériau constituant (Bennett, 1992).

Tableau 1.10 : Effets du matériau sur l'humidité et la température (Nelham, 1984).

Matériau	**Propriétés**
Mousse	Augmente la température Réduit ou maintient l'humidité relative
Gel	Maintient la température Augmente l'humidité relative*
Eau	Réduit la température Augmente l'humidité relative*
Air	Augmente la température Augmente l'humidité relative*
Particules	Augmente la température Réduit ou maintient l'humidité relative*

*Dépend ou est modifié par les propriétés de l'enveloppe.

Tableau 1.11 : Caractéristiques des matériaux entrant dans la confection de coussins d'assise typiques (Bennett, 1992)

Coussins	**Poids (lb) (16", carré)**	**Transfert de chaleur**	**Résilience (résistance aux chocs)**	**Stabilité du sujet (sécurité et fermeté de l'assise)**	**Durabilité**	**Résistance à l'environnement**	**Flammabilité**	**Coût ($ U.S.)**	**Nettoyage**
Mousse (hyper-élastique) (3 po)	3-4	Bon isolant	Large éventail	Bonne sécurité	6 mois, 10h/jour d'utilisation	Requiert un recouvrement	Inflammable, mais traitable avec agent retardant	10-30	Dépend du recouvrement
Mousse visco-élastique (3 po)	3.5-4.5	Bon isolant	Variable avec la chaleur	Initialement modérée ; bon lorsque se conforme aux contours du corps	6 mois, 10h/jour d'utilisation si gardé propre	Requiert un recouvrement	Inflammable, mais traitable avec agent retardant	20-30	Dépend du recouvrement
Gel (1 po)	12-14	Bon conducteur	Très ferme	Assise ferme, mais peut paraitre instable lors de la propulsion	2 ans et plus	Résistance intrinsèque à l'eau	Résistance aux flammes	100-200	Facile
Fluide (liquide)	10-20	Bon conducteur	Tend à être ferme	Parait généralement instable	Bon mais vulnérable aux perforations	Résistance intrinsèque à l'eau	Résistance aux flammes	30-100	Facile
Air	3-5	Bon isolant	Mou	Parait généralement instable	Bon et facile de réparation si perforé	Résistance intrinsèque à l'eau	Dépend du matériau de recouvrement	50-200	Varie

Il ressort de ces tableaux que chaque matériau possède des caractéristiques et propriétés distinctes et qu'aucun n'est idéal. Le choix d'un ou des matériaux pour la confection d'un coussin doit être fait selon de nombreuses considérations. À titre d'exemple, si le coussin doit procurer un support ferme et stable à l'usager, alors les matériaux de flottaison ne seront pas indiqués. De même, pour une personne souffrant d'incontinence, les coussins de mousse présenteront un détérioration accélérée de leurs propriétés entrainant une diminution de la qualité du support.

CHAPITRE 2. MÉTHODOLOGIE, RÉSULTATS ET DISCUSSION

Le chapitre II a pour but de présenter, sous forme d'articles, le modèle informatique développé ainsi que l'utilisation de celui-ci dans le cadre d'une étude de design visant à concevoir un ou des nouveaux concepts de coussin d'assise de fauteuil roulant. Afin de bien situer les articles dans le cadre de ce projet de maîtrise, l'approche générale du projet est d'abord présentée. Cette section inclut la formulation du problème ainsi qu'une description des objectifs et de la méthodologie utilisée pour atteindre ceux-ci. Par la suite, chacun des articles est introduit et suivi d'une section présentant certaines études complémentaires.

2.1 Approche générale du projet

2.1.1 Exposé du problème

Cette section expose de façon concise la problématique de la position assise chez les usagers de fauteuil roulant. Le tableau 2.1 présente les lacunes de la situation actuelle concernant les designs de coussin d'assise existants.

Tableau 2.1 : Lacunes de la situation actuelle concernant le design de coussins d'assise de fauteuils roulants

Catégories	**Lacunes**
Design	• Les coussins disponibles ne réussissent pas à tenir compte de tous les facteurs responsables des problèmes reliés à la position assise; plusieurs compromis importants doivent être faits au détriment du confort de l'usager (les techniques de design actuelles ne sont pas adaptées pour l'étude systématique de tous les facteurs).
Pressions maximales	• Les valeurs de pression à l'interface coussin-usager sont dans la majorité des cas beaucoup trop élevées. Il existe un problème d'efficacité des coussins à distribuer la pression de façon uniforme ou à transférer les pressions maximales hors des zones à risque élevé.
Cisaillement	• Le phénomène de cisaillement existe, mais il n'y a pas de façon efficace de l'évaluer et d'étudier ses effets sur les tissus mous.
Universalité	• Les designs de coussins (pris séparément) ne répondent pas de façon adéquate à un très grand nombre d'usagers. Ils doivent, plus souvent qu'autrement, être personnalisés. • Les connaissances sur les relations entre la morphologie ou la pathologie des usagers versus le design des coussins sont limitées. • Il n'existe pas de base de données complète pouvant aider le développement d'un processus de design systématique adapté à des catégories d'usagers.
Adaptabilité (des formes et des dimensions)	• Lors de la variation de certaines dimensions pour permettre aux coussins de s'adapter à divers gabarits de personnes et de fauteuils, les propriétés mécaniques de support ne sont pas assurées relativement à ces transformations. • La personnalisation des coussins par l'ajout ou la modification de formes et de dimensions entraînent des coûts de fabrication supplémentaires.
Fonctionnalité	• Il y a un compromis à faire entre la fonctionnalité et le soutien d'une bonne posture. Actuellement, aucun compromis n'est satisfaisant. • Les reliefs trop agressifs et/ou l'épaisseur de certains coussins diminuent la fonctionnalité de l'usager et empêchent le repositionnement.

Tableau 2.1 (suite): Lacunes de la situation actuelle concernant les designs de coussins d'assise de fauteuils roulants

Catégories	Lacunes
Stabilité	• La stabilité du bassin des usagers n'est pas toujours assurée. • Peu de moyens objectifs existent pour quantifier le niveau de stabilité d'un usager sur son fauteuil roulant.
Tolérance en position assise	• Aucun coussin ne permet d'être confortable de façon continue sur une longue période de temps (dans une journée), en particulier lorsque l'utilisateur est en position statique.

2.1.2 Objectifs du projet

À partir des lacunes énoncées au tableau 2.1, une équipe multidisciplinaire a cerné de manière plus spécifique les besoins à combler pour améliorer la situation actuelle. De ces besoins ont ensuite découlé les objectifs à rencontrer à l'intérieur de l'étude de design de coussins d'assise de fauteuil roulant. Les objectifs spécifiques de l'étude étaient de présenter un design de coussin capable de :

1. Diminuer les maximums de pression causés par l'assise sur l'usager;
2. Uniformiser les pressions agissant sur l'usager en vue de transférer une partie des pressions hors des zones plus à risque de développer des escarres;
3. Présenter de faibles gradients de pression;
4. Répondre au plus grand nombre d'usagers de fauteuil roulant possible;
5. Fournir une bonne stabilité à l'usager;
6. Être simple à fabriquer;

7. S'adapter à différentes dimensions d'assises;
8. Ne pas nuire à la fonctionnalité;
9. Avoir un coût abordable;
10. Présenter des aspects innovateurs et des propriétés mécaniques supérieures aux coussins existants.

Pour répondre aux principaux objectifs de l'étude de design, soient ceux ayant trait à la distribution de la pression à l'interface coussin-usager en vue de réduire le risque de développement d'escarres, il a été décidé qu'un modèle biomécanique informatisé devait être développé pour évaluer à moindre coûts les designs de coussin d'assise en lien avec différents aspects se rattachant à la distribution de la pression. Ainsi, le présent projet de maîtrise a été divisé en deux parties et implique deux principaux objectifs : 1) développer un modèle par éléments finis capable de simuler l'interaction d'un coussin d'assise avec le fessier d'un sujet en position assise, 2) effectuer une étude de design de coussins d'assise et exploiter le modèle afin d'évaluer la distribution de pression fournie par les différents designs de coussin proposés. La méthodologie utilisée pour rencontrer ces deux objectifs ainsi que les résultats obtenus et une discussion rattachée à ceux-ci font l'objet du premier et du second article présentés aux sections 2.2.2 et 2.3.2. respectivement. L'organigramme de la figure 2.1 présente de façon schématique les différentes étapes de ce projet de maîtrise.

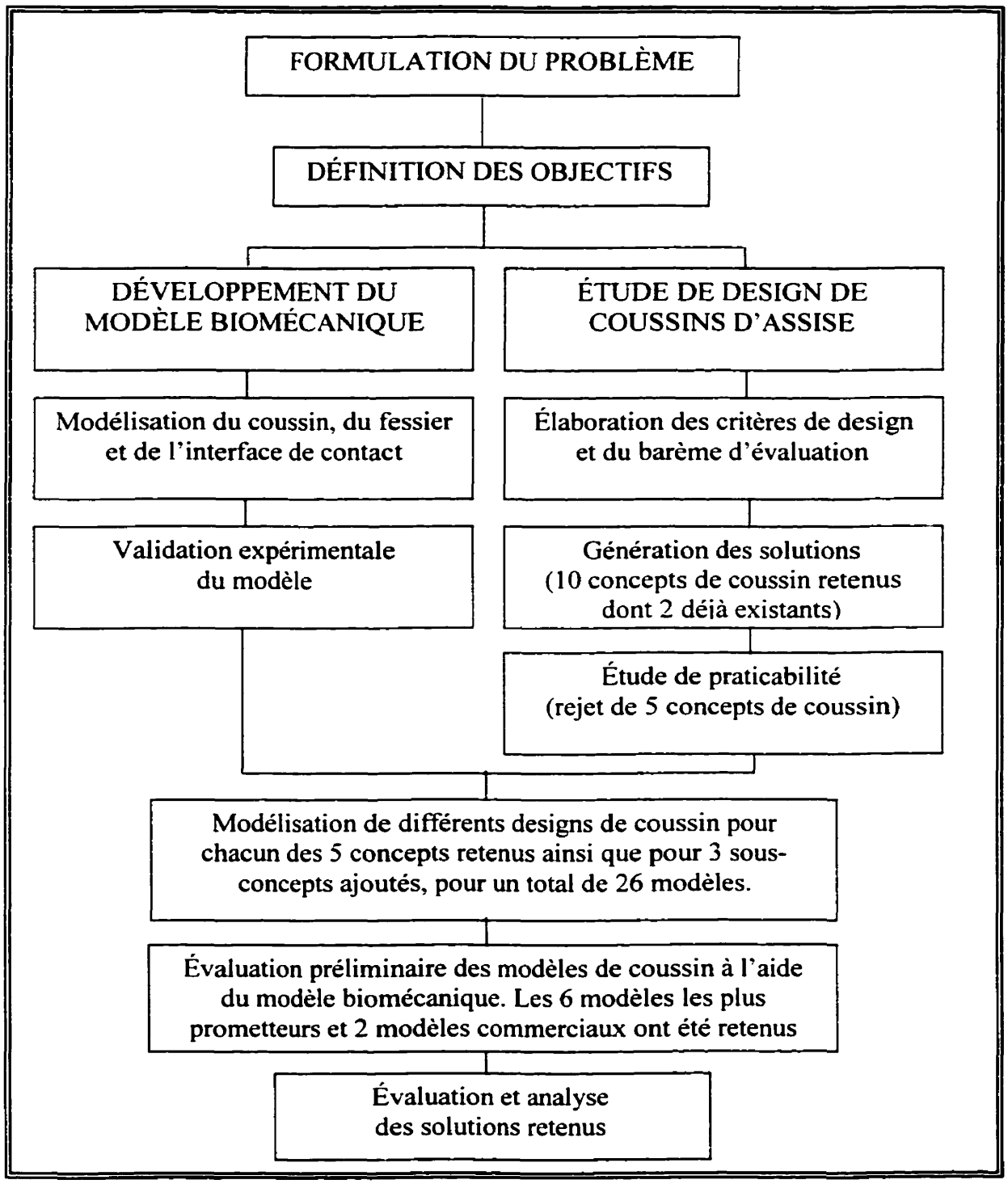


Figure 2.1 : Représentation schématique des différentes étapes du projet de maîtrise.

2.2 Développement du modèle

2.2.1 Choix du logiciel de simulations

Pour atteindre le premier objectif du projet, qui consiste à développer un modèle par la méthode des éléments finis, le choix de ANSYS (Mechanical Dynamics Inc.) comme logiciel de modélisation et de simulation a été motivé par quatre raisons majeures : 1) sa capacité à modéliser l'interaction tridimensionnelle entre deux corps distincts qui ne sont pas initialement en contact (contacts surface à surface avec nonlinéarité de statut); 2) sa capacité à effectuer des analyses nonlinéaires géométriques (grands déplacements et grandes déformations) avec des matériaux hyperélastiques; 3) son interface graphique et sa convivialité qui facilitent l'analyse des résultats; 4) sa disponibilité au département de génie mécanique.

2.2.2 Article #1. Finite element model for the design of wheelchair seat cushions

Cette section présente le premier des deux articles constituant le corps de ce travail. Cet article, soumis pour publication à la revue *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, décrit les différentes composantes du modèle par éléments finis développé pour simuler l'interaction d'un coussin et d'un fessier en contact en position assise. Ce

modèle a pour fonction de fournir de l'information relative au design et à la sélection de coussins d'assise de fauteuil roulant, principalement en relation avec la distribution de pression à l'interface coussin-fessier (pression maximale et moyenne, gradient maximal, etc.). Les résultats simulés d'une étude comparative entre un coussin préformé et un coussin plat ainsi que la validation expérimentale de ceux-ci sont aussi présentés dans ce premier article.

La section 2.2.3 présente le complément de l'article en ce qui à trait aux détails de la méthodologie reliée à la modélisation et à la validation expérimentale qui n'ont pas été abordés dans l'article.

FINITE ELEMENT MODEL FOR THE DESIGN OF WHEELCHAIR SEAT CUSHIONS

Eric Phan,

Carl-Éric Aubin,

Marie-Josée Dionne,

Yue Li,

Jean Dansereau

NSERC Industrial Research Chair on Wheelchair Seating Aids, Dept. of Mechanical Engineering, École Polytechnique de Montréal, Montréal, Québec, Canada, H3C 3A7.

This research was funded by the NSERC (Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada) and Orthofab Inc. Special thanks to David M. Brienza from University of Pittsburgh for the shape measurements obtained from the CASS.

Correspondence to: Jean Dansereau, Ph.D.
NSERC Industrial Research Chair on Wheelchair Seating Aids,
École Polytechnique de Montréal,
Dept. of Mechanical Engineering
PO Box 6079, Station "Centre-ville"
Montréal, Québec
H3C 3A7, Canada
Tel: (514) 340 4711 ext. 3264
Fax: (514) 340 3261
E-mail: jean.dansereau@meca.polymtl.ca

Abstract—A finite element model was developed to study the pressure distribution at the buttock-cushion interface. It represents the buttock and the seat cushion during seating simulations when the two parts come into contact. The buttock model is based on deformed buttock shapes obtained from the CASS and acts as a load applicator. A multilinear model of the stress-strain curve(s) of hyperelastic materials, obtained from experiments, controls the mechanical behavior of the cushion model. Two wheelchair cushions were modeled: a contoured and a flat foam seat cushion. Experimental tests were conducted in order to validate the model. Simulations were compared to experimental testing made using a rigid buttock prototype to assess the accuracy of the model. Agreement between simulation and experimental results demonstrates the feasibility of this approach in representing the nonlinear properties of cushion models under static load. This computer-aided system is able to provide comparative information for a variety of concepts and refinements of seat cushions and is an alternative to clinical comparative studies, which involve expensive cost and human resources.

Index Terms—Interface pressure, seating, pressure sores, finite element model, nonlinear properties, interface shape, cushion design.

INTRODUCTION

In the seated position the buttock supports high pressures from the human body's weight. It becomes critical for wheelchair users because the seated position is adopted for prolonged periods of time. Problems of posture, deformity and skin ulceration often result from such sitting conditions. For disabled people, pressure sores are frequent potential life treats [3], and represent significant financial and medical costs [4]. Prevention and treatment of pressure sores as well as the maintenance of skin integrity are essential for wheelchair users [4,5]. As reported by several studies [4,6,7,8,9], long term loading of the skin surface by sustained external forces is one of the major causes of impaired skin integrity. To prevent the development of pressure sores, one should always consider to limit the duration of the pressures applied to the skin surface and to reduce the peak pressures, particularly at vulnerable sites such as bony prominences [4]. Many wheelchair users do not have the capacities to reposition themselves and redistribute the pressure at the cushion-buttock interface on a regular basis because of their disabilities. For these people, who are at high risk of developing skin problems, seating devices must be chosen to prevent tissue breakdown in order to provide postural control and body stability [1]. According to Lim et al. [10] the most critical extrinsic factors with respect to pressure distribution are the features of supporting seating surfaces because they determine how the pressure is distributed at the cushion-buttock interface. It is well known that non-uniform distribution will usually result in higher peak pressure values than pressure distributed more evenly. Special care must be taken

when selecting a seating support, because the reduction of peak pressures is recognized to be critical in protection from tissue trauma [5].

Up to now, no precise guidelines is available to select or design seating supports that would properly distribute pressure under the buttock surface. The effects of seating materials and shapes on the human buttock during contact are not well documented, and only few studies have been reported so far. Clinical and experimental trials are presently the usual methods to characterize and compare wheelchair cushions under static load. A great number of studies have been done concerning pressure distribution in the seated position and have provided fundamental information. However, such trials imply extended periods of time as well as human and financial resources. Moreover, results provided by these trials are greatly dependent on the experimental protocol.

Recent researches have focused on defining complementary methods to better understand how the load is applied and distributed at the seating interface and in the soft tissues in order to define the characteristics of a good seating support. Mechanical prototypes, computer models and several measurement devices are quite useful in reducing the time and the resources needed while studying the relationships between the support surface, the interface pressure and the soft tissue distortion. Their methods have shown advantages as compare to traditional clinical studies [1,11,12,13,15,16,17]. Nevertheless, they still present drawbacks. Some have too specific and restricted application areas and others required too specialized environment and equipment. The

objective of this paper is to present a computer tool to enable low resource studies related to pressure distribution at the cushion-buttock interface. This tool is intended to provide comparative information for wheelchair cushion design.

METHODS

A. Computer Model

1) Seat Cushion and Buttock Models

A computer model was developed using the ANSYS software (Mechanical Dynamics Inc.) to study the pressure distribution at the buttock-cushion interface. It is composed of a finite element model representing the interaction between a seat cushion and a buttock. Two different cushion geometries were modeled: a flat seat cushion of 76 mm (3") of thickness and a contoured seat cushion (Iscus cushion, Orthofab Inc.). The shape of the contoured cushion was measured using a 3D digitizer (Microscribe 3D, Immersion Corp.). Only half of the cushions have been modeled due to symmetry in order to reduced the number of degree of freedom and simplify the model. The cushion models in their full version are shown in figures 2.2a and 2.2b. The models have external dimension of 203 mm x 457 mm (8" x 18"). Each cushion model is meshed using 432 8-node brick elements that have the capabilities of supporting large deflection and large strain, and that are suited for nonlinear contact analyses. They are modeled using three

layers of elements. Those elements have three degrees of freedom in translation at each node. The nonlinear stress-strain curves of different hyperelastic polyurethane foams (Multifoam International Inc.) were modeled as multilinear relations to specify the mechanical properties of the brick elements [2]. The curves were obtained from Indentation Force Deflection tests following the ASTM 3574-95 standard. Preliminary validation of the cushion model was reported previously and showed a maximal error of 5 % for the force-deflection curves [2].

The buttock model geometry, shown in figure 2.3 in its full version, is based on the mean shape of deformed buttocks of 30 elderly subjects in a seated position. These data were obtained using a computer-aided seating system (CASS of the Seating and Soft Tissue Biomechanics Laboratory, University of Pittsburgh) [1] consisting of a 11 by 12 rectangular array of support elements with pressure sensors mounted on top of them where the downward deflection of each element was controlled by a closed-loop system based on programmable criteria. As for the cushion, only half of the buttock is modeled for the simulations. The model is built with 127 surface patches and meshed using 994 surface elements. Due to the fact that the buttock shape is already deformed, all constitutive nodes of the buttock model are coupled to confer a complete rigidity in order to avoid deformation during seating simulations.

2) Boundary Conditions

All degrees of freedom in translation of the nodes located on the bottom plane of the cushion model are constrained to represent a rigid support surface. The degrees of freedom across the symmetry plan are also constrained. Only the vertical displacement of the buttock model is permitted during the loading simulation.

3) Cushion-Buttock Interaction Model

Two hundred and eight 4-node surface-to-surface contact elements are used in pairs to represent the cushion-buttock interface. They are distributed along the cushion surface and are paired with the corresponding buttock elements that are likely to come in contact with the cushion. Each contact element act as a spring connecting the two parts of the model and transmits the load from one to the other. Accordingly, the normal contact stiffness of the element must be higher than the stiffness of the cushion in order adequately transmits the load. Contact elements have three degrees of freedom in translation at each node and allow the model to detect interaction when the two parts become into contact during loading simulation. The tangential stiffness is set to zero which means that friction is neglected in this study.

4) Loading Simulation

First, a displacement is imposed to the buttock model to bring it into contact with the cushion model. After contact is established, a load of 206 N is applied downward on one arbitrary node of the rigid buttock model due to the coupling of all nodes of the buttock. This load is based on 65% (weight of the legs excluded) of the seated weight of a 50th percentile elderly person [18]. For validation purpose, the imposed load is greater than the set load and reaches almost 230 N. The buttock model is positioned so that the ischial tuberosities are at 14 cm of the rear edge of the cushion model, which corresponds to most general clinical situations. The total load is applied with 20 increments and solved with the sparse direct equation solver, which is based on direct elimination of equations. This method was used mainly to avoid problems due to poorly conditioned matrices according to large deformation and changing contact status during simulation.

The normal stresses, which correspond to the minimum principal stresses, as well as the cushion surface deflection along the vertical axis, were extracted from the simulations. The normal stresses are analogous to the pressures often measured clinically [15] and thus no further distinction will be made concerning these two parameters in this paper. The maximal pressure values were of principal interest because of their close relation with the development of pressure sores. The standard deviation and the mean pressure values were calculated to give an indication of the uniformity of the pressure

distribution. Other parameters such as the maximal pressure gradient and the area of contact on the cushion model was also computed. Only pressures above 667 Pa (5 mmHg) were considered for the calculation. The pressure gradients were calculated at the maximal pressure location as well as at the eight nodes in the surrounding, for an approximate total area of 0.01 m^2.

B. Experimental Validation

1) Material

In order to validate the values of the forces and deflections given by the computer simulations, an experimental setup was used to reproduce the loading of the two cushions (figure 2.4). Two physical cushions were used: a 76.2 mm (3") slab of polyurethane foam (Multifoam Inter. Inc.) with a compression index of 310 kPa (45 lb/po^2) and an Iscus seat cushion (Orthofab Inc.) made of the same material. During the tests, both cushions were put down on a rigid plate filled with holes for air evacuation. The load applicator was a rigid buttock, made of Duraform using selective laser sintering process with a SLS 2500 machine (DTM Product Inc.), with a geometry corresponding to the finite element buttock model used in the loading simulations. A Material Testing System Bionix 858 (MTS Systems Corp.) was used to adjust and control the load. For complementary tests, a Force Sensing Array (FSA) pressure mat with 15 x 15 sensors (Vista Medical Ltd.) was used on the surface of the cushions.

2) Data Collection Procedure

For each cushion, the rigid buttock was fixed to the hydraulic jack of the MTS machine above the cushion. Their initial relative position is set similar as for the simulations. An imposed compression force of 413 N was gradually applied to the buttock at an approximate rate of 10 N/s, and the load applicator's buttock displacement was recorded. The loading rate was chosen at a similar speed to the one previously used in the material testing [2]. The Labtech NoteBook software (Laboratory Technologies Corp.) equipped with a data acquisition board (DAS-16, Metrabyte Corp.) was used on a PC to record the data of the experimental tests. The procedure was repeated three times and the mean results were used for analysis. Between each series of measurements, both cushions were unconstrained for a minimum period of 24h. Complementary tests were conducted using the pressure mat on both cushions. Pressure readings were recorded from the sensors via the FSA software.

RESULTS

A. Computer Simulations and Experimental Validation

From the loading simulations, great differences are noted between the results given by the flat and contoured cushion models especially for the values of maximal gradient and maximal deflection. Other substantial differences can be observed for the peak pressure

and the standard deviation of the pressure values. Results obtained by the computer simulations using the finite element model and a comparison between the two cushions are presented in table 1. Visual information concerning the pressure distribution at the surface of the cushions (Figures 2.5a and 2.5b) also shows differences in the behavior of both cushion models in the way they distribute the loading at the cushion-buttock interface. The maximal pressure zone shown for the flat cushion is located between the ischial and trochanter regions while it is located more in the trochanter region for the contoured cushion. This zone is also slightly greater for the contoured cushion. The amount of pressure distributed in the coccyx-sacrum region is also quite different with respect to both cushions. Indeed, substantially higher pressures are seen in this region for the flat cushion.

The comparison of the experimental force-deflection curves with the corresponding computed results (figures 2.6a and 2.6b) shows quite similar curve shapes even though showing slight differences in regard to the nonlinearity and stiffness of the curves. Those differences vanish at about 350 N for the contoured cushion and 400 N for the flat cushion, where the difference in the deflection values of both curves is less than 5 %. The highest relative and absolute differences between both methods in deflection values are noted for loads lower than the corresponding weight of an average adult seating person (≈400 N). The maximal absolute difference is given for the flat cushion with ≈3.3 mm around 310 N compared to ≈2.3 mm around 60 N for the contoured cushion.

As for the pressure distribution, slight differences can be observed for both cushions as for the maximal pressure, which are located a little more in the front of the cushion in the experimental results. Figures 2.5c and 2.5d show computer graphic representations of pressure distributions recorded by the FSA system at the cushion-buttock interface, while figures 2.5a and 2.5b show those of the finite element model. The total contact areas are also slightly greater in the experimental readings. Pressure distribution patterns from experiments match qualitatively the simulated pressure results, even though with small local variations, especially for the contoured cushion.

DISCUSSION

The finite element model developed in this study has permitted to simulate the loading of hyperelastic foam cushions in seating conditions. From the above results, comparisons were made between a flat and a contoured seat cushions made of the same material. Great differences were noted regarding almost all parameters. Indeed, the maximal and mean pressure values were lower for the contoured cushion as generally observed in clinical situations. The reduce standard deviation of the pressure values given by the contoured cushion is an indication of a more uniform distribution of the pressure at the buttock-cushion compare to the flat type. The maximal pressure gradient values show the greatest difference between the two cushions. This may be explained from the results obtained for the previous parameters, i.e. great differences in the maximal pressure and standard deviation values and by the fact that the contoured

cushion conforms better to the buttock shape than the flat cushion. Nevertheless, the size of the interface contact areas with the buttock model was very similar for both cushion models. However, the contoured cushion provided an initial better fit of contact whereas the flat cushion obtained such fit after large deformations. This difference in behavior explains in major part the better results obtained from the contoured cushion. Indeed, with its better conformance with respect to the buttock model, the contoured cushion material has to be less deformed and compressed to provide an adequate contact support surface. Consequently, the material is able to confer a more flexible surface to distribute the load.

The experimental testing performed with the rigid buttock and the physical cushions have given end-point results close to the ones provided by the computer model. The force-deflection curves (figures 2.6) showed small differences regarding the linearity and the stiffness of the response. These differences vanished close to the loading condition of seating (≈400 N). The differences may be explained by compatibility problems of the material properties used in the model. The multilinear model representing the material properties was developed using a characterization method involving small foam samples and a flat load applicator with dimensions exceeding those of the samples [2]. According to Stupak et al. [18], the size and the geometry of the indenter (load applicator) and foam specimen influence significantly the stiffness and the linearity of the mechanical response of the specimen. This can be explained by the fact that the load transferred by shear as well as the airflow coming out of the foam

are not similar in all loading cases. The shear comes from the foam material adjacent to the portion of the specimen directly loaded. The authors have tested different sizes and geometries of foam samples with different sizes of rectangular and cylindrical indenters [18]. Their results indicate that the stress and energy absorption increase with the decreasing of the indenter size to foam area ratio. These findings could explain the lower stiffness in the material properties included in the finite element model due to the fact that it used a load applicator smaller than the cushions. This lower stiffness shown by the computer results persist until a certain load value. The contact area that is always increasing at the cushion-buttock interface as the buttock moves down more deeply in the cushion explains this phenomenon. In other words, the indenter size to foam area ratio is decreasing and draws near to the material-testing situation where the ratio is 1. Stupak et al. [18] also noted that the plateau region of a characteristic stress-strain curve (linear portion of the curve where the material is highly compressive) of a foam material increase as a function of decreasing the width or the radii of the indenter versus the height of the specimen. These findings give a possible explanation for the high linearity of the experimental curves obtained using the rigid buttock. As well, the fact that the friction has not been simulated in the model could also participate to those differences. For the needs of seating evaluation of elderly people, the load of interest was set to about 400 N. Simulation results have shown to be within 5% of the value of the experiments for such a load and therefore have confirm the validation of the finite element model for the two concepts of cushion.

Complementary tests using the pressure sensors of the FSA mat have provided the pressure distribution patterns for the two cushions. Those tests were only intended to provide visual information to qualitatively evaluate the realism of the pressure distribution patterns given by the finite element simulations and thus no absolute comparison between the results of the two methods was conducted. Results in figure 2.5 show similar patterns, even though not equivalent, and confirm the validation of the model to provide the pressure distribution at the cushion-buttock interface. The differences noted are explained in part by the changes in the cushion mechanical properties, due to the physical presence of the pressure mat sensors at the cushion-buttock interface, and the accuracy of the sensors (±5% as reported by Vista Medical Ltd.). One must also considers the precision of the sensors in regard to their limits and the calibration.

The finite element model presented in this paper is a first generation model and thus has some limitations. For more reliable results, this model should be use for loads about 400 N to avoid inaccuracies due to the material characterization compatibility discussed previously. Also should be considered the rigidity of the buttock, which do not provide information about how the stress is transmitted through the buttock's soft tissues and deform them. Finally, friction has not been included at the cushion-buttock interface in this first model, which means that tangential reaction forces have been neglected in the loading simulations. In comparison to finite element models reported in the literature [13,14], the present model shows the advantages of including large deformations and

nonlinearity. Moreover, it presents separate cushion and buttock models that are not initially in contact and where the changes in the element contact status are considered. Consequently, a more realistic simulation of the seating is provided.

CONCLUSION

This paper presented a computer tool able to represent the loading of seat cushions by a rigid buttock. The force and deflection data collected from the experimental tests as well as the pressure distribution recorded by the FSA system have enabled a quantitative and a qualitative evaluation of the computer model. Results demonstrate the potential of the finite element model to objectively evaluate seat cushions. Future work should focus on modeling other types of cushion in order to explore new concepts of seating devices and compare them to actual designs. The method used to characterize the mechanical properties of the foam materials included in the computer model should be improved in order to provide better compatibility with the shape of loading to be represented. However, the model response is already reliable for loads representing average elderly people in a seated position (≈400 N). The addition of friction properties at the buttock-cushion interface as well as a non-rigid buttock should also be considered for a future improved model. The computer tool finds its utility in comparing, by means of loading simulations, different concepts of cushion designs. It is an alternative to the traditional comparative studies involving extensive cost and human resources. Such comparative

information provided by the finite element model is aimed to guide the design and selection of wheelchair seat cushions.

REFERENCES

[1] D.M. Brienza, K.C. Chung, C.E. Brubaker, J. Wang, T.E. Karg, C.T. Lin, "A System for the Analysis of Seat Support Surfaces Using Surface Shape Control and Simultaneous Measurement of Applied Pressures", *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 4, no. 2, 103-112, June 1996.

[2] M.-J. Dionne, C.-É. Aubin, J. Dansereau, "Finite Element Modeling of Wheelchair Seat Cushions", in *Proc. RESNA '98*, Annual Conference, Minneapolis, Minnesota, 143-145, 1998.

[3] S.L. Garber, " Wheelchair Cushions: A historical review ", *Am. J. Occup. Ther.*, 452-459, 1985.

[4] J.C. Barbenel, "Pressure Management", *Prosthet. Orthot. Int.*, 15, 225-231, 1991.

[5] T.R. Hetzel, "Skin Integrity : Concept of Control", *10th International Seating Symposium*, Vancouver, 205-211, 1994.

[6] D. Colin, J.L. Saumet, "Infuence of External Pressure on Transcutaneous Oxygen Tension and Laser Doppler Flowmetry on Sacral Skin", *Clin. Physiol.*, vol. 16, 61-72, 1996.

[7] T.A. Conine, C. Hershler, D. Daechsel, C. Peel, A. Pearson, "Pressure Ulcer Prophylaxis in Eldery Patients Using Polyurethane Foam or Jay Wheelchair Cushions", *Int. J. Rehabil. Res.*, vol. 17, 123-137, 1994.

[8] S.P. Levine, R.L. Kett, M. Ferguson-Pell, "Tissue Shape and Deformation Versus Pressure as a Characterization of the Seating Interface", *Assistive Technologie*, vol. 2, no. 3, 93-99, 1990.

[9] L. Bennett, D. Kavner, B.K. Lee, F.S. Trainor, J.M. Lewis, "Skin Blood Flow in Seated Geriatric Patients", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 62, 392-398, August 1981.

[10] R. Lim, R. Sirett, T.A. "Conine Clinical Trial of Foam Cushions in the Prevention of Decubitis Ulcers in Elderly Patients", *J. Rehabil. Res. Dev.*, 25, 2, 19-26, 1988.

[11] D. M. Brienza, R.M. Inigo, K.C. Chung, C.E. Brubaker, "Seat Support Surface Optimization Using Force Feedback", *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 40, no. 1, 95-104, Jan. 1993.

[12] R.J. Kwiatkowski, R.M. Inigo, "A Closed Loop Automated Seating System", *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 30, no. 4, 393-404, 1993.

[13] J.M. Owens, B.A. Todd, J.F. Cuttino, "Effect of Tissue Type on Seating Pressure", *in Proc. RESNA '98*, Annual Conference, Minneapolis, Minnesota, 143-145, 1998.

[14] B.A. Todd, J.G. Thacker, "Three-Dimensional Computer Model of the Human Buttocks, In Vivo", *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 31, no. 2, 111-119, 1994.

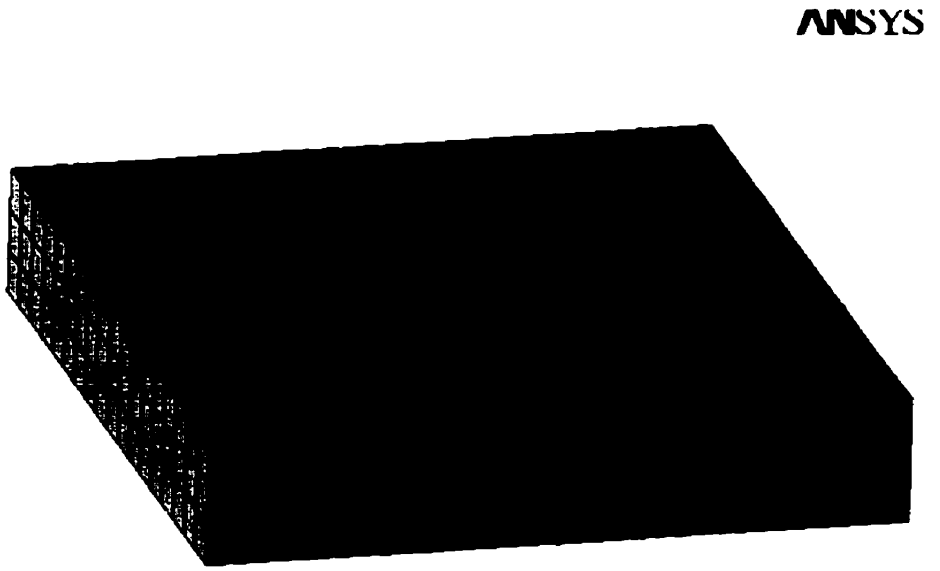
[15] S. Sprigle, S. Haynes, J. Hale, "Uniaxial and Hydrostatic Loading at the Core of a Gel Buttock Model", in *Proc. RESNA '94*, Annual Conference, Nashville, Tennessee, 266-268, 1994.

[16] R.S. Canadai, N.P. Reddy, E.P. Canilang, " Cushion Evaluation Based on Stress Distributions in Soft Tissues ", in *Proc. RESNA '90*, Annual Conference, Washington D.C., 403-404, 1990.

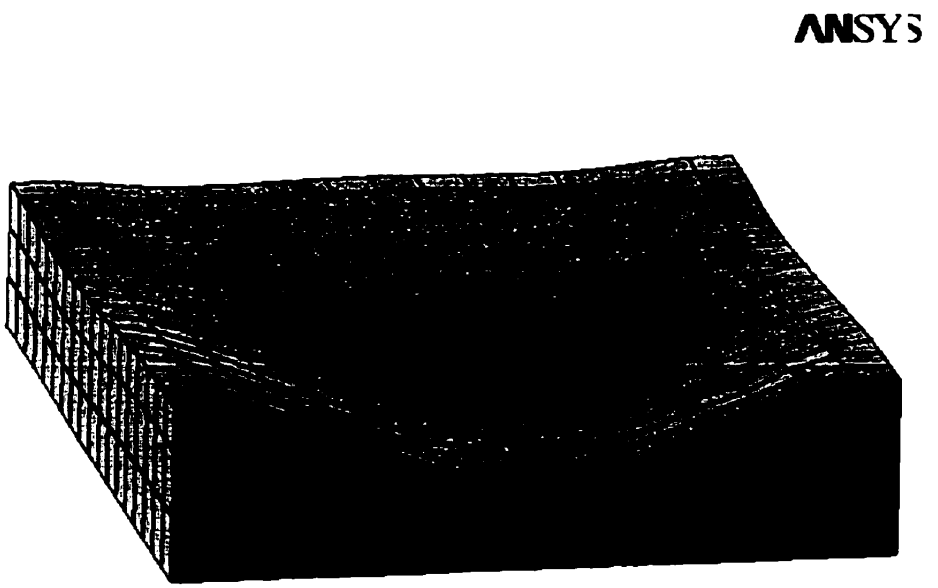
[17] H.A.M. Staarink, *Sitting Posture, Comfort and Pressure; Assessing the Quality of Wheelchair Cushions.* Delft University Press, Stevinweg, 1995.

[18] H.W. Stoudt, " The Anthropometry of the Elderly ", *Human Factors*, vol. 23, no. 1, 29-37, 1981.

[19] P.R. Stupak, J.A. Donovan, " Deformation and Energy Absorption of Polymer Foams : 2-D Indenter and Absorber Geometries ", *Polymer Eng. Sc.*, vol. 34, no. 10, 857-864, May 1994.



(a)



(b)

Figure 2.2 Article 1 : Finite element models representing the flat seat cushion (a) and the contoured seat cushion (b).

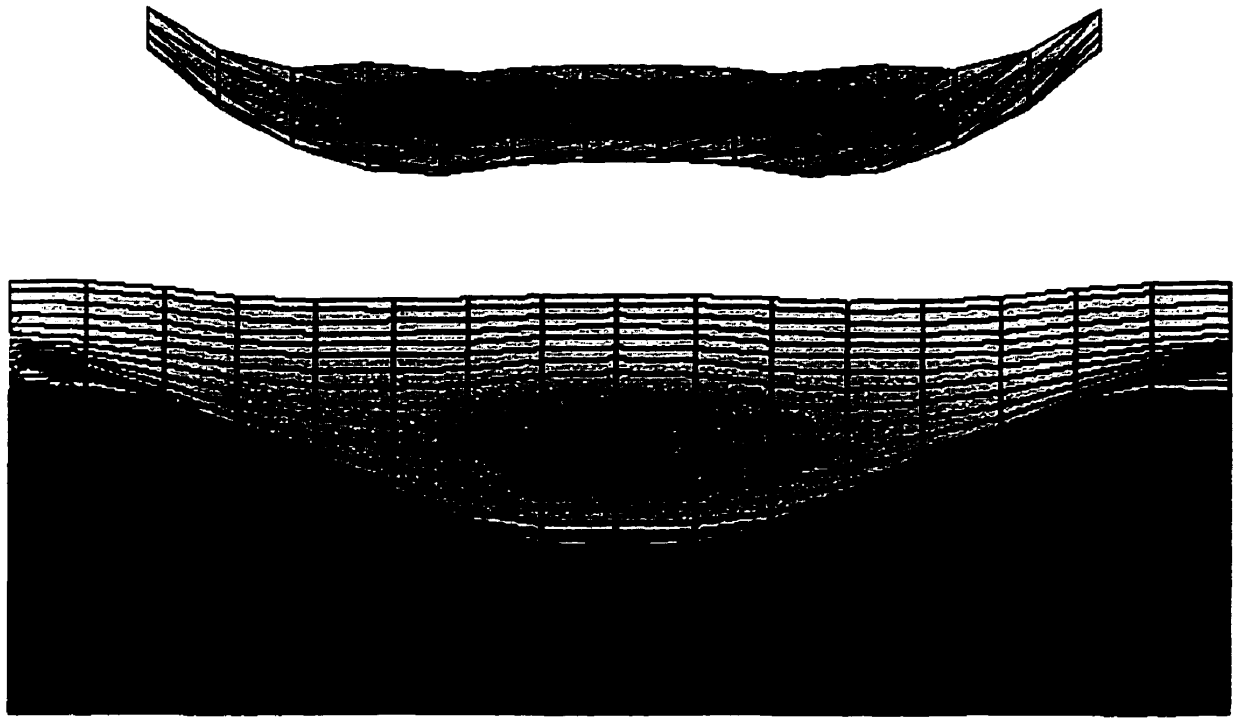


Figure 2.3 Article 1 : Finite element model of the rigid buttocks used as a load applicator in the computer simulation on top of the contoured cushion model in their full version.

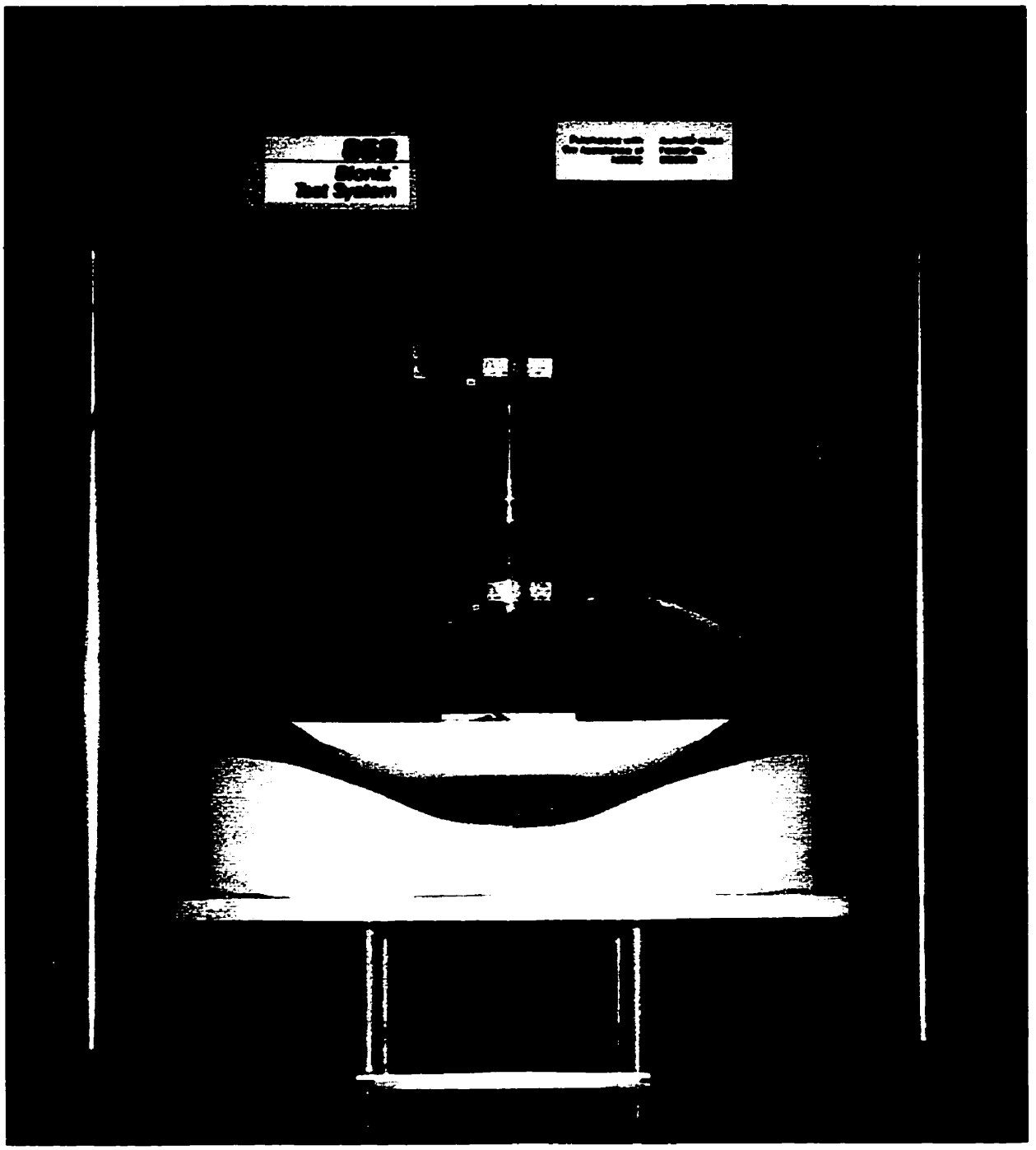


Figure 2.4 Article 1 : Testing devices used for the experimental validation. The MTS Bionix 858 system (MTS Systems Corp.) is shown with the Iscus cushion (Orthofab Inc.) on the plate with holes and the rigid buttocks above.

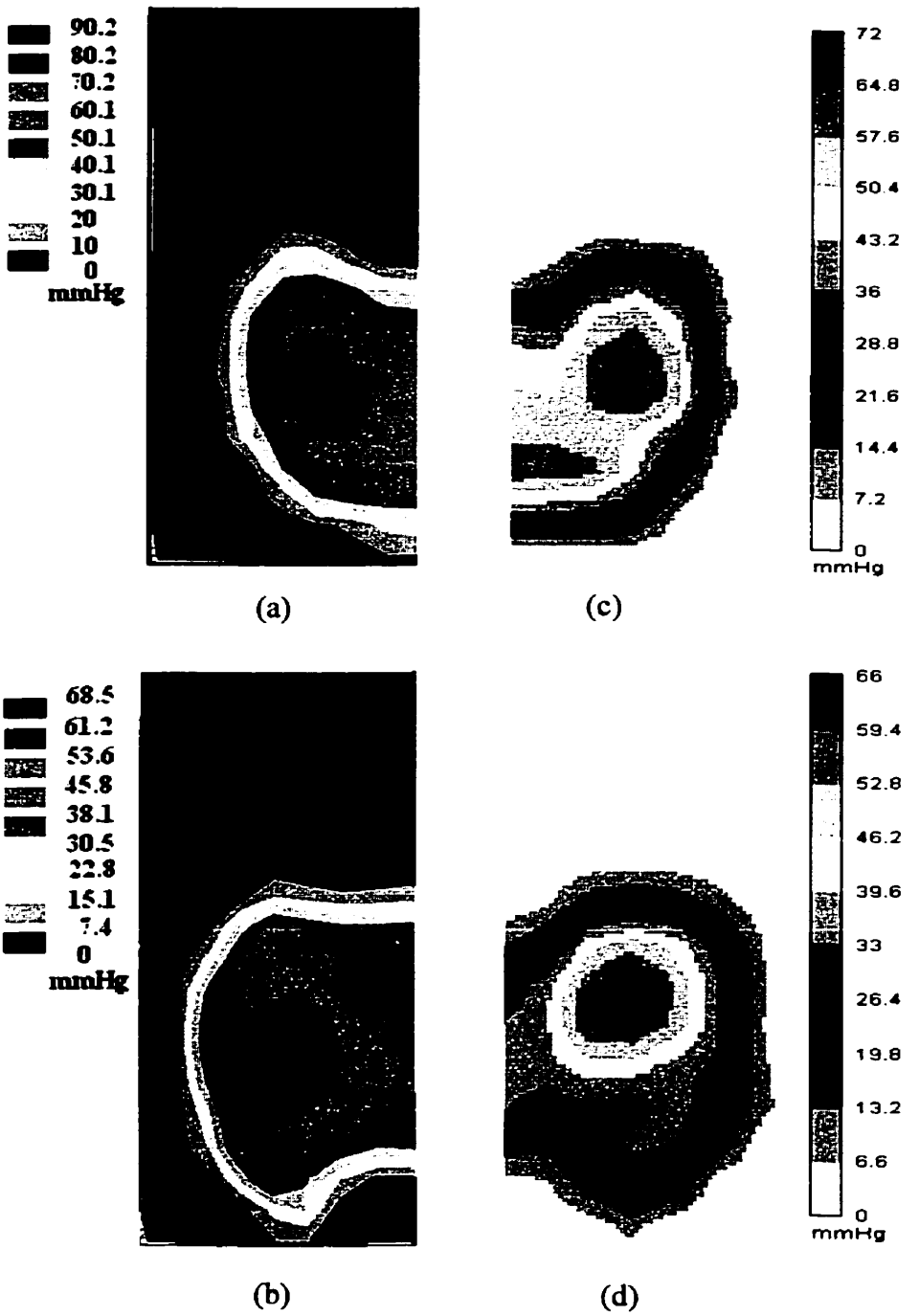
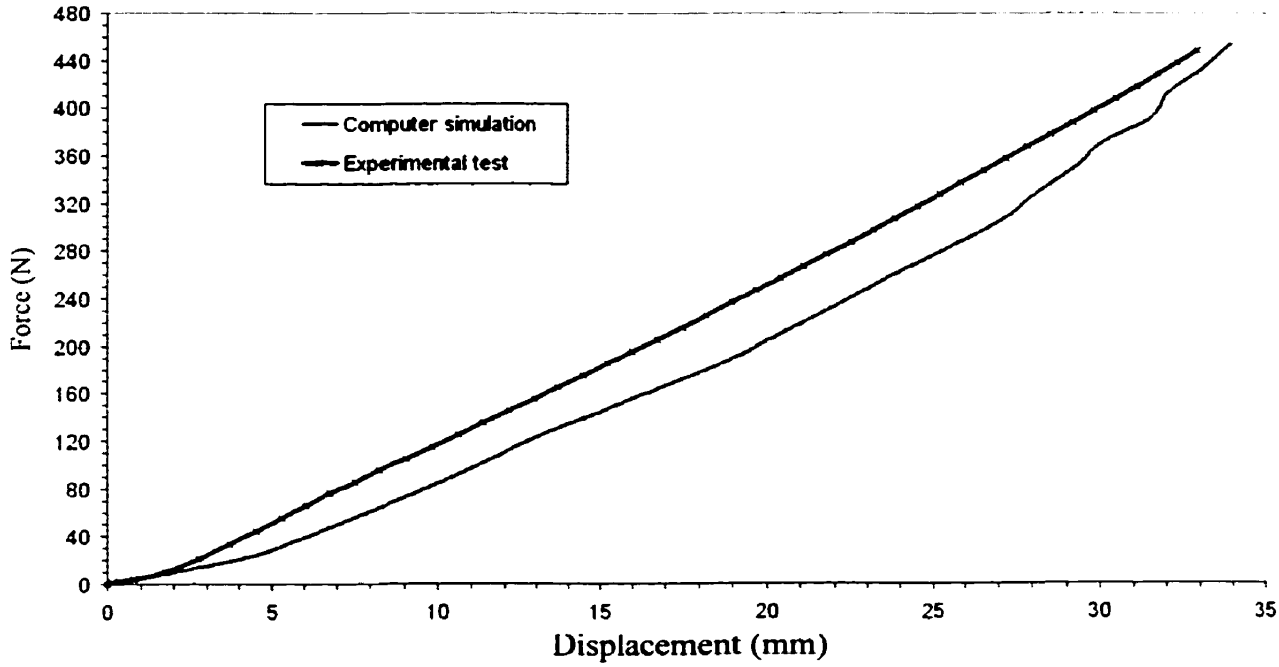
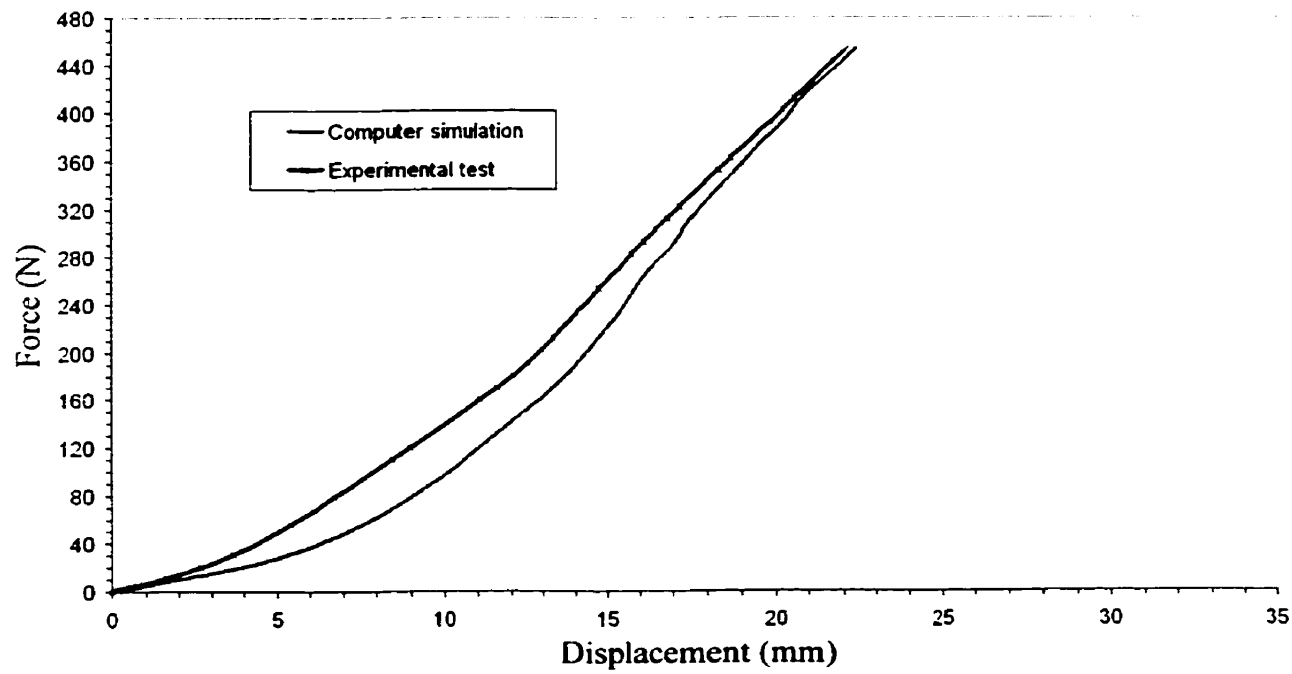


Figure 2.5 Article 1: Representation of pressure distribution at the cushion surface obtained, respectively for the flat and the contoured seat cushions, with the finite element model (a,b) and with the FSA pressure system (c,d).



(a)



(b)

Figure 2.6 Article 1 : Force-displacement curves obtained from the experimental tests and the computer simulations ; results for the flat seat cushion (a) and for the contoured seat cushion (b).

Tableau 2.2 Article 1 : Simulation results comparison between the flat and the contoured seat cushion models. Values in mmHg are given in parenthesis.

Cushion models	Maximal pressure Pa (mmHg)	Standard deviation Pa (mmHg)	Mean pressure Pa (mmHg)	Interface area (%)	Maximal gradient Pa/mm (mmHg/cm)	Maximal deflection mm
Flat	12 026 (90.2)	3219 (24.1)	5160 (38.7)	43.3	139.5 (10.5)	32.1
Contoured	9183 (68.9)	2276 (17.1)	4545 (34.1)	44.4	84.4 (6.3)	20.8
Contoured vs Flat	23.6 % reduction	29.3 % reduction	11.9 % reduction	2.5 % increase	39.5 % reduction	35.2 % reduction

2.2.3 Complément à la méthodologie de développement et de validation du modèle

L'article de la section précédente a présenté les grandes lignes du développement du modèle et de sa validation. Cette section a pour but de présenter quelques détails supplémentaires n'ayant pas été abordés à l'intérieur de cet article.

2.2.3.1 Modélisation et simulation de chargement

La première étape du développement du modèle a consisté à définir la géométrie du coussin et celle du fessier (voir section 2.2.2) à partir de points mesurés dans l'espace. Des nœuds et les éléments de maillage ont été créés à partir des coordonnées de ces points dans le logiciel d'éléments finis pour définir les deux modèles. Un total de 684 nœuds ont été nécessaires pour le coussin (demi coussin), et 79 pour le fessier (demi fessier). Pour le modèle de coussin, 432 éléments solides linéaires à 8 nœuds de type *Solid45* ont été utilisés. Les dimensions de ces éléments étaient de 25.4 x 25.4 mm^2 avec une épaisseur variant d'environ 12 mm à 25.4 mm aux endroits susceptibles d'accueillir une partie du chargement lors des simulations. Le choix de ces dimensions a été basé sur les résultats de tests conduits dans le cadre d'un projet de maîtrise en cours effectué par Marie-Josée Dionne. Le modèle de fessier (demi fessier) a été créé à l'aide de 127 surfaces triangulaires et maillé de façon automatique par le logiciel avec des éléments de surface triangulaire *Target170.* Le modèle fessier a été subdivisé en deux sections de manière à pouvoir traiter séparément la zone hautement chargée lors des simulations

(ischion-trochanter) de celle qui l'est moins. Un total de 994 éléments ont été créés (284 pour la section ischion-trochanter). Le modèle d'interface pour gérer l'interaction de contact entre le modèle de coussin et celui du fessier a consisté en 208 éléments de contact surface-surface à 4 nœuds de type *Conta173*. Les éléments ont été distribués sur la surface du modèle de coussin et associés par paires aux éléments fessiers avec lesquels il existait un potentiel de contact. Une rigidité de contact plus élevée a été attribuée aux éléments de contact associés aux éléments du fessier sous la région ischion-trochanter car la majorité de la charge est distribuée dans cette région. Le choix de la valeur de la charge appliquée sur le fessier s'est basé d'une part sur le fait que le poids distribué à l'assise par le fessier correspond à environ 75% du poids total du corps en position complètement redressée (Staarink, 1995). D'autre part, en tenant compte qu'environ 25% du poids de la personne peut être transféré au dossier (Pope, 1985), la proportion du poids distribué à l'assise peut varier entre environ 50 à 75 %. Le choix de la valeur de 65% du poids total pour les simulations correspond donc à une valeur plausible pour représenter en partie ce qui est rencontré en situations cliniques.

L'objectif du modèle étant d'effectuer un grand nombre de simulations pour l'étude de différents designs de coussin, la modélisation et le contrôle des paramètres de simulation ont été effectués via des programmes informatisés créés dans Matlab (sous-programmes de modélisation) et ANSYS (programme principal). L'utilisation de tels programmes a pour but d'optimiser le temps de modélisation et de simulation en permettant d'effectuer toutes les opérations informatiques en arrière plan (« background ») comparativement à

l'utilisation de la méthode interactive, utilisant l'interface graphique de ANSYS, beaucoup plus lourde à gérer pour l'ordinateur et l'utilisateur.

2.2.3.2 Complément de validation

Le premier article a présenté une comparaison des simulations avec des résultats obtenus par essais expérimentaux ainsi que les interprétations et hypothèses pouvant expliquer les différences. Une source d'erreur supplémentaire possible, non abordée dans l'article, porte sur la variation des propriétés des mousses fournies par le manufacturier. En effet, d'un lot de production à un autre, l'indice de compression d'une mousse donnée peut varier substantiellement (ex. : PU 45 ± 8 lb/po^2, Multifoam Inter. Inc.). Ces variations peuvent affecter le présent modèle dans la mesure où les propriétés des mousses hyperélastiques, utilisées lors des simulations, ont été obtenues via des échantillons de mousses provenant de lots de production différents de ceux des coussins testés expérimentalement.

Une étude complémentaire a été réalisée afin de vérifier si les différences notées entre les résultats expérimentaux et simulés pouvaient être liées à une variation de l'indice de compression des mousses. Pour cette étude, un coussin plat de 406 x 457 x 76.2 mm^3 (16 x 18 x 3 po^3) et trois échantillons de 50 x 50 x 25 mm^3 extraits d'un même bloc de mousse ont été utilisés pour s'assurer de comparer des spécimens possédant théoriquement les mêmes propriétés. N'ayant pu se procurer de tels spécimens en PU 45

lb/po^2 (mousse utilisée dans le premier article), des spécimens d'une autre mousse ayant des propriétés voisines, le Neocor HR50, ont été utilisés. L'étude a consisté dans un premier temps à caractériser les propriétés multilinéaires à partir de tests effectués sur les trois plus petits échantillons selon la méthode de Dionne et coll. (1998) et de l'intégrer au modèle d'éléments finis. Par la suite, une simulation de chargement et une validation expérimentale semblables à celles décrites dans l'article ont été effectuées pour un coussin plat de Neocor HR50 (406 x 457 x 76.2 mm^3). La figure 2.7 présente les résultats obtenus par ces deux méthodes.

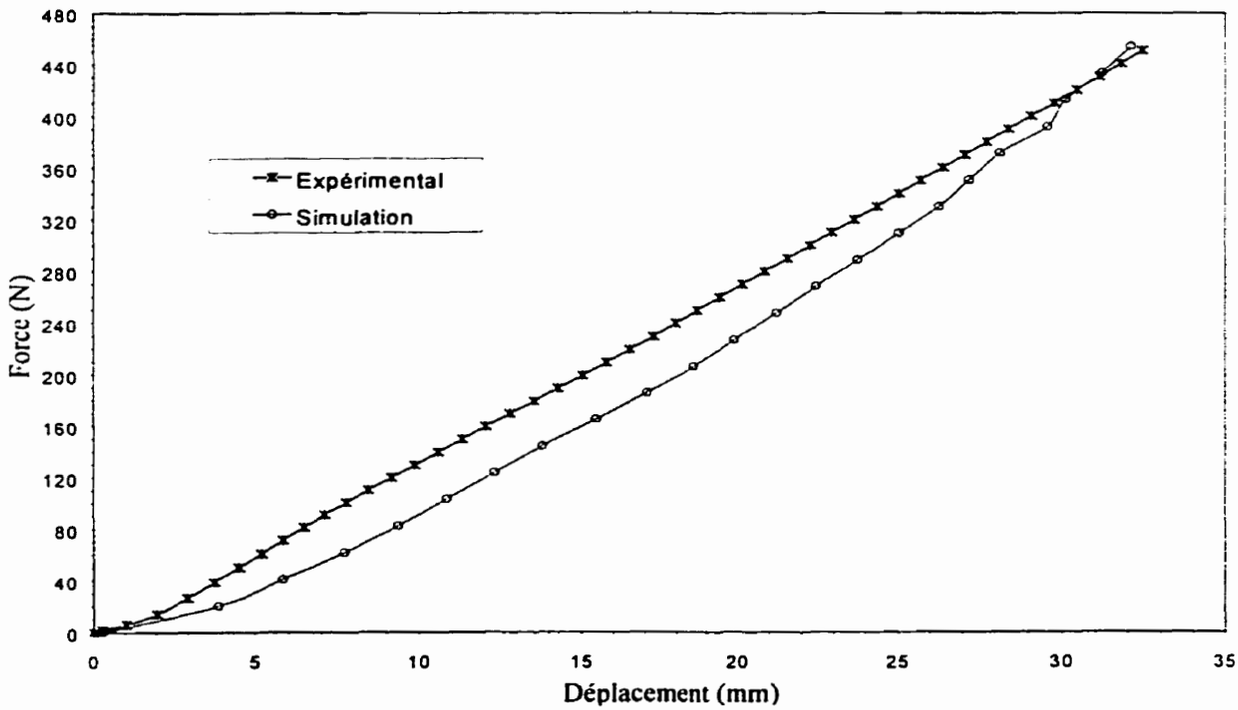


Figure 2.7 : Courbes force-déplacement obtenues pour un coussin plat de Neocor HR50 à partir de résultats simulés et expérimentaux.

En comparant les deux courbes de la figure 2.7, les mêmes observations que celles présentées dans le premier article (plus particulièrement celles concernant le coussin plat de PU 310 Pa) peuvent être faites (voir figure 2.6, section 2.2.2). En effet, des différences similaires sont notées au niveau de la nonlinéarité et de la rigidité des courbes expérimentales et simulées. Cependant, ces différences surviennent pour des niveaux de charges inférieures à ceux rencontrés dans le cas des situations simulées, correspondant à des personnes âgées de constitution moyenne en position assise (poids du tronc et des membres supérieurs, ≈400 N). Ainsi, pour un chargement d'environ 400 N, tel que présenté dans les résultats de validation (section 2.2.2), l'écart entre les résultats simulés et expérimentaux tend à disparaître.

À la lumière de ces résultats, il est possible de conclure que les différences notées lors de la validation du modèle, entre la méthode de chargement simulée et expérimentale, ne sont pas dues à une simple différence au niveau des propriétés de la mousse constituant les spécimens utilisés lors de la caractérisation de la mousse et des tests de validation expérimentaux. Cela vient donc renforcer les hypothèses précédemment émises à ce sujet dans le premier article, c'est-à-dire que les différences au niveau de la nonlinéarité et de la rigidité des courbes force-déplacement est due à un problème de compatibilité géométrique entre la méthode utilisée pour caractériser les mousses et le chargement simulé.

2.3 Étude de design de coussins d'assise

2.3.1 Processus de design

La deuxième partie de ce projet de maîtrise consistait à exploiter le modèle d'éléments finis pour réaliser une étude de design afin de concevoir un ou des nouveaux concepts de coussin d'assise de fauteuil roulant. Ce ou ces concepts devaient principalement être capables de fournir un support adéquat en relation avec la distribution de la pression à l'interface coussin-usager. Pour ce faire, une approche de design (love, 1980), amorcée dans la première partie du projet avec la formulation du problème et la définition des objectifs, a d'abord été utilisée. Cette approche comporte l'élaboration d'une liste de critères de design et un barème d'évaluation, présenté dans le second article (section 2.3.2), la génération de solutions de coussins d'assise et une étude de praticabilité de celles-ci, une étude préliminaire des solutions potentielles, et finalement l'évaluation des solutions retenues (également inclus dans le second article).

2.3.1.1 Génération de solutions

Cette étape du processus de design a fait suite à une séance de remue-méninge (« brainstorming ») au cours de laquelle plusieurs idées de concepts et/ou d'améliorations de concepts de coussin ont été émises. Une synthèse de ces idées est présentée à l'annexe A. Huit solutions valables sont ressorties de cette séance auxquelles

ont été ajoutées deux autres solutions existant déjà sur le marché pour des fins de comparaison : le coussin plat et l'Iscus (Orthofab Inc.). Les dix solutions sont décrites au tableau 2.3.

Tableau 2.3 : Description des solutions de coussins d'assise de fauteuil roulant générées suite au « remue-méninge ».

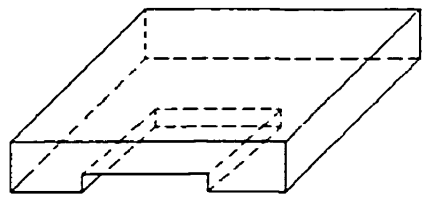
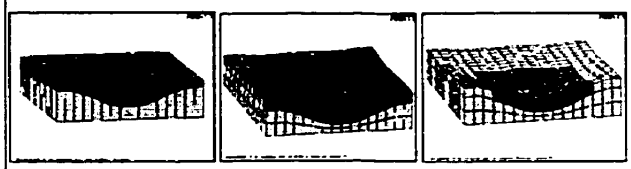
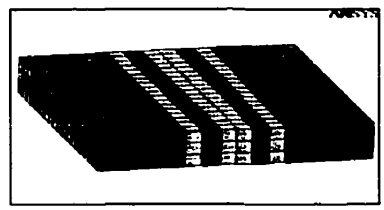
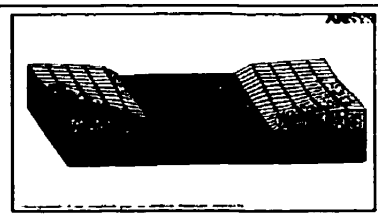
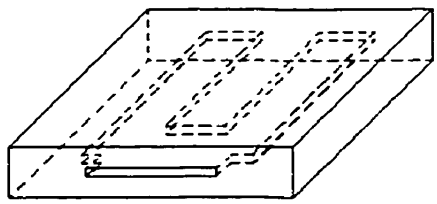
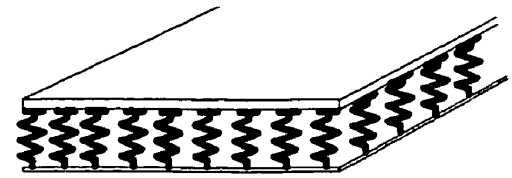
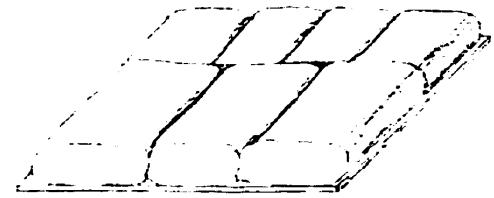
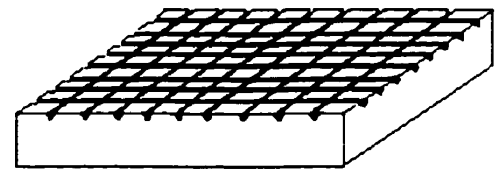
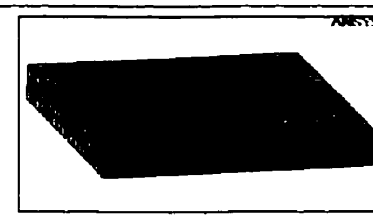
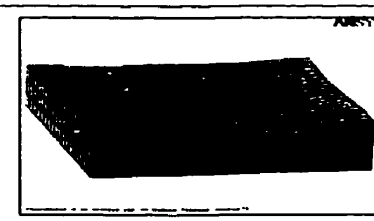
Solutions de coussin	**Illustrations**
Avec retrait de matière : bloc rectangulaire de mousse avec retrait de matière sous les ischions	
Préformés couverts : voir section 2.3.2 (Flat covered contoured et Covered contoured cushions A et B)	
Progressif : voir section 2.3.2 (Progressive cushion)	
Préformé modulaire : voir section 2.3.2 (Modular contoured cushion)	
Sandwich : bloc rectangulaire de mousse avec un vide à l'intérieur. Ce vide, ouvert sur l'extérieur à l'avant et à l'arrière, possède un périmètre correspondant environ à la région du coussin en contact avec l'usager.	

Tableau 2.3 (suite): Description des solutions de coussins d'assise de fauteuil roulant générées suite au « remue-méninge ».

Solutions de coussin	**Illustrations**
À ressort : plaque rigide sur laquelle sont fixés des ressorts de compression supportant une couche de mousse de densité moyenne. Des plaquettes de plastiques rigides sont disposées à l'interface entre la mousse et l'extrémité des ressorts.	
Billes en pochettes : pochettes remplies de billes de mousses de différentes densités positionné sur une plaque rigide.	
Strié : bloc rectangulaire de mousse possédant une surface rainurée.	
Coussin plat : voir section 2.3.2 (Flat cushion)	
Coussin préformé Iscus (Orthofab Inc.) : voir section 2.3.2 (Iscus cushion)	

2.3.1.2 Étude de praticabilité

Une étude de praticabilité a été effectuée afin d'évaluer rapidement la valeur de chacune des solutions en relation avec les critères de design qui ont été fixés préalablement

(section 2.3.2). Elle a consisté à vérifier si chacune des solutions respectait certains aspects physiques et économiques ainsi que certains facteurs de temps et environnementaux essentiels. De cette façon, les solutions qui ne présentaient pas un potentiel suffisant ont été rejetées. Le tableau 2.4 présente les résultats de cette étude où deux solutions ont été rejetées : le coussin *à ressort* et celui avec des *billes en pochettes*.

Par la suite, après révision, trois autres solutions ont été mises de côté en raison de leur complexité à être modélisées et des réserves exprimées par les partenaires industriels (Orthofab Inc.). Ces solutions sont le *Coussin avec retrait de matière*, le *Sandwich* et le *Strié*. Les concepts retenus pour la poursuite du projet étaient donc les suivants : le coussin *Préformé couvert*, le *Progressif* et le *Préformé modulaire*, en plus du coussin *plat* et du coussin *Iscus* utilisés comme références.

2.3.2 Article #2. Design evaluation of wheelchair seat cushions using a finite element model

L'article présenté dans cette section a été soumis pour publication dans la revue *Journal of Rehabilitation Research and Development*. Il présente l'évaluation et la comparaison de designs de coussins de fauteuil roulant générés suite aux résultats de l'étude de praticabilité. À partir des cinq concepts retenus (incluant les deux concepts commerciaux), vingt-six différents designs de coussin ont été modélisés par éléments

Tableau 2.4 : Étude de praticabilité des solutions représentant les huit concepts de coussins

SOLUTION	ÉTUDE DE PRATICABILITÉ										DÉCISION
	ASPECTS PHYSIQUES						ASPECTS ÉCONO.	FACTEURS TEMPS		FACTEURS ENVIRON.	
	-Distribution de la pression	-Adaptabilité : possibilité d'ajout d'éléments de forme; possibilité de produire différentes dimensions	-Installation selon 3 modes (sur canevas, base pleine et base encastrée) -Désinstallation possible (pour transfert)	-Épaisseur égale ou inférieure à 3 po -Poids égal ou inférieur à 3 kg	-Constance des propriétés mécaniques	-Fabrication et installation : technologie et main d'œuvre qualifiée existante	-Coût de fabrication inférieur à 175$; -Peu ou pas de coûts d'entretien ou d'utilisation	-Durabilité minimale de 2 ans	-Désinstallation et installation rapide	-Sécuritaire -Discrétion -Esthétique	
N° 1 Coussin avec retrait de matière	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui, à condition d'avoir un bon revêtement	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	**RETENUE**
N° 2 Coussin Préformé couvert	Oui	Oui, mais on doit procéder à une technique de coupes (Orthofab Inc.)	Oui	Oui	Oui, à condition d'avoir un bon revêtement	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	**RETENUE**
N° 3 Progressif	Oui	Oui, mais on doit faire varier les dimensions par sauts équivalents à la largeur d'une bandelette	Oui	Oui	Oui, à condition que les bandelettes ne se déplacent pas	Oui	Oui	Non, en raison des zones de mousse de faible densité	Oui	Oui	**RETENUE**
N° 4 Préformé modulaire	Oui	Oui, mais on doit procéder à une technique de coupes (Orthofab Inc.)	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Non, en raison de la mousse de faible densité de la couche supérieure	Oui	Oui	**RETENUE**
N° 5 Sandwich	Oui	Oui, mais on doit procéder à une technique de coupes (Orthofab Inc.)	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui, mais le périmètre au dessus de la zone vide est à surveiller	Oui	Oui	**RETENUE**

Tableau 2.4 (suite) : Étude de praticabilité des solutions représentant les neuf concepts de coussins

SOLUTION	ÉTUDE DE PRATICABILITÉ										DÉCISION
	ASPECTS PHYSIQUES						ASPECTS ÉCONO.	FACTEURS TEMPS		FACTEURS ENVIRON.	
	-Distribution de la pression	-Adaptabilité : possibilité d'ajout d'éléments de forme; possibilité de produire différentes dimensions	-Installation selon 3 modes (sur canevas, base pleine et base encastrée) -Désinstallation possible (pour transfert)	-Épaisseur égale ou inférieure à 3 po -Poids égal ou inférieur à 3 kg	-Constance des propriétés mécaniques	-Fabrication et installation : technologie et main d'œuvre qualifiée existante	-Coût de fabrication inférieur à 175$; -Peu ou pas de coûts d'entretien ou d'utilisation	-Durabilité minimale de 2 ans	-Désinstallation et installation rapide	-Sécuritaire -Discrétion -Esthétique	
N° 6 Coussin à ressort	Oui	Oui, mais on doit faire varier les dimensions par sauts équivalents à la largeur d'une rangée de ressort	Non, la base rigide rend impossible l'installation sur canevas. Sans la base rigide les ressorts peuvent s'entrechoquer	Non, du au poids des ressorts et des plaques de plastique rigide	Oui	Non, le procédé d'assemblage devra être développé	Non, les ressorts avec des rigidités spéciales sont très dispendieux	Oui	Non, en raison de son poids et de sa rigidité	Oui, à condition de faire en sorte que les ressorts ne trans-percent pas le coussin	**REJETÉE,** en raison de ses trop nombreux désavantages ayant trait à sa complexité, à son coût et à son poids.
N° 7 Billes en pochettes	Non, car on ne peut pas prévoir de façon précise les propriétés mécaniques de support	Oui, à condition d'avoir plusieurs grandeurs de pochettes.	Oui	Oui	Non, le relief du coussin change avec le temps en raison du déplacement des billes de mousse.	Non, le concept ne permet pas d'obtenir un relief précis lors de la fabrication et l'installation. Le coussin ne peut donc pas s'adapter aux formes de l'usager de façon uniforme sur toute la surface	Oui	Non, les billes de mousse, en raison de leur grande surface en contact avec l'air, risquent une détérioration de leurs propriétés mécaniques, en particulier celles de mousses de faible densité	Oui	Oui, à condition que le tissus des pochettes résistent au feu.	**REJETÉE,** on ne peut pas prévoir de façon précise et systématique les propriétés mécaniques de support.
N° 8 Le strié	Oui	Non, à condition de ne pas strier le coussin aux endroits destinés à recevoir les éléments de forme	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui, mais à surveiller si les stries sont trop rapprochées	Oui	Oui	**RETENUE**

finis puis inclus à l'intérieur du modèle présenté dans le premier article (section 2.2.2). L'article expose les critères de design et la méthode d'évaluation des solutions. Il présente aussi la description et l'évaluation de huit des vingt-six designs modélisés et discute des principaux résultats obtenus. Les designs choisis correspondent aux designs ayant démontré les meilleures distributions de pression relatives à chacune des catégories de concepts développée ainsi que les designs servant de base de comparaison (coussin plat de Neocor HR50 et coussin Iscus d'Orthofab Inc.). La description et les résultats obtenus pour les dix-huit autres modèles de coussin testés à l'aide du modèle biomécanique sont présentés à l'annexe B.

DESIGN OF WHEELCHAIR SEAT CUSHIONS USING A FINITE ELEMENT MODEL

Eric Phan,

Carl-Éric Aubin,

Jean Dansereau

NSERC Industrial Research Chair on Wheelchair Seating Aids, Dept. of Mechanical Engineering, École Polytechnique de Montréal, Montréal, Québec, Canada, H3C 3A7.

This research was funded by the NSERC (Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada) and Orthofab Inc.

Correspondence to: Jean Dansereau, Ph.D.
NSERC Industrial Research Chair on Wheelchair Seating Aids,
École Polytechnique de Montréal,
Dept. of Mechanical Engineering
PO Box 6079, Station "Centre-ville"
Montréal, Québec
H3C 3A7, Canada
Tel: (514) 340 4711 ext. 3264
Fax: (514) 340 3261
E-mail: jean.dansereau@meca.polymtl.ca

ABSTRACT

A research was conducted to study various wheelchair seat cushions using seven design criteria (interface pressure, universality of design, stability, manufacturing, functionality, cost and general appreciation). A finite element model was used to simulate the interaction between the buttocks and the seat cushion to evaluate the pressure distribution associated to different wheelchair seat cushion designs. Eight seat cushion designs were developed and compared according the design criteria. Two of the cushion designs were commercially available seat cushions (a flat and an Iscus contoured cushion, Orthofab Inc.) while the six others represent variations of these two cushions. Cushions with a contoured shape showed better mechanical properties than the flat cushions, particularly by reducing the peak pressure, the maximal pressure gradient and by providing a more uniform pressure distribution as well as a better stability to the user. This new evaluation method is an alternative to clinical comparative studies by reducing development and experimental costs.

Key words—cushion designs, interface pressure, seating, pressure sores, finite element model, interface shape, wheelchair.

INTRODUCTION

Several studies on wheelchair seat cushions were done to prevent seating problems such as pressure sores and instability. One of the most frequent problems is soft tissue trauma related to long term loading by sustained external forces [1,2,3,4,5,6]. An optimal seating situation may be considered when the buttocks are loaded in a hydrostatic way, so that the external pressure distribution is completely uniform and the tissue deformation is minimized [5]. In order to design a cushion that could approach such a goal, studies and trials have been conducted to provide different types of cushion solutions. Nevertheless, researchers are still facing substantial obstacles in their search to provide products able to minimize these seating problems. One of the difficulties is the subject's specific characteristics. To prevent pressure sores, wheelchair users often use custom contoured cushions [7]. Due to the cost and expertise related to this type of cushion, this solution is not widespread. A less expensive and simpler method consists of using commercially available cushions. To evaluate the effectiveness of a cushion for a given population, clinical experimentation is usually needed. Such evaluations have been realized on commercially available wheelchair seat cushions based on pressure distribution parameters [8,9,10,11]. Generally, the main objective criteria are the magnitude and location of maximum pressure as well as the overall pressure distribution. Such studies are limited to existing cushions, therefore it turns to be a search for the best cushion within a restricted selection instead of an overall optimized cushion. Another disadvantage is the high number of subjects and resources involved in

such experimental studies. Following the same criteria, other authors have developed and tested cushion prototypes to improve the design [12,13]. However, that kind of studies also requires important resources. Physical buttock models were developed to substitute for human subjects and thus substantially reduce the experimental duration and the complexity of the protocols [14,15].

The objectives of this paper are to present a design study aimed to evaluate and compare different wheelchair seat cushion models in regard to the pressure distribution and other aspects related to the stability and functionality of the users as well as the cost, manufacturing and general appreciation of the cushion designs.

METHODS

A general widespread design methodology was used throughout this study [16]. The first step consisted in defining design specifications (objectives, design criteria and assessment method). The second step consisted in generating cushion design solutions. In the third step, designs that presented the best potential were developed and assessed.

Design Criteria

Seven design criteria of the seat cushion, as well as their weight factor according to their degree of importance, were established by a multidisciplinary team composed of experts

and clinicians in the field of wheelchair seating aids. The first criterion was related to the pressure at the buttocks-cushion interface and was considered the most important with a weight factor (w.f.) of 31%, while the objective was to reduce soft tissue loading by distributing the pressure more adequately. Three different aspects of the pressure distribution were evaluated: reduction of the peak pressure (18%), the standard deviation of pressure values (6%), which is an indication of the uniformity of pressure distribution, and the maximal pressure gradient (7%). The second most important criterion was the universality of the cushion design (w.f.: 29%) so it could be intended to a large group of wheelchair users with different sizes and shapes of buttocks. This criterion evaluates the interface pressure distribution for different loads and buttock dimensions (18%), and the feasibility of adapting the design to different sizes of cushion (11%). The third higher weight factor (11%) was granted to the user stability because it is related to the posture and security. This criterion evaluates the stability of the pelvis (rotation, tilt, obliquity and lateral slipping) in relation to voluntary and involuntary posture and position changes on the cushion. An equivalent importance was given to the cushion manufacturing (w.f.: 11%), which is associated to the simplicity of the product (6%) and the availability of resources (5%). The cost of the material, the labor and the equipment (w.f.: 8%), the functionality (interference with user's activities, w.f.: 6%) and the general appreciation of the cushion design (advantages vs existing designs, w.f.: 4%), even though important, were considered less significant for the present study and thus lower weight factors were granted to them. The cost was restricted to 175$ for

marketing considerations. The evaluation method used to evaluate each design criterion is summarized below and the details are presented in the appendix.

Assessment of Cushion Designs

To evaluate the cushion designs, rating scales were first established for each design criterion (see appendix). The interface pressure and the universality of design criteria were evaluated by comparing each proposed cushion model to a regular flat Neocor HR50 (Woodridge Foam Corp.) cushion model. This flat cushion was chosen as a comparative standard because of its simplicity and the well-known properties and behavior of high resiliency foams [12]. The comparison was established using seating simulations from the computer model described further. The three aspects of the interface pressure criterion (peak pressure, uniformity and maximal gradient) as well as the two aspects of the universality of design criterion (quality of interface pressure and adaptability of design) were evaluated separately (see appendix). Since no prototype was available to conduct clinical testing, the stability as well as the functionality and the general appreciation criteria were evaluated through a questionnaire using a 1 to 5 rating scale filled by five wheelchair seating experts (Occupational Therapist, Orthotics-Prosthetics Technicians and Seating Aids Evaluators). Four indices were considered for the stability evaluation (pelvic rotation, tilt, obliquity and lateral slipping) where a score of 5 corresponded to a good stability and a score of 1 to instability. For the functionality evaluation, a score of 5 corresponded to a situation where voluntary movements were

unconstrained and 1 where the user was totally constrained in his cushion. For the general appreciation criterion, a score of 5 corresponded to a design showing great amelioration comparing to usual commercially available cushions and 1 to a design worse than commercial cushions. The manufacturing and cost criteria were assessed considering manufacturing data provided by Orthofab Inc. The manufacturing criterion was evaluated by counting the number of operations to build the cushion and by defining the availability of manufacturing resources. Finally, the cost criterion was evaluated by approximating the global cost of the cushion materials and manufacturing.

Cushion Designs

Eight basic seat cushion models were included in this study (table 1). Two of them correspond to commercially available cushions: a 76.2 mm (3 in.) thick Neocor HR50 flat cushion and a contoured cushion (Iscus, Orthofab Inc.). The shape (top surface) of the *Iscus* was measured using a 3D digitizer (Microscribe 3D, Immersion Corp.). From these two generic shapes, six other models were developed: the *Modified Iscus*, the *Flat covered contoured*, the *Covered contoured A* and *B*, the *Progressive* and the *Modular contoured cushion*. A detailed description of the different models is presented in table 1.

Finite Element Model used for Simulations

A finite element model was used to study the mechanical behavior of the seat cushions, particularly to evaluate the pressure distribution at the cushion-buttocks. This model was presented in a previous study [17] and is here briefly summarized (figure 2.8). The model is composed of a buttock and of a foam cushion. One buttock and half of the cushion were modeled due to symmetry in order to reduce the number of degrees of freedom and to simplify the model. The cushion model was meshed using 432 8-node brick elements suited for large deformation and nonlinear contact analyses. A mutilinear representation of different hyperelastic foams was used to specify the mechanical properties of those elements [18]. The buttock model was meshed using 994 surface elements and acted as a load applicator on the cushion models. The geometry of the buttock model was obtained using a seating shape measurement system (CASS, Seating and Soft Tissue Biomechanics Laboratory, University of Pittsburgh) [19] and corresponds to the mean shape of the deformed buttocks of 30 elderly subjects in a seated position. The dimensions of the buttock were normalized to correspond to a 120 mm inter-ischial distance. Due to the fact that the buttock shape was already deformed, all constitutive nodes of the buttock model were coupled to avoid additional deformation of the buttock during the seating simulation. The half cushion model had external dimensions of 203 mm x 457 mm (8" x 18"). Its shape and material properties could be modified to represent different cushion designs. Two hundred and eight 4-node surface-to-surface nonlinear contact elements were used to represent the cushion-buttock

interface. Those elements allowed the model to detect interaction and transmit the load when the buttock become into contact with the cushion during loading simulations.

Seating Simulations

For the eight designs, the computer simulations were conducted with the buttock model positioned so that the ischial tuberosities were at 140 mm from the rear edge of the cushion model, which corresponds to a usual clinical situation. In all simulations, nodes located on the bottom plane of the cushion model were constrained to represent a rigid support surface. A 207 N load corresponding to 65% of the seated weight of a 50th percentile elderly person [20] was applied downward on the buttock model. Only the vertical displacement of the buttock model was permitted during the loading simulation while friction between the buttock and the cushion surface was neglected.

Six additional simulations were conducted to evaluate the efficiency of the cushion design for different user sizes and weights (second criterion). The first two simulations were produced with loads corresponding to a ± 10% weight variation, while the two others were done with reduced and increased buttock sizes with proportional loads. Finally, two other simulations were performed with the overall model proportions changed (load, buttock and cushion sizes) to study the feasibility of adapting the design to different sizes of cushion. Table 2 presents a description of all these additional loading simulations done for each cushion model. Comparison was made with the

corresponding flat cushion simulations for the parameters related to the interface pressure distribution.

Simulation Results Analysis

The stresses normal to the buttock-cushion interface and the deflections along the vertical axis were extracted from the simulations. The normal stress is analogous to the pressure often measured clinically and thus no distinction is made in this paper concerning these two parameters. From the normal stress values, the maximal value (or max. pressure) was extracted, and the standard deviation as well as the maximal gradient were computed. The standard deviation is taken as an indicator of pressure distribution uniformity. Pressure gradients were calculated at the maximal pressure location as well as in its surrounding on an area of 0.01 m^2, using the following formula:

$$\text{Gradient} = \sqrt{\left(\frac{\partial px}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial py}{\partial y}\right)^2}$$

where px represents the pressure difference value between the node under study and its side nodes, and x is the distance between those nodes, while py and y represent the corresponding parameters in the perpendicular direction. Other parameters that were not used for the cushion design evaluation, such as the mean stress value and the contact surface area were also computed to characterize the pressure distribution. The contact surface is defined as the ratio of buttock nodes, which carried a part of the load, on the

total number of buttock nodes. Only stress values corresponding to pressure above 667 Pa (5 mmHg) were considered for these calculations.

RESULTS

For each cushion design, a total of seven simulations were conducted. Results computed from the simulations of the basic models (basic model dimensions and loading conditions) showed that four of the five contoured type cushions give substantial lower values regarding the maximal pressure, gradient and standard deviation of the pressure values than the flat type cushions (table 3). The four contoured cushions along with the *Progressive cushion* showed the lowest mean pressure. The *Progressive cushion* also provided the greatest contact area with the buttock as well as the greatest maximal deflection value. On the other hand, the *Modular contoured cushion* presented the highest maximal and mean pressure as well as the highest maximal gradient and the smallest contact area. From the pressure distribution patterns of the loading simulations shown in figure 2.9, the two *Covered contoured cushions* (A and B, fig. 2.9e and 2.9f) and the *Modified Iscus* (fig. 2.9c) showed a transfer of the peak pressure region to the anterior part of the buttock. Those same three cushions as well as the *Iscus* (figure 2.9b) also presented a peak pressure region located more under the great trochanters whereas this region for the other cushion designs was more concentrated under the ischial tuberosities. Large pressure differences between the contoured (fig. 2b, 2c, 2e and 2f)

and flat (fig. 2a, 2d and 2g) cushions were found at the sacrum-coccyx region, which are much more substantial for the flat cushions.

The pressure gradient is the most sensitive parameter, as evidenced by results of simulations implying different model sizes and loads (table 4). For instance, changing the size of the *Flat cushion* (reduction of 6.25%) in the case of the reduced buttock provided a change in the maximal gradient value of nearly 44%. Regarding maximal pressure, other great variations were noticed for some models, especially for the *Modular contoured cushion*. From the results of tables 3 and 4, calculations performed according to the first criterion (see appendix) to define the quality of pressure distribution confirmed that four out of five contoured cushions (the two *Iscus* and the two *Covered contoured cushions)* have the potential to provide better interface pressure distribution than the other designs. The four cushion designs received scores over 80 %, according to this criterion, for the basic simulation (table 6) as well as for the simulations with modified load and buttock sizes (table 5). The *Modified Iscus* showed the best pressure distribution abilities with a score of 100% for the basic simulation (table 6) and a mean score of 94% for the modified loading simulations (table 5) while *the Flat covered contoured*, the *Progressive* and the *Modular contoured* presented scores under 40% in both cases. The same four contoured designs also were less sensitive to cushion dimension changes. As it is presented in table 5, these last cushions showed much smaller variations in the quality of interface pressure than the other designs. Again the *Modified Iscus* presented the best adaptability of its design by

showing the smallest variation (2.5%) while *the Flat covered contoured*, the *Progressive* and the *Modular contoured* showed again the worst results with variation over 65%.

Evaluation of the other criteria, not related to computer simulations (table 5), showed that the *Modified Iscus* is the best for the user's stability, followed by the regular *Iscus* and the two *Covered contoured cushions*. Considering the manufacturing aspects (*Flat cushion* excluded), both *Iscus* (modified and regular) presented the most interesting characteristics. Finally, these two cushion designs along with the *Covered contoured* designs obtained the best *general appreciation*'s score from clinician experts. For their part, flat type cushions only received high scores for the functionality criterion.

The overall scores granted to each cushion design, according to the compilation of all design criteria (table 6), ranked the *Modified Iscus* as the best design with a score of 91%, closely followed by the regular *Iscus* (85%) along with the *Covered contoured A* (82%) and the *Covered contoured B* (80%). The lowest score (19%) was attributed to the Modular contoured design.

DISCUSSION

According to the computer simulations, the contoured cushions provided a better support to the seated user than all the flat type cushions regarding pressure distribution at the cushion-buttock interface. An exception was the *Modular contoured cushion*,

which ranked last in all categories related to pressure distribution. As generally observed in clinical situations, the maximal and mean pressures were lower for the contoured cushion (*Modular contoured* excluded). The lower standard deviations shown by the contoured cushions also indicate a more uniform distribution of pressure at the buttock-cushion interface as compared to the other cushions. Concerning the low maximal pressure gradients provided by these contoured cushions, one could assume that less soft tissue distortion would occur with the use of such cushions. These results may be explained mostly by the initial fit provided by their more conformant shape with respect to the buttock. Indeed, such conformance help to provide an adequate contact support surface without the need of exhaustive deformations within the cushion. Therefore the constitutive material is less compressed and thus less rigid at the high pressure locations. By more confining the user in its seat, it also helps to confer an adequate stability.

Another advantage of the contoured designs is the fact that their shape influences the location of peak pressures as well as the whole pattern of pressure distribution. Peak pressures located more on the side of the cushion for the contoured designs (*Modular contoured* excluded) indicate a certain relief of the ischial region compared to the flat designs. The contoured cushions also show much lower pressure in the sacrum-coccyx region by transferring a part of the load outside the regions more at risk of developing pressure sores. This means that it is possible to have a certain control on the location of peak pressures by using an adequate cushion shape. Comparison of the distribution patterns of the Iscus with the *Modified Iscus* (figure 2.9b and 2.9c) is a good example of

this phenomenon considering that they have the same constitutive material but different shapes. These findings also indicate that a change in the alignment of the buttock with the cushion, mostly for the contoured cushions, may modify the interaction surface and thus change the way the pressure is distributed.

As for the other criteria, the two *Iscus* and the two *Covered contoured cushions* have respectively obtained the same scores due to the similarity of the concepts. However, the models showed differences in the way they distributed the load. For instance, the *Covered contoured A* presented a better adaptability of its design to other sizes of buttock than the *B* version. The *Modified Iscus* gave better pressure distribution than the regular *Iscus*. Concerning the flat type cushions, they have well performed regarding the functionality criterion due to their less confining surface shape.

As a first analysis conducted using a finite element model, this study was limited in the quantity of designs evaluated, mainly in regard to the constitutive materials and the cushion shapes. Also, a unique geometry of buttock, with different sizes, was used as load applicator which did not represent all buttock shapes and sizes of the whole population of wheelchair users. Consequently, this study gives an indication of the overall mechanical characteristics of the different seat cushion concepts but further simulations on other designs should be done before rejecting any particular concept. The rigidity conferred to the already deformed buttock did not provide information about

how the stress and strain were transmitted through the buttock's soft tissues. The method used to rank the cushion designs using the different design criteria and their respective weight factors may have an effect on the final results. In fact, the design's final score may vary according to the way the weight factor may be modify. A sensitivity test was done to see to what extent weight factor variation might affect the results. The five most important weight factors (8% and more) were sequentially changed by ±5%. None of these variations had any impact on the overall ranking of the design solutions.

In contrast to the traditional clinical methods, this study was done using a computer model which has shown the feasibility to conduct efficient design comparisons of wheelchair seat cushions without the need of physical cushions and subjects. This method is faster, less expensive and has the possibility to conduct tests on virtual prototypes. However, as a final step, the properties of the resulting cushion design should be confirmed by a complete clinical study.

CONCLUSION

This paper presented a comparative study of several seat cushion designs conducted following a systematic evaluation method. Results have clearly indicated the advantages of using contoured type cushions in regard to the pressure distribution at the cushion-buttock interface and the stability of the users as compared to the flat cushions. The *Modified Iscus cushion* received the highest score of all seven designs followed by the

regular *Iscus cushion* and the two Covered contoured cushions. This modified version of the Iscus presented better ability to distribute the pressure than the regular one. Results also demonstrated the potential of using this computer model to provide comparative information for cushion design and selection without the need of cushion prototypes or subjects. However, the choice of a cushion made using the present approach need to be validated clinically on an appropriate group of wheelchair users.

APPENDIX

Additional Information on the Design Criteria Evaluation Method

This appendix presents the details of the method used to evaluate each design criterion. The weight factors and the score scales were elaborated in collaboration with experts in the field of seating aids as well as people from the seating aids industry (Orthofab Inc.). Numerical results were used as inputs into the following tables to evaluate and compare the different design characteristics.

Interface pressure (31%)

The reduction values used to attribute a score of 100% with respect to the peak pressure, standard deviation and maximal gradient were chosen in regard to clinical observations and results of preliminary simulations.

Peak pressure reduction	Score	Standard deviation reduction	Score	Maximal gradient reduction	Score
More than 30%	100%	More than 30%	100%	More than 50%	100%
27 to 30% (included)	95%	25 to 30% (included)	90%	45 to 50% (included)	95%
24 to 27% (included)	90%	20 to 25% (included)	80%	40 to 45% (included)	90%
21 to 24% (included)	80%	15 to 20% (included)	70%	35 to 40% (included)	80%
18 to 21% (included)	70%	10 to 15% (included)	50%	30 to 35% (included)	70%
⋮	⋮	5 to 10% (included)	30%	⋮	⋮
		+0 to 5% (included)	10%		
0 or an increase	0	0 or an increase	0	0 or an increase	0

Universality of design (29%)

The score variation† values used to attribute a score of 100% with respect to the adaptability of design criterion were chosen according to the accuracy of the model [17].

Quality of interface pressure*	Score	Adaptability of design†	Score
More than 80%	100%	Variation under 5%	100%
60% ≤ score < 80%	75%	5% < variation < 10%	75%
40% ≤ score < 60%	50%	10% < variation < 20%	50%
20% ≤ score < 40%	25%	20% < variation < 30%	25%
Less than 20%	0%	Variation over 30%	0%

* Mean score of simulations 1 to 4, see table 2, and of the basic simulation according to the first criterion.
† Variation: ratio of the standard deviation of the score obtained from simulations 5 and 6, see table 2, and of the basic simulation according to the first criterion on the mean score of those three simulations.

Stability (11%)

Stability was evaluated through a questionnaire composed of four questions (pelvic rotation, tilt, obliquity and lateral slipping) using a 1 to 5 rating scale filled by five seating experts.

Score on the 1 to 5 scale with corresponding signification (use of the mean value of the four questions)			Score
4 to 5 (included)	⇒	Very good stability	100%
3 to 4 (included)	⇒	Good stability	80%
2 to 3 (included)	⇒	Moderate stability	50%
1 to 2 (included)	⇒	Instability	30%
1	⇒	Severe instability	0

Manufacturing (11%)

This criterion was evaluated using manufacturing data.

Manufacturing simplicity*	Score	Resources availability (labor and equipment)	Score
1	100%	Available in the industry	100%
2	80%	Non specialized resources from outside the industry	75%
3	60%	Specialized resources from outside the industry	50%
4	40%	Highly specialized resources from outside the industry	0%
5	20%		
more than 5	0%		

* Number of operations needed to manufacture the cushion (molding, cutting, bonding, etc).

Cost (8%)

Based on manufacturing data, an approximation of the global cost (material and manufacturing) was made to evaluate this criterion.

Manufacturing cost	Score
Less than 50$	100%
50 to 75$	80%
75 to 100$	60%
100 to 125$	40%
125 to 175$	20%

Functionality (6%)

This criterion was evaluated by seating experts via a question using a 1 to 5 rating scale regarding the limitations imposed by the cushion to the user's mobility.

Score on the 1 to 5 scale with corresponding signification			Score
4 to 5 (included)	⇒	No limitation to user's mobility	100%
3 to 4 (included)	⇒	Small limitation to user's mobility	80%
2 to 3 (included)	⇒	Moderate limitation to user's mobility	50%
1 to 2 (included)	⇒	Great limitation to user's mobility	30%
1	⇒	User immobilized	0

General appreciation (4%)

This criterion was evaluated by seating experts via a question using a 1 to 5 rating scale regarding whether or not the cushion design presents improvement from the commercially available cushions.

Score on the 1 to 5 scale with corresponding signification			Score
4 to 5 (included)	⇒	Great improvement	100%
3 to 4 (included)	⇒	Moderate improvement	80%
2 to 3 (included)	⇒	Small improvement	50%
1 to 2 (included)	⇒	No improvement	30%
1	⇒	Deterioration	0

REFERENCES

[1] Barbenel JC. Pressure management, Prosthet Orthot Int 1991; 15: 225-31.

[2] Brienza DM, Chung KC, Brubaker CE, Wang J, Karg TE, Lin CT. A system for the analysis of seat support surfaces using surface shape control and simultaneous measurement of applied pressures. IEEE Trans Rehabil Eng 1996; 4(2): 103-12.

[3] Colin D, Saumet JL. Influence of external pressure on transcutaneous oxigen tension and laser Doppler flowmetry on sacral skin. Clin Physiol 1996; 16: 61-72.

[4] Conine TA, Hershler, Daechsel D, Peel C, Pearson A. Pressure ulcer prophylaxis in eldery patients using polyurethane foam or jay wheelchair cushions. Int J Rehabil Res 1994; 17: 123-137.

[5] Levine SP, Kett RL, Ferguson-Pell M. Tissue shape and deformation versus pressure as a characterization of the seating interface. Assistive Technologie 1990; 2(3): 93-9.

[6] Bennett L, Kavner D, Lee BK, Trainor FS, Lewis JM. Skin blood flow in seated geriatric patients. Arch Phys Med Rehabil 1981; 62: 392-8.

[7] Kwiatkowski RJ, Inigo RM. A closed loop automated seating system. J Rehabil Res Dev 1993; 30(4): 393-404.

[8] Garber SL. Wheelchair cushions for spinal cord-injured individual. Am J Occ Ther 1985; 39(11): 722-5.

[9] Swain I, Peters E. The effects of posture, body mass index and wheelchair adjustment on interface pressure. Evaluation Report, MDA/97/20, Salisbury District Hospital, 1997.

[10] Medical Devices Agency. Wheelchair cushions: static and dynamic. A comparative evaluation. Evaluation report, MDA PS4, 1997.

[11] Garber SL, Krouskop TA, Carter RE. A system for clinically evaluating wheelchair pressure-relief cushions. Am J Occ Ther 1978; 32(9): 565-70.

[12] Sprigle S, Chung KC, Brubaker CE. Reduction of sitting pressures with custom contoured cushions. J Rehabil Res Dev 1990; 27(2): 135-40.

[13] Ferguson-Pell MW, Cochran GVB, Palmeri VR, Brunski JB. Development of a modular wheelchair cushion for spinal cord injured persons. J Rehabil Res Dev 1986; 23(3): 63-76.

[14] Canadai RS, Reddy NP, Canilang EP. Cushion evaluation based on stress distributions in sogt tissues. Proceedings of the 13th RESNA Annual Conference, Washington DC, 1990; 403-4.

[15] Sprigle S, Haynes S, Hale J. Uniaxial and hydrostatic loading at the core of a gel buttock model. Proceedings of the 21st RESNA Annual Conference, Nashville, Tenessee, 1994; 266-84.

[16] Love SF. Planning and creating successful engineering designs. New York: Van Nostrand Reinhold; 1980.

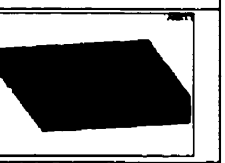
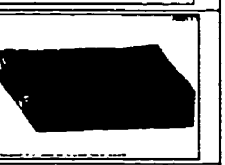
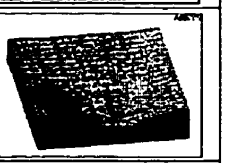
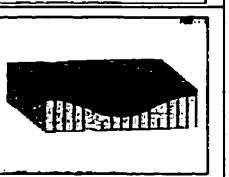
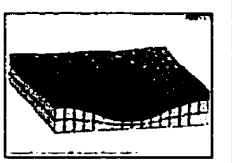
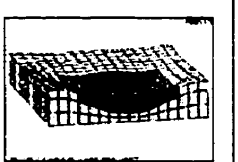
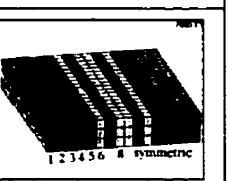
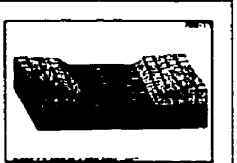
[17] Phan E, Aubin CÉ, Dionne MJ, Li Y, Dansereau J. Finite element model for the design of wheelchair seat cushions. IEEE Trans Rehabil Eng, submitted October 1999.

[18] Dionne MJ, Aubin CÉ, Dansereau J. Finite element modeling of wheelchair seat cushions. Proceeding of the 25th RESNA Annual Conference, Minneapolis, Minnesota, 1998; 143-145.

[19] Brienza DM, Lin CT, Karg PE. A method for custom-contoured cushion design using interface pressure measurements. IEEE Trans Rehabil Eng 1999; 7(1): 99-108.

[20] Stoudt HW. The anthropometry of the elderly. Human Factors 1981; 23(1): 29-37.

Tableau 2.5 Article 2 : Description of the cushion basic model designs.

Basic cushion model description 203 mm x 457 mm (width x depth)	Finite element model
Flat: 76.2 mm (3 in.) slab of Neocor HR50[a]	
Iscus seat cushion (Orthofab Inc.) made of PU 310 Pa[c] (45 psi)	
Modified Iscus: Iscus seat cushion with a 12.7 mm deeper hollow under the ischial tuberosities made of PU 310 Pa[c] (45 psi).	
Flat covered contoured: The bottom layer shape corresponds to the Modified Iscus (see above) made of Super constructa foam[b] (max. thickness: 76.2 mm) and filled on top with Neocor HR50[a] to produce a flat surface. The top layer thickness exceeds the upper part of the bottom layer by 25.4 mm.	
Covered contoured A: The shape of the bottom layer corresponds to the Modified Iscus (see above) and is covered by a 25.4 mm layer of PU 240 Pa[c] (35 psi). The bottom layer has a maximal thickness of 76.2 mm and is made of PU 310 Pa[c] (45 psi).	
Covered contoured B: The bottom layer shape corresponds to the Modified Iscus (see above) with a 254 x 254 x 25.4 mm^3 cutout under the ischial tuberosities filled with PU 240 Pa[c] (35 psi). The bottom layer has a maximal thickness of 101.6 mm and is made of PU 310 Pa[c] (45 psi).	
Progressive: Made of sixteen bands of four different foams (glued) • 1st-2nd-3rd PU 380 Pa[c] (55 psi). • 4th Neocor HR50[a] • 5th-7th PU 310 Pa[c] (45 psi). • 6th-8th of PU 240 Pa[c] (35 psi).	
Modular contoured: The top layer (side contoured) is made of PU 380 Pa[c] (55 psi) and has a maximal thickness of 44.5 mm. The median layer is made of Neocor HR50[a] and has a thickness of 38.1 mm. The bottom layer is made of Super constructa foam[b] and is 19.1 mm thick.	

[a] Woodridge Foam Corp. ; [b] Vitacare Medical Products; [c] Multifoam Inter. Inc.

Tableau 2.6 Article 2 : Characteristics of the additional loading simulations for each cushion design. Proportional ratio of the different parameters versus the basic simulation (203 x 457 mm^2 cushion with a buttock of a 120 mm inter-ischial distance and a load of 207 N) are given.

Additional loading simulations	Cushion dimension ratio	Buttock Inter-ischial distance ratio (mm)	Load ratio (N)
1	1	1	0.9
2	1	1	1.1
3	1	0.9375 [a]	0.9375 [a]
4	1	1.125 [b]	1.125 [b]
5	0.9375 [a]	0.9375 [a]	0.9375 [a]
6	1.125 [b]	1.125 [b]	1.125 [b]

[a] Ratio of the minimum cushion width size (15"), manufactured by Orthofab Inc., to the value used for the basic cushion model (16").

[b] Ratio of the maximal cushion width size (18"), manufactured by Orthofab Inc., to the value used for the basic cushion model (16").

Tableau 2.7 Article 2 : Computer simulation results of the basic cushion models. Results are given as a ratio of the values obtained by the flat basis cushion made of Neocor HR50.

Cushion model	Maximal pressure	Mean pressure	Standard deviation	Maximal gradient	Contact area	Maximal deflection
Flat (standard)	12.136 kPa	5.454 kPa	3.392 kPa	0.138 kPa/mm	41%	29.6 mm
Iscus	-24.3%	-16.7%	-32.9%	-38.8%	+8.6%	-28.9%
Mod. Iscus	-33.4%	-15.5%	-41.9%	-52.1%	+10.0%	-41.8%
Flat cov. cont.	-8.5%	+1.3%	-7.6%	-11.8%	-1.4%	+1.0%
Cov. cont. A	-28.7%	-15.9%	-35.3%	-41.3%	+11.4%	-25.4%
Cov. cont. B	-33.9%	-15.8%	-40.3%	-38.4%	+11.4%	-31.1%
Progres.	-7.0%	-19.5%	-2.6%	-21.2%	+24.3%	+15.0%
Modular cont.	+10.0%	+13.5%	-3.0%	+96.3%	-14.3%	-40.3%

Tableau 2.8 Article 2 : Results of the additional loading simulations using different loads and sizes. Results are given on a comparative basis with the results of the standard flat cushion simulations.

Cushion model	10% reduction of the load			10% increase of the load		
	Maximal pressure	Standard deviation	Maximal gradient	Maximal pressure	Standard deviation	Maximal gradient
Flat (standard)	***11.421 kPa***	***3.353 kPa***	***0.145 kPa/mm***	***13.272 kPa***	***3.614 kPa***	***0.151 kPa/mm***
Iscus	-25.5%	-35.6%	-46.9%	-20.5%	-34.7%	-32.4%
Mod. Iscus	-33.8%	-41.4%	-51.5%	-35.2%	-44.1%	-52.1%
Flat cov. cont.	-7.3%	-7.2%	-10.2%	-10.6%	-8.5%	-31.4%
Cov. cont. A	-29.3%	-39.3%	-40.7%	-27.2%	-32.7%	-37.5%
Cov. cont. B	-32.5%	-45.4%	-16.7%	-33.8%	-34.3%	-47.5%
Progres.	-7.6%	-8.8%	-1.9%	-1.4%	-1.0%	-13.1%
Modular cont.	-1.1%	-8.9%	+59.9%	+19.3%	+3.8%	+110.4%

Cushion model	6.25% reduction (load and buttock model)			12.5% increase (load and buttock model)		
	Maximal pressure	Standard deviation	Maximal gradient	Maximal pressure	Standard deviation	Maximal gradient
Flat (standard)	***12.052 kPa***	***3.533 kPa***	***0.154 kPa/mm***	***12.234 kPa***	***3.506 kPa***	***0.128 kPa/mm***
Iscus	-18.7%	-30.1%	-42.1%	-25.8%	-37.1%	-46.4%
Mod. Iscus	-31.6%	-33.1%	-29.9%	-33.8%	-42.4%	-2.6%
Flat cov. cont.	-7.5%	-8.4%	-17.9%	-7.8%	-12.4%	-35.3%
Cov. cont. A	-29.0%	-39.8%	-28.7%	-24.0%	-35.7%	+9.8%
Cov. cont. B	-28.3%	-38.9%	-27.8%	-27.5%	-38.0%	-0.5%
Progres.	-4.1%	-9.1%	-27.3%	+4.9%	-2.0%	+74.8%
Modular cont.	+30.9%	+5.8%	+103.3%	-7.9%	-7.5%	+96.6%

Cushion model	6.25% reduction (load, buttock and cushion models)			12.5% increase (load, buttock and cushion models)		
	Maximal pressure	Standard deviation	Maximal gradient	Maximal pressure	Standard deviation	Maximal gradient
Flat (standard)	***12.675 kPa***	***3.506 kPa***	***0.128 kPa/mm***	***10.969 kPa***	***3.345 kPa***	***0.107 kPa/mm***
Iscus	-22.5%	-34.3%	-27.1%	-23.1%	-36.8%	-27.1%
Mod. Iscus	-33.8%	-41.0%	-46.3%	-31.8%	-40.6%	-36.6%
Flat cov. cont.	-22.6%	-15.1%	-14.3%	-4.2%	-7.4%	+21.9%
Cov. cont. A	-27.5%	-32.3%	-32.7%	-26.5%	-42.7%	-10.1%
Cov. cont. B	-32.4%	-36.1%	-34.5%	-30.0%	-46.8%	+12.2%
Progres.	+0.3%	-0.9%	+7.5%	-4.3%	-9.0%	+56.1%
Modular cont.	+15.5%	0.0%	+130.5%	+0.1%	-10.6%	+110.6%

Tableau 2.9 Article 2 : Design criteria evaluation results.

Cushion model	Universality of design		Stability (/5)	Manufacturing		Cost ($)	Functio-nality (/5)	General appre-ciation (/5)
	Quality of interface pressure (1st criterion' s score)	Adapta-bility of design (variation)		Operations (#)	Resources availability (%)			
Flat	N/A	N/A	1.40	1	100	< 50	4.6	2.0
Iscus	86.4%	7.3%	3.35	1	50	< 50	3.0	2.4
Mod. Iscus	94.0%	2.5%	3.60	1	50	< 50	2.2	3.0
Flat cov. cont.	36.5%	67.4%	2.15	3	50	75-100	3.8	1.8
Cov. cont. A	88.2%	9.9%	3.15	3	50	50-75	3.0	2.6
Cov. cont. B	86.2%	14.1%	3.15	3	50	50-75	3.0	2.4
Progressive	19.4%	86.6%	1.70	> 5	75	<50	4.2	1.4
Modular cont.	7.3%	132.3%	2.55	> 5	50	50-75	2.6	2.0

Tableau 2.10 Article 2 : Scores obtained by the cushion models according to each design criterion.

Cushion model	Interface pressure (31%)	Univer-sality of design (29%)	Stability (11%)	Manu-facturing (11%)	Cost (8%)	Functio-nality (6%)	General appre-ciation (4%)	**Design's final score (100%)**
Flat	N/A	N/A	30.0%	100%	100%	100%	30.0%	**N/A**
Iscus	89.6%	90.6%	80.0%	78.0%	100%	50.0%	50.0%	**84.6%**
Mod. Iscus	100%	100%	80.0%	78.0%	100%	50.0%	50.0%	**90.6%**
Flat cov. cont.	30.0%	15.6%	50.0%	56.0%	60.0%	80.0%	30.0%	**36.3%**
Cov. cont. A	94.8%	90.6%	80.0%	56.0%	80.0%	50.0%	50.0%	**82.2%**
Cov. cont. B	95.4%	81.3%	80.0%	56.0%	80.0%	50.0%	50.0%	**79.6%**
Progressive	30.8%	0.0%	30.0%	33.0%	100%	100%	30.0%	**32.1%**
Modular cont.	1.9%	0.0%	50.0%	22.0%	80.0%	50.0%	30.0%	**19.3%**

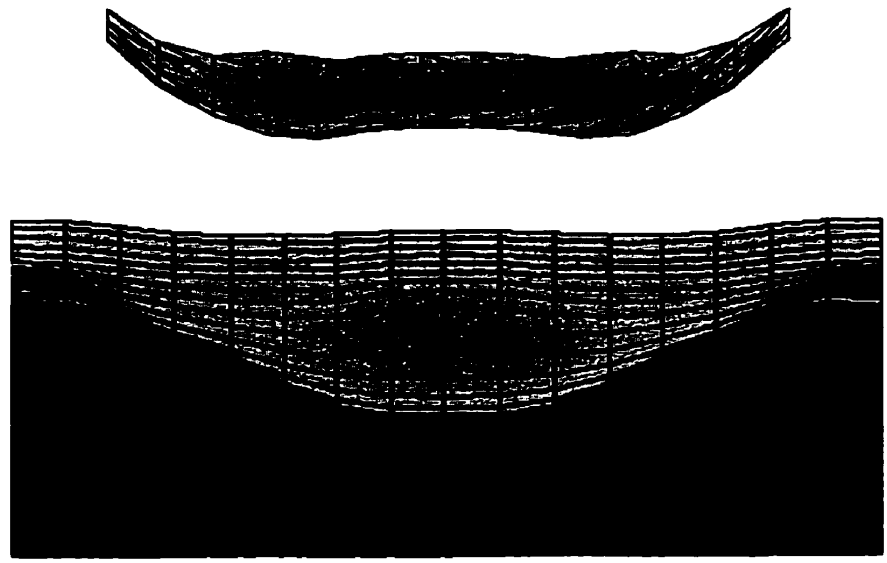


Figure 2.8 Article 2: Finite element model including the buttocks and a complete cushion.

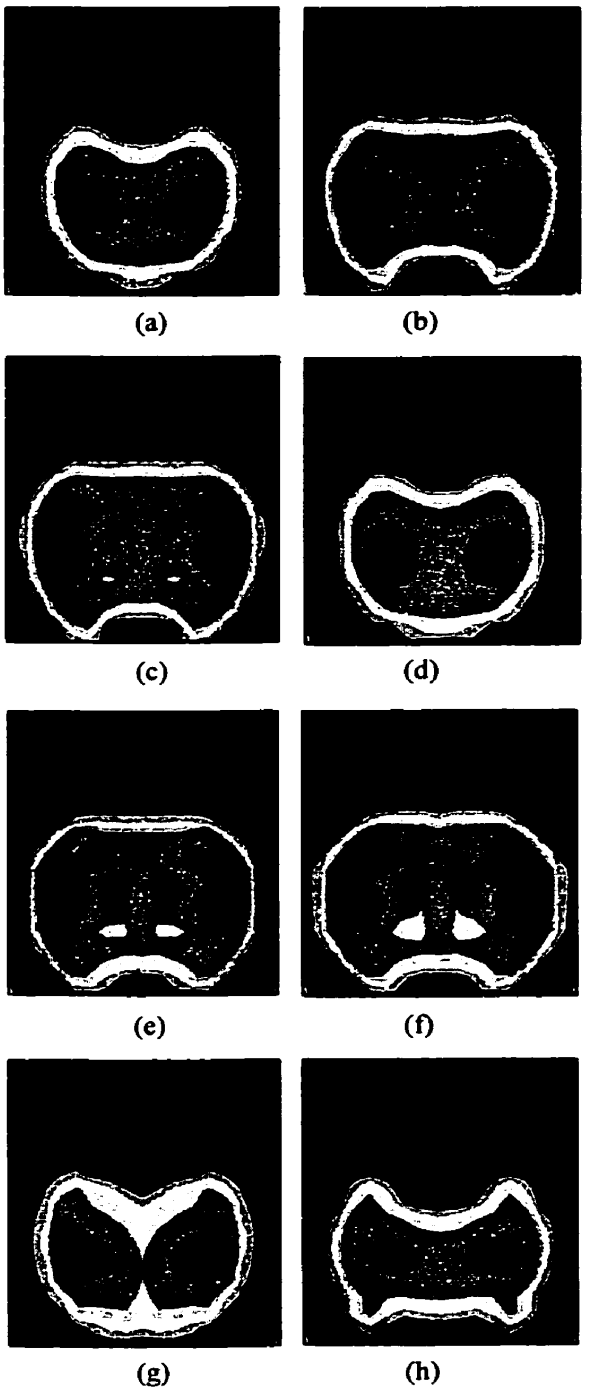


Figure 2.9 Article 2 : Pressure distribution patterns obtained from the simulations (full version cushion representation). (a) Flat, (b) Iscus, (c) Modified Iscus, (d) Flat covered contoured, (e) Covered contoured A, (f) Covered contoured B, (g) Progressive and (h) Modular contoured cushion.

2.3.3 Complément de l'étude de design de coussins d'assise

2.3.3.1 Critères de design

Initialement, quatorze critères et sous critères de design ont été élaborés à l'aide d'une équipe multidisciplinaire. Au cours de l'avancement du projet, trois ont été volontairement mis de côté et n'ont pas été présentés à l'intérieur du second article. Ces critères portaient sur l'épaisseur, la durabilité et le poids des designs de coussin. Ils n'ont pas été pris en compte en raison de la similarité des solutions en regard de ces aspects. Différentes étapes de calculs ont été effectués pour évaluer l'universalité des designs de coussin. Étant donné que le second article ne fournit qu'une description très succincte de ces étapes, un exemple de calcul est présenté à l'annexe C. En ce qui a trait au questionnaire fourni aux experts dans le domaine des aides techniques à la posture pour l'évaluation des critères de stabilité, du contrôle moteur et de l'appréciation générale des différents designs, il comprend quatre questions portant sur la stabilité et une portant sur chacun des deux autres aspects (voir annexe D).

CHAPITRE 3. DISCUSSION GÉNÉRALE

Ce projet de maîtrise avait pour premier objectif de développer un modèle biomécanique par la méthode des éléments finis capable de simuler l'effet des caractéristiques des coussins d'assise sur la distribution de pression à l'interface coussin-fessier. Le modèle qui a été développé est composé de deux parties principales : le coussin et le fessier. Pour définir les propriétés du modèle, certaines hypothèses ont été posées. La première a consisté à intégrer un modèle multilinéaire de courbes expérimentales contrainte-déformation de mousses hyperélastiques (Dionne et coll., 1998) pour représenter les propriétés des matériaux constituant les modèles de coussin. Le protocole expérimental qui a été utilisé pour caractériser ces mousses présente cependant un problème de compatibilité géométrique avec le type de chargement simulé par le modèle. En effet, la caractérisation des mousses a été effectuée à l'aide de petits échantillons de mousse et d'un applicateur de charge plat ayant des dimensions supérieures à celles des échantillons, tandis que les simulations réalisées par le modèle utilisent un applicateur de charge incurvé (fessier) de plus petites dimensions que le coussin. Telles que présentées à la section 2.2.2, les conséquences de l'utilisation de différentes géométries et grandeurs d'applicateur de charge et de spécimen chargé sont notables au niveau de la rigidité et de la nonlinéarité des propriétés mécaniques des mousses lors du chargement. Ce phénomène s'explique par la modification de l'absorption d'énergie et de la distribution des contraintes dans la mousse chargée résultant des différences dans le

transfert du chargement par cisaillement et de l'évacuation de l'air du matériau. De plus, lors des simulations informatiques, l'aire de contact entre le spécimen chargé et l'applicateur de charge change à mesure que l'interaction s'intensifie (pénétration du fessier dans la mousse) contrairement aux tests de caractérisation où cette aire reste constante. L'utilité d'intégrer des propriétés mécaniques (représentations multilinéaires de courbes contrainte-déformation) provenant des tests de caractérisation de mousses hyperélastiques dans le modèle a été vérifiée par des essais expérimentaux effectués sur deux coussins, un plat et un préformé ainsi qu'avec un fessier correspondant au modèle créé par éléments finis. Tel que prévu, les résultats de ces essais ont permis d'observer des courbes force-déplacement présentant une rigidité plus élevée ainsi qu'une plus grande linéarité dans le cas des essais expérimentaux comparativement à ceux simulés. Par contre, ces différences ont eu tendance à disparaître lorsque le chargement atteignait environ 400 N, autant pour le coussin plat que pour le coussin préformé. Tel qu'expliqué par Stupak et coll. (1994), la rigidité de la mousse varie proportionnellement avec le ratio des aires de l'applicateur de charge et du spécimen chargé. Lors des simulations, pour des charges de faible intensité (<400 N), le ratio entre les aires des parties en contact (fessier et coussin) était beaucoup plus faible pour le coussin plat que pour le coussin préformé, d'où une différence plus marquée au niveau de la rigidité entre les résultats simulés et expérimentaux pour le coussin plat.

Dans le cas de la valeur de chargement correspondant aux modèles de base utilisés dans les simulations, soit une valeur équivalente au poids moyen qu'une personne âgée

exerce sur son assise (413 N), les simulations ont donné des résultats avec moins de 5% d'erreur pour le coussin plat et celui préformé. De plus, les résultats expérimentaux obtenus à l'aide du système de mesure de pression FSA, pour cette même valeur de chargement, ont confirmé que les résultats simulés fournissent une représentation réaliste de la distribution de pression à l'interface coussin-fessier. Pour des valeurs de chargement plus élevées que 450 N, une étude complémentaire resterait à faire pour observer le comportement du modèle avec de telles charges.

Outre la raison des problèmes de compatibilité géométrique pour expliquer les différences au niveau des propriétés mécaniques entre les essais expérimentaux et simulés, une autre source d'erreur possible réside dans les propriétés intrinsèques des échantillons expérimentaux utilisés. En effet, les manufacturiers ont l'habitude de spécifier une variation dans l'indice de compression des mousses pouvant atteindre près de 20% entre différents lots de production d'une même sorte de mousse. Une étude complémentaire a donc été effectuée dans le but de vérifier que les différences notées ne provenaient pas d'une simple différence de propriétés entre les spécimens de mousse utilisés. De nouveaux échantillons de mousse et un nouveau coussin plat constitués d'une mousse provenant du même lot de production ont été utilisés. Cette étude a conduit aux mêmes conclusions que les précédents tests de validation. De ce fait, cette hypothèse a été rejetée.

Une seconde hypothèse posée lors du développement du modèle a consisté à utiliser un modèle de fessier complètement rigide représentant une géométrie déjà déformée d'un fessier moyen de personnes âgées en position assise. Cette rigidité du modèle ne permet pas de représenter la distribution des contraintes dans les tissus mous du fessier. Le modèle ne fournit donc de l'information que pour l'interface coussin-fessier par le biais de la distribution des contraintes aux nœuds à la surface des coussins. De plus, la friction entre le fessier et le coussin a été négligée pour simplifier la modélisation. Les contraintes tangentielles, engendrées par la déformation du matériau en surface, ne permettent donc pas d'extrapoler les efforts de cisaillement tangentiel qui seraient occasionnés en situation réelle au niveau de la surface du fessier en contact avec le coussin. Cependant, il est logique de penser qu'aux endroits où les contraintes tangentielles sont les plus élevées à la surface du coussin, le cisaillement tangentiel sera plus présent sur le fessier. Ceci est dû au fait qu'il risque d'y avoir plus de friction à l'interface coussin-fessier engendrée par le mouvement accentué du matériau à ces endroits. Le fait d'avoir négligé la friction et le cisaillement lors des simulations peut avoir contribué à un enfoncement plus prononcé du fessier dans le coussin puisque la portion du chargement habituellement distribuée sous forme de contraintes tangentielles est dans ce cas distribuée sous forme de contraintes normales à la surface du coussin. Ceci résulterait donc en des pressions maximales plus élevées pour les résultats simulés qu'expérimentaux. Par contre, considérant qu'en situation clinique la portion du chargement reprise par les contraintes tangentielles est généralement faible en comparaison avec à celle reprise par les contraintes normales, les valeurs de pression

maximale sont probablement affectées dans une moindre mesure. La similarité des résultats expérimentaux et simulés tend à appuyer cette hypothèse. Concernant les efforts de cisaillement normal à la surface du fessier, soit le cisaillement résultant de l'application d'une forte pression adjacente à une pression moindre, le modèle permet d'identifier, par la mesure des gradients de pression à l'interface coussin-fessier, les endroits où ces efforts seront les plus présents en plus de permettre de quantifier leur amplitude.

En ce qui a trait à la convergence lors de la résolution des simulations, des difficultés se sont posées au niveau de la modélisation de l'interface de contact. La première a été de limiter le nombre d'éléments de contact pour réduire la taille des simulations, car aucun moyen rigoureux ne permettait de prédire précisément les dimensions des surfaces entrant en contact lors du chargement. Une estimation des aires de contact a donc été effectuée en considérant un cas limite afin de s'assurer de ne pas omettre de possibilités de contact. Ainsi des aires de contact beaucoup très grandes ont été choisies sur le coussin et le fessier, entraînant du même coup la génération d'un grand nombre d'éléments de contact et des simulations plus lourdes ainsi qu'un temps de calcul plus long. Une autre difficulté a été d'établir une valeur pour la rigidité de contact entre les deux parties du modèle, principalement du fait que la valeur de rigidité du coussin tend à augmenter à mesure que celui-ci est chargé. Cette valeur devait être plus élevée que la rigidité du coussin pour permettre un transfert adéquat du chargement sans pénétration excessive des éléments fessiers dans ceux du coussin (les uns à travers les autres). Par

contre, elle ne devait pas être trop élevée pour ne pas entraîner des problèmes tels un mauvais conditionnement de la matrice de rigidité du modèle et des difficultés de convergence. Ainsi, plusieurs essais préliminaires infructueux ont entraîné des résultats faussés ou une divergence dans les calculs. La distribution des contraintes (pression) n'étant pas uniforme à l'interface coussin-fessier, la rigidité de contact était plus élevée aux endroits de fortes contraintes. Pour pallier à ce problème et obtenir de bons résultats, deux zones distinctes de contact ont été établies pour lesquelles des rigidités de contact différentes peuvent être attribuées et modifiées en cours de simulations pour tenir compte du changement de rigidité du coussin lors du chargement.

Malgré ces différentes limites, le présent modèle par éléments finis a montré son potentiel à fournir de l'information valable et utile pour le design et la sélection de coussins d'assise. En effet, pour les valeurs de chargement à l'étude, les résultats simulés ont été similaires (5% près) à ceux obtenus par les essais expérimentaux. En comparaison avec les modèles cités dans la littérature, tels les modèles par éléments finis de Chow et coll. (1978), de Owens et coll. (1998) et Todd et coll. (1994), utilisés pour l'étude de la déformation et de la distribution des contraintes dans les tissus mous du fessier, le présent modèle se distingue principalement du fait qu'il inclut des propriétés de matériaux nonlinéaires (hyperélastiques) et qu'il prend en considération les grands déplacements et les grandes déformations (nonlinéarités géométriques) présentes lors des simulations de chargement. La représentation séparée du coussin et du fessier est une autre caractéristique distinctive du modèle du fait qu'il considère les

changements de statut des éléments de contact lors du chargement et adapte la distribution de la charge en conséquence. Ce modèle par éléments finis fournit donc une représentation plus réaliste d'une personne en position assise. De plus, contrairement aux autres modèles, il permet d'étudier le comportement mécanique du coussin sous charge.

Le second objectif de ce projet visait à effectuer une étude de design de coussin d'assise et à utiliser le nouvel outil de modélisation mécanique pour l'évaluation des designs proposés en lien avec la distribution de la pression à l'interface coussin-fessier. Les objectifs avaient pour but la conception d'un ou de designs de coussin visant principalement à réduire le risque de développement d'escarres chez les usagers de fauteuil roulant, entre autres par la réduction des concentrations de pression et des gradients de pression. L'étape suivante a consisté à élaborer les critères de design pour guider l'étude et l'évaluation des solutions. Cette étape, bien qu'une des plus importante, présente une certaine subjectivité ainsi que la possibilité d'omission ou de rejet d'aspects importants. Pour s'assurer de la validité des critères choisis et minimiser le risque d'omission, l'élaboration des critères a été réalisée par une équipe multidisciplinaire composée de personnes possédant une expertise dans le domaine des aides techniques à la posture. En cours de projet, les critères ayant trait à l'épaisseur, à la durabilité et au poids des coussins ont été mis de côté en raison de la similarité des solutions proposées en lien avec ces aspects. Ainsi, les différences associées à ces trois critères pour les coussins n'auraient pas été suffisantes pour aider à les départager lors

de l'évaluation (seulement deux différentes épaisseurs et des mousses hyperélastiques ont été utilisées dans l'élaboration des designs de coussin). Par contre, dans l'optique d'une étude de design qui comprendrait des matériaux et des dimensions de modèle plus variés, il serait nécessaire d'inclure ces critères pour effectuer une évaluation plus complète.

La méthode d'évaluation des solutions de coussin proposées a nécessité plusieurs décisions comportant certains aspects de nature subjective. La première a consisté à choisir un coussin plat de Neocor HR50 comme base de comparaison (standard). Ce choix a été basé sur le fait que ce coussin correspond à ce que l'on retrouve de plus élémentaire sur le marché et de plus connu en milieu clinique. Si un coussin différent avait été choisi, les notes attribuées à chacun des designs de coussin aurait été différentes. Par contre, le classement final des designs présenté à la section 2.3.2 n'aurait probablement pas changé du fait que l'évaluation a été comparative. Les pondérations des critères et du barème d'évaluation ont aussi été sujettes à une certaine subjectivité du fait qu'il n'existe pas de méthode purement objective pour les établir. La pondération des critères a pu être influencée par des intérêts liés au champ d'activité de chacune des personnes désignées pour l'établir ou encore par leurs connaissances plus limitées dans certains domaines. Une étude de sensibilité a été réalisée dans le but de déterminer dans quelle mesure une modification apportée à cette pondération pouvait influencer les résultats de l'étude (voir discussion du deuxième article). La modification des résultats d'évaluation des coussins, par une variation séquentielle de ± 5% sur les

pondérations associées aux cinq plus importants critères, n'a occasionné aucun changement dans le classement final des designs de coussin. Cette étude de sensibilité a donc permis de valider le choix des pondérations.

Le fait d'avoir effectué des analyses quasi-statiques à l'aide du modèle par éléments finis n'a pas permis d'étudier d'aspects dynamiques en lien avec l'usager de fauteuil roulant sur son coussin. Ainsi, aucune information n'a été fournie par les simulations pouvant servir à évaluer la stabilité. L'évaluation de ce critère a donc été effectuée à l'aide d'un questionnaire au même titre que les critères de fonctionnalité et d'appréciation générale des designs. Avec cette méthode, il est possible que certains résultats obtenus auraient été différents si d'autres personnes avaient effectué l'évaluation. Par contre, l'étude étant comparative et incluant deux designs de coussins commerciaux connus des milieux cliniques, et en tenant compte que l'évaluation a été effectuée par cinq experts du positionnement assis, cette méthode a permis de fournir l'information nécessaire et pertinente pour l'évaluation de chacun des designs.

En ce qui concerne la pondération des barèmes associés aux critères de stabilité, de fabrication, de coût, de fonctionnalité et d'appréciation générale des designs, les résultats présentés au tableau 2.11 ont montré un manque de sensibilité à ce niveau. En effet, pour des designs assez proches, des notes semblables ont été attribuées pour ces critères (*Iscus* vs *Iscus modifié* ; *Préformé couvert A* vs *B*). Cependant, l'évaluation globale des coussins a été affectée d'une façon moindre par ces critères étant donné leur

pondération moins élevée en comparaison avec celle attribuée aux critères associés à la distribution de pression qui totalise 60%. Au niveau de l'évaluation du critère d'universalité des designs, sept différents modèles pour chaque design, incluant le modèle de base, ont été simulés. Le choix des six modèles additionnels a été fait d'une part sur une base arbitraire et d'autre part guidé par des données provenant de l'industrie. Le fait de varier la charge initiale de ± 10% pour deux des modèles a permis de représenter deux personnes âgées avec des poids les situant respectivement aux environs du 30e percentile et du 70e percentile (Stoudt, 1981), tandis que dans le cas des quatre autres modèles, le choix de baser les dimensions des coussins, fessiers et charges selon les dimensions limites des coussins offerts par l'industrie (Orthofab Inc.) a permis de représenter d'autres cas plausibles de personnes à mobilité restreinte. Le fait que les sept modèles aient fourni des résultats simulés distincts ayant permis de départager les différents designs de coussins lors de l'évaluation de ce critère montre la pertinence de chacun des modèles.

L'évaluation des designs de coussin selon les sept critères de design établis a permis de conclure sur la supériorité des coussins de type préformé. Tel qu'observé en situations cliniques et dans la littérature (voir section 1.3), les coussins préformés ont en général fourni des pressions maximales et moyennes moins élevées que les coussins plats, en plus de présenter des gradients de pression plus faibles et une distribution plus uniforme de la pression. Ces résultats vont aussi dans le même sens que ceux de Lim et coll. (1998) qui ont montré dans leur étude la présence d'un nombre moins élevé d'escarres

sévères sous les ischions avec l'utilisation de coussins préformés comparés a celle de coussins plats. Au niveau de la stabilité, à l'instar des études de Parent et coll. (1998) et Aissaoui et coll. (1999), les coussins préformés ont aussi obtenu des notes plus élevées.

La compilation des évaluations des différents critères a permis de déterminer que l'*Iscus modifié* est le meilleur design de coussin avec une note globale de 91%, suivi par l'*Iscus* régulier (85%) et les *coussins Préformés couverts A* et *B* (82% et 80% respectivement). Leur plus proche concurrent, le coussin *Préformé couvert plat*, n'a obtenu qu'une note de 36%. Le seul coussin préformé n'ayant pas démontré d'avantage face au coussin standard et aux autres coussins plats, notamment en regard de la distribution de pression, a été le *Préformé modulaire*. L'*Iscus modifié* s'est distingué des autres coussins préformés principalement en fournissant une meilleure distribution de pression à l'interface coussin-fessier, et ce autant pour les simulations avec différentes grandeurs de fessier et/ou de coussin et/ou de charge que pour le modèle de base. Il a permis dans tous les cas une réduction de plus de 30% des valeurs maximales de pression et de l'écart type sur les pressions en comparaison avec le coussin plat standard. Pour le modèle initial, la valeur maximale de la pression obtenue avec l'*Iscus modifié* a été de 61 mmHg accompagnée d'une pression moyenne de 35 mmHg. Ces valeurs sont moins élevées que les valeurs moyennes des pressions maximales obtenues dans les études cliniques (voir section 1.3). À titre d'exemple, les valeurs de pression maximale moyenne les plus basses obtenues suite à une étude comparative de 20 coussins d'assise auprès de personnes âgées autonomes (Medical Device Agency, 1997) ont été de 71

mmHg et 74 mmHg, respectivement pour le coussin Jay (gel et mousse) et le coussin Roho (cellules d'air). Cependant elles sont plus élevées que celles suggérées dans la littérature pour éviter tout dommage sérieux aux tissus mous (20 et 40 mmHg, section 1.2.1.1). La distribution de pression engendrée par l'*Iscus modifié,* malgré le fait qu'elle inclut les plus faibles concentrations de pression, n'écarte donc pas le risque du développement d'escarres, elle devrait cependant le réduire. En conséquence, pour minimiser le risque de problèmes liés à la pression, l'usager de fauteuil roulant utilisant ce design de coussin devrait suivre les recommandations de Reswick et coll. (1976), telles que schématisées à la figure 1.5 de la section 1.2.1.1, portant sur la durée limite de l'application d'une pression donnée pour éviter des lésions cutanées sérieuses.

En termes des paramètres liés à la pression, la supériorité des designs préformés, particulièrement celui de l'*Iscus modifié*, face aux designs plats peut s'expliquer par une meilleure conformité initiale de leur surface avec celle du fessier. Cette meilleure conformité aide à procurer une aire de support adéquate sans que le coussin n'ait besoin de se déformer de façon exhaustive. Le matériau constituant le coussin est donc moins comprimé et tendu et fournit un support moins rigide sous les endroits supportant les concentrations de pression. Ceci s'explique en raison de la variation des propriétés des mousses hyperélastiques qui est fonction du niveau de compression. Pour la majorité des mousses hyperélastiques, la zone d'utilisation optimale (plateau de faible rigidité) se situe environ entre 10% et 60% de déformation (voir section 1.7). De plus, en enveloppant davantage le fessier, les coussins préformés aident à fournir une meilleure

stabilité à l'usager. Les coussins préformés ont l'avantage de modifier l'emplacement des concentrations de pression dû à leur relief. Ainsi, tel que présenté à la figure 2.8 de la section 2.3.2, les pressions maximales ne se trouvent pas situées directement sous les ischions mais plutôt sous les grands trochanters pour ces coussins (*Préformé modulaire* exclus). De manière plus globale, ceci indique qu'il est possible de transférer les concentrations de pression hors des régions à risque en modifiant le relief de surface des coussins.

Cette conformité que montrent les coussins préformés avec le fessier peut cependant mener à une moins bonne distribution de pression lors de modifications des conditions de chargement, comme dans le cas d'un changement de géométrie du fessier ou d'un positionnement asymétrique de ce dernier sur le coussin, telles que fréquemment rencontrées en situations cliniques. En effet, cela peut conduire à la distribution de la majorité du poids de la personne sur des renflements du relief du coussin et diminuer l'aire de contact, entraînant du même coup des concentrations de pression à ces endroits. De ce fait, pour des conditions de chargement différentes de celles utilisées dans cette étude, l'*Iscus modifié* pourrait voir son avantage diminuer quant à la distribution de pression et voire même disparaître face aux autres designs en raison de son relief plus prononcé. Les concepts des designs *Préformés couverts A* et *B*, grâce à leur couche de recouvrement hautement compressible, pourraient fournir une surface de support moins sensible à des modifications de la géométrie de fessier et du positionnement de ce dernier dans la préforme du coussin.

Pour cette première étude de design utilisant le modèle biomécanique développé, le nombre de designs élaborés et évalués a été limité en ce qui a trait aux matériaux constitutifs et aux reliefs de surface des coussins. En effet, seules des mousses hyperélastiques ont été comprises dans les modèles. Bien que ces mousses constituent le groupe de matériaux le plus courant, il n'en demeure pas moins que l'ajout d'autres matériaux tels les gels et les mousses viscoélastiques fourniraient la possibilité de développer plusieurs autres nouveaux concepts de coussin ou d'améliorer les solutions existantes. L'information fournie par cette étude donne des indices sur le potentiel des différents concepts de coussin d'assise évalués. Cependant, d'autres designs de coussin de même que d'autres situations cliniques (obliquité, bascule, et rotation du bassin) devraient être modélisés et testés avant de pouvoir conclure sur les avantages et inconvénients de concepts donnés. Comparativement aux essais cliniques traditionnels, l'utilisation du modèle biomécanique pour l'évaluation de designs de coussin d'assise s'est avéré plus rapide et moins dispendieux, en plus d'offrir la possibilité d'évaluer des prototypes de coussins virtuels. Cependant, pour compléter l'étude de design effectuée à l'aide de cette nouvelle méthode, une étude clinique réalisée avec des usagers de fauteuil roulant reste tout de même nécessaire pour validité les choix finaux de designs de coussin.

CONCLUSION

Ce projet a permis de développer un modèle par éléments finis capable de représenter de manière réaliste l'interaction entre un fessier et un coussin. Des simulations quasi-statiques ont été effectuées afin d'analyser l'effet des caractéristiques de différents coussins d'assise sur la distribution de pression à l'interface coussin-fessier ainsi que sur le comportement mécanique général du coussin sous charge. Des essais expérimentaux reproduisant des simulations informatiques utilisant un coussin plat et un coussin préformé ont permis de valider le modèle pour des chargements avoisinant 400 N.

Le modèle développé a montré son efficacité pour l'évaluation de différents designs de coussin d'assise de fauteuil roulant soumis à des chargements correspondant principalement à des personnes âgées en position assise. Cependant, pour des chargements de faible ampleur (<400 N), le modèle présente une moins bonne adéquation en raison d'un problème de compatibilité portant sur les types de chargement utilisés pour la caractérisation des mousses et les simulations informatiques.

La simplification du modèle par l'utilisation d'un applicateur de charge rigide et d'une interface de contact sans friction n'a pas permis l'étude des contraintes transmises dans les tissus mous, pas plus que celle du cisaillement tangentiel agissant sur le fessier. Malgré ces limites, le modèle développé dans le cadre de ce projet de maîtrise présente

des avantages substantiels face aux modèles et méthodes que l'on retrouve dans la littérature. Il permet entre autre d'effectuer des analyses nonlinéaires incluant de grandes déformations et est composé de deux parties indépendantes : le fessier et le coussin.

L'utilisation du nouveau modèle biomécanique informatisé pour l'étude de design a permis d'évaluer diverses solutions de coussin, et ce sans la nécessité de construire des prototypes et de procéder à des essais cliniques. Sept critères de design ont été utilisés pour l'évaluation des solutions : la pression d'interface, l'universalité du design, la stabilité, la fabrication, le coût, la fonctionnalité et l'appréciation générale. Les deux premiers critères sont associés aux simulations de chargement et ont été les plus influents pour départager les différentes solutions lors de l'évaluation. Cette étude a montré d'une part la supériorité des cousins préformés vis-à-vis des coussins plats dans le cas de chargements symétriques, principalement en ce qui a trait à l'uniformisation de la distribution de pression et à la stabilité de l'usager. D'autre part l'étude a défini un design de coussin possédant de meilleures propriétés de support que les deux coussins commerciaux inclus dans l'étude (coussins *Plat* et *Iscus*). Avec une note globale de 91%, l'*Iscus modifié* s'est classé au premier rang des solutions proposées devant l'*Iscus* (Orthofab Inc.) et les deux *Préformés couverts A* et *B* (85%, 82% et 80% respectivement).

Bien que ce projet de maîtrise ait permis de développer et de valider un modèle biomécanique pour simuler des personnes en position assise sur un coussin de fauteuil

roulant, des étapes restent à franchir pour l'amélioration de l'outil. De même, certains aspects de la méthodologie de design utilisée pourraient être améliorés. Pour ce faire, les recommandations suivantes devraient être prises en considération :

Recommandations au niveau du développement du modèle :

1. Un nouveau protocole pour la caractérisation des mousses devrait être élaboré pour minimiser le problème de compatibilité géométrique du chargement avec les simulations informatiques.

2. L'ajout au modèle de nouvelles géométries de fessier permettraient d'étudier les propriétés de support des différents designs de coussin d'assise pour des groupes plus élargis d'usagers de fauteuil roulant. De même, pour permettre d'élargir le champ d'étude du modèle, des tests de validation devraient être effectués pour des valeurs de chargement plus élevées que celles utilisées dans la présente étude.

3. Un fessier déformable ainsi que les tissus mous sous-jacents devraient être modélisés pour permettre d'étudier la distribution des contraintes jusqu'au bassin. Un tel modèle présenterait une distribution de pression plus réaliste à l'interface coussin-fessier. De ce fait, il serait à considérer de compléter la présente étude avec ce nouveau modèle.

4. Une optimisation du nombre d'éléments de contact et de la valeur de rigidité de contact entre le coussin et le fessier permettrait d'alléger les simulations et de diminuer le temps de calcul.

Recommandations au niveau de l'étude de design :

5. De nouvelles simulations avec des chargements asymétriques simulant l'obliquité, la bascule et la rotation du bassin ainsi que le décentrage du fessier par rapport au coussin devraient être ajoutées afin de représenter un plus grand nombre de cas cliniques.

6. Pour permettre l'étude du cisaillement tangentiel à l'interface coussin-fessier, un coefficient de friction devrait être ajouté dans la modélisation de l'interface de contact.

7. Le barème d'évaluation devrait être revu pour le rendre plus sensible en ce qui a trait à l'évaluation des critères de stabilité, de fabrication, de coût, de fonctionnalité et de l'appréciation générale des designs pour permettre de mieux départager les différents designs de coussin. Éventuellement, les aspects de poids, d'épaisseur et de durabilité des coussins devraient être ajoutés aux critères de design.

8. Pour les coussins d'assise les plus prometteurs (*Iscus modifié, Iscus, Préformés couverts A et B*), un raffinement consistant à faire varier la densité des matériaux et la profondeur du relief sous la zone ischiatique devrait être effectué. L'ajout d'éléments de forme et de nouveaux matériaux (ex. : mousses viscoélastiques et gels) de même que de nouveaux concepts de coussin seraient aussi à considérer.

RÉFÉRENCES

AISSAOUI, R., BOURBONNAIS, D., BÉLIVEAU, V., DIALLO, B., WILLET, L., DANSEREAU, J. (1999). A new quantitative method to assess dynamic stability of seat cushion during seated reaching tasks. Proceedings of the RESNA'99 Annual Conference, Long Beach, 272-274.

BARBENEL, J.C. (1991). Pressure management. Prosthet. Orthot. Int., 15, 225-231.

BARNETT, R.I., ABLARD, J.A. (1995). Skin vascular reaction to short durations of normal seating. Arch. Phys. Med. Rehabil., 76, 533-540.

BENNETT, W.A. (1992). Seating. How to select and use manual wheelchairs. Topping, VA: Rehabilitation Press, 10-35.

BENNETT, L., KAVNER, D., LEE, B.K., TRAINOR, F.S., LEWIS, J.M. (1981). Skin blood flow in seated geriatric patients. Arch. Phys. Med. Rehabil., 62, 392-398.

BENNETT, L., KAVNER, D., LEE, B.K., TRAINOR, F.S., LEWIS, J.M. (1984). Skin stress and blood flow in sitting paraplegic patients. Arch. Phys. Med. Rehabil., 65, 186-190.

BRIENZA, D.M., INIGO, R.M., CHUNG, K.C., BRUBAKER, C.E. (1993). Seat support surface optimization using force feedback. IEEE Trans. Rehabil. Eng., 40:1, 95-104.

BRIENZA, D.M., CHUNG, K.C., BRUBAKER, C.E., WANG, J., KARG, T.E., LIN, C.T. (1996). A system for the analysis of seat support surfaces using surface shape

control and simultaneous measurement of applied pressures. IEEE Trans. Rehabil. Eng., 4:2, 103-112.

BRIENZA, D.M., LIN, C.T., KARG, P.E. (1999). A method for custom-contoured cushion design using interface pressure measurements. IEEE Trans. Rehabil. Eng., 7:1, 99-108.

BUCK, S. (1993). How do I choose? A comparison of manual wheelchairs and seating products. Proceedings of the Canadian Seating and Mobility Conference, Toronto.

BUCK, S. (1996). Neglect...or respect for our elders? Seating for the institutionalized elderly. Proceedings of the I.S.S, Vancouver, 211-213.

CANADAI, R.S., REDDY, N.P., CANILANG, E.P. (1990). Cushion evaluation based on stress distributions in sogt tissues. Proceeding of the RESNA'90 Annual Conference, Washington D.C., 403-404.

CHOW, W.W., ODELL, E.I. (1978). Deformation and stresses in soft body tissues of a sitting person. J. Biom. Eng., 100, 79-87.

COLIN, D., SAUMET, J.L. (1996). Infuence of external pressure on transcutaneous oxigen tension and laser doppler flowmetry on sacral skin. Clin. Phys., 16, 61-72.

CONINE, T.A., HERSHLER, C., DAECHSEL, D. PEEL, C., PEARSON, A. (1994). Pressure ulcer prophylaxis in eldery patients using polyurethane foam or jay wheelchair cushions. Int. J. Rehabil. Res., 17, 123-137.

COOPER, D. (1986). Principles of seating people with disabilities. Proceedings of the Annual Conference of the Human Factors Association of Canada, 209-212.

CUNNINGHAM, A., HUYGENS, E., LEENSLAG, J.W. (1994). MDI comfort cushioning for automotive applications. Cellular Polymers, 13:6, 461-472.

CRENSHAW, R.P., VISTNES, L.M. (1989). A decade of pressure sore research : 1977-1987. J. Rehabil. Res. Dev., 26:1, 63-74.

DELATEUR, B.J., BERNI, R., HONGLADAROM, T., GIACONI, R. (1976). Wheelchair cushions designed to prevent pressure sores: An evaluation. Arch. Phys. Med. Rehabil., 57, 129-135.

DIONNE, M.-J., AUBIN, C.-É., DANSEREAU, J. (1998). Finite element modeling of wheelchair seat cushions. Proceedings of the RESNA'98 Annual Conference, Minneapolis, Minnesota, 143-145.

FAHLAND, B. (1977). Upholstery and cushions. Wheelchair selection: more than choosing a chair with wheels, revised edition, Minneapolis, Sister Kenny Institue, 31-37.

FERGUSON-PELL, M.W., COCHRAN, G.V.B., PALMERI, V.R., BRUNSKI, J.B. (1986). Development of a modular wheelchair cushion for spinal cord injured persons. J. Rehabil. Res. Dev., 23:3, 63-76.

FERGUSON-PELL, M.W. (1990). Technical considérations : Seat cushion selection. J. Rehabil. Res. Dev., clinical suppl. no. 2, 49-72.

FERNANDEZ, S. (1987). Physiotherapy - prevention and treatment of pressure sores. Physiotherapy, 73:9, 450-454.

GARBER, S.L., KROUSKOP, T.A., CARTER, R.E. (1978). A system for clinically evaluating wheelchair pressure-relief cushions. Am. J. Occ. Ther., 32:9, 565-570.

GARBER, S.L. (1979). A classification of wheelchair seating. Am. J. Occ. Ther., 33:10, 652-654.

GARBER, S.L. (1985). Wheelchair cushions: A historical review ", Am. J. Occ. Ther., 452-459.

GAREE, B. (1981). Wheelchair cushions. Wheelchair and accessories: an accent guide, Accent Special Publications, Bloomington, Ill: Accent Press, 38-45.

GUTTMANN, L. (1973). Spinal cord injuries : Comprehensive management and research, Oxford, Blackwell Scientific.

HARMS, M. (1990). Effect of wheelchair design on posture and comfort of users. Physiotherapy, 76:5, 266-271.

HETZEL, T.R. (1994). Skin integrity: Concept of control. Proceedings of the 10th ISS, Vancouver, 205-211.

HOBSON, D.A. (1992). Comparative effects of posture on pressure and shear at the body-seat interface. J. Rehabil. Res. Dev., 29:4, 21-31.

ISO (Organisation International de Normalisation). Détermination de la stabilité statique. ISO 7176/1-1986 (F), 1986.

KIRBY, R.L., ATKINSON, S.M. (1988). Static and dynamic forward stability of occupied wheelchairs : Influence of elevated footrests and simulated casts. Proceedings of the ICAART, Montréal.

KOSIAK, M. (1959). Etiology and pathology of ischemic ulcers. Arch. Phys. Med. Rehabil., 40, 62-92.

KOSIAK, M. (1961). Etiology of decubitus ulcers. Arch. Phys. Med. Rehabil., 42, 19-29.

KWIATKOWSKI, R.J., INIGO, R.M. (1993). A closed loop automated seating system. J. Rehabil. Res. Dev., 30 :4, 393-404.

LEVINE, S.P., KETT, R.L., FERGUSON-PELL, M. (1990). Tissue shape and deformation versus pressure as a characterization of the seating interface. Assist. Technol., 2, 93-99.

LIM, R., SIRETT, R., CONINE, T.A. (1988). Clinical trial of foam cushions in the prevention of decubitis ulcers in elderly patients. J. Rehabil. Res. Dev., 25:2, 19-26.

LOVE S.F. (1980). Planning and creating successful engineering designs. Van Nostrand Reinhold, New York.

MALAGODI, M., HOBSON, D. (1996). Spinal/pelvic alignment monitoring of wheelchair users. Technical Report no. 5, Ed. T. Karg and A. Molinero.

MARIEB, E.N. (1993). Anatomie et physiologie humaines. Éd. du Renouveau Pédagogique Inc, St-Laurent.

MEDHAT, M.A., HOBSON, D.A. (1992). Standardization of therminology and descriptive methods for specialized seating. A reference manuel, RESNA PRESS.

MEDICAL DEVICE AGENCY (1997). Wheelchair cushions: Static and dynamic. A comparative evaluation., Evaluation report, MDA PS4.

NELHAM, R.L. (1984). Principles and practice in the manufacture of seating for handicapped. Physiotherapy, 70:2, 54-58.

NWAOBI, O.M. (1986). Effect of body orientation in space on tonic muscle activity of patients with cerebral palsy. Developmental Medicine & Child Neurology, 28, 41-44.

OWENS, J.M., TODD, B.A., CUTTINO, J.F. (1998). Effect of tissue type on seating pressure. Proceedings of the RESNA'98 Annual Conference, Minneapolis, Minnesota, 143-145.

PARENT, F., LACOSTE, M., DANSEREAU, J. (1998). Caractérisation de l'effet de différents coussins d'assise de fauteuils roulants : Évaluation de la distribution de pression, de la résistance au glissement antérieur, de la stabilité et du confort. Rapport de projet, Chaire Ind. C.R.S.N.G. sur les A.T.P.

PATTERSON, R.P., FISHER, S.V. (1986). Sitting pressure-time patterns in patients with quadriplegia. Arch. Phys. Med. Rehabil.,67, 812-814.

PAVEC, D. (1999). Modélisation cinématique pour l'évaluation de la stabilité des usagers de fauteuil roulant. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal.

PIÉRARD-FRANCHIMONT, C., JEBALI, A., WOLFF, P., GOFFIN, V., PIÉRARD, G.E. (1995). Origine, prévention et traitement des escarres de decubitus., Rev. Med. Liège, 50:3, 105-107.

REDDY, N.P., BRUNSKI, J.B., PATEL, H., COCHRAN, G.V.B. (1980). Stress distributions in a loaded buttock with various seat cushions. Adv. Bioeng., 97-100.

REINECKE, S., WEISMAN, G., WILDER, P., POPE, M.H. (1987). Effect of seating posture on pressure distribution. Proceedings of the RESNA'87 Annual Conference, San Jose, California, 518-519.

RESWICK, J.B., ROGERS, J.E. (1976). Experience at Rancho Los Amigos Hospital with devices and techniques to prevent pressure sores. Bedsore Biomechanics, Kenedi RM, Cowden JM, Scales JT (Eds.), University Park Press, Baltimore, 301-310.

ROAF, R. (1976). The causation and prevention of sores. Bedsore Biomechanics, Kenedi RM, Cowden JM, Scales JT (Eds) , Uiversity Park Press, Baltimore, 5-9.

SPRIGLE, S., CHUNG, K.C., BRUBAKER, C.E. (1990). Reduction of sitting pressures with custom contoured cushions. J. Rehabil. Res. Dev., 27:2, 135-140.

SPRIGLE, S., HAYNES, S., HALE, J. (1994). Uniaxial and hydrostatic loading at the core of a gel buttock model. Proceedings of the RESNA'94 Annual Conference, Nashville, Tenessee, 266-28.

STAARINK, H.A.M. (1995). Sitting posture, comfort and pressure; assessing the quality of wheelchair cushions. Delft University Press, Stevinweg.

STOUDT, H.W. (1981). The anthropometry of the elderly. Human Factors, 23:1, 29-37.

STUPAK, P.R., DONOVAN, J.A. (1994). Deformation and energy absorption of polymer foams : 2-D indenter and absorber geometries. Polymer Eng. Sc., 34:10, 857-864.

SWAIN, I., PETERS, E. (1997). The effects of posture, body mass index and wheelchair adjustment on interface pressure. Evaluation Report, MDA/97/20, Salisbury District Hospital.

TODD, B.A, THACKER, J.G. (1994). Three-dimensional computer model of the human buttocks, in vivo. J. Rehabil. Res. Dev., 31:2, 111-119.

WALKER, K. (1971). Pressure-reducing devices. Pressure sores - Prevention and treatment, London Butter worths, chap. 5, 36-45.

WITKOWSKI, J.A., PARISH, L.C. (1982). Histopathology of the decubitus ulcer " J. Am. Acad. Dermatol., 6, 1014-1021.

ZACHARKOW, D. (1984). Wheelchair cushion selection. Wheelchair posture and pressure sores, Publishers Charles Thomas, chap. 7, 58-68.

ANNEXE A

Liste des idées proposées lors de la séance de recherche de solutions

Cet annexe présente les différentes idées qui ont été proposées lors de la séance de recherche de solutions auquel huit experts du domaine des aides techniques à la posture ont participé.

BANQUE D'IDÉES ISSUES DU « BRAINSTORMING »

- Éléments intégrés sur ou sous le coussin (barre de mousse, coulage de matériaux, sacs pneumatiques, sac de gel, etc.)
- Éléments intégrés dans le coussin (baleines molles, coulage de matériaux, sacs pneumatiques, etc.)
- Moulage avec un vide dans le coussin
- Ressorts sous les parties à risque (multilinéaires ou linéaires)
- Sections « legos » encastrables de différentes formes et matériaux (interchangeables)
- Tapis de billes / Acu-massage
- Treillis / courroies entrelacées
- Inclusion du bassin dans le relief du coussin
- Prise d'une empreinte dans une pâte (sarrazin) qui se durcit après pour donner une préforme

- Prise d'une empreinte avec matériau viscoélastique
- Utilisation de matériaux à mémoire de forme
- Ajout d'options (anti-vibration, plaques chauffantes, etc.)
- Imperméabilisation du coussin (pellicule de plastique sous vide, application d'un imperméabilisant, etc.)
- Couche inférieure mobile pour permettre un glissement du coussin pour qu'il suive dans une certaine mesure l'usager
- Densité progressive du coussin
- Rembourrures attachées sous les ischions de l'usager
- Pilons de mousse en surface pour contrer le cisaillement et ramollir la mousse en surface
- Surface gaufrée, en nids d'abeilles, en pochettes d'air sur coussin à relief ou plat
- Avoir des régions souples sous les protubérances osseuses plus étendues pour permettre de légers déplacements sur le coussin
- Retraits de matière (cutouts) aux endroits à risque
- Coussin à relief (ischiatique, cuvette, etc.)
- Base personnalisée sur laquelle est ajoutée un matériau plus souple (mousse, gel, etc.)
- Stratification du coussin avec différents matériaux
- Optimisation de l'Iscus

ANNEXE B

Description et résultats des simulations complémentaires

La description des dix-huit designs de coussins n'ayant pas été inclus dans le second article est présentée au tableau B1. Ces designs font partie des vingt-six coussins modélisés par éléments finis, mais leurs résultats en lien avec la distribution de pression à l'interface coussin-fessier n'ont pas permis de les démarquer. Leur évaluation n'a donc pas été poussée plus à fond.

Tableau B1 : Designs des coussins complémentaires sur lesquels ont été des simulations.

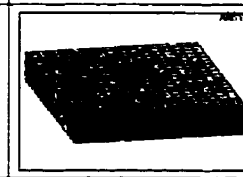
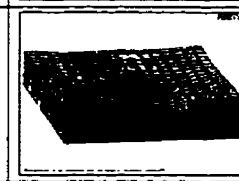
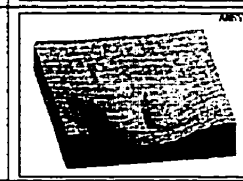
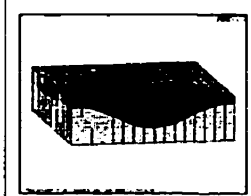
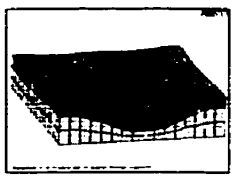
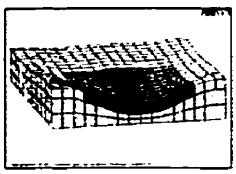
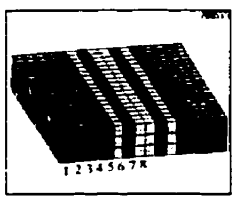
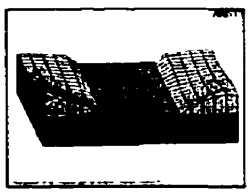
Description des designs de coussin 203 mm x 457 mm (largeur x profondeur)	Modèle d'éléments finis
Plat: 1. 76.2 mm d'épaisseur en PU 310 Pa[c] (45 lb/po^2) 2. 76.2 mm d'épaisseur en PU 380 Pa[c] (55 lb/po^2)	
1. Iscus (Orthofab Inc.) en PU 380 Pa[c] (55 lb/po^2)	
1. Iscus modifié en PU 380 Pa[c] (55 lb/po^2) avec relief plus agressif sous chaque ischion (12.7 mm plus profond).	
Préformé couvert plat: 1. Couche supérieur de 25.4 mm (à partir de la plus haute dimension de la base) en Neocor HR50[a]. Base de 76.2 mm (plus grande dimension) en Super constructa foam[b]. Couche supérieure de 12.7 mm (à partir de la + haute dimension de la base) en Neocor HR50[a]. Base en Super constructa foam[b]. 2. Couche supérieure de 25.4 mm (à partir de la + haute dimension de la base) en PU 240 Pa[c] (35 lb/po^2). Base en Super constructa foam[b].	

Tableau B1 (suite) : Designs des coussins complémentaires sur lesquels ont été réalisé des simulations.

Description des designs de coussin 203 mm x 457 mm (largeur x profondeur)	Modèle d'éléments finis
Préformé couvert A: 1. Base de 76.2 mm en Super constructa foam[b] avec un relief correspondant à celui de l'Iscus (voir ci-haut). Couche supérieure de 25.4 mm en Neocor HR50[a]. 2. Base de 63.5 mm en Super constructa foam[b] avec un relief correspondant à celui de l'Iscus (voir ci-haut). Couche supérieure de 38.1 mm en Neocor HR50[a]. 3. Base de 76.2 mm en PU 380 Pa[c] (55 lb/po^2) avec un relief correspondant à celui de l'Iscus (voir ci-haut). Couche supérieure de 25.4 mm en Neocor HR50[a]. 4. Base de 76.2 mm en PU 310 Pa[c] (45 lb/po^2) avec un relief correspondant à celui de l'Iscus (voir ci-haut). Couche supérieure de 25.4 mm en PU 240 Pa[c] (35 lb/po^2).	
Préformé couvert B : 1. Iscus (voir ci-haut) en PU 380 Pa[c] (55 lb/po^2) avec un retrait de matière de 254 x 254 x 25.4 mm^3 sous la région ischion-coccyx rempli de Neocor HR50[a]. 2. Iscus (voir ci-haut) en PU 380 Pa[c] (55 lb/po^2) avec un retrait de matière de 254 x 254 x 25.4 mm^3 sous la région ischion-coccyx rempli de PU 310 Pa[c] (45 lb/po^2). 3. Iscus (voir ci-haut) en PU 310 Pa[c] (45 lb/po^2) avec un retrait de matière de 254 x 254 x 25.4 mm^3 sous la région ischion-coccyx rempli de PU 310 Pa[c] (45 lb/po^2).	
Progressif: constitué de seize bandelettes de différentes mousses (collées). 1. • 1[c]-2[c]-3[c] PU 380 Pa[c] (55 lb/po^2). • 4[c]-5[c] PU 310 Pa[c] (45 lb/po^2). • 6[c]-7[c]-8[c] of PU 240 Pa[c] (35 lb/po^2). } 8 autres bandelettes symétriques 2. • 1[c]-2[c]-3[c] PU 380 Pa[c] (55 lb/po^2). • 4[c]-7[c]-8[c] PU 310 Pa[c] (45 lb/po^2). • 5[c]-6[c] of PU 240 Pa[c] (35 lb/po^2). } 8 autres bandelettes symétriques	
Préformé modulaire: 1. Rebords préformés en PU 380 Pa[c] (55 lb/po^2) avec une épaisseur maximal de 44.5 mm. Couche médiane de 38.1 mm en PU 310 Pa[c] (45 lb/po^2). Base de 19.1 mm en Super constructa foam[b]. Rebords préformés en PU 380 Pa[c] (55 lb/po^2) avec une épaisseur maximal de 44.5 mm. Couche médiane de 38.1 mm en Neocor HR50[a]. Base de 19.1 mm en PU 380 Pa[c] (55 lb/po^2).	

[a] Woodridge Foam Corp. ; [b] Vitacare Medical Products; [c] Multifoam Inter. Inc.

Les résultats des simulations effectuées avec les modèles représentant ces différents designs sont présentés au tableau B2. La note résultant de l'évaluation de chacun des modèles selon le premier critère de design (distribution de pression à l'interface coussin-fessier) est également présenté dans ce tableau.

Tableau B2 : Résultats de simulation des modèles de coussin complémentaires et note respective en lien avec le 1er critère de design (section 2.3.2).

Model de coussin	**Pression maximale**	**Écart type**	**Gradient maximal**	**Note** (1er critère, voir sect. 2.3.2)
Plat (base de comparaison)	***12.136 kPa***	***3.392 kPa***	***0.138 kPa/mm***	
Plat (1)	-0.9%	-5.1%	+1.1%	**11.5%**
Plat (2)	+29.7%	+49.7%	+80.9%	**0**
Iscus (1)	+12.1%	+26.6%	+37.9%	**0**
Iscus modifié (1)	+2.9%	+11.2%	+69.6%	**0**
Préformé couvert plat (1)	-3.2%	-5.9%	-19.3%	**26.5%**
Préformé couvert plat (2)	+18.5%	+6.7%	+24.9%	**0**
Préformé couvert plat (3)	+24.4%	+2.5%	+71.4%	**0**
Préformé couvert A (1)	+143.7%	+77.2%	+279.4%	**0**
Préformé couvert A (2)	+209.0%	+164.7%	+427.0%	**0**
Préformé couvert A (3)	+6.5%	-7.4%	+28.4%	**5.8%**
Préformé couvert A (4)	-3.4%	-25.7%	-2.9%	**31.2%**
Préformé couvert B (1)	+2.5%	-3.9%	+14.1%	**1.9%**
Préformé couvert B (2)	+5.7%	-6.1%	+26.7%	**5.8%**
Préformé couvert B (3)	-11.2%	-35.3%	-10.6%	**49.2%**
Progressif (1)	+13.5%	-1.8%	+29.9%	**1.9%**
Progressif (2)	-9.3%	-7.4%	+47.7%	**28.8%**
Préformé modulaire (1)	+24.2%	+1.9%	+118.8%	**0**
Préformé modulaire (2)	+12.4%	+5.1%	+101.8%	**0**

ANNEXE C

Exemple de calcul pour l'évaluation du critère d'universalité des designs

Le détail de la méthode utilisée pour évaluer le critère d'universalité des huit différents designs de coussin inclus dans le second article est présenté dans cet annexe. Les calculs de l'évaluation du design *Iscus modifié* sont présentés à titre d'exemple.

Première étape : Évaluer séparément les résultats des sept différentes simulations (six modèles additionnel + modèle de base initial) selon le barème du critère de la pression d'interface (tableau C1). Un résumé des résultats obtenus est présenté au tableau C2.

Tableau C1 : Barème du critère de la pression d'interface (voir section 2.3.2 pour plus de détails).

Réduction de la pression maximale (18%)	Note	Réduction de l'écart type (6%)	Note	Réduction du gradient de pression maximale (7%)	Note
Plus de 30%	100%	Plus de 30%	100%	Plus de 50%	100%
27 à 30% (inclus)	95%	25 à 30% (inclus)	90%	45 à 50% (inclus)	95%
24 à 27% (inclus)	90%	20 à 25% (inclus)	80%	40 à 45% (inclus)	90%
21 à 24% (inclus)	80%	15 à 20% (inclus)	70%	35 à 40% (inclus)	80%
18 à 21% (inclus)	70%	10 à 15% (inclus)	50%	30 à 35% (inclus)	70%
⋮	⋮	5 à 10% (inclus)	30%	⋮	⋮
		+0 à 5% (inclus)	10%		
0 ou augmentation	0	0 ou augmentation	0	0 ou augmentation	0

Tableau C2 : Résultats comparatifs des simulations (voir section 2.3.2 pour plus de détails) et note en associé à l'évaluation selon le critère de la pression d'interface.

Simulations	Réduction Pmax	Réduction écart type	Réduction Gradmax	Note (critère pression d'interface)
De base	33.4%	41.9%	52.1%	100%
Additionnelle #1	33.8%	41.4%	51.5%	100%
Additionnelle #2	35.2%	44.1%	52.1%	100%
Additionnelle #3	31.6%	33.1%	29.9%	90.8%
Additionnelle #4	33.8%	42.4%	2.6%	79.2%
Additionnelle #5	33.8%	41.0%	46.3%	98.8%
Additionnelle #6	31.8%	40.6%	36.6%	95.4%

Deuxième étape : Calculer la moyenne des notes présentées au tableau C2 pour les simulations #1 à #4 en plus de celle de base. Ces simulations représentent le chargement du coussin pour cinq différents usagers de fauteuil roulant (différentes charges et dimensions de fessier pour une seule dimension de coussin).

Calcul : (100%+100%+100%+90.8%+79.2%)/5 = **94%**

La moyenne calculée indique que, de façon générale, la qualité de la distribution de pression fournie par le coussin reste adéquate pour les cinq différents sujets représentés. Ceci signifie que ce design de coussin n'est pas restreint à une physiologie de personne donnée et a par conséquent le potentiel d'être prescrit pour un plus grand nombre d'usager.

Troisième étape : Calculer le ratio de la déviation standard des résultats obtenus (tableau C2) pour les simulations #5, #6 et celle de base (trois dimensions de coussin) sur la valeur moyenne. Le calcul d'un ratio est effectué pour obtenir une valeur normalisée afin de permettre la comparaison des résultats des différents coussins. Cette valeur représente un indice de la variation de la distribution de la pression obtenus pour les différentes simulations.

Calcul : $\sqrt{\dfrac{n\sum x^2 - (\sum x)^2}{n(n-1)}} \Big/ \dfrac{\sum x}{n} = \mathbf{2.5\%}$ Où $x_1 = 100\%$, $x_2 = 98.8\%$, $x_3 = 95.4\%$, $n = 3$

La faible valeur du ratio indique des résultats d'évaluation de la qualité de la distribution de pression assez similaires pour les trois différentes simulations. Ceci indique que le design Iscus modifié conviendrait tout autant pour les trois dimensions de coussin.

Quatrième étape : Utiliser le résultat obtenu à la deuxième étape pour évaluer la qualité de la pression à l'interface coussin-fessier pour différents usagers de fauteuil roulant. et le résultat de la troisième étape pour évaluer l'adaptabilité du design pour différentes dimensions de coussin (tableau C3).

Tableau C3 : Barème du critère de l'universalité du design (voir section 2.3.2 pour plus de détails)

Qualité de la pression d'interface (18%)	Note	Adaptabilité du design (11%)	Note
Plus de 80%	100%	Variation de moins de 5%	100%
60% ≤ note < 80%	75%	5% < variation < 10%	75%
40% ≤ note < 60%	50%	10% < variation < 20%	50%
20% ≤ note < 40%	25%	20% < variation < 30%	25%
Moins de 20%	0%	Variation au-dessus de 30%	0%

Cinquième étape : Compiler les deux résultats obtenus à l'aide du tableau C3 (100% pour la qualité de la pression d'interface et 100% pour l'adaptabilité du design).

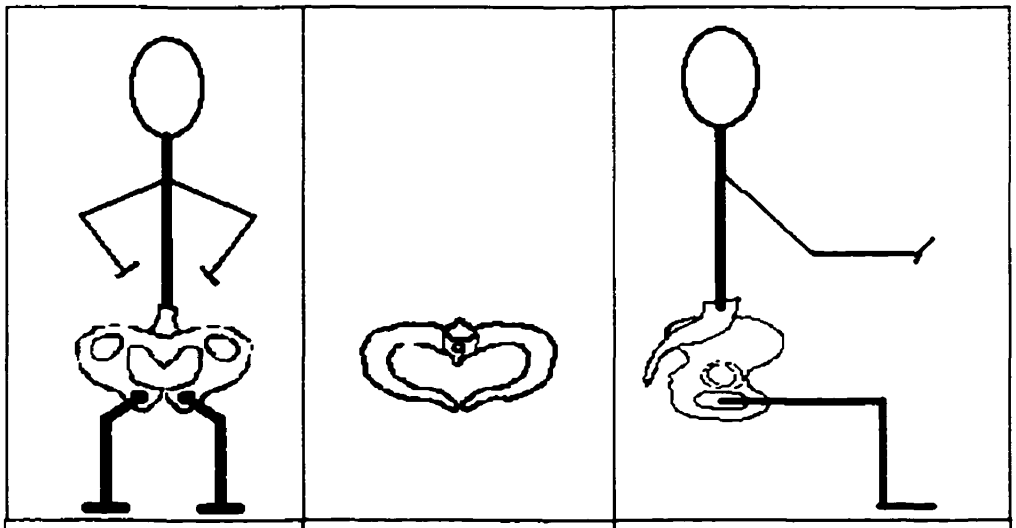
Résultat final : note de 100% associée au critère d'universalité du design pour le coussin d'assise *Iscus modifié*.

ANNEXE D

Questionnaire évaluatif des critères stabilité, fonctionnalité et appréciation générale

Ce questionnaire, par le biais des connaissances pratiques et théoriques de cinq intervenants du domaine des aides techniques à la posture, a principalement servi à l'évaluation de la stabilité fournie par différents designs de coussin d'assise à l'usager. Il a aussi permis d'évaluer les designs de coussin en relation avec la fonctionnalité de l'usager ainsi que l'appréciation générale de ces derniers.

Le questionnaire comporte 4 questions avec choix de réponse sur une échelle de 1 à 5. Deux autres questions, portant respectivement sur la fonctionnalité et l'attrait général du coussin, ont été ajoutées. La figure D1 illustre les trois plans anatomiques utilisées à l'intérieur du questionnaire.



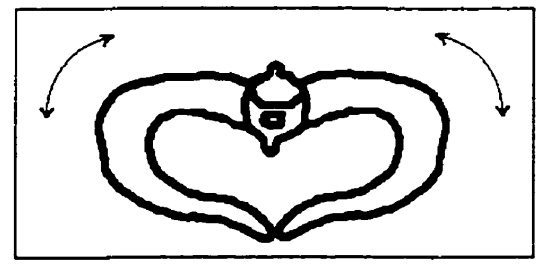
1.1.1.1 Plan	1.1.1.2 Plan	1.1.1.3 Plan sagittal

Figure D1 : Représentation du bassin selon les trois plans : frontal, transversal et sagittal.

QUESTIONNAIRE

Question #1

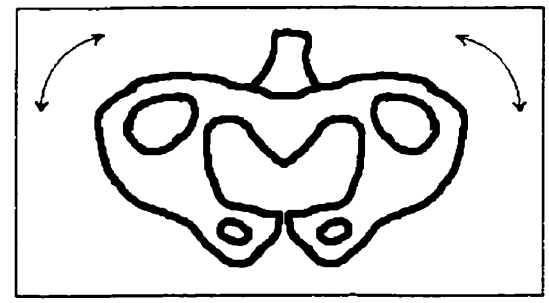
Comment qualifieriez-vous la stabilité fournie par le coussin au niveau de la rotation du tronc et du bassin dans le plan transversal?



1-) Mauvaise ❍	2-) Faible ❍	3-) Passable ❍	4-) Bonne ❍	5-) Très bonne ❍

Question #2

Comment qualifieriez-vous la stabilité fournie par le coussin au niveau de la rotation du bassin dans le plan frontal (obliquité du bassin)?

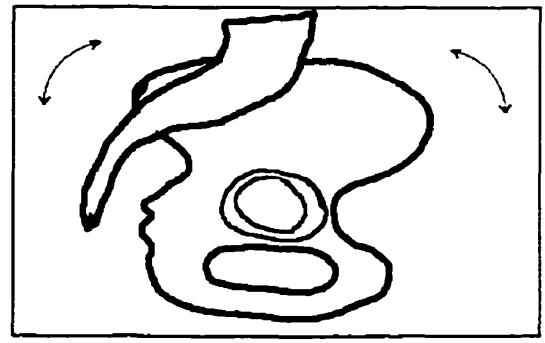


1-) Mauvaise ❍	2-) Faible ❍	3-) Passable ❍	4-) Bonne ❍	5-) Très bonne ❍

Question #3

Comment qualifieriez-vous la stabilité fournie par le coussin au niveau de la rotation du bassin dans le plan sagittal (bascule antérieure et postérieure)?

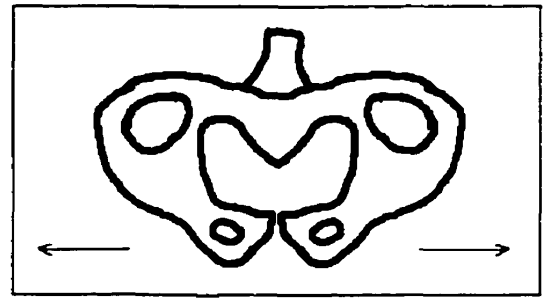
NB : Le glissement du bassin dans le plan sagittal est lié à la rotation (cause ou effet), ce critère est aussi inclus dans cette question.



1-) Mauvaise ❍	2-) Faible ❍	3-) Passable ❍	4-) Bonne ❍	5-) Très bonne ❍

Question #4

Comment qualifieriez-vous la stabilité fournie par le coussin au niveau du glissement latéral (plan transversal) de l'usager.



1-) Mauvaise ❍	2-) Faible ❍	3-) Passable ❍	4-) Bonne ❍	5-) Très bonne ❍

Question #5

Le coussin limite-t-il les mouvements volontaires et/ou les transferts de l'usager de fauteuil roulant?

1. Impossibilité pour l'usager de bouger ❍
2. Mouvements grandement limités ❍
3. Mouvements modérément limités ❍
4. Mouvements légèrement limités ❍
5. Mouvements aucunement limités ❍

Question #6

En lien avec la stabilité, la distribution de la pression, le confort, etc., comment qualifieriez-vous l'attrait général du coussin vis-à-vis des concepts déjà existants sur le marché?

1. Détérioration ❍
2. Aucune amélioration ❍
3. Légère amélioration ❍
4. Amélioration modérée ❍
5. Grande amélioration ❍

Autres commentaires :

_____

_____

_____

_____

_____

_____

_____

_____

_____

Nom : _____

Profession : _____

Lieu de pratique : _____

Date : _____

GRILLE-RÉPONSE

Remplir les cases en indiquant la note entre 1 et 5 obtenue par les différents modèles de coussin à chacune des questions.

MODÈLES DE COUSSIN	QUESTIONS					
	#1	#2	#3	#4	#5	#6
Plat						
Iscus						
Iscus modifié						
Préformé couvert plat						
Préformé couvert A						
Préformé couvert B						
Progressif						
Préformé modulaire						