HAL
open science

Étude du comportement mécanique d'un coussin d'assise en nid d'abeille pour fauteuil roulant

Johann Jaworski

To cite this version:

Johann Jaworski. Étude du comportement mécanique d'un coussin d'assise en nid d'abeille pour fauteuil roulant. Mécanique des structures [physics.class-ph]. 2012. dumas-01003507

HAL Id: dumas-01003507

https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01003507v1

Submitted on 10 Jun 2014

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

CONSERVATOIRE NATIONAL DES ARTS ET METIERS
Centre d'enseignement de Champagne-Ardenne

MEMOIRE

présenté en vue d'obtenir

le DIPLOME D'INGENIEUR CNAM

spécialité : **MECANIQUE**
option **: Mécanique des structures et des systèmes**

par

Johann JAWORSKI

Etude du comportement mécanique d'un coussin d'assise en nid d'abeille pour fauteuil roulant.

Soutenu le 23 février 2012

JURY

Président

Roger Ohayon - Professeur titulaire de la chaire Mécanique des structures et des systèmes - Conservatoire national des arts et métiers.

Membres

Jean-Paul Dron - Professeur des Universités - Université de Reims Champagne-Ardenne,

Karl Debray - Professeur des Universités - Université de Reims Champagne-Ardenne,

Redha Taiar - Professeur des Universités - Université de Reims Champagne-Ardenne,

Philippe Lestriez - Maître de conférences - Université de Reims Champagne-Ardenne,

Didier Pradon - Docteur Ingénieur - Laboratoire d'analyse du mouvement - Hôpital Universitaire R. Poincaré - Garches (92),

Emmanuel Myard - Ergothérapeute - Conseiller en positionnement - Les équipements Adaptés Physipro Inc. - Angers (49).

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier le président et les membres du jury. Mr Roger OHAYON, Professeur de la chaire Mécanique CNAM, Mr Jean-Paul DRON, Professeur de l'Université Reims Champagne-Ardenne, Mr Karl DEBRAY, Professeur à l'URCA, Mr Philippe LESTRIEZ, Maître de Conférences à l'URCA, Mr Emmanuel MYARD, Ergothérapeute conseil de chez PHYSIPRO, Mr Didier PRADON, Ingénieur chercheur au CHU Raymond Poincaré de Garches, et Mr Redha TAIAR Professeur à l'URCA.

Je remercie Jean-Paul DRON pour m'avoir conseillé d'effectuer mon mémoire d'ingénieur mécanique au sein du laboratoire de recherche MAN (Mécanique Appliquée et Numérique) du GRESPI (Groupe de Recherche en Sciences Pour l'Ingénieur). Ce fut une belle découverte et une expérience enrichissante pour moi.

Je voudrais sincèrement remercier la charnière centrale de ce travail, Karl DEBRAY, Philippe LESTRIEZ et Redha TAIAR, pour m'avoir permis de travailler dans les meilleures conditions. Merci de m'avoir encadré et soutenu dans ce projet associant la biomécanique à la simulation numérique. Un grand merci à eux pour leur collaboration, leur disponibilité et nombreux conseils avisés. Philippe, merci à toi, à travers tes talents, d'avoir pris le temps de me former et de me guider sur le logiciel d'éléments finis ABAQUS.

Je souhaite adresser ma reconnaissance à Didier PRADON, pour m'avoir permis de me familiariser avec le monde clinique au sein de son laboratoire d'Analyse du Mouvement à l'hôpital de Garches, pour son appréciation et ses bonnes idées apportées tout au long de ce travail. Merci de croire en la pertinence future de ce projet et en sa valorisation.

J'adresse également mes remerciements à deux autres membres du GRESPI pour leur aimable participation sur la partie étude expérimentale. Ahlem ARFAOUI, Maître de Conférences en Thermomécanique qui m'a vraiment accompagné et ouvert l'esprit sur l'utilisation de la thermographie et l'interprétation de ses résultats, ainsi que Boussad ABBES, Maître de Conférences en MPSE (Matériaux, Procédés et Systèmes d'Emballage) pour m'avoir aidé à réaliser les essais de compression sur presse électromécanique.

Je voudrais aussi saluer trois intervenants extérieurs qui ont contribué au bon déroulement de ce travail en fournissant le matériel nécessaire : Emmanuel MYARD, Ergothérapeute et conseiller en positionnement de chez PHYSIPRO, Vincent MARQUET Enseignant Chercheur à l'IFTS (Institut de Formation Technique Supérieur) de Charleville-Mézières et l'entreprise ALPHA SANTE. Sans eux le projet n'existerait pas.

Merci à Sylvain LIGNON et Sébastien MURER pour la correction et traduction. Une pensée à l'ensemble des Professeurs et Maîtres de Conférences du GRESPI pour leur accueil et les très bons moments passés au sein du labo, et pour leur participation dans ce projet quel qu'elle soit.

Et encore merci à Maxime RIGAUT d'avoir été un fidèle camarade tout au long de ce cursus CNAM. C'était un vrai plaisir de partager les moments de fous rires, mais aussi les galères, comme les révisions d'examens ou la rédaction nocturne de ce mémoire à la Halle.

Pour finir, je tiens à remercier mon épouse pour sa présence et son aide, la naissance de ma fille pendant ce mémoire, ma famille et mes proches, pour leur soutien et encouragements tout au long de cette longue formation.

Table des matières

Remerciements 2

Introduction générale 7

1. La problématique du confort d'assise en fauteuil roulant 10

1.1. Introduction 10

1.2. Anatomie descriptive de la zone bassin-fessier 10

1.2.1. Le bassin 10

1.2.2. Structure musculaire du fessier 11

1.2.3. La peau : caractéristiques et physiologie 12

1.3. Confort et assise 13

1.3.1. La perception du confort 13

1.3.2. Des aides techniques pour la position d'assise ergonomique 14

1.3.3. Biomécanique du fessier en compression 16

1.4. Principes mécaniques des escarres en position assise 18

1.4.1. Pathologie des escarres de pression 18

1.4.2. La pression 19

1.4.3. Le cisaillement et la friction 21

1.4.4. Le microclimat 23

1.5. Supports de prévention et modélisation biomécanique numérique 25

1.5.1. Caractéristiques du coussin statique d'aide à la prévention d'escarres 25

1.5.2. Présentation du coussin nid d'abeille 28

1.5.3. Outils de prévention et méthodes d'évaluation pour coussins 31

1.5.4. Modélisation biomécanique par éléments finis 35

1.6. Conclusion 37

2. Etude comportementale du coussin par la méthode des éléments finis 38

2.1. Introduction 38

2.2. Contexte méthodologique approprié 38

2.2.1. Adaptation de la méthode automobile 38

2.2.2. Choix d'un modèle fessier 3D 40

2.3. Décomposition structurelle du coussin 41

2.3.1. Description du comportement mécanique du coussin 41

2.3.2. Structure fonctionnelle des couches 41

2.3.3. Description de la structure alvéolaire 44

2.4. Etude du comportement alvéolaire 44

2.4.1. Alvéole non perforée et formulations 45

2.4.2. Alvéole perforée par méthode explicite 50

2.4.3. Variation des paramètres de l'alvéole perforée 54

2.5. Simulation numérique appliquée au coussin 58

2.5.1. Démarche d'homogénéisation du coussin 58

2.5.2. Transfert thermique de l'assise 60

2.6. Conclusion 60

3. Etude expérimentale par méthode empirique 61

3.1. Introduction 61

3.2. Essais en compression sur coussin nid d'abeille 61

3.2.1. Conception et fabrication d'un modèle fessier en bois 61

3.2.2. Chargement vertical et mesure du déplacement 62

3.2.3. Analyse des mesures 64

3.3. Etude microclimatique du coussin par thermographie 66

3.3.1. Introduction aux notions d'échanges de chaleur 66

3.3.2. Protocole expérimental de la thermographie 67

3.3.3. Cartographies thermiques du coussin Stimulite 70

3.4. Conclusion : corrélation entre l'expérimental et le numérique 73

Conclusion générale et perspectives 75

Annexe A 78

Annexe B 79

Annexe C 80

Annexe D 83

Annexe E 84

Annexe F 85

Bibliographie 86

Liste des figures 93

Liste des tableaux 95

Liste des équations 95

Résumé 96

Introduction générale

La recherche d'un certain besoin de se sentir confortablement assis a toujours existé. Depuis des années, c'est devenu un phénomène de société et les industriels essaient de répondre convenablement à cette notion de besoin en essayant de trouver des solutions, particulièrement dans le secteur de l'automobile. Bien que le confort d'assise reste un sentiment personnel et subjectif, les techniques modernes de conception et de fabrication permettent plus largement d'innover dans l'évaluation et la mesure de celui-ci (Comportement vibratoire, simulation numérique, mesure de la pression d'interface, actimétrie) [MEFF 07].

Cette sensation de bien-être est encore plus vitale chez les personnes en situation de handicap dont le quotidien est d'être en fauteuil roulant. Dans un rapport paru en 2008, l'Organisation Mondiale de la Santé, estime que 65 millions de personnes nécessitent un fauteuil roulant. Le nombre de personnes utilisatrices de fauteuils roulants manuels et électriques est en constante augmentation du fait que la population mondiale soit vieillissante [OMS 08].

La position assise statique dans le temps favorise l'apparition de nombreux problèmes d'ordre physiologique et socio-économique. En effet, le fait de rester dans cette position durant une période prolongée peut occasionner une certaine gêne. Les contraintes de chargement appliquées principalement entre les tubérosités ischiatiques et les tissus mous à l'interface fessier/assise peuvent ainsi engendrer des pathologies cutanées appelées escarres. L'anatomie et la posture de la personne sont deux éléments majeurs liés à la formation d'escarres. Cette problématique de santé publique est assez préoccupante, le risque potentiel doit donc être maîtrisé car il engendre d'énormes coûts de prévention matériels et personnels. Le coût du traitement des escarres peut s'élever jusqu'à 12 500€ [BENN 04]. Dans le milieu clinique, prodiguer un certain confort au patient, c'est le soulager et rendre sa vie beaucoup plus agréable. Les aides cliniques et les supports de prévention techniques, tels que les coussins d'aide à la prévention d'escarres, ont pour but d'améliorer la qualité de vie du patient en fauteuil roulant. C'est pour cette raison que la prescription des supports de confort doit être privilégiée en tenant compte des facteurs intrinsèques et extrinsèques que sont la pression, le cisaillement, la friction et le microclimat, associés à la position.

Les fabricants doivent donc s'adapter à la demande des utilisateurs et rivaliser d'ingéniosité pour proposer des produits innovants de qualité. Les nouveautés dans les matériaux et l'évolution des procédés de fabrication contribuent à la création originale de coussins pour fauteuil roulant. Actuellement, bon nombre de coussins inondent les marchés sans pour autant être fiables [WEB 02]. Ces produits sont souvent composés en mousse polyuréthane ou viscoélastique, d'air, de gel ou d'eau. On trouve aussi des coussins hybrides combinant ces différentes technologies. La dernière innovation technique sur les marchés est un coussin en nid d'abeille à base de thermoplastique polyuréthane qui présente de nombreux avantages et qui sera étudié dans ce travail. Le coussin universel n'existe pas et il serait utopique d'y croire, du moins pour l'instant, car chaque individu est morphologiquement différent.

L'évaluation de la posture de l'individu et des caractéristiques des coussins par des outils de mesure tels que les nappes de pression par exemple, doivent aujourd'hui évoluer. La création en 2007 de la toute première norme ISO pour tester le comportement mécanique des coussins, bouscule les traditions.

Tout comme la simulation numérique par la méthode des éléments finis, outil permettant d'améliorer considérablement le développement des coussins et la pathologie des escarres. L'utilisation de modèles biomécaniques humains non-linéaires d'ordre géométrique mérite encore d'être améliorée, mais a cependant fait d'énormes progrès et aide à analyser le comportement du fessier humain sur le coussin. La plupart des travaux de recherche s'arrêtent essentiellement à l'examen de la distribution des pressions sur les coussins.

Enormément de travaux de recherche se sont penchés sur la répartition des contraintes à l'interface de l'assise, mais très peu ont exploré la voie du microclimat. La thermographie, outil phare du contrôle thermique dans le bâtiment, peut étudier le comportement du microclimat des coussins.

Le présent projet a pour but l'étude comportementale mécanique d'assise d'un fauteuil roulant. Ce mémoire s'articule autour de trois chapitres.

Le premier chapitre présente la revue bibliographique effectuée pour synthétiser l'information nécessaire à une bonne compréhension de la problématique et qui a permis la

naissance du sujet de ce projet de mémoire *(Annexe A)*. Le confort d'assise en fauteuil roulant est abordé, soulignant l'anatomie de la zone bassin-fessier et l'étiologie des escarres. Une présentation des coussins et de la modélisation biomécanique numérique du fessier est également consacrée. Ceci montre l'intérêt du choix à s'intéresser de plus près à la complexité du coussin en nid d'abeille.

La thématique du deuxième chapitre touche à l'analyse du coussin par la méthode des éléments finis. Cette méthode empruntée au secteur automobile pour ses études du confort au niveau des sièges, a conduit à la décomposition structurelle du coussin pour évaluer son comportement mécanique. Comportement qui est simulé numériquement par la méthode des éléments finis sur une alvéole du coussin, puis sur le coussin entier.

Le troisième chapitre traite de la recherche expérimentale qui doit corréler les résultats avec la partie précédente. Une méthode empirique présente des essais de compression avec une presse électromécanique et l'usage de la thermographie sur le coussin nid d'abeille.

Enfin, en conclusion, le rappel des objectifs, les aspects méthodologiques et les recommandations pour des travaux futurs seront abordés.

1. La problématique du confort d'assise en fauteuil roulant

1.1. Introduction

Ce premier chapitre explique la relation fondamentale entre la posture d'assise et le confort en fauteuil roulant. Il soulève l'existence d'une problématique liée à des contraintes internes ou externes qui occasionnent l'apparition des escarres, et se penche sur les moyens de prévention existants tels que les coussins. La première partie présente une anatomie descriptive en profondeur de la zone bassin-fessier assez complexe de par sa constitution globale et traite du confort d'assise. Puis elle développe ensuite les principaux facteurs responsables des lésions de la peau. La deuxième explore l'univers du coussin d'aide à la prévention d'escarre en mettant l'accent sur la version nid d'abeille, et termine sur une présentation rapide des modèles de fessiers biomécaniques humains.

1.2. Anatomie descriptive de la zone bassin-fessier

1.2.1. Le bassin

Le bassin en forme d'entonnoir, est la ceinture pelvienne qui fait la jonction entre la colonne vertébrale et les membres inférieurs. Il supporte le poids du tronc supérieur. Celui-ci se compose de quatre os. A droite et à gauche les deux os iliaques (ou coxaux), au milieu le sacrum et le coccyx *(Figure 1)*. Les os iliaques sont reliés à la partie antérieure du bassin par la symphyse pubienne et sont attachés au sacrum par les ligaments sacro-iliaques.

A l'extrémité inférieure du bassin, les ischions sont les protubérances osseuses qui servent de soutien d'assise et assure la stabilité du bassin. Le sacrum et le coccyx sont la continuation de la colonne vertébrale et se situent sur la partie arrière du bassin.

Au cours de l'assise, la personne sollicite donc particulièrement plusieurs zones localisées au niveau de son fessier. Ce sont les ischions (tubérosités ischiatiques), les grands trochanters, le sacrum et le coccyx. La pression sous une personne assise en fauteuil roulant n'est pas uniformément répartie, mais est plus élevée sous les proéminences osseuses des tubérosités ischiatiques et des grands trochanters [BARB 91] [FERR 00b].

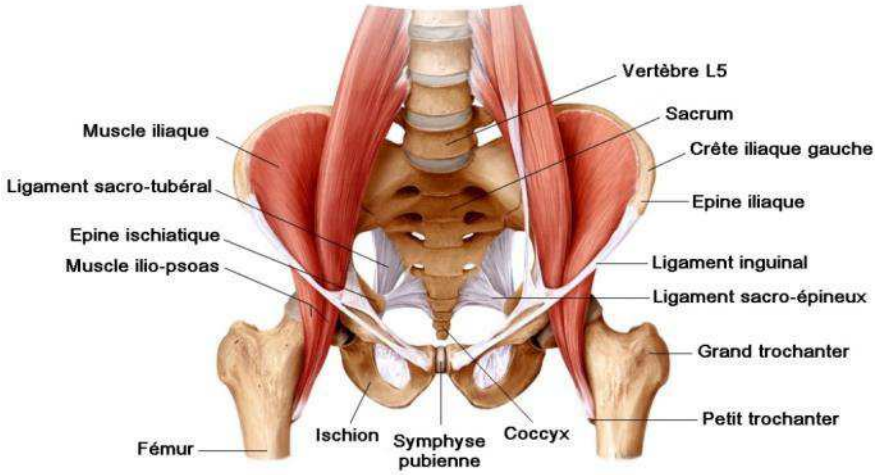


Figure 1 : Anatomie du bassin

Pour un adulte, l'espace entre les ischions est autour de 12 cm, et proche de 38 cm pour les trochanters [SPRI 01]. La distance verticale qui sépare les ischions des trochanters est de 4 cm. Cependant, ces dimensions varient suivant la morphologie de chaque individu.

1.2.2. Structure musculaire du fessier

Toute la mécanique du bassin ne pourrait fonctionner parfaitement sans la présence des tissus musculaires qui subissent davantage les contraintes maximales [LIND 07b]. L'ensemble fessier se compose d'un groupe de trois muscles majeurs glutéaux essentiels à l'articulation coxo-fémorale (appelés anciennement muscles fessiers) : le petit glutéal, le moyen glutéal et le grand glutéal. Les muscles du fessier sont des muscles striés squelettiques permettant le maintien de la posture et de la motricité volontaire [GOUB 03] [SCHU 10].

Le petit glutéal se trouve en profondeur sur l'aile iliaque externe et se termine sur le bord ventral du grand trochanter du fémur (*Figure 2)*. Il est abducteur et rotateur de la cuisse. Le moyen glutéal, qui recouvre le petit glutéal, se situe sur la crête iliaque et s'achève sur la partie haute du grand trochanter. Il a pour action de stabiliser latéralement le bassin. Le grand glutéal, situé à l'arrière du bassin, enveloppe le moyen glutéal. C'est le plus puissant muscle du corps humain. Il s'insère sur un ligament tendu entre l'ischion et le sacrum d'un côté, et la face latérale du fémur et du grand trochanter. Il recouvre l'ischion en position assise. Ce

dernier est extenseur de la cuisse sur le bassin et rotateur latéral de la cuisse. Les muscles ischio-jambiers jouent également un rôle dans l'assise car ils sont extenseurs de la hanche.

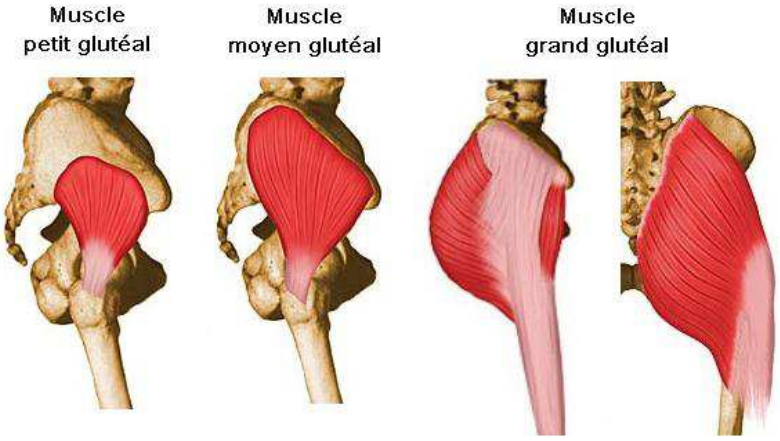


Figure 2 : Structure musculaire du fessier

1.2.3. La peau : caractéristiques et physiologie

La peau est un organe composé de plusieurs couches de tissus mous. Son rôle est d'envelopper l'ensemble du corps afin de le protéger des agressions extérieures *(Figure 3)*.

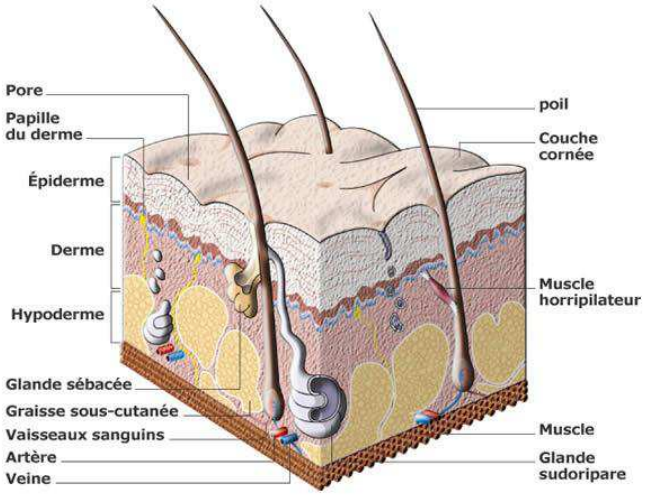


Figure 3 : Composition de la peau

La superposition des tissus mous supporte les structures et les organes du corps humain. Ce sont l'hypoderme, le derme et l'épiderme.

L'hypoderme, la plus interne et moins rigide des couches, comprend les tissus musculaires, les vaisseaux sanguins et les tissus adipeux (graisse sous-cutanée). Les tissus adipeux subissent particulièrement les déformations contrairement aux tissus musculaires et cutanés [MAKH 07]. Le derme, composé de 80% d'eau, constitue la couche intermédiaire et comprend les glandes sébacées. Quant à l'épiderme, il forme la surface externe de la peau avec la couche cornée et assure sa protection. La rigidité des tissus mous augmente avec le temps et la variation de pression [LIND 04].

Physiologiquement, la peau régule la température corporelle, grâce au phénomène de sudation qui permet d'évacuer la chaleur. À l'inverse, les poils, implantés dans la peau, assurent la conservation de la chaleur. De plus, la peau accueille des terminaisons nerveuses qui permettent la perception de la pression, de la température et de la douleur étroitement liée à l'inconfort. Les agressions à l'interface fessier/assise au niveau des tissus mous engendrent des effets physiologiques sur la microcirculation et le drainage lymphatique [BARB 91] [FERG 90].

1.3. Confort et assise

1.3.1. La perception du confort

Le confort d'assise reste difficile à définir. La perception du confort peut être probablement assimilée à une sensation ressentie comme non-désagréable dans les muscles et autres parties du corps humain. L'idée d'un certain bien-être est aussi liée à une position d'assise particulière [STAA 95].

Le confort d'assise dépend des récepteurs sensoriels, dépendants de différents stimuli, et qui retournent les informations au cerveau en passant par la moelle épinière de la colonne vertébrale. Chez les blessés médullaires, c'est-à-dire paraplégiques et tétraplégiques, la perception est donc complètement différente de celles des personnes valides. Ils ne possèdent plus le réflexe inconscient de changer de position. L'absence de sensibilité favorise davantage les risques d'escarres. Dans le milieu médical, soulager le patient par la prévention, enjeu socio-économique, c'est lui amener un certain confort. Le confort reste une notion personnelle et subjective. Ce qui est confortable pour l'un, ne le sera pas forcément pour l'autre.

Par exemple, Les personnes ayant des plus petits muscles, résistent moins à la déformation des tissus et sont donc plus vulnérables à l'inconfort et aux lésions tissulaires [FERG 90]. Le poids est évidemment à prendre en considération. Plus l'IMC (Indice de Masse Corporelle) d'une personne est élevé, plus la pression sur le coussin augmente [SHEC 01] [PORT 11].

Des comparaisons pour analyser la répartition de la pression sur des coussins pour réduire les escarres ont également été réalisées entre des sujets paraplégiques, neurologiques, personnes âgées et valides. Les personnes âgées présentent des pressions moyennes plus élevées, et la surface de contact plus faible alors que les paraplégiques présentent des plus hauts pics de pression que les valides [FERR 00b] [LIND 09].

D'autres études sur l'évaluation du lien entre la perception du confort d'assise sur coussin et la pression d'interface, la température et l'humidité ont été faites sur des utilisateurs de fauteuil roulant. Les résultats ont montré que le confort n'était pas nécessairement lié à de faibles pressions d'interface, et inversement. De plus, l'inconfort n'était pas forcément en relation avec les températures les plus élevées [DUSS 04] [STOC 09]. A noter que les utilisateurs semblent privilégier une fermeté moyenne au niveau des propriétés du coussin.

Le facteur temps influence fortement le sentiment du confort et peut conduire à la fatigue. Une même position statique pendant des heures, comprimera les tissus de la zone fessière et sera perçue comme très désagréable [STAA 95].

Plusieurs facteurs en interaction influencent le confort [FERG 90] :

- Une mauvaise répartition des contraintes dans les tissus mous
- L'accumulation d'humidité
- L'accumulation ou perte de chaleur
- Une mauvaise stabilité

1.3.2. Des aides techniques pour la position d'assise ergonomique

Le bien-être matériel qui dérive du progrès technique et d'un certain mode de vie s'accompagne de plus en plus souvent de difficultés existentielles. Le besoin d'être agréablement assis est devenu une nécessité. Lorsqu'un individu est soustrait aux effets de la

pesanteur, la position d'équilibre permet dans une certaine mesure de soulager le travail musculaire stabilisateur. La considération de l'anthropométrie de la personne et de son centre de gravité est fondamentale dans la définition de l'assise en fauteuil roulant [COOP 98].

L'adoption d'une posture d'assise et d'un maintien postural corrects en relation avec l'activité de l'individu sont essentiels. La mauvaise position de la colonne vertébrale, l'obliquité et l'inclinaison pelvienne est particulièrement critique, car elle peut provoquer une répartition de pression inégale sur les ischions et les grands trochanters. Pour les fauteuils roulants, l'utilisation d'aides techniques tels que les accoudoirs réduisent la pression de 30% environ. Les repose-pieds et les coussins permettent également une diminution de la pression *(Figure 4)*. En modifiant la hauteur des repose-pieds ou l'inclinaison du siège, on peut accroître ou réduire la pression de 50 % [AISS 11] [DUSS 04] [FERG 90].

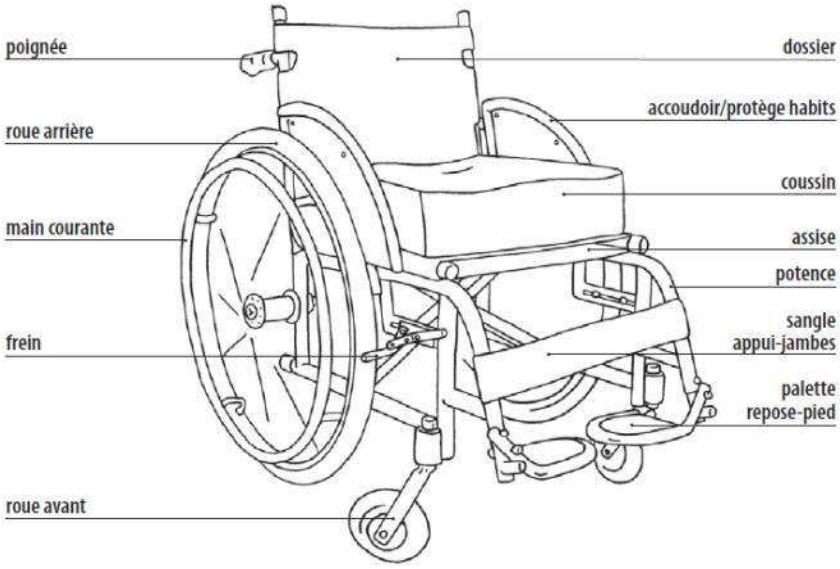


Figure 4 : Description d'un fauteuil roulant

La sélection d'un bon dossier contribue aussi à rendre plus ergonomique la position, favorisant le maintien lombaire inférieur et garantissant ainsi la stabilité et l'enveloppement du corps *(Figure 5)*. Cela minimise ainsi le travail musculaire et évite les points de pression. Sans un bon dossier, le coussin d'assise est inefficace. L'inclinaison du dossier influe sur le confort. Une inclinaison soulage ou augmente les pressions ischiatiques selon l'angle [DUMA 07] [LIND 04]. Les pics de compression et de cisaillement fessiers sont diminués d'environ 70% lorsque les patients paraplégiques passent d'une position assise à allongée [LIND 08].

L'effet hamac de l'assise doit être évité si possible. Il est malheureusement encore trop présent, en particulier sur une majorité des toiles d'assise des fauteuils roulants pliants. Les

effets de ce phénomène sont une augmentation des pressions ischiatiques causée par une distension de la toile d'assise.

Figure 5 : Position d'assise ergonomique

Une posture symétrique doit être recherchée, car elle permet de mieux répartir la charge du corps. L'asymétrie provoque des répartitions de contraintes inégales dans chacune des fesses [PORT 11].

Un secteur qui est sans cesse en mouvement par rapport à l'étude ergonomique d'assise, est celui de l'automobile. La position du Hip-point, qui correspond à l'emplacement de l'articulation de la hanche, est très utilisée dans la recherche et l'optimisation du confort des sièges automobiles concernant la répartition de la pression et les vibrations [CAMP 08] [MONT 05] [SIEF 08] [VERV 05].

1.3.3. Biomécanique du fessier en compression

Des contraintes localisées dans la région fessière sont inévitables et dépendent de la pression exercée par le poids d'assise. La transmission de ces contraintes est déterminée par les caractéristiques du support d'assise (matériau, forme, etc.). L'intensité et la direction de ces contraintes sont liées à la posture d'assise. Pour une posture assise redressée (angle cuisses/tronc ≈ 90°), les ischions et les tissus mous supportent la majorité de la charge nécessaire à l'équilibre du sujet. Dans une position d'assise plus affaissée, (bascule postérieure

du bassin), le coccyx et le sacrum ont une participation plus importante. Le poids du corps comprime les muscles et tissus mous via les structures osseuses du bassin. Ces tissus mous, dû au liquide interstitiel, sont assimilés à un matériau non-homogène et anisotrope avec un comportement viscoélastique. En résumé, la pression maximale qui s'exerce à l'interface fessier/surface d'appui, dépend du poids, de l'épaisseur des tissus mous, de la posture et des propriétés d'assise, de la tension musculaire, de la forme des ischions et des anomalies de posture de l'individu [STAA 95] [VERV 04].

Pour supporter l'équilibre du poids du corps (P), des forces de stabilisation au niveau du bassin sont transmises *(Figure 6)*. Ce transfert de forces internes se fait par l'intermédiaire des tissus mous par des forces normales ou tangentielles à la surface de contact. Les forces normales engendrent des pressions, et les forces tangentielles des déformations et des contraintes de cisaillement. Ces forces, qui dépendent donc en partie des forces de réaction d'assise (F_r), sont localisées surtout au niveau des ischions (F_i) et trochanters (F_t).

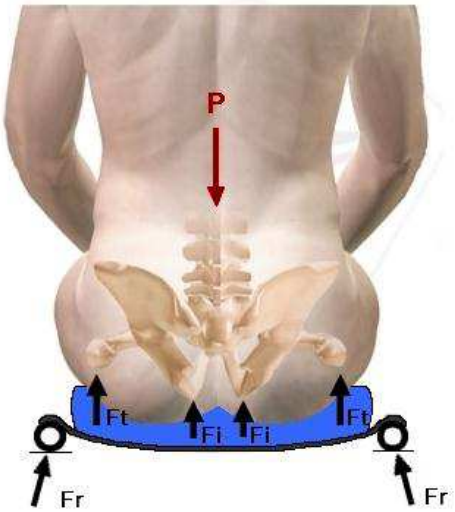


Figure 6 : Transmission des forces d'assise

Si l'on parvient à répartir au mieux le poids entre les deux ischions et les grands trochanters, la force appliquée sur chaque ischion diminue de moitié. La répartition du poids constitue par conséquent un principe important dans la conception des coussins [FERG 90].
C'est toute cette biomécanique complexe de l'interaction fessier/coussin qui favorise dans le temps l'apparition des escarres.

1.4. Principes mécaniques des escarres en position assise

1.4.1. Pathologie des escarres de pression

Un document de consensus de 2010 de Wounds International décrit très clairement la prévention des escarres. La plupart des explications et schémas qui suivent sont issus de ce document [MGRE 10].

Une escarre est une lésion localisée de la peau et/ou des tissus sous-jacents généralement situés au-dessus d'une saillie osseuse, résultant d'une pression, ou d'une pression associée à un cisaillement. Un certain nombre de facteurs contributifs ou confondants est également associé aux escarres. Il a été estimé que 90% des escarres apparaissent sous la taille. Pour les utilisateurs de fauteuil roulant, les zones fréquentes de formation d'escarres se situent au niveau des ischions, du sacrum et du grand trochanter du fémur [EWER 04].

Prévenir coûte beaucoup moins cher que guérir. Des moyens de prévention existent pour améliorer le confort d'assise et limiter l'apparition d'escarres pour les utilisateurs de fauteuil roulant. Les escarres ont un coût non négligeable pour les systèmes de santé et pour les établissements de santé qui reste difficile à chiffrer. L'estimation du coût du traitement d'escarres varie tellement. Le coût moyen de traitement a été précisément calculé au Royaume-Uni selon le stade de gravité : il varie de 1 200 € au stade d'une simple rougeur à 12 500 € au stade 4, où la profondeur de la plaie est importante et les complications infectieuses fréquentes [BENN 04].

La pression qui mène à l'escarre se traduit par une hypoxie tissulaire qui se définit comme une carence d'apport d'oxygène à des tissus sous-cutanés *(Figure 7)*. La diminution d'irrigation sanguine et d'oxygène sont toujours dues à une pression excessive qui écrase les vaisseaux sanguins et conduit à l'ischémie [WEB 01]. Un changement de position est nécessaire chez les blessés médullaires afin de soulager l'inconfort au niveau des tissus sous-cutanés : 80% des mouvements se font dans le plan sagittal et 20% dans le plan frontal. [REEN 09]. Cela induit des cisaillements des importants.

En 1930, le docteur Landis mesura la pression de fermeture capillaire au niveau des doigts qui était de 32 mmHg. Cette pression est environ deux fois plus élevée en position assise au niveau de la région ischiatique [STAA 95]. Elle est en réalité très variable suivant la localisation anatomique.

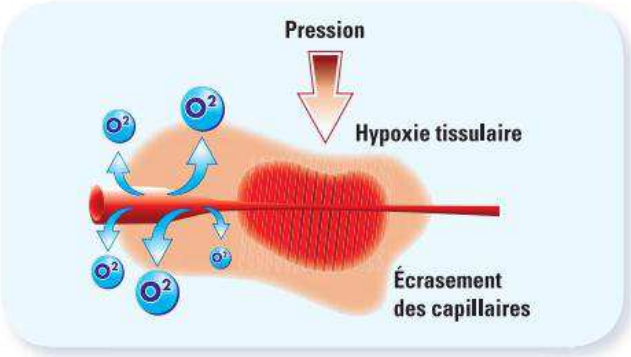


Figure 7 : Pression conduisant à l'ischémie

D'un point de vue étiologique, les escarres dépendent principalement de plusieurs facteurs intrinsèques et extrinsèques. Les facteurs intrinsèques sont attribués entre autre à la malnutrition, la vieillesse, un surpoids, l'incontinence, une peau sèche, une atrophie des muscles, une mauvaise posture et immobilité. Les facteurs extrinsèques eux, sont plutôt liés à la pression, au cisaillement, à la friction et au microclimat de la peau [BARB 91] [BEDA 99] [EWER 04] [MGRE 10]. Ces facteurs extrinsèques restent les plus importants [DUSS 04].

1.4.2. La pression

La pression à l'intersection entre la peau et une surface de support est souvent appelée pression d'interface. La pression est définie par la quantité de force appliquée perpendiculairement à une surface (*Equation 1*).

$$P = \frac{F_n}{S}$$

Équation 1 : Pression

L'unité pour exprimer la force est le newton (N). La pression est exprimée en newton par mètre carré (N/m^2), pascals (Pa) ou en millimètres de mercure *(Figure 8)*. Elle est utilisée en médecine pour quantifier la tension artérielle, appelée aussi torr (mmHg).

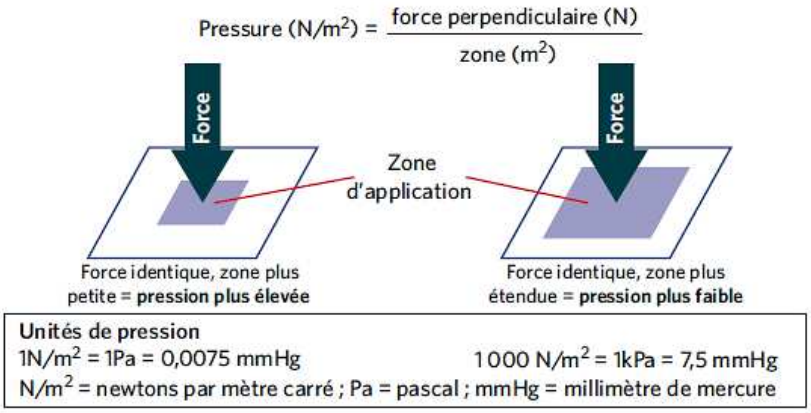


Figure 8 : Définition de la pression

La pression est plus faible sur une plus large surface, pour une force identique. Une redistribution de la pression peut être obtenue en éliminant la pression de la zone affectée ou en diminuant la pression en répartissant plus uniformément le poids sur une plus grande surface. L'immersion et l'enveloppement sont deux principes importants du mécanisme de redistribution de la pression des supports statiques tels que les coussins.

Lorsque la pression est appliquée, il apparaît des contraintes de compression, des contraintes de tension et de cisaillement qui se produisent au sein des tissus proches des saillies osseuses et des muscles en profondeur [LIND 07b] *(Figure 9)*.

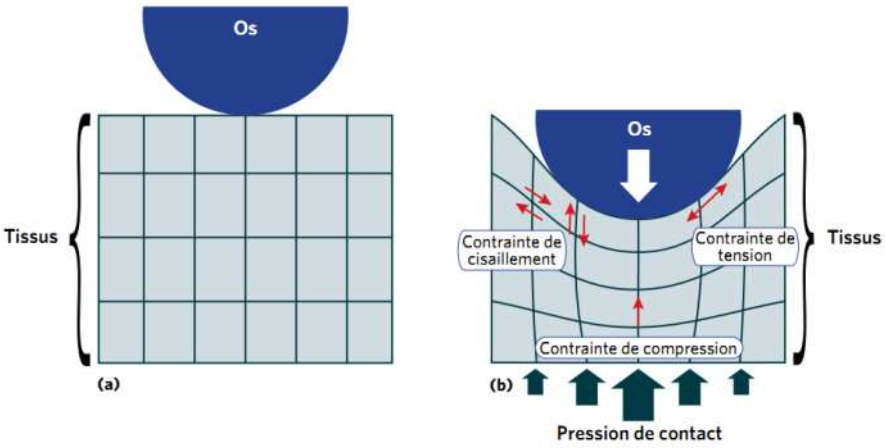


Figure 9: Déformation tissulaire résultant de la pression

Cette pression est moins élevée au niveau de la peau et plus élevée sur les tissus osseux sous-jacents chez les paraplégiques comparés à des personnes en pleine santé [LIND 08]. C'est une des raisons pour lesquelles une dégénérescence considérable des tissus en profondeur peut se former sans que la peau en soit affectée. La peau offre plus de résistance mécanique que les tissus sous-jacents et supporte mieux des périodes d'ischémie.

La capacité de la pression à produire une atteinte aux tissus mous est liée à l'intensité et à la durée de la pression appliquée. Une modification de la courbe Pression Vs Temps de Reswick et Rogers de 1970 a récemment été proposée par Wounds International. Des pressions élevées peuvent apparaître rapidement et produire des altérations des tissus, et des pressions plus faibles peuvent être appliquées sur de longues durées sans entraîner d'altérations *(Figure 10)*.

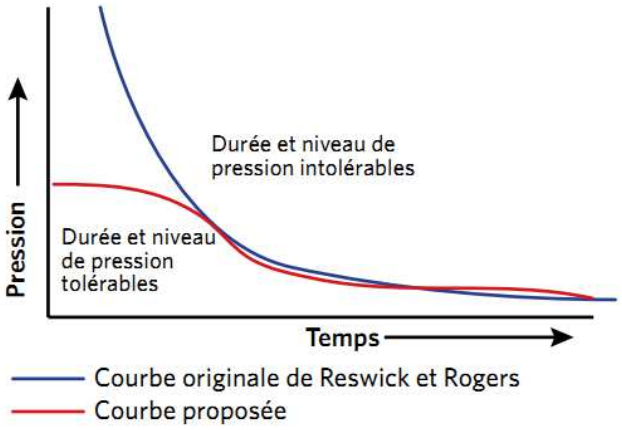


Figure 10 : Modification proposée à la courbe pression-durée d'application de Reswick et Rogers

1.4.3. Le cisaillement et la friction

La contrainte de cisaillement résulte de l'application d'une force tangentielle ou parallèle à la surface d'un objet *(Figure 11)*, alors que la base de l'objet reste immobile (*Equation 2*).

$$\tau = \frac{F_t}{S}$$

Équation 2 : Contrainte de cisaillement

L'unité pour exprimer la force est le newton (N). La contrainte de cisaillement est exprimée en newton par mètre carré (N/m2) ou pascals (Pa).

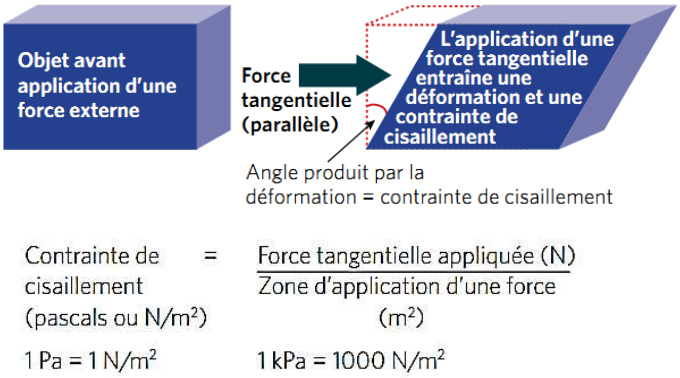


Figure 11 : Contrainte de cisaillement

La friction ou frottement est définie comme la force qui s'oppose au mouvement relatif de deux corps en contact. Elle est mesurée en newtons (N). L'importance de la force de friction dépend de la force perpendiculaire et du coefficient de friction noté µ ou C_f *(Figure 12)*. Le coefficient de friction des textiles ou d'autres matériaux contre la peau dépend en partie de la nature du textile et de l'humidité de la peau. Les irrégularités des surfaces sont à la source de la friction. Elle provoque l'apparition des contraintes de cisaillement dans la peau et dans les couches tissulaires profondes.

Figure 12 : La force de friction

Les contraintes de cisaillement agissent en conjonction avec la pression et amplifient ses effets pour amener à l'ischémie et aux lésions tissulaires qui peuvent former les escarres. La contrainte de cisaillement peut être plus critique que la pression normale car elle diminue ou bloque de grandes zones d'irrigation vasculaire par l'intermédiaire de mécanismes :

- Compression et occlusion directes des vaisseaux sanguins
- Etirement et rétrécissement des lits capillaires
- Courbure et pincement des vaisseaux sanguins perpendiculaires à la peau

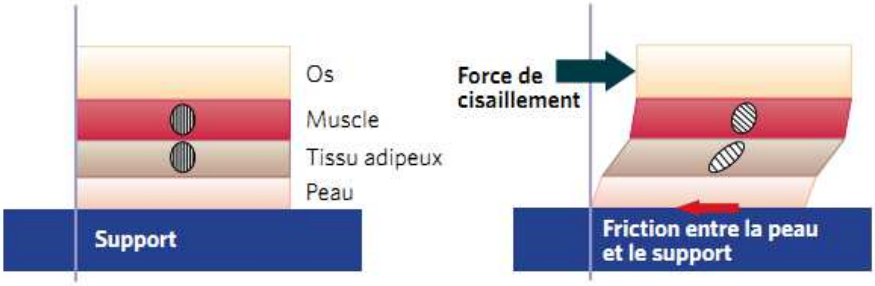


Figure 13 : Effet des contraintes de cisaillement sur les couches de tissu corporel

L'utilisation grandissante de modèles informatiques s'avère souvent utile pour étudier le comportement du cisaillement sur les lésions tissulaires.

Une recherche sur l'évaluation du fonctionnement des capillaires dans les tissus musculaires d'un rat a été réalisée après une compression pendant 40 minutes. La thermographie permettait la mesure ischémique des muscles. La température a chuté au bout de 10 minutes, puis après 2 heures, la température des muscles chargés était de 2,4 ± 0,3°C plus faible que celle des membres controlatéraux déchargés. Le cisaillement est susceptible de favoriser l'ischémie et l'hypoxie, en contribuant à des déformations internes qui provoquent une obstruction capillaire et l'occlusion. Le pourcentage de section ouverte capillaire transversale a diminué jusque 71% [LIND 07a]. Néanmoins, une diminution de la contrainte de cisaillement est possible. Elle peut passer de 26,7 kPa (200 mmHg) à 15,6 kPa avec une rotation du bassin à 5° vers l'arrière [VERV 04].

Les contraintes de cisaillement, et par association la friction, représentent d'importants facteurs extrinsèques impliqués dans l'apparition, et parfois la persistance des escarres.

1.4.4. Le microclimat

Dans le contexte des escarres, la notion de microclimat fait généralement référence à la température et aux conditions d'humidité à l'interface entre la peau et le support. Lorsque la peau est moite, sa capacité à protéger les structures sous-jacentes et sa propre intégrité est exposée à un risque.

Beaucoup de recherches étaient et sont encore principalement focalisées sur l'étude de la pression et du cisaillement. Dans les années 70, Roaf a souligné l'importance du rôle du microclimat dans la prévention des escarres, qui a été quelque peu oublié par la suite. Mais depuis quelques années, on assiste à un intérêt grandissant dans l'étude du comportement du microclimat et de son environnement au niveau de la peau, qui peut être significatif dans l'étiologie des escarres. Favoriser le microclimat serait d'éviter la température ou l'humidité excessive de la peau et d'améliorer ainsi le confort de la personne.

Une incontinence urinaire entretient une humidité de la peau qui provoque la macération des tissus cutanés. Une étude a montré que pour une pression normale donnée, la contrainte d'une peau sèche à humide peut être multipliée par quatre. La température peut aussi jouer un rôle dans la moiteur, et par conséquence la friction. A température ambiante, sans sueur, le coefficient de friction entre le polyéthylène et la peau était de 0,5. Une augmentation de la température ambiante provoquait la sudation et faisait grimper ce coefficient à 1,1. Une aggravation de la moiteur augmente également les contraintes de friction qui accentuent à leur tour les contraintes de cisaillement des tissus [EWER 04].

Une élévation de la température cutanée peut être liée à une escarre. La température à la surface de la peau peut se mesurer indirectement par la technique de la thermographie infrarouge à l'interface fessier/support d'assise, juste après un retrait rapide de la personne du support d'assise [LIND 07a] [MGRE 10]. La température moyenne sous les cuisses est significativement plus élevée que sous la zone ischiatique pour tous les coussins (29,6°C contre 28,7°C) [FERR 00a]

Concernant l'humidité, elle est liée à la quantité de vapeur d'eau dans l'air (%). L'humidité relative peut se mesurer à l'aide d'un dispositif appelé hygromètre. Des méthodes pour mesurer les caractéristiques de dissipation de chaleur et d'humidité sur des coussins de fauteuil roulant soumis à des tests de chargements pendant plusieurs heures ont été récemment mises en place [FERG 09].

Toute surface en contact avec la peau peut altérer le microclimat en modifiant la vitesse d'évaporation de l'humidité et celle avec laquelle la chaleur se dissipe à partir de la peau. L'effet global sur le microclimat dépend de nombreux facteurs dépendants de la nature du matériau du support et de ce qui le recouvre. Certains supports spécialisés possèdent des

caractéristiques qui participent à la prise en charge active du microclimat en permettant à l'air de circuler à travers le support.

1.5. Supports de prévention et modélisation biomécanique numérique

1.5.1. Caractéristiques du coussin statique d'aide à la prévention d'escarres

Beaucoup de fabricants utilisent le terme commercial « anti-escarres » pour valoriser l'efficacité de leur coussin, mais le terme « coussin d'aide à la prévention d'escarre » est plus approprié.

Les supports d'assise de prévention techniques qui existent actuellement sur les marchés sont divers et variés. Il n'existe pas de coussin universel à ce jour [FERG 90]. Son rôle principal préventif est de diminuer la pression aux points d'appuis, d'avoir une posture fonctionnelle et de procurer un confort. Le coussin est un élément plus ou moins souple destiné à être placé directement sous les fesses du patient assis sur un fauteuil pour améliorer le confort. Les blessés médullaires sont parmi les premiers utilisateurs de ce type de support en raison de leur immobilité. Le coussin est recouvert d'une housse amovible. Les coussins peuvent être statiques ou dynamiques. La plupart des coussins statiques peuvent être classés suivant la nature du matériau qui les composent et leur forme. Certains sont plats et d'autres sont profilés (anatomiques).

Les coussins d'assise profilés améliorent la stabilité, le mouvement fonctionnel, l'alignement postural et le confort comparés aux coussins plats. Cependant, la version profilée de par sa préforme anatomique fessière, est moins universelle qu'un coussin plat et coûte plus cher. Il a été montré que les coussins profilés réduisaient plus la pression que les coussins plats. En fait, les ischions doivent s'enfoncer d'au moins 5 cm dans le coussin avant qu'il n'y ait contact avec les trochanters. Dans le cas des coussins plats, F_i est donc supérieur à F_t. (figure 6) [FERG 90]. Comparé au coussin plat, le coussin anatomique réduit respectivement les pics de pression interne et d'interface de 18% et 33% [SPRI 90] [WAGN 08].

Un tableau, regroupe les principales fonctionnalités et caractéristiques physiques des coussins *(Annexe B)*. Il liste les classifications par propriétés des coussins réalisées entre autre par Ferguson-Pell, Staarink et Sprigle. [DUSS 04].

Le choix du matériau est important dans le confort du coussin. Ainsi, un matériau avec une densité trop élevée engendrera des concentrations de pression sous les protubérances osseuses. En contrepartie, un matériau de faible densité procurera une assise instable. Un coussin de fermeté moyenne semble être apprécié par les utilisateurs [STOC 09]

Un coussin ne serait totalement fonctionnel sans sa housse. Les propriétés mécaniques de la housse jouent un rôle important dans le comportement du coussin. Elle doit s'étirer et favoriser l'échange d'air. Une housse non étirée ou qui s'affaisse (effet hamac), réduira l'enveloppement, et la tension de surface d'un matériau qui s'affaisse pourrait augmenter le cisaillement [SPRI 92]. L'effet hamac produit un excès de charge et est un facteur important dans la prévention d'escarres. Trois facteurs ont été identifiés par rapport à l'effet hamac : les propriétés mécaniques de la housse, les propriétés de répartition de la pression liées au type de coussin et la longueur des proéminences osseuses liées à l'anatomie du patient [LIZA 09]

On trouve plusieurs types de coussins d'aide à la prévention d'escarres dans le commerce *(Figure 14)*.

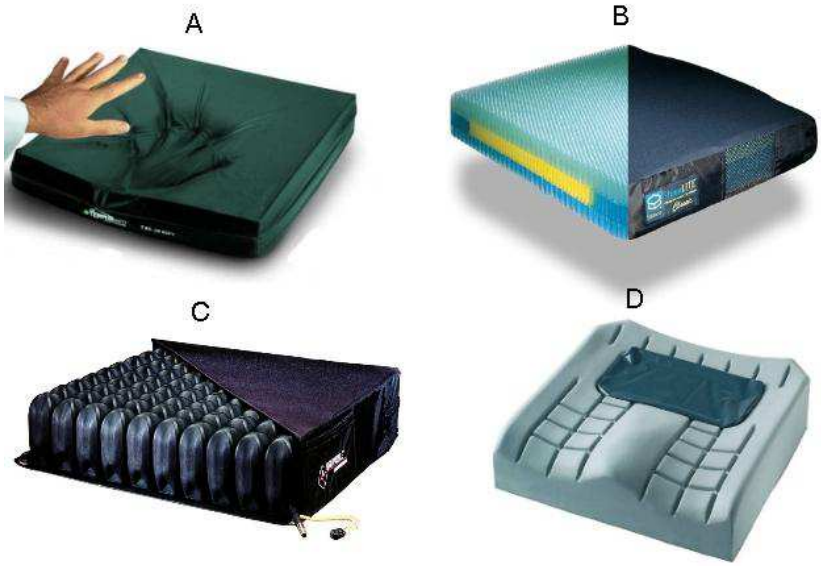


Figure 14 : Types de coussins d'aide à la prévention d'escarres

A : Mousse viscoélastique – B : Nid d'abeille – C : Air – D : Hybride profilé (mousse viscoélastique + gel)

Les principaux modèles sont composés de mousse, de fluide (gel, eau…), d'air à cellules télescopiques, et les hybrides qui réunissent deux ou plusieurs éléments précités. La dernière innovation dans le monde du coussin est le nid d'abeille élastomère SUPRACOR Stimulite, présentant des caractéristiques originales et qui commence à faire sa place et bousculer les idées reçues.

Beaucoup d'études comparatives sur les coussins ont été réalisées pour démontrer les performances de chaque technologie, mais seulement quelques-unes existent pour le coussin Stimulite SUPRACOR. Les conclusions des études divergent quant à savoir quel est le meilleur coussin du marché. Le tableau ci-dessous dresse les avantages et inconvénients des coussins d'aide à la prévention d'escarres que l'on peut trouver dans la littérature *(Tableau I)* [BEDA 99] [DUSS 04] [FERG 90] [SPRI 01] [SPRI 92].

Tableau I : Comparaison des avantages et inconvénients des différents types de coussins

Type	Avantages	Inconvénients
Mousse	Bon soutien Léger Bon marché Découpe possible Absorption des chocs acceptable Transfert facile de l'usager Différentes densités Bon effet mémoire (si viscoélastique)	Difficilement lavable S'use assez rapidement Fatigue du matériau Sensible à la température et l'humidité Réduit moyennement la pression
Fluide	Ajustement aux fesses Stimulation tissus mous Réduction de la pression acceptable	Transfert difficile Fuite Lourd Absorption moyenne des chocs (selon viscosité) Effet hamac important Doit être entreposé à plat Echauffement du gel
Air	Léger Facile à nettoyer Bonne réduction de la pression Absorption des vibrations Etanche	Perforations Instabilité Réglage d'air Difficile à réparer Prix relativement élevé
Nid d'abeille	Bonne absorbation des chocs Bonne stabilité Facile à nettoyer Très léger Pas de fuite de gel ou d'air Bonne ventilation, limitation sudation	Fermeté au début de l'utilisation Prix élevé Fabrication complexe

1.5.2. Présentation du coussin nid d'abeille

Cette technologie dérivée de l'industrie aérospatiale se démarque des autres coussins du marché [WEB 04]. Le Stimulite est composé de milliers d'alvéoles souples fusionnées par thermosoudage. Ce coussin est fabriqué à partir d'un matériau élastomère TPU (Thermoplastique polyuréthane), non toxique et sans danger pour le corps et l'environnement. Ce matériau souple qui a un bon effet mémoire suivant la variation de température résiste bien à la compression, à la perforation, au déchirement et à l'abrasion [BIRO 00] [COLL 00]. Il est sans adhésif, c'est-à-dire sans colle, ce qui lui permet de conserver tous les avantages du matériau de base.

La matrice alvéolaire souple, est composée en alternance, d'alvéoles à parois minces et épaisses qui fléchissent lorsqu'elles sont compressées. Ces dernières s'étendent vers l'extérieur et contribuent à un meilleur soutien de l'anatomie. L'empreinte des alvéoles perforées, comme le nom du coussin l'indique (Stimulite), stimule l'action des vaisseaux capillaires et l'afflux sanguin circule plus facilement dans les tissus, ce qui contribue à une meilleure santé de la peau.

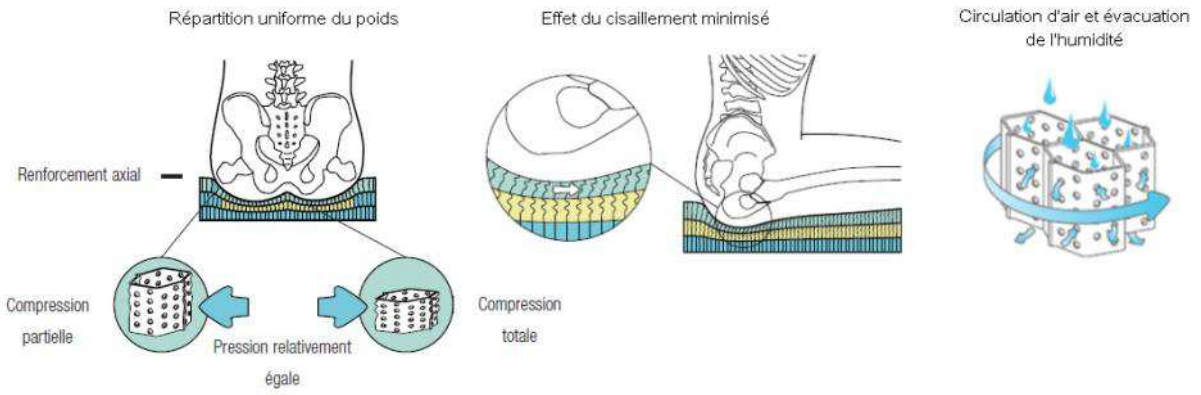


Figure 15 : Présentation des caractéristiques du nid d'abeille Stimulite

Le nid d'abeille Stimulite soulage la pression en la répartissant loin des zones sensibles. Par conséquent les protubérances osseuses ressentent le même soulagement que les autres parties de l'anatomie. Les alvéoles en nid d'abeille s'adaptent à la forme du corps et répartissent le poids uniformément. De plus, cette structure permet de stabiliser toutes les positions du corps, grâce à l'étirement axial des parois alvéolaires, perpendiculaires à l'anatomie *(Figure 15)*.

La fermeté du matériau régule à la fois l'effet de cisaillement et la stabilité. En effet, une fermeté plus importante accroît l'effet de cisaillement, tandis qu'une fermeté trop faible diminue la stabilité. Le nid d'abeille Stimulite minimise l'effet de cisaillement, sans pour autant sacrifier la stabilité. Les alvéoles en nid d'abeille s'alignent dans le prolongement du corps et fléchissent selon le mouvement, de façon à diminuer l'effet de cisaillement contre la peau. Elles reprennent ensuite leur position instantanément.

La plupart des coussins et des surfaces d'appui abritent un microclimat dans les matériaux de couverture. Des recherches ont démontré l'inefficacité de ces matériaux à évacuer la chaleur et l'humidité [FERG 09] [FERR 00a]. C'est pourquoi chaque alvéole du nid d'abeille Stimulite contient de multiples perforations, de façon à permettre à l'air de circuler simultanément à la verticale et à l'horizontale. Ce principe permet de préserver le corps d'une élévation de température et par conséquent de l'humidité. Il prévient donc la macération de la peau.

<u>Propriétés mécaniques du nid d'abeille</u> :

Le nid d'abeille Stimulite de SUPRACOR est une architecture matricielle anisotropique sophistiquée qui présente de bonnes propriétés mécaniques dynamiques selon le sens transversal ou longitudinal des alvéoles. Il est efficace dans l'amortissement des chocs suivant les trois directions, mais plus particulièrement suivant X_3 en compression.

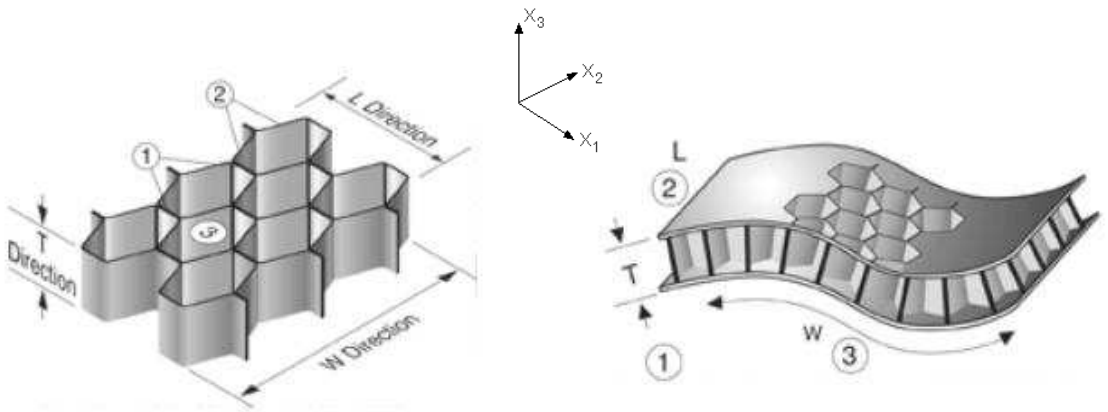


Figure 16 : Architecture matricielle du nid d'abeille

Quand un nid d'abeille est comprimé, les parois des cellules commencent à plier et provoquer une déformation élastique linéaire. Au-delà d'une déformation critique, les cellules s'effondrent par flambement élastique. Les rigidités et résistances dans les plans X_1 - X_2 sont plus faibles car les contraintes dans ce plan font plier les parois des alvéoles. Dans la direction X_3, elles sont plus fortes car elles nécessitent l'allongement axial ou la compression des parois des alvéoles.

Les parois manquantes ont un impact sur les propriétés élastique de la structure. L'élasticité de la structure diminue de plus de 60% par la présence de 10% de parois manquantes. Une analyse du fluage a montré que les structures avec un gradient de densité plus élevé, avaient un plus faible état stationnaire du taux de fluage comparé aux structures ayant un faible gradient de densité [AJDA 08] [GIBS 97].

Les propriétés mécaniques du nid d'abeille dépendent des spécifications suivantes :

- Les propriétés physiques et mécaniques du thermoplastique
- La taille des alvéoles
- L'épaisseur de la section des alvéoles
- L'épaisseur de base
- Les faces des hexagones

La modification de ces spécifications produit différentes caractéristiques de performance. La structure nid d'abeille présente un comportement mécanique unique qu'il semble intéressant de considérer sur le coussin Stimulite. Les propriétés mécaniques d'un matériau peuvent s'altérer suivant le type de procédé de fabrication.

Fabrication du coussin :

La fabrication de ce coussin est détaillée à travers les brevets d'invention de Curtis Landi, l'inventeur même de ce coussin [LAND 91] [LAND 97].

La fabrication de ce coussin reste assez complexe. Des doigts mécaniques permettent de donner une forme ondulée à des feuilles TPU de quelque dixième de millimètres

d'épaisseur. Les feuilles sont ensuite assemblées entre elles par la technique du thermosoudage évitant ainsi l'ajout de colle, ce qui en fait un produit sain.

La complexité de ce coussin nécessite peut-être de nouvelles méthodes d'évaluation. Pour aider les professionnels de santé à prescrire le bon coussin au patient, il existe des méthodes récentes de tests et des outils d'évaluation.

1.5.3. Outils de prévention et méthodes d'évaluation pour coussins

La nappe de pression est l'outil principal de mesure dans la prévention des escarres *(Figure 17)*. Elle est composée d'un élastomère souple intégrant des transducteurs électroniques. Ces derniers engendrent des variations pouvant être mesurées avec un appareil électronique.

Figure 17 : La nappe de pression

Les systèmes de cartographie de pression accompagnent les fabricants de supports médicaux dans la recherche comparative et le développement des nouveaux coussins [YUEN 01]. La plupart des cliniciens et ergothérapeutes utilisent les nappes de pression pour analyser la répartition et l'évolution de la pression du patient sur son coussin. Cependant, ce système a des limites : il ne mesure pas le cisaillement et n'indique pas ce qui se passe sous la peau. L'épaisseur des capteurs peut provoquer des surpressions et fausser les mesures. C'est avant tout un complément clinique pour l'évaluation, il ne la remplace pas.

Une étude comparative de quatre nappes de pression testées sur sept coussins a démontré que celles-ci avaient une influence sur le changement de la magnitude de pression, l'enveloppement et l'immersion des coussins. La pression d'interface mesurée par la nappe ne reflète pas la vraie pression d'interface fesses/coussin pour une comparaison clinique. Ce système ne permet pas de faire le bon choix pour la sélection clinique du coussin du patient [PIPK 08].

La société TexiSense a récemment développé des capteurs capables de mesurer la pression à partir de fibres textiles tissées. Le système peut s'adapter naturellement à la surface anatomique des fesses. Il est envisageable de concevoir une « housse intelligente » de coussin pour fauteuil roulant permettant de surveiller en continu les pressions exercées sur le fessier de la personne en fauteuil roulant [WEB 05].

Beaucoup d'études de la littérature utilisent la méthode de la répartition de la pression pour comparer les coussins [AGUD 09] [EWER 04] [FERR 00] [TREW 011] [YUEN 01].

Une étude menée sur 40 participants a comparé avec une nappe de pression Xsensor les capacités de 6 coussins pour fauteuils roulants couramment prescrits pour soulager la pression. Plus l'IMC (Indice de Masse Corporelle) d'une personne est élevé, plus la pression sur le coussin augmente. En tenant compte de cet IMC, différent selon chaque participant, les coussins à air ROHO réduisent mieux la pression que les autres coussins en gel ou mousse. Le coussin SUPRACOR Stimulite nid d'abeille reste assez performant [SHEC 01].

Une autre évaluation comparative de répartition de la pression a été faite entre un coussin Stimulite Classic et un coussin Jay. Le protocole d'essai impliquait l'utilisation d'une nappe de pression de chez Vistamed (Force Sensing Array) afin de déterminer les points de pression entre le patient et le coussin. En plus d'observer les pressions maximales et leur emplacement, la surface de contact et les pressions moyennes ont été calculées.

Le coussin Jay a révélé une pression maximale de la région ischiatique gauche de 82 mmHg avec une pression moyenne de 31,8 mmHg. Il n'y avait peu ou pas de répartition de la charge sous les cuisses, ce qui était indiqué par la surface de contact de 529 cm². En utilisant le coussin Stimulite Classic, la pression maximale de la région ischiatique gauche était réduite à 71 mmHg avec un profil de pression plus uniformément réparti comme l'indique la légère réduction de la pression moyenne à 29,6 mmHg et par une augmentation de la surface de contact à 845 cm² [EWER 04]. Les images des résultats apparaissent en *Annexe C.*

Norme ISO 16840-2 [NORM ISO] :

Outre ce système de mesure de pression qui ne semble pas être totalement efficace, l'Organisation Internationale de normalisation (ISO) propose depuis 2007, une méthode de validation des coussins de fauteuil roulant. Le but est de contrôler et d'améliorer la conception et le comportement des variables mécaniques des coussins à l'aide de modèles fessiers rigides RCLI : Rigid cushion Loading Indenter (Pénétrateur de chargement rigide pour coussin). La norme ISO 16840-2 détermine les caractéristiques physiques et mécaniques des dispositifs de répartition de pression d'après les tests suivants :

1. Déformation de la charge et hystérésis
2. Propriétés de frottement
3. Amortissement des chocs dans des conditions de charge normales
4. Reprise élastique
5. Capacité du coussin à épouser une forme
6. Écoulement de liquides
7. Biocompatibilité
8. La rigidité latérale et horizontale et la résistance au glissement (pour la stabilité)

D'autres tests devraient voir le jour dans l'évolution de cette norme : les propriétés de transfert de la chaleur et de la vapeur d'eau, la fatigue des coussins, la répartition des forces et l'inflammabilité des coussins. *(Wheelchair cushions and ISO Testing – Conférence 2011 Danemark).*

L'intérêt est croissant pour l'étude du microclimat des coussins de fauteuil roulant. Concernant les propriétés de transfert de la chaleur et de la vapeur d'eau, une description d'une méthode pour mesurer les caractéristiques de dissipation de chaleur et d'humidité a été menée sur 32 coussins de fauteuils roulants soumis à des tests de chargements pendant deux heures avec une adaptation du RCLI de la norme *(Figure 18)*. Une classification par groupe des différents coussins a été réalisée suivant une analyse de résultats des mesures de dissipation de la température et d'humidité. Il n'existe pas de lien entre les propriétés des coussins et les propriétés de dissipation thermique. Sur les 32 coussins testés, 7 (22%) dissipent peu la chaleur et l'humidité, et 4 (12%) dissipent une chaleur et humidité élevée [FERG 09].

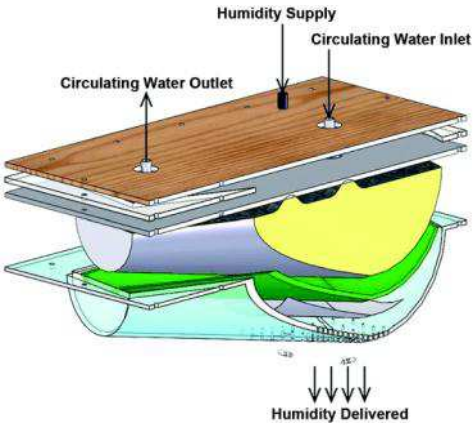


Figure 18 : Méthode pour mesurer les caractéristiques de dissipation de chaleur et d'humidité

Des tests expérimentaux suivant cette norme ISO 16840-2 ont été réalisés sur 21 coussins pour fauteuil roulant (dont 3 en nid d'abeille), pour mesurer les contraintes de cisaillement, la pression d'interface et la rigidité horizontale *(Figure 19)*. Il a été montré que lorsque les déplacements augmentent, les contraintes de cisaillement augmentent aussi contrairement à la pression. Il n'a pas été trouvé de corrélation entre la rigidité horizontale globale et la contrainte de cisaillement d'interface. Mais il a été trouvé une corrélation entre la rigidité locale et la force horizontale. Toutefois, les résultats des tests de mesures de la rigidité globale horizontale du coussin ne délivrent pas assez d'informations sur la capacité du coussin à réduire le cisaillement sous les tubérosités du patient [AKIN 11].

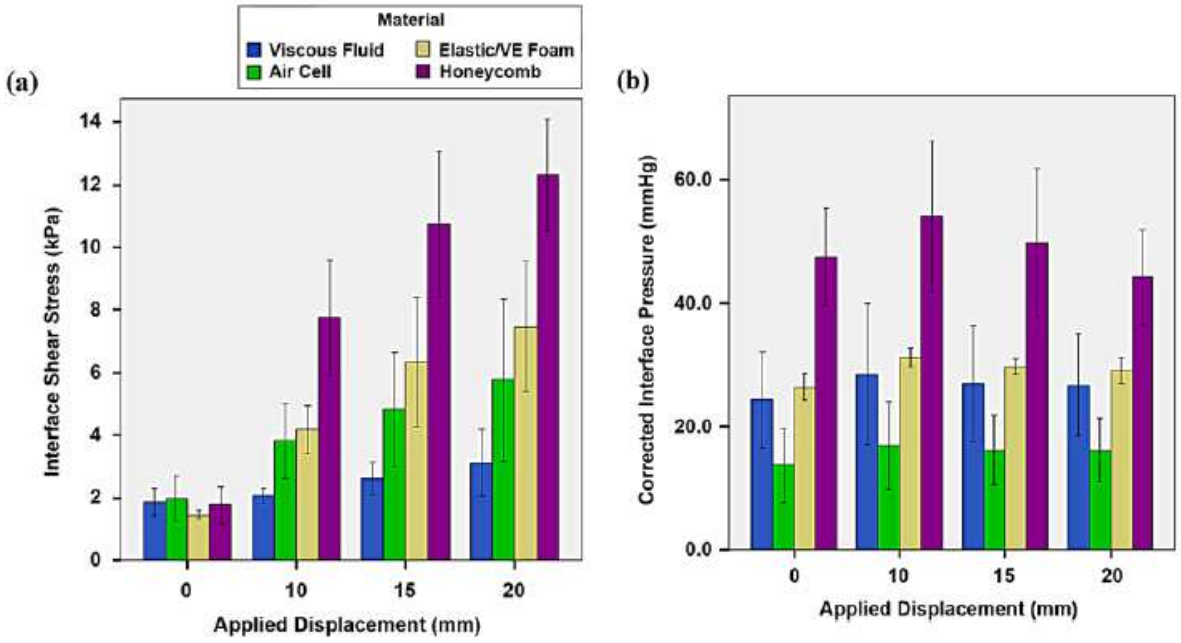


Figure 19 : Mesure des contraintes de cisaillement et de pression d'interface suivant le déplacement

Le coussin nid d'abeille présente suivant la variation du déplacement des contraintes de cisaillement et de pression d'interface beaucoup plus élevées que les autres coussins tels que ceux en mousse par exemple. Un rapport d'investigation sur la gamme des coussins Stimulite trouve des résultats différents. Des tests de cisaillement local sur le coussin Stimulite Classic ont montré une réduction de force de cisaillement pour un déplacement donné comparé à la mousse [EWER 04]. Ces résultats apparaissent en *Annexe C*.

Il n'est pas toujours facile de se faire un avis quant à l'efficacité des essais réalisés sur les coussins et la pertinence des résultats obtenus. Les deux études précédentes en sont un bon exemple. Les protocoles de tests peuvent être différents ou identiques, et pourtant les résultats trouvés sont divergents. Les avis des utilisateurs sont fondamentaux et doivent être considérés plus que jamais. Les forums et avis d'évaluation sur les coussins qui existent sur le Web montrent que le coussin Stimulite est très apprécié [WEB 02] [WEB 03].

Une autre méthode peut également répondre à l'analyse du comportement des coussins pour améliorer le confort : la simulation numérique par éléments finis. Son utilisation peut permettre d'étudier la répartition des facteurs extrinsèques comme la pression, le cisaillement et le microclimat.

1.5.4. Modélisation biomécanique par éléments finis

Avant l'apparition de la modélisation biomécanique par éléments finis, l'utilisation de modèles physiques en position assise était très utilisée pour comprendre les mécanismes internes menant à la formation d'escarres de pression et pour améliorer la conception des coussins d'assise. Le développement de ces modèles prototypes de fessier humain a certainement amené à la création de la norme ISO 16840-2 pour déterminer les caractéristiques mécaniques des coussins [LIND 05] [PIPK 08] [SIEK 08] [STAA 95].

On parle de modélisation biomécanique quand la Méthode des Eléments Finis (MEF) est appliquée aux tissus du vivant. Les premiers modèles numériques fessiers informatiques développés remontent vers 1978 [BEAU 09]. La démocratisation de cette technique a permis

de faire avancer la recherche dans le confort d'assise des coussins et d'observer les zones critiques à l'intérieur d'un fessier humain.

En fonction des propriétés physiques et mécaniques des coussins de fauteuil roulant, et grâce à la création de modèles de fesses numériques, il est possible de comparer ces derniers et d'étudier le confort par l'analyse des contraintes maxi de compression/cisaillement sous-cutanées et la pression maxi d'interface [GRUJ 09] [RAGA 02] [WAGN 08].

Certains modèles numériques sont capables de prédire la répartition de la pression entre un individu et une surface d'assise par leur description géométrique réaliste et détaillée *(Figure 20)*. On recherche une certaine corrélation entre des mesures de pression expérimentales réalisées à partir de volontaires et la simulation numérique [VERV 04] [SIEF 08].

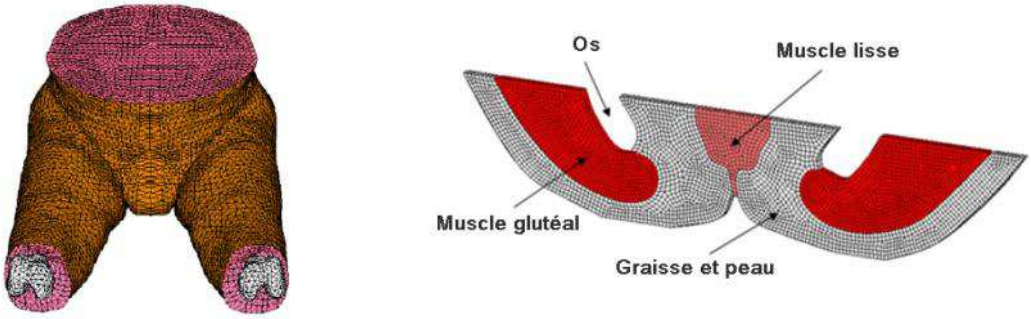


Figure 20 : Modèles fessiers numériques développés par Verver (à gauche) et Linder-Ganz (à droite)

Les dernières originalités dans la modélisation biomécanique numérique sont intéressantes et peut-être plus précises car la plupart des organes humains sont considérés. Des méthodes cliniques utilisent l'IRM ou la radiographie pour construire un modèle de fessier humain 2D ou 3D par éléments finis à partir d'un sujet en position assise. Cette méthode permet une certaine précision dans l'approche anatomique du modèle. Ensuite, les zones de contraintes et de déformations maxi musculaires et le comportement mécanique des tissus adipeux peuvent être soumis à des calculs numériques pour étude [MAKH 07] [LIND 07B] [LIND 08] [WAGN 08].

Ces derniers modèles biomécaniques numériques appliqués en temps réel peuvent permettent une surveillance clinique des déformations des tissus sous-cutanés du patient [LIND 05] [LIND 09] [PORT 11].

1.6. Conclusion

La problématique du confort d'assise en fauteuil roulant est liée à un ensemble de facteurs qui ont encore besoin d'être vérifiés et expliqués pour mieux comprendre le comportement des coussins d'aide à la prévention d'escarres. La biomécanique du corps humain est un élément essentiel pour la compréhension des phénomènes qui entourent la nature du confort. La considération de l'anatomie et de la posture de la personne assise est indispensable dans la prescription d'un coussin. Le confort d'assise sur les coussins est tellement subjectif et différent d'une personne à une autre qu'il est difficile de bien comprendre ses mécanismes. Des facteurs intrinsèques et extrinsèques, pression, cisaillement, friction et microclimat sont des sources d'inconfort chez toute personne valide, mais présentent surtout des risques d'escarres chez les utilisateurs de fauteuils roulants dont la perception du confort peut être différente.

Les supports d'assise de prévention actuellement disponibles sur le marché peuvent répondre à ces problèmes d'escarres mais méritent encore d'être étudiés et améliorés. L'étude de littérature a conduit à s'intéresser à ce coussin qui se démarque de la concurrence par sa structure élastomérique thermoplastique en nid d'abeille. L'idée d'utiliser les méthodes par éléments finis et par thermographie a été choisie pour étudier respectivement le comportement mécanique et la compréhension des effets du microclimat à l'interface d'assise de la personne sur le coussin.

2. Etude comportementale du coussin par la méthode des éléments finis

2.1. Introduction

La Méthode par Eléments finis à ses débuts était beaucoup utilisée pour étudier les comportements mécaniques, principalement dans le milieu industriel. L'automobile utilise beaucoup le calcul numérique pour améliorer le confort des sièges. Depuis quelques années, de par son évolution, elle est de plus en plus utilisée dans le domaine de la biomécanique.

La première partie du second chapitre ouvre sur une méthodologie qui tire son inspiration de méthodes pratiques effectuées sur des sièges d'automobile pour l'adapter à l'étude comportementale du coussin Stimulite. La deuxième partie examine la composition du coussin en nid d'abeille et analyse le comportement alvéolaire du coussin grâce à la simulation numérique.

2.2. Contexte méthodologique approprié

2.2.1. Adaptation de la méthode automobile

Le secteur automobile a toujours été un modèle précurseur dans l'étude du comportement et l'amélioration du confort des sièges. Les méthodes qui suivent ont en partie inspiré les moyens mis en place pour l'étude du coussin nid d'abeille. Elles montrent la nécessité de trouver une corrélation entre le numérique et l'expérimental pour prouver que les résultats trouvés sont censés et proches de la réalité.

La totalité de ce procédé d'évaluation n'a pas encore été utilisée pour caractériser les propriétés mécaniques des cousins d'aide à la prévention d'escarres existants sur le marché.

Un travail a été réalisé pour évaluer le confort d'un siège d'automobile en mousse polyuréthane à l'aide d'une analyse par éléments finis sous le logiciel ABAQUS *(Figure 21)*. Une forme test RCLI (Rigid Cushion Loading indenter) d'un modèle fessier humain a été usinée et modélisée. Une charge verticale de 850N a été appliquée sur le RCLI pour récupérer le déplacement vertical U_3 à partir de la courbe Force Vs déplacements et étudier la répartition de la pression. La courbe numérique corrèle avec celle trouvée pendant les essais expérimentaux [CAMP 08].

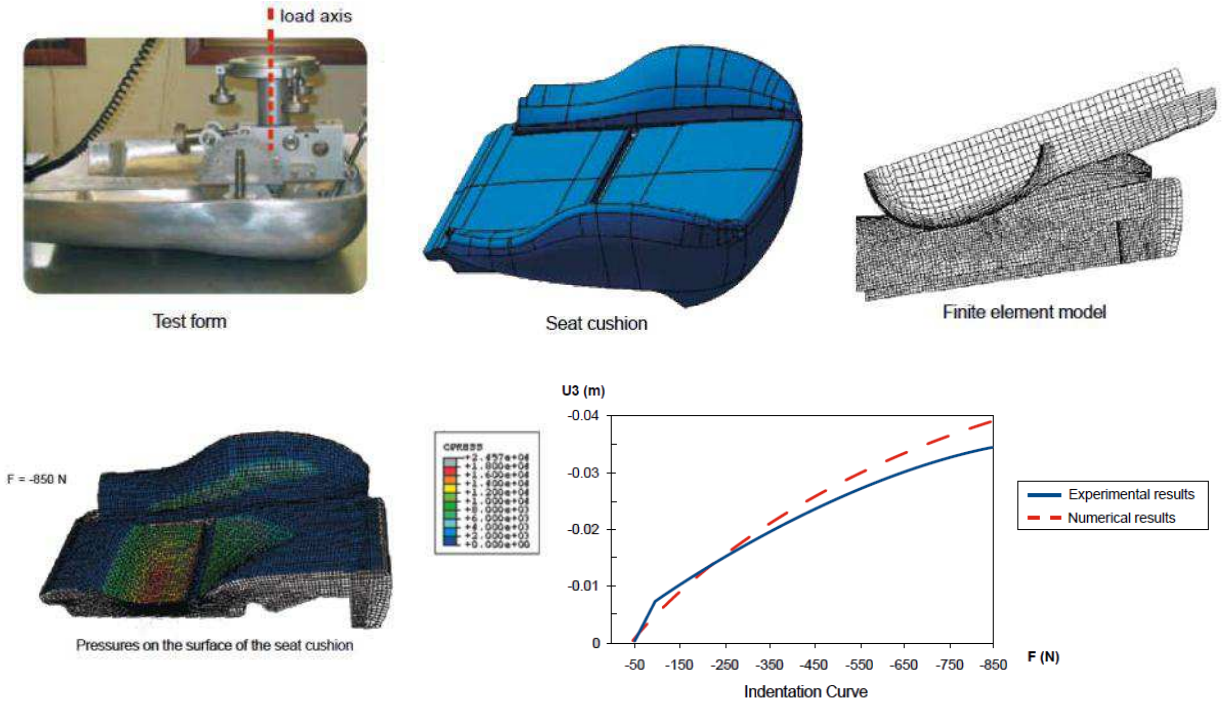


Figure 21 : Evaluation du confort d'un siège automobile en mousse polyuréthane par la méthode des éléments finis

La forme de test RCLI a été discrétisée à partir de 1642 éléments coques rigides R3D4 et le siège automobile avec 125164 éléments brique C3D8 et 138172 nœuds. Le problème est ramené à un cas symétrique qui permet de réduire le temps de calcul.

Deux autres études de recherche assez similaires, mais légèrement plus poussées dans l'optimisation du confort des sièges de voiture, ont été réalisées et utilisent aussi cette notion de corrélation entre le numérique et l'expérimental. [VERV 05] [MONT 05].

L'analyse des résultats des courbes de la variation des déplacements par rapport à la force appliquée donne une idée sur la qualité du modèle numérique. Ce dernier peut ensuite

être utilisé pour étudier les phénomènes liés au confort (pression, cisaillement, microclimat…) ou au comportement du matériau du coussin (contraintes, déformations, thermique…).

Pour pouvoir appliquer cette méthode à notre étude, il convient de trouver un modèle de fessier humain.

2.2.2. Choix d'un modèle fessier 3D

Trouver un modèle fessier humain 3D correctement modélisé gratuit ne s'est pas avéré si évident que cela. La plupart des modèles trouvés sur internet sont payants. Un comparatif présente les avantages et inconvénients des modèles humains existants, tels que MADYMO ou CASIMIR, suivant l'application d'utilisation [VERV 04]. D'autres modèles 3D, comme celui d'ANYBODY par exemple, qui considère les tissus musculaires, est beaucoup utilisé depuis ces dernières années dans des travaux liés à la biomécanique [GRUJ 09] [XIE 10].

Le modèle qui a été adopté puis utilisé pour nos applications est présenté ci-dessous : c'est le modèle Zygote de Human factors [WEB 06]. Le choix s'est porté sur celui-ci car son anthropométrie est paramétrable sous le logiciel de CAO 3D SOLIDWORKS, c'est-à-dire que l'on peut articuler assez facilement ses membres et choisir une position souhaitée. Seule l'enveloppe externe est intéressante pour l'étude à venir. Le modèle fait environ 1m65 de hauteur. La position des membres de la zone bassin-fessier a été définie suivant une assise en fauteuil roulant en considérant la présence des repose-pieds *(Figure 22)*.

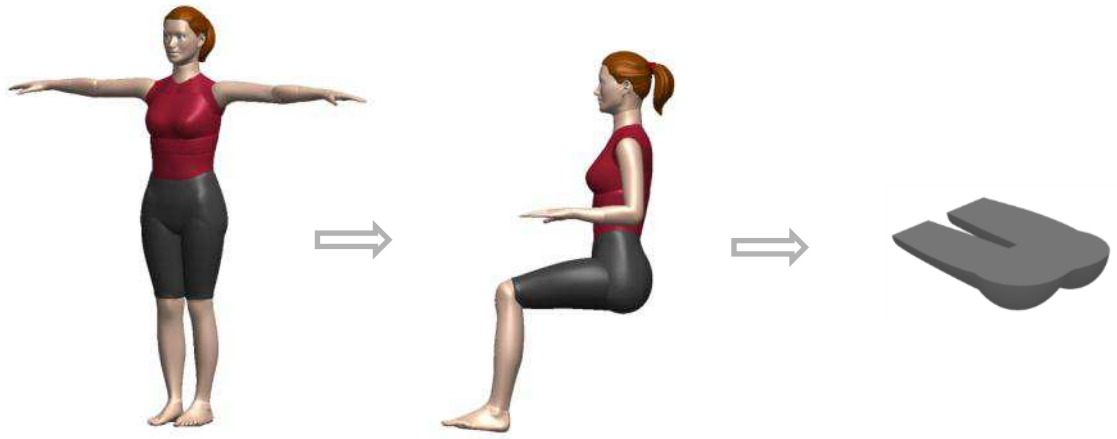


Figure 22 : Récupération de la zone fessière sur modèle Zygote

Le fessier étant la partie qui importe, a été conçu de manière à répondre aux exigences dimensionnelles du RCLI de la norme ISO 16840-2. Ce modèle fessier est nécessaire à l'étude du comportement du coussin Stimulite en nid d'abeille.

2.3. Décomposition structurelle du coussin

2.3.1. Description du comportement mécanique du coussin

Tous les coussins Stimulite sont conçus en nid d'abeille en TPU (Thermoplastique polyuréthane). Lorsqu'elles supportent la charge de l'assise, les parois de ces alvéoles en nid d'abeille résistent au début, puis se déforment sous le poids (flambement), comportement pouvant être répété à de multiples niveaux du coussin. Avec des pressions inférieures, ce phénomène de déformation peut être vu comme réduction locale de la pente de la courbe de déplacement de la charge. Lorsqu'ils subissent des pressions de surcharge, nombre des coussins Stimulite ont une courbe de déplacement de charge plus abrupte, mais plus stable qu'un coussin en mousse de référence, ce qui indique que le Stimulite peut avoir un comportement plus ferme, mais qu'il minimise le taux d'augmentation de pression sur les saillies qui s'enfoncent profondément dans le coussin (tels que les trochanters) [EWER 04].

2.3.2. Structure fonctionnelle des couches

Le coussin plat Stimulite modèle Classic récupéré pour réaliser les essais a été donné par PHYSIPRO, concepteur et fournisseur d'aides techniques à la posture et à la mobilité. Il est enveloppé d'une housse échange d'air pour une ventilation optimale composée de polyuréthane et de Kevlar pour l'inflammabilité *(Figure 23)*. Ses caractéristiques sont les suivantes :

- Largeur : 41 cm
- Profondeur : 46 cm
- Hauteur : 7 cm
- Poids : 1,36 Kg

Figure 23 : Coussin plat Stimulite modèle Classic

La complexité de la structure nid d'abeille du coussin Stimulite, a orienté notre préférence vers une version plate plutôt qu'une version profilée pour simplifier la modélisation et nos essais. La forme rectangulaire du coussin possède une partie arrière bombée qui vient épouser la forme inférieure du dossier. Elle sera aussi négligée pour des raisons de simplification. Le coussin se compose de 3 couches épaisses horizontales alvéolaires perforées en TPU avec un profil hexagonal dont la largeur de chaque face mesure 4 mm environ. Ces couches sont séparées par des feuilles horizontales TPU possédant également des trous. D'autres photos se trouvent en *Annexe D*.

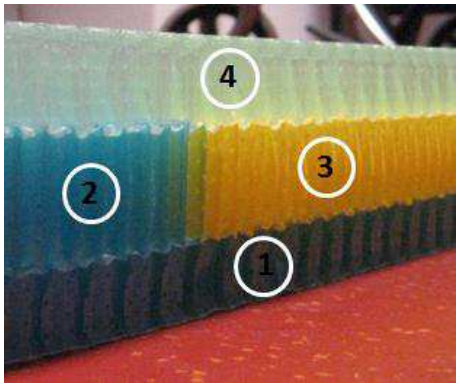


Figure 24 : Décomposition des couches du coussin plat Stimulite Classic

<u>Décomposition des couches du coussin *(Figure 24)*</u> :

La couche inférieure bleue N°1 fait 20 mm de haut et est recouverte sur le dessus et le dessous d'une couche en TPU perforé transparent. La rigidité verticale et latérale de cette couche semble permettre la stabilité du coussin.

La couche intermédiaire non uniforme fait 26 mm de haut et est également recouverte sur le dessus et le dessous d'une couche de TPU perforé transparent. Elle est divisée en trois parties. Deux parties latérales bleues N°2 de chaque côté du coussin qui font 7 cm de largeur et qui sont les plus rigides de la couche intermédiaire. Ces deux parties agissent comme des traversins pour permettre la stabilisation du bassin contre les mouvements transversaux.

L'autre partie de la couche intermédiaire, la partie centrale jaune N°3, est une structure plus douce permettant de répartir uniformément le poids.

Enfin, la couche supérieure bleue claire transparente N°4, plus douce, fait 26 mm de haut, avec les sections hexagonales fixées à la couche perforée sur le dessous, mais ouverte sur le dessus *(Figure 25)*. Cela permet de réduire la rigidité latérale de la couche supérieure, ce qui engendre une réduction des contraintes de cisaillement à l'interface fessier-coussin. Les arêtes des alvéoles de cette couche N°4 sont fusionnées sur le dessus par un léger échauffement, ce qui limite l'abrasion, et donne un léger renforcement avec une rigidité supplémentaire pour l'assise. Cette couche est chanfreinée sur le devant, ainsi que sur les côtés pour limiter les effets du cisaillement au niveau des cuisses.

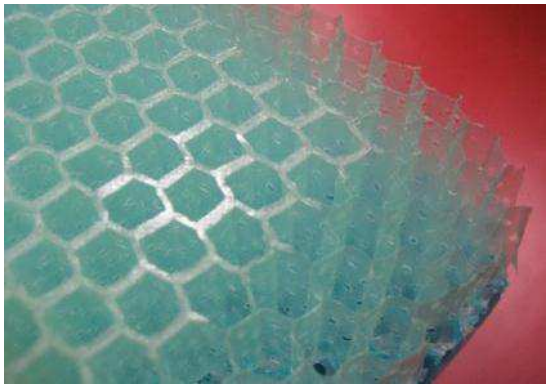


Figure 25 : Couche bleue claire transparente N°4 sur la partie supérieure du coussin

<u>Remarque</u> :

Ces quatre parties sont différentes les unes des autres selon leur rigidité ou hauteur, d'où des propriétés et un comportement mécanique différent. On notera que la dimension hexagonale des alvéoles est la même pour chaque couche du coussin. Tout le coussin est perforé, ce qui permet une circulation de l'air à l'intérieur et permet de réduire la moiteur, et donc l'humidité relative à l'interface fessier-coussin.

2.3.3. Description de la structure alvéolaire

La structure du coussin est composée de milliers d'alvéoles de même dimension qui possèdent sur chacune de leur face des trous de diamètre 1,3 mm environ. La distance entre les faces opposées est 7 mm. Le processus par thermosoudage des feuilles fait que certaines faces se superposent. La structure possède alors des alvéoles dont les faces ont des sections simples ou doubles *(Figure 26)*. Les sections doubles des alvéoles sont orientées parallèlement à la face avant du coussin et ont les trous recouverts par la face de l'alvéole voisine. Les arrondis présents au niveau des angles n'ont pas été considérés.

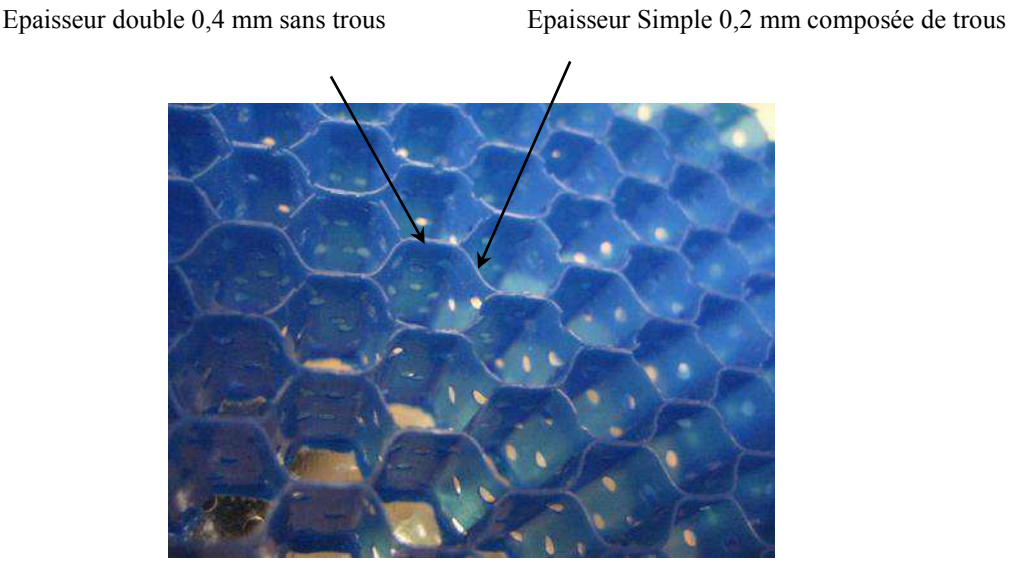


Figure 26 : Structure des alvéoles d'un échantillon Stimulite SBS-2

2.4. Etude du comportement alvéolaire

Pour étudier le comportement alvéolaire, il a été préférable de procéder par étapes. Une seule alvéole a été considérée dans un premier temps pour analyser l'aspect mécanique sous le logiciel d'éléments finis ABAQUS et comprendre les effets liés à la compression. L'alvéole a été construite par assemblage de sections réalisées sous SOLIDWORKS, puis importée dans ABAQUS pour calcul. Le paramétrage sous SOLIDWORKS est plus simple et permet d'anticiper la création par fonction de répétition de l'ensemble des alvéoles du coussin.

2.4.1. Alvéole non perforée et formulations

L'alvéole est créée à partir d'éléments type coque déformables. Elle fait 20 mm de hauteur, comme la couche inférieure du coussin. Les sections doubles (0.4 mm) sont normales à l'axe Y, orientée à 0° par rapport au plan XZ. Les sections simples (0,2 mm sont orientées à 60° et 120°. Une plaque supérieure rigide simule le fessier et une plaque inférieure rigide l'assise *(Figure 27). Cette alvéole sans trous sert de référence de base pour introduire les formulations aux notions de calcul numérique utilisées.* [LAUR 11]

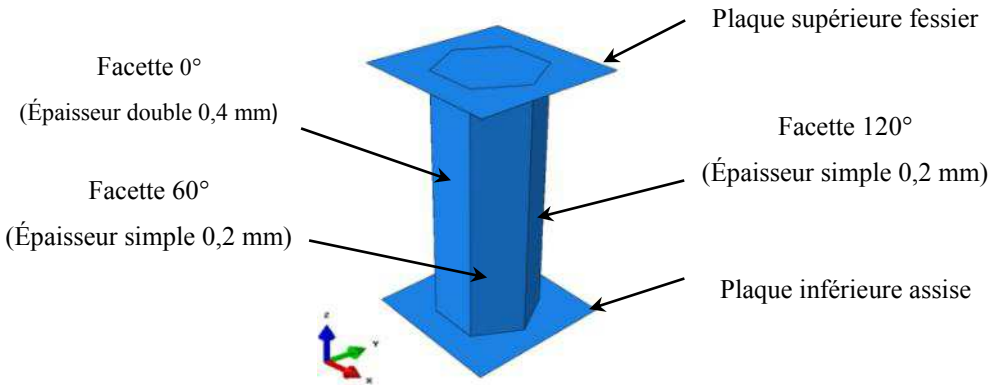


Figure 27 : Description de la géométrie de l'alvéole non perforée

La grande difficulté a été de récupérer les données matériau et de trouver les fournisseurs matière et fabricants pour ce coussin (BASF et STEVENSURETHANE). Le TPU Polyéther Elastollan 1185A10 a un module d'Young de 20 MPa qui semble correspondre à la rigidité moyenne des trois couches du coussin [COLL 00] [QI 04] [WEB 07]. Des hypothèses ont donc été faites quant au choix du TPU. Pour les caractéristiques du matériau, un TPU isotrope élastique non linéaire a été choisi. Un maillage moyen a été utilisé. Les données du matériau TPU utilisées et les données du maillage par éléments finis sont présentées dans le *Tableau II.*

Pour les interactions, l'option Tie to Tie (contact par collage des surfaces) n'a pas toujours fonctionné, l'option General Contact a donc été privilégiée pour améliorer les conditions de tangence. Un coefficient de frottement de 0,5 a été appliqué pour les propriétés d'interaction. Pour les conditions limites, un encastrement entre la base de l'alvéole et la plaque inférieure assise a été appliqué. Un déplacement de 3 mm est imposé suivant Z (U_3) pour récupérer la force résultante de l'assise RF_3.

Tableau II : Données éléments finis alvéole non perforée

Données matériau TPU		
Densité ρ (g/cm^3)	Module d'Young E (MPa)	Coefficient de Poisson ν
1,12	20	0,45
Données maillage		
Type d'éléments	Nombre d'éléments	Nombre de nœuds
Coque triangulaire S3A3 Rigide triangulaire R3D3	16896	8600

Les calculs pour l'alvéole version sans trous ont été comparés en implicite (problèmes statiques) et explicite (problèmes dynamiques ou quasi-statiques non-linéaires). En explicite, une vitesse de 0,03 mm/s est appliquée sur la partie supérieure au lieu de U_3 *(Figure 28)*.

<u>Alvéole non perforée méthode implicite VS explicite</u> :

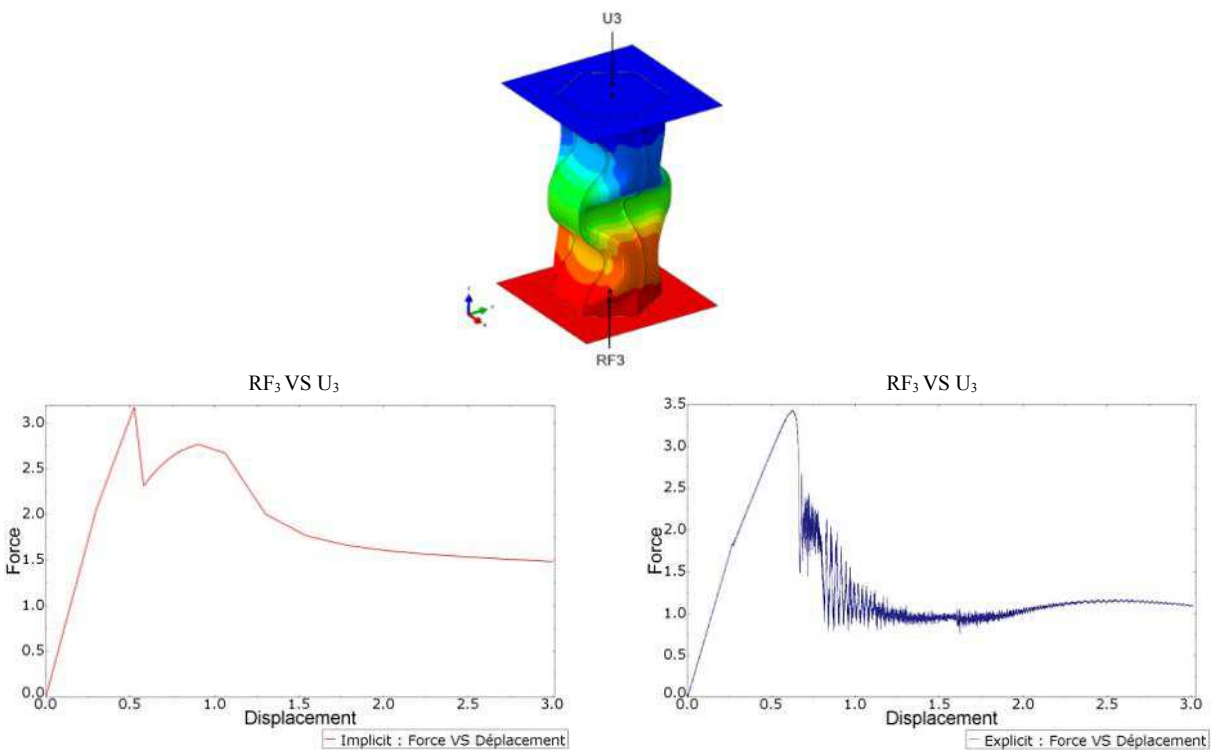


Figure 28 : Comparaison de la force résultante RF_3 par la méthode implicite et explicite pour l'alvéole non perforée

Pour U_3 = 3 mm, on trouve RF_3 = 1,48 N en implicite et RF_3 = 1,1 N en explicite (écart de 26%).

Critère de limite d'élasticité von Mises :

La contrainte de Von Mises *(équation 3)* est utilisée pour illustrer la répartition des niveaux de contrainte subis par l'alvéole. Les codes de calcul associent un niveau de contrainte à une couleur (isovaleurs). Les zones rouges matérialisent des zones de concentrations de contrainte. La contrainte de von Mises s'écrit :

$$\sigma_{vm} = \sqrt{\frac{\left(\sigma_{xx} - \sigma_{yy}\right)^2 + \left(\sigma_{yy} - \sigma_{zz}\right)^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{xz}^2 + \tau_{yz}^2)}{2}} \leq \sigma_e$$

Équation 3 : Contrainte von Mises

Où les valeurs de σ sont les contraintes normales et τ les contraintes de cisaillement issues du tenseur de Cauchy.

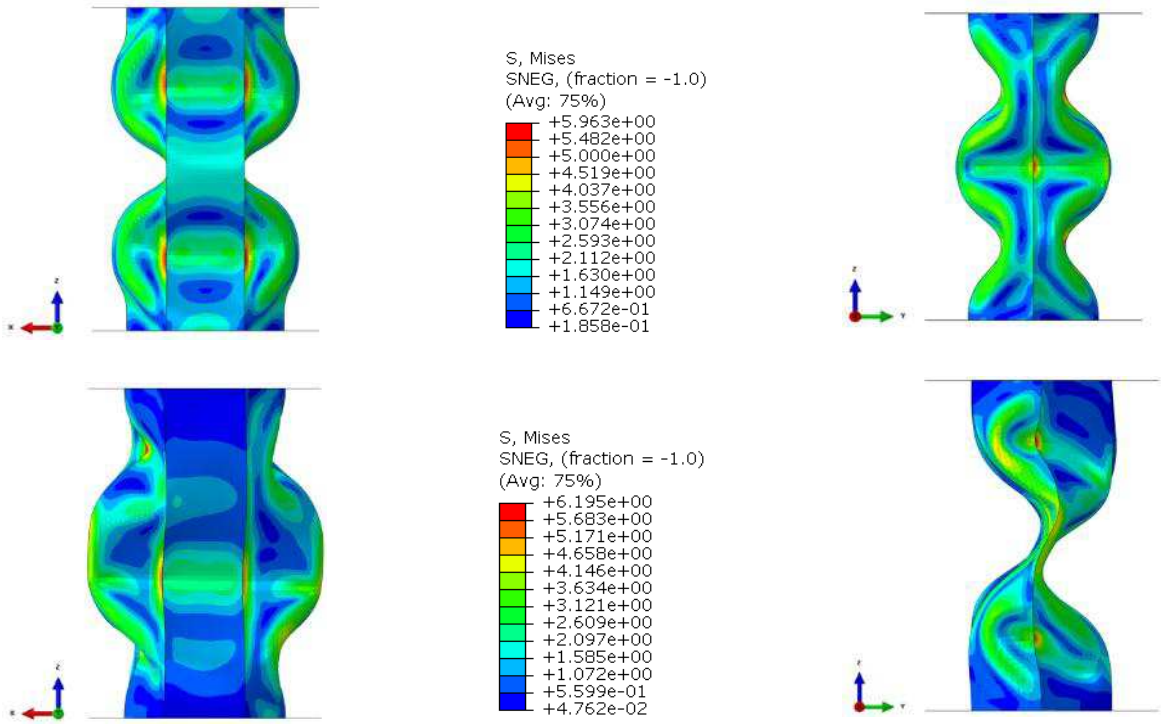


Figure 29: Comparaison des isovaleurs des contraintes von Mises par la méthode implicite et explicite pour l'alvéole non perforée

Pour un déplacement imposé de 3 mm, σ_{vm} = 5,96 MPa en calcul implicite et σ_{vm} = 6,19 MPa en calcul explicite (avec $\rho_{(TPU)} = 1{,}12\times10^{-4}$ T/mm^3) *(Figure 29)*.

Déformations :

L'alvéole est un solide déformable. Au cours de sa compression, elle se déforme. La grandeur des déformations est définie comme des élongations par unité de longueur dans une direction. La déformation Ɛ suivant une longueur L s'écrit :

$$\varepsilon = \frac{\Delta_L}{L}$$

Équation 4 : Déformation

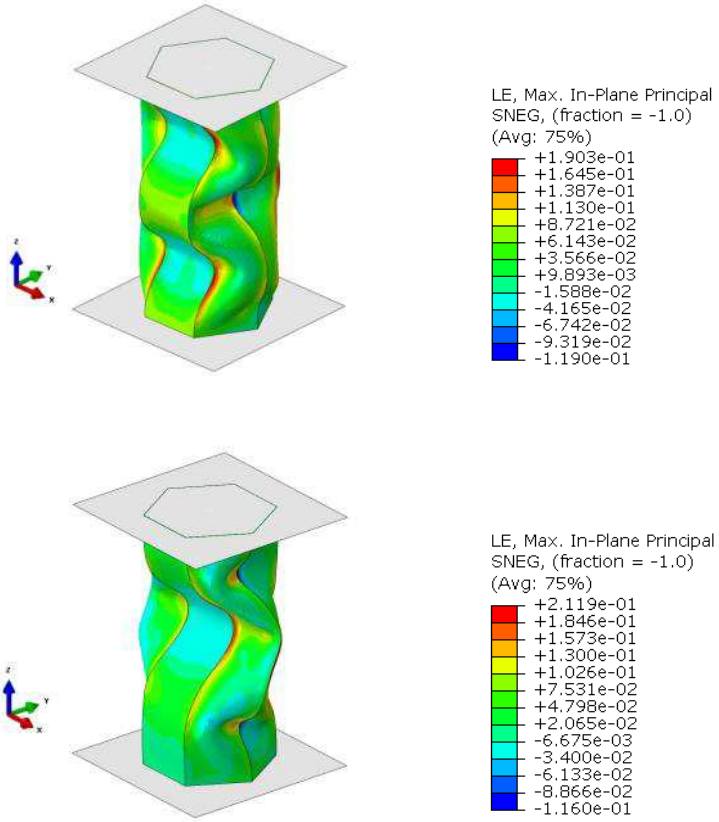


Figure 30 : Isovaleurs des déformations pour l'alvéole non perforée

Les calculs sont réalisés en grande déformations. Les déformations sont Ɛ = 0,19 en implicite et Ɛ = 0,21 en explicite, soit un écart de 10% *(Figure 30)*.

Incrément de temps :

Pour la méthode dynamique explicite, la densité influe sur le temps de calcul. La stabilité d'un schéma explicite est donnée par la taille de l'incrément de temps Δ_t qui est liée à la densité du matériau. En l'absence d'amortissement, la limite de stabilité est définie comme suit :

$$\Delta_t \leq \frac{2}{w_{max}}$$

Équation 5 : Limite de stabilité du système explicite

Où w_{max} est la plus grande valeur propre du système.

Le calcul de la plus grande valeur propre du système peut être trouvé si l'on détermine le mode maximum de dilatation volumique sur l'ensemble des éléments. Cela donne une approximation de la limite de stabilité de la solution mécanique donnée par :

$$\Delta_t \approx \frac{L_{min}}{C_d}$$

Équation 6 : Approximation de la limite de stabilité de la solution mécanique

Où L_{min} est la plus petite dimension de l'élément de maillage et C_d est la vitesse d'une onde solide traversant l'élément. Cette vitesse d'onde peut être déterminée en calculant les différents modules effectifs du matériau élastique de la réponse matérielle :

$$C_d = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}}$$

Équation 7 : Vitesse d'une onde solide

Où ρ est la densité du matériau, λ et μ les coefficients de Lamé.

Pour le calcul explicite de l'alvéole non perforée, la densité du matériau a une incidence dans le temps du calcul comme il vient d'être montré. Si celle-ci augmente, le temps de calcul diminue. Les calculs étaient beaucoup trop longs, pas de convergence au bout de 2 heures de calcul, avec $\rho_{(TPU)} = 1{,}12\times10^{-9}$ T/mm^3 (soit 1,12 g/cm^3).

Il a donc été nécessaire de modifier les paramètres « Mass Scaling » en faisant varier la densité du matériau. Le temps de calcul a été ramené à 70 minutes en mettant $\rho_{(TPU)}$ = $1{,}12\times10^{-4}$ T/mm^3, qui a donné σ_{vm} = 6,19 MPa. Pour $\rho_{(TPU)}$ = $1{,}12\times10^{-3}$ T/mm^3, σ_{vm} = 6,25 MPa, avec un temps de calcul diminué à 23 minutes.

Tableau III : Récapitulatif des résultats implicite VS explicite pour l'alvéole sans trous

	RF_3 (N)	Contraintes (MPa)	Déformations ε
Calcul implicite	1,48	5,96	0,19
Calcul explicite $\rho_{(TPU)} = 1{,}12\times10^{-3}$	1,1	6,25	0,21
Ecart implicite VS explicite (%)	25,68	4,64	9,52

La qualité des résultats par la méthode implicite ne s'avérant pas assez juste, pour des problèmes de non-convergence des calculs en particulier, il a été décidé d'utiliser la méthode explicite. Les essais suivants ont été réalisés avec une densité $\rho_{(TPU)} = 1{,}12\times10^{-3}$ T/mm^3.

2.4.2. Alvéole perforée par méthode explicite

Les paramètres de réglages ont été les mêmes que ceux de l'alvéole non perforée pour pouvoir comparer les résultats. La position en quinconce des 6 trous de diamètre 1,3 mm a été respectée sur chacune des faces à section simple de 0,2 mm.

Tableau IV : Données éléments finis alvéole perforée

Données matériau TPU		
Densité ρ (g/cm^3)	Module d'Young E (MPa)	Coefficient de Poisson ν
1,12	20	0,45
Données maillage		
Type d'éléments	Nombre d'éléments	Nombre de nœuds
Coque triangulaire S3A3 Rigide triangulaire R3D3	17690	9165

Un déplacement de 3 mm est imposé suivant Z (U_3) pour récupérer la force résultante de l'assise RF_3.

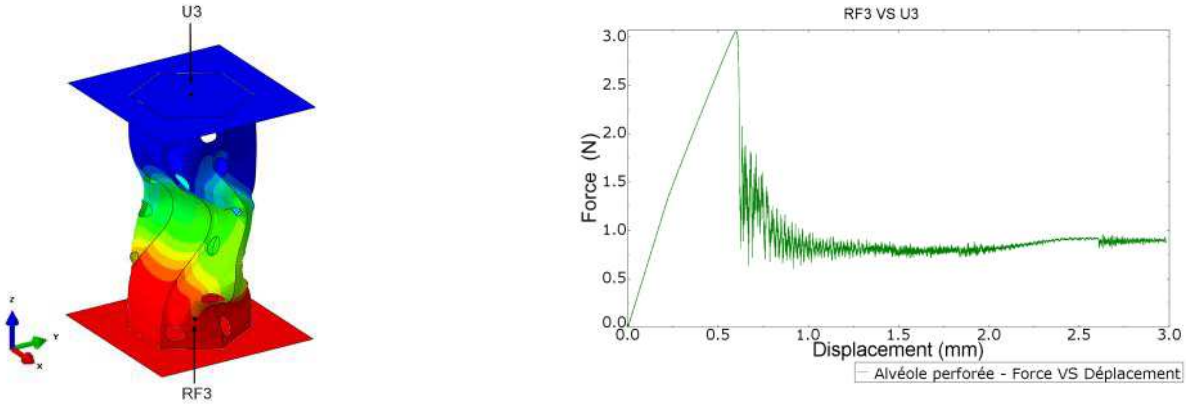


Figure 31 : Force résultante RF_3 en explicite pour l'alvéole perforée

Pour U_3 = 3 mm, on trouve RF_3 = 0,88 N mm

<u>Comparaison des courbes Force VS Déplacement *(Figure 32)*</u> :

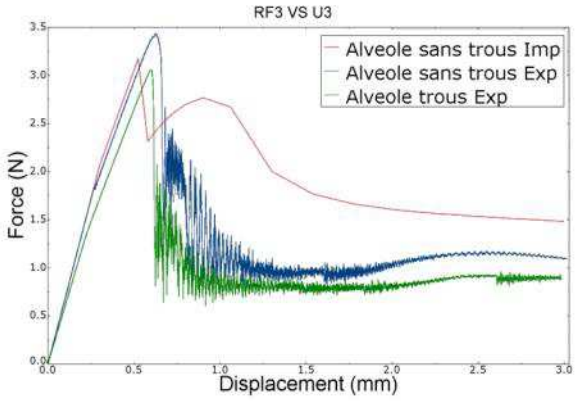


Figure 32 : Comparaison des courbes Forces VS Déplacement
Alvéole sans trous implicite, sans trous explicite, avec trous explicite

La force résultante RF_3 est inférieure sur l'alvéole trouée, ce qui est logique puisque les trous lui donnent plus de souplesse. Il est possible d'imaginer une modification de ces trous pour jouer sur la rigidité de l'alvéole et intervenir sur le confort. Le bruit au niveau des courbes est lié à l'augmentation de la densité $\rho_{(TPU)}$ par rapport à sa valeur réelle. Plus la densité est élevée, plus la courbe est parasitée.

Contraintes von Mises de l'alvéole perforée :

La concentration des contraintes sur l'alvéole perforée se situe principalement dans les premiers déplacements avant le flambement près des trous des sections simples. Les trous agissent comme des points de faiblesse et attirent les contraintes en leur périphérie. Les étapes qui suivent décomposent le déplacement imposé de 3 mm, de manière à mieux comprendre la propagation des contraintes. Pour U_3 = 3 mm, σ_{vm} = 7,23 MPa *(Figure 33)*.

0,15 mm : σ_{vm} = 0,31 MPa

0,6 mm : σ_{vm} = 1,62 MPa

0,9 mm : σ_{vm} = 3,31 MPa

3 mm : σ_{vm} = 7,23 MPa

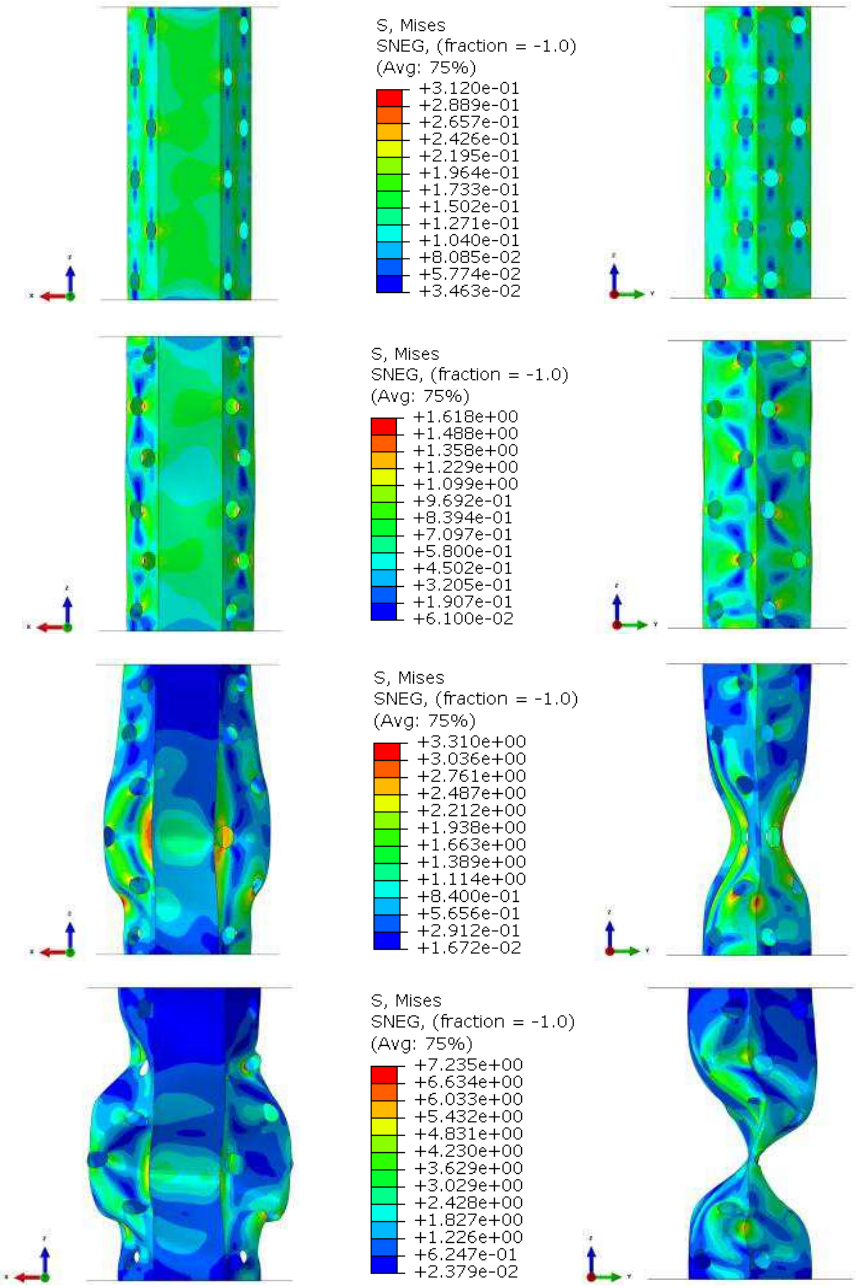


Figure 33 : Isovaleurs des contraintes von Mises pour l'alvéole perforée

Les déformations de l'alvéole perforée *(Figure 34)* :

0,15 mm : $\varepsilon = 6\times10^{-3}$

0,6 mm : $\varepsilon = 5{,}2\times10^{-2}$

0,9 mm : $\varepsilon = 1{,}5\times10^{-1}$

3 mm : $\varepsilon = 2{,}83\times10^{-1}$

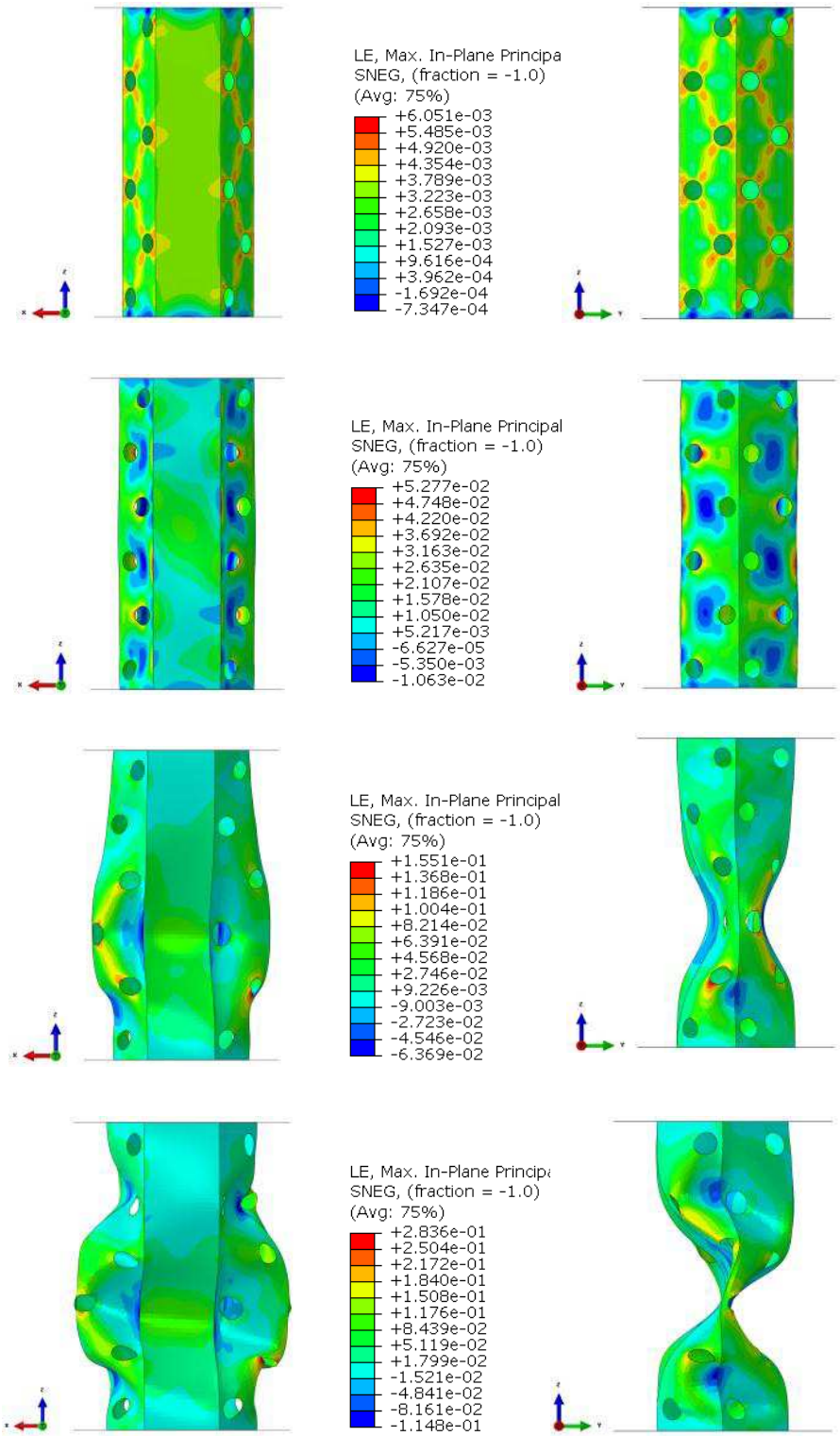


Figure 34 : Isovaleurs des déformations von Mises pour l'alvéole perforée

2.4.3. Variation des paramètres de l'alvéole perforée

Il a été décidé de faire varier quatre paramètres liés à la géométrie de l'alvéole perforée précédente (référence) pour voir l'incidence sur son comportement mécanique. Ces paramètres sont le diamètre des trous, la position des trous et l'épaisseur des sections.

- Changement du diamètre des trous : Ø 1,3 mm passe à Ø 0,4 mm
- Changement de la disposition des trous : la position quinconce devient verticale
- Changement d'épaisseur : section simple et doubles passent à 0,6 mm et 1,2 mm (x3)
- Ajout d'une feuille TPU d'épaisseur 0,3 mm sur le dessus et dessous de l'alvéole

Changement du diamètre des trous : Ø 1,3 mm passe à Ø 0,4 mm

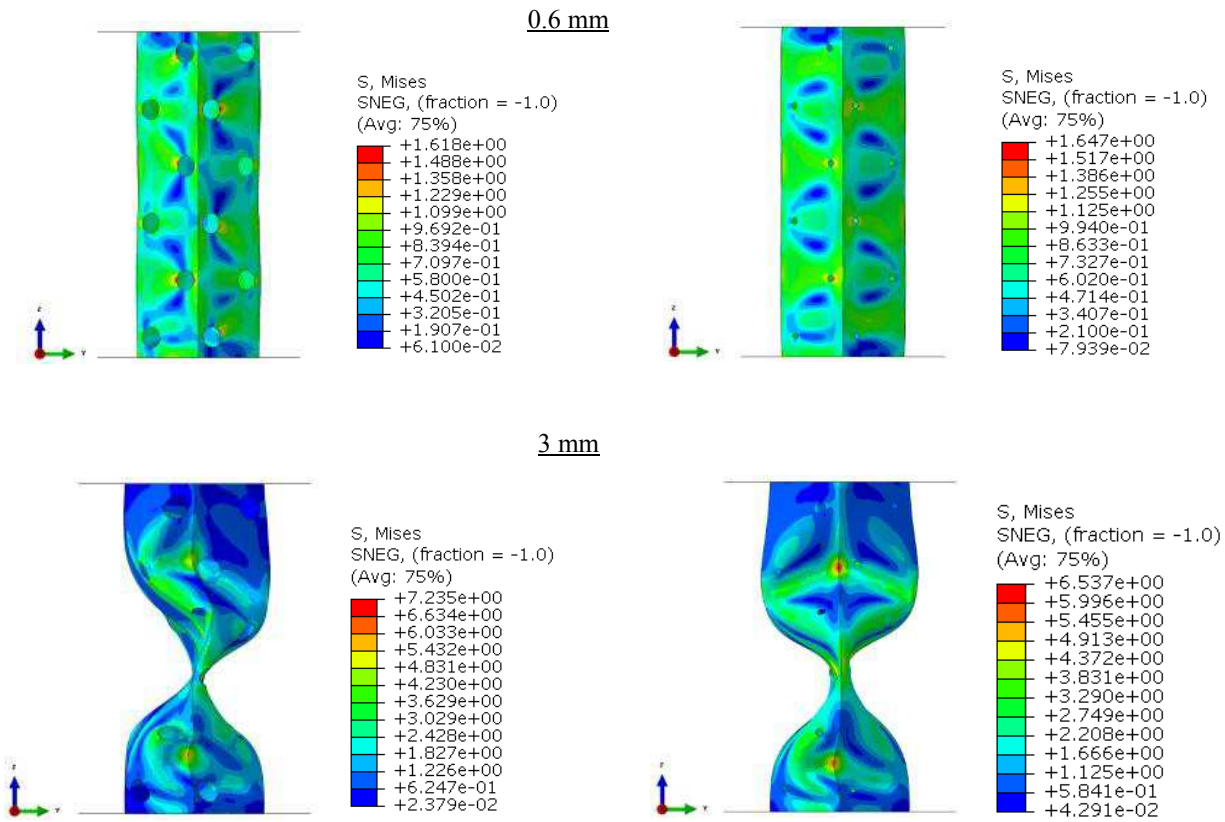


Figure 35 : Comparaison des isovaleurs des contraintes von Mises suite au changement du diamètre des trous

L'alvéole de droite avec les trous modifiés au Ø 0,4 mm est plus rigide, même si sa contrainte σ_{vm} = 6,53 MPa contre σ_{vm} = 7,23 MPa pour l'alvéole de référence. En fait, Elle

présente légèrement moins de bleu et plus de vert que l'alvéole de référence, ce qui correspond à une répartition des contraintes plus importante *(Figure 35)*.

<u>Changement de la disposition des trous</u> : la position quinconce devient verticale

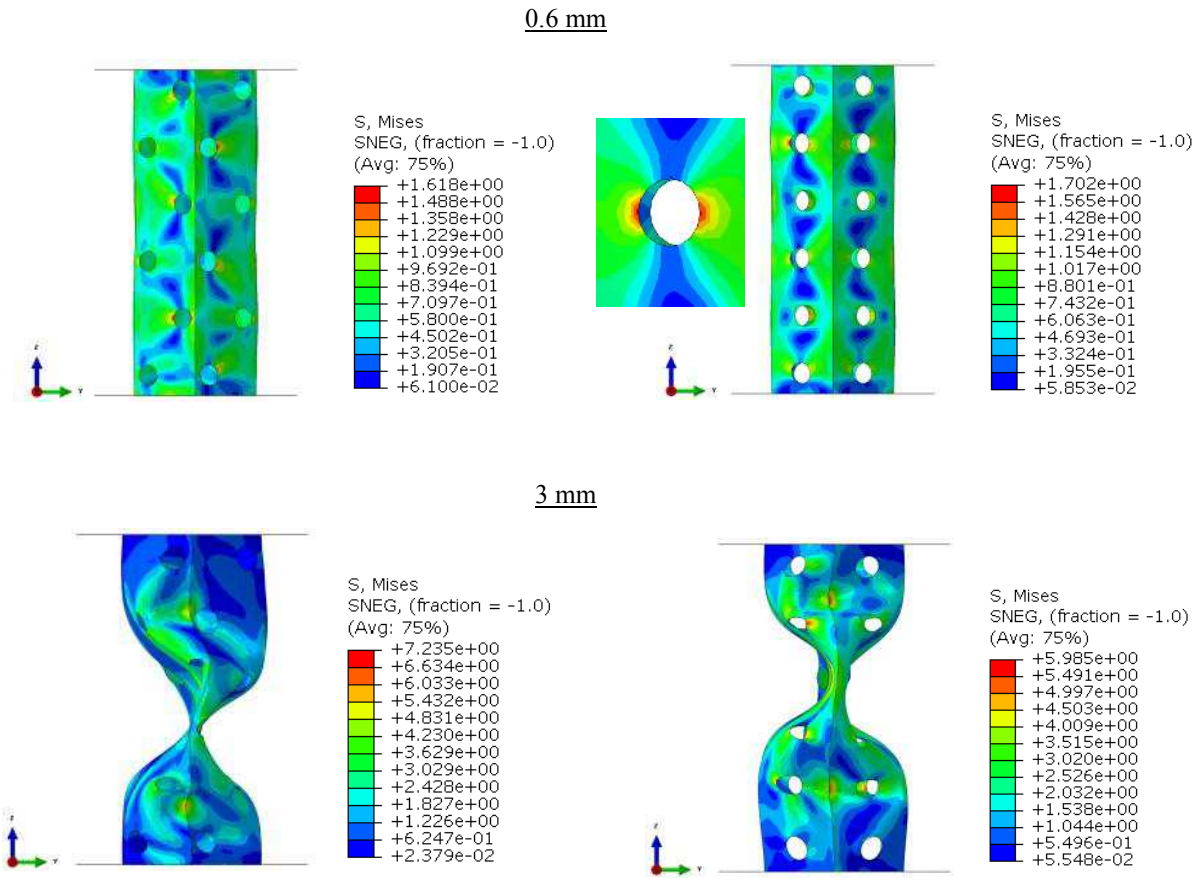


Figure 36 : Comparaison des isovaleurs des contraintes von Mises suite au changement de la disposition des trous

Concernant la disposition des trous à la verticale, on peut remarquer qu'elle influence la direction des contraintes. Les contraintes sont plus faibles dans l'alignement des trous positionnés à la verticale. Les contraintes les plus élevées apparaissent très souvent sur le côté des trous. Avec une position des trous en quinconce, la répartition des contraintes semble plus homogène *(Figure 36)*.

Changement d'épaisseur : Sections simples de 0,2 mm et sections doubles de 0.4 mm passent respectivement à 0,6 mm et à 1,2 mm *(épaisseur ×3 sur l'alvéole de droite).*

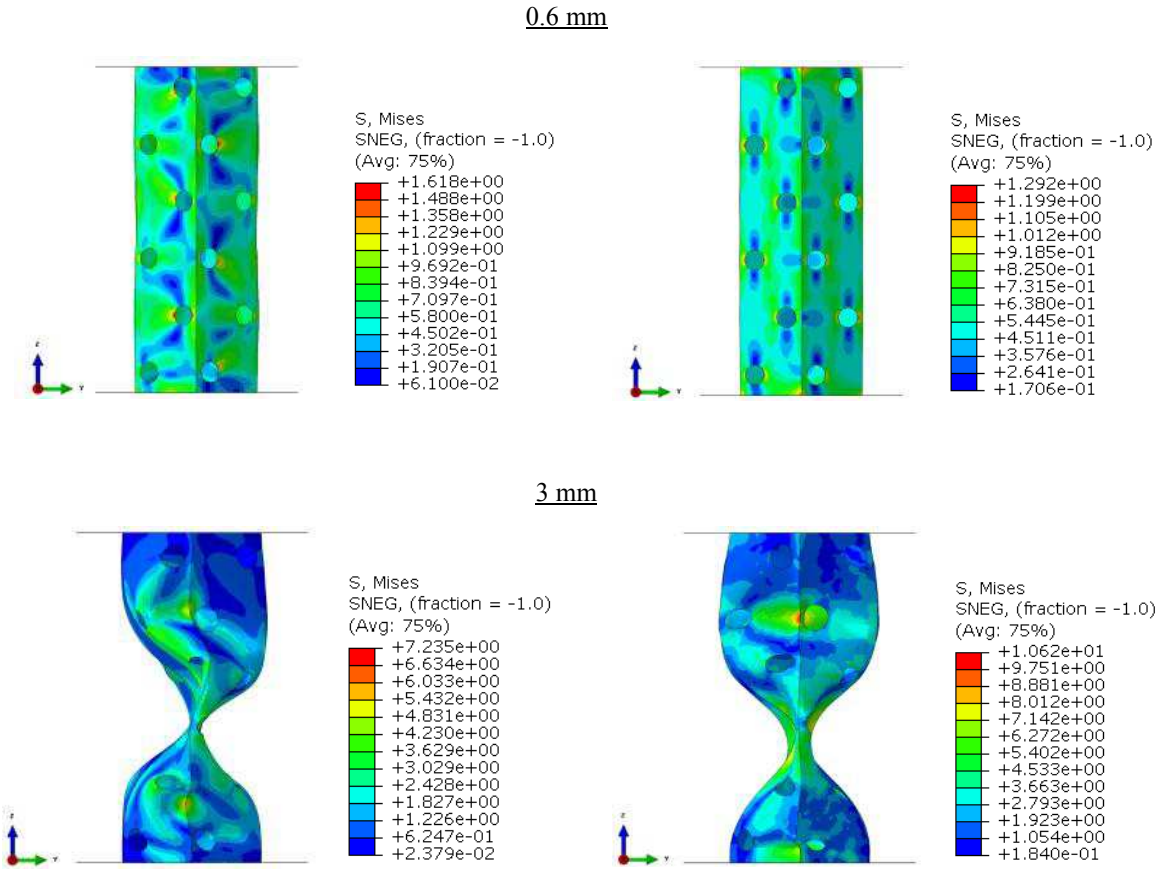


Figure 37 : Comparaison des isovaleurs des contraintes von Mises suite au changement d'épaisseur des sections

On remarque très bien que le fait d'augmenter l'épaisseur des parois de l'alvéole influe sur la rigidité de celle-ci. Les zones bleues foncées sont beaucoup moins prononcées sur l'alvéole de droite qui correspond à celle qui a subi les modifications d'épaisseur. La contrainte von Mises est beaucoup plus élevée à la fin des du déplacement imposé de 3 mm sur l'alvéole modifiée. Elle atteint σ_{vm} = 10,6 MPa contre σ_{vm} = 7,23 MPa pour l'alvéole de référence *(Figure 37)*.

Ajout d'une feuille TPU d'épaisseur 0,3 mm à l'alvéole (cas sandwich) :

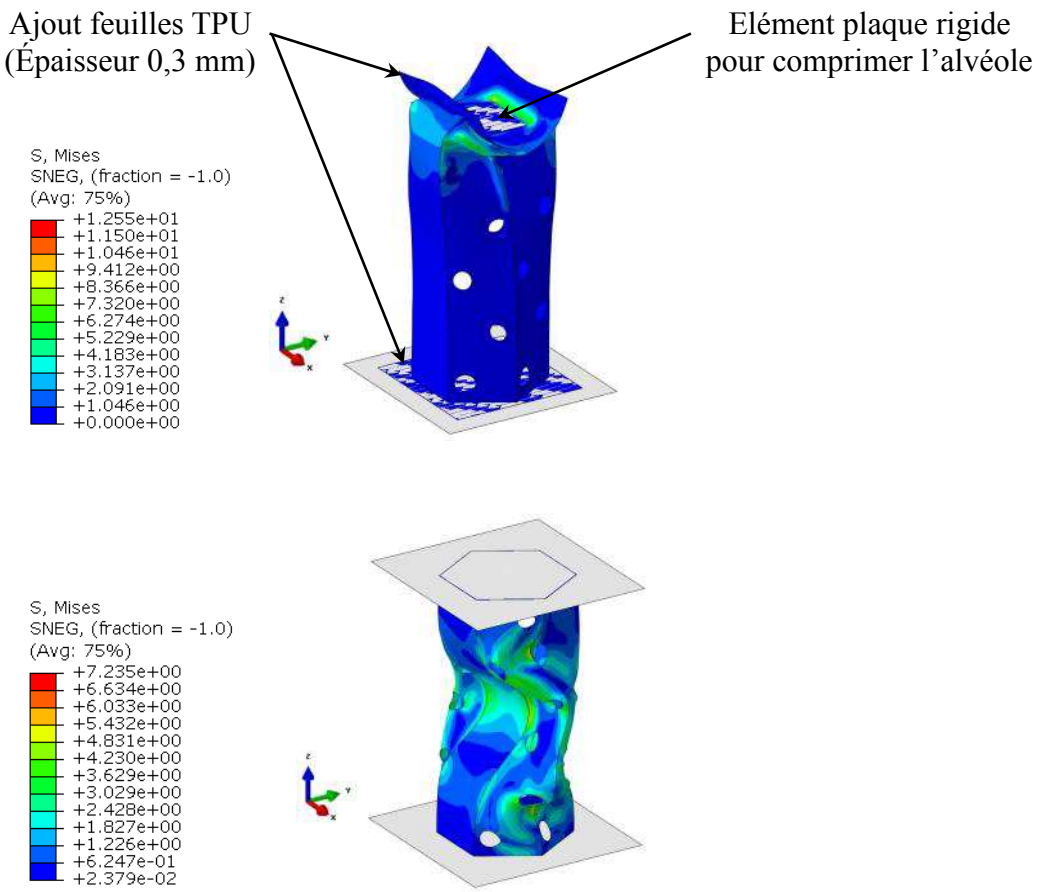


Figure 38 : Comparaison des isovaleurs des contraintes von Mises de l'alvéole sandwich avec l'alvéole de référence

La répartition des contraintes d'élasticité est principalement concentrée sur le haut de l'alvéole avec σ_{vm} = 12,5 MPa pour l'alvéole sandwich contre σ_{vm} = 7,23 MPa pour l'alvéole de référence *(Figure 38)*.

En ajoutant une feuille de TPU horizontale d'épaisseur 0,3 mm au niveau supérieur et inférieur de l'alvéole, on amène une rigidité au système et on augmente considérablement sa résistance à la compression et au flambement.

Cela donne une certaine stabilité à l'alvéole. Il est donc possible d'intervenir sur ce paramètre lié à la stabilité pour agir sur le confort de l'ensemble du coussin.

2.5. Simulation numérique appliquée au coussin

2.5.1. Démarche d'homogénéisation du coussin

La simulation numérique de la structure complète du coussin est compliquée étant donné la superposition des couches avec une rigidité et des propriétés mécaniques différentes selon le type du TPU. Le nombre de milliers d'alvéoles perforées semble compromettre les temps de calculs. Il a été vu précédemment que la variation des paramètres liés aux trous et aux sections qui composent l'alvéole avait une influence sur le comportement mécanique de celle-ci. Il est donc peut-être possible d'imaginer une homogénéisation numérique de l'ensemble du coussin en le simplifiant de manière à diminuer le temps de calcul. L'idée serait de remplacer les trois couches du coussin par une seule couche pour un comportement mécanique identique ou très proche, en tenant compte de l'importance des paramètres étudiés juste avant. L'intérêt que présente cette démarche est une optimisation et une valorisation de la conception du coussin. Elle peut venir d'un nouveau matériau dont les propriétés dynamiques ou autres sont meilleures que le TPU, comme le PEBAX par exemple *(Annexe E)* [WEB 08]. En effet, une seule couche présente de nombreux avantages : fabrication optimisée, ventilation optimale, nettoyage facilité, coût…

Dans la simulation qui suit, on négligera la moitié de l'ensemble fessier-coussin car on est dans un cas de problème symétrique. La moitié du coussin, encastrée à sa base, possède donc à présent environ 2300 alvéoles, d'où un grand nombre d'éléments *(Tableau V)*. Le calcul se fait toujours par la méthode explicite, suivant un maillage fin, mais avec une gravité g = 9,81 m/s² et l'application d'un poids de 40 Kg appliqué sur le demi-fessier.

Tableau V : Données éléments finis coussin à une couche

Données matériau TPU		
Densité ρ (g/cm^3)	Module d'Young E (MPa)	Coefficient de Poisson ν
1,12	20	0,45
Données maillage		
Type d'éléments	Nombre d'éléments	Nombre de nœuds
Coussin : Coque triangulaire S3R	4268320	1938485
Fessier : Rigide triangulaire R3D3	62334	1170

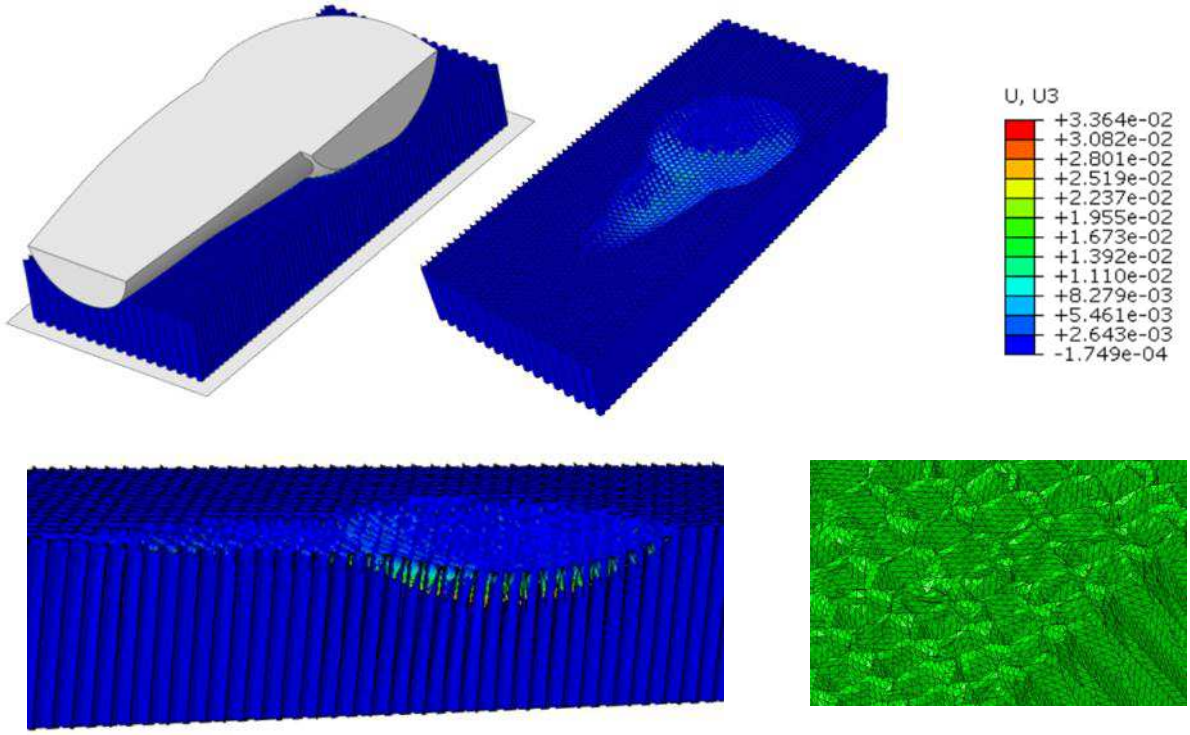


Figure 39 : Déplacement des alvéoles du coussin : 33,6 mm pour un poids de 40 Kg

Pour un demi-fessier pesant 40 Kg, les alvéoles se déplacent de 33,6 mm *(Figure 39)*. Le temps de calcul était de 76 heures avec 12 processeurs. Pour améliorer la distorsion des éléments liée au maillage, il a été nécessaire d'affiner celui-ci au niveau de l'interface fessier/coussin. Pour ce calcul, le maillage est identique sur tout l'ensemble du coussin. La zone de l'interface fessier/coussin nécessite une plus grande précision, et donc un maillage plus fin. A d'autres endroits, où les sollicitations sont moindres, il est possible de grossir le maillage. Cela permet de diminuer les temps de calcul.

A travers la méthode par éléments finis, il est également possible d'étudier la répartition de la pression, du cisaillement, de la friction, ou encore du microclimat qui sont sources d'escarres au travers de ce coussin. La majeure partie des études traitent principalement de la répartition de la pression, mais peu abordent l'étude comportementale mécanique des coussins d'aide à la prévention d'escarres. Il est possible de se démarquer de ces recherches, concentrées essentiellement sur la pression. D'autres phénomènes sont à considérer. Le couplage de la simulation numérique à la thermique par exemple, doit pouvoir nous aider à innover dans cette recherche inverse.

2.5.2. Transfert thermique de l'assise

La thématique du microclimat à l'interface du coussin a précédemment été discutée. Un intérêt particulier doit lui être porté. Avec ABAQUS il est possible de simuler le transfert de chaleur entre le fessier et le coussin. En appliquant une température au modèle biomécanique fessier (température fesses : 33-34°C pour une température ambiante de 22°C) et en connaissant les paramètres de conduction thermique du matériau (Conductivité thermique TPU : 0.19 à 0.25 $W \cdot m^{-1} \cdot K^{-1}$), il est possible de simuler la répartition de la température dans le coussin. Des calculs ont été récemment lancés. Les résultats de ces calculs pourront par la suite être comparés avec les essais expérimentaux réalisés à partir de la thermographie.

2.6. Conclusion

Cette introduction à l'étude comportementale par la méthode des éléments finis de l'alvéole et du coussin permet de mieux comprendre les phénomènes mécaniques internes générés par la compression de l'assise grâce à l'analyse de la répartition des contraintes et des déformations. Il est possible de faire varier des paramètres dépendamment des trous et des sections qui composent l'alvéole pour modifier et améliorer le comportement mécanique de ce coussin.

La simulation numérique du transfert thermique est également intéressante. Peu de travail de recherche, voire aucun, n'a utilisé cet outil numérique pour étudier la répartition de la température dans les coussins. La thermodynamique est une partie qui est considérable dans ce projet par rapport à la composition structurelle du coussin. Elle doit être poursuivie et vérifier si après assise le flux d'air à travers les couches du coussin est suffisant pour une bonne ventilation. Le calcul numérique peut aider dans l'étude mécanique des facteurs extrinsèques.

Les résultats trouvés ont besoin d'être corrélés avec l'expérimental. Ce travail est encore en cours. L'étude expérimentale ci-après montre les essais réalisés pour l'étude du comportement mécanique du coussin et les essais réalisés avec l'utilisation de la thermographie.

3. Etude expérimentale par méthode empirique

3.1. Introduction

La partie expérimentale permet de pouvoir comparer les résultats numériques trouvés précédemment. La première section de ce troisième chapitre présente les essais de compression qui ont été réalisés sur le coussin Stimulite avec le modèle fessier Zygote présenté en début du précédent chapitre. La deuxième section, affiche clairement la couleur du coussin par l'utilisation technique de la thermographie qui permet de révéler la distribution de la température suivant des zones dans le temps.

3.2. Essais en compression sur coussin nid d'abeille

3.2.1. Conception et fabrication d'un modèle fessier en bois

Les calculs numériques ont été lancés avec un modèle de fessier rigide. Un prototype du fessier humain en bois a donc été réalisé à partir du modèle 3D retravaillé pour répondre aux exigences de la norme ISO 16840-2 *(Figure 40)*. Pour pouvoir l'adapter sur la presse, il a été nécessaire de créer une platine de fixation en aluminium *(Annexe F)*. Cette platine a été conçue de manière à pouvoir déplacer le centre du Point de Charge (PC).

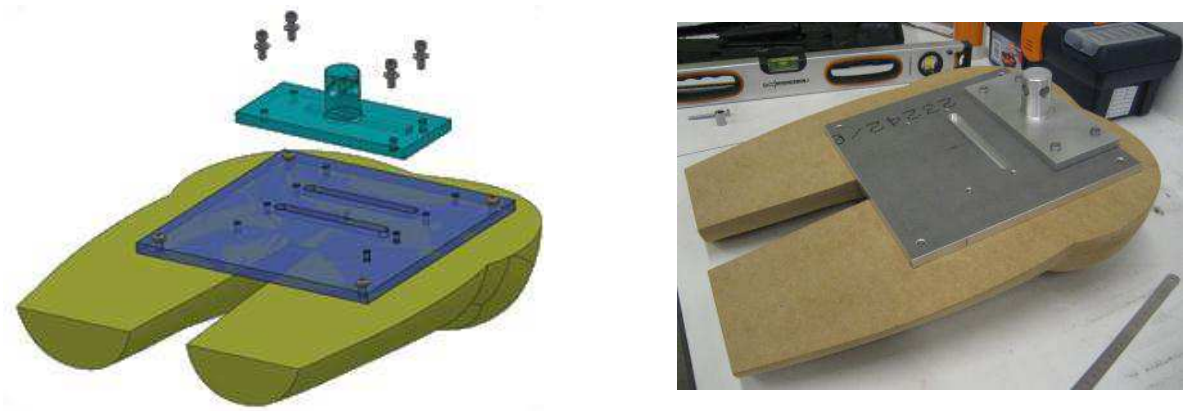


Figure 40 : Conception et réalisation d'un prototype en bois du modèle fessier RCLI

3.2.2. Chargement vertical et mesure du déplacement

La norme ISO 16840-2 qui détermine les caractéristiques physiques et mécaniques des coussins d'assise indique que pour mesurer les déplacements il est nécessaire d'appliquer une charge verticale. Cette charge varie de 0 à 830 N et est appliquée sur la surface plane du RCLI à 127 mm de l'arête arrière des fesses *(Figure 41)*.

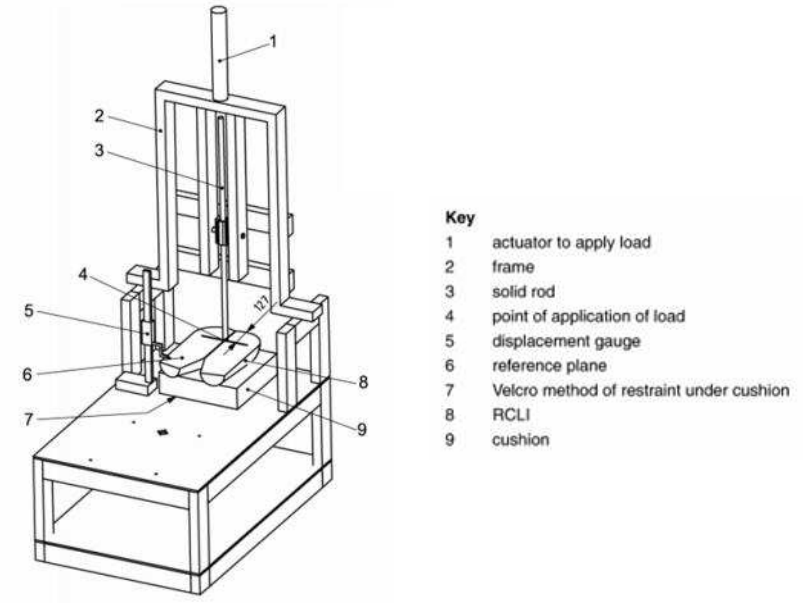


Figure 41 : Essai de chargement sur coussin pour mesurer les déplacements

Les essais de compression ont été réalisés sur le coussin Stimulite Classic sans la housse, avec une presse électromécanique INSTRON 33R4204 (cellule 50KN) à l'école d'emballage l'ESIReims *(Figure 42)*, suivant un protocole expérimental. La température ambiante était d'environ 21°C.

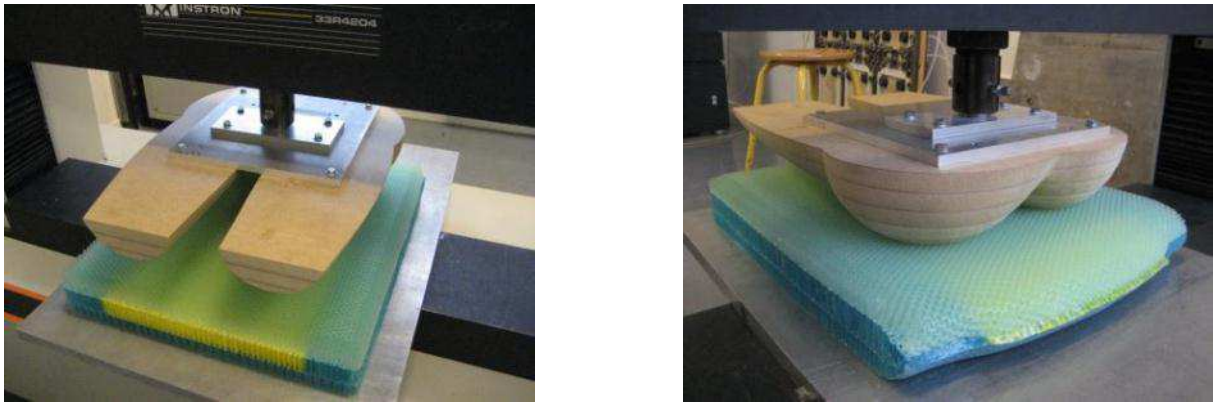


Figure 42 : Essai de compression sur coussin Stimulite avec presse électromécanique INSTRON

Protocole expérimental :

- Coussin posé sur surface rigide horizontale et centré par rapport au plan de symétrie
- Pénétrateur rigide en bois (RCLI : Rigid Cushion Load Indenter). Position des tubérosités ischiatiques à 125 mm ± 25 mm de l'arête arrière du coussin pour chaque essai *(Norme ISO 16840-2)*
- Application charge verticale de 0 à 830 N maxi (83Kg) et maintien pendant 20 sec.
- Vitesse = 50 mm/min (0,83 mm/sec)
- 3 essais avec modification de la position du Point de Charge (PC) *(Figure 43)* :
  127 mm - 177 mm (+50mm) - 77 mm (-50mm)
- 3 mesures effectuées par essai avec un temps d'attente de 2 minutes environ entre chaque mesure

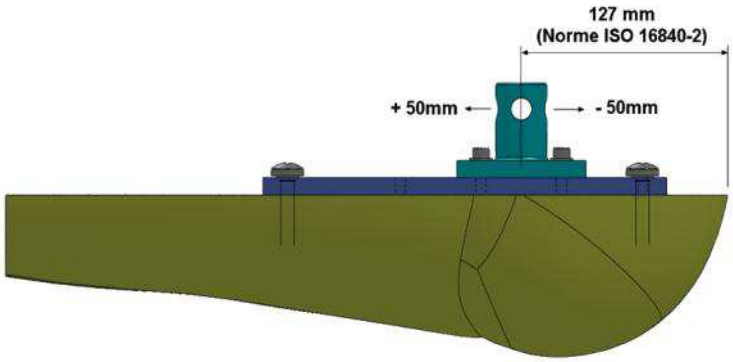


Figure 43 : Localisation du Point de Charge distant de 127 mm de l'arête arrière du RCLI (Norme ISO 16840-2)

Essai n°1 : Localisation du PC distant de 77 mm (-50 mm par rapport à norme ISO 16840-2)
Essai n°2 : Localisation du PC distant de 127 mm de l'arête arrière du modèle pénétrateur rigide (voir Norme ISO 16840-2)
Essai n°3 : Localisation du PC distant de 177 mm (+50 mm par rapport à norme ISO 16840-2)

L'analyse des données a ensuite été récupérée sous le logiciel Bluehill 2.24. La récupération des données a permis de tracer les courbes de comportement Force Vs Déplacement, Force Vs Temps, et Déplacement Vs Temps. Une comparaison des courbes a été faite selon les trois essais pour la première mesure.

3.2.3. Analyse des mesures

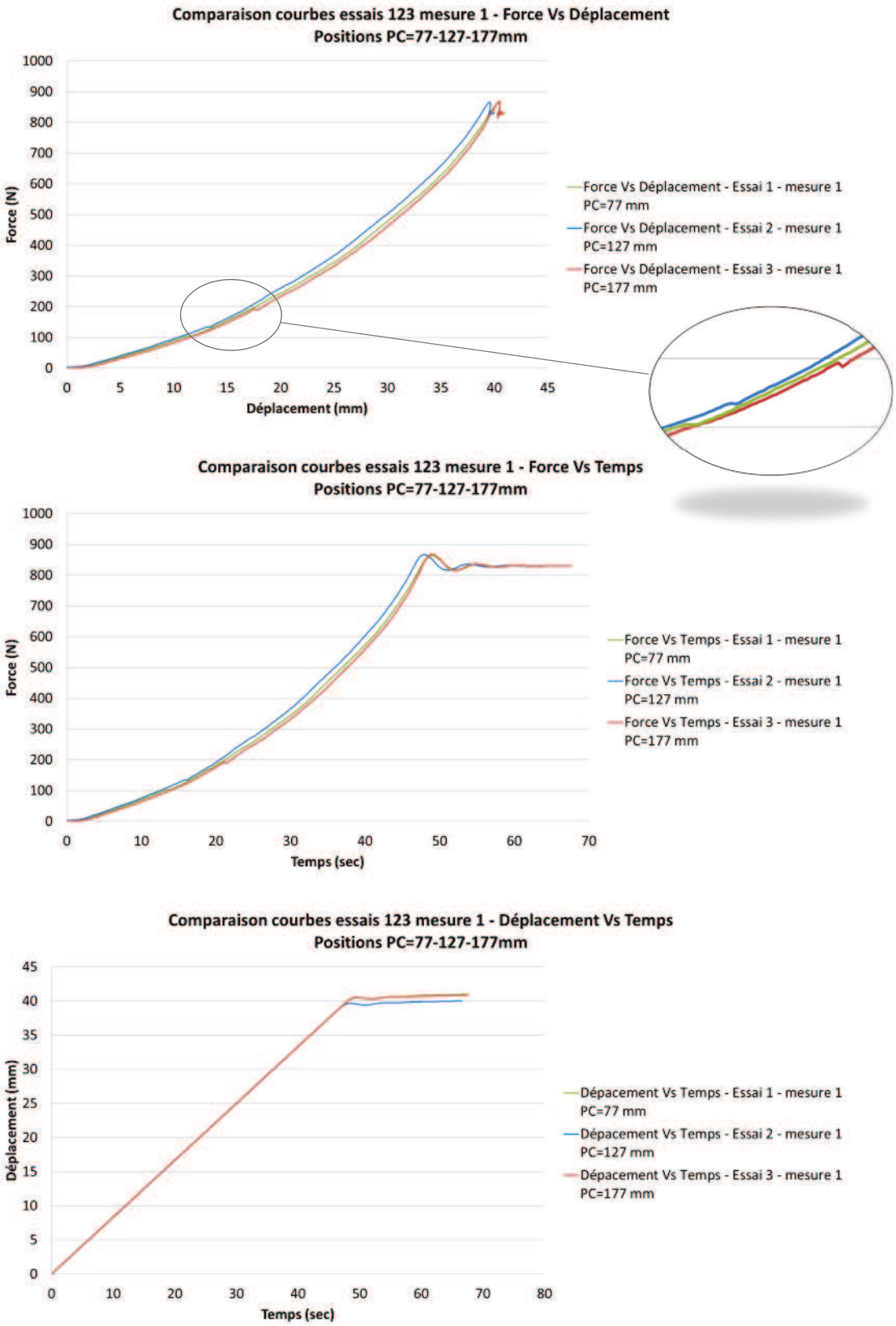


Figure 44 : Comparaison des essais n°1, n°2 et n°3 pour la première mesure

On observe de légères perturbations ou évènements à un déplacement et à un temps différent. Ces évènements sont probablement la conséquence d'un affaissement plus brutal de la structure alvéolaire en nid d'abeille du coussin. On peut supposer qu'il s'agit du flambement des alvéoles. Ces évènements dépendent de la position du Point de Charge (PC).

Présence des évènements :

PC 77 mm : déplacement de 11 mm à 13 sec pour 100N
PC 127 mm : déplacement de 13 mm à 16 sec pour 125 N
PC 177 mm : déplacement de 17,5 mm à 21 sec pour 195 N

Il existe une corrélation entre la position du PC et le déplacement des alvéoles du coussin. La position du point de pression du patient, dépendante du centre de gravité, influence donc le déplacement des alvéoles.

Tableau VI : Variation de la charge suivant les essais de compression

	Déplacement (mm)	Temps (sec)	Charge (N)	Δ / essai n°2 (N)	Δ / essai n°2 (%)
Essai 1 - PC 77 mm	30	36,20	483,30	24,14	4,76
Essai 2 - PC 127 mm	30	36,20	507,45		
Essai 3 - PC 177 mm	30	36,20	467,66	39,79	7,84

Pour un même déplacement de 30 mm, la force de compression est légèrement plus élevée si PC=127 mm. La différence est proche de 40 N avec PC = 177 mm, soit 4 Kg (7,8%). Ces essais montrent que pour soulager la pression ischiatique au niveau de l'assise (PC=127 mm), la personne doit se pencher soit vers l'avant, soit vers l'arrière. La posture d'assise influe sur la valeur de la charge de compression et par la même occasion sur le confort.

Le confort d'assise est lié à un microclimat comme il a été discuté dans le premier chapitre. L'usage de la thermographie peut aider à mieux comprendre ces phénomènes de microclimat à l'interface de l'assise.

3.3. Etude microclimatique du coussin par thermographie

Cette partie expose les résultats de l'étude thermique effectuée sur le coussin Stimulite. Dans un premier temps, il est important d'introduire quelques notions de bases des échanges de chaleur. Dans un deuxième temps, une présentation souligne les caractéristiques physiques du sujet qui a participé à l'étude. Ensuite, une description est faite autour du protocole expérimental, des conditions d'enregistrement et des outils de mesures utilisés. Enfin, dans un troisième et dernier temps, une présentation des cartographies thermiques du coussin Stimulite en nid d'abeille suite à l'échange de chaleur avec le corps d'un individu installé dessus durant 35mn.

3.3.1. Introduction aux notions d'échanges de chaleur

Les échanges thermiques sont des phénomènes de transfert d'énergie sous forme de chaleur. Ces échanges peuvent se faire selon 3 modes : la conduction, la convection et le rayonnement [TAIN 08].

La conduction :

La conduction est la propagation de la chaleur dans un milieu matériel, sans mouvement de la matière, à travers un ou plusieurs éléments en contact direct. C'est le seul mode de transfert de chaleur dans un solide. Le sens du flux thermique va toujours de l'élément le plus chaud vers l'élément le plus froid *(Figure 45)*.

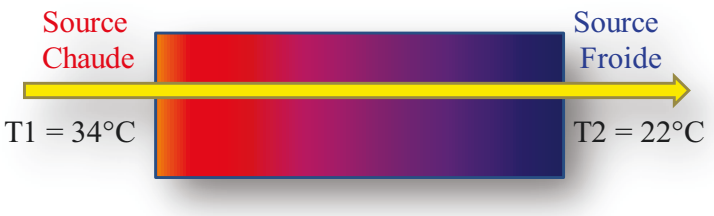


Figure 45 : Principe de la conduction

La convection :

La convection est le transfert de la chaleur dans un milieu matériel d'un corps solide vers un corps fluide et inversement. Ce mode de transfert de chaleur se caractérise par un mouvement de matière et ne concerne que les fluides ou les échanges entre un solide et un fluide comme l'air *(Figure 46)*. On distingue la convection naturelle dans laquelle les mouvements du fluide sont dus aux variations de masse volumique.

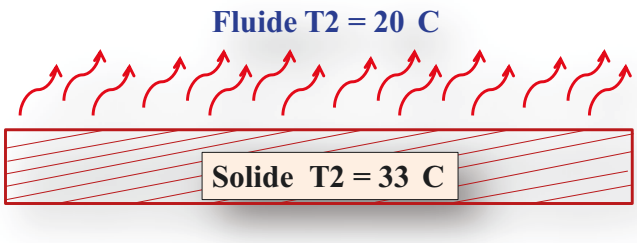


Figure 46 : Principe de la convection

Le rayonnement :

Le rayonnement est le transport d'énergie sous forme de rayonnement électromagnétique. Contrairement à la convection, il n'y a ni déplacement de matière ni de contact entre les corps.

3.3.2. Protocole expérimental de la thermographie

Concernant la population d'étude, un sujet masculin en bonne santé a participé à l'étude. Le *tableau VII* présente les caractéristiques anthropométriques du sujet. Le sujet A a été informé de la nature, du but et de la durée de l'étude, et a été familiarisé avec le protocole expérimental.

Tableau VII : caractéristiques anthropométriques du sujet A

	Sujet A
Poids (Kg)	85
Age (Année)	32
Taille (mètre)	1,89
IMG (%)	**19.7**

L'étude comprenait une seule épreuve d'effort : le sujet A devait s'installer pendant 35 minutes dans un fauteuil roulant sur lequel avait été placé le coussin Stimulite en nid d'abeille sans sa housse. Le sujet était assis sur ce coussin, les talons mis sur des repose-pieds, les avant-bras posés sur les accoudoirs, et la nuque calée dans le repose-tête du fauteuil roulant *(Figure 47)*. L'assise du fauteuil était rigide, limitant ainsi l'effet hamac.

Figure 47 : Installation et mesures en fauteuil roulant

Les mesures de température ont été prises avec une caméra infrarouge avant l'effort, lorsque le sujet était installé dans le fauteuil, et après l'effort. La caméra infrarouge était placée à 3 m de hauteur de façon à prendre toute la surface du coussin. La hauteur de la caméra infrarouge, par rapport au sol, était maintenue fixe pendant toute l'étude. La température de la salle a été prélevée durant l'étude (T_{amb} = 22°C ± 0,5 °C).

L'étude s'est focalisée sur la mesure de la température cutanée au niveau du coussin Stimulite afin de pouvoir évaluer la répartition de chaleur. Les zones de mesures ont été choisies suivant les appuis du sujet A *(Figure 48)*.

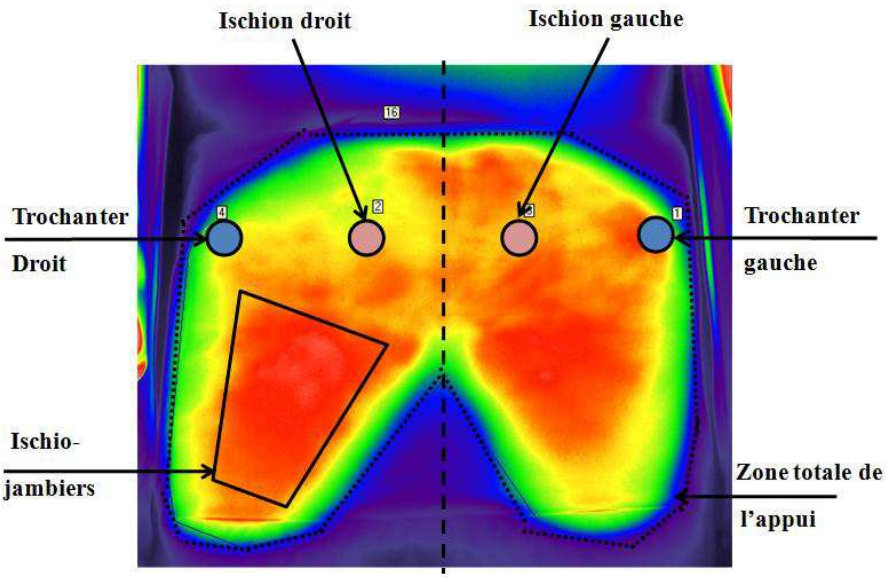


Figure 48 : Choix des zones de mesure suivant les appuis du sujet A

<u>Principe de thermographie infrarouge et système utilisé</u> :

La thermographie infrarouge est une technique qui permet de mesurer sans contact la température et ses variations temporelles et spatiales sur la surface d'un objet. Lorsqu'un objet est sollicité thermiquement, il émet un rayonnement infrarouge plus au moins intense selon sa température. La gamme de rayonnements thermiques s'étend de 0,4 à 30 µm mais les moyens d'analyses infrarouges opèrent généralement dans une bande de 3 à 15 µm. Le système d'acquisition est conçu pour transformer une image captée dans le domaine infrarouge et en fonction de la luminance de l'objet observé, en une image visible et analysable par l'œil humain.

Le système utilisé, pour cette étude, était composé essentiellement d'une caméra infrarouge, d'un ordinateur de grande capacité et d'une interface de traitement de données ALTAÏR 5.50. La caméra utilisée est de type CEDIP TITANIUM L0120. Le système d'imagerie thermique infrarouge dispose d'une gamme de mesure de température entre -40 °C et 1500 °C avec une précision de mesure de ± 2 %.

Cette caméra, de haute performance, est équipée d'un plan focal infrarouge. C'est une caméra matricielle de 640x480 éléments à haut rendement quantique (> 70 %) avec une réponse spectrale de 3,5 µm à 5 µm +/-0,25. La caméra L0120 est équipée d'un système d'intégration instantanée variable de 1 µs à 10ms et d'une vitesse d'images par seconde allant jusqu'à 100 images/s en mode pleine vitesse.

3.3.3. Cartographies thermiques du coussin Stimulite

Des cartographies thermiques de la surface du coussin ont été réalisées par la thermographie infrarouge avant, pendant et après que le sujet se soit installé dans le fauteuil *(Figure 49).*

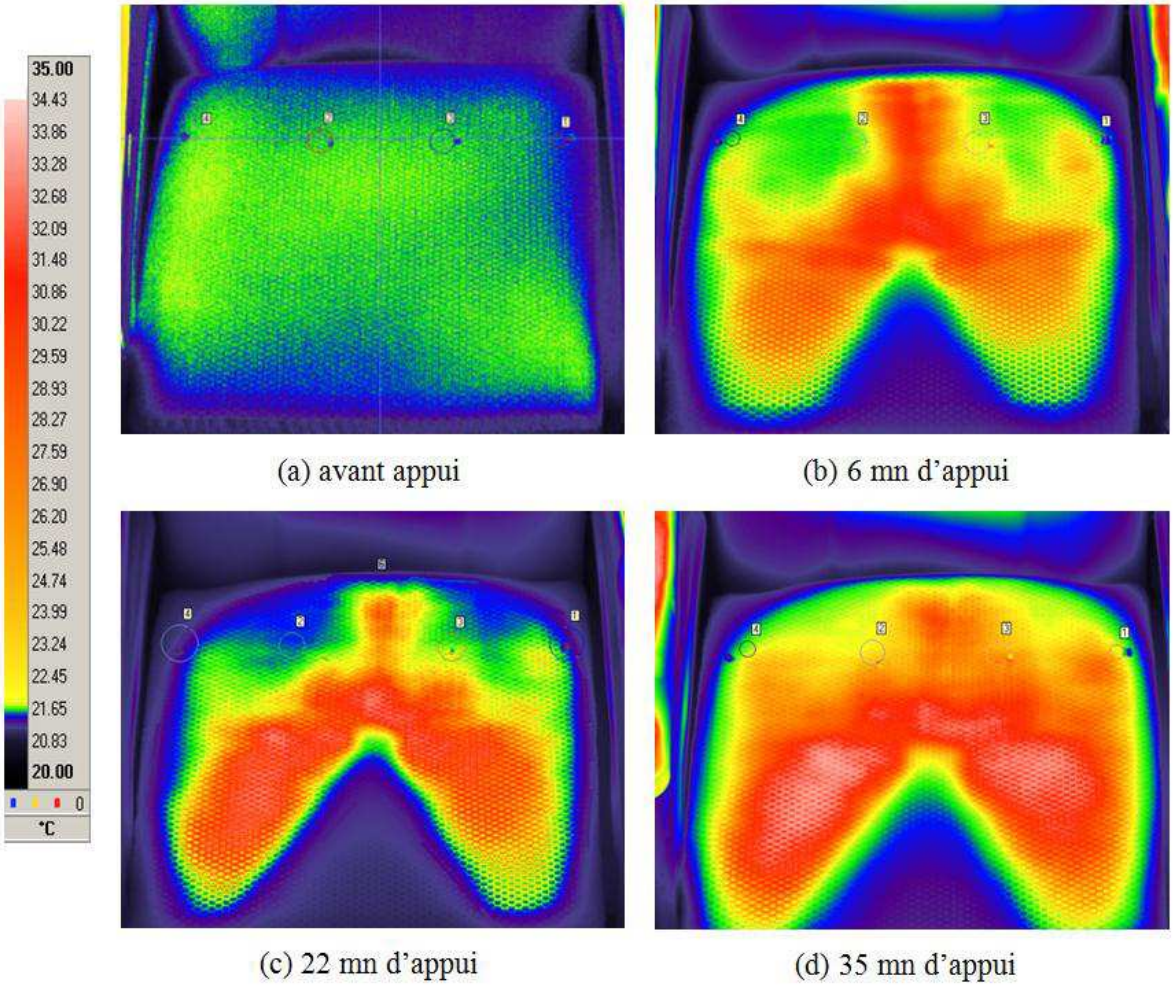


Figure 49 : Cartographies thermiques de la surface du coussin en Stimulite

Pour les différents cas étudiés, il a été observé une augmentation de la température au niveau de la surface du coussin. La zone chaude s'élargie en fonction du temps pour atteindre une valeur maximale de 34 ,67 °C pour t = 35 s. Cette augmentation est due à l'effet de la conduction de chaleur à travers le coussin qui est en contact direct. Le sens du flux thermique va du corps du sujet A à 34 °C vers le coussin qui est le plus froid (T = 22 °C).

L'élévation des températures des 6 zones de mesure au cours de l'essai (sujet A assis pendant 35 mn sur le coussin) est représentée ci-dessous *(Figure 50)*. La température initiale est de 21,9 °C au niveau de la surface du coussin. La température augmente avant de se stabiliser à partir de 25 minutes environ. L'élévation de température la plus importante se trouve dans la zone correspondante à l'ischio-jambiers. La température de cette zone augmente d'environ 11,9 °C pour atteindre une température maximale de 33,8 °C à 35 minutes, alors que celle de l'ischion atteint 31,4°C et celle du trochanter atteint 31,1 °C.

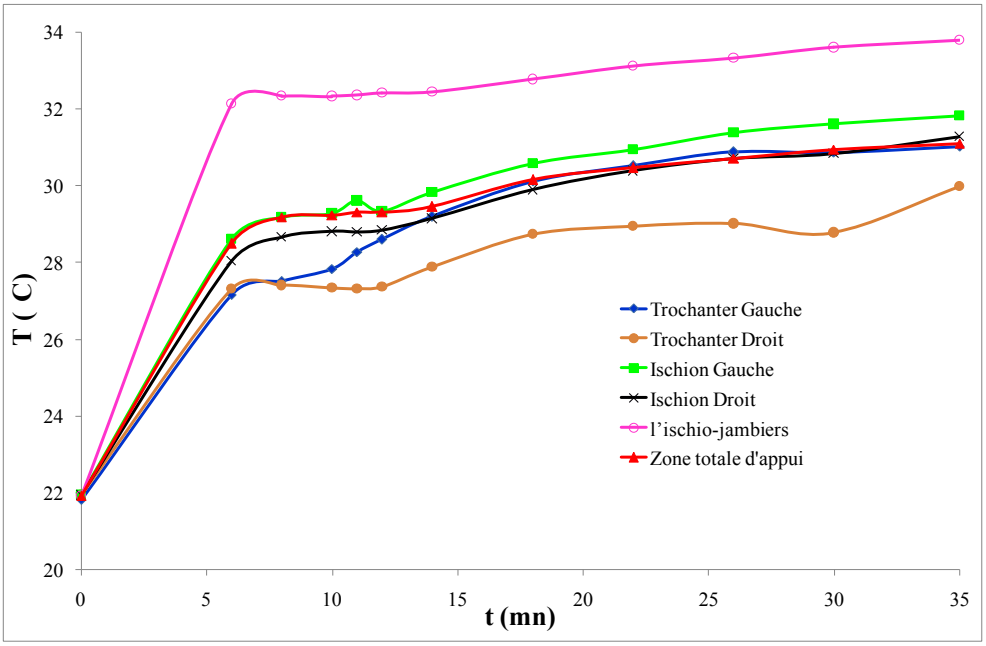


Figure 50 : Variation des températures des 6 zones d'étude du coussin en fonction du temps

Cette différence dans les zones d'échauffement est due aux appuis du corps sur le coussin. En effet, durant l'essai, les ischio-jambiers transmettent une quantité importante de la chaleur au coussin par conduction. En effet, l'ischio-jambiers est un groupe de muscles à savoir le muscle biceps fémoral, le muscle semi-tendineux et le muscle semi-membraneux. Ces muscles sont formés par des fibres musculaires limités par une membrane conjonctive où cheminent plusieurs vaisseaux sanguins. Lorsque les muscles sont relâchés (position assise

sans effort), le diamètre des vaisseaux sanguins augmente par dilatation de leurs fibres musculaires (vasodilatation). Cela permet le transfert ou l'échange de chaleur entre l'intérieur du corps et sa surface.

En revanche, l'ischion et le trochanter transmettent naturellement moins de chaleur pendant l'essai de 35 minutes car ce sont des parties osseuses recouvertes avec beaucoup moins de muscles que les ischio-jambiers. Les zones des ischions et des trochanters sont plus froides que celles des muscles. Ce qui pourrait être la cause de ces différences d'évolution de la température.

Il a également été observé une asymétrie évidente sur les cartographies thermiques du coussin ainsi que sur la figure 50. Il existe un écart important entre l'élévation des températures au niveau du trochanter gauche et du trochanter droit *(figure 51)*. En effet, après 35 minutes, la température du trochanter gauche augmente de 9,35 °C. Cependant, la température du trochanter droit augmente de 8,05 °C. Cette asymétrie est probablement due à l'anatomie du sujet A.

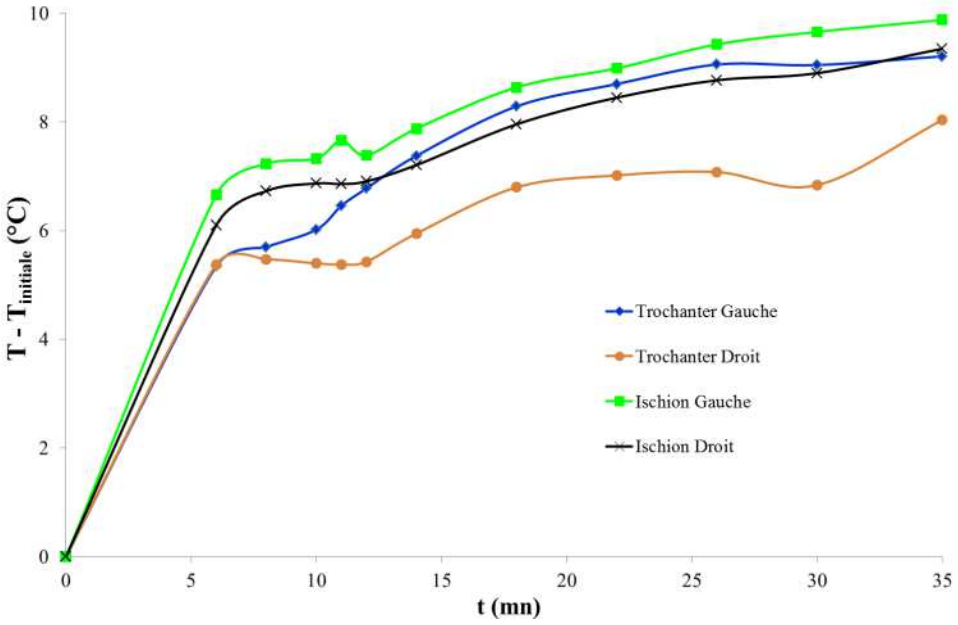


Figure 51 : Elévation des températures de 4 zones d'étude en fonction du temps

L'étude des cartographies thermiques du sujet A et l'analyse des variations des températures permettent de conclure que la répartition de température au niveau du coussin ne se fait pas de la même façon : elle n'est pas uniforme. Cela est peut-être dû à l'anatomie du sujet A et son côté d'appui dominant.

Il a été remarqué que le processus de la propagation de chaleur est un processus très long et qui nécessite un maintien de la posture pendant une longue durée. La thermographie infrarouge présente donc des limites d'utilisation puisque le sujet A doit se lever à chaque prise de mesure. Ce qui va ajouter un autre mode de transfert de chaleur qui est la convection avec l'air qui entoure le coussin. Ce mode de transfert ne peut pas être considéré comme négligeable.

Il sera donc intéressant de développer cette étude et de prédire l'évolution de la température de différents types de coussins et éventuellement de déterminer une corrélation entre la répartition thermique et la sensation du confort des sujets.

3.4. Conclusion : corrélation entre l'expérimental et le numérique

Les essais de compression réalisés avec la presse électromécanique sur le coussin Stimulite ont permis de relever des courbes liées au comportement mécanique du coussin. Les résultats ont révélé que la posture d'assise influe sur la valeur de la charge de compression. On peut comparer la courbe expérimentale avec celle des résultats numériques. Il est nécessaire de rappeler que le calcul numérique a été réalisé avec une seule couche et un demi-fessier de 40 Kg (400 N). Pour cette charge, le déplacement trouvé est de 33.6 mm *(voir figure 39)*.

Concernant l'expérimental, il faut considérer un effort de 80 Kg pour pouvoir comparer. Pour cette charge équivalente, le déplacement trouvé est de 38.6 mm, en considérant le Point de charge centré à 127 mm *(voir figure 44)*. On trouve donc une différence de 5 mm au niveau du déplacement, soit un écart de 13% entre l'expérimental et le numérique, mais pour deux conceptions de coussins différentes. On peut tout de même déduire que la version à une couche semble être plus rigide que le coussin Stimulite existant puisque le déplacement est moins important. L'étude numérique du coussin ne fait que commencer et doit se poursuivre.

L'étude par thermographie infrarouge se révèle très intéressante. Elle a mis en évidence l'existence d'un microclimat au niveau du coussin. Il existe probablement une relation entre la structure des tissus musculaires et l'élévation de la température. A l'inverse, la zone ischiatique est plus froide car on peut imaginer une hypoxie tissulaire plus forte à cet endroit liée aux parties osseuses enveloppées d'une masse musculaire moins importante. Cette méthode peut aussi s'avérer intéressante dans l'évaluation de la posture du patient. Elle peut révéler une asymétrie, comme il a été constaté après essais. Cependant, elle présente des limites par rapport à la prise de mesure qui n'est pas précise en présence du phénomène de convection car la personne se lève du fauteuil. Les valeurs des mesures sont indicatives. La corrélation avec le modèle numérique est en cours de réalisation. Les résultats ne seront pas réellement objectifs, puisque le modèle numérique est très différent du sujet A. Mais l'idée peut être par la suite d'effectuer cet essai avec un modèle de fessier biomécanique numérique mou proche du sujet A.

Conclusion générale et perspectives

L'étude du comportement mécanique du coussin en nid d'abeille a permis de mettre en évidence l'utilisation de deux méthodes efficaces pour améliorer la conception des coussins d'aide à la prévention des escarres : la simulation numérique par la méthode des éléments finis et la thermographie.

La méthode des éléments finis possède vraiment de nombreux atouts pour évaluer et optimiser le confort des coussins. Son application dans le milieu de l'automobile a déjà fait ses preuves quant à sa fiabilité. Il paraît indispensable de l'utiliser en complément d'études expérimentales pour vérifier la cohérence et la validité des résultats.

Pour notre projet, un fessier rigide pour la simulation numérique a été utilisé. Cependant, il pourrait être judicieux d'utiliser par la suite un modèle de fessier mou, tel que ceux abordés à la fin du premier chapitre, ceci afin d'avoir une vision plus précise à l'interface fessier/coussin. La décomposition structurelle du coussin Stimulite en nid d'abeille a permis de s'intéresser de plus près au cas isolé d'une alvéole pour mieux comprendre son comportement. L'inspection des phénomènes mécaniques internes comme les contraintes et les déformations, a révélé qu'il était possible de faire varier des paramètres fonctionnels tels que la section des parois, l'ajout de feuilles horizontales, la position et le diamètre des trous pour rendre plus ou moins rigide la structure d'assise. Le confort est dépendant de la rigidité du matériau qui garantit la fermeté et la stabilité du coussin. Les éléments finis peuvent donc contribuer à l'optimisation du confort d'assise en intervenant sur cette rigidité.

L'idée à présent est d'optimiser le coussin en nid d'abeille dans une démarche de valorisation du produit, de manière à présenter un nouveau coussin satisfaisant les besoins de l'utilisateur en fauteuil roulant. La conception d'un coussin d'aide à la prévention des escarres en une seule couche est possible et présente de nombreux avantages : optimisation du processus de fabrication, aération améliorée, facilité du nettoyage, coût…
Pour y arriver, la variation des paramètres fonctionnels des alvéoles précédemment cités est une solution. L'usage de nouveaux matériaux innovants dont les propriétés mécaniques sont

meilleures que le TPU peut contribuer également à cette valorisation produit et permettre d'améliorer le confort du coussin pour aider à la prévention des escarres.

L'étude du facteur extrinsèque du microclimat par simulation numérique est également possible. La thermodynamique est une étude qui doit être prise en compte dans l'évolution de ce projet par rapport à la composition alvéolaire perforée du coussin. Elle doit être simulée, et vérifier si après assise la température d'interface est proche des résultats expérimentaux. La thermodynamique doit aussi tirer les avantages de ce coussin. C'est pourquoi il est nécessaire de simuler par la méthode des éléments finis l'écoulement d'air à travers les couches du coussin, pour savoir si la ventilation du coussin Stimulite est suffisante pour éviter les effets de macération. La plupart des sièges automobiles sont en mousse polyuréthane. Les industriels du secteur automobile, de l'aviation, de l'ameublement devraient peut-être s'orienter vers ces solutions alvéolaires en TPU qui semblent mieux respirées. Mais cela reste encore à vérifier.

La deuxième méthode, la thermographie, a été peu utilisée dans l'étude du comportement mécanique des coussins pour fauteuils roulants. Certes cette méthode présente certaines limites, mais donne des indications très importantes sur la posture d'assise de l'individu en fauteuil roulant, et notamment sur son asymétrie, comme il a pu être constaté dans les essais. Cette méthode pourrait intéresser le milieu médical pour apporter une correction de la posture du patient.

Elle permet également d'étudier la répartition de la température par zones sur le coussin et d'analyser la propagation de cette température dans le matériau. Des études comparatives avec 2 autres coussins en mousse polyuréthane et mousse viscoélastique ont été menées. Les résultats sont en cours d'analyse et permettront de positionner le coussin stimulite par rapport à sa conception et à la nature de son matériau. La housse du coussin Stimulite devrait également être considérée afin de voir son incidence sur le microclimat.

Pour améliorer l'efficacité des mesures de la température au niveau de l'assise, une solution est d'adapter un système utilisant des thermocouples. L'avantage est que la personne reste toujours assise et n'a pas besoin de se lever pour enregistrer les cartographies de température. L'enregistrement des mesures se fait instantanément et en temps réel.

Enfin, la complexité du coussin a rendu difficile la possibilité de pouvoir corréler les résultats numériques et expérimentaux. Pour la partie numérique, il a été nécessaire d'homogénéiser la totalité du coussin. Un écart de 13% a été trouvé dans la différence des déplacements entre le modèle expérimental et le modèle numérique. D'autres essais comparatifs devront être réalisés pour optimiser le coussin à une couche (pression, cisaillement) et se rapprocher du comportement mécanique du coussin Stimulite.

Annexe A

(Totalité de la bibliographie disponible sur CD au CNAM de Paris)

Bibliographie du confort d'assise sur coussin en fauteuil roulant

Documents - Publications - Ouvrages scientifiques

Noms / Auteurs	Titre biblio	Publication / Entité	Date	Thèmes abordés - Points intéressants - Conclusion
Reenalda J. et al	Analysis of healthy sitting behavior: Interface pressure distribution and subcutaneous tissue oxygenation	Journal of Tissue Viability	2009	Analyse du comportement de la position d'assise de 25 hommes valides en mesurant la pression d'interface et l'oxygénation des tissus sous-cutanés. Changement de position 7,8 fois par heure afin de soulager les tissus sous-cutanés. 80% des mouvements se font dans le plan sagittal et 20% dans le plan frontal.
Camprubi N. et Rueda F.	Comfort Evaluation of Foam Seats Using Realistic Simulation	INSIGHTS	2008	Evaluation du confort d'un siège d'automobile en mousse polyuréthane à l'aide d'une analyse par éléments finis. Application d'une charge sur une forme test de fesses pour récupérer la courbe Force Vs déplacements et étude de la répartition de la pression. La courbe numérique corrèle avec l'expérimental.
Siefert A. , Pankoke S. et Wöllel H. P	Virtual optimisation of car passenger seats: Simulation of static and dynamic effects on drivers' seating comfort	International Journal of Industrial Ergonomics	2008	Evaluation par l'utilisation des éléments finis du confort statique et dynamique entre un siège d'automobile et un modèle humain modélisé numériquement (CASIMIR) pour améliorer le développement process des sièges pour véhicules. Comparaison et corrélation des résultats numériques et expérimentaux en statique et dynamique. Analyse de la position de l'articulation de la hanche et de la répartition de la pression.
Verver M.M et al	Aspects of seat modelling for seating comfort analysis	Applied ergonomics	2005	Analyse du confort et du développement des sièges d'automobile par la méthode des éléments finis à l'aide de modèles numériques (sous MADYMO) de fessiers et de dos reprenant les formes en bois pour les tests de chargement. Etude et comparaison numérique/expérimentale des courbes Force Vs Déplacement.
Ferguson-Pell M.	Seat cushion selection	Journal of Rehabilitation Research & Development	1990	Guide pratique pour la sélection d'un coussin de fauteuil roulant suivant ses propriétés. Pas de coussin universel. Discussion des facteurs d'inconfort (pression, cisaillement, humidité, température, stabilité), des contraintes dans les tissus sous-cutanés, de la prévention des escarres en relation avec l'anatomie et la position du patient, présentation du coussin anatomique et du coussin modulaire (4 couches). Beaucoup de paramètres rendent la sélection d'un coussin difficile. Le coussin doit être si possible prescrit simultanément avec le fauteuil roulant.
Ferguson-Pell M.	Thermodynamic rigid cushion loading indenter: a buttock-shaped temperature and humidity measurement system for cushioning surfaces under anatomical compression conditions	Journal of Rehabilitation Research & Development	2009	Description d'une méthode pour mesurer les caractéristiques de dissipation de chaleur et d'humidité sur 32 coussins de fauteuils roulants soumis à des tests de chargements pendant 2H. Classification par groupe des différents coussins suivant une analyse de résultats des mesures de dissipation de la température et d'humidité. Pas de lien entre les propriétés des coussins et les propriétés de dissipation thermique. Sur les 32 coussins testés, 7 (22%) dissipent peu la chaleur et l'humidité, et 4 (12%) dissipent une chaleur et humidité élevée.
Ferrarin M. et Al	Comparative biomechanical evaluation of different wheelchair seat cushions	Journal of Rehabilitation Research & Development	2000 B	Etude comparative de 4 coussins anti-escarres par 30 utilisateurs différents répartis en 3 groupes : sujets paraplégiques, neurologiques et personnes âgées, qui évalue la répartition de la pression, la surface de contact d'assise et la posture. Les résultats n'ont pas montré de différences pour les 4 coussins dans la réduction du pic de pression. Parmi les 3 groupes, les personnes âgées ont la pression moyenne la plus élevée et la surface de contact la plus faible alors que les paraplégiques présentent les plus hauts pics de pression. Les pics de pression se trouvent sous les tubérosités ischiatiques pour 3 coussins et sous les grands trochanters pour 1.

Doc - Publication scientifique | Thèses - Mémoires - cours | Norme - Brevets - Internet

Annexe B

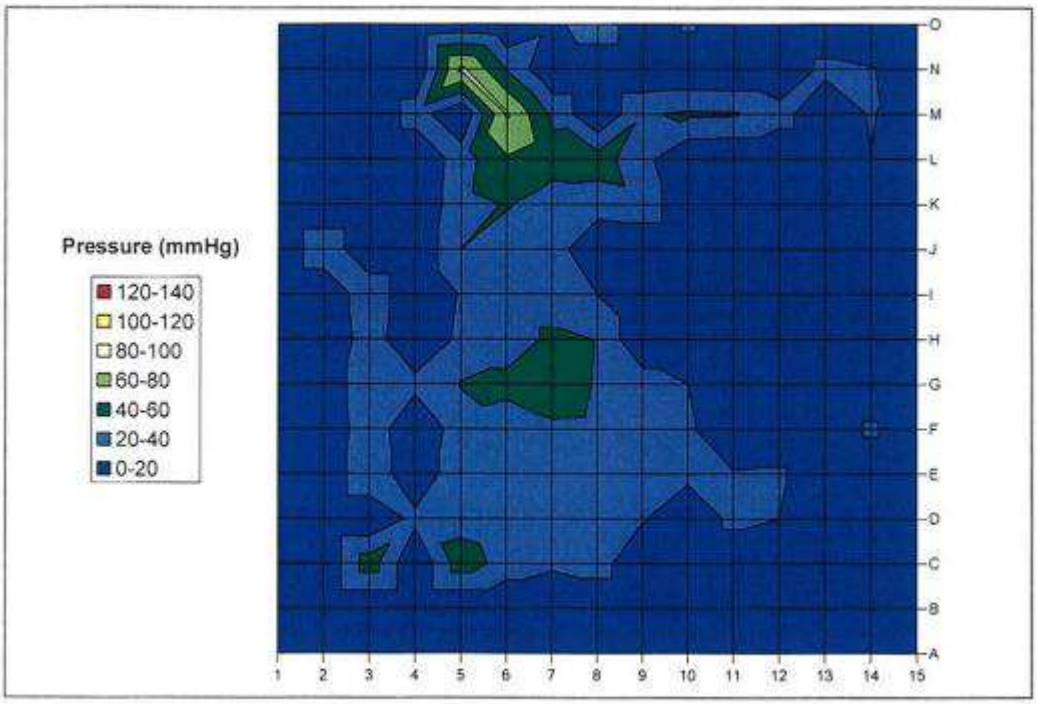
Principales fonctionnalités et caractéristiques physiques des coussins

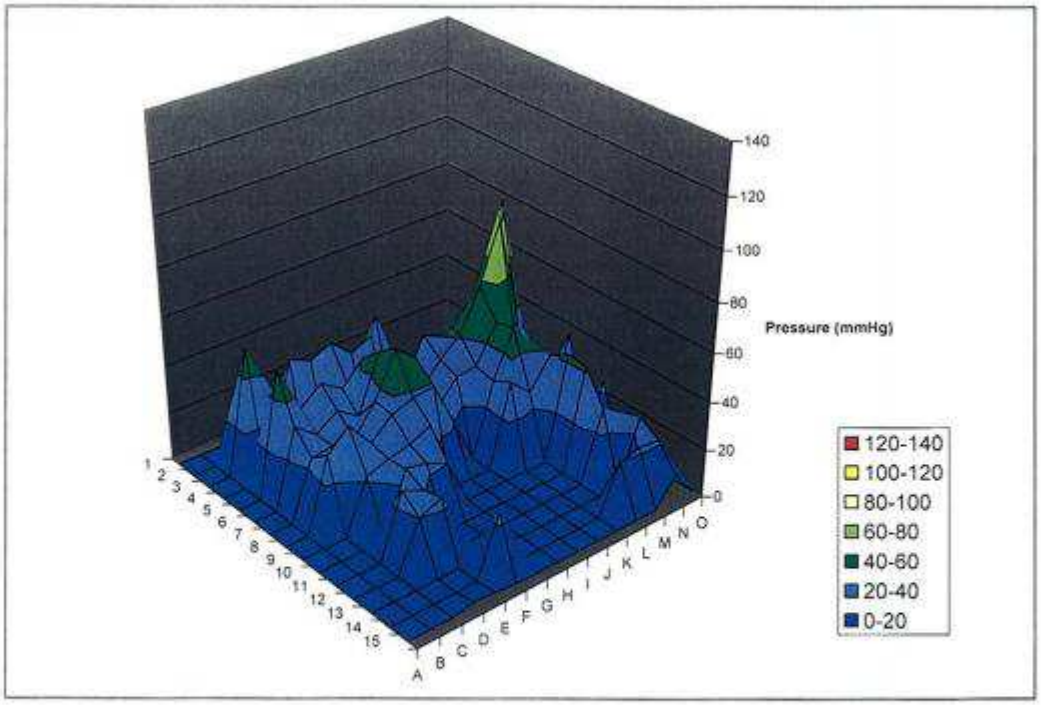
Comparaison des quatre modèles de sélection des coussins

SÉLECTION	SELON LES FONCTIONNALITÉS			SELON LES CARACTÉRISTIQUES PHYSIQUES
	Plusieurs fonctionnalités		**Fonctionnalité spécifique**	
Modèles	Ferguson-Pell [1990]	Staarink [1995]	MDA [1997]	Sprigle [2001]
Objectifs et méthode	Évaluer les facteurs qui : • affectent le confort; • déterminent la stabilité; • minimisent le risque de plaies de pression.	Évaluer la performance des coussins à l'aide d'un mannequin instrumenté avec des capteurs sur les ischions. Caractéristiques liées aux conditions de charge de l'assise, aux transferts (de poids et de l'utilisateur), à l'entretien et à la durabilité testées sur 5 catégories de coussins selon le risque de formation de plaies de pression : • faible; • moyen; • moyen avec transpiration excessive; • élevé avec transpiration excessive; • élevé avec incontinence. Comparaison de 17 coussins.	Mesurer la répartition de la pression sous l'ischion (mesure statique). Comparaison de 23 coussins de sièges (19 statiques et 4 dynamiques). Coussin de référence : coussin plat en mousse PVC de 7 cm.	Établir une terminologie uniforme pour définir et décrire les coussins et leurs recouvrements (matériaux et composants). Inspection effectuée sur 225 coussins de sièges offerts sur le marché nord-américain.
Résultats	Facteurs déterminant le choix d'un coussin : • Le confort : • répartition des contraintes sur les tissus mous; • accumulation de l'humidité et de la chaleur; • instabilité posturale. • La fonctionnalité : • degré de stabilité; • poids; • propriétés relatives à la friction; • épaisseur; • coût; • durabilité et entretien; • apparence. • La sécurité : • répartition des contraintes sur les tissus mous; • degré de stabilité; • propriétés relatives à la friction; • accumulation de l'humidité et de la chaleur; • durabilité et exigences en matière d'entretien; • inflammabilité. (Ces facteurs sont décrits dans le tome 2 du rapport Aissaoui.)	Classification des paramètres selon les fonctions relatives à : • la position assise; • l'humidité et la chaleur; • l'action de s'asseoir dans le fauteuil et d'en sortir; • le transport (poids, dimensions, portabilité, etc.); • l'entretien; • la durabilité; • la fiabilité; • la sécurité et la résistance au feu. Détermination des seuils minimaux requis pour les 5 catégories de coussins selon : • la qualité de la répartition de la pression; • le facteur de régulation d'humidité. (Les paramètres et leur pertinence sont décrits dans le tome 1 du rapport Aissaoui.)	Classification des coussins en 3 classes : A. coussins n'offrant aucune différence significative avec le coussin de référence plat en PVC; B. réduction significative de la pression ischiatique par rapport à la classe A; C. réduction significative de la pression ischiatique par rapport à la classe B. (Les résultats de cette étude sont présentés à la section 3.8.4.1 du présent document.)	Classification selon : • les matériaux de fabrication du coussin; • les matériaux de recouvrement du coussin; • le poids; • les dimensions globales; • les hauteurs relatives au contour; • la hauteur du contour avec et sans mise en charge. (L'article de Sprigle *et al.* intitulé *Development of uniform terminology and procedures to describe wheelchair cushion characteristics* peut être consulté en annexe du tome 2 du rapport Aissaoui.)

Annexe C

Comparaison de la répartition de la pression entre un coussin Stimulite Classic et un coussin Jay

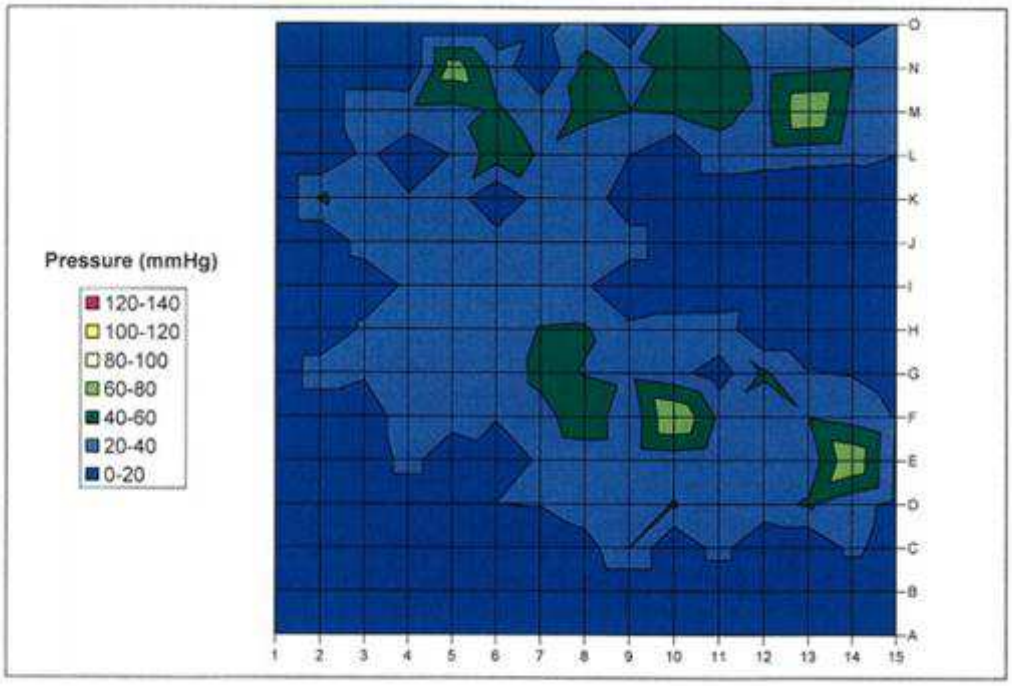


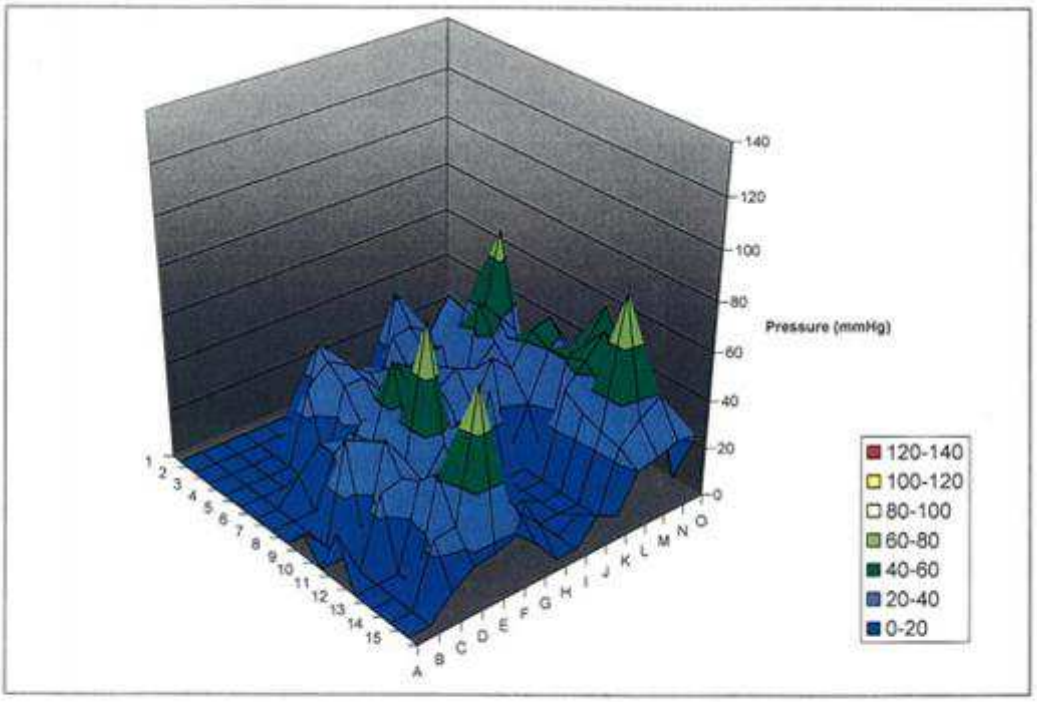


Comparative Stimulite Classic testing at Mary Free Bed Hospital: Pressure mapping of case 1 with Jay cushion.

Annexe C

Comparaison de la répartition de la pression entre un coussin Stimulite Classic et un coussin Jay

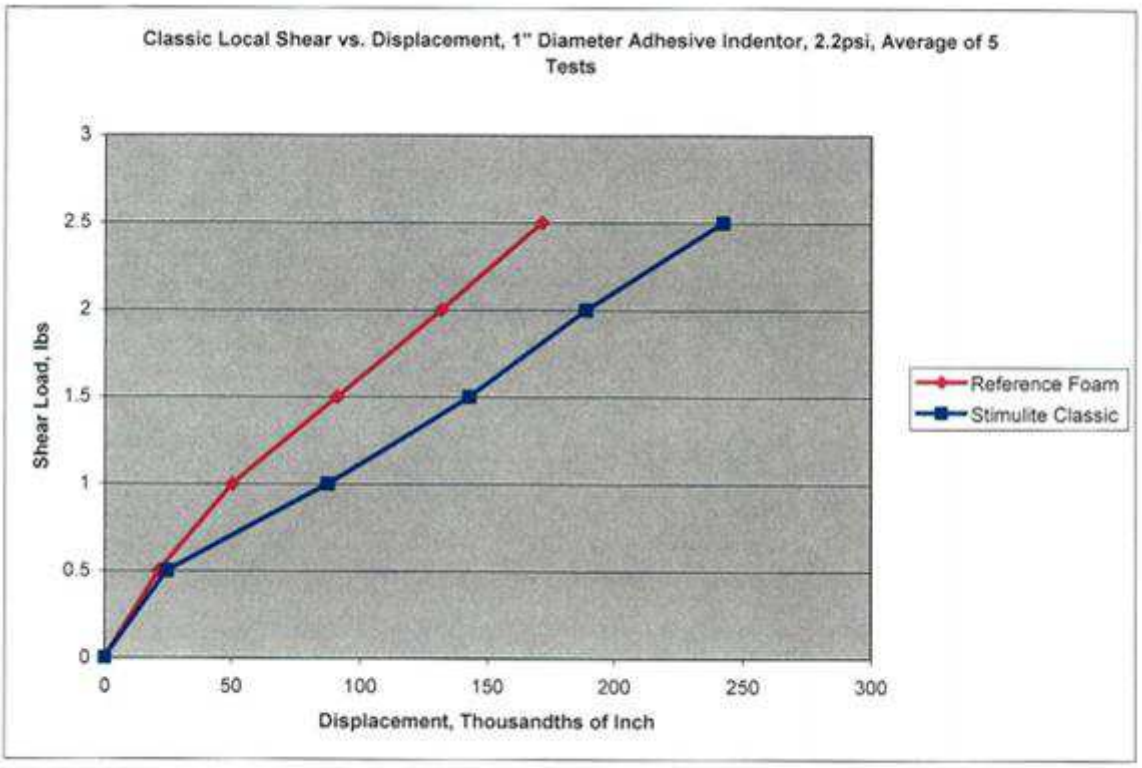




Comparative Stimulite Classic testing at Mary Free Bed Hospital: Pressure mapping of case 1 Stimulite Classic cushion.

Annexe C

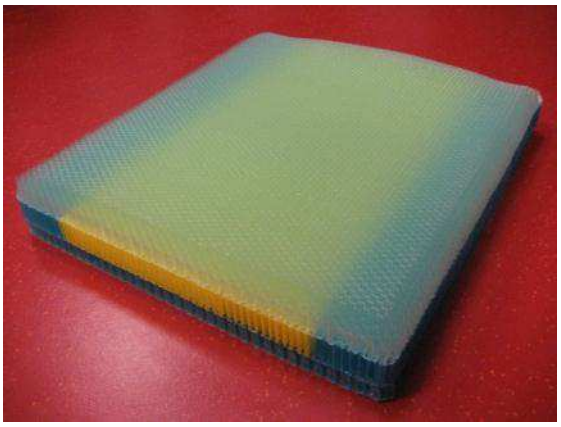
Comparaison cisaillement local entre le coussin Stimulite Classic et de la mousse

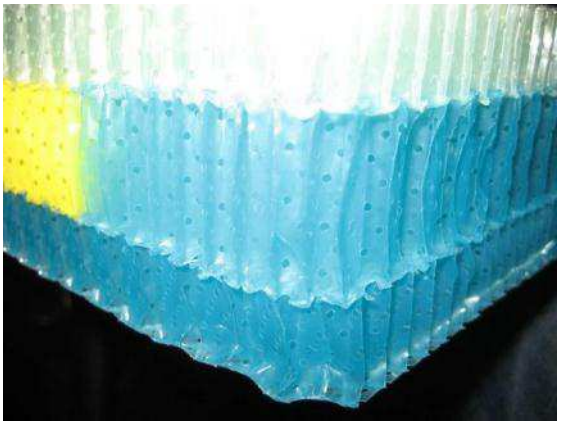


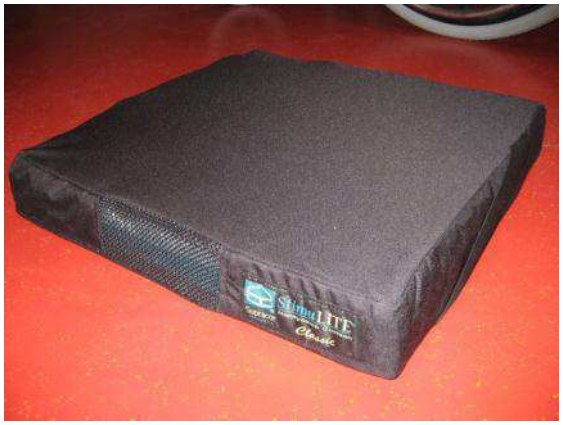
Stimulite Classic Local Shear vs. Displacement

Annexe D

Photos du Coussin Stimulite Classic récupéré pour l'étude comportementale







Annexe E

Comparatifs des propriétés mécaniques entre le PEBAX et le TPU

LIGHTEST THERMOPLASTIC FOR SHOES

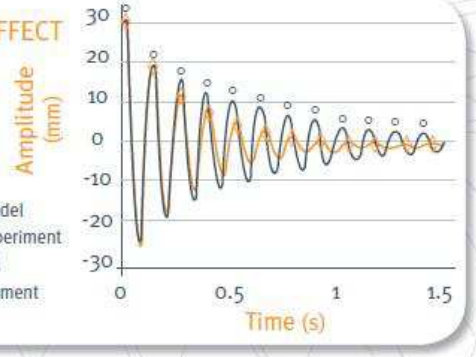
Pebax® has a very low density that allows the design of lighter parts.
Pebax® is ideal for outsoles, offering resilience to repeated stress, along with resistance to distortion and deformation.
Choosing and using Pebax® will save 20% weight on the plastic components.

Polymer Type	Pebax® Density	Polyester Elastomers (COPE) Density	Thermoplastic Urethanes (TPU) Density
Soft Grades	1.01	1.18 - 1.20	1.21 - 1.25
Rigid Grades	1.02	1.22 - 1.26	1.25 - 1.26

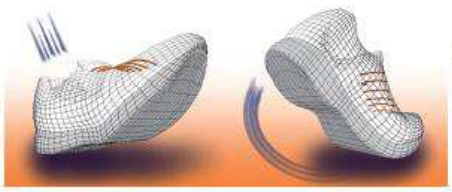
EXCEPTIONAL DYNAMIC PROPERTIES

Pebax® has the lowest energy loss factor of all thermoplastic elastomers, which means Pebax® has the best energy return and an unbeatable flex fatigue resistance (resistance to solicitations and preservation of properties).

• SPRING EFFECT

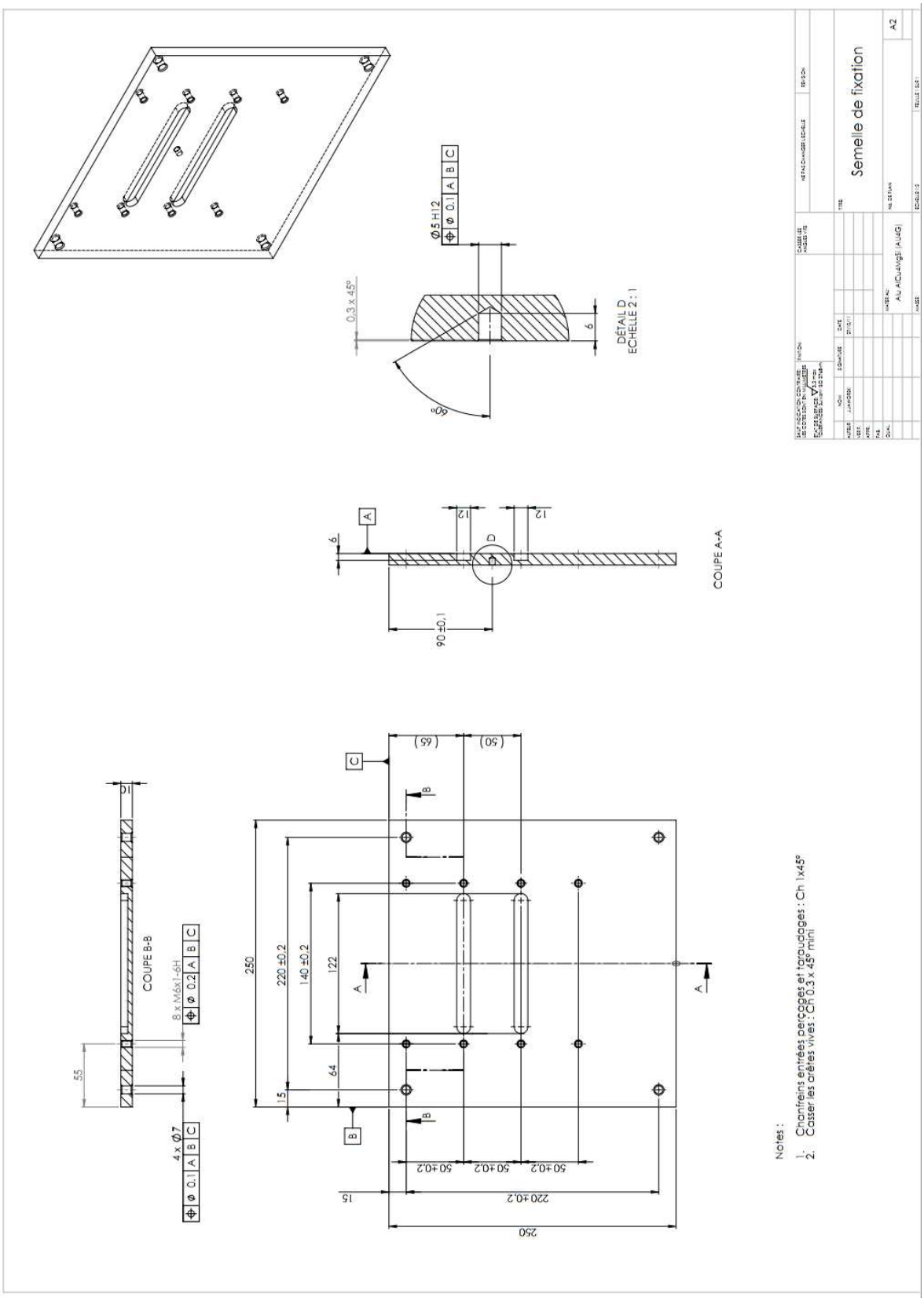


• ENERGY RETURN



Annexe F

Plan semelle de fixation en aluminium



Bibliographie

Ouvrages :

[AISS 11] AISSAOUI R., 2011. *Positionnement au fauteuil roulant*. Elsevier Masson.

[COOP 98] COOPER R., 1998. *Wheelchair selection and configuration.* Demos Medical Publishing.

[GIBS 97] GIBSON L.J., ASHBY M., 1997. *Cellular solids - Structures & Properties*. Cambridge University press.

[GOUB 03] GOUBEL F., LENSEL-CORBEIL G., 2003. *Biomécanique: éléments de mécanique musculaire.* Masson.

[OMS 08] OMS., 2008. *Guide pour les services de fauteuils roulants manuels dans les régions à faibles revenus*. Organisation Mondiale de la Santé.

[SCHU 10] SCHUENKE M., et Al., 2010. *General Anatomy and Musculoskeletal System (THIEME Atlas of Anatomy).* Thieme.

[STAA 95] STAARINK H.A.M., 1995. *Sitting posture, Comfort and Pressure: assessing the quality of wheelchair cushions.* Delft University Press.

[TAIN 08] TAINE J., 2008. *Transferts thermiques : Introduction aux transferts d'énergie.* Dunod

Compte-rendu/Rapports de Tests : .

[AKIN 11] AKINS J. S., BRIENZA D., KARG P., 2011. *Development of a low-shear, cool cushion.* RERC SCI - Pittsburgh University.

[DUMA 07] DUMAS C., 2007. *Positionnement actif en fauteuil roulant.* AFM Aides techniques.

[EWER 04] EWERS B. J., PARKER D. O., 2004. *Investigation of Supracor Stimulite Wheelchair Cushions.* EXPONENT Failure Analys Associates.

[MACG 10] Mac GREGOR L., 2010. *Prévention des escarres: pression, cisaillement, friction et microclimat en contexte.* Analyse Internationale.

[SIEK 08] SIEKMAN A., 2008. *Wheelchair Cushion Interface Pressure Comparisons.* The comfort company.

Publications :

[AGUD 09] AGUDO et Al., 2009. *Comparative study of pressure distribution at the user-cushion interface with different cushions in a population with spinal cord injury.* Clinical Biomechanics.

[AKIN 11] AKINS J.S, et Al., 2011. *Interface shear and pressure characteristics of wheelchair seat cushions*. Journal of Rehabilitation Research & Development.

[BARB 91] BARBENEL J.C., 1991. *Pressure management.* Prosthetics and Orthotics International.

[BENN 04] BENNETT G., 2004. *The cost of pressure ulcers in the UK*. Age and Ageing.

[CAMP 08] CAMPRUBI N., RUEDA F., 2008. *Comfort Evaluation of Foam Seats Using Realistic Simulation.* INSIGHTS.

[DUSS 04] DUSSAULT F.P., 2004. Les *Aides Techniques à la Posture. (ATP Québec).* AETMIS.

[FERG 09] FERGUSON-PELL M., 2009. *Thermodynamic rigid cushion loading indenter: a buttock-shaped temperature and humidity measurement system for cushioning surfaces under anatomical compression conditions*. Journal of Rehabilitation Research & Development.

[FERG 90] FERGUSON-PELL M., 1990. *Seat cushion selection.* Journal of Rehabilitation Research & Development.

[FERR 00] FERRARIN M., et Al., 2000. *Comparative biomechanical evaluation of different wheelchair seat cushions.* Journal of Rehabilitation Research & Development.

[FERR 00] FERRARIN M., LUDWING N., 2000. *Analysis of thermal properties of wheelchair cushions with thermography.* Medical & Biological Engineering & Computing.

[GRUJ 09] GRUJICIC M., et Al., 2009. *Seat-cushion and soft-tissue material modeling and a finite element investigation of the seating comfort for passenger-vehicle occupants.* Material and Design.

[IIZA 09] IIZAKA S., et Al., 2009. *Influence of the ''hammock effect'' in wheelchair cushion cover on mechanical loading ver the ischial tuberosity in an artificial buttocks model.* Journal of Tissue Viability.

[LIND 04] LINDER-GANZ E., GEFEN A., 2004. *Mechanical compression-induced pressure sores in rat hindlimb: muscle stiffness, histology, and computational models*. J Appl Physiol.

[LIND 05] LINDER-GANZ E., et Al., 2005. *Real-time finite element monitoring of internal stresses in the buttock during wheelchair sitting to prevent pressure sores: verification and phantom results.* INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMPUTATIONAL BIOENGINEERING.

[LIND 07A] LINDER-GANZ E., GEFEN A., 2007 A. *The Effects of Pressure and Shear on Capillary Closure in the Microstructure of Skeletal Muscles*. Annals of Biomedical Engineering.

[LIND 07B] LINDER-GANZ E., et Al., 2007 B. *Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: a combined experimental-MRI and finite element approach.* Journal of biomechanics.

[LIND 08] LINDER-GANZ E., et Al., 2008. *Strains and stresses in sub-dermal tissues of the buttocks are greater in paraplegics than in healthy during sitting.* Journal of biomechanics.

[LIND 09] LINDER-GANZ E., et Al., 2009. *Real-Time Finite Element Monitoring of Sub-Dermal Tissue Stresses in Individuals with Spinal Cord Injury: Toward Prevention of Pressure Ulcers.* Annals of Biomedical Engineering.

[MAKH 07] MAKHSOUS M. et Al., 2007. *Finite element analysis for evaluation of pressure ulcer on the buttock: development and validation.* IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering.

[MONT 05] MONTMAYEUR N., MARCA C., et Al., 2005. *Virtual Seat comfort Assessment.* VDI Congress BMW & ESI Groups.

[PIPK 08] PIPKIN L., SPRIGLE S., 2008. *Effect of model design, cushion construction, and interface pressure mats on interface pressure and immersion.* Journal of Rehabilitation Research & Development.

[PORT 11] PORTNOY S., et Al., 2011. *Clinically oriented real-time monitoring of the individual's risk for deep tissue injury.* Medical & Biological Engineering & Computing.

[RAGA 02] RAGAN R., et Al., 2002. *Seat-Interface Pressures on Various Thicknesses of Foam Wheelchair Cushions: A Finite Modeling Approach.* Archives of physical medicine and rehabilitation.

[REEN 09] REENALDA J., et Al., 2009. *Analysis of healthy sitting behavior: Interface pressure distribution and subcutaneous tissue oxygenation.* Journal of Tissue Viability.

[SHEC 01] SHECHTMAN O., et Al., 2001. *Comparing wheelchair cushions for effectiveness of pressure relief: A pilot study.* Occupational Therapy Journal of Research.

[SIEF 08] SIEFERT A., PANKOKE S., WÖLFEL H. P., 2008. *Virtual optimisation of car passenger seats: Simulation of static and dynamic effects on drivers' seating comfort.* International Journal of Industrial Ergonomics.

[SPRI 01] SPRIGLE S., et Al., 2001. *Development of uniform terminology and procedures to describe wheelchair cushion characteristics.* Journal of Rehabilitation Research & Development.

[SPRI 90] SPRIGLE S., et Al., 1990. *Reduction of sitting pressures with custom contoured cushions.* Journal of Rehabilitation Research & Development.

[SPRI 92] SPRIGLE S., 1992. *The Match Game: Material characteristics of wheelchair cushions are as varied as the needs of wheelchair riders.* Team Rehab Report.

[STOC 09] STOCKTON L., RITHALIA S., 2009. *Pressure-reducing cushions: Perceptions of comfort from the wheelchair users' perspective using interface pressure, temperature and humidity measurements.* Journal of Tissue Viability.

[TREW 11] TREWARTHA M., STILLER K., 2011. *Comparison of the pressure redistribution qualities of two air-filled wheelchair cushions for people with spinal cord injuries.* Australian Occupational Therapy.

[VERV 04] VERVER M. M. et Al., 2004. *A finite element model of the human buttocks for prediction of seat pressure distributions.* Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.

[VERV 05] VERVER M. M., et Al., 2005. *Aspects of seat modelling for seating comfort analysis.* Applied ergonomics.

[WAGN 08] WAGNAC Eric L., et Al., 2008. *A new method to generate a patient-specific finite element model of the human buttocks.* Transactions on biomedical engineering.

[YUEN 01] YUEN H. K., GARRETT D., 2001. *Comparison of three wheelchair cushions for effectiveness of pressure relief.* The American Journal of Occupational Therapy.

Thèses, mémoires, cours :

[AISS 07] AISSAOUI R., 2007. *Présentation et introduction aux systèmes de mesure de pression et aides techniques à la posture.* Université Québec - Ecole de technologie supérieure.

[AJDA 08] AJDARI A., 2008. *Mechanical Behavior of Cellular Structures: A Finite Element Study.* Northeastern University, Boston Massachusetts.

[BEAU 09] BEAUDETTE P-L., 2009. *Personnalisation des Propriétés Mécaniques des Tissus Mous du Fessier Humain par Méthodes d'Eléments Finis et Expérimentations in Vivo.* Ecole polytechnique de Montréal.

[BEDA 99] BEDARD-PHAN E., Design de Coussins de Fauteuil Roulant à L'Aide d'un Modèle Biomécanique. Ecole polytechnique de Montréal.

[BIRO 00] BIRON M., 2000. *Elastomères Thermoplastiques TPE (AM3400).* Techniques de l'ingénieur.

[COLL 00] COLLETTE D., 2000. *Feuilles et films de polyuréthane thermoplastique (TPU).* Techniques de l'ingénieur.

[LAUR 11] LAURENT H., 2011. *Mécanique des milieux continus*. Université de Bretagne Sud

[MEFF 07] MEFFRE R., 2007. *Conception et réalisation d'une instrumentation dédiée à la prédiction du confort d'assise et à la prévention des escarres.* Thèse, INSA de Lyon.

[LEST 03] LESTRIEZ P., *Modélisation numérique du couplage thermo-mécanique-endommagement en transformations finies. Application à la mise en forme*. Université technologique de Troyes.

[QI 04] QI H.J., BOYCE M.C., 2004. *Stress-strain behavior of thermoplastic polyurethanes.* Massachusetts Institute of Technology.

[SPIN 09] SPINAL OUTREACH TEAM., 2009. *Seating systems for people with spinal cord injury*. Queensland Spinal Cord Injury Service.

[VERV 04] VERVER M.M., 2004. *Numerical tools for comfort analyses of automotive seating*. Thèse, Eindhoven University.

[XIE 10] XIE X., 2010. *Combined Musculo-Skeletal Multi-Body Dynamics/Finite Element Analysis of Several Ergonomics and Bio-Mechanics Problems.* Thèse,Clemson University.

Norme :

[NORM ISO] ISO – International standard. Norme ISO 16840-2 (2007): Sièges de fauteuils roulants – Partie 2: Détermination des caractéristiques physiques et mécaniques des dispositifs de répartition de pression – Coussin d'assise. Genève – Suisse.

Brevets :

[LAND 97] LANDI CURTIS L., WILSON S.L., 1997. *Contoured seat cushion comprised of honeycomb cores*. Supracor.

[LAND 91] LANDI CURTIS L., WILSON S.L., 1991. *Resilient panel having anisotropic flexing characteristics and method of making same.* Supracor.

Pour la page d'un site web :

[WEB 01] Le site de référence de l'escarre. Tout ce qui traite de l'escarre.
Disponible sur :
<http://www.escarre.fr/>

[WEB 02] USATechguide : Tests et avis US coussins fauteuils roulants.
Disponible sur :
<http://www.usatechguide.org/>

[WEB 03] Forum qui traite du coussin stimulite.
Disponible sur :
<http://www.alarme.asso.fr/>

[WEB 04] Présentation et informations sur l'ensemble des coussins SUPRACOR.
Disponible sur :
<http://www.supracor.com/>

[WEB 05] Présentation du capteur de pression textile et de biomécanique numérique Disponible sur :
<http://www.texisense.com/>

[WEB 06] Présentation d'un modèle humain 3D humain disponible sur :
<http://www.zygote.com/>
<http://www.3dscience.com/humanfactors/index.php>
<http://www.zygotebody.com/>

[WEB 07] <http://www2.basf.us/urethanechemicals/tpu/industries_health.htm>
<http://www.stevensurethane.com/index.html>
<http://www2.basf.us/urethanechemicals/pdfs/tpu/tputechbulletins/tpu1100series/1185a10.pdf>

[WEB 08] <http://www.pebax.com/sites/pebax/en/home.page>
<http://www.pebax.com/pdf/pebax/en/fiche_pebax_sport_2007.pdf>

Liste des figures

Figure 1 : Anatomie du bassin 11
Figure 2 : Structure musculaire du fessier 12
Figure 3 : Composition de la peau 12
Figure 4 : Description d'un fauteuil roulant 15
Figure 5 : Position d'assise ergonomique 16
Figure 6 : Transmission des forces d'assise 17
Figure 7 : Pression conduisant à l'ischémie 19
Figure 8 : Définition de la pression 20
Figure 9: Déformation tissulaire résultant de la pression 20
Figure 10 : Modification proposée à la courbe pression-durée d'application de Reswick et Rogers 21
Figure 11 : Contrainte de cisaillement 22
Figure 12 : La force de friction 22
Figure 13 : Effet des contraintes de cisaillement sur les couches de tissu corporel 23
Figure 14 : Types de coussins d'aide à la prévention d'escarres 26
Figure 15 : Présentation des caractéristiques du nid d'abeille Stimulite 28
Figure 16 : Architecture matricielle du nid d'abeille 29
Figure 17 : La nappe de pression 31
Figure 18 : Méthode pour mesurer les caractéristiques de dissipation de chaleur et d'humidité 34
Figure 19 : Mesure des contraintes de cisaillement et de pression d'interface suivant le déplacement 34
Figure 20 : Modèles fessiers numériques développés par Verver (à gauche) et Linder-Ganz (à droite) 36
Figure 21 : Evaluation du confort d'un siège automobile en mousse polyuréthane par la méthode des éléments finis 39
Figure 22 : Récupération de la zone fessière sur modèle Zygote 40
Figure 23 : Coussin plat Stimulite modèle Classic 42
Figure 24 : Décomposition des couches du coussin plat Stimulite Classic 42
Figure 25 : Couche bleue claire transparente N°4 sur la partie supérieure du coussin 43
Figure 26 : Structure des alvéoles d'un échantillon Stimulite SBS-2 44

Figure 27 : Description de la géométrie de l'alvéole non perforée 45
Figure 28 : Comparaison de la force résultante RF_3 par la méthode implicite et explicite pour l'alvéole non perforée 46
Figure 29: Comparaison des isovaleurs des contraintes von Mises par la méthode implicite et explicite pour l'alvéole non perforée 47
Figure 30 : Isovaleurs des déformations pour l'alvéole non perforée 48
Figure 31 : Force résultante RF_3 en explicite pour l'alvéole perforée 51
Figure 32 : Comparaison des courbes Forces VS Déplacement 51
Figure 33 : Isovaleurs des contraintes von Mises pour l'alvéole perforée 52
Figure 34 : Isovaleurs des déformations von Mises pour l'alvéole perforée 53
Figure 35 : Comparaison des isovaleurs des contraintes von Mises suite au changement du diamètre des trous 54
Figure 36 : Comparaison des isovaleurs des contraintes von Mises suite au changement de la disposition des trous 55
Figure 37 : Comparaison des isovaleurs des contraintes von Mises suite au changement d'épaisseur des sections 56
Figure 38 : Comparaison des isovaleurs des contraintes von Mises de l'alvéole sandwich avec l'alvéole de référence 57
Figure 39 : Déplacement des alvéoles du coussin : 33,6 mm pour un poids de 40 Kg 59
Figure 40 : Conception et réalisation d'un prototype en bois du modèle fessier RCLI 61
Figure 41 : Essai de chargement sur coussin pour mesurer les déplacements 62
Figure 42 : Essai de compression sur coussin Stimulite avec presse électromécanique INSTRON 62
Figure 43 : Localisation du Point de Charge distant de 127 mm de l'arête arrière du RCLI (Norme ISO 16840-2) 63
Figure 44 : Comparaison des essais n°1, n°2 et n°3 pour la première mesure 64
Figure 45 : Principe de la conduction 66
Figure 46 : Principe de la convection 67
Figure 47 : Installation et mesures en fauteuil roulant 68
Figure 48 : Choix des zones de mesure suivant les appuis du sujet A 69
Figure 49 : Cartographies thermiques de la surface du coussin en Stimulite 70
Figure 50 : Variation des températures des 6 zones d'étude du coussin en fonction du temps 71
Figure 51 : Elévation des températures de 4 zones d'étude en fonction du temps 72

Liste des tableaux

Tableau I : Comparaison des avantages et inconvénients des différents types de coussins 27
Tableau II : Données éléments finis alvéole non perforée 46
Tableau III : Récapitulatif des résultats implicite VS explicite pour l'alvéole sans trous 50
Tableau IV : Données éléments finis alvéole perforée 50
Tableau V : Données éléments finis coussin à une couche 58
Tableau VI : Variation de la charge suivant les essais de compression 65
Tableau VII : caractéristiques anthropométriques du sujet A 68

Liste des équations

Équation 1 : Pression 19
Équation 2 : Contrainte de cisaillement 21
Équation 3 : Contrainte von Mises 47
Équation 4 : Déformation 48
Équation 5 : Limite de stabilité du système explicite 49
Équation 6 : Approximation de la limite de stabilité de la solution mécanique 49
Équation 7 : Vitesse d'une onde solide 49

Etude du comportement mécanique d'un coussin d'assise en nid d'abeille pour fauteuil roulant. Mémoire d'Ingénieur C.N.A.M., Reims 2012.

RESUME

La recherche d'un certain besoin de se sentir confortablement assis a toujours existé. Une position assise statique dans le temps peut engendrer de nombreux problèmes. En effet, une assise prolongée créée des contraintes de chargement appliquées principalement entre les tubérosités ischiatiques et les tissus mous, à l'interface fessier/assise, qui peuvent ainsi générer des pathologies cutanées appelées escarres. Des facteurs intrinsèques et extrinsèques tels que la pression, le cisaillement, la friction et le microclimat sont associés à l'apparition de ces escarres. Des coussins d'aide à la prévention d'escarres ont pour but d'améliorer le confort du patient en fauteuil roulant en diminuant les effets de la pression. Un coussin innovant en nid d'abeille à base de thermoplastique polyuréthane (TPU) qui présente de nombreux avantages a été étudié dans ce travail à l'aide d'un modèle biomécanique de fessier humain. Pour étudier son comportement mécanique, deux méthodes ont été utilisées :

- la simulation numérique par la méthode des éléments finis pour étudier le comportement mécanique de la structure nid d'abeille
- la thermographie pour étudier le comportement du microclimat du coussin en analysant la répartition de la température

Ces méthodes ont démontré leur utilité dans l'optimisation de la conception des coussins.

Mots clés : Coussin, nid d'abeille, escarre, confort, éléments finis, thermographie, fauteuil roulant

---

SUMMARY

The search for a comfortable seated position has always existed, as remaining seated for too long is responsible for many pathologies. The most common of these skin pathologies is certainly the pressure ulcers, which are caused by stresses applied between the ischial tuberosities and soft tissues at the buttocks-seat interface. Both intrinsic and extrinsic factors, such as pressure, shear, friction and microclimate, are generally considered as responsible for the pressure ulcers.
Special-purpose cushions have been developed to the aim of decreasing pressure effects, especially for disabled people seated on a wheelchair. An innovative honeycomb-shaped cushion made of Polyurethane Thermoplastic (TPU) has been investigated in this work, using a human buttocks biomechanical model. In order to study its mechanical behaviour, two methods have been used :

- numerical simulation based on the Finite Elements Method (FEM), making it possible to characterize the honeycomb structure mechanical behaviour
- thermography to measure the temperature distribution inside the cushion

These methods have proved their utility in the optimization of the cushion design.

Keywords : Cushion, honeycomb, pressure ulcer, comfort, Finite elements, thermography, wheelchair