



HAL
open science

Caractérisation mécanique des orthèses : Application aux ceintures de soutien lombaire dans le cadre de la lombalgie

Rébecca Bonnaire

► **To cite this version:**

Rébecca Bonnaire. Caractérisation mécanique des orthèses : Application aux ceintures de soutien lombaire dans le cadre de la lombalgie. Biomécanique [physics.med-ph]. Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, 2015. Français. NNT : 2015EMSE0786 . tel-01198808

HAL Id: tel-01198808

<https://theses.hal.science/tel-01198808>

Submitted on 14 Sep 2015

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.



NNT : 2015 EMSE 0786

THÈSE

présentée par

Rébecca BONNAIRE

pour obtenir le grade de
Docteur de l'École Nationale Supérieure des Mines de Saint-Étienne

Spécialité : Mécanique et Ingénierie

Caractérisation mécanique des orthèses : Application aux ceintures de soutien lombaire dans le cadre de la lombalgie

soutenue à Saint-Etienne, le 10 juin 2015

Membres du jury

Président :	Patrick CHABRAND	Professeur, Aix-Marseille Universités
Rapporteurs :	Fabrice MORESTIN	Professeur, INSA Lyon
	Jean PAYSANT	Professeur, IRMPR Nancy
Examineurs :	Carl-Eric AUBIN	Professeur, Ecole Polytechnique de Montréal
	Reynald CONVERT	Docteur, Thuasne, Saint-Etienne
	Woo-Suck HAN	Maître de Recherche, Mines Saint-Etienne
Directeurs de thèse :	Paul CALMELS	Professeur, UJM Saint-Etienne
	Jérôme MOLIMARD	Professeur, Mines Saint-Etienne

Spécialités doctorales	Responsables :	Spécialités doctorales	Responsables
SCIENCES ET GENIE DES MATERIAUX	K. Wolski Directeur de recherche	MATHEMATIQUES APPLIQUEES	O. Roustant, Maître-assistant
MECANIQUE ET INGENIERIE	S. Drapier, professeur	INFORMATIQUE	O. Boissier, Professeur
GENIE DES PROCEDES	F. Gruy, Maître de recherche	IMAGE, VISION, SIGNAL	JC. Pinoli, Professeur
SCIENCES DE LA TERRE	B. Guy, Directeur de recherche	GENIE INDUSTRIEL	A. Dolgui, Professeur
SCIENCES ET GENIE DE L'ENVIRONNEMENT	D. Graillot, Directeur de recherche	MICROELECTRONIQUE	S. Dauzere Peres, Professeur

EMSE : Enseignants-chercheurs et chercheurs autorisés à diriger des thèses de doctorat (titulaires d'un doctorat d'État ou d'une HDR)

ABSI	Nabil	CR		CMP
AVRIL	Stéphane	PR2	Mécanique et ingénierie	CIS
BALBO	Flavien	PR2		FAYOL
BASSEREAU	Jean-François	PR		SMS
BATTON-HUBERT	Mireille	PR2	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
BERGER DOUCE	Sandrine	PR2		FAYOL
BERNACHE-ASSOLLANT	Didier	PR0	Génie des Procédés	CIS
BIGOT	Jean Pierre	MR(DR2)	Génie des Procédés	SPIN
BILAL	Essaid	DR	Sciences de la Terre	SPIN
BOISSIER	Olivier	PR1	Informatique	FAYOL
BORBELY	Andras	MR(DR2)	Sciences et génie des matériaux	SMS
BOUCHER	Xavier	PR2	Génie Industriel	FAYOL
BRODHAG	Christian	DR	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
BRUCHON	Julien	MA(MDC)	Mécanique et ingénierie	SMS
BURLAT	Patrick	PR2	Génie Industriel	FAYOL
COURNIL	Michel	PR0	Génie des Procédés	DIR
DARRIEULAT	Michel	IGM	Sciences et génie des matériaux	SMS
DAUZERE-PERES	Stéphane	PR1	Génie Industriel	CMP
DEBAYLE	Johan	CR	Image Vision Signal	CIS
DELAFOSSÉ	David	PR1	Sciences et génie des matériaux	SMS
DESRAYAUD	Christophe	PR2	Mécanique et ingénierie	SMS
DOLGUI	Alexandre	PR0	Génie Industriel	FAYOL
DRAPIER	Sylvain	PR1	Mécanique et ingénierie	SMS
FEILLET	Dominique	PR2	Génie Industriel	CMP
FEVOTTE	Gilles	PR1	Génie des Procédés	SPIN
FRACZKIEWICZ	Anna	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
GARCIA	Daniel	MR(DR2)	Génie des Procédés	SPIN
GERINGER	Jean	MA(MDC)	Sciences et génie des matériaux	CIS
GOEURIOT	Dominique	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
GRAILLOT	Didier	DR	Sciences et génie de l'environnement	SPIN
GROSSEAU	Philippe	DR	Génie des Procédés	SPIN
GRUY	Frédéric	PR1	Génie des Procédés	SPIN
GUY	Bernard	DR	Sciences de la Terre	SPIN
HAN	Woo-Suck	CR	Mécanique et ingénierie	SMS
HERRI	Jean Michel	PR1	Génie des Procédés	SPIN
KERMOUCHE	Guillaume	PR2	Mécanique et Ingénierie	SMS
KLOCKER	Helmut	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
LAFOREST	Valérie	MR(DR2)	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
LERICHE	Rodolphe	CR	Mécanique et ingénierie	FAYOL
LI	Jean-Michel		Microélectronique	CMP
MALLIARAS	Georges	PR1	Microélectronique	CMP
MOLIMARD	Jérôme	PR2	Mécanique et ingénierie	CIS
MONTHEILLET	Frank	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
MOUTTE	Jacques	CR	Génie des Procédés	SPIN
NEUBERT	Gilles			FAYOL
NIKOLOVSKI	Jean-Pierre			CMP
NORTIER	Patrice	PR1		SPIN
PIJOLAT	Christophe	PR0	Génie des Procédés	SPIN
PIJOLAT	Michèle	PR1	Génie des Procédés	SPIN
PINOLI	Jean Charles	PR0	Image Vision Signal	CIS
POURCHEZ	Jérémy	CR	Génie des Procédés	CIS
ROBISSON	Bruno			CMP
ROUSSY	Agnès	MA(MDC)		CMP
ROUSTANT	Olivier	MA(MDC)		FAYOL
ROUX	Christian	PR		CIS
STOLARZ	Jacques	CR	Sciences et génie des matériaux	SMS
TRIA	Assia	Ingénieur de recherche	Microélectronique	CMP
VALDIVIESO	François	MA(MDC)	Sciences et génie des matériaux	SMS
VIRICELLE	Jean Paul	MR(DR2)	Génie des Procédés	SPIN
WOLSKI	Krzysztof	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
XIE	Xiaolan	PR1	Génie industriel	CIS
YUGMA	Gallian	CR	Génie industriel	CMP

ENISE : Enseignants-chercheurs et chercheurs autorisés à diriger des thèses de doctorat (titulaires d'un doctorat d'État ou d'une HDR)

BERGHEAU	Jean-Michel	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
BERTRAND	Philippe	MCF	Génie des procédés	ENISE
DUBUJET	Philippe	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
FEULVARCH	Erie	MCF	Mécanique et Ingénierie	ENISE
FORTUNIER	Roland	PR	Sciences et Génie des matériaux	ENISE
GUSSAROV	Andrey	Enseignant contractuel	Génie des procédés	ENISE
HAMDI	Hédi	MCF	Mécanique et Ingénierie	ENISE
LYONNET	Patrick	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
RECH	Joël	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
SMUROV	Igor	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
TOSCANO	Rosario	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE
ZAHOUANI	Hassan	PU	Mécanique et Ingénierie	ENISE

*Je reconnais qu'il est fastidieux de vivre sans colonne vertébrale.
Je me demande comment se débrouillent les autres invertébrés*
— Frédéric Beigbeder

*Dans les sciences, le chemin est plus important que le but.
Les sciences n'ont pas de fin.*
— Erwin Chargaff

Remerciements

Après plus de trois ans de thèse, je me mets enfin à écrire mes remerciements. Jérôme dit toujours que c'est finalement le plus difficile dans la rédaction d'une thèse et il a raison. Il n'est déjà pas facile de résumer plus de trois ans de sciences en une centaine de pages, alors comment résumer trois ans de vie, de relations humaines et de partage en quelques pages ? Heureusement, en relisant une petite centaine de remerciements, on voit bien que l'ordre est toujours le même. Mais l'ordre ne suffit pas, les remerciements doivent être honnêtes sinon, il ne servent à rien. Néanmoins, comment peut-on paraître honnête dans cet exercice alors qu'il est obligatoire ? Disons que j'essayerai, promis, d'être la plus sincère possible... à part peut être quelques blagues... Mais non, voyons, je ne fais jamais de blagues. Excusez-moi, par avance, des personnes, que je pourrai avoir oubliées dans ces remerciements.

Je vais donc commencer par le directeur de thèse. Merci Jérôme pour tout ce que tu m'as apporté durant ces trois ans. Tu as eu la chance de ne pas devenir mon père, mais tu es devenu bien plus qu'un directeur. Tu as su me guider (et ce n'est pas une mince à faire) tout en me laissant libre. Comme tu disais à un de tes collègues lyonnais : "Rébecca, c'est facile de diriger sa thèse, il suffit de la laisser faire ce dont elle a envie". Ce ne fut cependant pas si simple, parce qu'il fallait comprendre ce que je voulais... Et quoique tu dises, tu m'as apporté bien plus que cette liberté. J'ai essayé de faire une liste, mais je pense qu'il m'en manque. Tu m'as apporté (nous remercions Matlab pour cet ordre aléatoire) : une oreille attentive, un système optique non conventionnel, du fromage qui pue, des réunions pas trop tardives pour aller chercher tes enfants à l'école, des conseils en expérimentation, la possibilité de faire une étude clinique, un style vestimentaire inconnu du grand public, des blagues que j'avais la joie de comprendre, des corrections d'article dans un TGV, des retards d'avion, des soirées foot et bières avec tes amis-collègues, des discussions métaphysiques de comptoir sur ce que je devrais faire après ma thèse, des histoires d'enfance, une très grande confiance, une stagiaire, des piques continuelles mais qui manquaient quand tu étais en vacances, des résolutions annuelles qui tenaient deux jours, ...

Après le directeur, je ne peux continuer les remerciements que par l'autre personne très importante de cette thèse, mon co-directeur. Merci Paul pour ce que tu m'as appris

et la confiance que tu as eu en moi. Je n'oublierai jamais notre première rencontre, où, je l'avoue aujourd'hui, tu m'as fait très peur. Tu semblais tellement attendre de moi que j'avais peur de te décevoir. Même si je ne suis pas allée au bout de tes idées par manque de temps, j'espère que j'ai pu répondre à certaines de tes demandes. En tout cas, tu m'as permis de découvrir de A à Z la réalisation d'une étude clinique avec des sujets pathologiques, chose extrêmement rare pour une ingénieure.

Je continue ensuite mes remerciements par l'âme financière de cette thèse. Merci Reynald pour m'avoir autant donné aussi bien en terme de conseils que financièrement. Ceci semble très matériel et intéressé, mais un projet n'est malheureusement pas possible sans argent. Tu as toujours été à l'écoute et as permis de répondre à tous les besoins et même plus pour accomplir au mieux ce projet. Je suis consciente de la chance que j'ai eu d'avoir un industriel autant impliqué et enthousiaste sur mon projet. Je savais que je pouvais compter sur toi. Tu étais toujours là pour être sûr que tout allait bien.

Et pour finir le tour de mes encadrants, je voudrai remercier mon co-encadrant. Merci Woo Suck pour tes remarques qui ont permis de recentrer la partie numérique de ma thèse. Sans toi, je pense que j'y serais toujours et que mon modèle serait en train de calculer depuis deux ans. Tu m'as beaucoup fait sourire avec tes questions continues, mais elle furent bien souvent salvatrices pour la suite de ma thèse. J'espère que tu pourras continuer la construction de modèles numériques pour les ceintures de soutien lombaire et les orthèses en général.

Je continue mes remerciements par les autres membres présents au cours de ma soutenance, c'est-à-dire les autres membres du jury. Merci à mes rapporteurs, Fabrice Morestin et Jean Paysant, pour ces deux rapports fort intéressants et qui m'ont permis d'avoir un regard différent sur mon travail. Sans eux, je n'aurais su trouver un ordre aussi pertinent de présentation de mon travail. Merci à Patrick Chabrand d'avoir fait le déplacement de Marseille pour venir présider mon jury. Je voulais plus particulièrement vous remercier pour les remarques intéressantes sur mon projet. Je vous remercie également de m'avoir permis de recommencer ma soutenance alors que mon ordinateur ne voulait pas me laisser faire et d'avoir ainsi eu l'occasion de décrire le lieu dans lequel nous nous trouvions. Je suis désolée que vous n'ayez pu poser autant de questions que vous le souhaitiez. Et pour terminer, merci à Carl-Eric Aubin pour avoir amené un regard expert sur des éléments importants à étudier dans la suite de cette thèse. J'espère que nos chemins se croiseront de nouveau et que je pourrai vous apporter un jour, mon pot de thèse à Montréal.

Cette thèse n'aurait pu être aussi étoffée sans l'aide d'étudiants. Je souhaiterais donc les remercier pour le regard extérieur et les propositions qu'ils ont pu faire pour permettre au projet d'avancer. Merci Marion pour avoir été la première à me supporter et pour ta rigueur ayant permis une étude métrologique aussi poussée. Merci Latifa pour avoir développé un modèle numérique complexe ayant permis la validation du modèle

simplifié. Merci Yannick pour avoir pensé aux côtés pratiques des expériences et d'avoir ainsi accéléré les mesures sur un sujet. Merci Marc-Antoine pour avoir réalisé l'étude sur les sujets sains et avoir développé des méthodes afin d'accélérer le dépouillement des résultats. Merci Nadia pour avoir réalisé des programmes d'analyse des résultats pour l'étude clinique.

Grâce à un environnement de thèse riche, j'ai rencontré de nombreuses personnes. Je voudrai remercier toutes les personnes avec qui j'ai pu discuter et de qui j'ai beaucoup appris à Thuasne. Je remercie tout particulièrement Betty Miguel qui a été mon guide dans Thuasne tout au long de ma thèse. Elle a toujours su trouver la bonne personne pour répondre à mes questions ou mes problématiques techniques. Elle a également permis à ce manuscrit de ne comprendre que très peu de fautes d'orthographe. Merci aux personnes du service Recherche et Développement qui m'ont accueillie. Malgré des problèmes de communication souvent comiques, ils m'ont énormément appris dans le domaine du textile et ont ainsi apporté beaucoup à ma recherche. Merci particulièrement à Henry, Aurélia, Jérémie, Frédéric, Sabrina, Nathalie, Laure, Théo et Laurence. Je souhaite également remercier les personnes du service Qualité pour les conseils donnés en terme de rédaction de protocole d'étude clinique et des conseils techniques afin de réaliser les essais mécaniques sur les tissus et ceintures. Merci particulièrement à Adeline et Laurence.

Une thèse sans laboratoire ne serait pas réalisable. On en rencontre en trois ans des gens dans un laboratoire ! Je vais essayer de faire le tour mais je vous demande par avance de m'excuser des oublis. Merci Alex et Nicolas de m'avoir fait découvrir le laboratoire et de m'avoir poussée à être élue doctorant à l'Ecole Doctorale. Ce fut une expérience très intéressante. Merci Baptiste, Pierre-Yves, Romain et Aaron pour votre disponibilité continue et pour les bons conseils. Merci Bilal. Tu étais présent dès mon arrivée ; tu as été le premier à qui j'ai parlé et le dernier à m'avoir supportée. Merci pour toutes les discussions que nous avons pu avoir et le soutien que tu m'as apporté. Merci aux "petits nouveaux", pas si petit que cela : Fanny pour tes aides précieuses et pour m'avoir permis de ne pas être la plus demandeuse en terme de cobaye humain ; David pour ton calme et tes conseils en modélisation numérique ; Fanette pour avoir pris ma suite à Thuasne, pour les week-end en Auvergne et pour les discussions à pas d'heure dans les rues de Saint-Etienne ; Klervi pour tes conseils de Bretonne et ton appartement ; Armelle pour ton optimisme continu ; Sareh pour penser à mon anniversaire alors que je l'avais oublié. Merci également aux autres doctorants des autres départements : Pierreche pour les parties de squash, tes tables rondes ou tes belles chemises ; Agathe pour ton enthousiasme et tes sourires ; Omar pour les discussions de retour du laboratoire. Merci aux autres permanents que j'ai pu connaître : Amélie pour toute l'aide apportée personnellement et professionnellement et pour avoir été la seule autre femme du département pendant plus d'un an ; Pierre pour tes bons barbecues,

pour avoir supporté ma présence dans ton bureau et pour tes discussions sur la région ; Claire pour tes conseils et les retours à pied de l'École ; Laurent pour les discussions sur les systèmes public et privé français ; Thierry pour ses répliques cultes ; Stéphane pour m'avoir accepté sur cette thèse et suivi de loin. Enfin, merci à tous ceux que j'ai pu croiser dans des projets, des couloirs ou des repas : Jérémie, Andréa, Baptiste, Jules, Estelle, ...

Pendant trois ans (et un peu plus) de thèse, il est nécessaire de se libérer l'esprit par d'autres activités. Les personnes rencontrées dans ces activités sont tout autant responsables de la réussite de la thèse. Je voudrais donc d'abord remercier les personnes rencontrées à Vitacolo. Merci Nicolas, Valérie et Clément pour votre écoute, vos conseils, les soirées que l'on a pu passer ensemble et surtout votre grand soutien. Sans vous, je n'aurais sûrement jamais fini mon BAFD et encore moins ma thèse. Merci Aurélie, Francois, Mehdy, Loïc, Sofiane, Antoine, Mathilde, Régis, Eugénie, Marie, Chloé, Lucas, Jordhan, Denis, Pierre N, Pierre D, Xavier, Laetitia, Perrine, Margaux, ... Je vous ferais bien un petit message par personne mais on va me dire que mes remerciements sont trop longs. Je vous les ferai "en vrai". Sachez cependant que vous avez égayé nombre de mes week-end et de mes soirées. Je vous remercie de m'avoir supportée jusqu'au bout et de me supporter encore aujourd'hui.

Au cours de ma thèse, j'ai également rencontré des gens formidables en pratiquant des activités culturelles. Merci à tout l'orchestre et plus particulièrement à Gaetan, Yannick et surtout à Christiane pour m'avoir soutenue et menée aux concerts. Je voudrais aussi remercier toutes les personnes rencontrées à la danse. Merci à Françoise, Brigitte, Eric, Xuejin, Madeleine, Mathilde et Catherine. Les spectacles et les repas ensembles resteront inoubliables.

Et pour m'avoir soutenue les soirs, j'aimerais faire des remerciements plus particuliers à mes différents colocataires durant ma thèse. Merci Nathalie pour tes sourires, de m'avoir réappris l'allemand et pour les soirées partage de nourriture. Merci Julia pour les discussions sur le fauteuil et le soin que tu as apporté à mes chats. Merci Catalina pour les nombreuses soirées discussions jusque pas d'heure et les promenades dans Saint-Etienne. J'espère qu'on se retrouvera un jour... en Colombie peut-être.

M'ayant permis de me changer les esprits et de découvrir de nouveaux horizons, je ne peux pas oublier de remercier les personnes que j'ai rencontrées lors de ma mission au Burundi en fin de thèse. Cette mission a été l'occasion pour moi d'oublier ma thèse et de revenir en pleine forme pour la soutenir! Je remercie donc Daphy, Jojo, Rosa-Paula, Anita, Pélagie, Dévote, Evangéline, Emilie, Marion, Jean-Marie × 2, Yves, Charlotte, Inés, ... Un gros merci plus particulier à mes trois compagnons de soirées et de voyage qui resteront toujours dans mon cœur : Justin, Madeleine et Dorian.

Je profite de cet avant avant dernier paragraphe pour remercier toutes les autres personnes que j'ai pu côtoyer au cours de ma thèse. Merci à mes anciens camarades

d'École (dont Frédéric, Pierre, Jean-Christophe et Monard) et mes amis du Canada (Patrick, Stéphanie, Luc, Nicolas, Laurence, Coox, Corco, Sylvain, Hélène, Myriam, Alex, Gabrielle, Pascal, Anne-Laure, ...). Je remercie aussi tous les autres (Pierre V, Aurélia, ...) et tout ceux que j'oublie mais que je rassure, je comprend dans les ...

On garde toujours le meilleur pour la fin ! Je souhaiterais donc finir mes remerciements par les personnes sans qui je n'existerais pas aujourd'hui (dans tous les sens du terme). Merci à mes parents, Myriam et Jean-François, pour m'avoir conçu (si je n'existais pas, j'aurais eu du mal à faire une thèse) mais surtout pour être toujours là et me soutenir même dans mes idées les plus folles. Je sais que vous préféreriez que j'ai une vie bien rangée et simple, mais vous avez compris depuis longtemps que ça ne sera jamais le cas. Vous continuez cependant à me soutenir et à m'aider dès que j'en ai besoin. Surtout ne changez rien, ça serait trop bizarre. Merci à ma soeur, Anne-Coralie, sans qui je ne serais pas la même. Tu me connais depuis ma naissance, chose que je n'ai pas la chance de pouvoir dire pour toi. J'espère que tu auras une soutenance de thèse aussi cool et sympathique et surtout que je pourrai y participer. Comme pour les parents, ne change rien, sinon, je m'ennuierais. Merci à ma tante Marie-Cécile pour les nombreuses discussions autour de la vie que nous avons pu avoir, et surtout pour le nombre de fois où j'ai habité chez toi, pendant ma thèse.

Et comme j'avais promis d'être honnête dans ces remerciements, j'aimerais ne pas remercier certains éléments. Je ne remercie pas le système de son de l'amphithéâtre F1 de l'École des Mines d'avoir décidé de ne plus fonctionner la veille de ma soutenance, ce qui m'a obligée à soutenir à deux kilomètres de mon jury (non, non, je n'exagère pas). Je ne remercie pas les ordinateurs de soutenance qui m'ont fait recommencer trois fois ma présentation. Enfin, je ne remercie pas mon pointeur offert par l'École Doctorale qui a décidé de faire grève à quelques minutes de la soutenance.

Table des matières

Introduction générale	1
1 Contexte clinique et biomécanique	5
1.1 Contexte	7
1.1.1 Anatomie générale du tronc	7
1.1.2 La lombalgie	13
1.1.3 Les orthèses lombaires	16
1.2 Caractérisation mécanique des textiles médicaux	19
1.2.1 Les différents types de textiles	19
1.2.2 Les textiles médicaux	20
1.2.3 Les essais mécaniques	20
1.3 Mesures expérimentales de champs	31
1.3.1 Mesure de la pression d'interface	31
1.3.2 Mesure de la déformation par des méthodes optiques	36
1.4 Modélisation du tronc	42
1.4.1 Modélisation de la géométrie 3D du tronc	42
1.4.2 Modélisation par éléments finis du tronc	44
1.5 Projet de recherche	46
1.5.1 Enjeux de la recherche	46
1.5.2 Objectifs de la recherche	47
1.5.3 Cadre de travail	48
1.6 Bibliographie	49
2 Caractérisation mécanique des ceintures de soutien lombaire	73
2.1 Résumé	75
2.2 Article : Assesment of lumbar belts performance from tensile tests and full field measurements	76
2.2.1 Introduction	76
2.2.2 Methods	77
2.2.3 Results	86

Table des matières

2.2.4	Discussion	91
2.2.5	Conclusion	93
2.3	Bibliography	94
3	Caractérisation métrologique des capteurs de pression	97
3.1	Résumé	99
3.2	Article : Characterization of pressure measuring system for the evaluation of medical devices	101
3.2.1	Introduction	101
3.2.2	Methods	103
3.2.3	Results	109
3.2.4	Discussion	115
3.2.5	Conclusion	119
3.3	Bibliography	120
4	Etudes précliniques	123
4.1	Introduction	125
4.2	Validation d'un protocole de mesure de la pression d'interface couplé à une mesure de surface pour la caractérisation de ceintures de soutien lombaire	127
4.2.1	Méthodologie	127
4.2.2	Résultats	134
4.2.3	Discussion	138
4.2.4	Conclusion	140
4.3	Etude pilote pour la comparaison et la caractérisation mécanique des ceintures de soutien lombaire	141
4.3.1	Méthodologie	141
4.3.2	Résultats	146
4.3.3	Discussion	152
4.3.4	Conclusion	156
4.4	Bibliographie	158
5	Etude clinique	163
5.1	Évaluation clinique du mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire sur quinze sujets lombalgiques	165
5.1.1	Introduction	165
5.1.2	Méthodologie	165
5.1.3	Résultats	174
5.1.4	Discussion	184

5.1.5 Conclusion	189
5.2 Bibliographie	190
6 Modélisation numérique des ceintures de soutien lombaire	191
6.1 Etude paramétrique des ceintures lombaire dans le cas de la lombalgie : effet de la spécificité des patients	193
6.1.1 Introduction	193
6.1.2 Méthodologie	194
6.1.3 Résultats	201
6.1.4 Discussion	206
6.1.5 Conclusion	209
6.2 Bibliographie	210
Discussion générale	215
Conclusion générale	221
A Compléments de la revue de la littérature	223
B Validation de la mesure des déformations	243
B.1 Introduction	245
B.2 Méthodologie	245
B.3 Résultats	245
B.4 Discussion	246
C Complément à l'étude numérique : Etude des conditions aux limites	247
C.1 Introduction	249
C.2 Méthodologie	249
C.3 Résultats	249
C.4 Discussion et conclusion	251

Liste des figures

1.1	Représentation des plans anatomiques (fr.wikipedia.org, domaine public, téléchargé le 18/08/11)	7
1.2	Le rachis et ses segments (Gray's Anatomy 1918, domaine public)	8
1.3	Vertèbre thoracique typique (Gray's Anatomy 1918, domaine public)	9
1.4	Représentation schématique du disque intervertébral	10
1.5	Système ligamentaire entourant le rachis	11
1.6	Vue postérieure de la cage thoracique (Gray's Anatomy 1918, domaine public)	12
1.7	Anatomie du thorax (Gray's Anatomy 1918, domaine public)	12
1.8	Anatomie de l'abdomen (Gray's Anatomy 1918, domaine public)	13
1.9	Exemple de ceintures de soutien lombaire : a. Ceinture Thuasne Lombacross Activity®, b. Ceinture Thuasne Lombatech®, c. Ceinture Thuasne Lombacross® (www.thuasne.fr, téléchargé le 20/03/14)	17
1.10	Schéma d'un tissu	19
1.11	Machine de traction uniaxiale conventionnelle	21
1.12	Courbe typique d'un essai de traction sur tissu	22
1.13	Dilatation de l'échantillon au cours de l'essai	22
1.14	Schéma de principe d'un essai de traction biaxiale	23
1.15	Principe du cisaillement simple	24
1.16	Principe du cisaillement pur	24
1.17	Exemple de courbe force-angle de cisaillement	24
1.18	Schéma de principe du flexiomètre	25
1.19	Différentes formes de boucles suspendues	27
1.20	Principe du drape-o-meter	28
1.21	Principe du drapemeter	28
1.22	Courbe type obtenue par un essai d'arrachement	29
1.23	Schéma d'un essai de frottement de tissu sur surface plane	30
1.24	Courbe type obtenue par un essai de frottement de tissu sur surface plane	30
1.25	Schéma d'un essai de frottement de tissu sur plan incliné	31
1.26	Exemple de grille utilisée pour la méthode des grilles	41

Liste des figures

2.1	Methodology used to evaluate lumbar belts	78
2.2	Lumbar belts: a. Lombacross® , b. Lombacross Activity® , c. Lombax® Original, d. LombaSkin®	78
2.3	Typical lineic tension vs strain curve of fabric or force-displacement curve of lumbar belt	81
2.4	Special fixtures to perform tensile test of lumbar belts: a. mounted on the Instron test machine, b. mounted on the Instron test machine with lumbar belt, c. special fixtures	82
2.5	Model with springs of: a. Lombax® Original, b. LombaSkin®, c. Lombacross®, d. Lombacross Activity®	83
2.6	Representation of a. optical system and b. mannequin wearing lumbar belt	85
2.7	Lineic tension vs strain curve for the six studied fabrics a. in warp and b. weft direction	87
2.8	Second sample results of fabric 2 in the loading phase of the test	88
2.9	Force-displacement curves for the five studied lumbar belts	89
2.10	Results of the mechanical test for the first studied Lombacross® belt	89
2.11	Pressure obtained on the same area: a. with optical measure and b. with pressure mapping system	90
3.1	FSA© Pressure mapping system	103
3.2	Experimental device for the second hysteresis test: a. all elements of the experimental device, b. device in used, with one pressure mapping system inside	105
3.3	Experimental device for curvature test	108
3.4	Results of linearity: measured pressure depending on applied pressure for the sensor 1 of the pressure mapping system C	111
3.5	Results of the second hysteresis test (test in all sensors of a pressure mapping system): mean measured pressure depending on applied pressure for mapping system A	111
3.6	Results of drift: a. drift for 26mmHg applied pressure for mapping system A in the sensor 1, b. drift for 40mmHg applied pressure for mapping system C in the sensor 1, c. drift for 26mmHg applied pressure for mapping system D in the sensor 3	114
3.7	Results of curvature: normalized measured pressure depending on applied pressure and radius of cylinders R_c for mapping system A	114
4.1	Trois types de ceintures lombaires d'étude : a. LombaSkin®, b. Lombax® Original, c. Lombacross Activity®	128

4.2	Représentation d'une matrice de pression positionnée sur le tronc lors de la mesure a. en arrière et b. sur le côté droit	129
4.3	Représentation de la forme de la ceinture sur l'arrière en configuration non déformée	129
4.4	Position des bras : bras a. croisés sur les épaules ou b. pliés sur les côtés	132
4.5	Déformation d'une ceinture LombaSkin® de hauteur 21cm suivant les côtés de mesure et les types de déformations	134
4.6	Exemple de résultats obtenus en répétant trois fois la mesure pour les ceintures LombaSkin® et Lombacross Activity®	135
4.7	Représentation des coefficients linéaires obtenus d'après l'analyse par plan d'expériences pour : a. la pression appliquée, b. la déformation e_{xx} , c. la déformation e_{xy} et d. la déformation e_{yy} , en fonction de trois côtés du tronc Différence significative pour $p < 0,05$	137
4.8	Comparaison des ceintures suivant leurs déformations e_{xx} et la pression qu'elles appliquent sur le tronc en fonction du côté de mesure	138
4.9	Histogramme sur les IMC pour les quinze sujets sains d'étude	142
4.10	Illustration des trois types de ceinture à l'étude : a. LombaSkin®, b. Lombax® Original, c. Lombacross Activity®	143
4.11	Illustration du système de mesure simultanée de la pression d'interface et de la déformation de la ceinture	144
4.12	Evaluation du confort moyen et écart-type estimés par les sujets sains par l'EN pour les six ceintures d'étude	147
4.13	Boîte à moustaches de la distribution de déformation e_{xx} sur le côté droit, suivant les trois répétitions pour toutes les ceintures	148
4.14	Exemple de mesure de déformations et de pression pour chaque côté de mesure à une élongation de 20%	149
4.15	Boîte à moustaches des six ceintures d'étude pour la mesure de déformation et de pression	151
4.16	Représentation de : a. la déformation e_{xx} moyenne et b. de la pression moyenne appliquée, en fonction du tour de taille du sujet	153
5.1	Histogramme sur les IMC pour les quinze sujets lombalgiques d'étude .	165
5.2	Illustration de la mesure à l'aide d'un topographe optique 3D sur le tronc humain	168
5.3	Représentation de la forme de la ceinture sur l'arrière en configuration non déformée	169
5.4	Illustration des mesures simultanées de la pression d'interface et de la déformation 3D de la ceinture	169
5.5	Représentation schématique du protocole clinique	170

Liste des figures

5.6	Représentation schématique de l'algorithme "Iterative Closest Point" . . .	173
5.7	Représentation de : a. la sensation de bien-être et b. la variation de l'intensité de la douleur estimées par les sujets lombalgiques par l'EN pour les six ceintures d'étude	175
5.8	Boîte à moustaches de la distribution de pression à deux écart-types sur le côté droit pour les six ceintures et les quinze sujets, suivant les trois répétitions de mesure à 20%	177
5.9	Exemple de mesure de déformations et de pression pour chaque côté de mesure	178
5.10	Cercle de corrélation comparant les trois déformations et la pression . . .	180
5.11	Boîte à moustaches des six ceintures d'étude pour la mesure de déformation et de pression	180
5.12	Cercle de corrélation comparant les déformations e_{xx} et la pression des six ceintures d'études	181
5.13	Cercle et sphère de corrélation comparant les trois côtés de mesure . . .	181
5.14	Deux exemples de déformation e_{xx} avant et après mouvements sur le côtés droits pour la ceinture Lombacross Activity®	183
5.15	Représentation de la déformation e_{xx} moyenne en fonction du tour de taille du sujet	184
5.16	Exemple de recalage de surface du tronc avec ceinture (surface rouge) et sans ceinture (surface bleue)	185
5.17	Surface représentée en deux dimensions : a. sans ceinture, b. avec ceinture, c. comparaison des deux surfaces	186
6.1	Image par échographie ayant permis la mesure de l'épaisseur de la peau au niveau du tronc	195
6.2	Représentation de la modélisation d'une géométrie du tronc pour cette étude : géométrie du tronc avant modélisation a. de dos et b. de profil ; géométrie du tronc modélisée c. et e. de dos, d. et f. de profil	196
6.3	Représentation : a. du maillage du modèle par éléments finis du tronc et b. des conditions aux limites	197
6.4	Résultat de l'étude de convergence : variation de la pression abdominale moyenne dans le modèle en fonction du nombre d'éléments	201
6.5	Résultat en déplacement sur un sujet hyperlordosé, gros et grand : a. de profil et b. de face, et en pression sur un sujet hypolordosé, maigre et petit : c. de profil et d. de face	203
6.6	Représentation des coefficients linéaires obtenus d'après l'analyse par plan d'expériences pour : a. le déplacement des vertèbres lombaires, b. la variation des pressions abdominale et intradiscale	205

7.1	Schématisation de la démarche scientifique	216
B.1	Illustration de l'essai permettant la validation de la mesure de la déformation sur des surfaces courbes	245
B.2	Déformation mesurée le long de la bande de tissu : a. pour une déformation de 5% et b. pour une déformation de 10%	246
C.1	Résultats sur le déplacement moyen pour les sept cas de conditions aux limites	250

Liste des tableaux

2.1	Description of studied fabrics	79
2.2	Manufacturer indications for the four tested lumbar belts	79
2.3	Stiffness and Poisson's ratio of studied fabrics	86
2.4	Stiffness and equivalent stiffness of lumbar belts	88
2.5	Applied pressure for the four lumbar belts with optical measure and pressure mapping system in the right side	90
3.1	Design of experiments to test the reproducibility of time, place and operators	107
3.2	Results of linearity: linear regression coefficient and p-value of the Student's t-test on slope= 0	110
3.3	Results of linearity: dispersion and standard deviation for sensors with the best and the worst linearity.	110
3.4	Results of hysteresis: test in only one sensor per mapping system	112
3.5	Results of hysteresis: test in all sensors per mapping system	112
3.6	Results of the design of experiments for reproducibility. t: time, o: operators, l: location, w: weight	113
3.7	Results of surface condition: p-value of the statistical test to determine the statistically significant differences between measured pressure with and without fabric between the pressure mapping system and the table	113
3.8	Results of surface condition: linear regression coefficient for the second and third surface condition tests	115
3.9	Results of mapping system superposition: p-value of the statistical test to determine the statistically significant differences between mapping system from above and from the bottom	115
3.10	Results of mapping system superposition: absolute differences between measured pressures with or without superposition for each pressure mapping system in mmHg	115
3.11	Comparison between the studied pressure mapping system and other commercial systems based on literature survey: resistive pressure mapping systems.	117

Liste des tableaux

4.1	Plan d'expériences d'analyse des paramètres influençant la mesure sur l'homme de la pression d'interface et de la déformation	132
4.2	Paramètre p calculé pour déterminer si les distributions de pression et de déformation ont une différence significative pour des mesures debout et assises ou avant et après mouvements du sujet	136
4.3	Caractéristiques de la population	142
4.4	Nombre de sujets sains par catégories morphologiques définies à partir de l'IMC	142
4.5	Plan d'expériences en blocs incomplets équilibrés permettant d'analyser le traitement par ceinture de soutien lombaire	145
4.6	Probabilités p calculées afin de déterminer une différence significative entre les répétitions des mesures de déformation et de pression suivant les côtés de mesure	147
4.7	Probabilités p obtenues par analyse de la variance du plan d'expériences par blocs incomplets équilibrés afin de comparer les ceintures et les sujets	150
4.8	Comparaison des ceintures en termes de déformations e_{xx} et e_{yy} à l'arrière, de déformations e_{yy} du côté droit et de pression à l'arrière et sur le côté gauche	150
4.9	Probabilités p calculées afin de déterminer une différence significative entre les serrages, la réalisation de mouvements et la hauteur des ceintures	152
5.1	Caractéristiques de la population	166
5.2	Nombre de sujets lombalgiques par catégories morphologiques définies à partir de l'IMC	166
5.3	Plan d'expériences en blocs incomplets équilibrés	168
5.4	Valeurs initiale, finale et variation de l'intensité de la douleur moyennes estimées par les sujets lombalgiques par l'EN suivant la ceinture de soutien lombaire	175
5.5	Probabilités p calculées afin de déterminer une différence significative entre les répétitions des mesures de déformation et de pression suivant les côtés de mesure	176
5.6	Probabilités p obtenues par analyse de la variance du plan d'expériences par blocs incomplets équilibrés afin de comparer les ceintures et les sujets	179
5.7	Probabilités p calculées afin de déterminer une différence significative entre les serrages, la réalisation de mouvements, la hauteur des ceintures et le sexe du sujet	182
6.1	Coefficient de Poisson des différentes structures du modèle	199

6.2	Morphologie des sujets modélisés, caractéristiques des ceintures étudiées et intervalle de variation des propriétés mécaniques des structures pour l'étude paramétrique	200
6.3	Influence des paramètres d'entrée sur les paramètres de sortie	204
7.1	Bénéfices et limites des méthodes d'évaluation	217
A.1	Liste non exhaustive des traitements possibles de la lombalgie	224
A.2	Tests de performance des matrices de pression	226
A.3	Utilisation des capteurs de pression dans le domaine médical	227
A.4	Liste non exhaustive d'études permettant la détermination des propriétés mécaniques de tissus mous	231
C.1	Sept cas de conditions aux limites	249

Introduction Générale

Les ceintures de soutien lombaire sont des dispositifs médicaux destinés au traitement des lombalgies communes subaigües et chroniques. Ces ceintures sont majoritairement fabriquées en série. En France, leur remboursement est essentiellement lié à un cahier des charges technique auxquelles elles doivent répondre.

La lombalgie est une douleur de la partie lombaire du rachis. La lombalgie commune a une origine mécanique. Elle est à différencier des formes dites symptomatiques de lombalgie, avec une étiologie inflammatoire, infectieuse ou tumorale. La physiopathologie des lombalgies communes est le plus souvent rapportée à une lésion des différentes structures : disques intervertébraux, articulations, corps vertébraux, muscles, avec souvent un contexte dégénératif du rachis. Il est possible de distinguer trois types de lombalgies suivant la durée d'évolution : la lombalgie aigüe avec une douleur durant quelques heures ou quelques jours ; la lombalgie subaigüe avec une douleur durant plusieurs jours ou par épisodes itératifs sur plusieurs mois ; la lombalgie chronique avec une douleur durant de manière continue depuis au moins trois mois. Les lombalgies chroniques représentent de 5 à 10% des lombalgies.

Les modes d'action mécanique et physiopathologique précis des ceintures de soutien lombaire restent mal compris. L'objectif principal de cette thèse est de contribuer à mieux préciser ce mode d'action mécanique des ceintures lombaires. Il est supposé que l'action mécanique principale provient de la pression appliquée sur l'abdomen et ainsi de la variation dans le sens d'une diminution des pressions dans les disques intervertébraux. Dans cette thèse, différentes études ont permis de caractériser la pression appliquée sur le tronc et de lier cette mesure aux variations de pression abdominale et intervertébrale et à la posture rachidienne.

La caractérisation des ceintures de soutien lombaire étant faite par la liaison entre leur action mécanique sur le corps humain, elle relève de la biomécanique. Cette science multidisciplinaire vise à appliquer les concepts de la mécanique aux sciences du vivant. Cette science a une origine remontant à la Renaissance. Leonard de Vinci (1452-1519), Galilée (1564-1642), Descartes (1596-1650) et Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679) sont

INTRODUCTION

certainement les premiers biomécaniciens de part leurs études sur l'os ou encore le mouvement humain. Néanmoins, ce n'est qu'au XX^e siècle que la biomécanique est devenue une science moderne avec des applications en médecine du sport, en transport, en conception de dispositifs médicaux, en robotique, ...

Ce projet de recherche, de part sa nature multidisciplinaire, a été réalisé dans le cadre d'une collaboration tripartite :

- la société Thuasne, qui conçoit, fabrique et vend des dispositifs médicaux principalement constitués de tissus, ayant financé cette thèse,
- l'Ecole des Mines de Saint-Etienne, école d'ingénieurs généralistes, qui apporte la gestion et les connaissances mécaniques à ce projet, grâce à ses études sur les tissus mous entre autres,
- le Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (LPE) et le service de médecine physique et de réadaptation au CHU de Saint-Etienne, qui ont permis de bien inscrire ce travail dans le contexte médical de part les connaissances et applications cliniques.

Le premier chapitre est consacré à une revue de la littérature sur les problématiques médicale, technique et industrielle de ce projet. Après une description anatomique du rachis et du tronc humain, la lombalgie et ses traitements, sera décrite dans une seconde partie. Les outils techniques utilisés au cours de cette thèse seront ensuite détaillés afin d'expliquer leurs choix dans ce projet. La description de ces outils se divise en trois parties : les essais mécaniques sur les tissus médicaux, les mesures expérimentales de champs telles que la mesure de pression ou de déformation, la modélisation géométrique et par éléments finis du tronc.

Le deuxième chapitre est consacré au développement d'outils expérimentaux mécaniques. Ces outils composés de tests de traction mécanique et de mesures optiques de la déformation permettent d'évaluer la pression appliquée sur le tronc humain sans ajouter de capteurs interférant sur la mesure. Ils permettent également de caractériser les propriétés mécaniques des ceintures de soutien lombaire et des tissus les constituant ainsi que de relier les propriétés mécaniques spécifiques des tissus aux propriétés mécaniques des ceintures dans leur ensemble.

Les chapitres 3, 4 et 5 décrivent les différentes étapes de développement, de validation et d'application d'une étude clinique. Le chapitre 3 est consacré à la caractérisation des matrices de capteurs de pression piezoresistifs afin d'analyser la justesse de leur mesure. Le chapitre 4 se rapporte au développement d'une étude préclinique permettant la mise au point de la méthode de mesure sur un sujet sain et une validation un échantillon de quinze sujets sains volontaires. Le chapitre 5 correspond à la réalisation de l'étude clinique sur quinze sujets lombalgiques chroniques.

Le chapitre 6 décrit une étude numérique développé au cours de ce travail afin de lier la pression appliquée sur le tronc par les ceintures de soutien lombaire avec la variation de pression abdominale et intradiscale. Cette étude numérique est une étude paramétrique à partir d'un modèle simplifié du tronc. Elle pourrait être utilisée pour le développement numérique de ceinture de soutien lombaire.

Cette thèse se terminera par une discussion générale et une conclusion générale comprenant une synthèse des résultats et une analyse générale, ainsi que les limites et les perspectives ouvertes par cette étude.

*Cette thèse a été entièrement financé par la société
Thuasne dans le cadre d'une thèse CIFRE*

1 Contexte clinique et biomécanique

Ce premier chapitre constitue une analyse générale, dans le cadre de la thèse, de revue de la littérature. Il se décompose en quatre parties : une partie sur l'anatomie du tronc et la lombalgie ; une partie sur la caractérisation mécanique des textiles médicaux ; une partie sur la mesure expérimentale de pression et de déformation ; une partie sur la modélisation géométrique et par éléments finis du tronc. La cinquième partie justifie et décrit le sujet de recherche et identifie les objectifs.

Sommaire

1.1	Contexte	7
1.1.1	Anatomie générale du tronc	7
1.1.2	La lombalgie	13
1.1.3	Les orthèses lombaires	16
1.2	Caractérisation mécanique des textiles médicaux	19
1.2.1	Les différents types de textiles	19
1.2.2	Les textiles médicaux	20
1.2.3	Les essais mécaniques	20
1.3	Mesures expérimentales de champs	31
1.3.1	Mesure de la pression d'interface	31
1.3.2	Mesure de la déformation par des méthodes optiques	36
1.4	Modélisation du tronc	42
1.4.1	Modélisation de la géométrie 3D du tronc	42
1.4.2	Modélisation par éléments finis du tronc	44
1.5	Projet de recherche	46
1.5.1	Enjeux de la recherche	46

Chapitre 1. Contexte clinique et biomécanique

1.5.2 Objectifs de la recherche 47

1.5.3 Cadre de travail 48

1.6 Bibliographie 49

1.1 Contexte

1.1.1 Anatomie générale du tronc

L'anatomie générale du rachis est décrite d'après Gosling et al. (2003); Tortora and Derrickson (2008).

1.1.1.1 Les plans anatomiques

La description du corps humain se fait suivant trois plans (voir figure 1.1) :

- Le plan frontal (aussi appelé plan coronal) : il correspond à une coupe virtuelle avant / arrière du corps.
- Le plan sagittal : il correspond à une coupe virtuelle droite / gauche du corps.
- Le plan transverse : il correspond à une coupe virtuelle haut / bas du corps.

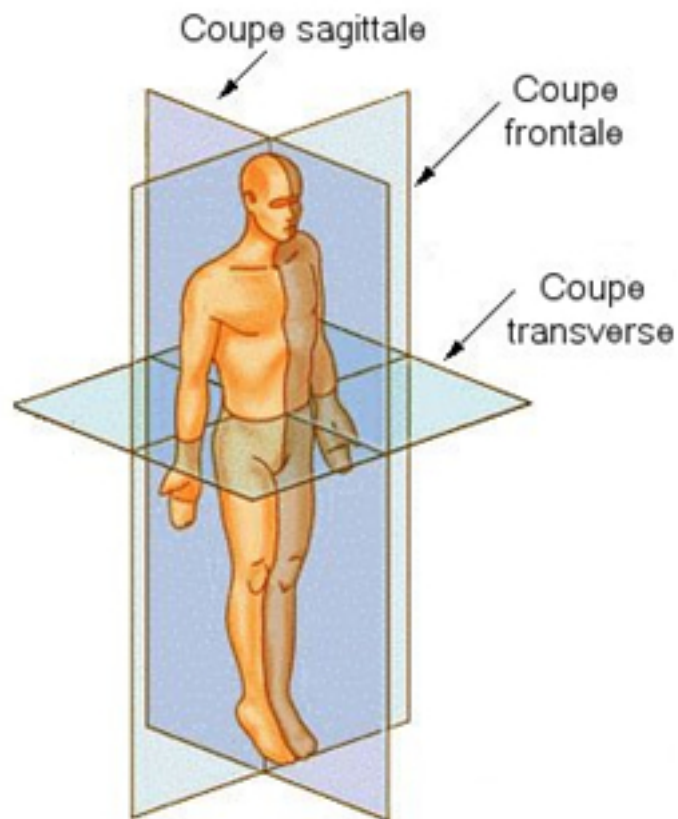


Figure 1.1 – Représentation des plans anatomiques (fr.wikipedia.org, domaine public, téléchargé le 18/08/11)

1.1.1.2 Le rachis

Le rachis, plus communément appelé colonne vertébrale, est la structure osseuse postérieure du tronc. Constitué de l'empilement de vertèbres et de disques intervertébraux, il a trois rôles :

- Statique : il permet de se tenir debout en position verticale.
- Dynamique : les vertèbres sont articulées entre elles. Cette mobilité est activée par les muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc.
- Protecteur : le canal rachidien ou vertébral forme une coque protectrice de la moelle épinière.

Le rachis (voir figure 1.2) se compose de plusieurs segments : cervical (7 vertèbres), thoracique (12 vertèbres), lombaire (5 vertèbres), le sacrum et le coccyx. Rectiligne dans le plan anatomique frontal, il présente des courbures physiologiques dans le plan sagittal : la lordose cervicale ($\approx 30^\circ$), la cyphose thoracique ($\approx 40^\circ$), la lordose lombaire ($\approx 50^\circ$), et la cyphose sacrée. On appelle cyphose toute courbure rachidienne dans le plan sagittal à convexité postérieure et lordose toute courbure rachidienne dans le plan sagittal à convexité antérieure. Ces incurvations augmentent la solidité, la résistance, la stabilité et l'élasticité de la colonne.

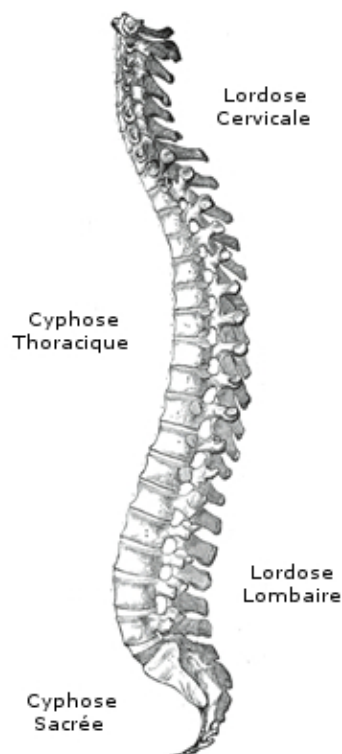


Figure 1.2 – Le rachis et ses segments (Gray's Anatomy 1918, domaine public)

1.1.1.3 Les vertèbres

La vertèbre a une forme qui varie en fonction de sa position dans le rachis. Néanmoins, sa composition de base est la même (voir figure 1.3).

Elle se compose d'une partie antérieure pseudo-cylindrique appelée corps vertébral et d'une partie postérieure associant :

- une apophyse épineuse postérieure, que l'on peut sentir en touchant le dos, à la surface de la peau,
- des apophyses transverses latérales, permettant la liaison avec les côtes dans la partie thoracique,
- des apophyses supérieures et inférieures, aussi appelées facettes articulaires, contribuant à l'articulation entre vertèbres.

Les différentes composantes de la partie postérieure forment une cavité, appelée foramen ou trou vertébral, permettant la protection de la moelle épinière. Le corps vertébral assure la liaison mécanique et la transmission des efforts par l'intermédiaire du disque intervertébral.



Figure 1.3 – Vertèbre thoracique typique (Gray's Anatomy 1918, domaine public)

1.1.1.4 Les disques intervertébraux

Le disque intervertébral est un fibro-cartilage, assez schématiquement, divisé en deux parties (voir figure 1.4) :

- un noyau central ou nucleus pulposus gélatineux, composant très hydraté (88% d'eau) et incompressible en forme de sphère,
- une partie sphérique ou annulus fibrosus composée de lamelles de cartilages fibreux concentriques.

Le disque a un rôle "d'amortisseur" qui peut supporter les pressions importantes que reçoivent les vertèbres en transformant les efforts verticaux en efforts radiaux et en les répartissant de façon homogène.

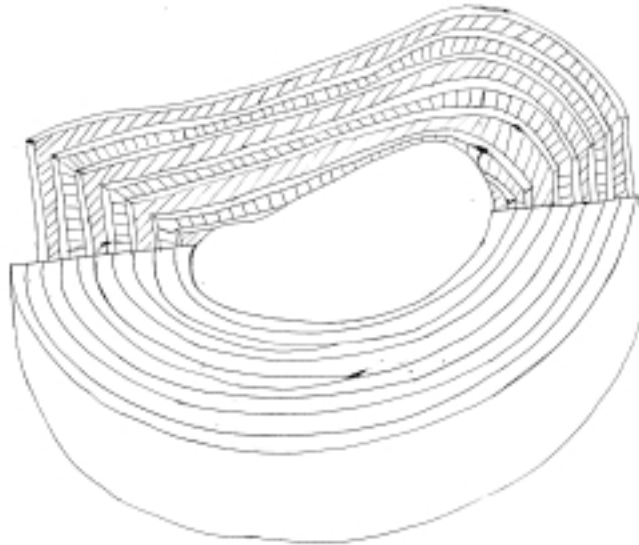


Figure 1.4 – Représentation schématique du disque intervertébral

1.1.1.5 Le système ligamentaire

L'ensemble osseux est soutenu par un appareil ligamentaire vertébral qui assure la stabilité et la limitation des mouvements entre deux vertèbres et pour tout l'ensemble, et contribue à rigidifier la colonne vertébrale afin de mieux répartir les charges transmises. Quatre grands types de ligaments intervertébraux existent (voir figure 1.5) :

- les ligaments communs antérieur et postérieur : ce sont de larges bandes fibreuses qui s'étendent sur la face antérieure et postérieure du corps vertébral tout le long de la colonne. Ces ligaments freinent l'extension pour l'antérieur et la flexion pour le postérieur du rachis, d'où le nom de ligaments freins.
- les ligaments jaunes : ils relient les lamelles de deux vertèbres successives. Ils ont un rôle protecteur du canal rachidien, qu'ils assurent par leur élasticité, épaisseur et résistance.
- les ligaments intertransversaires : ils relient les apophyses transverses et jouent un rôle de frein dans les mouvements d'inclinaison latérale et de rotation.
- les ligaments inter-épineux : ce sont des cloisons latérales qui comblent l'intervalle séparant deux apophyses épineuses voisines et qui sont prolongées par le ligament sur-épineux. Ils sont très résistants mécaniquement et sont des freins puissants de la flexion. Ils contribuent efficacement à diminuer les pressions intra-discales dans la flexion et évitent l'écrasement des disques.

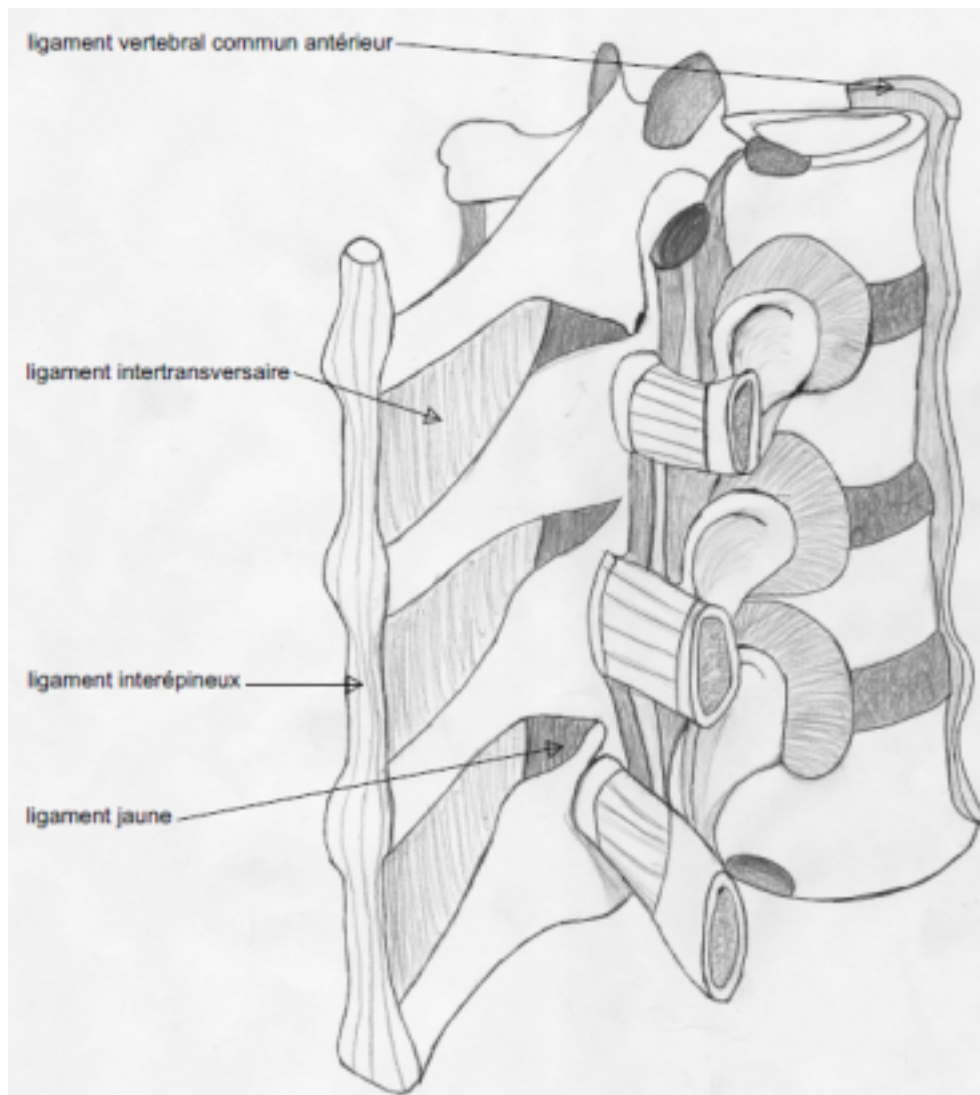


Figure 1.5 – Système ligamentaire entourant le rachis

1.1.1.6 Le thorax

Le thorax correspond à la partie supérieure du tronc. Il est délimité par le diaphragme et la cage thoracique. La cage thoracique est maintenue par le système ligamentaire. Elle est formée du sternum, de cartilages costaux et de côtes (voir figure 1.6). Le sternum est un os plat et allongé centré sur la portion antérieure de la cage thoracique. Les côtes sont des os plats, allongés et à profil multi-courbé. Il y a douze paires de côtes situées sur le segment thoracique. Enfin, le cartilage costal relie l'extrémité antérieure des côtes au sternum.

Le thorax accueille le pharynx, le larynx, la trachée, les bronches et les poumons, qui font parties de l'appareil respiratoire, ainsi que le cœur. La figure 1.7 représente l'anatomie du thorax.

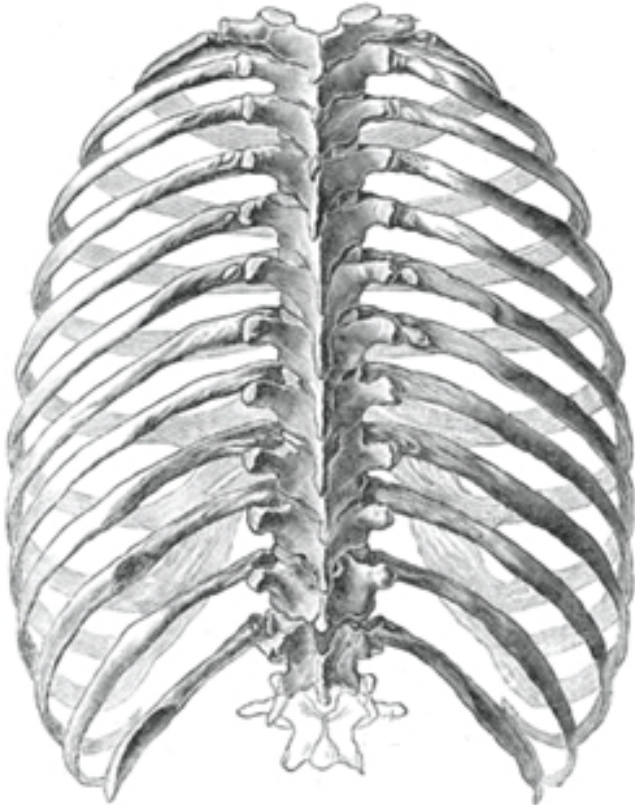


Figure 1.6 – Vue postérieure de la cage thoracique (Gray’s Anatomy 1918, domaine public)

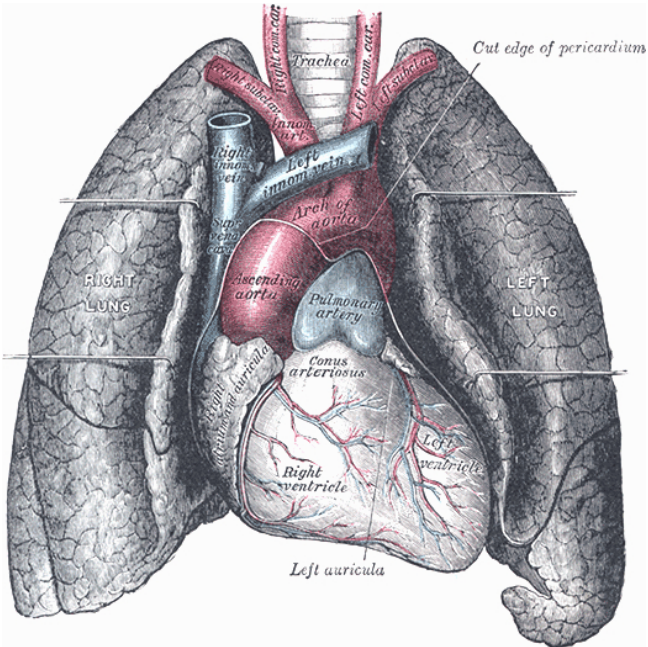


Figure 1.7 – Anatomie du thorax (Gray’s Anatomy 1918, domaine public)

1.1.1.7 L'abdomen

L'abdomen (voir figure 1.8) est la partie inférieure du tronc. Il est limité par le diaphragme en haut, le bassin en bas, la colonne vertébrale en arrière et la paroi abdominale en avant et latéralement. L'abdomen comprend essentiellement les organes digestifs : le foie, la vésicule, l'estomac, les intestins et la rate. L'abdomen contient également une partie de l'appareil urinaire : les deux reins, la vessie, l'urètre et les uretères, et les organes génitaux.

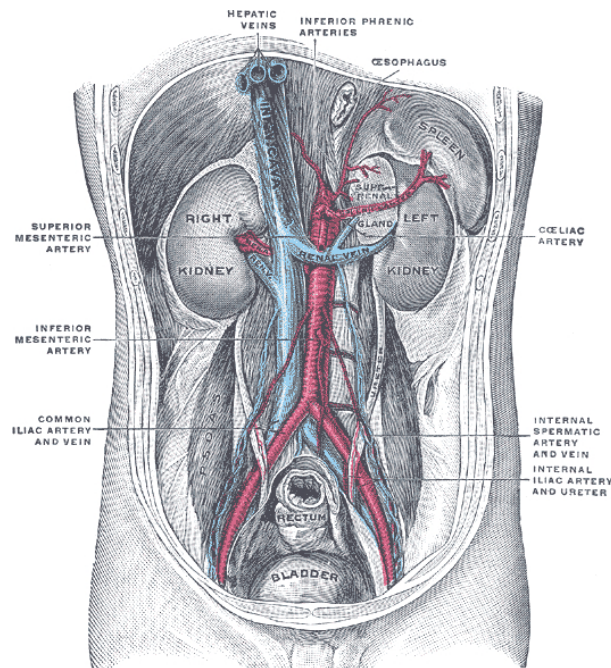


Figure 1.8 – Anatomie de l'abdomen (Gray's Anatomy 1918, domaine public)

1.1.2 La lombalgie

1.1.2.1 Définition et données épidémiologiques

La lombalgie définit une douleur de la région lombaire. La lombalgie commune a une origine mécanique et est à différencier des formes dites symptomatiques, ayant une étiologie inflammatoire, infectieuse ou tumorale. La physiopathologie est le plus souvent rapportée à une lésion des différentes structures : disques intervertébraux, articulations, corps vertébraux, muscles, avec souvent un contexte dégénératif du rachis (Goupille et al., 2000; Malik and Joseph, 2007; Parmar et al., 2004; Peng et al., 2006; Poiraudau et al., 2004; Preuss and Fung, 2005; Turgut et al., 2008).

Au cours de cette étude, seule la lombalgie commune est prise en considération. On distingue, selon la durée d'évolution, la lombalgie aiguë avec une douleur durant quelques heures ou quelques jours ; la lombalgie subaiguë avec une douleur durant plusieurs jours ou par épisodes itératifs sur plusieurs mois (Stucki and Waldburger,

2001) ; la lombalgie chronique se définissant par une douleur continue depuis au moins trois mois. Les lombalgies chroniques représentent de 5 à 10% des lombalgies (Petit Le Manac'h et al., 2011; Stucki and Waldburger, 2001).

La lombalgie touche 50% de la population en un an (Fassier, 2011). 15,4% des hommes et 18,9% des femmes ont eu une douleur de plus de 30 jours en un an. La tranche d'âge des 30-44 ans est la moins touchée. 7 à 8% de la population des 30-64 ans ont une lombalgie invalidante (Fassier, 2011).

La lombalgie a des enjeux économiques et sociétaux, du fait du nombre important de personnes nécessitant des soins pour cette pathologie chaque année et des arrêts de travail qu'elle engendre (Fassier, 2011; Krismer and van Tulder, 2007). Selon diverses enquêtes dans les pays européens, la lombalgie engendre des dépenses équivalentes à environ 2% du PIB par an (Fassier, 2011). En ce qui concerne les enjeux sociétaux, il existe un lien entre le niveau d'études et la survenue d'une lombalgie (Fassier, 2011). La lombalgie toucherait principalement des populations peu qualifiées, ce qui engendre des pertes d'emploi fréquentes pour invalidité (Leclerc et al., 2009).

1.1.2.2 Les facteurs de risque

Il est important de distinguer deux types de facteurs de risque : les facteurs de risque de survenue d'une lombalgie et les facteurs de risque de passage à la chronicité.

Les risques de survenue d'une lombalgie sont les efforts physiques intensifs ou répétés, l'activité professionnelle (port de charge, position de travail, ...), des troubles statiques du rachis ou des facteurs familiaux (Heneweer et al., 2011; Lin et al., 2011).

Les facteurs de risque de passage à la chronicité sont nombreux. Il y a des facteurs médicaux et démographiques (antécédents médicaux, état général de santé, ...), des caractéristiques cliniques de la lombalgie (durée et intensité de la douleur, incapacité fonctionnelle, présence de névralgie sciatique, ...), des caractéristiques psychologiques du patient (acceptation de la douleur, dépression, ...), des facteurs socio-culturels (statut social, niveau d'études, loisirs, travaux ménagers, ...) et des facteurs professionnels (psychosociaux : satisfaction de l'emploi, revenu ... et physiques : qualification, aménagement des postes, ...) (Coudeyre and Ratinaud, 2011; Fayad et al., 2004; Nguyen et al., 2009; Poiraudeau et al., 2004). Il est important de dépister ces facteurs de risques de chronicisation afin d'adapter le suivi de ces personnes, notamment lors d'épisodes aigus itératifs.

1.1.2.3 La prévention

Il existe deux types de prévention de la lombalgie : la prévention primaire qui est une prévention de survenue d'une lombalgie, et une prévention secondaire qui est une prévention du passage à une lombalgie chronique ou à la récurrence.

La prévention primaire s'appuie sur des recommandations européennes pour la prise

en charge des patients souffrant de lombalgies aiguë et subaiguë (Estrade, 2010; Henrotin, 2010). Elle passe entre autres par des études sur la position dans les environnements de travail aussi bien sur une chaîne de production que dans des bureaux. Elle passe également par le port de soutien ou maintien lombaire lors de la réalisation d'exercices intensifs ou à répétitions.

La prévention secondaire se fait par un suivi médical régulier des patients ayant un fort risque de passage à la chronicité (Coudeyre and Ratinaud, 2011). Elle se fait également par le port de soutien ou de maintien lombaire (Ammendolia et al., 2005).

1.1.2.4 Les traitements

Les traitements sont variés et ne sont toujours pas très bien codifiés dans la lombalgie chronique. Ils dépendent de nombreux facteurs, dont la cause de la douleur, mais semblent aussi conditionnés par le comportement du médecin traitant ou du patient (Widerstrom et al., 2012). De ce fait, l'analyse et les revues de la littérature ne permettent pas d'aboutir à des préconisations très claires. Il est proposé des traitements médicamenteux (avec diverses formes d'administration), des traitements chirurgicaux, des traitements physiques et de rééducation, des techniques de manipulations vertébrales, le port d'orthèses. En 2000, des recommandations de la Haute Autorité de Santé ont été proposées. En raison des faiblesses méthodologiques des études disponibles analysées (nombreuses études avec des méthodologies variées et des populations non homogènes), ces recommandations restent des propositions destinées à aider un professionnel de santé à prendre en charge un patient lombalgique.

Pour ce travail, nous nous sommes proposés de faire un état des lieux, non exhaustif, de la littérature des différents traitements possibles (voir Annexe A).

Une lombalgie aiguë ou subaiguë peut avoir une origine lésionnelle (dégénérescence des disques intervertébraux, lésions musculaires, lésions articulaires, ...) et peut être traitée par la prise de médicaments tels que les analgésiques, anti-inflammatoires ou éventuellement myorelaxants (Rozenberg, 2001). Si la lésion est plus importante, avec survenue d'une hernie discale avec radiculalgie rebelle aux traitements médicaux, une chirurgie peut être nécessaire (Bratton, 1999). Parfois de la rééducation ou une restauration fonctionnelle est secondairement préconisée (Beaudreuil et al., 2010; Bouton et al., 2008; Donskoff, 2011; Poiraudreau et al., 2001).

Lorsque la lombalgie devient chronique, la douleur ne provient plus nécessairement de la seule origine lésionnelle mais est souvent multifactorielle. Le patient va diminuer voire arrêter son activité physique (profession, sport, jardinage, ...) avec retentissement physique plus global (enraidissement, perte de force musculaire, ...), psychologique (troubles du sommeil, asthénie, anxiété, dépression) et socio-professionnel. Il est alors préconisé une approche multidisciplinaire (médecin, psychologue, kinésithérapie, assistante sociale, ...) et un suivi médical régulier (Demoulin et al., 2010; Hill and Fritz, 2011;

Martin-Mattera et al., 2010).

1.1.3 Les orthèses lombaires

1.1.3.1 Généralités

Les orthèses lombaires sont des appareillages ou dispositifs médicaux fabriqués de série ou en sur-mesure. Selon leurs caractéristiques techniques, elles peuvent être souples ou, au contraire, rigides, selon la pathologie qu'elles vont traiter. Elles sont, dans la majorité des cas, pris en charge plus ou moins intégralement par la sécurité sociale ou les mutuelles, en France. Pour se faire, elles obéissent à une nomenclature, la Liste des Produits et Prestations Remboursées (LPPR).

Actuellement, il existe peu d'études concernant l'utilisation des orthèses lombaires. Ces études concernent des populations hétérogènes, et analysent diverses catégories d'orthèses souvent avec des appellations différentes et selon des méthodologies variées. En outre, lors de ces études, les orthèses lombaires sont associées à d'autres traitements (Calmels and Fayolle-Minon, 1996; Jellema et al., 2001; van Poppel et al., 2000, 2004; van Tulder et al., 2006, 2004). Cependant, un certain mode d'action des orthèses ont été répertoriés.

1.1.3.2 Mode d'action

Biomécanique : Les orthèses lombaires engendrent une limitation des amplitudes de façon segmentaire (immobilisation plus importante des segments hauts) et globale (diminution des mouvements extrêmes, surtout lors d'une inclinaison latérale) (Axelson et al., 1992; Calmels and Fayolle-Minon, 1996; Fidler and Plasmans, 1983; Grew and Deane, 1982; Lantz and Schultz, 1986a,b; McGill et al., 1990). Elles diminuent également les contraintes discales avec une baisse de 25% lors d'une contention lombosacrée semi-rigide par exemple. Néanmoins, les résultats sont variables. Effectivement, l'augmentation de la pression abdominale n'induit pas à elle seule la baisse de pression discale (Andersson and Ortengren, 1974; McGill et al., 1990; Nachemson and Morris, 1964). En outre, l'effet des orthèses lombaires sur les contraintes dans les corps vertébraux sont très variables et dépendent fortement des personnes (Rohlmann et al., 2013). Les orthèses lombaires n'ont, par contre, aucun effet négatif sur la force musculaire (Alaranta and Hurri, 1988; Cholewicki et al., 1999; Fayolle-Minon and Calmels, 2008; Kawaguchi et al., 2002; Lantz and Schultz, 1986a,b; Pfeifer et al., 2001; Reyna et al., 1995; Warren et al., 2001; Waters and Morris, 1970). Enfin, elles permettent une correction posturale (Cholewicki et al., 2006; Dalichau and Scheele, 2000; Pfeifer et al., 2001; Thoumie et al., 1998).

Physiopathologie et clinique : Les orthèses lombaires ont des effets sur la douleur et l'inflammation en limitant la mobilité et par effet thermique (Calmels et al., 2009; Million et al., 1981; Valle-Jones et al., 1992; Willner, 1985). Les orthèses lombaires ont également un effet sur l'activité neuro-musculaire et proprioceptive ainsi que des effets décontracturants (Holmström and Moritz, 1992; Kawaguchi et al., 2002).

Fonctionnel : Les orthèses lombaires permettent une amélioration des activités de la vie quotidienne et engendrent un bénéfice économique en diminuant la consommation de médicaments, et ainsi un certain risque de complications iatrogènes (Calmels et al., 2009; Valle-Jones et al., 1992).

1.1.3.3 Types d'orthèses

Deux grands types d'orthèses sont distingués : des ceintures médico-chirurgicales (petit appareillage) et des corsets orthopédiques sur mesure et moulage (grand appareillage).

Les ceintures médico-chirurgicales représentent une grande variété de dispositifs depuis les bandes ceintures et ceintures de soutien lombaire (CSL), des ceintures de soutien ou maintien abdominal (CMA), les ceintures de maintien lombaire (CML) et lombaire renforcé (CMLR) jusqu'aux corsets d'immobilisation vertébrale (CIV) de différents types.

Les CSL sont des orthèses de série qui sont préconisées pour un port discontinu ou temporaire. Ces orthèses se composent de 4 baleines rigides dans le dos et un renfort abdominal en deux parties sur le ventre. La figure 1.9 représente quelques modèles de CSL.



Figure 1.9 – Exemple de ceintures de soutien lombaire : a. Ceinture Thuasne Lombacross Activity®, b. Ceinture Thuasne Lombatech®, c. Ceinture Thuasne Lombacross® (www.thuasne.fr, téléchargé le 20/03/14)

Les CMA, sur mesure ou sur moulage, sont généralement utilisées dans le cas de maintien post-partum ou postopératoire de l'abdomen. Ces orthèses peuvent aussi être utilisées pour le maintien de paroi pathologique (post-chirurgie viscérale, hernie,

faiblesse de la paroi par exemple).

Les CML sont des orthèses sur mesure, mais sans moulage. Elles sont composées de parties dorsales et abdominales en tissu non extensible. Ces orthèses s'étendent du sacrum aux vertèbres thoraciques T12 ou T9. Il existe également des ceintures de maintien lombaire renforcées qui comportent un nombre supplémentaire de renforts.

Les CIV sont également des orthèses sur mesure, sans moulage. Elles sont fabriquées en tissu inextensible renforcé. Elles s'étendent du sacrum aux vertèbres thoraciques T6, T9 ou T12. Ces orthèses ont une armature rigide.

Les corsets dits de grand appareillage sont réalisés à partir d'un moulage et sur ordonnance spécifique. La réalisation de ces moulages nécessite une entente préalable établie par l'applicateur orthésiste et la caisse de remboursement. Les prescripteurs privilégiés de ce type d'orthèses sont les rhumatologues, les chirurgiens orthopédistes, les neurochirurgiens et les médecins de médecine physique et de réadaptation.

En France, le remboursement de ces orthèses est conditionné au respect d'un cahier des charges technique LPPR. Par exemple, les ceintures de soutien lombaire doivent respecter les caractéristiques suivantes : "Ceinture de soutien lombaire en tissu élastique d'une force supérieure à 350 cN par centimètre à 30% d'allongement, avec dos doublé comportant quatre ressorts en acier de 24 mm de large au dos et de deux ressorts souples devant, recouverts de peau naturelle ou synthétique. La fermeture est réglable."

Le choix du type d'orthèses dépend des effets thérapeutiques recherchés (immobilisation stricte ou relative, rappel de posture, antalgie, chaleur et éventuellement la correction statique recherchée), des caractéristiques techniques (série, mesures simples ou moulage), du morphotype du patient, de la durée du port et du rapport coût/bénéfice.

1.1.3.4 Indications thérapeutiques

Les orthèses lombaires rigides ou souples sont préconisées dans le cas de lombalgies communes ou de pathologies inflammatoires telle qu'une spondylarthrite ankylosante, selon la phase évolutive de la maladie, la nécessité de reprendre des activités ou encore les effets attendus.

En ce qui concerne les pathologies traumatiques (fracture, tassement ostéoporotique, ...) ou infectieuses (spondylodiscite), des orthèses rigides sur moulage sont préconisées en première intention. Le traitement par orthèses rigides sera relayé par un autre type d'orthèses.

Les seules contre-indications de ce type de dispositif sont l'intolérance cutanée ou des troubles digestifs.

L'indication la plus commune des orthèses rigides ou souples, est la lombalgie chronique. Les CSL sont très fréquemment prescrites et utilisées. Elles ont un effet préventif et curatif et plus particulièrement des effets antalgiques, proprioceptifs, mé-

caniques et éducatifs. Le choix de l'orthèse dépend des activités et du confort des patients. Les orthèses sont portées de façon intermittente au cours de la journée ou de manière continue la journée sur une courte période. Ces orthèses permettent d'aider à la reprise des activités tout en n'ayant pas d'effets délétères sur le muscle et la proprioception.

1.2 Caractérisation mécanique des textiles médicaux

1.2.1 Les différents types de textiles

Un textile est obtenu à partir de trois types de technique : le tissage, le tricotage et le non-tissé. Le tissage est un croisement régulier de deux fils. Ces fils sont soit sur la longueur du textile et sont nommés fils de chaîne, soit sur la largeur du textile et sont nommés fils de trame. Le textile ainsi obtenu est nommé tissu (voir figure 1.10).

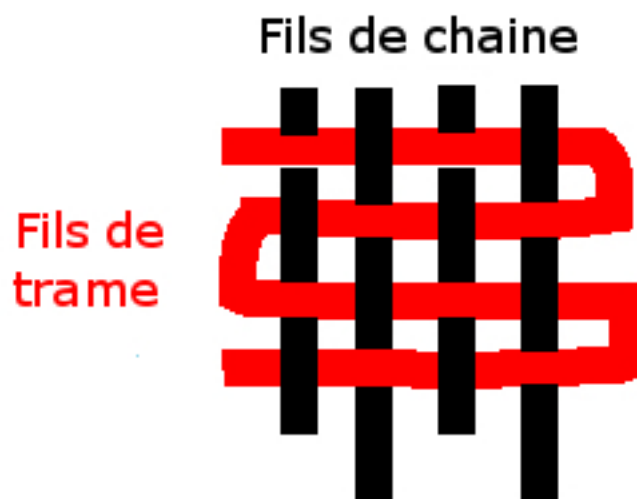


Figure 1.10 – Schéma d'un tissu

Le tricotage est une méthode s'appuyant sur l'entrelacement de mailles. Cette méthode permet d'obtenir des tricots. L'entrelacement de mailles peut être différent ce qui permet d'obtenir différents tricots.

Les textiles non-tissés sont formés par des fibres entrelacées plus ou moins aléatoirement, afin de former une nappe, aussi appelée voile de fibres. La fabrication de ces fibres est possible grâce aux opérations techniques suivantes : fabrication par voie sèche, voie humide, aérodynamique ou fondue. Une opération de consolidation est obligatoire afin de fixer les fibres entre elles.

Dans cette étude, seuls des textiles de type "tissu" seront étudiés.

1.2.2 Les textiles médicaux

Les textiles sont très utilisés dans le domaine médical. Il est possible de distinguer deux types de textiles médicaux suivant leurs utilisations à la surface ou à l'intérieur du corps. Les textiles médicaux utilisés dans le corps, nommés textiles médicaux internes par la suite, peuvent soit faire partie d'un dispositif médical interne, soit être un élément de substitution d'une partie du corps humain. Par exemple, les implants cardiaques (Chitsaz et al., 2013), les oxygénateurs de sang (Pacella et al., 2011), les poumons artificiels (Pacella et al., 2011), les stents (McGarry et al., 2004) et les implants de paroi artificielle (Ulrich et al., 2012) sont constitués en partie de textiles. Les textiles peuvent également être utilisés comme des substituants pour le cartilage (Moutos et al., 2010), l'os (Su et al., 2012), les vaisseaux sanguins (Bergmeister et al., 2013) et les ligaments (Gloy et al., 2013). Les textiles médicaux utilisées à la surface du corps, nommés dispositifs médicaux externes par la suite, sont utilisés dans le domaine de l'orthopédie traumatologique (Calmels et al., 2009), de la circulation veineuse (Dubuis et al., 2012b) ou de la dermatologie (Wiegand et al., 2013).

De manière générale, que le textile ne soit qu'une partie du dispositif médical ou le constitue complètement, que le dispositif médical soit interne ou externe, les propriétés mécaniques du textile sont importantes. Ces propriétés mécaniques doivent se rapprocher de celles des tissus vivants qu'ils remplacent ou ont une influence sur le traitement engendré par les dispositifs médicaux.

1.2.3 Les essais mécaniques

Les principales propriétés mécaniques des tissus sont caractérisées par les paramètres mécaniques suivants : la masse surfacique du tissu, les coefficients de Poisson et la rigidité en traction, de cisaillement, en flexion et en torsion dans les sens trame et chaîne. Pour déterminer ces caractéristiques, un large panel d'essais mécaniques existe, certains étant normés. Seuls quelques essais seront présentés. Ils sont décrits d'après Taibi (2001).

1.2.3.1 Essai de traction

Cet essai mécanique permet d'obtenir la courbe force-allongement caractéristique d'un tissu. Pour cela un échantillon de tissu est mis sous tension par une traction avec une vitesse d'accroissement de contrainte constante ou avec une vitesse de déformation constante. Le tissu est une structure surfacique, anisotrope et discontinue, avec des propriétés force-allongement différentes d'un sens à un autre. Pour l'évaluation du tissu, il faut donc au moins effectuer des mesures dans les deux directions orthogonales, chaîne et trame.

Différents essais de traction existent suivant le nombre de directions de traction. Les essais de traction les plus courants sont uniaxiaux ou biaxiaux.

Lors d'un essai de traction uniaxiale, l'échantillon est soumis à une tension dans une

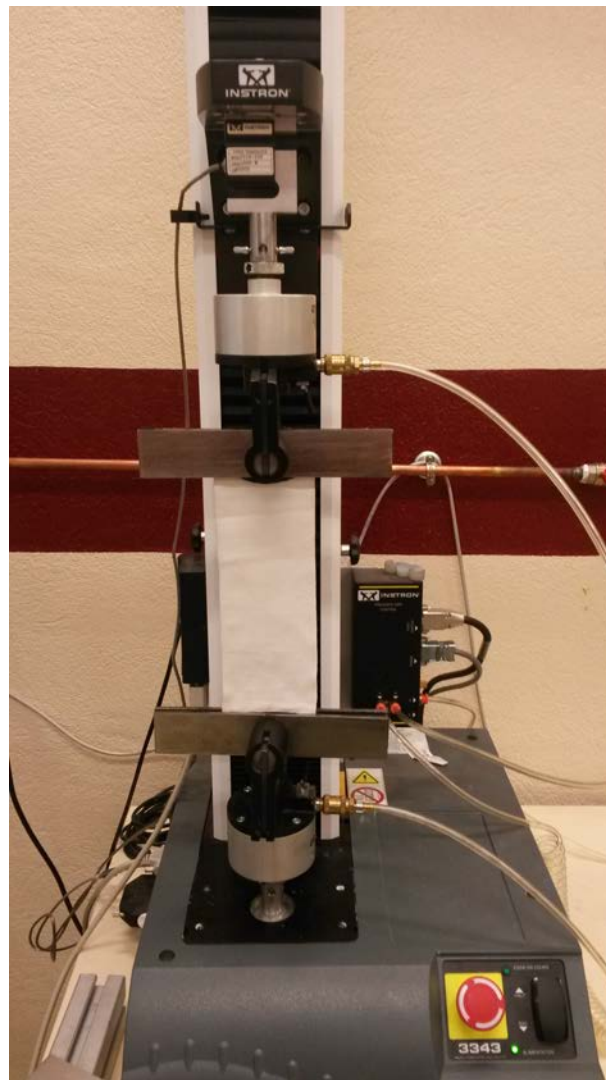


Figure 1.11 – Machine de traction uniaxiale conventionnelle

seule direction. La figure 1.11 représente une machine de traction uniaxiale conventionnelle. La force est mesurée pour chaque allongement de l'échantillon, ce qui permet d'obtenir une courbe force-allongement caractéristique du tissu. Il est alors possible de calculer le module élastique dans la direction de traction à l'aide de la loi de Hooke. L'allure de la courbe force-allongement de traction du tissu est donnée en figure 1.12.

L'essai de traction uniaxiale dans un sens donné provoque une rétraction dans le sens perpendiculaire à l'échantillon. Elle peut provoquer des cisaillements à l'endroit de la jonction de l'éprouvette et de la pince. Pour éviter ce problème, l'échantillon doit avoir une longueur au minimum deux fois plus grande que sa largeur. Le coefficient de Poisson est le rapport de la contraction transversale par la dilatation longitudinale (voir figure 1.13).

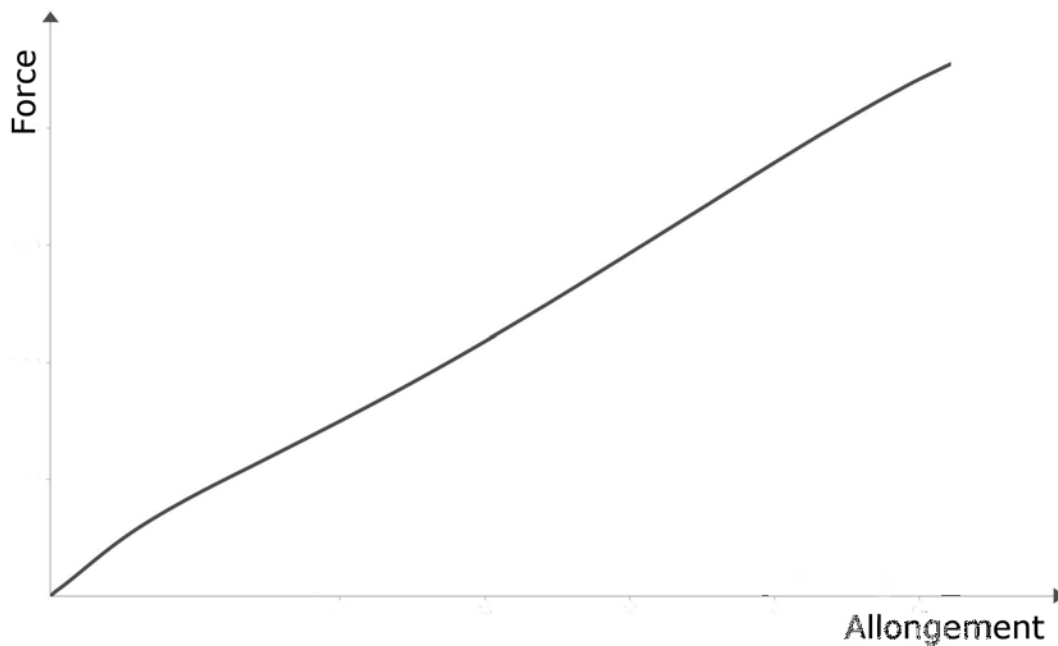


Figure 1.12 – Courbe typique d'un essai de traction sur tissu

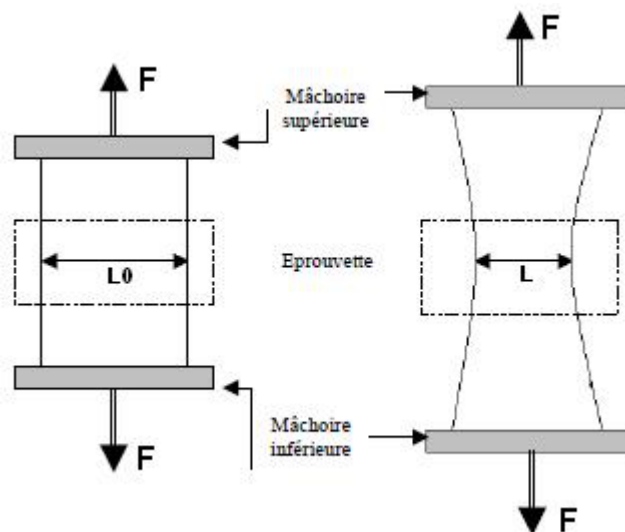


Figure 1.13 – Dilatation de l'échantillon au cours de l'essai

Un essai de traction biaxiale consiste en la mise sous tension d'un échantillon dans deux directions simultanément. Un schéma de principe est donné en figure 1.14. La vitesse de traction suivant les deux directions peut être différente, ce qui permet de produire un large spectre de sollicitations. Les trois cas de sollicitations possibles sont donnés pour $d_1 < d_2$, $d_1 = d_2$ et $d_2 < d_1$ avec d_1 le déplacement dans un sens et d_2 le déplacement dans le sens perpendiculaire. Si $d_1 = d_2$, la traction est biaxiale avec des

déplacements uniformes suivant les deux directions de traction.

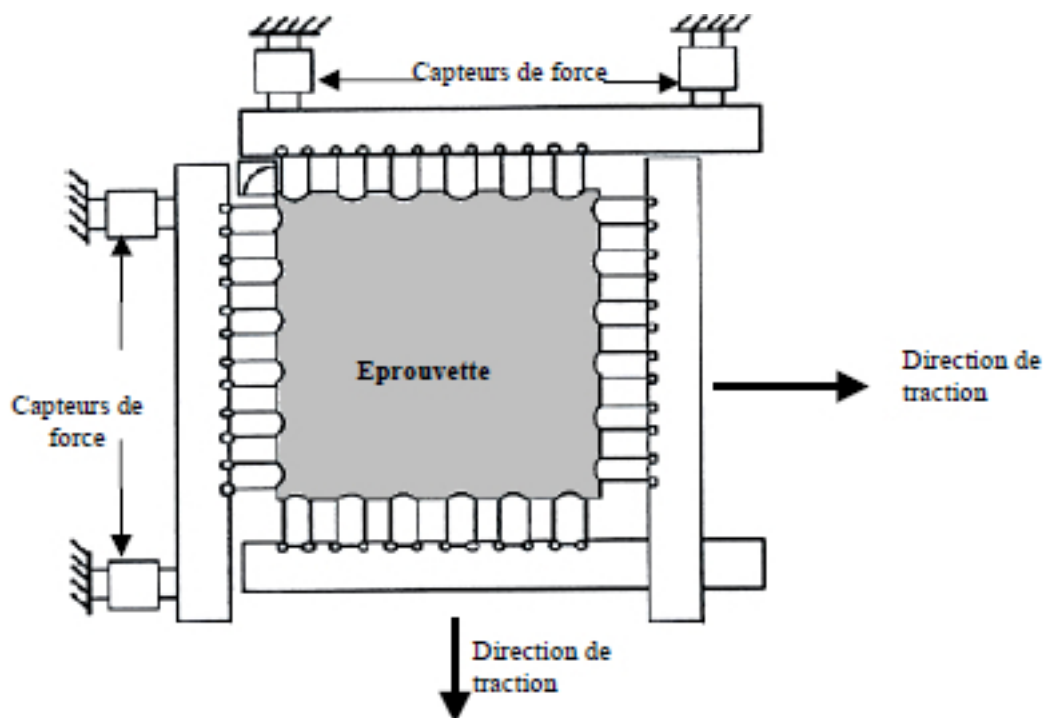


Figure 1.14 – Schéma de principe d'un essai de traction biaxiale

1.2.3.2 Essai de cisaillement

D'après Hearle et al. (1969), il existe deux catégories de cisaillement :

- Le cisaillement simple, fréquemment rencontré, se produit lorsqu'un objet de forme carrée ou rectangulaire se déforme parallèlement par rapport à deux côtés opposés (voir figure 1.15).
- le cisaillement pur se produit lorsqu'un objet de forme carrée soumis à une sollicitation de traction suivant la diagonale, garde la même surface avec une variation de ces angles (voir figure 1.16).

Les premiers essais de cisaillement ont été réalisés à l'aide d'un dynamomètre conventionnel (Morner and Eeg-Olofsson, 1957). Par la suite, des dispositifs de mesure spécifiques aux essais de cisaillement ont été développés pour remédier aux problèmes de flambement et améliorer la modélisation de ce type de test (Behre, 1961; Cusick, 1961; Grosberg and Park, 1966; Kawabata et al., 1973; Spivak, 1966). Un appareil de cisaillement a été conçu afin de pouvoir s'adapter au test de traction standard (Cusick, 1961). La figure 1.17 représente un exemple de courbe force-angle de cisaillement. L'essai est effectué afin de tracer cette courbe à partir du point A jusqu'au point A

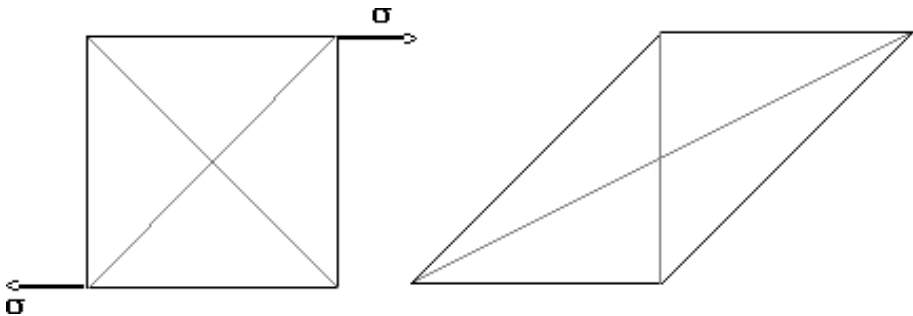


Figure 1.15 – Principe du cisaillement simple

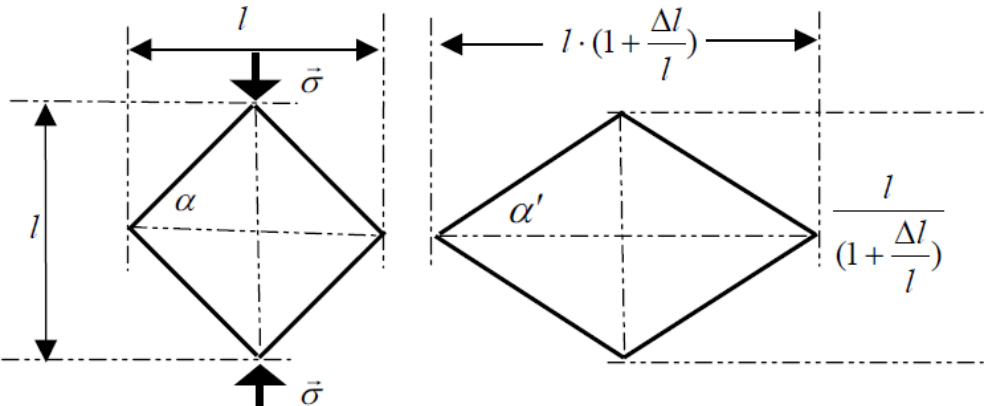


Figure 1.16 – Principe du cisaillement pur

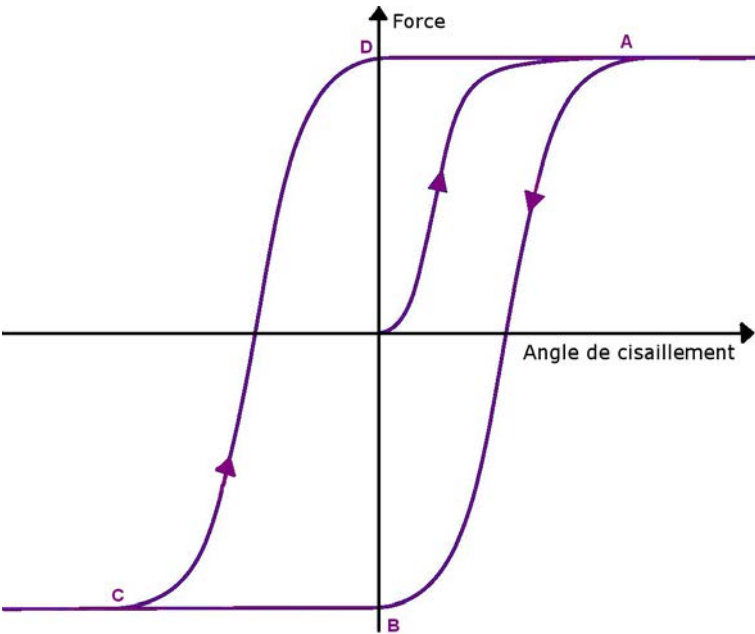


Figure 1.17 – Exemple de courbe force-angle de cisaillement

de nouveau. Un effet d'hystérésis apparaît. Il correspond à l'énergie dissipée pour compenser les forces de friction existantes à l'intersection de la chaîne et de la trame. Ces forces de friction s'opposent à la force de cisaillement appliquée.

1.2.3.3 Essai de flexion

La flexion décrit la capacité de résistance à la déformation sous une sollicitation normale à la surface du tissu. D'après le genre de sollicitation, deux sortes de déformations sont à distinguer : une unidirectionnelle et une multidirectionnelle. Les méthodes utilisées pour évaluer la propriété de flexion unidirectionnelle sont la méthode coulissante, la méthode en forme de "rond", en forme de "poire" et celle en forme de "cœur". La seule méthode utilisée pour évaluer la propriété de flexion multidirectionnelle est la méthode de drapé.

La méthode coulissante : Les premières expérimentations sur la flexion ont été effectuées par Peirce (1930). Il a développé un appareil de mesure de la rigidité de flexion du tissu, nommé flexiomètre. Cet appareil est schématisé sur la figure 1.18. Le principe de mesure est le suivant :

- Une bande de tissu est placée sur la partie horizontale de l'appareil.
- Il faut faire glisser cette bande en dehors du support jusqu'à ce que son extrémité libre intercepte une ligne oblique de référence d'inclinaison θ .
- La longueur L de tombée de tissu est alors notée.

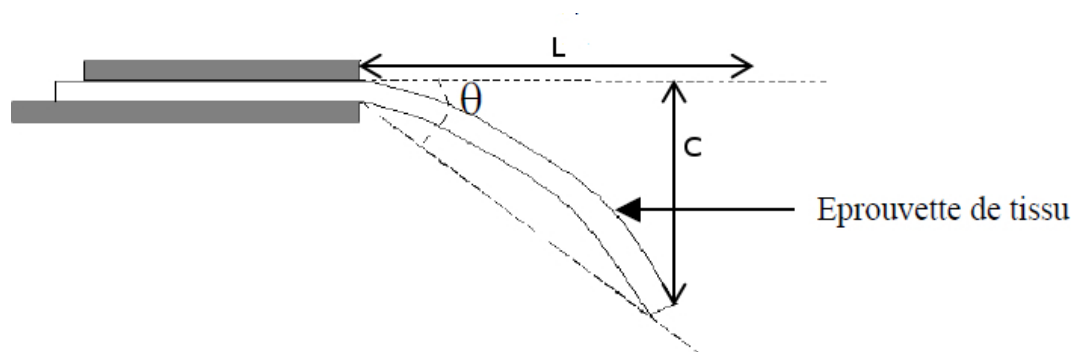


Figure 1.18 – Schéma de principe du flexiomètre

La rigidité de flexion a été déterminée empiriquement par l'équation 1.1 (Peirce, 1930):

$$G = \frac{ML^3 \cos(\theta/2)}{8 \cdot \tan \theta} \quad (1.1)$$

Chapitre 1. Contexte clinique et biomécanique

avec G = la rigidité à la flexion du tissu, M = la masse surfacique, L = la longueur de tombée de tissu et θ = l'angle entre le plan incliné et le plan horizontal.

La longueur de flexion est donnée par l'équation 1.2 :

$$C = L \cdot \frac{\cos(\theta/2)^{1/3}}{8 \cdot \tan\theta} \quad (1.2)$$

où C est la longueur de flexion.

Une autre expression possible de la rigidité à la flexion est la suivante 1.3 (Wei, 1989) :

$$G = \frac{ML^3 \cos\theta}{8\theta} \quad (1.3)$$

La méthode de la boucle suspendue : Lorsqu'un tissu est trop souple, il n'est pas possible d'obtenir la rigidité à la flexion par la méthode coulissante. La solution utilisée est alors la méthode de la boucle suspendue. Cette méthode consiste à former une boucle avec un échantillon de tissu de longueur L soumis à son propre poids. Les boucles peuvent être de forme ronde, en poire ou en cœur (voir figure 1.19). La longueur théorique l_0 que le tissu devrait faire une fois suspendu a été calculée pour ces trois formes (Peirce, 1930). La flexibilité du tissu est importante quand la longueur de flexion l'est également. La longueur de flexion C est, suivant la forme de la boucle, donnée par les équations suivantes 1.4, 1.5 et 1.6 :

- pour une boucle ronde,

$$l_0 = 0,3183L \quad \theta = 157 \times \frac{l - l_0}{l_0} \quad C = 0,133f(\theta) \quad (1.4)$$

- pour une boucle en forme de "poire",

$$l_0 = 0,4243L \quad \theta = 504,5 \times \frac{l - l_0}{l_0} \quad C = 0,133 \frac{f(\theta)}{\cos(0,87\theta)} \quad (1.5)$$

- pour une boucle en forme de "cœur",

$$l_0 = 0,1337L \quad \theta = 32,85 \times \frac{l - l_0}{l_0} \quad C = l_0 f(\theta) \quad (1.6)$$

avec l_0 = la longueur théorique de la boucle, l = la longueur mesurée de la boucle, θ = l'angle de flexion en degré et C = la longueur de flexion.

$$f(\theta) = \left(\frac{\cos\theta}{\tan\theta} \right)^{(1/3)} \quad (1.7)$$

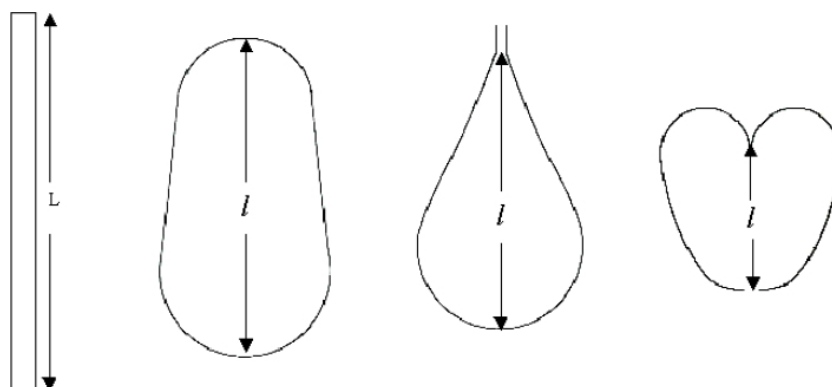


Figure 1.19 – Différentes formes de boucles suspendues

θ et C sont identiques à ceux définis par la méthode coulissante. La comparaison de ces paramètres pour les différents tissus est donc possible.

La méthode de drapé : Le drapé décrit la façon dont un tissu tombe sous son propre poids, sur un objet rigide. Il existe essentiellement deux sortes d'appareils de mesure du drapé d'un tissu :

- le drape-o-meter : cet appareil est illustré sur la figure 1.20. La mesure de la flexibilité à l'aide de cet appareil se fait en accrochant un échantillon de tissu de longueur L sur la moitié du support rond supérieur de rayon r_0 . Cet échantillon tombe et forme un demi-cercle sur le support inférieur de rayon r_n . La différence entre les deux rayons permet de caractériser la flexibilité du tissu.
- le drapemeter : cet appareil est illustré sur la figure 1.21. Au contraire du drape-o-meter qui soumet l'éprouvette à une contrainte tridimensionnelle dans une seule direction (trame ou chaîne), le drapemeter impose à l'éprouvette une déformation tridimensionnelle (Chu et al., 1950). Les résultats sont donc en partie dépendants des propriétés de cisaillement du tissu, mais cette dépendance est bien plus faible que la dépendance des résultats à la rigidité de flexion du tissu. La mesure de la flexibilité à l'aide de cet appareil se fait en disposant un échantillon de tissu circulaire de diamètre C entre deux petits disques "support" de diamètre A . Le diamètre C est plus grand que le diamètre A . Le tissu sort donc du support. L'ombre de l'échantillon est projetée sur un écran et modélisée par un cercle de diamètre B . Le coefficient de drapé F est obtenu par la formule suivante 1.8 :

$$F = \frac{B - A}{C - A} \quad (1.8)$$

Ce coefficient de drapé F varie de 0 pour un tissu parfaitement flexible à 1 pour un tissu extrêmement rigide.

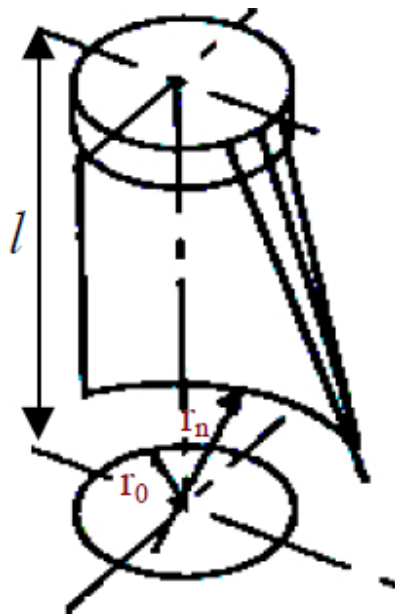


Figure 1.20 – Principe du drape-o-meter

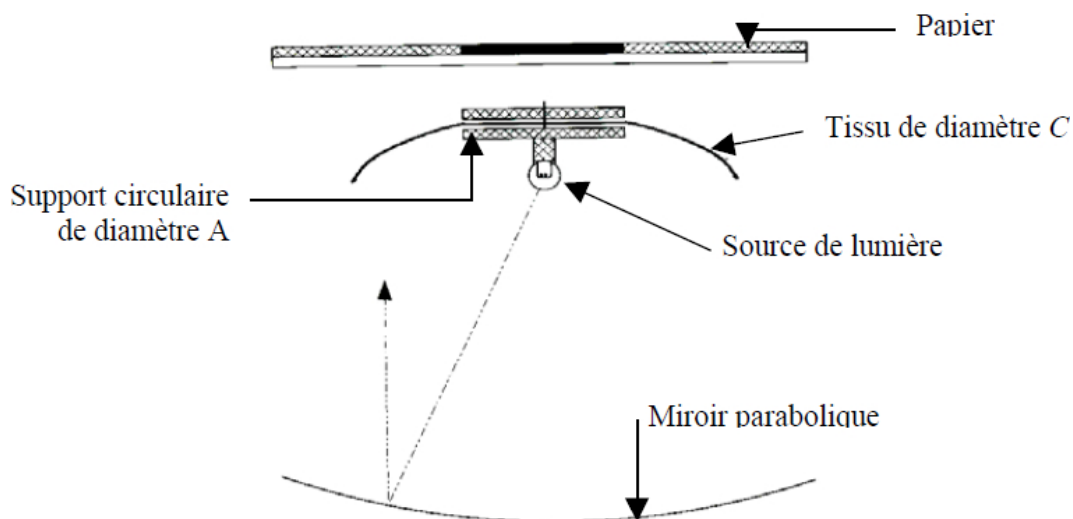


Figure 1.21 – Principe du drapemeter

1.2.3.4 Essai d'arrachement

L'essai d'arrachement correspond à l'essai de traction simple uniaxiale jusqu'à rupture de l'échantillon. La grande différence entre ces deux essais est que l'échantillon est plus grand que les mâchoires, dans le cas de l'essai d'arrachement, contrairement à l'essai de traction. La figure 1.22 présente une courbe force-déplacement type dans le cas d'un essai d'arrachement. La phase ascendante de la courbe est identique à celle obtenue lors d'un essai de traction. La phase descendante de la courbe correspond à la brisure progressive des fils constituant l'échantillon.

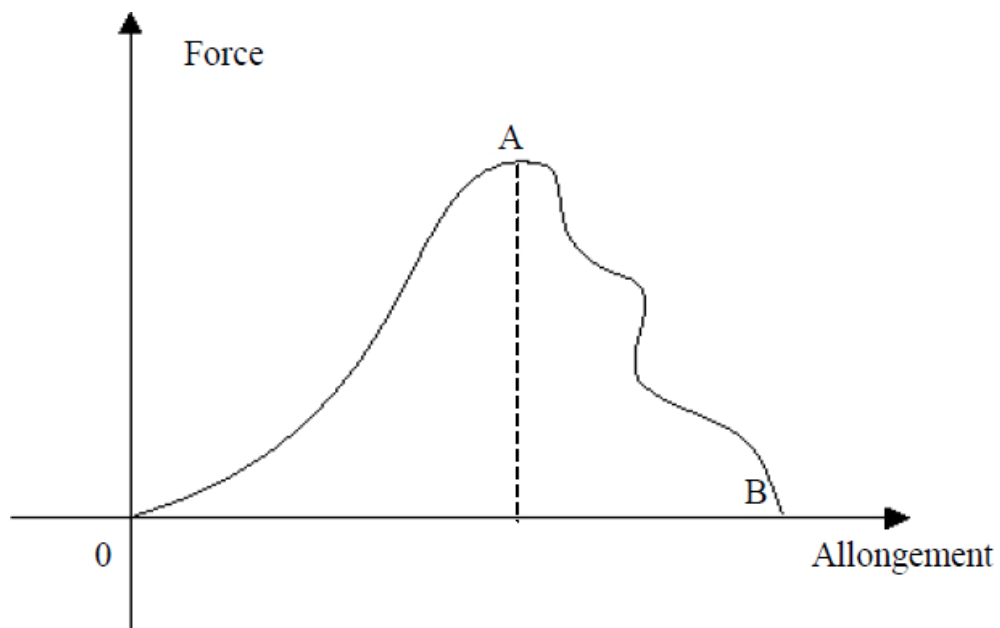


Figure 1.22 – Courbe type obtenue par un essai d'arrachement

1.2.3.5 Essai de frottement de tissu

Deux méthodes principales sont utilisées pour mesurer le frottement de tissu : la méthode sur surface plane et la méthode sur plan incliné.

La méthode sur surface plane : Cette méthode est illustrée sur la figure 1.23. Le principe de cette méthode est de tirer un bloc de masse m sur un tissu placé au-dessus d'une surface rigide et plane. Le fil connecté au bloc est mené autour d'une poulie sans frottement et connecté à une cellule de force appropriée dans une machine de traction. Cette cellule de force permet de mesurer la force F exigée pour démarrer le déplacement du bloc ou pour maintenir le déplacement du bloc. Il est donc possible d'obtenir les coefficients de frottement f statique (par la force exigée pour démarrer le déplacement) et dynamique (par la force moyenne nécessaire pour maintenir le déplacement) par l'équation suivante 1.9 :

$$f = \frac{F}{mg} \quad (1.9)$$

avec f = le coefficient de frottement, F = la force de frottement, m = la masse du bloc et g = l'accélération de la pesanteur.

Le coefficient de frottement mesuré est spécifique aux deux matériaux en contact. Le bloc est souvent en acier ou recouvert d'un tissu dont les propriétés mécaniques sont connues. La figure 1.24 illustre une courbe force de frottement en fonction du déplacement de la masse qui peut être obtenue avec cette méthode.

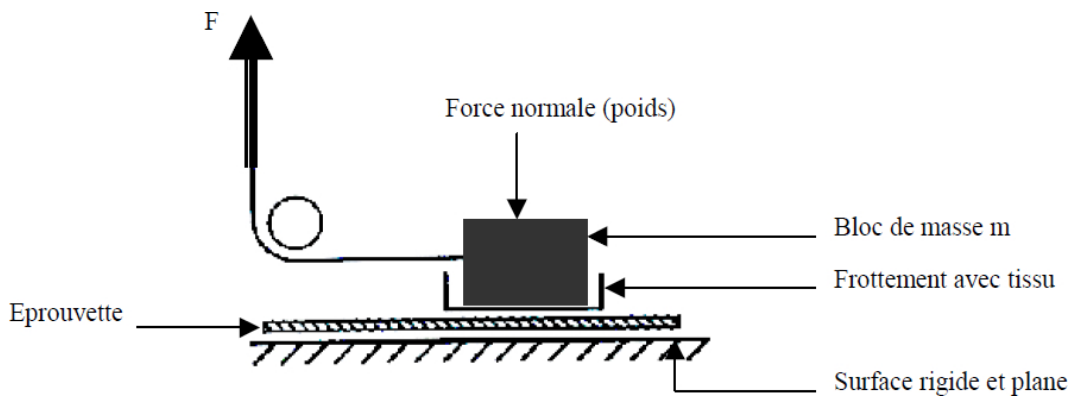


Figure 1.23 – Schéma d'un essai de frottement de tissu sur surface plane

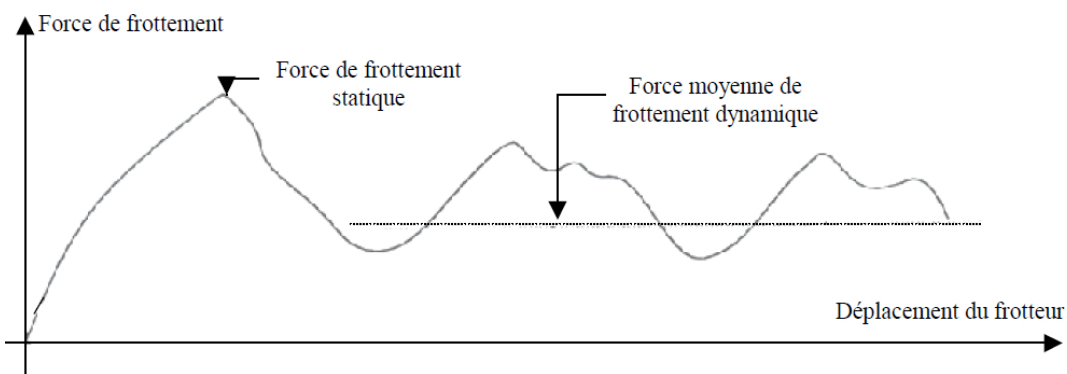


Figure 1.24 – Courbe type obtenue par un essai de frottement de tissu sur surface plane

La méthode sur plan incliné : Cette méthode est illustrée sur la figure 1.25. Le principe de cette méthode est de poser un bloc de masse m sur un plan incliné couvert d'un échantillon de tissu de telle sorte que l'angle d'inclinaison θ soit l'angle maximum qui ne provoque pas le déplacement du bloc. La force de frottement est donnée par 1.10 :

$$F = mg.\sin(\theta) \quad (1.10)$$

et la réaction normale par 1.11

$$R_N = mg.\cos(\theta) \quad (1.11)$$

Le coefficient de frottement F est le rapport de la force de frottement f et la réaction du support R_N . On obtient donc 1.12 :

$$f = \tan(\theta) \quad (1.12)$$

Le coefficient de frottement obtenu est le coefficient de frottement statique. Pour obtenir le coefficient de frottement dynamique, il est nécessaire de donner à la masse

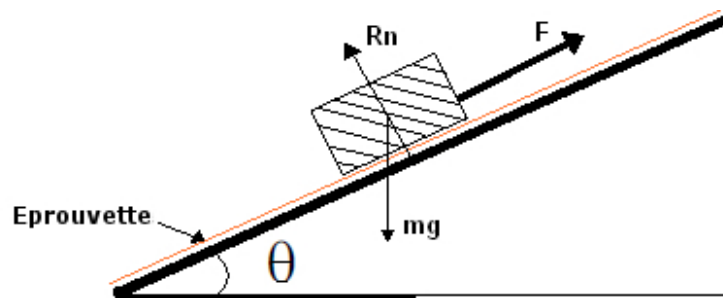


Figure 1.25 – Schéma d'un essai de frottement de tissu sur plan incliné

une impulsion initiale et de déterminer l'angle minimum seuil permettant à la masse de continuer à descendre.

1.3 Mesures expérimentales de champs

Au cours de ce projet, il est proposé de mesurer à l'interface tronc/ceinture, la pression exercée par la ceinture sur le tronc et la déformation du tronc et de la ceinture lors du port de celle-ci. Un des objectifs de ce projet de recherche est de lier la mesure de la pression d'interface avec la mesure des champs de déformation. Cette partie se composera donc d'une revue de la littérature sur la mesure de la pression d'interface (voir paragraphe 1.3.1) et sur la mesure de la déformation par des méthodes optiques (voir paragraphe 1.3.2) dans le domaine médical.

1.3.1 Mesure de la pression d'interface

1.3.1.1 Les différents capteurs de pression

Il existe cinq familles de capteurs de pression d'interface : les capteurs pneumatiques, électropneumatiques, photométriques, capacitifs et résistifs. Le choix d'un capteur dépend de son utilisation, de la précision de mesure souhaitée, de l'intervalle de mesure possible et du coût.

Les capteurs pneumatiques : Les capteurs pneumatiques sont composés d'une cellule d'air reliée à un réservoir d'air. La cellule d'air représente la zone sensible du capteur. Elle sera l'élément du capteur posé sur la surface de mesure. Le principe de fonctionnement de ce capteur repose sur le fait que tant que la pression dans le réservoir est plus faible que la pression dans la cellule, il est possible de gonfler le réservoir sans gonfler la cellule d'air. Lorsque la pression dans le réservoir devient identique puis dépasse la pression dans la cellule, la cellule se met à se gonfler. La pression dans le réservoir lorsque la cellule d'air se met à gonfler est donc la pression d'interface recherchée (Gyi et al., 1998).

Chapitre 1. Contexte clinique et biomécanique

Les capteurs électropneumatiques : Les capteurs électropneumatiques sont composés d'un contact électrique relié à un sac gonflable. Au début de la mesure, le sac est gonflé au maximum. L'air du sac est alors pompé jusqu'à ce que la pression à l'intérieur du sac soit identique à la pression externe appliquée sur le sac. Cet équilibre de pression provoque l'ouverture du contact électrique. La pression d'interface est la pression mesurée à l'ouverture de ce contact (Gyi et al., 1998).

Les capteurs photométriques : Les capteurs photométriques reposent sur la coloration d'un film en fonction de la pression appliquée (Bachus et al., 2006). L'application d'une pression sur le film produit un éclatement des microcapsules qui libère un liquide. Ce liquide vient réagir avec le révélateur. Une teinte plus ou moins foncée apparaît alors. Cette teinte dépend de la pression appliquée. Elle varie du rose clair (limite inférieure de la sensibilité du papier) au rouge foncé (saturation du papier). La pression peut alors être déterminée visuellement d'après des abaques ou par des traitements d'images.

Les capteurs capacitifs : Un capteur capacitif est composé de deux matériaux en trois couches. Les deux couches externes sont composées d'un matériau conducteur, tandis que la couche centrale est composée d'un matériau isolant. La capacité C de ce capteur a pour valeur 1.13 :

$$C = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot \frac{A}{d} \quad (1.13)$$

avec ϵ_0 = la constante électrique du matériau isolant, ϵ_r = la constante électrique du matériau conducteur, A = l'aire du capteur et d = la distance entre les deux couches conductrices (Chiang et al., 2007).

Lorsqu'une pression est exercée sur le capteur, elle modifie la distance entre les couches conductrices ce qui modifie donc la capacité du capteur. L'intensité du courant étant proportionnelle à la capacité, une variation de la pression modifie l'intensité du courant. Une mesure du courant permet donc de mesurer la pression exercée sur le capteur (Chiang et al., 2007; Gyi et al., 1998; Lai and Li-Tsang, 2009).

Les capteurs résistifs : Les capteurs résistifs reposent sur les propriétés piezorésistives de certains matériaux, c'est-à-dire sur le fait que la résistivité d'un matériau varie en fonction des efforts exercés sur ce matériau (Gyi et al., 1998). La résistivité est proportionnelle à la résistance électrique d'après l'équation suivante 1.14 :

$$\rho = R \cdot \frac{A}{l} \quad (1.14)$$

avec ρ = la résistivité, R = la résistance, A = l'aire de la section et l = la longueur de la résistance. La résistance étant proportionnelle à la tension électrique, la mesure de cette tension permet la mesure de la pression d'interface après étalonnage.

Certains capteurs résistifs reposent sur la variation de la résistance avec la longueur. En effet, l'application d'une pression sur un capteur résistif modifie la longueur de ce capteur. La longueur étant proportionnelle à la résistance comme le montre l'équation 1.14, la mesure de la résistance permet d'obtenir la pression appliquée sur le capteur.

Les matrices de pression : Les capteurs résistifs ou capacitifs peuvent être assemblés dans une structure qui permet de mesurer la pression sur plusieurs points en même temps. Ces structures sont souvent nommées matrices de pression. Elles sont couramment utilisées dans le domaine médical pour des applications sur le confort, sur les mesures d'appui (problèmes d'escarres en assise ou couché), sur des mesures de pression appliquées par de la contention ou de la compression ou encore en orthopédie. Le détail de ces applications est donné au paragraphe 1.3.1.3.

1.3.1.2 Etalonnage et tests de performance des capteurs

Plusieurs études métrologiques permettent de déterminer la performance des différents capteurs de pression d'interface. Après étalonnage du système, les différents tests de performance classiques pouvant être réalisés pour caractériser un capteur d'après ces études (Dabling et al., 2012; Ferguson-Pell et al., 2000; Flaud et al., 2010; Gyi et al., 1998; Hochmann et al., 2001; Lai and Li-Tsang, 2009; Polliack et al., 2000; Völker et al., 2006; Wheeler et al., 2011) sont :

- Erreur de mesure : Différence entre la pression mesurée et la pression de référence.
- Vérification de la linéarité : Erreur de mesure constante avec la charge.
- Hystérésis : Différence entre la réponse du capteur pour une augmentation du chargement par rapport à une réponse du capteur lorsque le chargement diminue.
- Répétabilité : Fidélité de mesure selon un ensemble de conditions de répétabilité (mêmes procédures de mesure, même opérateur, même système de mesure, mêmes conditions de fonctionnement, même lieu, même objet sur une courte période de temps).
- Dérive : Variation de la pression mesurée avec le temps
- Effet du vieillissement des capteurs : Variation de la mesure avec l'âge des capteurs

De par la technologie et l'utilisation des matrices de pression, certains autres tests de performance peuvent être réalisés sur les matrices. D'après les articles Ferguson-Pell

Chapitre 1. Contexte clinique et biomécanique

et al. (2000); Flaud et al. (2010); Gyi et al. (1998); Hochmann et al. (2001); Jansson et al. (2013); Lai and Li-Tsang (2009); Polliack et al. (2000), ces tests sont les suivants :

- Effet de la courbure : Variation de la réponse du capteur suivant la courbure de la surface de mesure.
- Effet de l'état de surface : Variation de la réponse du capteur suivant la surface sur laquelle la pression est mesurée.
- Effet de l'extension des capteurs : Variation de la mesure suivant l'étirement du capteur.
- Effet de l'humidité : Variation de la mesure suivant l'humidité de l'environnement.

Les différentes études réalisant ces tests de performance sur les capteurs de pression sont données en Annexe A.

Afin d'être complet sur la caractérisation du fonctionnement des matrices, d'autres tests seront envisagés lors de ce travail comme des tests de reproductibilité et de l'impact de la taille de la zone d'application de la pression.

Les capteurs capacitifs ont des problèmes de dérive dus au délai que prend le matériau isolant à se compresser sous la pression (Dabling et al., 2012; Lai and Li-Tsang, 2009). Les capteurs résistifs ont des problèmes de mesure lorsque les surfaces sont fortement courbées car ces capteurs reposent sur la mesure de la résistance, qui varie en fonction de la longueur. La mesure de la variation de la résistance sur des surfaces courbées contient la mesure de la pression de surface mais également la courbure de la surface (Ferguson-Pell et al., 2000).

1.3.1.3 Application dans le domaine médical

D'abord utilisés pour la mesure de la pression d'interface entre des bas de contention et les jambes ou pour caractériser des pressions pouvant entraîner l'apparition d'escarres, les capteurs de pression sont aujourd'hui courants dans le domaine médical aussi bien en recherche qu'en clinique.

Les applications dans le domaine médical peuvent être des études :

- sur le confort, par la réalisation de cartographie de pression et la recherche des zones de pression maximale (Aldien et al., 2005; Edlich et al., 2011; Fenety et al., 2000; Fourchet et al., 2007; Porter et al., 2003),
- sur la contention/compression afin de caractériser l'action mécanique des bas ou des bandes (Candy et al., 2010; Damstra et al., 2008; Damstra and Partsch, 2009; Dumbleton et al., 2009; Hafner et al., 2000; Kumar et al., 2013; Partsch et al., 2006; Reich-Schupke et al., 2009; Troynikov et al., 2013),

- en orthopédie afin de connaître les pressions appliquées par les orthèses ou au niveau des articulations (Anderson et al., 2003; Aubin et al., 2007; van den Hout et al., 2002),
- sur les escarres par la mesure de la pression d'interface entre la zone de contact répétée et le dispositif médical (Dolbow et al., 2013; Hamanami et al., 2004; Reenalda et al., 2009; Rithalia and Gonsalkorale, 1998; Rithalia et al., 2000; Shelton and Lott, 2003; Tam et al., 2003; Vaisbuch, 2000; van Londen et al., 2008; Yousefi et al., 2011; Zhou et al., 2014),
- sur l'amputation afin de connaître la pression exercée par une prothèse sur le moignon (Ali et al., 2013; Hong and Mun, 2005),
- sur la pression exercée lors de sutures (Brassart et al., 2008).

Les applications de la mesure de champ de pression permettent de déterminer les niveaux de pression acceptables de dispositifs médicaux suivant leur durée de port. Elles permettent également de déterminer si un dispositif médical va être dangereux pour l'homme pour un port de court ou de long terme et même peuvent indiquer si le port d'un dispositif médical reste confortable à court ou long terme. Une liste non-exhaustives de différentes études, utilisant des capteurs de pression dans le domaine médical, est donnée en Annexe A.

Le choix du type de capteur de pression adéquat à une étude dépend de ses avantages et inconvénients. Les capteurs pneumatiques et électropneumatiques sont faciles d'utilisation et les moins chers. Par contre, la mesure avec ces capteurs dépend fortement de l'utilisateur et ces capteurs sont en général grand, ce qui offre une résolution spatiale de mesure faible. Les capteurs capacitifs ont une très faible erreur de mesure. Ils sont cependant les plus chers et présentent une dérive importante. Les capteurs résistifs peuvent offrir une grande résolution de mesure et ont un prix raisonnable par rapport aux capteurs capacitifs. Ils ont, par contre, des problèmes de mesure sur des zones courbes surtout quand ils ne sont pas piezorésistifs.

Le choix du type de capteur se fait donc suivant la taille de la zone à évaluer, la résolution de mesure souhaitée, la courbure et l'état de surface de la zone, l'erreur de mesure acceptable et le coût du dispositif. Ainsi, les capteurs ponctuels piezorésistifs sont souvent utilisés pour la mesure de la pression à l'interface bande de contention / jambe (Hafner et al., 2000) alors que les capteurs matriciels résistifs sont couramment utilisés pour la mesure du confort des sièges automobiles (Andreoni et al., 2002).

1.3.1.4 Développement de nouveaux capteurs

Les capteurs de pression disponibles sur le marché ne permettent pas de répondre à toutes les applications souhaitées dans le domaine médical. De nouveaux capteurs

spécifiques à une application ont donc été développés. Il existe, par exemple, des capteurs intégrés à certains dispositifs tels que des corsets orthopédiques (Chan et al., 2012; Lou et al., 2008) ou des fauteuils (Meffre et al., 2007).

D'autres capteurs ont été développés afin qu'ils soient de taille ou de forme adéquate à une application. Par exemple, Chiang et al. (2007) ont développé un micro capteur afin de mesurer la pression à l'interface de tissu nerveux et d'implants neuronaux. Un autre exemple est le développement de capteurs ayant la même courbure que les jambes humaines afin de mesurer la pression d'interface chaussette orthopédique / jambes (Wheeler et al., 2011).

1.3.2 Mesure de la déformation par des méthodes optiques

La mesure de la déformation en trois dimensions nécessite généralement la mesure de la forme et la mesure du déplacement. Deux méthodes de mesure de forme et deux méthodes de mesure de déplacement, couramment utilisées, vont être décrites dans cette partie. Les méthodes choisies sont la stéréovision et la projection de franges pour la mesure de forme et la corrélation d'images et la méthode des grilles, pour la mesure de déplacement. Toutes ces méthodes permettent des mesures macroscopiques. L'utilisation de l'interférométrie ne sera pas présentée.

1.3.2.1 Mesure de forme

La stéréovision : Le principe de la stéréovision est l'obtention de la géométrie 3D d'un objet à partir de deux photographies de cet objet suivant deux angles de prise de vue différents. La stéréovision se réalise suivant trois étapes (Gardel et al., 2012; Herrera et al., 2009) :

- l'étalonnage qui consiste à déterminer la configuration géométrique des caméras ou appareils photographiques,
- la mise en correspondance de primitives qui permet de trouver les zones semblables entre les deux images,
- la reconstruction qui correspond à l'obtention des coordonnées (x, y, z) des points de l'objet d'étude à partir des coordonnées images des primitives.

La reconstruction 3D par stéréovision consiste donc à résoudre le système suivant 1.15 (Gardel et al., 2012; Ghanem et al., 2003) :

$$s \begin{bmatrix} u - u_0 \\ v - v_0 \\ 1 \end{bmatrix} = M \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.15)$$

avec s = un facteur d'échelle, (u, v) = les coordonnées en pixel des points 2D, (u_0, v_0) le centre optique en pixel, (x, y, z) = les coordonnées 3D des points recherchés et M la matrice de passage trouvée par étalonnage du système. M est de la forme 1.16 :

$$M = \begin{bmatrix} p_{11} & p_{12} & p_{13} & p_{14} \\ p_{21} & p_{22} & p_{23} & p_{24} \\ p_{31} & p_{32} & p_{33} & p_{34} \\ p_{41} & p_{42} & p_{43} & p_{44} \end{bmatrix} \quad (1.16)$$

Les photographies obtenues lors d'une mesure par stéréovision présentent des distorsions, c'est-à-dire des déformations des images, dues à la lentille de la caméra. Lors de l'étalonnage, par translation d'un spécimen sur un chemin d'étalonnage, il est possible d'obtenir le champ de correction de la distorsion. Ce champ est appliqué aux images avant le calcul de la forme par stéréovision (Sutton et al., 2009).

La stéréovision est utilisée en clinique dans plusieurs domaines médicaux : pour la reconstruction de la surface cardiaque (Ghanem et al., 2003), pour la reconstruction de glaucome (Gupta et al., 2006), pour la reconstruction de la colonne vertébrale (Delorme et al., 2003) ou pour guider les chirurgies (Li et al., 2010). Certaines études ont également essayé de s'inspirer de la vision humaine pour améliorer la technique de stéréovision (Gardel et al., 2012). D'autres études ont utilisé la stéréovision afin de comprendre la vision de certains être vivants comme les poissons (Herrera et al., 2009).

Les images permettant la reconstruction ne sont pas toujours des images directement obtenues par des caméras ou appareils photographiques, mais peuvent être des radiographies (Delorme et al., 2003). Cette technique est alors nommée stéréoradiographie. Un système de radiographie utilisé couramment en clinique permet de réaliser simultanément les deux radiographies nécessaires à la reconstruction tout en ayant une irradiation faible. Ce système de radiographies est commercialisé sous le nom EOS (Dubousset et al., 2005; Rousseau et al., 2007; Wybier and Bossard, 2013). Une étude clinique et une étude technique ont permis de confirmer la diminution significative de la dose d'irradiation par rapport à des systèmes classiques de radiographies (Delin et al., 2014; Dubousset et al., 2005). La qualité d'image est la même qu'un système classique de radiographie (Dubousset et al., 2005). Une reconstruction 3D du rachis est incluse dans le système et permet entre autres de suivre l'évolution d'une scoliose (Ilharberborde et al., 2013). La reproductibilité des mesures 3D a également été démontrée (Rousseau et al., 2007). D'autres parties humaines sont en cours de reconstruction à l'aide de ce système, comme les membres inférieurs (Assi et al., 2013).

La projection de franges : Afin de déterminer la forme d'un objet par cette méthode, des franges sont projetées sur une surface plane puis sur l'objet d'étude. La présence de l'objet crée un déphasage contenant la profondeur de l'objet (Gorthi et al., 2011; Quan et al., 2001, 2002; Thakur et al., 2007; Wang et al., 2002; Wu and Peng, 2006). La relation entre la phase et la profondeur s'écrit donc 1.17 :

$$h(x, y) = \gamma(\phi_{ref} - \phi_{obj}) \quad (1.17)$$

avec $h(x, y)$ la profondeur en tout point (x, y) de l'image, γ une constante dépendant de la configuration de l'expérience, ϕ_{ref} la phase de l'image de référence et ϕ_{obj} la phase en présence de l'objet. Déterminer γ nécessite d'étalonner le système. Afin de simplifier les recherches de forme d'objet par projection de franges, des algorithmes ne nécessitant pas d'étalonnage ont été développés (Pavageau et al., 2004).

Avec cette méthode, la profondeur de l'objet est obtenue à partir du déphasage. Il est donc nécessaire de connaître la phase pour l'état initial et final. La technique la plus souvent utilisée pour obtenir cette phase est le décalage de phase temporel. Plusieurs images du même état sont réalisées en décalant à chaque image la phase des franges de $\alpha = \frac{2\pi}{N}$ avec N un entier naturel. L'intensité lumineuse $I(x, y)$ pour chaque image est donc donnée par l'équation 1.18 (Breque et al., 2004; Wu and Peng, 2006) :

$$I(x, y) = b(x, y) + a(x, y)\cos(\phi_{obj} + p\frac{2\pi}{N}) \quad (1.18)$$

avec $a(x, y)$ l'amplitude de modulation, $b(x, y)$ le fond continu et p un entier naturel correspond à la $p^{ième}$ image. La phase est alors donnée par l'équation 1.19 (Wu and Peng, 2006) :

$$\phi_{obj} = \arctan \frac{\sum_{p=0}^{N-1} I_p \sin(p\alpha)}{\sum_{p=0}^{N-1} I_p \cos(p\alpha)} \quad (1.19)$$

avec l'intensité lumineuse de la $p^{ième}$ image. Par exemple, en réalisant quatre images du même état, les intensités lumineuses de ces quatre images sont données par les équations 1.20 (Quan et al., 2001) :

$$\begin{aligned}
 I_1 &= b(x, y) + a(x, y)\cos(\phi(x, y)) \\
 I_2 &= b(x, y) + a(x, y)\cos\left(\frac{\pi}{2} + \phi(x, y)\right) \\
 I_3 &= b(x, y) + a(x, y)\cos(\pi + \phi(x, y)) \\
 I_4 &= b(x, y) + a(x, y)\cos\left(\frac{3\pi}{2} + \phi(x, y)\right)
 \end{aligned} \tag{1.20}$$

La phase a donc pour équation 1.21 (Quan et al., 2001) :

$$\phi(x, y) = \arctan\left(\frac{I_4(x, y) - I_2(x, y)}{I_1(x, y) - I_3(x, y)}\right) \tag{1.21}$$

Afin d'éviter les erreurs de calcul de phase dues aux vibrations entre deux prises d'image, de nouveaux algorithmes de mesure de phase ne nécessitant qu'une image sont en cours de développement (Gdeisat et al., 2002; Robin et al., 2005; Servin et al., 2004; Surrel, 1996; Takeda et al., 1982; Zhang, 2012). Ces méthodes permettraient l'utilisation de la projection de franges en dynamique. En outre, des méthodes existent afin de corriger les erreurs sur le calcul de la phase (Ma et al., 2012).

La mesure de la forme par des projections de franges peut être utilisée lors de tests mécaniques (Gigliotti et al., 2005), mais également pour des mesures sur des êtres vivants. Cette méthode sert à déterminer les propriétés mécaniques et la structure de la peau (Luebberding et al., 2014; Molimard et al., 2010; Sandoz et al., 2004) ou la forme de poisson (Tan et al., 2000). Une autre application sur le vivant, utilisée en routine clinique, est l'obtention de la surface complète du tronc (Fortin et al., 2007). Cette technique est utile pour le diagnostic d'anomalies morphologiques externes. Elle peut également être utilisée pour déterminer le type de scoliose d'un sujet sans l'utilisation de radiographies (Adankon et al., 2013, 2012).

L'enjeu majeur de l'utilisation de la projection de franges sur le vivant est le temps d'acquisition. Des méthodes ont été développées ces dernières années pour considérablement accélérer l'acquisition de forme par la projection de franges (Zhang, 2010).

1.3.2.2 Mesure de déplacement

La corrélation d'images : La corrélation d'images repose sur la mesure de la similitude entre deux motifs. Deux images sont enregistrées correspondant à l'état initial Im_0 et l'état déformé Im_1 (Lomov et al., 2008). L'image Im_0 peut être décrite en tout point (r, s) par une fonction $f(r, s)$. L'image Im_1 est décrite en tout point (r, s) par la fonction $g(r, s)$. Entre les deux images, a eu lieu le déplacement (δ_x, δ_y) . La relation entre f et g est donc 1.22 :

$$g(r, s) = f(r - \delta_x, s - \delta_y) + b(r, s) \quad (1.22)$$

avec $b(r, s)$ représentant le bruit. Déterminer (δ_x, δ_y) revient à déterminer le maximum du produit de corrélation entre f et g . Cette fonction $h(r, s)$ s'écrit 1.23 :

$$h(r, s) = (g * f)(r, s) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} g(a, b) f(a - r, b - s) da db \quad (1.23)$$

Le maximum de ce produit de corrélation peut être obtenu en passant dans l'espace de Fourier (Molimard et al., 2010).

La méthode de corrélation d'images repose donc sur le calcul du degré de similitude entre deux images, ce qui implique la présence d'un motif sur l'objet de l'étude. Si ce motif n'est pas disponible, il est possible d'en ajouter un par pulvérisation de peinture, de poudre ou autre (Hedan, 2008).

La valeur du déplacement obtenue par cette méthode est établie au pixel près. Pour obtenir une précision inférieure au pixel, il est possible d'utiliser une interpolation du pic de corrélation. La précision est alors au centième de pixel près (Molimard et al., 2010; Schreier et al., 2000; Sutton et al., 1983).

L'inconvénient de cette méthode est la faible résolution spatiale et la présence obligatoire d'un mouchetis adapté sur l'objet d'étude (Hedan, 2008). La corrélation d'images peut être couplée à la projection de franges afin de mesurer la déformation 3D d'un objet (Felipe-Sesé et al., 2014; Molimard et al., 2010; Shi et al., 2013).

Lors d'une corrélation d'images, des erreurs de mesure peuvent survenir à cause de réflexions sur les images, au niveau du bord des objets, à cause de bruits dans les images ou encore par la présence d'ombres ou de réflexions localisées. Des algorithmes ont été développés pour contrer ces problèmes en limitant l'influence négative de pixels présentant des mouvements erronés ou incohérents par l'application de la cohérence de mouvement local (Cofaru et al., 2013).

La corrélation d'images peut être utilisée pour déterminer les propriétés mécaniques de la peau (Fritz et al., 2012; Gerhardt et al., 2012; Molimard et al., 2010), de l'os (Väänänen et al., 2013) et du cartilage (Gao et al., 2014), le comportement en traction, en relaxation et en compression des disques intervertébraux (Baldit et al., 2014; Liu et al., 2014) ou le comportement de la microstructure de l'os trabéculaire pendant la compression (Gillard et al., 2014).

La méthode des grilles : La méthode des grilles permet l'extraction des déplacements suivant deux directions du plan. Cette méthode repose sur une grille (voir figure 1.26).

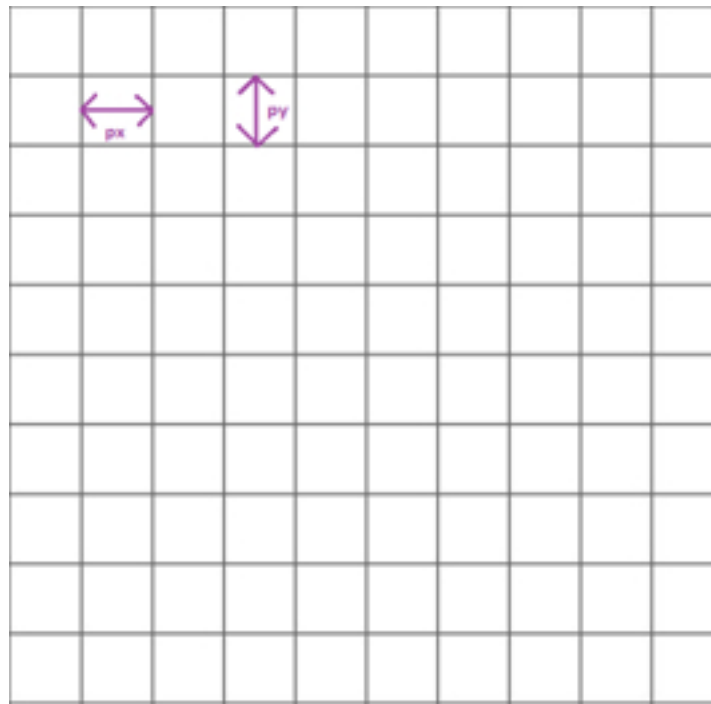


Figure 1.26 – Exemple de grille utilisée pour la méthode des grilles

L'intensité lumineuse en un point (x, y) reflétée par la surface contenant la grille s'exprime suivant l'équation 1.24 (Hedan, 2008) :

$$\begin{aligned}
 I(x, y) = & a(x, y) \cos\left[\frac{\pi}{p_x}(\cos(\alpha)x + \sin(\alpha)y)\right. \\
 & + \psi_{1x}(x, y)] \cos\left[\frac{\pi}{p_y}(\cos(\beta)x + \sin(\beta)y)\right. \\
 & \left. + \psi_{1y}(x, y)\right] + b(x, y)
 \end{aligned} \tag{1.24}$$

avec $a(x, y)$ l'amplitude de modulation, $b(x, y)$ le fond continu et (p_x, p_y) le pas du réseau de grille suivant les deux directions du plan (x, y) .

Comme pour la méthode de corrélation d'images, il est nécessaire de faire l'acquisition de deux images, une à l'état initial et une à l'état déformé, afin d'obtenir le déplacement qui permet de calculer la déformation. De nouveau, l'information de déplacement est comprise dans la phase qui se divise en une phase en x et une phase en y suivant la direction de déformation. Les équations permettant d'obtenir les déplacements suivant x et y sont les suivantes 1.25 :

$$\begin{aligned}u_x(x, y) &= \frac{p_x}{2\pi} \delta\psi_x(x, y) \\u_y(x, y) &= \frac{p_y}{2\pi} \delta\psi_y(x, y)\end{aligned}\tag{1.25}$$

avec $\delta\psi_x = \psi_{lx}(x, y) - \psi_{0x}(x, y)$ et $\delta\psi_y = \psi_{ly}(x, y) - \psi_{0y}(x, y)$.

L'avantage de cette méthode est d'avoir une bonne résolution en déplacement allant du 20^{ème} (Robin, 2005) au 100^{ème} (Surrel, 1996) de pas en x ou y . L'inconvénient de cette méthode est la réalisation de la grille à la surface de l'objet d'étude qui peut être très délicate.

1.4 Modélisation du tronc

Les mesures de la pression d'interface et des déplacements au niveau de la ceinture ne permettent pas de déterminer l'impact des orthèses du rachis sur les parties internes du corps. Pour cela, il est nécessaire de réaliser un modèle numérique du tronc. Après une présentation des méthodes permettant de modéliser la géométrie du tronc, les différents types de modèles par éléments finis sont présentés.

1.4.1 Modélisation de la géométrie 3D du tronc

La géométrie du tronc peut être obtenue d'un point de vue interne et externe par diverses méthodes. Le choix de la méthode dépend de la zone à modéliser et des utilisations souhaitées de cette modélisation. Les méthodes les plus courantes en clinique et en recherche sont rappelées ci-dessous.

1.4.1.1 L'échographie

L'échographe date du début des années 50. Il repose sur la réflexion d'ondes ultrasonores sur les tissus. Les ondes ultrasonores sont des ondes sonores inaudibles émisent à des fréquences de 2MHz jusque 10MHz. Ces ondes sont envoyées à la surface de la zone de mesure. Elles émettent un écho lorsqu'elles atteignent des interfaces entre deux structures de propriétés mécaniques différentes. La mesure de l'intensité des échos permet donc d'imager les tissus traversés par l'onde (Chan and Perlas, 2011). Plus un tissu est dur, plus l'écho de l'onde est important. Aussi, l'échographe ne permet pas d'imager des structures tissulaires situées derrière des structures osseuses, car le tissu osseux renvoie quasiment entièrement l'onde ultrasonore. Par contre, l'échographe Doppler permet d'imager des structures en mouvement en prenant en compte l'effet Doppler des échos mesurés. Les avantages de cette technique sont d'être indolore, non invasive, mobile et peu coûteuse. Par contre, il n'est pas possible d'imager des structures osseuses. De plus, de nombreux artéfacts peuvent apparaître sur les images ce qui les rend parfois inexploitable (Aldrich, 2007).

1.4.1.2 La tomographie axiale à rayon X

La tomographie axiale à rayons X, plus souvent nommée CT scan, a pour principe l'obtention de radiographies par tranche dans le plan transverse. Cette technique est apparue dans les années 70. Une reconstruction 3D est réalisée à partir des images obtenues. Les avantages de cette technique sont une utilisation routinière en clinique, l'obtention d'une reconstruction 3D complète et précise pour de nombreuses structures tissulaires chez l'Homme, dont une bonne visualisation des tissus osseux. Cependant, cette technique engendre une forte dose de radiations pour le patient, un coût important et un temps d'examen important (Zhou et al., 2012). Des études en cours cherchent à diminuer la dose irradiée par l'amélioration de l'algorithme de reconstruction 3D ou la modification du protocole d'obtention des images (Greffier et al., 2013; Popic Ramac et al., 2013; Raman et al., 2013). Les sources d'erreur de la technique sont la taille du faisceau de rayons, la taille de la source aux rayons X, les effets de déplacements et le bruit quantique.

1.4.1.3 La résonance magnétique nucléaire

La résonance magnétique nucléaire (RMN) ou imagerie par résonance magnétique (IRM) est une méthode plus récente, développée au début des années 2000. Elle repose sur le couplage entre le moment magnétique du noyau des atomes et un champ magnétique externe. Le patient est soumis à des impulsions électromagnétiques. L'image est obtenue par mesure du temps de relaxation de ces champs dans les tissus, qui est différent suivant les tissus. Cette technique a l'avantage d'être non invasive et de permettre une très bonne caractérisation des tissus mous. La géométrie 3D de toute la structure est obtenue directement et ne nécessite pas de reconstruction ce qui minimise les erreurs. Les difficultés présentées par cette technique sont un coût élevé et une longue durée de l'examen. Les sources d'erreurs des RMN sont le bruit thermique, les effets de déplacements, les activités physiologiques, le bruit dû à la compressibilité des tissus mous comme le gras ou la distorsion due à la rapidité de l'acquisition (Lapray et al., 2009).

La résonance magnétique, ayant l'avantage de ne pas être irradiante, est de plus en plus utilisée en clinique dans des applications diverses en remplacement de la tomographie axiale à rayons X. Elle est utilisée pour l'étude du rachis (Connor et al., 2013). Les diagnostics faits par IRM sont quasiment identiques aux résultats obtenus par tomographie (Canale et al., 2014). Ces deux méthodes sont complémentaires, la tomographie étant principalement utilisée pour l'imagerie des tissus osseux et la résonance magnétique pour les tissus mous.

1.4.2 Modélisation par éléments finis du tronc

1.4.2.1 Modélisation du tronc

La modélisation du rachis peut se faire, par éléments finis, de trois façons suivant la complexité recherchée : modèles simplifiés (aussi nommés modèles poutres), modèles hybrides, modèles détaillés (aussi nommés modèles volumiques).

Les modèles simplifiés ou poutres sont des modèles dans lesquels toutes les structures sont représentées par un ensemble de poutres. Ce sont les premiers modèles développés. Ils permettent la visualisation de phénomènes globaux, comme la correction engendrée par le port d'un corset dans le cas d'une scoliose idiopathique adolescente (Aubin et al., 1994; Descrimes et al., 1995; Duke et al., 2005, 2008; Gignac et al., 2000). Ces modèles permettent de comparer l'influence de paramètres sur le traitement par certaines techniques, chirurgicales ou non (Carrier et al., 2004; Grealou et al., 2002; Nagasao et al., 2010). Ils permettent également la modélisation de certains phénomènes, comme la croissance du rachis (Huynh et al., 2007a,b; Villemure et al., 2002a,b, 2004) ou l'effet du port d'une charge (Arjmand et al., 2011, 2012; Bazrgari et al., 2011). Dans ces modèles, il n'est pas possible d'observer de façon précise la modification d'un champ de contraintes ou de déplacement.

Les modèles hybrides sont des modèles comprenant des structures modélisées par un ensemble de poutres et des structures modélisées par des éléments surfaciques ou volumiques. Dans ces modèles, un plus grand nombre de structures sont représentées par des poutres. Les éléments surfaciques ou volumiques permettent de préciser l'impact de phénomène ou de traitement sur une zone spécifique du rachis (Clin et al., 2007, 2011; Pankoke et al., 2001; Périé et al., 2003; Sevrain et al., 2012). Ce type de modèle permet également d'ajouter des structures telles que les tissus mous de l'abdomen au modèle.

Les modèles détaillés ou volumiques sont des modèles où la majorité des structures sont représentées par des éléments volumiques et surfaciques. Certaines structures peuvent être représentées par des éléments poutres, comme cela est souvent le cas pour les ligaments ou fibres. Ces modèles peuvent avoir une géométrie simplifiée, comme l'utilisation de cylindres pour représenter les corps vertébraux (Driscoll et al., 2009), ou très réaliste et détaillée, comme les modèles obtenus à partir d'IRM ou de CT Scan (Chen et al., 2009; Chosa et al., 2004; Espinha et al., 2010; Ezquerro et al., 2004; Kuo et al., 2010; Liu et al., 2011; Nie et al., 2009; Noailly et al., 2007; Pitzén et al., 2001; Rohlmann et al., 2006; Schmidt et al., 2010; Shin et al., 2007; Shirazi-Adl and Parnianpour, 2000; Totoribe et al., 1999; Wong et al., 2003; Zander et al., 2003; Zhong et al., 2006).

Le choix d'un type de modèle dépend des besoins auxquels doit répondre ce modèle, mais également de la rapidité de calcul. Pour modéliser une tendance générale, un déplacement global ou une contrainte globale, un modèle simplifié est le meilleur choix. Si le modèle doit caractériser les contraintes ou la déformation d'une partie du tronc, un

modèle hybride est recommandé. Enfin, lorsque l'étude porte sur l'impact de dispositifs médicaux ou de chirurgies sur l'ensemble des parties du tronc, un modèle détaillé est plus adéquat. Certaines parties du tronc ne peuvent être modélisées de façon simplifiée, comme les tissus mous de l'abdomen. Si l'étude oblige la prise en compte de ces structures, un modèle hybride au moins doit être réalisé. Le meilleur modèle est un compromis entre rapidité et efficacité.

Les modèles par éléments finis ont des limites dans leurs domaines d'application. Ils sont souvent développés sur une géométrie avec un seul ensemble de valeurs pour les propriétés mécaniques des structures. Un modèle développé ne peut que rarement être utilisé dans un autre contexte que celui pour lequel il a été développé (Dreischarf et al., 2010).

Pour étudier la pertinence du modèle selon une revue de la littérature faite par Burkhart et al. (2013); Jones and Wilcox (2008), un modèle par éléments finis du rachis doit être vérifié, validé et une étude de sensibilité doit être réalisée, choses que peu d'auteurs prennent le temps d'explicitement dans leur méthode. La vérification du modèle passe par une étude de convergence qui permet d'obtenir le maillage adéquat. L'étude de sensibilité doit permettre de vérifier l'effet de la variation des propriétés mécaniques ou de la présence de certaines structures du modèle. Une validation complète est difficile à obtenir. S'il est possible d'obtenir de bonnes preuves que le modèle simule correctement des phénomènes physiques ou biologiques, tout ne peut être validé, d'autant que toutes les mesures ne sont pas possibles sur le vivant.

1.4.2.2 Propriétés mécaniques des tissus vivants

Les propriétés mécaniques des tissus vivants peuvent être déterminées grâce à des tests ex-vivo et in-vitro ou des tests in-vivo et in-situ.

Les techniques ex-vivo et in-vitro consistent à la réalisation de tests mécaniques classiques (compression, tension, flexion, ...) sur des organes extraits d'un corps (Carter et al., 2001; Rubod et al., 2012). Le problème de ces techniques est la modification des propriétés mécaniques des tissus avec le temps liée à leur durcissement une fois extraits du corps ou à leur méthode de conservation (Ottensmeyer et al., 2004).

Les techniques in-vivo et in-situ sont classées en trois catégories : les méthodes invasives, non-invasives et minimalement invasives. Les méthodes invasives consistent en la réalisation d'incisions larges permettant l'insertion d'outils (Brouwer et al., 2001; Carter et al., 2001; Tay et al., 2002). Les inconvénients de ces méthodes sont de ne plus correspondre aux chirurgies actuellement pratiquées qui sont de plus en plus minimalement invasives et d'être difficilement applicables sur l'homme (Samur et al., 2007). Les méthodes non-invasives reposent sur l'utilisation d'ultrasons ou d'IRM (Han et al., 2003; Manduca et al., 2001; Zheng and Mak, 1996). Le problème de cette technique est d'obtenir les propriétés mécaniques des tissus mous uniquement dans la zone linéaire

(Samur et al., 2007). Les méthodes minimalement invasives sont la réalisation d'une petite incision permettant l'insertion soit d'un instrument dirigé à la main permettant la mesure de la force et du déplacement (Carter et al., 2001; Kauer et al., 2002), soit l'insertion d'un robot qui permet un meilleur contrôle des stimuli (Brown et al., 2003; Ottensmeyer, 2001; Rosen et al., 1999; Tay et al., 2002; Valtorta and Mazza, 2005).

Les propriétés mécaniques des tissus vivants peuvent également être obtenues par des méthodes inverses qui consistent à l'optimisation des propriétés mécaniques dans un modèle numérique afin de faire correspondre les données numériques avec des données expérimentales (Badel et al., 2012; Dubuis et al., 2012a; Franquet et al., 2012; Hu and Desai, 2004; Iivarinen et al., 2011; Kauer et al., 2002; Koo et al., 2011; Liu et al., 2004; Samani and Plewes, 2004; Samur et al., 2007; Sangpradit et al., 2011; Schwenninger et al., 2011).

Toutes ces études permettent de déterminer les propriétés mécaniques des tissus vivants d'un organe ou une partie du corps bien précise. Aucune étude déterminant les propriétés mécaniques de l'abdomen ou du thorax de façon globale n'a été trouvée. Les modèles par éléments finis représentant globalement le tronc (Clin et al., 2007) ou séparant l'abdomen du thorax (Perie et al., 2006) utilisent les propriétés mécaniques trouvées pour la peau ou la graisse.

L'Annexe A détaille différentes études ayant utilisé ces méthodes.

1.5 Projet de recherche

1.5.1 Enjeux de la recherche

L'état de l'art permet de faire certaines constatations.

La lombalgie est une pathologie avec des enjeux sociétaux et économiques majeurs. Chaque année, la moitié de la population souffre de lombalgie. Un des traitements préconisés pour le traitement et la prévention de cette pathologie est l'usage d'orthèse, dont un modèle de série, la ceinture de soutien lombaire. En France, les ceintures de soutien lombaire doivent respecter un cahier des charges technique afin de s'assurer de son remboursement. Composées majoritairement de tissus, les modes d'actions physiopathologiques et mécaniques de ces ceintures restent mal déterminés.

Des essais mécaniques existent afin d'établir les propriétés mécaniques des tissus. Ces essais sont actuellement réalisés sur des composants et peu sur les dispositifs médicaux dans leur ensemble. Des capteurs de pression existent et peuvent être utilisés dans le domaine médical. Ils permettent la mesure de pression d'interface sous forme ponctuelle ou de champ. De même, des méthodes optiques non invasives permettent la mesure de la déformation macroscopique en trois dimensions. Ces méthodes sont encore peu utilisées pour la caractérisation mécanique des dispositifs médicaux.

Enfin, des outils numériques existent afin de démontrer l'impact des dispositifs

médicaux sur le corps, à partir de modèle. Ces modèles s'appuient sur des techniques d'imagerie médicale pour leur élaboration géométrique, mais l'obtention des propriétés mécaniques des tissus mous vivants reste difficile.

1.5.2 Objectifs de la recherche

A partir de ces constatations, l'objectif principal de ce travail de recherche a été de :

Déterminer le mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire dans le cadre de la lombalgie commune chronique ou subaiguë

Afin de répondre à cet objectif, trois questions spécifiques ont été posées :

- Estimer la pression appliquée par les ceintures de soutien lombaire d'après leurs propriétés mécaniques et leurs déformations.
- Evaluer l'effet de la pression exercée sur la paroi abdominale par une ceinture de soutien lombaire, sur l'intensité de la douleur chez des patients atteints de lombalgies subaiguës ou chroniques.
- Identifier les paramètres, liés à la ceinture et aux patients, influençant le mode d'action des ceintures de soutien lombaire sur le tronc humain.

Pour répondre à ces trois questions, la réalisation de trois études a été proposée : une étude expérimentale, une étude numérique et une étude clinique.

- L'étude expérimentale va consister en la réalisation d'essais mécaniques sur des échantillons des tissus composant les ceintures et sur les ceintures. Ces essais permettront de lier les propriétés mécaniques des tissus et des ceintures dans leur ensemble. A partir de ce lien et de la mesure de la déformation des ceintures par une méthode optique, la pression appliquée en moyenne sur de petites zones des ceintures, pourra être estimée.
- L'étude clinique va se décomposer en trois étapes : la première est l'évaluation des outils de mesure par la réalisation d'une étude métrologique du fonctionnement des capteurs de pression piezorésistifs choisis dans cette étude ; la deuxième étape va consister à la mise au point d'un protocole de mesure sur des sujets humains ; la troisième va permettre des mesures de pression appliquée, de déformation de la ceinture et de modification de la posture sur quinze sujets lombalgiques.
- L'étude numérique va reposer sur le développement, la validation et l'exploitation d'un modèle par éléments finis du tronc permettant la simulation de la pose d'une ceinture de soutien lombaire. Ce modèle va être utilisé afin de réaliser une

étude paramétrique pour tester l'impact de paramètres concernant la ceinture, la morphologie des sujets et les propriétés mécaniques des structures du tronc.

ce travail de thèse conduit au développement et à l'exploitation de trois études permettant de mieux identifier le fonctionnement des ceintures de soutien lombaire. Ces études sont multidisciplinaires et complémentaires, car l'étude expérimentale permet d'alimenter l'étude numérique, tandis que l'étude clinique permet de valider l'étude numérique.

1.5.3 Cadre de travail

Il a été décidé de réaliser ces études dans un cadre bien défini, identique et abordable. C'est pourquoi, les trois études se limiteront aux actions mécaniques passives de la ceinture sous sollicitations quasi-statique, malgré le fait que certains aspects de proprioception et de confort seront pris en compte lors de l'étude clinique. En outre, l'aspect thermique antalgique n'est pas analysé dans cette étude. Il ne faut pas non plus oublier que l'efficacité de tout dispositif médical relève aussi en partie de la subjectivité et de la psychologie. Si les outils développés se veulent objectifs et rigoureux, ils ne pourront pas expliquer l'effet complet des ceintures dans le traitement de la lombalgie, car ils ne peuvent contrer entièrement le côté non déterministe. Cette approche permet de révéler un effet objectif mécanique, que l'on comparera à une action sur le corps en entier. Il faudra donc considérer les résultats obtenus comme une première approche permettant une meilleure compréhension de ces dispositifs encore peu évalués et surtout comme une démarche globale comprenant différentes phases d'évaluation complémentaires.

L'aspect industriel de ce projet est très présent, bien qu'il n'aboutisse pas sur la conception d'une nouvelle ceinture de soutien lombaire. L'intérêt de cette thèse est de mieux appréhender les mécanismes mis en jeu de la part des ceintures de soutien lombaire afin, dans un second temps, de les améliorer et de mieux adapter leur prescription en fonction du patient. Certains éléments seront proposés au cours de cette thèse à partir des résultats obtenus, pour une perspective d'amélioration du produit et de la prescription.

1.6 Bibliographie

- Adankon, M. M., Chihab, N., Dansereau, J., Labelle, H., and Cheriet, F. (2013). Scoliosis follow-up using noninvasive trunk surface acquisition. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 60(8):2262–2270.
- Adankon, M. M., Dansereau, J., Labelle, H., and Cheriet, F. (2012). Non invasive classification system of scoliosis curve types using least-squares support vector machines. *Artificial intelligence in medicine*, 56(2):99–107.
- Alaranta, H. and Hurri, H. (1988). Compliance and subjective relief by corset treatment in chronic low back pain. *Scand J Rehabil Med*, 20(3):133–136.
- Aldien, Y., Welcome, D., Rakheja, S., Dong, R., and Boileau, P.-E. (2005). Contact pressure distribution at hand–handle interface: role of hand forces and handle size. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(3):267–286.
- Aldrich, J. E. (2007). Basic physics of ultrasound imaging. *Crit. Care Med.*, 35(5 Suppl):S131–137.
- Ali, S., Abu Osman, N. A., Eshraghi, A., Gholizadeh, H., Wan Abas, W. A. B. B., and others (2013). Interface pressure in transtibial socket during ascent and descent on stairs and its effect on patient satisfaction. *Clinical Biomechanics*, 28(9):994–999.
- Ammendolia, C., Kerr, M. S., and Bombardier, C. (2005). Back belt use for prevention of occupational low back pain: a systematic review. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 28(2):128–134.
- Anderson, I. A., MacDiarmid, A. A., Harris, M. L., Gillies, R. M., Phelps, R., and Walsh, W. R. (2003). A novel method for measuring medial compartment pressures within the knee joint in-vivo. *Journal of biomechanics*, 36(9):1391–1395.
- Andersson, B. J. and Ortengren, R. (1974). Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. 3. Studies on a wheelchair. *Scand J Rehabil Med*, 6(3):122–127.
- Andreoni, G., Santambrogio, G. C., Rabuffetti, M., and Pedotti, A. (2002). Method for the analysis of posture and interface pressure of car drivers. *Applied Ergonomics*, 33(6):511–522.
- Arjmand, N., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., Larivière, C., and Parnianpour, M. (2011). Predictive equations to estimate spinal loads in symmetric lifting tasks. *Journal of biomechanics*, 44(1):84–91.

-
- Arjmand, N., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., and Larivière, C. (2012). Predictive equations for lumbar spine loads in load-dependent asymmetric one- and two-handed lifting activities. *Clinical Biomechanics*, 27(6):537–544.
- Assi, A., Chaibi, Y., Presedo, A., Dubousset, J., Ghanem, I., and Skalli, W. (2013). Three-dimensional reconstructions for asymptomatic and cerebral palsy children's lower limbs using a biplanar x-ray system: A feasibility study. *European journal of radiology*, 82(12):2359–2364.
- Aubin, C. E., Descrimes, J. L., Dansereau, J., Skalli, W., Lavaste, F., and Labelle, H. (1994). Modélisation géométrique du rachis et du thorax pour l'analyse biomécanique par éléments finis des déformations scoliotiques. *Annales de chirurgie*, 49:749–761.
- Aubin, C. E., Labelle, H., Cheriet, F., Villemure, I., Mathieu, P. A., and Dansereau, J. (2007). Évaluation tridimensionnelle et optimisation du traitement orthopédique de la scoliose idiopathique adolescente. *Médecine sciences*, 23(11):904–909.
- Axelsson, P., Johnsson, R., and Strömqvist, B. (1992). Effect of lumbar orthosis on intervertebral mobility. a roentgen stereophotogrammetric analysis. *Spine*, 17(6):678–681.
- Bachus, K. N., DeMarco, A. L., Judd, K. T., Horwitz, D. S., and Brodke, D. S. (2006). Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: Using fuji film and TekScan systems. *Medical Engineering & Physics*, 28(5):483–488.
- Badel, P., Avril, S., Lessner, S., and Sutton, M. (2012). Mechanical identification of layer-specific properties of mouse carotid arteries using 3D-DIC and a hyperelastic anisotropic constitutive model. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(1):37–48.
- Baldit, A., Ambard, D., Cherblanc, F., and Royer, P. (2014). Experimental analysis of the transverse mechanical behaviour of annulus fibrosus tissue. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 13(3):643–652.
- Bazrgari, B., Nussbaum, M. A., Madigan, M. L., and Shirazi-Adl, A. (2011). Soft tissue wobbling affects trunk dynamic response in sudden perturbations. *Journal of biomechanics*, 44(3):547–551.
- Beaudreuil, J., Kone, H., Lasbleiz, S., Vicaut, E., Richette, P., Cohen-Solal, M., Lioté, F., de Vernejoul, M.-C., Nizard, R., Yelnik, A., and others (2010). Efficacité d'un programme de restauration fonctionnelle pour lombalgie chronique : étude prospective sur un an. *Revue du rhumatisme*, 77(3):291–295.

-
- Behre, B. (1961). Mechanical properties of textile fabrics part I: Shearing. *Textile Research Journal*, 31(2):87–93.
- Bergmeister, H., Schreiber, C., Grasl, C., Walter, I., Plasenzotti, R., Stoiber, M., Bernhard, D., and Schima, H. (2013). Healing characteristics of electrospun polyurethane grafts with various porosities. *Acta Biomater*, 9(4):6032–6040.
- Bouton, C., Roche, G., Roquelaure, Y., Legrand, E., Penneau-Fontbonne, D., Dubus, V., Bontoux, L., Huez, J.-F., Rucay, P., Parot-Shinkel, E., and others (2008). Management of low back pain in primary care prior to multidisciplinary functional restoration: a retrospective study of 72 patients. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 51:650–662.
- Brassart, N., Sanghavi, S., Hansen, U. N., Emery, R. J., and Amis, A. A. (2008). Loss of rotator cuff tendon-to-bone interface pressure after reattachment using a suture anchor. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 17(5):784–789.
- Bratton, R. L. (1999). Assessment and management of acute low back pain. *American family physician*, 60(8):2299–2308.
- Breque, C., Dupre, J.-C., and Bremand, F. (2004). Calibration of a system of projection moiré for relief measuring: biomechanical applications. *Optics and Lasers in Engineering*, 41(2):241–260.
- Brouwer, I., Ustin, J., Bentiey, L., Dhruv, A., and Tendick, F. (2001). Measuring in vivo animal soft tissue properties for haptic modeling in surgical. *Medicine meets virtual reality*, 81:69.
- Brown, J. D., Rosen, J., Kim, Y. S., Chang, L., Sinanan, M. N., and Hannaford, B. (2003). In-vivo and in-situ compressive properties of porcine abdominal soft tissues. *Studies in health technology and informatics*, pages 26–32.
- Burkhart, T. A., Andrews, D. M., and Dunning, C. E. (2013). Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: A review with recommendations associated with the modeling of bone tissue. *Journal of biomechanics*, 46(9):1477–1488.
- Calmels, P. and Fayolle-Minon, I. (1996). An update on orthotic devices for the lumbar spine based on a review of the literature. *Revue du rhumatisme (English ed.)*, 63(4):285–291.
- Calmels, P., Queneau, P., Hamonet, C., Le Pen, C., Maurel, F., Lerouvreur, C., and Thoumie, P. (2009). Effectiveness of a lumbar belt in subacute low back pain: An open, multicentric, and randomized clinical study. *Spine*, 34(3):215–220.

-
- Canale, S., Vilcot, L., Ammari, S., Lemery, M., Bidault, F., Balleyguier, C., Caramella, C., and Dromain, C. (2014). Whole body MRI in paediatric oncology. *Diagnostic and interventional imaging*, 95(6):541–550.
- Candy, L. H. Y., Cecilia, L.-T. W. P., and Ping, Z. Y. (2010). Effect of different pressure magnitudes on hypertrophic scar in a chinese population. *Burns*, 36(8):1234–1241.
- Carrier, J., Aubin, C. E., Villemure, I., and Labelle, H. (2004). Biomechanical modelling of growth modulation following rib shortening or lengthening in adolescent idiopathic scoliosis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42(4):541–548.
- Carter, F. J., Frank, T. G., Davies, P. J., McLean, D., and Cuschieri, A. (2001). Measurements and modelling of the compliance of human and porcine organs. *Medical Image Analysis*, 5(4):231–236.
- Chan, A., Lou, E., Hill, D., and Faulkner, G. (2012). Design and validation of transducers to measure interface force distribution in a spinal orthosis. *Medical engineering & physics*, 34(9):1310–1316.
- Chan, V. and Perlas, A. (2011). Basics of ultrasound imaging. In *Atlas of Ultrasound-Guided Procedures in Interventional Pain Management*, pages 13–19. Springer.
- Chen, S.-H., Zhong, Z.-C., Chen, C.-S., Chen, W.-J., and Hung, C. (2009). Biomechanical comparison between lumbar disc arthroplasty and fusion. *Medical engineering & physics*, 31(2):244–253.
- Chiang, C.-C., K Lin, C.-C., and Ju, M.-S. (2007). An implantable capacitive pressure sensor for biomedical applications. *Sensors and Actuators A: Physical*, 134(2):382–388.
- Chitsaz, S., Wenk, J. F., Ge, L., Wisneski, A., Mookhoek, A., Ratcliffe, M. B., Guccione, J. M., and Tseng, E. E. (2013). Material properties of CorCap passive cardiac support device. *The Annals of Thoracic Surgery*, 95(1):148–154.
- Cholewicki, J., Juluru, K., and McGill, S. M. (1999). Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 32(1):13–17.
- Cholewicki, J., Shah, K. R., and McGill, K. C. (2006). The effects of a 3-week use of lumbosacral orthoses on proprioception in the lumbar spine. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36(4):225–231.
- Chosa, E., Totoribe, K., and Tajima, N. (2004). A biomechanical study of lumbar spondylolysis based on a three-dimensional finite element method. *Journal of Orthopaedic Research*, 22(1):158–163.

-
- Chu, C. C., Cummings, C. L., and Teixeira, N. A. (1950). Mechanics of elastic performance of textile materials: Part V: A study of the factors affecting the drape of fabrics—the development of a drape meter. *Textile Research Journal*, 20(8):539–548.
- Clin, J., Aubin, C. E., and Labelle, H. (2007). Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities. *Medical & biological engineering & computing*, 45(5):467–473.
- Clin, J., Aubin, C. E., Lalonde, N., Parent, S., and Labelle, H. (2011). A new method to include the gravitational forces in a finite element model of the scoliotic spine. *Medical & biological engineering & computing*, 49(8):967–977.
- Cofaru, C., Philips, W., and Van Paepegem, W. (2013). Pixel-level robust digital image correlation. *Optics express*, 21(24):29979–29999.
- Connor, S. E. J., Shah, A., Latifoltojar, H., and Lung, P. (2013). MRI-based anatomical landmarks for the identification of thoracic vertebral levels. *Clinical radiology*, 68(12):1260–1267.
- Coudeyre, E. and Ratinaud, M.-C. (2011). Quels facteurs de risque de la lombalgie et de son passage à la chronicité? *Revue du rhumatisme*, 78(S2):S52–S55.
- Cusick, G. E. (1961). The resistance of fabrics to shearing forces. *Journal of the Textile Institute Transactions*, 52(9):T395–T406.
- Dabling, J. G., Filatov, A., and Wheeler, J. W. (2012). Static and cyclic performance evaluation of sensors for human interface pressure measurement. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, pages 162–165.
- Dalichau, S. and Scheele, K. (2000). Auswirkungen elastischer lumbal-stützgurte auf den effekt eines muskeltrainingsprogrammes für patienten mit chronischen rücken-schmerzen. *Zeitschrift für Orthopädie*, 138(1):8–16.
- Damstra, R. J., Brouwer, E. R., and Partsch, H. (2008). Controlled, comparative study of relation between volume changes and interface pressure under short-stretch bandages in leg lymphedema patients. *Dermatologic Surgery*, 34(6):773–779.
- Damstra, R. J. and Partsch, H. (2009). Compression therapy in breast cancer-related lymphedema: A randomized, controlled comparative study of relation between volume and interface pressure changes. *Journal of vascular surgery*, 49(5):1256–1263.

-
- Delin, C., Silvera, S., Bassinet, C., Thelen, P., Rehel, J.-L., Legmann, P., and Folinais, D. (2014). Ionizing radiation doses during lower limb torsion and anteversion measurements by EOS stereoradiography and computed tomography. *European journal of radiology*, 83(2):371–377.
- Delorme, S., Petit, Y., de Guise, J. A., Labelle, H., Aubin, C. E., and Dansereau, J. (2003). Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 50(8):989–998.
- Demoulin, C., Grosdent, S., Capron, L., Tomasella, M., Somville, P.-R., Crielaard, J.-M., and Vanderthommen, M. (2010). Intérêt d’une prise en charge multidisciplinaire ambulatoire semi-intensive dans la lombalgie chronique. *Revue du rhumatisme*, 77(1):68–73.
- Descrimes, J. L., Aubin, C. E., Skalli, W., Zeller, R., Dansereau, J., and Lavaste, F. (1995). Introduction des facettes articulaires dans une modélisation par éléments finis de la colonne vertébrale et du thorax scoliotique: aspects mécaniques. *Rachis*, 7(6):301–314.
- Dolbow, D. R., Gorgey, A. S., Dolbow, J. D., and Gater, D. R. (2013). Seat pressure changes after eight weeks of functional electrical stimulation cycling: A pilot study. *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 19(3):222–228.
- Donskoff, C. (2011). Place de la prise en charge globale dans la lombalgie chronique. *Revue du rhumatisme*, 78:S79–S82.
- Dreischarf, M., Zander, T., Bergmann, G., and Rohlmann, A. (2010). A non-optimized follower load path may cause considerable intervertebral rotations. *Journal of biomechanics*, 43(13):2625–2628.
- Driscoll, M., Aubin, C. E., Moreau, A., Villemure, I., and Parent, S. (2009). The role of spinal concave–convex biases in the progression of idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*, 18(2):180–187.
- Dubousset, J., Charpak, G., Dorion, I., Skalli, W., Lavaste, F., Deguise, J., Kalifa, G., Ferey, S., and others (2005). Une nouvelle imagerie ostéo-articulaire basse dose en position debout : le système EOS. *Bulletin de l’Académie nationale de médecine*, 189(2):287.
- Dubuis, L., Avril, S., Debayle, J., and Badel, P. (2012a). Identification of the material parameters of soft tissues in the compressed leg. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(1):3–11.

-
- Dubuis, L., Avril, S., Debayle, J., and Badel, P. (2012b). Patient-specific numerical model of soft tissues in the compressed leg: application to six subjects. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 15 Suppl 1:44–45.
- Duke, K., Aubin, C. E., Dansereau, J., and Labelle, H. (2005). Biomechanical simulations of scoliotic spine correction due to prone position and anaesthesia prior to surgical instrumentation. *Clinical Biomechanics*, 20(9):923–931.
- Duke, K., Aubin, C. E., Dansereau, J., and Labelle, H. (2008). Computer simulation for the optimization of patient positioning in spinal deformity instrumentation surgery. *Medical & biological engineering & computing*, 46(1):33–41.
- Dumbleton, T., Buis, A. W., McFadyen, A., McHugh, B. F., McKay, G., Murray, K. D., and Sexton, S. (2009). Dynamic interface pressure distributions of two transtibial prosthetic socket concepts. *J Rehabil Res Dev*, 46(3):405–15.
- Edlich, R. F., Mason, S. S., Vissers, R. J., Gubler, K. D., Thacker, J. G., Pharr, P., Anderson, M., and Long III, W. B. (2011). Revolutionary advances in enhancing patient comfort on patients transported on a backboard. *The American journal of emergency medicine*, 29(2):181–186.
- Espinha, L. C., Fernandes, P. R., and Folgado, J. (2010). Computational analysis of bone remodeling during an anterior cervical fusion. *Journal of biomechanics*, 43(15):2875–2880.
- Estrade, J.-L. (2010). Lombalgie: les recommandations du Nice donnent un cadre plus précis. *Kinésithérapie, la revue*, 10(101):26–27.
- Ezquerro, F., Simón, A., Prado, M., and Pérez, A. (2004). Combination of finite element modeling and optimization for the study of lumbar spine biomechanics considering the 3D thorax–pelvis orientation. *Medical Engineering & Physics*, 26(1):11–22.
- Fassier, J.-B. (2011). Prévalence, coûts et enjeux sociétaux de la lombalgie. *Revue du rhumatisme*, 78:S38–S41.
- Fayad, F., Lefevre-Colau, M. M., Poiraudau, S., Fermanian, J., Rannou, F., Wlodyka Demaille, S., Benyahya, R., and Revel, M. (2004). Chronicité, récurrence et reprise du travail dans la lombalgie: facteurs communs de pronostic. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 47:179–189.
- Fayolle-Minon, I. and Calmels, P. (2008). Effect of wearing a lumbar orthosis on trunk muscles: study of the muscle strength after 21 days of use on healthy subjects. *Joint Bone Spine*, 75(1):58–63.

-
- Felipe-Sesé, L., Siegmann, P., Díaz, F. A., and Patterson, E. A. (2014). Simultaneous in-and-out-of-plane displacement measurements using fringe projection and digital image correlation. *Optics and Lasers in Engineering*, 52:66–74.
- Fenety, P. A., Putnam, C., and Walker, J. M. (2000). In-chair movement: validity, reliability and implications for measuring sitting discomfort. *Applied ergonomics*, 31(4):383–393.
- Ferguson-Pell, M., Hagisawa, S., and Bain, D. (2000). Evaluation of a sensor for low interface pressure applications. *Medical engineering & physics*, 22(9):657–663.
- Fidler, M. W. and Plasmans, C. M. (1983). The effect of four types of support on the segmental mobility of the lumbosacral spine. *J Bone Joint Surg Am*, 65(7):943–947.
- Flaud, P., Bassez, S., and Counord, J.-L. (2010). Comparative in vitro study of three interface pressure sensors used to evaluate medical compression hosiery. *Dermatologic Surgery*, 36(12):1930–1940.
- Fortin, D., Cheriet, F., Beausejour, M., Debanne, P., Joncas, J., and Labelle, H. (2007). A 3D visualization tool for the design and customization of spinal braces. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 31(8):614–624.
- Fourchet, F., Kuitunen, S., Girard, O., and Millet, G.-P. (2007). Comparaison de la répartition des appuis plantaires entre chaussures d’entraînement et chaussures à pointes chez de jeunes sprinters. *Science & sports*, 22(3):176–178.
- Franquet, A., Avril, S., Le Riche, R., and Badel, P. (2012). Identification of heterogeneous elastic properties in stenosed arteries: a numerical plane strain study. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(1):49–58.
- Fritz, J. R., Phillips, B. T., Conkling, N., Fourman, M., Melendez, M. M., Bhatnagar, D., Simon, M., Rafailovich, M., and Dagum, A. B. (2012). Comparison of native porcine skin and a dermal substitute using tensiometry and digital image speckle correlation. *Annals of plastic surgery*, 69(4):462–467.
- Gao, L.-L., Zhang, C.-Q., Gao, H., Liu, Z.-D., and Xiao, P.-P. (2014). Depth and rate dependent mechanical behaviors for articular cartilage: Experiments and theoretical predictions. *Materials Science and Engineering: C*, 38:244–251.
- Gardel, A., Montejo, P., García, J., Bravo, I., and Lázaro, J. L. (2012). Parametric dense stereovision implementation on a system-on chip (SoC). *Sensors*, 12(2):1863–1884.
- Gdeisat, M. A., Burton, D. R., and Lalor, M. J. (2002). Fringe pattern demodulation with a two-frame digital phase-locked loop algorithm. *Applied optics*, 41(26):5471–5478.

-
- Gerhardt, L.-C., Schmidt, J., Sanz-Herrera, J. A., Baaijens, F. P. T., Ansari, T., Peters, G. W. M., and Oomens, C. W. J. (2012). A novel method for visualising and quantifying through-plane skin layer deformations. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 14:199–207.
- Ghanem, R. N., Ramanathan, C., Jia, P., and Rudy, Y. (2003). Heart-surface reconstruction and ECG electrodes localization using fluoroscopy, epipolar geometry and stereovision: application to noninvasive imaging of cardiac electrical activity. *IEEE Transactions on medical imaging*, 22(10):1307–1318.
- Gigliotti, M., Jacquemin, F., Molimard, J., and Vautrin, A. (2005). Transition saddle-cylinder shape of thin unsymmetric [0/90] square plates under hygrothermal loads: fringe projection method and variational approach. *Applied Mechanics and Materials*, 3:217–222.
- Gignac, D., Aubin, C. E., Dansereau, J., and Labelle, H. (2000). Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model. *European Spine Journal*, 9(3):185–190.
- Gillard, F., Boardman, R., Mavrogordato, M., Hollis, D., Sinclair, I., Pierron, F., and Browne, M. (2014). The application of digital volume correlation (DVC) to study the microstructural behaviour of trabecular bone during compression. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 29:480–499.
- Gloy, Y.-S., Loehrer, M., Lang, B., Rongen, L., Gries, T., and Jockenhoevel, S. (2013). Tubular woven narrow fabrics for replacement of cruciate ligaments. *Ann Biomed Eng*, 41(9):1950–1956.
- Gorthi, S. S., Rajshekhar, G., and Rastogi, P. (2011). Three dimensional shape measurement using high-order instantaneous moments based fringe projection method. *Optics & Laser Technology*, 43(1):40–44.
- Gosling, J. A., Harris, P. F., Whitmore, I., and Willan, P. L. T. (2003). *Anatomie humaine: Atlas en couleurs*. De Boeck Supérieur, 396p.
- Goupille, P., Zerkak, D., Lemaire, V., Freemont, A. J., and Valat, J.-P. (2000). Rôle des détériorations discales dans la survenue d’une lombalgie. *Revue du Rhumatisme*, 67, Supplement 4:253–260.
- Grealou, L., Aubin, C. E., and Labelle, H. (2002). Rib cage surgery for the treatment of scoliosis: a biomechanical study of correction mechanisms. *Journal of orthopaedic research*, 20(5):1121–1128.

-
- Greffier, J., Fernandez, A., Macri, F., Freitag, C., Metge, L., and Beregi, J.-P. (2013). Which dose for what image? Iterative reconstruction for CT scan. *Diagn Interv Imaging*, 94(11):1117–1121.
- Grew, N. D. and Deane, G. (1982). The physical effect of lumbar spinal supports. *Prosthet Orthot Int*, 6(2):79–87.
- Grosberg, P. and Park, B. (1966). The mechanical properties of woven fabrics: Part v: The initial modulus and the frictional restraint in shearing of plain weave fabrics. *Textile Research Journal*, 36(5):420–431.
- Gupta, N., Krishnadev, N., Hamstra, S. J., and Yücel, Y. H. (2006). Depth perception deficits in glaucoma suspects. *British journal of ophthalmology*, 90(8):979–981.
- Gyi, D. E., Porter, J. M., and Robertson, N. K. (1998). Seat pressure measurement technologies: considerations for their evaluation. *Applied Ergonomics*, 29(2):85–91.
- Hafner, J., Lüthi, W., Hänssle, H., Kammerlander, G., and Burg, G. (2000). Instruction of compression therapy by means of interface pressure measurement. *Dermatologic surgery*, 26(5):481–488.
- Hamanami, K., Tokuhiko, A., and Inoue, H. (2004). Finding the optimal setting of inflated air pressure for a multi-cell air cushion for wheelchair patients with spinal cord injury. *Acta Medica Okayama*, 58(1):37–44.
- Han, L., Noble, J. A., and Burcher, M. (2003). A novel ultrasound indentation system for measuring biomechanical properties of in vivo soft tissue. *Ultrasound in medicine & biology*, 29(6):813–823.
- Hearle, J. W. S., Grosberg, P., and Backer, S. (1969). *Structural mechanics of fibers, yarns, and fabrics*. Wiley-Interscience, 469p.
- Hedan, S. (2008). *Mesures par voie optique de champs cinématiques pour l'étude du comportement de plaques élastiques fissurées et chargées en mode I: formulation des déplacements 2D par confrontation numérique-expérience en statique, analyse des effets 3D en dynamique*. PhD thesis, Poitiers.
- Heneweer, H., Staes, F., Aufdemkampe, G., van Rijn, M., and Vanhees, L. (2011). Physical activity and low back pain: a systematic review of recent literature. *European Spine Journal*, 20(6):826–845.
- Henrotin, Y. (2010). Recommandations européennes pour la prise en charge des patients souffrant de lombalgie aiguë et chronique. *Kinésithérapie, la revue*, 10(108):14–15.

-
- Herrera, P. J., Pajares, G., Guijarro, M., Ruz, J. J., Cruz, J. M., and Montes, F. (2009). A featured-based strategy for stereovision matching in sensors with fish-eye lenses for forest environments. *Sensors*, 9(12):9468–9492.
- Hill, J. C. and Fritz, J. M. (2011). Psychosocial influences on low back pain, disability, and response to treatment. *Physical therapy*, 91(5):712–721.
- Hochmann, D., Diesing, P., and Boenick, U. (2001). Evaluierung der Messmethoden zur Bewertung des Therapeutischen Nutzens von Antidekubitus-Systemen. *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering*, 47:816–819.
- Holmström, E. and Moritz, U. (1992). Effects of lumbar belts on trunk muscle strength and endurance: a follow-up study of construction workers. *J Spinal Disord*, 5(3):260–266.
- Hong, J. H. and Mun, M. S. (2005). Relationship between socket pressure and EMG of two muscles in trans-femoral stumps during gait. *Prosthetics and orthotics international*, 29(1):59–72.
- Hu, T. and Desai, J. P. (2004). Characterization of soft-tissue material properties: large deformation analysis. *Medical Simulation*, pages 28–37.
- Huynh, A. M., Aubin, C. E., Mathieu, P. A., and Labelle, H. (2007a). Simulation of progressive spinal deformities in Duchenne muscular dystrophy using a biomechanical model integrating muscles and vertebral growth modulation. *Clinical Biomechanics*, 22(4):392–399.
- Huynh, A.-M., Aubin, C. E., Rajwani, T., Bagnall, K. M., and Villemure, I. (2007b). Pedicle growth asymmetry as a cause of adolescent idiopathic scoliosis: a biomechanical study. *European Spine Journal*, 16(4):523–529.
- Iivarinen, J. T., Korhonen, R. K., Julkunen, P., and Jurvelin, J. S. (2011). Experimental and computational analysis of soft tissue stiffness in forearm using a manual indentation device. *Medical engineering & physics*, 33(10):1245–1253.
- Ilharreborde, B., Sebag, G., Skalli, W., and Mazda, K. (2013). Adolescent idiopathic scoliosis treated with posteromedial translation: radiologic evaluation with a 3D low-dose system. *European Spine Journal*, 22(11):2382–2391.
- Jansson, K. S., Michalski, M. P., Smith, S. D., LaPrade, R. F., and Wijdicks, C. A. (2013). Tekscan pressure sensor output changes in the presence of liquid exposure. *Journal of biomechanics*, 46(3):612–614.

-
- Jellema, P., van Tulder, M. W., van Poppel, M. N., Nachemson, A. L., and Bouter, L. M. (2001). Lumbar supports for prevention and treatment of low back pain: a systematic review within the framework of the Cochrane Back Review Group. *Spine*, 26(4):377–386.
- Jones, A. C. and Wilcox, R. K. (2008). Finite element analysis of the spine: towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis. *Medical engineering & physics*, 30(10):1287–1304.
- Kauer, M., Vuskovic, V., Dual, J., Szekely, G., and Bajka, M. (2002). Inverse finite element characterization of soft tissues. *Medical Image Analysis*, 6(3):275–287.
- Kawabata, S., Niwa, M., and Kawai, H. (1973). The finite-deformation theory of plain-weave fabrics. part III: The shear-deformation theory. *Journal of the Textile Institute*, 64(2):62–85.
- Kawaguchi, Y., Gejo, R., Kanamori, M., and Kimura, T. (2002). Quantitative analysis of the effect of lumbar orthosis on trunk muscle strength and muscle activity in normal subjects. *J Orthop Sci*, 7(4):483–489.
- Koo, T. K., Cohen, J. H., and Zheng, Y. (2011). A mechano-acoustic indenter system for in vivo measurement of nonlinear elastic properties of soft tissue. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 34(9):584–593.
- Krismer, M. and van Tulder, M. (2007). Low back pain (non-specific). *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 21(1):77–91.
- Kumar, B., Das, A., and Alagirusamy, R. (2013). Effect of material and structure of compression bandage on interface pressure variation over time. *Phlebology*, 29(6):376–385.
- Kuo, C.-S., Hu, H.-T., Lin, R.-M., Huang, K.-Y., Lin, P.-C., Zhong, Z.-C., and Hseih, M.-L. (2010). Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure—a finite element study. *BMC musculoskeletal disorders*, 11(1):151.
- Lai, C. H. and Li-Tsang, C. W. (2009). Validation of the Pliance X System in measuring interface pressure generated by pressure garment. *Burns*, 35(6):845–851.
- Lantz, S. A. and Schultz, A. B. (1986a). Lumbar spine orthosis wearing. I. restriction of gross body motions. *Spine*, 11(8):834–837.
- Lantz, S. A. and Schultz, A. B. (1986b). Lumbar spine orthosis wearing. II. effect on trunk muscle myoelectric activity. *Spine*, 11(8):838–842.

-
- Lapray, J.-F., Costa, P., Delmas, V., and Haab, F. (2009). Rôle de l'imagerie dans l'exploration des troubles de la statique pelvienne. *Progrès en urologie*, 19(13):953–969.
- Leclerc, A., Gourmelen, J., Chastang, J.-F., Plouvier, S., Niedhammer, I., and Lanoë, J.-L. (2009). Level of education and back pain in France: the role of demographic, lifestyle and physical work factors. *International archives of occupational and environmental health*, 82(5):643–652.
- Li, S., Kleinberg, L. R., Rigamonti, D., Wharam Jr, M. D., Rashid, A., Jackson, J., Djajaputra, D., He, S., and DeWeese, T. L. (2010). Clinical results of a pilot study on stereovision-guided stereotactic radiotherapy and intensity modulated radiotherapy. *Technology in cancer research & treatment*, 9(6):603.
- Lin, C.-W. C., McAuley, J. H., Macedo, L., Barnett, D. C., Smeets, R. J., and Verbunt, J. A. (2011). Relationship between physical activity and disability in low back pain: A systematic review and meta-analysis. *PAIN®*, 152(3):607–613.
- Liu, C.-L., Zhong, Z.-C., Hsu, H.-W., Shih, S.-L., Wang, S.-T., Hung, C., and Chen, C.-S. (2011). Effect of the cord pretension of the dynesys dynamic stabilisation system on the biomechanics of the lumbar spine: a finite element analysis. *European Spine Journal*, 20(11):1850–1858.
- Liu, Q., Wang, T.-Y., Yang, X.-P., Li, K., Gao, L.-L., Zhang, C.-Q., and Guo, Y.-H. (2014). Strain distribution in the intervertebral disc under unconfined compression and tension load by the optimized digital image correlation technique. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 228(5):486–493.
- Liu, Y., Kerdok, A. E., and Howe, R. D. (2004). A nonlinear finite element model of soft tissue indentation. *Medical Simulation*, pages 67–76.
- Lomov, S. V., Boisse, P., Deluycker, E., Morestin, F., Vanclooster, K., Vandepitte, D., Verpoest, I., and Willems, A. (2008). Full-field strain measurements in textile deformability studies. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 39(8):1232–1244.
- Lou, E., Zbinden, D., Mosberger, P., Hill, D. L., and Raso, V. J. (2008). A wireless personal wearable network system to understand the biomechanics of orthotic for the treatment of scoliosis. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE*, pages 3426–3429.
- Luebberding, S., Krueger, N., and Kerscher, M. (2014). Quantification of age-related facial wrinkles in men and women using a three-dimensional fringe projection method and validated assessment scales. *Dermatologic Surgery*, 40(1):22–32.

-
- Ma, S., Quan, C., Zhu, R., and Tay, C. J. (2012). Investigation of phase error correction for digital sinusoidal phase-shifting fringe projection profilometry. *Optics and Lasers in Engineering*, 50(8):1107–1118.
- Malik, K. and Joseph, N. J. (2007). Intervertebral disc a source of pain? low back pain: problems and future directions. *Middle East J Anesthesiol*, 19(3):683–692.
- Manduca, A., Oliphant, T. E., Dresner, M. A., Mahowald, J. L., Kruse, S. A., Amromin, E., Felmlee, J. P., Greenleaf, J. F., and Ehman, R. L. (2001). Magnetic resonance elastography: non-invasive mapping of tissue elasticity. *Medical image analysis*, 5(4):237–254.
- Martin-Mattera, P., Ly-Thanh-Huê, Garnier, F., Huez, J.-F., and Benoist, V. (2010). Les lombalgies chroniques : symptôme ou pas symptôme ? *L'Évolution Psychiatrique*, 75(4):607–620.
- McGarry, J. P., O'Donnell, B. P., McHugh, P. E., and McGarry, J. G. (2004). Analysis of the mechanical performance of a cardiovascular stent design based on micromechanical modelling. *Computational Materials Science*, 31(3–4):421–438.
- McGill, S. M., Norman, R. W., and Sharratt, M. T. (1990). The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. *Ergonomics*, 33(2):147–160.
- Meffre, R., Gehin, C., and Dittmar, A. (2007). MAPI: Active interface pressure sensor integrated into a seat. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, pages 1358–1361.
- Million, R., Nilsen, K. H., Jayson, M. I., and Baker, R. D. (1981). Evaluation of low back pain and assessment of lumbar corsets with and without back supports. *Ann. Rheum. Dis.*, 40(5):449–454.
- Molimard, J., Boyer, G., and Zahouani, H. (2010). Frequency-based image analysis of random patterns: an alternative way to classical stereocorrelation. *Journal of the Korean Society for nondestructive testing*, 30(30, 3):181–193.
- Morner, B. and Eeg-Olofsson, T. (1957). Measurement of the shearing properties of fabrics. *Textile Research Journal*, 27(8):611–615.
- Moutos, F. T., Estes, B. T., and Guilak, F. (2010). Multifunctional hybrid three-dimensionally woven scaffolds for cartilage tissue engineering. *Macromol Biosci*, 10(11):1355–1364.
- Nachemson, A. and Morris, J. M. (1964). In vivo measurements of intradiscal pressure. discometry, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs. *J Bone Joint Surg Am*, 46:1077–1092.

-
- Nagasao, T., Noguchi, M., Miyamoto, J., Jiang, H., Ding, W., Shimizu, Y., and Kishi, K. (2010). Dynamic effects of the nuss procedure on the spine in asymmetric pectus excavatum. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 140(6):1294–1299.
- Nguyen, C., Poiraudreau, S., Revel, M., and Papelard, A. (2009). Lombalgie chronique : facteurs de passage à la chronicité. *Revue du Rhumatisme*, 76(6):537–542.
- Nie, W.-Z., Ye, M., Liu, Z.-D., and Wang, C.-T. (2009). The patient-specific brace design and biomechanical analysis of adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of biomechanical engineering*, 131(4):041007.
- Noailly, J., Wilke, H.-J., Planell, J. A., and Lacroix, D. (2007). How does the geometry affect the internal biomechanics of a lumbar spine bi-segment finite element model? Consequences on the validation process. *Journal of biomechanics*, 40(11):2414–2425.
- Ottensmeyer, M. P. (2001). *Minimally invasive instrument for in vivo measurement of solid organ mechanical impedance*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology.
- Ottensmeyer, M. P., Kerdok, A. E., Howe, R. D., and Dawson, S. L. (2004). The effects of testing environment on the viscoelastic properties of soft tissues. *Medical Simulation*, 3078:9–18.
- Pacella, H. E., Eash, H. J., and Federspiel, W. J. (2011). Darcy permeability of hollow fiber bundles used in blood oxygenation devices. *J Memb Sci*, 382(1-2):238–242.
- Pankoke, S., Hofmann, J., and Wölfel, H. P. (2001). Determination of vibration-related spinal loads by numerical simulation. *Clinical Biomechanics*, 16:S45–S56.
- Parmar, K. A., Solomon, M., Loeffler, A., and Dalton, S. (2004). Bridging osteophyte of the anterosuperior sacroiliac joint as a cause of lumbar back pain. *British journal of sports medicine*, 38(6):e33–e33.
- Partsch, H., Partsch, B., and Braun, W. (2006). Interface pressure and stiffness of ready made compression stockings: comparison of in vivo and in vitro measurements. *Journal of vascular surgery*, 44(4):809–814.
- Pavageau, S., Dallier, R., Servagent, N., and Bosch, T. (2004). A new algorithm for large surfaces profiling by fringe projection. *Sensors and Actuators A: Physical*, 115(2):178–184.
- Peirce, F. T. (1930). The “handle” of cloth as a measurable quantity. *Journal of the Textile Institute Transactions*, 21(9):T377–T416.
- Peng, B., Hou, S., Wu, W., Zhang, C., and Yang, Y. (2006). The pathogenesis and clinical significance of a high-intensity zone (HIZ) of lumbar intervertebral disc on

-
- MR imaging in the patient with discogenic low back pain. *European Spine Journal*, 15(5):583–587.
- Perie, D., Iatridis, J. C., Demers, C. N., Goswami, T., Beaudoin, G., Mwale, F., and Antoniou, J. (2006). Assessment of compressive modulus, hydraulic permeability and matrix content of trypsin-treated nucleus pulposus using quantitative MRI. *Journal of biomechanics*, 39(8):1392–1400.
- Petit Le Manac’h, A., Parot-Schinkel, E., Fouquet, N., Richard, I., and Roquelaure, Y. (2011). Lombalgie et prise en charge hiérarchisée: une obligation démographique. *Revue du rhumatisme*, 78(1):95–96.
- Pfeifer, K., Vogt, L., Klingler, J., Portscher, M., and Banzer, W. (2001). Sensomotorik beim tragen lumbaler stützorthesen. *Zeitschrift für Orthopädie*, 139(1):12–18.
- Pitzen, T., Geisler, F. H., Matthis, D., Müller-Storz, H., Pedersen, K., and Steudel, W.-I. (2001). The influence of cancellous bone density on load sharing in human lumbar spine: a comparison between an intact and a surgically altered motion segment. *European Spine Journal*, 10(1):23–29.
- Poiraudeau, S., Lefevre Colau, M.-M., Fayad, F., Rannou, F., and Revel, M. (2004). Lombalgies. *EMC-Rhumatologie-Orthopédie*, 1(4):295–319.
- Poiraudeau, S., Nys, A., and Revel, M. (2001). Évaluation analytique des moyens thérapeutiques dans la lombalgie: prise en charge physique et fonctionnelle. *Revue du rhumatisme*, 68(2):154–159.
- Polliack, A. A., Sieh, R. C., Craig, D. D., Landsberger, S., McNeil, D. R., and Ayyappa, E. (2000). Scientific validation of two commercial pressure sensor systems for prosthetic socket fit. *Prosthetics and orthotics international*, 24(1):63–73.
- Popic Ramac, J., Knezevic, Z., Hebrang, A., Radic Kristo, D., Vidjak, V., Slavica, M., and Ranogajec-Komor, M. (2013). Radiation dose reduction by using low dose CT protocol of thorax. *Radiation Measurements*, 55:46–50.
- Porter, J. M., Gyi, D. E., and Tait, H. A. (2003). Interface pressure data and the prediction of driver discomfort in road trials. *Applied Ergonomics*, 34(3):207–214.
- Preuss, R. and Fung, J. (2005). Can acute low back pain result from segmental spinal buckling during sub-maximal activities? A review of the current literature. *Manual therapy*, 10(1):14–20.
- Périé, D., Aubin, C. E., Petit, Y., Beauséjour, M., Dansereau, J., and Labelle, H. (2003). Boston brace correction in idiopathic scoliosis: a biomechanical study. *Spine*, 28(15):1672–1677.

-
- Quan, C., He, X. Y., Wang, C. F., Tay, C. J., and Shang, H. M. (2001). Shape measurement of small objects using LCD fringe projection with phase shifting. *Optics Communications*, 189(1):21–29.
- Quan, C., Tay, C. J., He, X. Y., Kang, X., and Shang, H. M. (2002). Microscopic surface contouring by fringe projection method. *Optics & Laser Technology*, 34(7):547–552.
- Raman, S. P., Mahesh, M., Blasko, R. V., and Fishman, E. K. (2013). CT scan parameters and radiation dose: practical advice for radiologists. *Journal of the American College of Radiology*, 10(11):840–846.
- Reenalda, J., Geffen, P., Nederhand, M., Jannink, M., IJzerman, M., and Rietman, H. (2009). Analysis of healthy sitting behavior: interface pressure distribution and subcutaneous tissue oxygenation. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 46(5):577–586.
- Reich-Schupke, S., Gahr, M., Altmeyer, P., and Stücker, M. (2009). Resting pressure exerted by round knitted moderate-compression stockings on the lower leg in clinical practice—results of an experimental study. *Dermatologic Surgery*, 35(12):1989–1998.
- Reyna, J. R., Leggett, S. H., Kenney, K., Holmes, B., and Mooney, V. (1995). The effect of lumbar belts on isolated lumbar muscle. Strength and dynamic capacity. *Spine*, 20(1):68–73.
- Rithalia, S. V. and Gonsalkorale, M. (1998). Assessment of alternating air mattresses using a time-based interface pressure threshold technique. *Journal of rehabilitation research and development*, 35:225–230.
- Rithalia, S. V., Heath, G. H., and Gonsalkorale, M. (2000). Assessment of alternating-pressure air mattresses using a time-based pressure threshold technique and continuous measurements of transcutaneous gases. *Journal of tissue viability*, 10(1):13–20.
- Robin, E. (2005). *Développement d'une méthode de démodulation de phase à partir d'une seule image de franges: applications des méthodes optiques de champ à la mesure en dynamique*. PhD thesis, Poitiers.
- Robin, E., Valle, V., and Brémand, F. (2005). Phase demodulation method from a single fringe pattern based on correlation with a polynomial form. *Applied optics*, 44(34):7261–7269.
- Rohlmann, A., Bauer, L., Zander, T., Bergmann, G., and Wilke, H.-J. (2006). Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data. *Journal of biomechanics*, 39(6):981–989.

-
- Rohlmann, A., Zander, T., Graichen, F., and Bergmann, G. (2013). Effect of an orthosis on the loads acting on a vertebral body replacement. *Clinical Biomechanics*, 28(5):490–494.
- Rosen, J., Hannaford, B., MacFarlane, M. P., and Sinanan, M. N. (1999). Force controlled and teleoperated endoscopic grasper for minimally invasive surgery-experimental performance evaluation. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 46(10):1212–1221.
- Rousseau, M.-A., Laporte, S., Chavary-Bernier, E., Lazennec, J.-Y., and Skalli, W. (2007). Reproducibility of measuring the shape and three-dimensional position of cervical vertebrae in upright position using the EOS stereoradiography system. *Spine*, 32(23):2569–2572.
- Rozenberg, S. (2001). Le traitement médicamenteux de la lombalgie commune. *Revue du rhumatisme*, 68(2):150–153.
- Rubod, C., Brieu, M., Cosson, M., Rivaux, G., Clay, J.-C., de Landsheere, L., and Gabriel, B. (2012). Biomechanical properties of human pelvic organs. *Urology*, 79(4):968.e17–968.e22.
- Samani, A. and Plewes, D. (2004). A method to measure the hyperelastic parameters of ex vivo breast tissue samples. *Physics in Medicine and Biology*, 49(18):4395.
- Samur, E., Sedef, M., Basdogan, C., Avtan, L., and Duzgun, O. (2007). A robotic indenter for minimally invasive measurement and characterization of soft tissue response. *Medical Image Analysis*, 11(4):361–373.
- Sandoz, P., Marsaut, D., Armbruster, V., Humbert, P., and Gharbi, T. (2004). Towards objective evaluation of the skin aspect: principles and instrumentation. *Skin Research and Technology*, 10(4):263–270.
- Sangpradit, K., Liu, H., Dasgupta, P., Althoefer, K., and Seneviratne, L. D. (2011). Finite-element modeling of soft tissue rolling indentation. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 58(12):3319–3327.
- Schmidt, H., Shirazi-Adl, A., Galbusera, F., and Wilke, H.-J. (2010). Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities—a finite element analysis. *Journal of biomechanics*, 43(10):1849–1856.
- Schreier, H. W., Braasch, J. R., and Sutton, M. A. (2000). Systematic errors in digital image correlation caused by intensity interpolation. *Optical Engineering*, 39(11):2915–2921.
- Schwenninger, D., Schumann, S., and Guttman, J. (2011). In vivo characterization of mechanical tissue properties of internal organs using endoscopic microscopy and inverse finite element analysis. *Journal of biomechanics*, 44(3):487–493.

-
- Servin, M., Marroquin, J. L., and Quiroga, J. A. (2004). Regularized quadrature and phase tracking from a single closed-fringe interferogram. *J. Opt. Soc. Am. A*, 21(3):411–419.
- Sevrain, A., Aubin, C. E., Gharbi, H., Wang, X., and Labelle, H. (2012). Biomechanical evaluation of predictive parameters of progression in adolescent isthmic spondylolysis: a computer modeling and simulation study. *Scoliosis*, 7(1):2.
- Shelton, F. and Lott, J. W. (2003). Conducting and interpreting interface pressure evaluations of clinical support surfaces. *Geriatric Nursing*, 24(4):222–227.
- Shi, H., Ji, H., Yang, G., and He, X. (2013). Shape and deformation measurement system by combining fringe projection and digital image correlation. *Optics and Lasers in Engineering*, 51(1):47–53.
- Shin, D. S., Lee, K., and Kim, D. (2007). Biomechanical study of lumbar spine with dynamic stabilization device using finite element method. *Computer-Aided Design*, 39(7):559–567.
- Shirazi-Adl, A. and Parnianpour, M. (2000). Load-bearing and stress analysis of the human spine under a novel wrapping compression loading. *Clinical Biomechanics*, 15(10):718–725.
- Spivak, S. (1966). The behavior of fabrics in shear: Part I: Instrumental method and the effect of test conditions. *Textile Research Journal*, 36(12):1056–1063.
- Stucki, R.-F. and Waldburger, M. (2001). Approche multidisciplinaire de la lombalgie commune subaiguë et chronique: expérience suisse romande. *Revue du rhumatisme*, 68(2):178–184.
- Su, J., Cao, L., Yu, B., Song, S., Liu, X., Wang, Z., and Li, M. (2012). Composite scaffolds of mesoporous bioactive glass and polyamide for bone repair. *Int J Nanomedicine*, 7:2547–2555.
- Surrel, Y. (1996). Design of algorithms for phase measurements by the use of phase stepping. *Applied optics*, 35(1):51–60.
- Sutton, M. A., Orteu, J.-J., and Schreier, H. (2009). *Image Correlation for Shape, Motion, and Deformation Measurements: Basic Concepts, Theory and Applications*. Springer-Verlag New York Inc., 322p.
- Sutton, M. A., Wolters, W. J., Peters, W. H., Ranson, W. F., and McNeill, S. R. (1983). Determination of displacements using an improved digital correlation method. *Image and vision computing*, 1(3):133–139.

-
- Taibi, E. H. (2001). *Caractérisation, modélisation et simulation du comportement d'un tissu textile*. PhD thesis, Bordeaux.
- Takeda, M., Ina, H., and Kobayashi, S. (1982). Fourier-transform method of fringe-pattern analysis for computer-based topography and interferometry. *J. Opt. Soc. Am.*, 72(1):156–160.
- Tam, E. W., Mak, A. F., Lam, W. N., Evans, J. H., and Chow, Y. Y. (2003). Pelvic movement and interface pressure distribution during manual wheelchair propulsion. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(10):1466–1472.
- Tan, S., Song, D., and Zeng, L. (2000). A tracking fringe method for measuring the shape and position of a swimming fish. *Optics communications*, 173(1):123–128.
- Tay, B. K., Stylopoulos, N., De, S., Rattner, D. W., and Srinivasan, M. A. (2002). Measurement of in-vivo force response of intra-abdominal soft tissues for surgical simulation. *Studies in health technology and informatics*, pages 514–519.
- Thakur, M., Quan, C., and Tay, C. J. (2007). Surface profiling using fringe projection technique based on Lau effect. *Optics & Laser Technology*, 39(3):453–459.
- Thoumie, P., Drape, J.-L., Aymard, C., and Bedoiseau, M. (1998). Effects of a lumbar support on spine posture and motion assessed by electrogoniometer and continuous recording. *Clinical Biomechanics*, 13(1):18–26.
- Tortora, G. J. and Derrickson, B. H. (2008). *Principles of Anatomy and Physiology*. John Wiley & Sons, 1344p.
- Totoribe, K., Tajima, N., and Chosa, E. (1999). A biomechanical study of posterolateral lumbar fusion using a three-dimensional nonlinear finite element method. *Journal of orthopaedic science*, 4(2):115–126.
- Troynikov, O., Wardiningsih, W., Koptug, A., Watson, C., and Oggiano, L. (2013). Influence of material properties and garment composition on pressure generated by sport compression garments. *Procedia Engineering*, 60:157–162.
- Turgut, A. T., Sönmez, I., Çakıt, B. D., Koşar, P., and Koşar, U. (2008). Pineal gland calcification, lumbar intervertebral disc degeneration and abdominal aorta calcifying atherosclerosis correlate in low back pain subjects: a cross-sectional observational CT study. *Pathophysiology*, 15(1):31–39.
- Ulrich, D., Edwards, S. L., White, J. F., Supit, T., Ramshaw, J. A. M., Lo, C., Rosamilia, A., Werkmeister, J. A., and Gargett, C. E. (2012). A preclinical evaluation of alternative synthetic biomaterials for fascial defect repair using a rat abdominal hernia model. *PLoS ONE*, 7(11):e50044.

-
- Vaisbuch, N. (2000). Effect of seated posture on interface pressure in children who are able-bodied and who have myelomeningocele. *Disability & Rehabilitation*, 22(17):749–755.
- Valle-Jones, J. C., Walsh, H., O'Hara, J., O'Hara, H., Davey, N. B., and Hopkin-Richards, H. (1992). Controlled trial of a back support ('Lumbotrain') in patients with non-specific low back pain. *Current medical research and opinion*, 12(9):604–613.
- Valtorta, D. and Mazza, E. (2005). Dynamic measurement of soft tissue viscoelastic properties with a torsional resonator device. *Medical Image Analysis*, 9(5):481–490.
- van den Hout, J., Van Rhijn, L., Van den Munckhof, R., and Van Ooy, A. (2002). Interface corrective force measurements in Boston brace treatment. *European Spine Journal*, 11(4):332–335.
- van Londen, A., Herwegh, M., van der Zee, C. H., Daffertshofer, A., Smit, C. A., Niezen, A., and Janssen, T. W. (2008). The effect of surface electric stimulation of the gluteal muscles on the interface pressure in seated people with spinal cord injury. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 89(9):1724–1732.
- van Poppel, M. N., de Looze, M. P., Koes, B. W., Smid, T., and Bouter, L. M. (2000). Mechanisms of action of lumbar supports: a systematic review. *Spine*, 25(16):2103–2113.
- van Poppel, M. N. M., Hooftman, W. E., and Koes, B. W. (2004). An update of a systematic review of controlled clinical trials on the primary prevention of back pain at the workplace. *Occup Med (Lond)*, 54(5):345–352.
- van Tulder, M. W., Jellema, P., van Poppel, M. N. M., Nachemson, A. L., and Bouter, L. M. (2006). Withdrawn: Lumbar supports for prevention and treatment of low-back pain. *Cochrane Database Syst Rev*, 2:CD001823.
- van Tulder, M. W., Tuut, M., Pennick, V., Bombardier, C., and Assendelft, W. J. J. (2004). Quality of primary care guidelines for acute low back pain. *Spine*, 29(17):E357–362.
- Villemure, I., Aubin, C. E., Dansereau, J., and Labelle, H. (2002a). Modélisation biomécanique de la croissance et de la modulation de croissance vertébrale pour l'étude des déformations scoliotiques: étude de faisabilité. *ITBM-RBM*, 23(2):109–117.
- Villemure, I., Aubin, C. E., Dansereau, J., and Labelle, H. (2002b). Simulation of progressive deformities in adolescent idiopathic scoliosis using a biomechanical model integrating vertebral growth modulation. *Journal of biomechanical engineering*, 124(6):784–790.

-
- Villemure, I., Aubin, C. E., Dansereau, J., and Labelle, H. (2004). Biomechanical simulations of the spine deformation process in adolescent idiopathic scoliosis from different pathogenesis hypotheses. *European Spine Journal*, 13(1):83–90.
- Väänänen, S. P., Amin Yavari, S., Weinans, H., Zadpoor, A. A., Jurvelin, J. S., and Isaksson, H. (2013). Repeatability of digital image correlation for measurement of surface strains in composite long bones. *Journal of biomechanics*, 46(11):1928–1932.
- Völker, H. U., Rölker, N., and Willy, C. (2006). Auflagedruckmessung in der Dekubitusbehandlung. Vergleich mit einer subkutanen Druckmessung an gesunden Probanden. *Der Anaesthetist*, 55(2):142–147.
- Wang, S., Tay, C. J., Quan, C., and Shang, H. M. (2002). Investigation of membrane deformation by a fringe projection method. *Applied optics*, 41(1):101–107.
- Warren, L. P., Appling, S., Oladehin, A., and Griffin, J. (2001). Effect of soft lumbar support belt on abdominal oblique muscle activity in nonimpaired adults during squat lifting. *J Orthop Sports Phys Ther*, 31(6):316–323.
- Waters, R. L. and Morris, J. M. (1970). Effect of spinal supports on the electrical activity of muscles of the trunk. *J Bone Joint Surg Am*, 52(1):51–60.
- Wei, M. (1989). The theory of the cantilever stiffness test. *Journal of the Textile Institute*, 80(1):98–106.
- Wheeler, J. W., Dabling, J. G., Chinn, D., Turner, T., Filatov, A., Anderson, L., and Rohrer, B. (2011). MEMS-based bubble pressure sensor for prosthetic socket interface pressure measurement. *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, pages 2925–2928.
- Widerstrom, B., Olofsson, N., Arvidsson, I., Harms-Ringdahl, K., and Larsson, U. E. (2012). Inter-examiner reliability of a proposed decision-making treatment based classification system for low back pain patients. *Manual therapy*, 17(2):164–171.
- Wiegand, C., Hipler, U.-C., Boldt, S., Strehle, J., and Wollina, U. (2013). Skin-protective effects of a zinc oxide-functionalized textile and its relevance for atopic dermatitis. *Clin Cosmet Investig Dermatol*, 6:115–121.
- Willner, S. (1985). Effect of a rigid brace on back pain. *Acta Orthopaedica*, 56(1):40–42.
- Wong, C., Gehrchen, P. M., Darvann, T., and Kiaer, T. (2003). Nonlinear finite-element analysis and biomechanical evaluation of the lumbar spine. *IEEE Transactions on medical imaging*, 22(6):742–746.

-
- Wu, L.-s. and Peng, Q.-j. (2006). Research and development of fringe projection-based methods in 3D shape reconstruction. *Journal of Zhejiang University SCIENCE A*, 7(6):1026–1036.
- Wybier, M. and Bossard, P. (2013). Musculoskeletal imaging in progress: the EOS imaging system. *Joint Bone Spine*, 80(3):238–243.
- Yousefi, R., Ostadabbas, S., Faezipour, M., Farshbaf, M., Nourani, M., Tamil, L., and Pompeo, M. (2011). Bed posture classification for pressure ulcer prevention. *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, pages 7175–7178.
- Zander, T., Rohlmann, A., Klöckner, C., and Bergmann, G. (2003). Influence of graded facetectomy and laminectomy on spinal biomechanics. *European Spine Journal*, 12(4):427–434.
- Zhang, S. (2010). Recent progresses on real-time 3D shape measurement using digital fringe projection techniques. *Optics and lasers in engineering*, 48(2):149–158.
- Zhang, Z. H. (2012). Review of single-shot 3D shape measurement by phase calculation-based fringe projection techniques. *Optics and Lasers in Engineering*, 50(8):1097–1106.
- Zheng, Y.-P. and Mak, A. F. (1996). An ultrasound indentation system for biomechanical properties assessment of soft tissues in-vivo. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 43(9):912–918.
- Zhong, Z.-C., Wei, S.-H., Wang, J.-P., Feng, C.-K., Chen, C.-S., and Yu, C.-h. (2006). Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method. *Medical engineering & physics*, 28(1):90–98.
- Zhou, J., Xu, B., Tang, Q., and Chen, W. (2014). Application of the sheepskin mattress in clinical care for pressure relieving: a quantitative experimental evaluation. *Applied Nursing Research*, 27(1):47–52.
- Zhou, J.-C., Zheng, S.-W., Yu, Y.-X., Rouleau, K., Jiang, W.-L., Jin, C.-W., Zhou, D.-Y., Pan, K.-H., and Yu, Y.-S. (2012). Trends in computed tomography utilization and association with hospital outcomes in a chinese emergency department. *PloS one*, 7(7):e40403.

2 Caractérisation mécanique des ceintures de soutien lombaire

Ce deuxième chapitre décrit une étude expérimentale permettant à partir de la caractérisation du comportement des tissus composant une ceinture lombaire de déterminer l'action qu'elle va exercer sur le tronc. Cette étude est basée sur des tests de traction et des méthodes optiques de champ et centrée sur la description de la méthode. Elle a été appliquée pour la comparaison de six ceintures de soutien lombaire. Elle sera soumise à publication dans le Textile Research Journal : l'article est donc écrit de façon à orienter l'étude principalement sur la caractérisation des textiles et des ceintures de soutien lombaire.

Sommaire

2.1	Résumé	75
2.2	Article : Assesment of lumbar belts performance from tensile tests and full field measurements	76
2.2.1	Introduction	76
2.2.2	Methods	77
2.2.3	Results	86
2.2.4	Discussion	91
2.2.5	Conclusion	93
2.3	Bibliography	94

2.1 Résumé

Ce chapitre décrit une étude expérimentale dont l'objectif principal est d'évaluer la performance des ceintures de soutien lombaire en rapport à la pression qu'elles appliquent et à leurs propriétés mécaniques.

La méthode utilisée pour répondre à cet objectif comprend deux parties : des essais mécaniques sur les tissus et les ceintures, et des mesures optiques de la déformation des ceintures lorsqu'elles sont portées.

Six tissus différents, principaux constituants de quatre ceintures, ont été testés suivant la norme EN ISO 13934-1:1999. Les tests réalisés sont des tests de traction simple cyclique avec répétition de trois cycles. Cette répétition a été faite pour établir le comportement mécanique des tissus au fil des cycles.

Quatre ceintures lombaires ont été testées en traction cyclique à l'aide d'un support construit pour effectuer des tests sur des ceintures fermées. Ces tests ont été réalisés aussi sur trois cycles, afin de les tester selon le même déroulé que les tests effectués sur les tissus.

Un modèle reposant sur des ressorts a également été construit afin de relier les propriétés mécaniques des tissus aux propriétés mécaniques des ceintures. Ce modèle a démontré que les propriétés mécaniques des ceintures dépendaient uniquement des tissus principaux la constituant et de son architecture.

La déformation des ceintures portées a été mesurée à l'aide du couplage d'une méthode de projection de franges, pour obtenir la forme, et de corrélation d'images, pour obtenir le déplacement. Cette méthode, déjà utilisée dans d'autres études (Pierrat et al., 2014), a permis d'obtenir la déformation 3D de la ceinture lorsqu'elle est portée.

A partir de cette déformation et de la loi de Laplace qui lie la tension linéique et la courbure à la pression, il est possible d'obtenir une évaluation de la pression appliquée par la ceinture sur le tronc. Cette évaluation nécessite la détermination des propriétés mécaniques du tissu composant la ceinture.

Dans cette étude, la méthode optique est appliquée sur le côté droit d'un mannequin en mousse portant les quatre ceintures testées. L'évaluation de la pression par la méthode optique a été validée à l'aide d'une matrice de mesure de pression piézorésistive dont son évaluation fait l'objet du chapitre 3 de cette thèse. La pression appliquée par les ceintures de soutien lombaire en moyenne sur le côté droit s'étend de 10,7mmHg à 17,3mmHg d'après la méthode optique. L'erreur maximale de mesure entre les deux méthodes est de 6,94%.

L'utilisation couplée des tests mécaniques et des méthodes de mesure de champ optique a permis de constater qu'il était possible de différencier deux types de ceintures en termes de pression appliquée : des ceintures constituées principalement d'un tissu

rigide ou renforcées par une sangle de rappel et des ceintures constituées principalement d'un tissu plus souple. Les premières appliquent une pression plus importante en moyenne, sur le côté droit, que les deuxièmes. Cette constatation est importante pour l'analyse des résultats dans la suite de cette thèse.

La méthode optique permet une évaluation sans contact de la pression. Elle a été développée sur une petite zone de mesure et n'est pas testée dans d'autres circonstances. Cette méthode a l'avantage de fournir d'autres informations sur les ceintures, comme leur forme sur le corps humain ou leur déformation suivant le serrage. Il a été choisi d'utiliser cette méthode optique pour la suite du projet, mais pas pour évaluer la pression, qui est mesurée à l'aide des capteurs, sujet du chapitre 3 de cette thèse. La méthode optique sera donc utilisée pour analyser le lien entre la déformation de la ceinture et la pression sur des zones de mesure bien plus grandes (un côté complet du tronc).

En conclusion, cette étude permet une première approche de la compréhension du mécanisme d'action des ceintures de soutien lombaire. Les données des propriétés mécaniques des ceintures et des tissus seront des données d'entrée de l'étude numérique. La première évaluation de la pression appliquée par les ceintures sur le corps permet de lier la déformation de la ceinture à son action sur le corps. Ceci sera de nouveau vérifié lors de l'étude clinique du projet.

2.2 Article : Assesment of lumbar belts performance from tensile tests and full field measurements

2.2.1 Introduction

Low back pain is a pain felt in the lumbar region of the spine. Lumbar belt might be used to treat this pathology. Several clinical trials have shown the efficiency of lumbar belts (Calmels et al., 2009). Nevertheless, both mechanical and physiological effects of lumbar belts remain unclear. It can be supposed that the main mechanical effect of lumbar belts is the pressure applied on the trunk.

Pressure can be measured thanks to four types of sensors: electrical, pneumatic, electropneumatic and capacitive sensors (Bachus et al., 2006; Chiang et al., 2007; Gyi et al., 1998). These sensors can measure the pressure at a single point, as the majority of pneumatic and electro-pneumatic sensors, or allow a field measurement of pressure. This second possibility is often performed using pressure mapping system (van den Hout et al., 2002). The major disadvantage of these sensors is that they add a thickness on the measuring surfaces.

Tensile or relaxation tests are often used (Ambroziak and Klosowski, 2013; Bassett et al., 1999; Lam et al., 2011; McGregor and Postle, 2008; Yip and Ng, 2008) to characterize mechanically fabrics (Lam et al., 2011; McGregor and Postle, 2008; Yip and Ng, 2008),

2.2. Article : Assesment of lumbar belts performance from tensile tests and full field measurements

to compare different methods of weaving the same (Gabrijelcic et al., 2008) or different fabrics (Sankaran and Subramaniam, 2012; Çinçik and Koç, 2013) as well as different manufacturing methods (Hong and Su, 2012). They are also used to validate finite element models of fabric (Yeoman et al., 2010) and to study the effect of treatment on the fabric (Matković and Skenderi, 2013; Montazer and Ramin, 2010) or the effect of testing speed on the mechanical properties of a fabric (Hou et al., 2013). Methods of non-uniaxial tensile test have been developed (Chen et al., 2011). These methods can be useful to understand all mechanical characteristics of fabrics but they are not standardized (Ambroziak and Klosowski, 2013). Therefore only the uniaxial tensile test will be used in this study.

Thanks to optical methods, it is possible to measure planar or 3D strain on the specimen at every moment of the tensile test (Ullah et al., 2012; Xin and Hu, 2008). The most common optical methods are the digital image correlation, the stereocorrelation and the fringe projection. Such methods are still rarely used in the medical textile field. In the medical field, only few studies exist using optical methods, except a non-invasive in-vivo mechanical characterization method of the skin (Boyer et al., 2013) or the study of bone fracture (Vaananen et al., 2013). In this study, digital image correlation coupled with this fringe projection will be used.

The purpose of this paper is an assessment of applied pressure by lumbar belts to the trunk from the mechanical properties of fabrics and the strain of lumbar belts. It gives a way to estimate the mechanical efficiency of belts at the design stage.

2.2.2 Methods

Global methodology is summarized in figure 2.1. Following the Laplace Law, the pressure applied by the lumbar belt on the trunk is proportional to the lumbar belt stiffness, the strain of the belt, and the body curvature. Mechanical properties of the belts will be investigated experimentally in conjunction with their components (the fabrics). Because of the tremendous progresses in optical full-field techniques during the last twenty years, strain and body shape can be measured using a fringe projection coupled with digital image correlation.

2.2.2.1 Lumbar belts

In this study, four different lumbar belts have been evaluated: Lombacross®, Lombacross Activity®, Lombax® Original and LombaSkin® (see figure 2.2). These four lumbar belts are manufactured by Thuasne (Levallois-Peret, France). They have the same architecture: four rigid anatomic whalebones on the dorsal part and two soft whalebones on the abdominal part, corresponding to the French healthcare system recommendations, and can be considered as representative products on this market. Description of fabrics constituting lumbar belts are given in table 2.1.

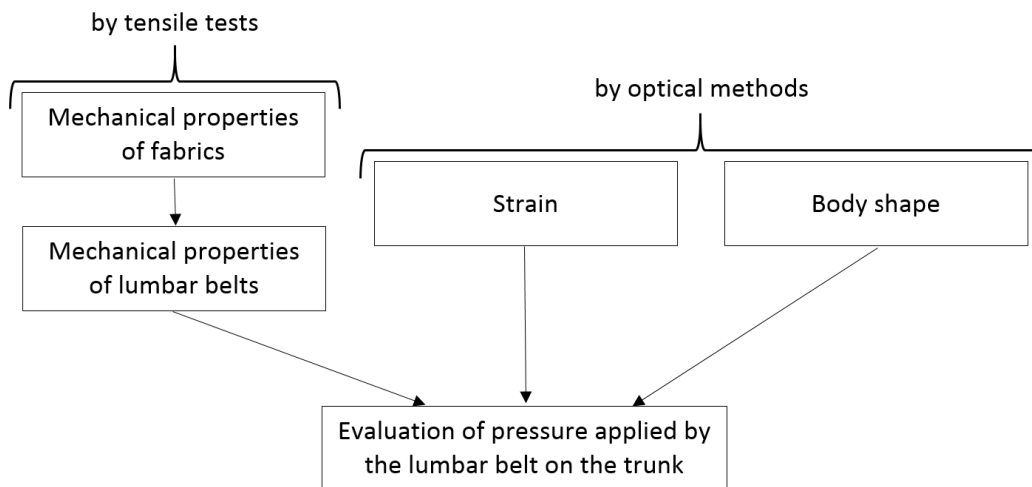


Figure 2.1 – Methodology used to evaluate lumbar belts

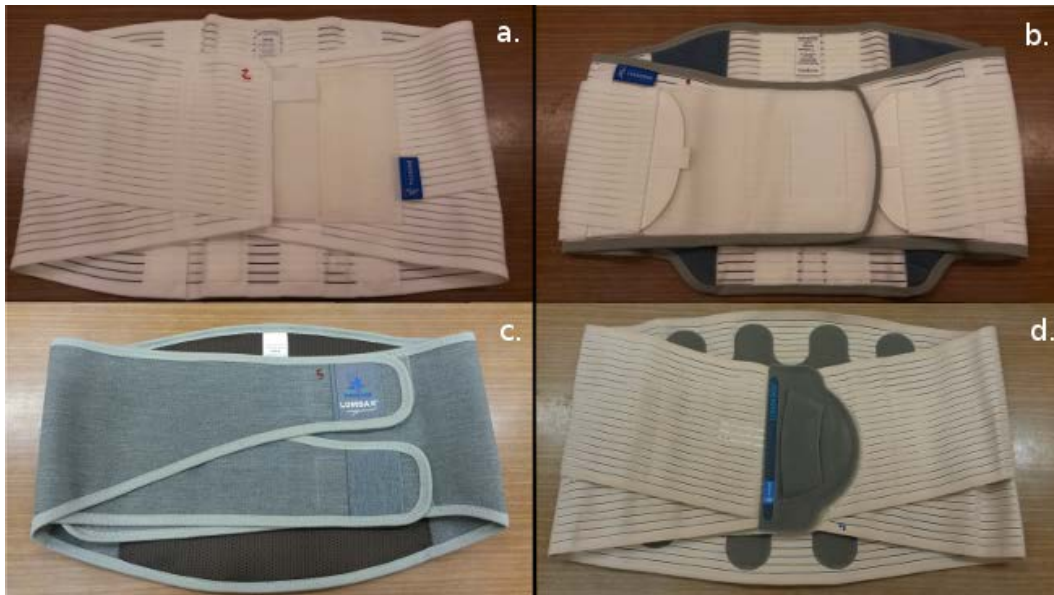


Figure 2.2 – Lumbar belts: a. Lombacross®, b. Lombacross Activity®, c. Lombax® Original, d. LombaSkin®

Manufacturer indications for the four tested lumbar belts are given in table 2.2. It is important to notice that Lombacross Activity® belt is comparable to the Lombacross® belt with an additional lumbar strap to control the compression exerted by the belt.

2.2.2.2 Mechanical characterization of fabrics

The tensile test of fabrics was conducted according to the European standard EN ISO 13934-1:1999 with an Instron 3343 tensile tester. Five samples have been used in both weft and warp direction for each of the six fabrics. Sample size is given in table 2.1.

2.2. Article : Assesment of lumbar belts performance from tensile tests and full field measurements

Table 2.1 – Description of studied fabrics

Fabrics	Description	Composition	Masse surfacique (kg.m ⁻²)	Specimen size
1	Twill	55 % Fibester 23 % Polyester 22 % Elastanne	725	width: 50 mm length: 100 mm
2	Double face plain weave	75 % Polyamide 14 % Polyester 11 % Elastanne	465	width: 50 mm length: 100 mm
3	Coated plain weave	80 % PVC 12 % Polyester 8% Cotton	860	width: 50 mm length: 200 mm
4	Plain weave	99.5 % Polyester 0.5 % Polyamide	220	width: 35 mm length: 200 mm
5	Plain weave	100 % Polyester	220	width: 35 mm length: 200 mm
6	PU laminated brushed knit	53 % Polyurethane 47 % Polyamide	200	width: 50 mm length: 200 mm

Table 2.2 – Manufacturer indications for the four tested lumbar belts

Lumbar belts	Manufacturer indications	Composed by
Lombacross®	Low back pain, sciatica, static muscular deficiencies and osteoporosis	fabrics 2, 3 and 4
Lombacross Activity®	Static muscle deficiencies, osteoporosis, irritation of the sacroiliac joint, degenerative lesions and prophylaxis after back injury	fabrics 2, 3 and 5
Lombax® Original	Static muscle deficiencies, osteoporosis, irritation of the sacroiliac joints and degenerative lesions	fabrics 1 and 3
LombaSkin®	Low back pain with or without radicular pain in acute, subacute or chronic phase, the maintaining after lumbosacral pelvic surgery, connective tissue diseases of fibromyalgia.	fabrics 2, 4 and 6

For fabrics 1 and 2, they were 100 mm long, because these fabrics have an elongation at maximum force greater than 75%. For fabric 4 and 5, they were 35 mm wide and tested only in weft direction because these fabrics are 35 mm wide ribbon. According to the standard, experimental speed was 100 mm/min. A preload of 5N was applied, and the maximal load was set to 500N.

Tests performed with the five samples per direction per fabric were not identical. The first sample was loaded three times in traction to determine the maximum elongation. For the second sample, load was applied three times in traction, and then released in the same rate. Repetition was performed to determine if the mechanical behavior of the fabric is identical depending on the number of loading. For the three last samples, the load was applied two times in traction and then released in the same rate to check hysteresis behavior of the fabric. Only the second loading will be analyzed according to

the results of the five loadings of the second sample.

True strain ϵ in the direction of the tensile test is approximated by equation 2.1:

$$\epsilon = \ln\left(\frac{l}{L}\right) \quad (2.1)$$

with l , the the current length in mm and L , the initial length of the sample in mm.

During all the experiment, a picture has been taken every second. These pictures follow evolution of the true strain in the tranverse direction of the tensile test ϵ_t during all the tests. True strain in the transverse direction of the tensile test ϵ_t is experimentally given by equation 2.2:

$$\epsilon_t = \ln\left(\frac{w}{W}\right) \quad (2.2)$$

with w , the current width in the transverse direction in mm and W , the initial width of the sample in mm.

Poisson's ratio ν is the ratio between the true strain in the transverse direction of the tensile test ϵ_t and the true strain in the direction of the test ϵ (see equation 2.3):

$$\nu = -\frac{\epsilon_t}{\epsilon} \quad (2.3)$$

Tensile force per unit width T (in N/mm) is the ratio between force F (in N), measured by the tension tester, and the width of the specimen L_s (in mm) (see equation 2.4):

$$T = \frac{F}{L_s} \quad (2.4)$$

The typical tensile force per unit width vs. strain curve obtained in this study is given figure 2.3. This curve has two phases: a rising phase during traction (1) and a descending phase when releasing (2). The belt is used in the releasing phase. That's why it was decided to define the stiffness as the tangent's slope at the beginning of the released part of tensile force per unit width vs. strain curve.

2.2.2.3 Mechanical characterization of lumbar belts

Fixtures for the tension tester were designed to perform tensile test of lumbar belts as if they were closed on a human trunk. These fixtures are shown in figure 2.4. Three samples per belt type were tested. For all lumbar belts, load was applied in traction then released three times to check plasticity, hysteresis and fatigue behavior of belts.

For lumbar belts, typical force-displacement curve is the same as for tensile force per unit width vs. strain curve of fabric and shown in figure 2.3. Being consistent with the definition of stiffness for the fabrics, stiffness of lumbar belt is defined as the tangent's slope at the beginning of the released part of the force-displacement curve.

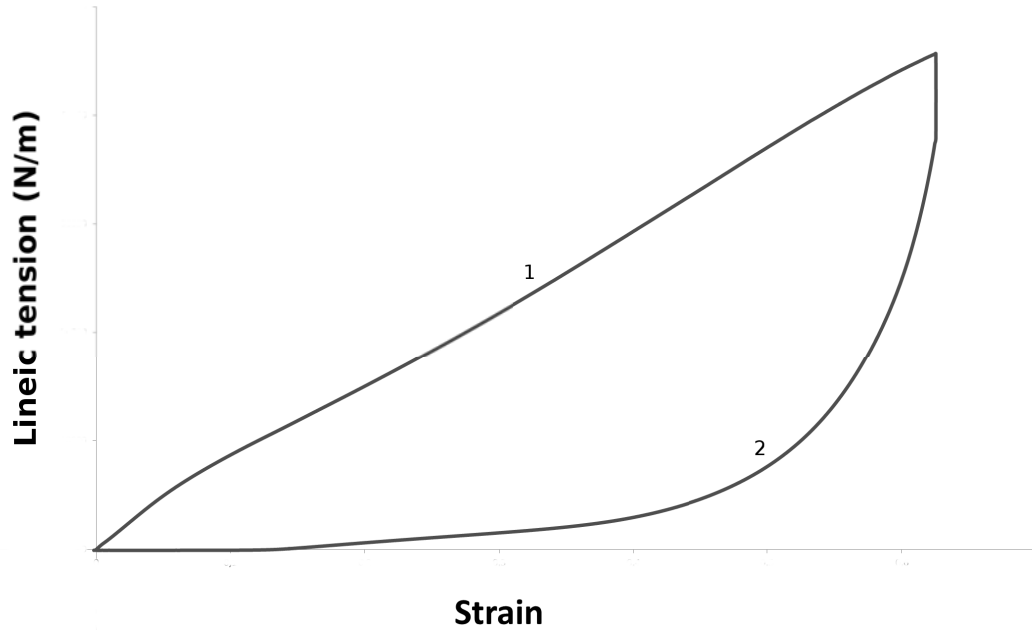


Figure 2.3 – Typical lineic tension vs strain curve of fabric or force-displacement curve of lumbar belt

2.2.2.4 Mechanical model of lumbar belts

To determine the relationship between mechanical behavior of fabrics and the mechanical behavior of the corresponding lumbar belts, a mechanical model of the lumbar belts is proposed. Every lumbar belts are a fabric assembly which is very different depending on the lumbar belts. Each fabrics are modeled by a spring with a given stiffness. Models of the four belts are shown on figure 2.5. Equivalent stiffness k_{eq} is the sum of fabrics stiffness when springs are parallel and inverse of the sum of fabric compliance when springs are serial. Stiffness k_1 is the stiffness of fabric 1; stiffness k_2 is the stiffness of fabric 2 and so forth.

For example, equivalent stiffness of LombaSkin® is given by the following equation 2.5:

$$k_{eq} = \frac{2 \times k_2^2 \times k_3 \times k_6}{2 \times k_2^2 \times k_6 + k_2 \times k_3 \times k_6 + 2 \times k_2^2 \times k_3 + k_2 \times k_3 \times k_6} \quad (2.5)$$

This equation can be obtained for the four studied lumbar belts.

2.2.2.5 Strain of lumbar belts measurement by optical full-field methods

Strain is obtained by coupling two optical methods of full-field measurement: fringe projection and digital image correlation. Because the technique has already been ex-

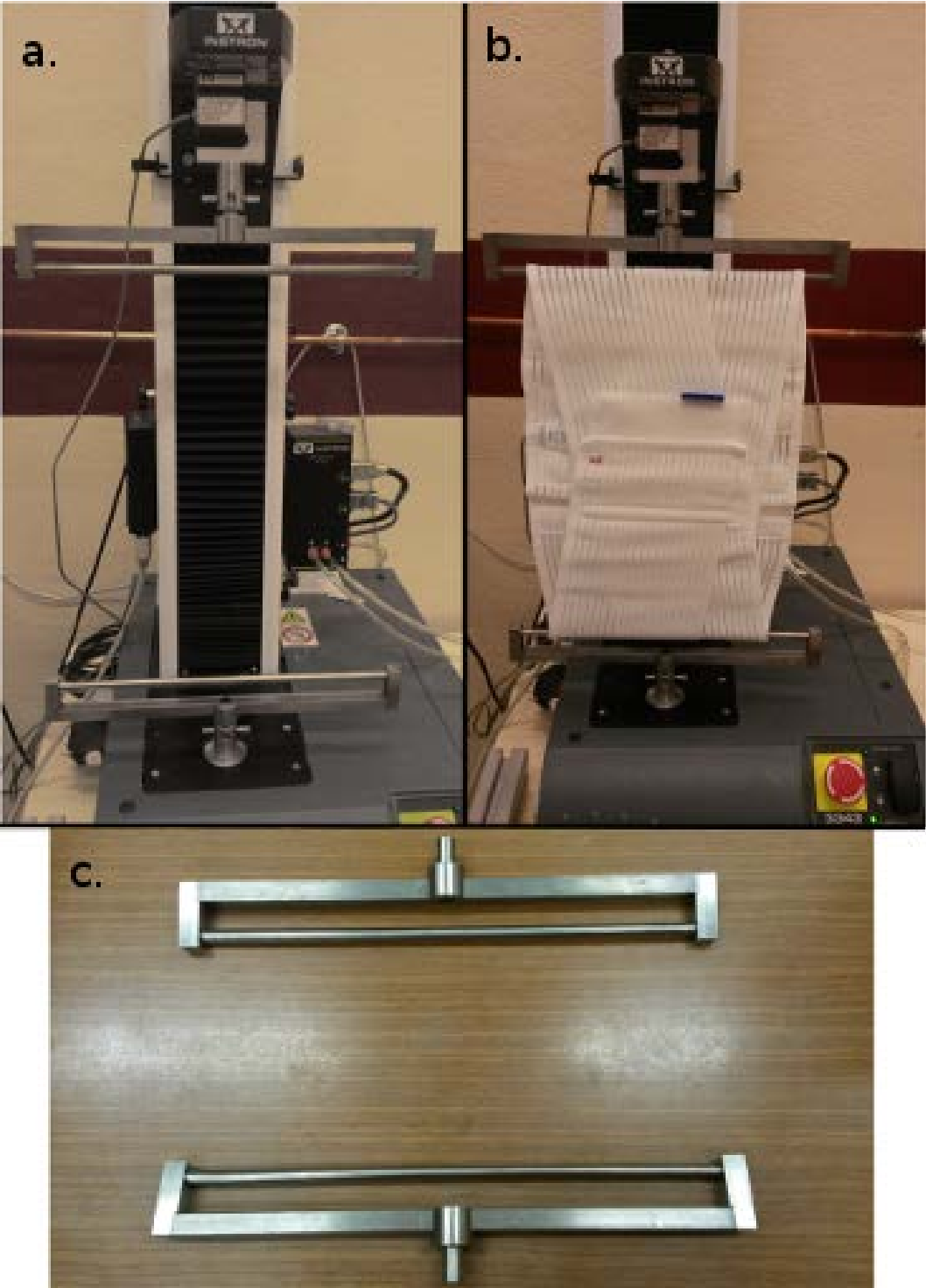


Figure 2.4 – Special fixtures to perform tensile test of lumbar belts: a. mounted on the Instron test machine, b. mounted on the Instron test machine with lumbar belt, c. special fixtures

2.2. Article : Assesment of lumbar belts performance from tensile tests and full field measurements

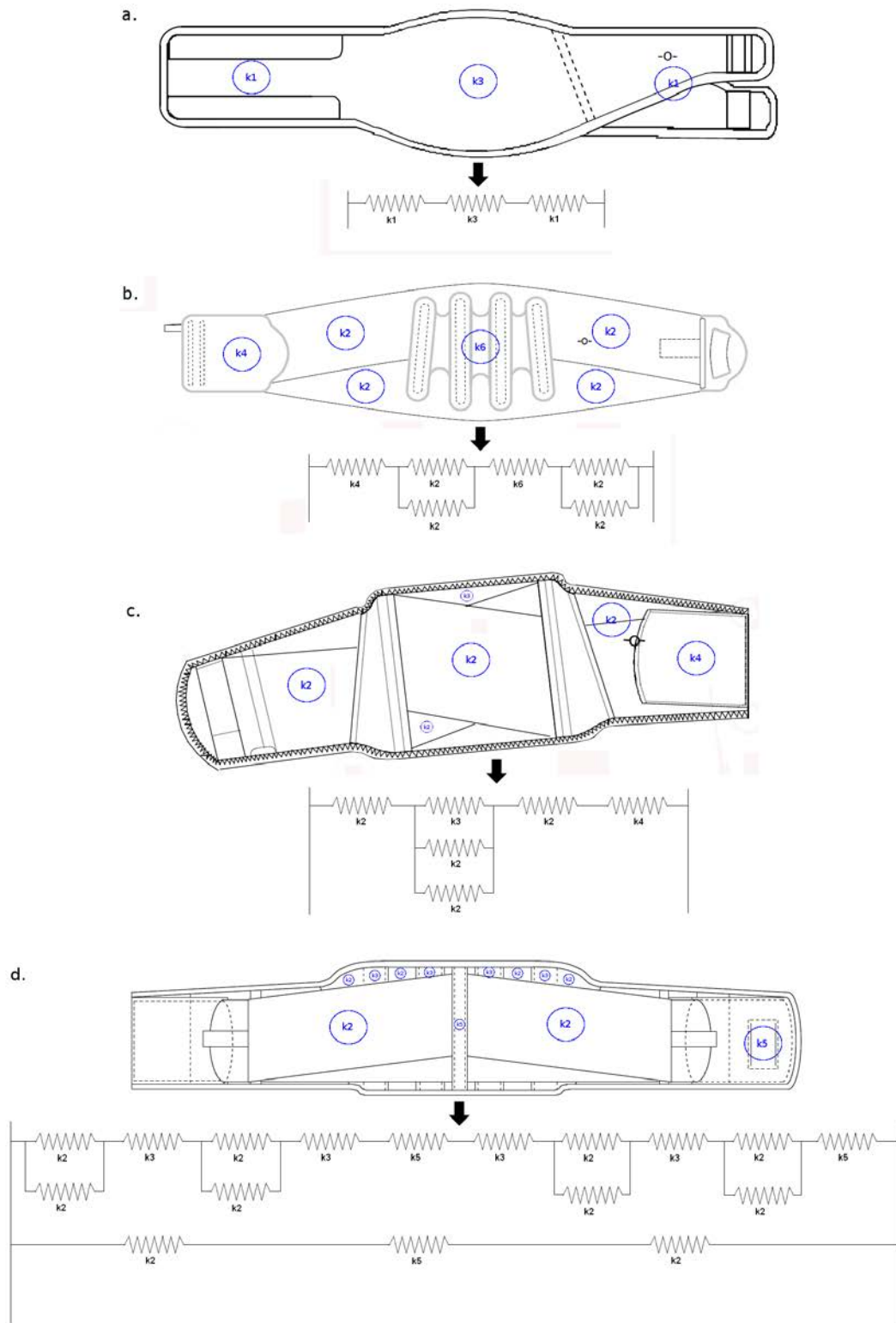


Figure 2.5 – Model with springs of: a. Lombax® Original, b. LombaSkin®, c. Lombacross®, d. Lombacross Activity®

plained earlier (Felipe-Sesé et al., 2014; Molimard et al., 2010; Shi et al., 2013), only a summary is given here.

The principle of fringe projection is to determine the shape of an object, by projecting the fringes on a plane and then on the studied object. Object presence creates a phase shift of fringes related to the object depth (Gorthi et al., 2011). A temporal phase shifting technique is used to estimate the local phase (Surrel, 1996). This phase is converted to shape using appropriate calibration (Breque et al., 2004).

Digital image correlation (DIC) goal is to determine the displacement field between the reference image described by grey level $f(x, y)$ and a current image described by grey level $g(x, y)$ expressed by equation 2.6:

$$g(x, y) = T(f(x, y)) \quad (2.6)$$

where T refers to the mechanical transformation. Parameters of the transformation (δ_x, δ_y) are obtained through the maximization of the correlation product $(f \times g)$. Here, the maximum of the correlation product $(f \times g)$ is obtained in Fourier space and sub-pixel interpolation by a generalized spatial phase shifting.

The fringe projection method permits to determine the shape of the object (x, y, z) and digital image correlation gives a displacement on the object plane of the camera. A post-processing leading to the (u, v, w) displacement fields in a global landmark is based on the projection of displacement obtained by DIC on this shape. Displacement field in a local landmark denoted (u_t, v_t, w_n) is obtained using shape derivate. Last, the strain is obtained from the displacement vector gradient in the local landmark. This methodology has already been used successfully by Pierrat et al. (2014).

Here, a specific experimental protocol was developed on a mannequin to measure strain in lumbar belt. Experimental set-up consists of 1280×960 pixels resolution camera, fringe projector and mannequin wearing lumbar belts. Figure 2.6 illustrates camera and projector disposition (a) and a mannequin wearing the tested lumbar belt (b).

Two steps were taken to achieve the experimental study. The first step consisted of the optical acquisition of the lumbar belt worn but not stretched; the second step of the optical acquisition of the tight lumbar belt worn by a mannequin i.e. closed and stretched. Lumbar belt was tight at 20%. Displacement difference permits to evaluate lumbar belt deformation, and after a convenient post-processing, strain when tighten. Measurement zone (see rectangle in figure 2.6) was 60 mm long and 40 mm wide in the right side of the mannequin. This zone has been chosen so that there was only one layer of fabric.

2.2. Article : Assesment of lumbar belts performance from tensile tests and full field measurements



Figure 2.6 – Representation of a. optical system and b. mannequin wearing lumbar belt

2.2.2.6 Interface pressure calculation

According to Laplace's law, the pressure applied on the trunk by a lumbar belt is linked to the radius of curvature R of the body's tensile force per unit width T of fabrics contained in lumbar belt (see equation 2.7) (Dubuis et al., 2012).

$$P = \frac{T_1}{R_1} + \frac{T_2}{R_2} \quad (2.7)$$

Direction 1 is the direction of the belt extension and direction 2 is the perpendicular this direction.

It is assumed that two directions of traction correspond to the two main curvature radii. If pressure P calculated with equation 2.7 is negative, it is set to 0.

Curvature radius R calculation is given on equation 2.8:

$$R = \frac{1}{\gamma} = \frac{(1 + y'(x)^2)^{\frac{3}{2}}}{y''(x)} \quad (2.8)$$

with γ , the curvature and (x, y, z) , the Cartesian coordinates of points on the surface of the trunk. These coordinates are obtained by the fringe projection method.

According to Hooke's law, tensile force per unit width is related to stiffness and Poisson's ratio by equation 2.9:

$$\begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \end{bmatrix} = \frac{k \times k_p}{1 - \mu \times \mu_p} \begin{bmatrix} \frac{1}{k_p} & \frac{\mu_p}{k_p} \\ \frac{\mu}{k} & \frac{1}{k} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \epsilon_1 \\ \epsilon_2 \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

with ϵ_1 , the strain in the direction of traction, ϵ_2 , the strain in the perpendicular direction of traction, k , the stiffness of fabric in the direction of traction, k_p , the stiffness of fabric in the perpendicular direction of traction, μ , the Poisson's ratio in the direction of traction and μ_p , the Poisson's ratio in the perpendicular direction of traction.

According to equation 2.7, equation 2.8 and equation 2.9, pressure can be obtained by this equation 2.10 :

$$P = \frac{k \times \epsilon_1(1 + \mu_p)}{1 - \mu \times \mu_p} \times \frac{y''(x)}{(1 + y'(x)^2)^{\frac{3}{2}}} + \frac{k_p \times \epsilon_2(1 + \mu)}{1 - \mu \times \mu_p} \times \frac{z''(x)}{(1 + z'(x)^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (2.10)$$

2.2.2.7 Pressure measurement validation

To validate the pressure calculation, pressure was measured with pressure mapping system, a set of 12 × 32 piezoresistive sensors, at the same time as the optical measuring system of the strain. Adequacy of pressure measuring by the pressure mapping system has been previously verified by a metrological study (Bonnaire et al., 2014).

2.2.3 Results

2.2.3.1 Fabrics characterization

Figure 2.7 shows tensile force per unit width vs strain curve for the six studied fabrics. An example of tensile force per unit width vs strain curve for the three repetitions of tensile test for the second sample of fabric 2 is given in figure 2.8.

Stiffness and Poisson’s ratio for all studied fabrics is given in table 2.3.

Table 2.3 – Stiffness and Poisson’s ratio of studied fabrics

Fabrics	In warp direction		In weft direction	
	Stiffness (N.m ⁻¹)	Poisson’s ratio	Stiffness (N.m ⁻¹)	Poisson’s ratio
1	39 226	-0.08	38 948	-0.32
2	16 611	-0.03	52 772	-0.35
3	41 421	0.52	32 321	0.45
4	101 433	0.30	--	--
5	85 074	0.12	--	--
6	51 429	0.46	57470	0.55

2.2.3.2 Lumbar belts characterization

Force-displacement curves for the four studied lumbar belts is represented in figure 2.9. An example of repeating traction for one Lombacross® belt is given in figure 2.10. Results for the other specimens are similar.

2.2.3.3 Lumbar belts modelling

Thanks to the mechanical model of lumbar belts, the equivalent stiffness was calculated for all studied lumbar belts. The results, in comparison with the stiffness obtained by tensile test, are given in table 2.4.

2.2. Article : Assesment of lumbar belts performance from tensile tests and full field measurements

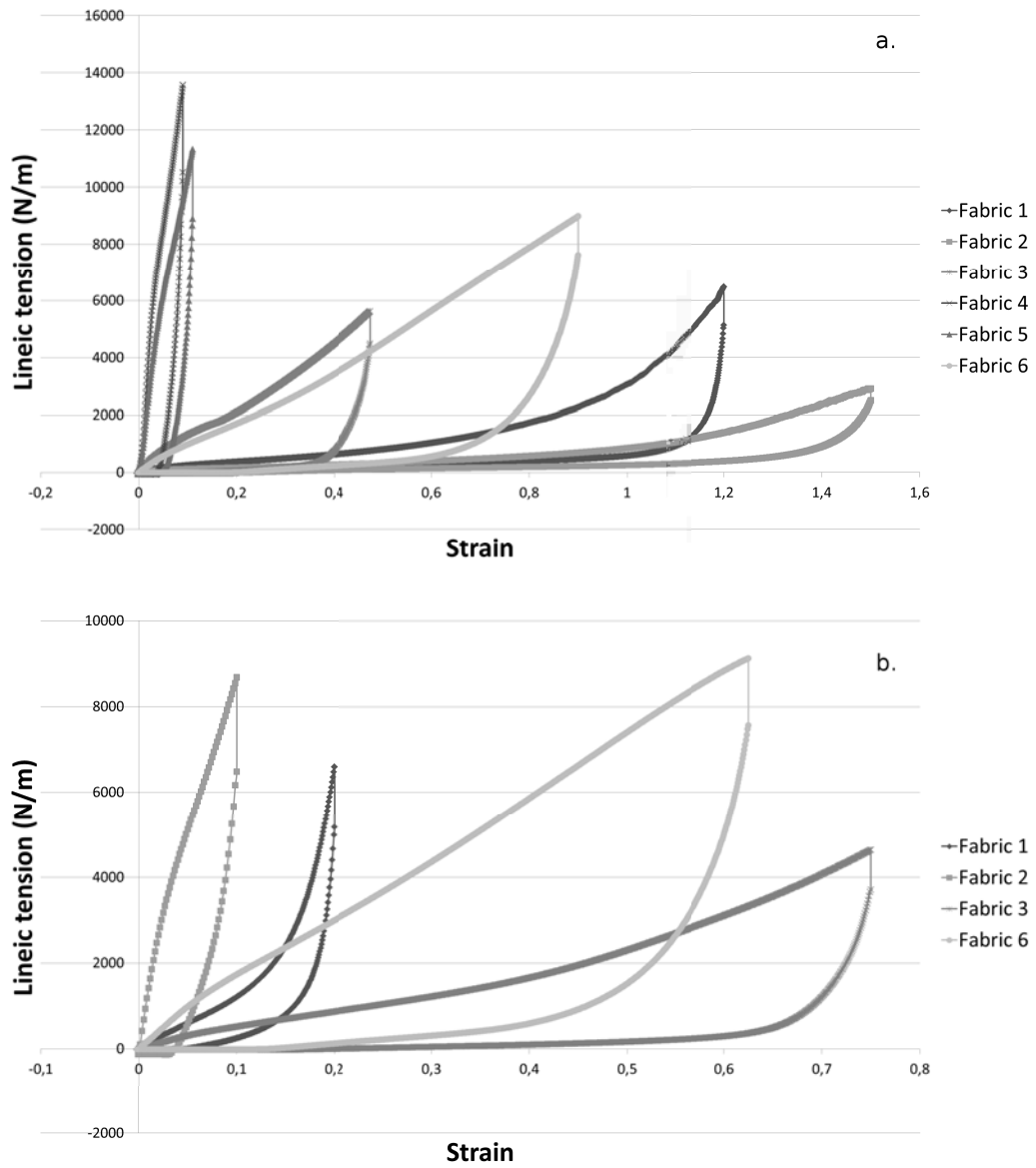


Figure 2.7 – Lineic tension vs strain curve for the six studied fabrics a. in warp and b. weft direction

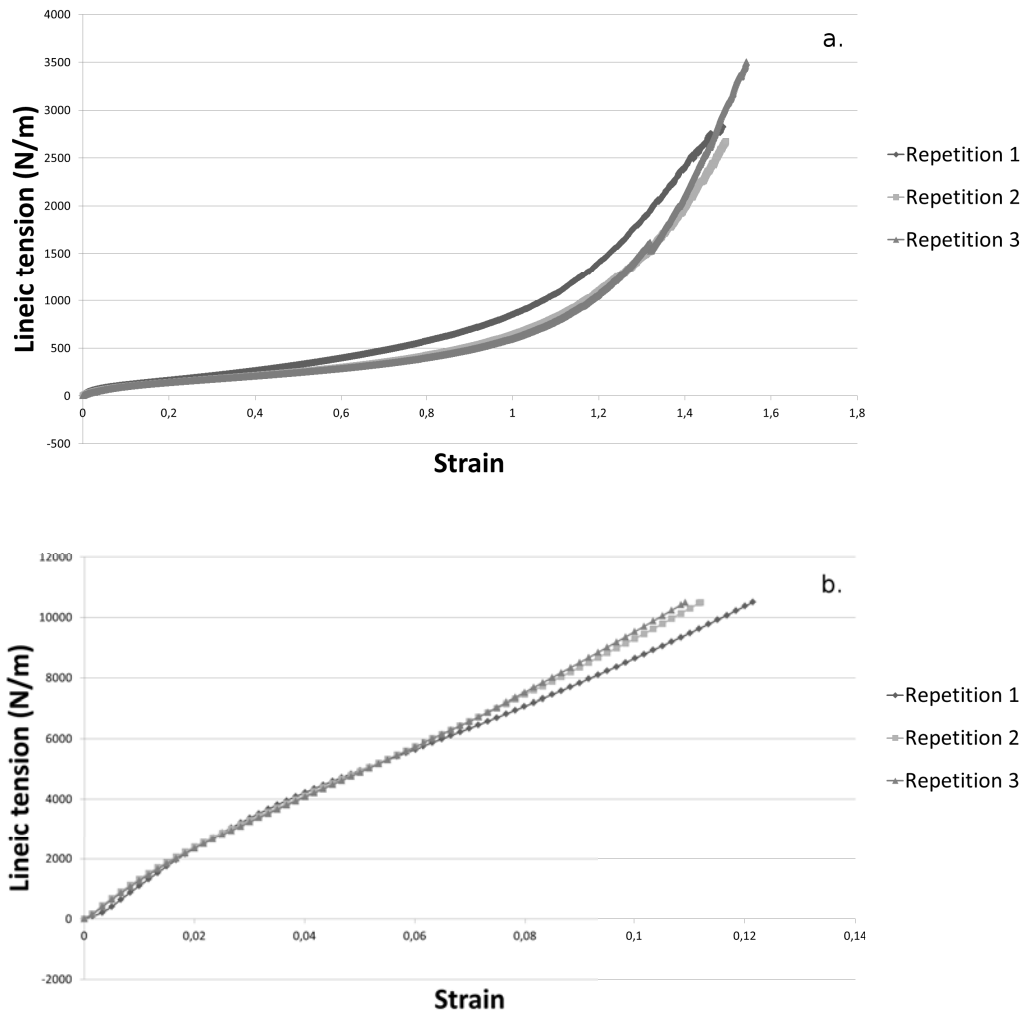


Figure 2.8 – Second sample results of fabric 2 in the loading phase of the test

Table 2.4 – Stiffness and equivalent stiffness of lumbar belts

Lumbar belts	Stiffness (kN.m^{-1})	Equivalent stiffness (kN.m^{-1})	Error (%)
Lombax® Original	12.6	12.1	3.29
LombaSkin®	12.4	11.4	7.68
Lombacross®	6.93	6.26	9.76
Lombacross Activity®	11.0	10.9	1.28

2.2. Article : Assesment of lumbar belts performance from tensile tests and full field measurements

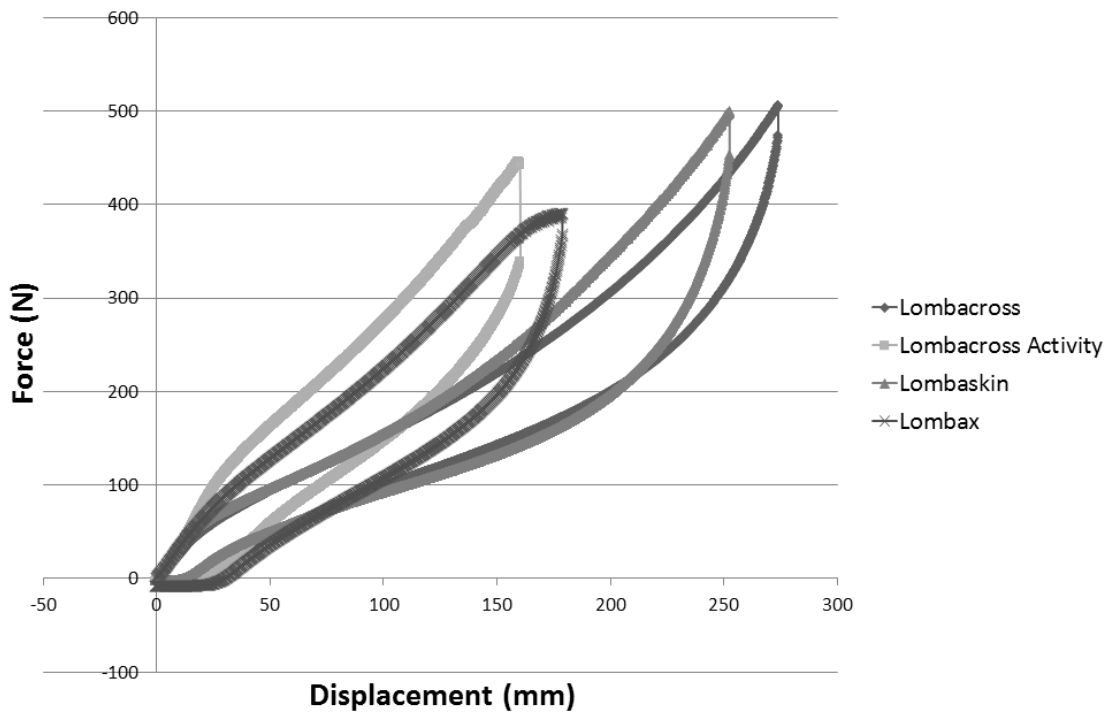


Figure 2.9 – Force-displacement curves for the five studied lumbar belts

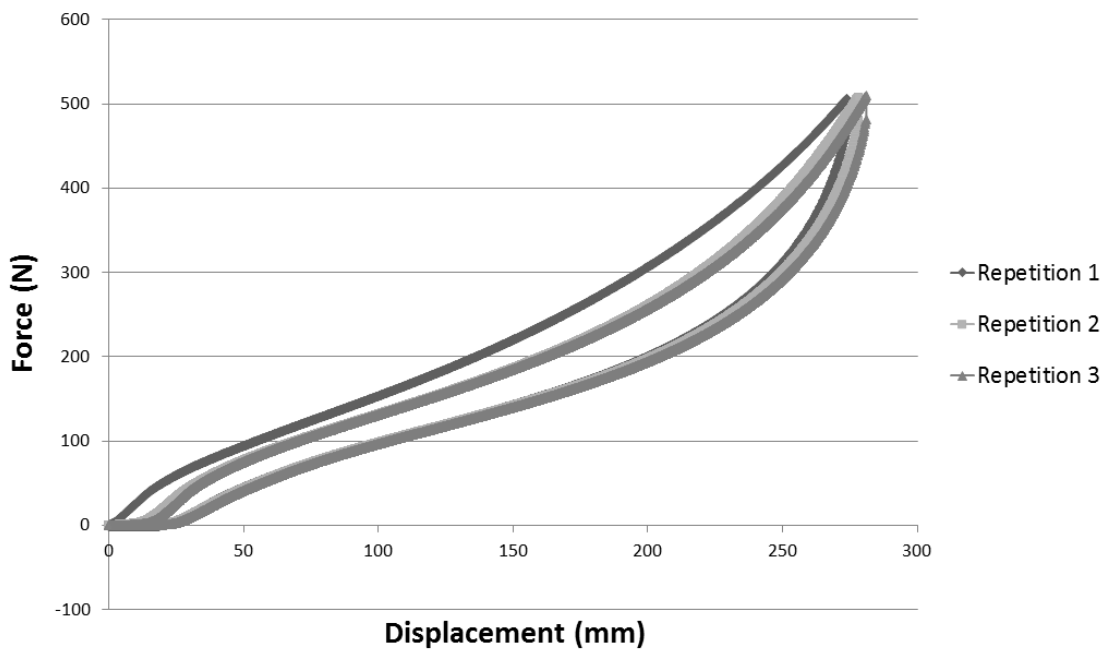


Figure 2.10 – Results of the mechanical test for the first studied Lombacross® belt

2.2.3.4 Pressure

Figure 2.11 shows results of pressure in the right side of the LombaSkin® belt generated with optical measurement and with the pressure mapping system. Table 2.5 are giving the mean pressure obtained for all lumbar belts with the two methods on the right side.

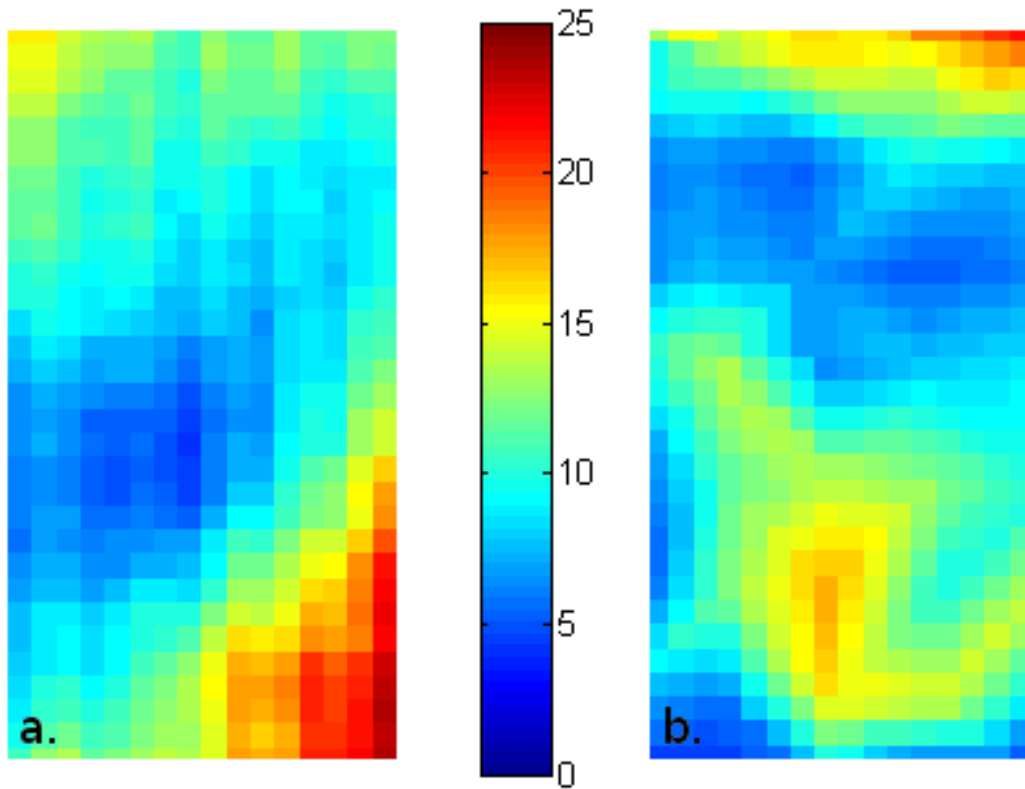


Figure 2.11 – Pressure obtained on the same area: a. with optical measure and b. with pressure mapping system

Table 2.5 – Applied pressure for the four lumbar belts with optical measure and pressure mapping system in the right side

Applied pressure (mmHg)	Lombacross®	Lombacross Activity®	LombaSkin®	Lombax® Original
with optical measure	15.8	17.3	10.7	11.8
with pressure mapping system	15.0	16.1	10.3	11.3
Error (%)	5.06	6.94	3.74	4.24

2.2.4 Discussion

2.2.4.1 Fabrics' mechanical properties

The stress versus strain curve for the three loadings of the second sample of fabric 2 is displayed in figure 2.8. For all fabrics, mechanical behavior is a little bit different during the first loading of the sample. Other repetitions of the tests are quite the same. That's why a comparison between all fabrics was performed for the second loading. The same phenomenon was found for the lumbar belts.

These results show that fabrics of lumbar belts must be loaded once before having a stable mechanical behavior. Thus, it is recommended to wear any lumbar belt once before selecting and/or adjusting it. Indeed, this is critical for any clinical study.

According to the results of the fabric tests, we can determine that there exist four groups of fabrics:

- Group 1: Fabric 1 has the same mechanical stiffness for the warp and weft directions. It has virtually no significant deformation in the transverse direction to the test when the test is performed in warp direction. Nevertheless, this fabric tends to expand in the transverse direction to the test when the test is performed in weft direction.
- Group 2: Fabric 2 is stiffer in the weft than in the warp direction. This fabric is the most compliant fabrics in warp direction. It has the same behavior concerning the deformation on the transverse direction during the traction test.
- Group 3: Fabrics 4 and 5 are ribbons. That's why they were tested only in the warp direction. These fabrics are very stiff fabrics compared to the other fabrics. They have an average transverse deformation to the test, which is two times smaller for the fabric 5.
- Group 4: Fabric 3 and 6 have quite the same mechanical stiffness for the warp and weft directions. They have an average stiffness compared to the other fabrics in warp direction. These fabrics have a large transverse deformation during the test in both directions.

2.2.4.2 Lumbar belts' mechanical properties and comparison

According to force-displacements curves of the four lumbar belts, there are two kinds of lumbar belts:

- Type 1: Lombacross® and LombaSkin® belts
- Type 2: Lombacross Activity® and Lombax® Original belts

Lombacross Activity® and Lombax® Original belts are stiffer than Lombacross® and LombaSkin® belts in loading phase. This can be explained by the structure of these

fours belts. The main fabric composing the Lombax® Original belt, fabric 1, is stiffer than the fabric 2, composing the three other lumbar belts; Lombacross Activity® has a double layer of fabric by having a strap.

Mechanical model of lumbar belts performed in this study confirms that the lumbar belts' mechanical behavior depends on the mechanical behavior of the lumbar belt's fabrics and architecture. Actually, equivalent stiffness' are comparable to the stiffness determined by the tensile tests on lumbar belts with a mean error close to 6%. This model can also be used to design new lumbar belts according to the desired mechanical properties.

2.2.4.3 Adequacy of the pressure measurement

Optical method gives a large quantity of information, shape, displacement and strains. As derived information, pressure is very useful in the context of compressive medical devices.

The optical method's advantages are:

- this method is easily implementable and transportable,
- pressure can be estimated on all surfaces, whether they are simple or complex,
- this method avoids changing the pressure applied by the medical device by adding a thickness due to the presence of the sensor,
- this method is non-invasive and non-radiant, allowing the use on human beings.

Pressures obtained by optical method and by pressure mapping system are the same in average. However, the pressure distribution is somewhat different depending on the method. This can be explained by the pressure's sensor size for the pressure mapping system compared to the pixel size for the optical method. In the measurement zone, there are 32 by 55 pixels of pressure obtained by the optical method versus 5 by 8 pressure sensors activated in the pressure mapping system. Pressure distribution has a better resolution using the optical method than the pressure mapping system. Then it is worth mentioning that the relative positioning between the two measuring systems is a tedious task and some shifts might remain despite the efforts made by the experimentalists.

Nevertheless, optical method of pressure evaluation has some limitations in its use:

- this method gives an idea of applied pressure of the lumbar belt in a restricted and small area, because of the three conditions to implement Laplace's law: the area must be homogeneous and have the same curvature in both sides and there shouldn't be any friction;

2.2. Article : Assesment of lumbar belts performance from tensile tests and full field measurements

- it is necessary that no movement at all happen during the measurement – this lasts approximatively 5s - , which can be difficult when measuring on humans.
- Hence those measurements cannot be made easily dynamic with optical method, unlike pressure sensors.

To conclude, using an optical method for the evaluation of the pressure is a quick way to evaluate the mechanical effectiveness of different lumbar belts. This also allows comparing them. This method can be easily adapted to the evaluation of other medical devices such as compression stockings or bandages. This optical method will be used in a clinical study and compared to the measurement by pressure sensors. Stiffness and strain obtained by this method is also useful for getting input of a numerical model of human trunk which determine the impact of lumbar belts on the spine. Finally, the use of the optical method to evaluate the pressure depends on the objective of the study.

2.2.5 Conclusion

This study was divided in three parts: the mechanical characterization of fabrics used to lumbar belts design by uniaxial tensile tests, the mechanical characterization of lumbar belts by tensile tests and the pressure evaluation applied to the body by optical method.

Modeling of lumbar belts was performed to link the mechanical properties of the fabrics and those of the lumbar belts using a unidimensional model taking into account the mechanical properties of lumbar belts' fabric and its architecture. This model permits to explain the different behavior of the lumbar belts and to evaluate the applied pressure. This model can also be useful to design new lumbar belts.

Digital image correlation and fringe projection methods coupled with tensile test of fabrics give the shape of a belt on human body, its displacements and strain, which is of major interest at a design stage. Then, simple processing permits to evaluate the pressure applied by the medical device on the human body. This method is non-invasive and non-irradiating. It will be used in a future clinical study to compare pressure applied by different lumbar belts.

This project is a study upstream of a larger project to evaluate lumbar belts on healthy and pathological subjects.

2.3 Bibliography

- Ambroziak, A. and Klosowski, P. (2013). Mechanical testing of technical woven fabrics. *Journal of Reinforced Plastics and Composites*, 32(10):726–739.
- Bachus, K. N., DeMarco, A. L., Judd, K. T., Horwitz, D. S., and Brodke, D. S. (2006). Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: Using fuji film and TekScan systems. *Medical Engineering & Physics*, 28(5):483–488.
- Bassett, R. J., Postle, R., and Pan, N. (1999). Experimental methods for measuring fabric mechanical properties: A review and analysis. *Textile research journal*, 69(11):866–875.
- Bonnaire, R., Verhaeghe, M., Molimard, J., Calmels, P., and Convert, R. (2014). Characterization of a pressure measuring system for the evaluation of medical devices. *Part H: Journal of Engineering in Medicine*, submitted.
- Boyer, G., Molimard, J., Ben Tkaya, M., Zahouani, H., Pericoi, M., and Avril, S. (2013). Assessment of the in-plane biomechanical properties of human skin using a finite element model updating approach combined with an optical full-field measurement on a new tensile device. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 27:273–282.
- Breque, C., Dupre, J.-C., and Bremand, F. (2004). Calibration of a system of projection moiré for relief measuring: biomechanical applications. *Optics and Lasers in Engineering*, 41(2):241–260.
- Calmels, P., Queneau, P., Hamonet, C., Le Pen, C., Maurel, F., Lerouvreur, C., and Thoumie, P. (2009). Effectiveness of a lumbar belt in subacute low back pain: An open, multicentric, and randomized clinical study. *Spine*, 34(3):215–220.
- Chen, F., Wang, G., Li, L., and Cheng, H. (2011). Mechanical properties of a woven ramie fabric under multidimensional loadings. *Textile Research Journal*, 81(12):1226–1233.
- Chiang, C.-C., K Lin, C.-C., and Ju, M.-S. (2007). An implantable capacitive pressure sensor for biomedical applications. *Sensors and Actuators A: Physical*, 134(2):382–388.
- Dubuis, L., Avril, S., Debayle, J., and Badel, P. (2012). Patient-specific numerical model of soft tissues in the compressed leg: application to six subjects. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(sup1):44–45.
- Felipe-Sesé, L., Siegmann, P., Díaz, F. A., and Patterson, E. A. (2014). Simultaneous in-and-out-of-plane displacement measurements using fringe projection and digital image correlation. *Optics and Lasers in Engineering*, 52:66–74.

-
- Gabrijelcic, H., Cernosa, E., and Dimitrovski, K. (2008). Influence of weave and weft characteristics on tensile properties of fabrics. *Fibres & Textiles in Eastern Europe*, 67(2).
- Gorthi, S. S., Rajshekhar, G., and Rastogi, P. (2011). Three dimensional shape measurement using high-order instantaneous moments based fringe projection method. *Optics & Laser Technology*, 43(1):40–44.
- Gyi, D. E., Porter, J. M., and Robertson, N. K. (1998). Seat pressure measurement technologies: considerations for their evaluation. *Applied Ergonomics*, 29(2):85–91.
- Hong, G.-B. and Su, T.-L. (2012). Study on an optimal design of mechanical properties for PP/PET nonwovens. *Fibres Text East Eur*, 20:75–79.
- Hou, Y., Jiang, L., Sun, B., and Gu, B. (2013). Strain rate effects of tensile behaviors of 3-d orthogonal woven fabric: Experimental and finite element analyses. *Textile Research Journal*, 83(4):337–354.
- Lam, Y. L., Kan, C. W., Yuen, C. W., and Au, C. H. (2011). Low stress mechanical properties of plasma-treated cotton fabric subjected to titanium dioxide coating. *Textile Research Journal*, 81(10):1008–1013.
- Matković, V. M. P. and Skenderi, Z. (2013). Mechanical properties of polyurethane coated knitted fabrics. *Fibres & Textiles in Eastern Europe*, 21(4):100.
- McGregor, B. A. and Postle, R. (2008). Mechanical properties of cashmere single jersey knitted fabrics blended with high and low crimp superfine merino wool. *Textile research journal*, 78(5):399–411.
- Molimard, J., Boyer, G., and Zahouani, H. (2010). Frequency-based image analysis of random patterns: an alternative way to classical stereocorrelation. *Journal of the Korean Society for nondestructive testing*, 30(30, 3):181–193.
- Montazer, M. and Ramin, A. (2010). Influences of proteases and trans-glutaminases on wool. *Fibres & Textiles in Eastern Europe*, 18(2):79.
- Pierrat, B., Millot, C., Molimard, J., Navarro, L., Calmels, P., Edouard, P., and Avril, S. (2014). Characterisation of knee brace migration and associated skin deformation during flexion by full-field measurements. *Exp Mech*, pages 1–12.
- Sankaran, V. and Subramaniam, V. (2012). Effect of weave structures on the low stress mechanical properties of woven cotton fabrics. *Fibres & Textiles in Eastern Europe*, 20(5):94.

-
- Shi, H., Ji, H., Yang, G., and He, X. (2013). Shape and deformation measurement system by combining fringe projection and digital image correlation. *Optics and Lasers in Engineering*, 51(1):47–53.
- Surrel, Y. (1996). Design of algorithms for phase measurements by the use of phase stepping. *Applied optics*, 35(1):51–60.
- Ullah, H., Harland, A. R., and Silberschmidt, V. V. (2012). Damage modelling in woven-fabric CFRP laminates under large-deflection bending. *Computational Materials Science*, 64:130–135.
- Vaananen, S. P., Amin Yavari, S., Weinans, H., Zadpoor, A. A., Jurvelin, J. S., and Isaksson, H. (2013). Repeatability of digital image correlation for measurement of surface strains in composite long bones. *Journal of biomechanics*, 46(11):1928–1932.
- van den Hout, J., Van Rhijn, L., Van den Munckhof, R., and Van Ooy, A. (2002). Interface corrective force measurements in boston brace treatment. *European Spine Journal*, 11(4):332–335.
- Xin, B. and Hu, J. (2008). An image based method for characterising the mechanical behaviours of fabrics. part i: the measurement of in-plane tensile behaviour. *Fibres & Textiles in Eastern Europe*, 16(1):66.
- Yeoman, M. S., Reddy, D., Bowles, H. C., Bezuidenhout, D., Zilla, P., and Franz, T. (2010). A constitutive model for the warp-weft coupled non-linear behavior of knitted biomedical textiles. *Biomaterials*, 31(32):8484–8493.
- Yip, J. and Ng, S.-P. (2008). Study of three-dimensional spacer fabrics: Physical and mechanical properties. *Journal of materials processing technology*, 206(1):359–364.
- Çinçik, E. and Koç, E. (2013). The effect of blend ratio and process parameters on tensile properties of polyester/viscose blended needle-punched nonwovens. *Fibers and Polymers*, 14(6):1040–1049.

3 Caractérisation métrologique des capteurs de pression

Ce troisième chapitre décrit une série de tests de performance réalisés afin de caractériser la mesure de pression à l'aide de matrices de pression composées de capteurs piezorésistifs. Cette étude est la première étape de l'analyse clinique des ceintures de soutien lombaire. Les recommandations pour la mesure de pression obtenues dans ce chapitre seront pris en compte dans le développement du protocole de mesure clinique. Ce chapitre est un article publié au Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine.

Sommaire

3.1	Résumé	99
3.2	Article : Characterization of pressure measuring system for the evaluation of medical devices	101
3.2.1	Introduction	101
3.2.2	Methods	103
3.2.3	Results	109
3.2.4	Discussion	115
3.2.5	Conclusion	119
3.3	Bibliography	120

3.1 Résumé

Ce chapitre 3 est une étape technique préliminaire de l'étude clinique. Elle concerne l'utilisation de matrices de capteurs pour mesurer une pression d'interface. L'objectif principal est de développer des tests de performance adaptés aux conditions d'utilisation souhaitées d'une matrice de capteurs de pression, afin de caractériser la justesse de la mesure de la pression.

Dans cette étude, quatre matrices identiques de la société Vista Medical, nommées FSA©, ont été étudiées. Ces matrices ont été choisies pour leur taille et leur coût raisonnable par rapport à leur efficacité de mesure de la pression, d'après les résultats d'études précédentes sur ces capteurs. Ces matrices étaient toutes composées de 12 par 32 capteurs piézorésistifs de 7,9mm de côté, espacés par 4,2mm. La taille de la zone active est donc de 382 par 142mm. La taille totale d'une matrice est de 482 par 242mm. Les capteurs sont calibrés pour une mesure de la pression entre 0 et 100mmHg. Pendant la calibration, la pression à 50mmHg est mesurée pendant une minute afin de compenser la dérive possible du capteur.

Pour évaluer ces quatre matrices identiques, deux types de tests ont été développés : des tests classiques de métrologie et des tests spécifiques à l'utilisation souhaitée de ces capteurs.

Les tests classiques de métrologie sont les suivants :

- Test de la linéarité : différents poids ont été fabriqués afin d'appliquer une pression entre 6 et 96mmHg, sur un seul capteur d'une matrice 30 fois de façon aléatoire. Le coefficient de régression linéaire R^2 entre la pression appliquée et la pression mesurée, la dispersion et l'écart-type ont été calculés.
- Test de l'hystérésis : deux tests ont été réalisés. Pour le premier, les mêmes poids que ceux utilisés pour le test de linéarité, ont été appliqués de façon croissante puis décroissante sur huit capteurs. Pour le deuxième test, les matrices ont été placées sur une poche d'air et entre deux plaques de bois afin d'appliquer de façon croissante et décroissante une pression comprise entre 10 et 100mmHg sur la matrice. L'hysteresis a été calculée pour les deux tests.
- Test de répétabilité : le premier test de l'hystérésis a été réalisé trois fois. Une analyse de la variance de Kruskal-Wallis a été utilisée pour déterminer s'il y avait une différence significative entre les répétitions.
- Tests de reproductibilité : le premier test de l'hystérésis a été réalisé dans deux pièces différentes, par deux personnes différentes, à deux moments différents séparés de deux mois. Une analyse statistique utilisant un plan d'expériences factoriels, comprenant quatre variables indépendantes, modélisés par un polynôme

Chapitre 3. Caractérisation métrologique des capteurs de pression

linéaire, a été utilisé. Ces variables sont : le lieu, l'opérateur, le temps et le poids appliqué sur le capteur.

- Test de dérive : quatre poids correspondant à une pression appliquée de 26, 40, 52 et 80mmHg ont été posés 30 minutes sur six capteurs par matrice. L'amplitude de la dérive, définie par la différence entre le minimum et le maximum de pression mesurée pendant 30 minutes, et la variation de pression relative, définie par le ratio entre la variation absolue de la pression et la pression appliquée, ont été calculées.

Les tests spécifiques à l'utilisation souhaitée des capteurs sont :

- Test de courbure : les matrices de pression ont été placées sur quatre cylindres de rayon de 60, 80, 100 et 125mm. La pression a été appliquée sur une ligne de capteurs de la matrice en utilisant une bande de 15mm de largeur au bout de laquelle des poids ont été accrochés. Six ou sept pressions ont été appliquées par cylindre et par matrice. La pression normalisée a été calculée en divisant la pression mesurée par la pression appliquée.
- Test de l'état de surface : deux tests ont été réalisés. Pour le premier, un test de d'hystérésis sur un capteur par matrice a été réalisé avec sept tissus différents utilisés dans le domaine médical, positionnés entre la table et la matrice. Pour le second, un test d'hystérésis sur un capteur par matrice a été réalisé avec des poids recouverts de silicone et de la mousse positionnée entre la table et la matrice. Une analyse statistique a été faite afin de déterminer si la réponse en pression était statistiquement significativement différente de la mesure sans tissu ou sans silicone et mousse.
- Test de superposition de matrices : le premier test d'hystérésis, c'est-à-dire sur un capteur par matrice a été réalisé sur trois capteurs pour deux matrices superposées. Une analyse statistique a été faite pour déterminer s'il y a une différence statistiquement significative entre la mesure de pression de la matrice au dessus et de la matrice en dessous. La différence absolue entre la pression mesurée avec et sans superposition a été calculée.

Les résultats obtenus pour les tests classiques de métrologie sont les suivants. Pour la linéarité, le coefficient de régression linéaire R^2 est compris entre 0,86 et 0,98 suivant le capteur et la matrice. La dispersion maximum et la déviation maximum standard sont de 18,9 et 9,60mmHg respectivement. En ce qui concerne le premier test d'hystérésis (test sur un seul capteur par matrice), l'hystérésis est entre 0,228% et 27,9%. Pour le second test, elle est comprise entre 6,29% et 9,41%. Le résultat de l'ANOVA de Kruskal-Wallis

3.2. Article : Characterization of pressure measuring system for the evaluation of medical devices

a une probabilité de 0,88, ce qui démontre que les mesures sont répétables. Pour ce qui est de la reproductibilité, le lieu, le temps et l'opérateur ont une influence sur les résultats. Enfin, la mesure de la pression dérive, car elle varie entre 60 et 800 secondes. L'étalonnage doit être modifié afin de rectifier cette dérive.

Les résultats obtenus pour les tests spécifiques à l'utilisation des matrices souhaitées sont les suivants : la mesure reste correcte sur une surface courbée pour une pression appliquée de plus de 50mmHg. Il n'est pas possible de conclure pour des pressions plus faibles. L'état de surface de la mesure et la superposition de matrices ont une influence sur la mesure.

Cette étude a permis de tenir compte de certains paramètres pour le développement du protocole clinique de mesure. La mesure de la pression est correcte. La linéarité, la précision et l'hystérésis sont significatives. La mesure est répétable et acceptable sur des surfaces courbes. Néanmoins, il est nécessaire, pour pouvoir comparer des pressions, de réaliser les mesures dans le même lieu avec le même opérateur dans un court laps de temps et sur des surfaces de même nature. L'étalonnage doit être adapté pour éviter la dérive, en laissant la mesure à 50mmHg 30min au lieu de 1min. Enfin, la superposition de matrices doit être évitée. Toutes ces conditions vont être prises en compte pour la suite de l'étude décrite dans les autres chapitres de cette thèse.

3.2 Article : Characterization of pressure measuring system for the evaluation of medical devices

3.2.1 Introduction

Low back pain is a major public health problem in developed countries. In France, prevalence of low back pain is higher than 50% (Fassier, 2011). Because of health care costs and sick leave (Fassier, 2011; Leclerc et al., 2009), low back pain has adverse consequences on both the social and economic level. Many treatments have been proposed. However, no guidelines are proposed to practitioners, particularly for chronic evolution. Treatment propositions and success depend on the patient's compartment, on the aetiology and/or mechanical causes of low back pain, on the evolution along the time and also on the physician's opinions. Lumbar belts are frequently proposed to treat low back pain. Several clinical trials have shown their clinical effectiveness (Calmels et al., 1999, 2009). Nevertheless, both the mechanical and the physiological effects of lumbar belts remain unclear.

It is assumed that the main mechanical effect of lumbar belts is the pressure applied on the trunk; therefore it has been decided to investigate experimentally this pressure. In the medical field, pressure measurement is already used to evaluate devices employed to prevent bedsores (Anne Fenety et al., 2000; Hamanami et al., 2004; Reenalda et al., 2009; Rithalia et al., 2000; Shelton and Lott, 2003; Tam et al., 2003; Vaisbuch, 2000), to measure

the interface pressure of compression stockings, compression bandages (Candy et al., 2010; Damstra et al., 2008; Damstra and Partsch, 2009; Dumbleton et al., 2009; Hafner et al., 2000; Partsch et al., 2006; Reich-Schupke et al., 2009) and rigid orthosis (Aubin et al., 2007; van den Hout et al., 2002). Using pressure measurement to mechanically characterize lumbar belts can be considered as new approach.

Four types of interface pressure sensors exist: pneumatic (Example: PicoPress©, St Neots Cambridgeshire, United Kingdom), electro-pneumatic (Example: Salzmann©, St. Gallen, Switzerland), resistive (Example: Tekscan©, Boston MA, USA) or capacitive (Example: X-Sensor©, Calgary Alberta, Canada or Novel©, Munich Germany) sensors. Resistive or capacitive sensors may be assembled into a structure that enables the pressure to be measured at several points simultaneously; this structure is often called a pressure mapping system.

In this study, four identical FSA© pressure mapping systems were chosen and purchased (Vista Medical©, Winnipeg Manitoba, Canada). They are composed of resistive sensors, based on the piezoresistive properties of some materials. The resistivity of piezoresistive materials varies according to the forces exerted on this material. Resistivity is proportional to the electrical resistance which is converted into voltage. After calibration, measurement of voltage enables the interface pressure to be measured (Fergenbaum et al., 2005). These pressure mapping systems were chosen because they are thin and compliant, free from error of measurement on curved surfaces, sensitive in detecting a range of pressure as low as 0-100mmHg (0-13.3kPa), in accordance to in-vivo studies (free from temperature or moisture effects, dynamic range ≥ 10 Hz) and give indications of pressure gradients in a context of spatial variations of support stiffness and shape (Chiang et al., 2007; Ferguson-Pell et al., 2000; Lai and Li-Tsang, 2009). Compared to the capacitive sensors, resistive sensors have a lower drift and are less expensive (Polliack et al., 2000; Wheeler et al., 2011).

Aim of this study is to evaluate these four identical pressure mapping systems, particularly in challenging applications such as lumbar belts. This evaluation is performed by two types of tests: - classical tests of metrology such as linearity, hysteresis, repeatability, reproducibility and drift, - specific test for the application developed in this study, such as curvature, surface condition and mapping system superposition. The goal of classical tests is to determine the proper functioning of sensors in their general use. The goal of specific tests is to characterize the pressure sensors in case of interface pressure measurement between the trunk and the lumbar belt. Actually, in this specific type of measurement, surfaces are soft and curved. Moreover, the four pressure mapping systems may be partially superimposed during the measurement.

3.2. Article : Characterization of pressure measuring system for the evaluation of medical devices

3.2.2 Methods

3.2.2.1 The FSA© pressure mapping systems

Four mapping systems are needed to measure the interface pressure all around the trunk. In this study, the mapping systems will be tested all together and no comparison between them will be done. Pressure mapping systems are composed of 12 by 32 piezoresistive sensors. Each sensor is a square with sides measuring 7.9mm, separated by 4.2mm. The active area is 382 by 142mm. The total size of the mapping system is 482 by 242mm. Sensor calibration is performed with the pressure range from 0 to 100mmHg. During calibration, 50mmHg is measured for 60 seconds to compensate the drift effect. The FSA© pressure mapping system is illustrated in figure 3.1. The pressure mapping systems are denoted below A, B, C and D.

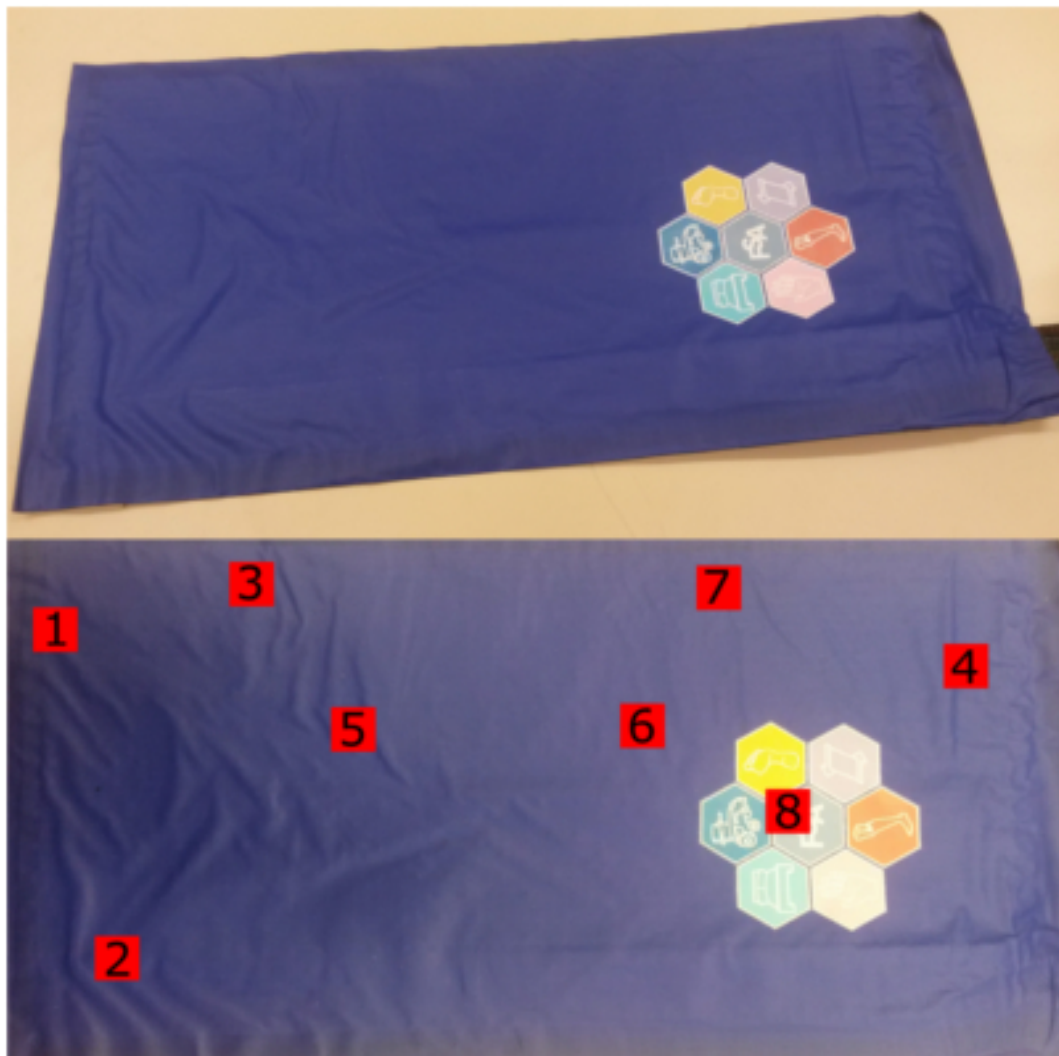


Figure 3.1 – FSA© Pressure mapping system

3.2.2.2 Classical tests of metrology (ISO, 2004)

Linearity test: For the linearity test, seven cylindrical steel weights were designed to apply pressure between 6 and 96mmHg on one sensor. Weights were randomly applied in sensors 1, 2 and 3 (see figure 3.1). Thirty measurements were carried out for each sensor. The linear regression coefficient R^2 between applied and measured pressures, the dispersion and the standard deviation s_p were calculated. The linear regression coefficient R^2 is defined by the following formula 3.1:

$$R^2 = \frac{cov(P, P_i)^2}{var(P)var(P_i)} \quad (3.1)$$

with P , the measured pressure value in mmHg and P_i , the applied pressure value in mmHg.

The dispersion is defined as the difference between the maximum and the minimum pressure measured for each applied pressure. The standard deviation s_p of the measured pressure is defined by the following formula 3.2:

$$s_p = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (P_i - \bar{P})^2} \quad (3.2)$$

with n , the size of the measured sample and P , the measured pressure value for each applied pressure in mmHg.

Hysteresis test: Two types of hysteresis tests were performed: an hysteresis test in only one sensor and an hysteresis test in all sensors at the same time of the mapping system.

For the first test, the same weights as for the linearity test, were increasingly and decreasingly applied on eight sensors. The position of these sensors is represented in figure 3.1. For the second test, pressure mapping was placed on an air pocket and introduced between two wooden planks. Figure 3.2 illustrates this experimental device. The air pocket was inflated to apply increasing then decreasing pressure between 10 and 100mmHg to the mapping system.

Hysteresis is defined by the following formula 3.3

$$E_h(\%) = \frac{|y_d(x_i) - y_m(x_i)|}{x_i \cdot 100} \quad (3.3)$$

with x_i , the discrete values of applied pressure in mmHg, y_m the measured pressure value during the increasing phase corresponding to a given x_i in mmHg, and y_d the

3.2. Article : Characterization of pressure measuring system for the evaluation of medical devices

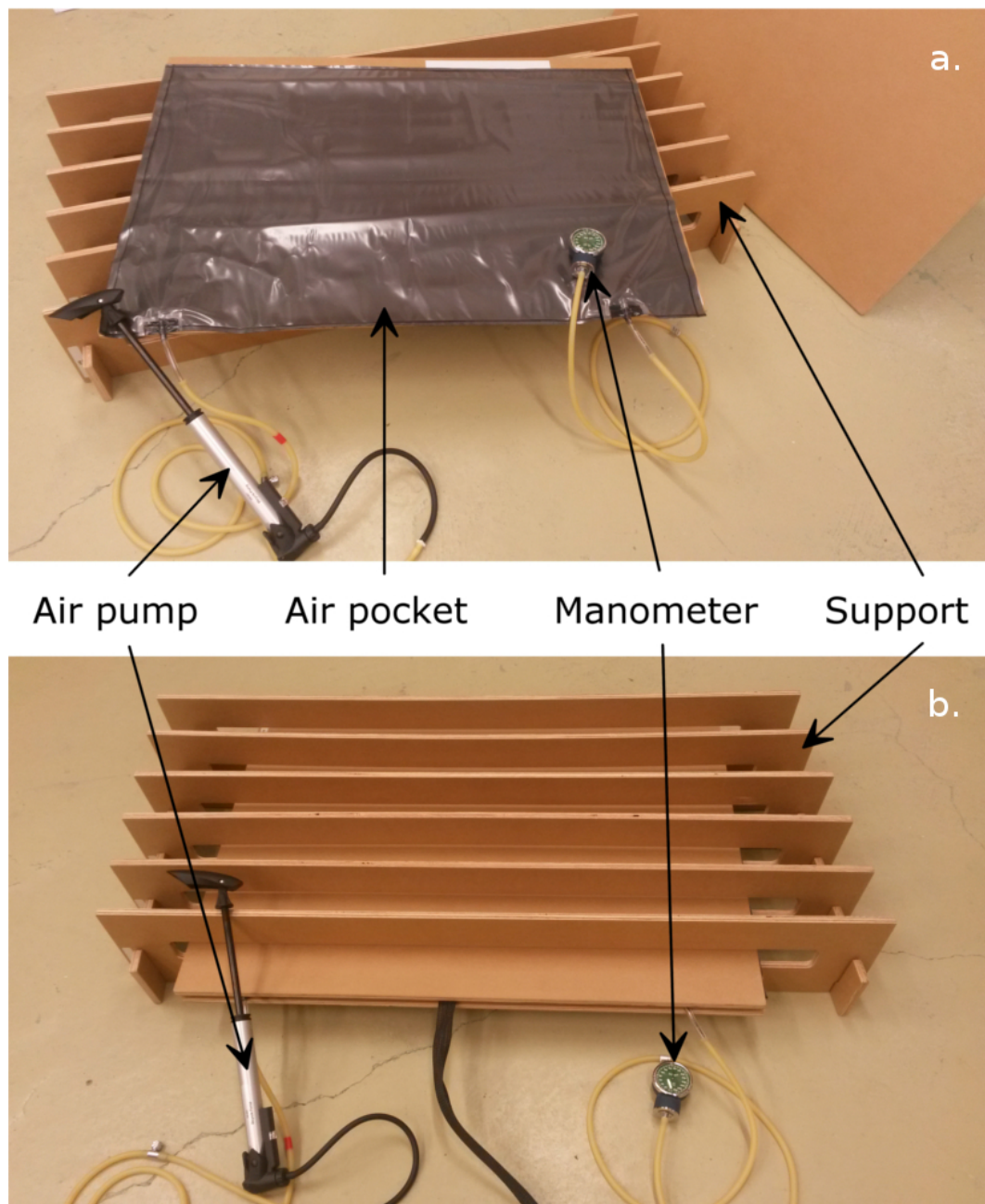


Figure 3.2 – Experimental device for the second hysteresis test: a. all elements of the experimental device, b. device in used, with one pressure mapping system inside

measured pressure value during the decreasing phase corresponding to a given x_i in mmHg.

Repeatability test: The repeatability of experiments was assessed by performing the first hysteresis test three times. Repetitions were compared by statistical analysis as explained in paragraph 3.2.2.4.

Reproducibility test: The reproducibility of time, location and operators was tested. The first hysteresis test was performed in two different rooms, by two different operators and at two different times separated by two months. A specific design of experiments was used to evaluation reproducibility (see table3.1). In this design of experiments, there are four independent factors: location, time, operators and weight applied to the mapping system. The interactions between each factor are considered. The selected design of experiments is factorial and follows this polynomial model (see equation 3.4):

$$P = \sum_i \beta_i x_i + \sum_{ij} \beta_{ij} x_i x_j \quad (3.4)$$

with P , the measured pressure (mmHg), β_i or β_{ij} , the polynomial coefficients and x_i or x_j , the input factor of the design of experiments.

Drift test: To determine if the pressure recorded changes over time, four weights corresponding to 26, 40, 52 and 80mmHg applied pressure were left on 1, 2, 3, 4, 5 and 6 sensors (see figure 3.1) for a duration higher than that of the calibration to drift (30 minutes).

For each case, the range of stored drift, as defined by the minimum and maximum pressures measured during the testing, was determined. The relative pressure variation was expressed by the following formula 3.5:

$$\delta P_r = \frac{|P_m - P_a|}{P_a} \quad (3.5)$$

with δP_r the relative pressure variation, P_m the measured pressure and P_a the applied pressure.

3.2.2.3 Tests specific to the application

Curvature test: An experimental setup was developed to characterize the impact of measurement on curved surfaces. This experimental setup consists in a support on which it is possible to place cylinders of different radii. Radii used in this study were 60,

3.2. Article : Characterization of pressure measuring system for the evaluation of medical devices

Table 3.1 – Design of experiments to test the reproducibility of time, place and operators

Experiments	Time -1: t0 +1: t0 + 2 months	Operators -1: operator A +1: operator B	Location -1: place A +1: place B	Weight -1: 53mmHg +1: 79mmHg
1	-1	-1	-1	-1
2	+1	-1	-1	-1
3	-1	+1	-1	-1
4	+1	+1	-1	-1
5	-1	-1	+1	-1
6	+1	-1	+1	-1
7	-1	+1	+1	-1
8	+1	+1	+1	-1
9	-1	-1	-1	+1
10	+1	-1	-1	+1
11	-1	+1	-1	+1
12	+1	+1	-1	+1
13	-1	-1	+1	+1
14	+1	-1	+1	+1
15	-1	+1	+1	+1
16	+1	+1	+1	+1

80, 100 and 125mm. Pressure mapping systems were placed on the cylinder. Pressure was applied on one single line of sensors using a 15mm band, at the end of which weights were hung on. This experimental setup is illustrated in figure 3.3. Three lines were tested for one mapping system. As results were similar for these three lines, just one line was tested for the other three pressure mapping systems. Six or seven different pressures were applied per cylinder, per line and per pressure mapping system.

For each applied pressure, cylinder and pressure mapping system, normalized pressure was calculated according to the following formula 3.6

$$P_n = \frac{P_m}{P_a} \quad (3.6)$$

with P_n the normalized pressure, P_m the measured pressure and P_a the applied pressure.



Figure 3.3 – Experimental device for curvature test

Surface condition test: The possible application of this system is to measure the interface pressure applied by lumbar belts. Usually these belts are worn over garments (tee shirt, shirts, etc.). The surface condition of the measured zone is important. Two different surface conditions have been tested. Evaluation of the effect of the surface condition was done in two stages.

Firstly, a hysteresis test was performed with only one sensor and seven different medical fabrics placed between the table and the mapping system. For two of the tested fabrics, the pressure decrease was more than 50%. Therefore, these two fabrics were not considered for the statistical analysis. For the other five fabrics, two statistical analyses were performed. The first one was used to compare results with and without fabric between the pressure mapping system and the table. The second one was used to determine if results are different depending on fabrics inserted between the table and the pressure mapping system. Secondly, the hysteresis test was conducted with only one sensor with weights surrounded by silicone and with froth positioned between the table and the mapping system. Statistical analysis was done to determine if there are statistical significant differences between results for this test and for the first test of hysteresis (test in one sensor). The linear regression coefficient was calculated thanks to equation 3.1.

Mapping system superposition test: To determine the impact of two superimposed pressure mapping systems on the results, the first hysteresis test (test in one sensor) was

3.2. Article : Characterization of pressure measuring system for the evaluation of medical devices

performed in three sensors stacking two mapping systems.

Statistical analysis was performed to determine if there are statistical significant differences between results for the pressure mapping system “from above” and the pressure mapping system “from the bottom”. Absolute differences between measured pressures with or without superposition were calculated for each pressure mapping system.

3.2.2.4 Statistical analysis

Statistical analysis was used to determine differences between two or more than two distributions. Depending on the number of data sets to compare, two types of statistical approach were used. A Jarque-Bera test was used to check whether or not data matched normal distribution.

To compare two sets of data, a Student t-test was used if they were distributed following a normal distribution, and a Wilcoxon signed ranks if not. The statistical analysis of two distributions was used for mapping system superposition and surface condition tests. Student t-test was also used for the linearity test to determine if the linear regression curve’s slope is zero. To compare more than two sets of data, an ANOVA was used if they were all distributed following a normal distribution, and a Kruskal-Wallis test if not. If needed, the post-hoc test of Tukey was used to find which of the data sets were different. The statistical analysis of more than two distributions was used for repeatability and surface condition tests.

All the statistical tests were performed with a risk α to be equal or smaller than 5%.

3.2.3 Results

3.2.3.1 Classical tests of metrology

Linearity: Linear regression coefficients and p-value of the Student’s test on slope=0 are given in table 3.2. The results are illustrated for one sensor of one mapping system in figure 3.4. The linear regression coefficient R^2 is between 0.86 and 0.98 depending on the sensor and the mapping system. The maximum dispersion and the maximum standard deviation to the measured pressure are 18.9 and 9.60mmHg respectively. Table 3.3 shows the results of maximum dispersion and maximum standard deviation for sensors with the best and the worst linearity.

Hysteresis: All results are given in table 3.4. For the first test of hysteresis (test in only one sensor), hysteresis is between 0.228% and 27.9%. An example of results for the second hysteresis test (test in all sensors of a pressure mapping system) is given in figure 3.5. For this test of hysteresis, the hysteresis is between 6.29% and 9.41%. All results are given in table 3.5.

Chapitre 3. Caractérisation métrologique des capteurs de pression

Table 3.2 – Results of linearity: linear regression coefficient and p-value of the Student's t-test on slope= 0

Mapping system \ Sensor	A	B	C	D
1	R ² = 0.978 p = 4.7e-6	R ² = 0.962 p = 8.8e-6	R ² = 0.982 p = 2.6e-8	R ² = 0.967 p = 2.1e-5
2	R ² = 0.961 p = 8.1e-5	R ² = 0.954 p = 1.0e-4	R ² = 0.936 p = 2.3e-4	R ² = 0.967 p = 2.5e-5
3	R ² = 0.972 p = 4.3e-7	R ² = 0.951 p = 3.9e-5	R ² = 0.964 p = 3.5e-7	R ² = 0.862 p = 9.0e-4

Table 3.3 – Results of linearity: dispersion and standard deviation for sensors with the best and the worst linearity.

Sensors	Applied pressure (mmHg)	Dispersion (mmHg)	Standard deviation
With the best linearity: sensor 1, mapping system C	6.4	0	0
	13	1.74	0.641
	26	3.32	2.35
	39	2.97	1.54
	53	3.99	1.97
	79	9.05	3.22
	96	15.6	6.30
With the worst linearity: sensor 3, mapping system C	6.4	0	0
	13	0.103	0.0201
	26	0.120	0.0320
	39	1.01	0.376
	53	1.74	0.775
	79	4.35	1.97
	96	5.52	3.08

Repeatability: The Kruskal-Wallis test shows no difference (p-value = 0.88). Measurements are repeatable.

Reproducibility: Table 3.6 indicates the polynomial coefficient of the experimental design model and probability that the factor x_i has at least a 95% chance of not significantly affecting the response to pressure of the sensors. x_i can be time, space, operators, weight or interactions factors. The biggest polynomial coefficient corresponds to the weight influence and the smaller corresponds to the time influence. Location, weight, time coupling with operators and time coupling with location have statistical influence to the measured pressure.

3.2. Article : Characterization of pressure measuring system for the evaluation of medical devices

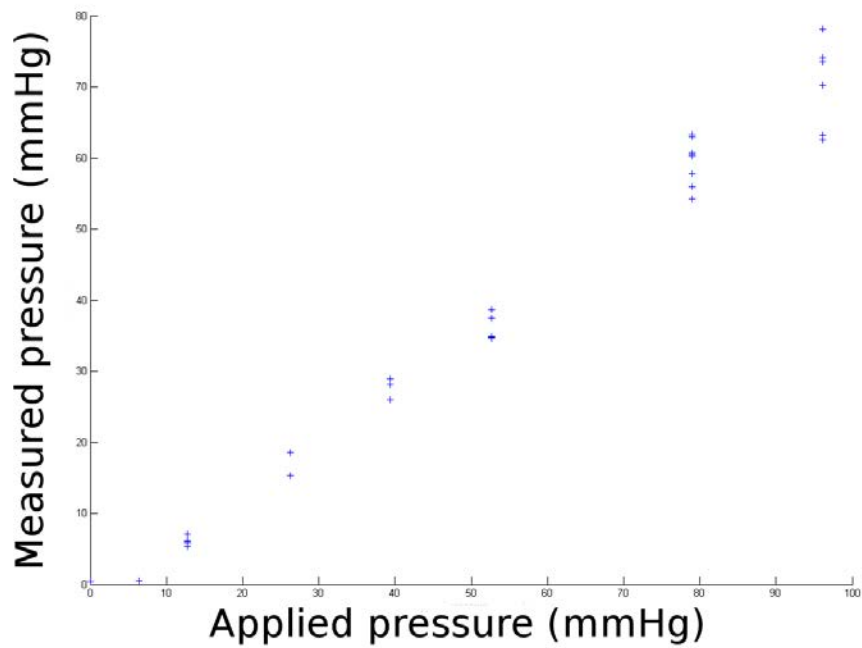


Figure 3.4 – Results of linearity: measured pressure depending on applied pressure for the sensor 1 of the pressure mapping system C

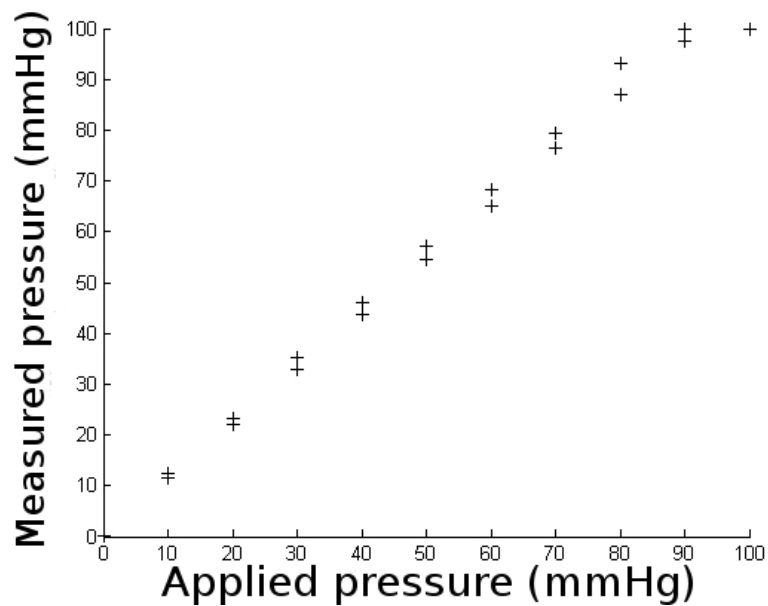


Figure 3.5 – Results of the second hysteresis test (test in all sensors of a pressure mapping system): mean measured pressure depending on applied pressure for mapping system A

Chapitre 3. Caractérisation métrologique des capteurs de pression

Table 3.4 – Results of hysteresis: test in only one sensor per mapping system

Mapping system	A								B								
	Sensor	1	2	3	4	5	6	7	8	1	2	3	4	5	6	7	8
Hysteresis Eh (%)	15.2	16.9	7.63	4.58	11.9	7.84	16.1	10.1	3.51	6.38	11.7	0.228	18.3	15.7	27.9	9.20	
Mapping system	C								D								
	Sensor	1	2	3	4	5	6	7	8	1	2	3	4	5	6	7	8
Hysteresis Eh (%)	3.99	4.53	7.13	2.80	5.26	3.15	9.93	2.70	6.52	3.15	3.66	3.63	2.27	3.99	10.5	7.20	

Table 3.5 – Results of hysteresis: test in all sensors per mapping system

Mapping system	A	B	C	D
Hysteresis Eh (%)	9.41	7.87	7.58	6.29

Drift: No significant drift was observable during the first 60 seconds, i.e. the calibration time for drift. After that period, three types of drift are obtained: measured pressure increases during the first few minutes and becomes stable, measured pressure decreases during the first few minutes and becomes stable and measured pressure is stable over time. Figure 3.6 represents these three typical results. For all sensors, measured pressure becomes stable and reaches its nominal value after 800 seconds.

3.2.3.2 Tests specific to the application

Curvature: Figure 3.7 shows results for the mapping pressure system A. The results depend on the applied pressure. When the applied pressure is less than 50mmHg, the measured pressure is lower than the applied pressure. Nevertheless, when the applied pressure is more than 50mmHg, the difference between the applied pressure and the measured pressure is minor.

Surface condition: The probabilities of there being at least a 95% chance that results with and without fabric between the pressure mapping system and the table are different for the five tested fabrics are given in table 3.7. All fabrics have a statistically significant influence on the results.

The Kruskal-Wallis test is significant (p-value < 0.001). The five fabrics are statistically

3.2. Article : Characterization of pressure measuring system for the evaluation of medical devices

Table 3.6 – Results of the design of experiments for reproducibility. t: time, o: operators, l: location, w: weight

Polynomial coefficient	Value	Probability
β_0	67.76	0
β_t	0.28	0.70
β_o	1.47	0.054
β_l	2.08	0.0080
β_w	19.19	0
β_{to}	1.94	0.0013
β_{tl}	-3.84	0
β_{tw}	-0.17	0.82
β_{ol}	0.66	0.38
β_{ow}	1.24	0.10
β_{tw}	-0.73	0.33

Table 3.7 – Results of surface condition: p-value of the statistical test to determine the statistically significant differences between measured pressure with and without fabric between the pressure mapping system and the table

Fabric	1	2	3	4	5
	$2.97e^{-21}$	$3.36e^{-18}$	$3.77e^{-47}$	$2.48e^{-31}$	$8.17e^{-57}$

significantly different. Only measured pressure for fabrics 1 and 2, 3 and 4, and 3 and 5 do not have a statistically significant difference. For the second surface condition test, the linear regression coefficient R^2 is between 0.95 and 0.99, depending on the sensor and the mapping system. Hysteresis is between 4.2% and 15%. For the third surface condition test, the linear regression coefficient R^2 is between 0.92 and 0.98. Detailed results for the second and third tests are presented in table 3.8.

Mapping system superposition: Mapping system superposition results consist of two distributions: measured pressure for the mapping systems “from above” and for the mapping systems “from the bottom”.

Results for the test of Wilcoxon signed rank, to compare results for the mapping systems “from above” and “from the bottom”, are given in table 3.9. Table 3.10 indicates absolute differences between measured pressures with or without superposition for each pressure mapping system.

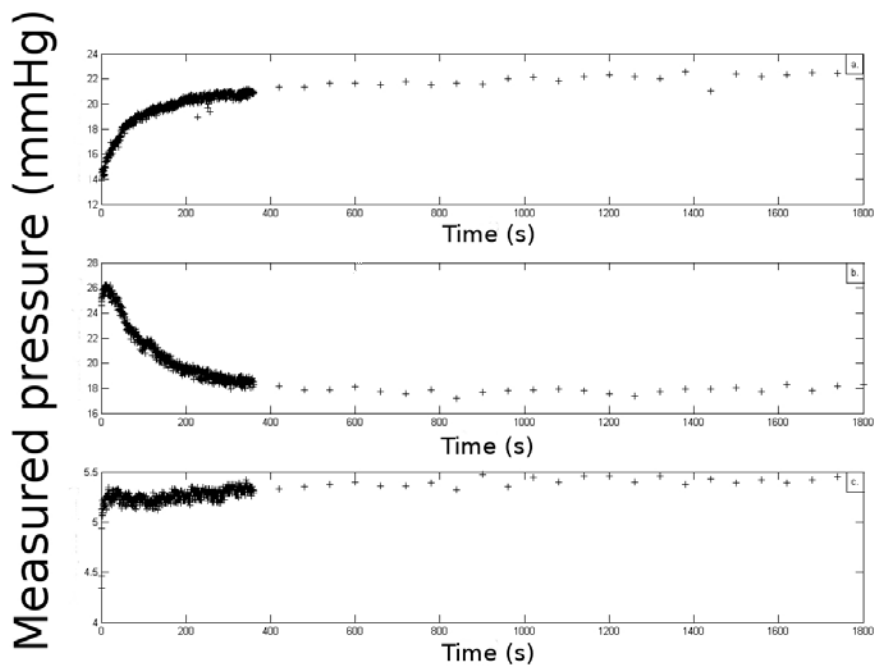


Figure 3.6 – Results of drift: a. drift for 26mmHg applied pressure for mapping system A in the sensor 1, b. drift for 40mmHg applied pressure for mapping system C in the sensor 1, c. drift for 26mmHg applied pressure for mapping system D in the sensor 3

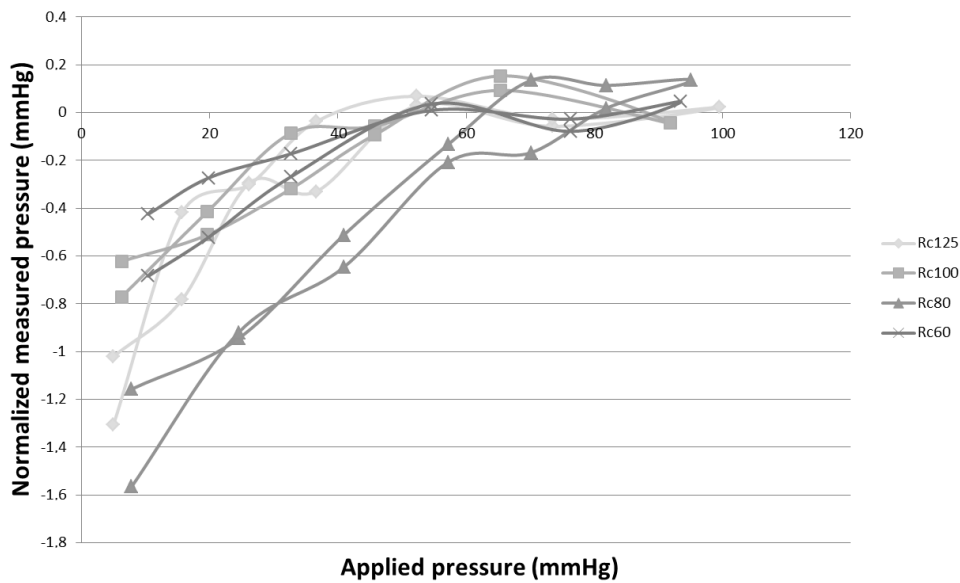


Figure 3.7 – Results of curvature: normalized measured pressure depending on applied pressure and radius of cylinders R_c for mapping system A

3.2. Article : Characterization of pressure measuring system for the evaluation of medical devices

Table 3.8 – Results of surface condition: linear regression coefficient for the second and third surface condition tests

Sensors	1	2	5	7
Second surface condition test	0.97	0.95	0.97	0.99
Third surface condition test	0.92	0.93	0.98	0.95

Table 3.9 – Results of mapping system superposition: p-value of the statistical test to determine the statistically significant differences between mapping system from above and from the bottom

Sensors	1	2	3
Between mapping system A: “from above” and mapping system B: “from the bottom”	0.010	0.43	0.038
Between mapping system C: “from above” and mapping system D: “from the bottom”	0.0041	0.015	0.0058

Table 3.10 – Results of mapping system superposition: absolute differences between measured pressures with or without superposition for each pressure mapping system in mmHg

Mapping system	A	B	C	D
Sensor 1	10.3	14.6	3.94	4.16
Sensor 2	14.0	12.5	2.97	2.48
Sensor 3	9.32	23.0	9.64	2.75

3.2.4 Discussion

In this study, four identical pressure mapping systems were evaluated in term of linearity, hysteresis, reproducibility and drift. Some other evaluations demonstrated the efficacy of the pressure mapping systems in the specific application of lumbar belts characterization. According to the results, pressure mapping systems are suitable for this application.

We found that linearity is acceptable according to the linear regression coefficient R^2 which is always greater than 0.85. Pressure measured with sensors is always un-

derestimated. The maximum deviation is 15.4mmHg. The hysteresis of the pressure mapping system depends on sensors. On the whole, hysteresis is low between 6.29% and 9.41%. Measurements are repeatable. The reproducibility test shows the influence of experimental location, time and operator; the most influencing parameter is the location. According to the drift test, the value remains stable if the measuring time remains lower than the drift calibration time, but dramatically changes afterward.

Thanks to our tests specific to the application, it is possible to conclude that curvature test results depend on the applied pressure. For applied pressure higher than 50mmHg, measurement is the same as on a flat surface. Nevertheless, for applied pressure less than 50mmHg, the measured pressure is lower than the applied pressure. This can be explained by the experimental device. It is supposed that the band sticks on the cylinder when the applied pressure is too low and the pressure estimation from Laplace's law is not valid any more. Thus, no conclusions to the impact of curvature for low measured pressure can be drawn from these results.

We also proved that the surface measurement has a significant influence on the measured pressure. However, there is no change in hysteresis and linearity when pressure is measured between two soft surfaces. In this case, hysteresis is between 4.2% and 15% and the linear regression coefficient is between 0.92 and 0.98. Last, the superposition of two pressure mapping systems can have a significant influence on the measurement.

3.2.4.1 Comparison of the FSA© pressure mapping system to the other resistive pressure mapping systems

Metrological results of other sensors have been collected from the literature: Flexiforce© (Ferguson-Pell et al., 2000), F-Socket© (Polliack et al., 2000) and F-Scan© (Fergenbaum et al., 2005) sensors from Tekscan©, Rincoe's sensor (Polliack et al., 2000) and Lück sensor (Volker et al., 2006). Measurement error and hysteresis are summarized in table 3.11. For accuracy, FSA© sensor is identical (Flexiforce ©, F-Socket©) or even better (Rincoe, Lück, F-Scan©) than other pressure mapping systems. For hysteresis, performances of other resistive sensors are identical (Flexiforce©) or lower (F-Socket©, Rincoe) than the FSA© sensor. Measurement is repeatable for all resistive sensors (Ferguson-Pell et al., 2000; Lai and Li-Tsang, 2009). Other resistive sensors drift as well: Flexiforce sensors' measurements increase or decrease with time (Ferguson-Pell et al., 2000; Wheeler et al., 2011); Rincoe SFS and F-Socket© from Tekscan© sensors' measurements increase with time (Fergenbaum et al., 2005; Polliack et al., 2000). The increase or decrease of the measurement varies from 7.4% to 11.9% in twenty minutes (Polliack et al., 2000). According to the literature, the curvature of the measurement surface has an influence, for other resistive sensors than FSA© sensor on the measurement regardless of the pressure range. The sensitivity of the Tekscan©'s Flexiforce© sensor is modified

3.2. Article : Characterization of pressure measuring system for the evaluation of medical devices

with radius of curvature (Ferguson-Pell et al., 2000). For Rincoe SFS and F-Socket© sensors from Tekscan©, accuracy decreases, drift error increases and hysteresis can increase or decrease with radius of curvature (Polliack et al., 2000). No data was found to compare the FSA© sensor with other resistive sensors in term of reproducibility, surface condition and superposition of two pressure mapping system.

Table 3.11 – Comparison between the studied pressure mapping system and other commercial systems based on literature survey: resistive pressure mapping systems.

Mapping system reference	FSA©	Tekscan's Flexi-force	Tekscan's F-Socket	Tekscan's F-Scan	Rincoe	Lück
Measurement error	12.6%	[5.62%, 26.3%]	8.5 ± 7.2%	247%	24.7 ± 19.02%	-33%
Hysteresis	[6.29%, 9.41%]	5.4 ± 2.5%	41.9 ± 15%	-	15.1 ± 8%	-

3.2.4.2 Comparison of the FSA© pressure mapping system to the capacitive pressure mapping system

It is also possible, according to data from the literature, to compare the FSA© sensors with other types of pressure mapping systems for measuring interface pressure: the X-Sensor© capacitive pressure mapping system (Fergenbaum et al., 2005; Hochmann et al., 2002; Volker et al., 2006) and Novel© distributed sensors (Lai and Li-Tsang, 2009). For linearity, the X-Sensor© is linear (Hochmann et al., 2002) and measures 75.5% of the applied pressure (Fergenbaum et al., 2005). The capacitive sensor may demonstrate a worse performance than FSA©. The maximum measurement error for X-Sensor© is 65% of applied pressure or 27mmHg (Volker et al., 2006). Novel©'s sensor demonstrates a superior performance: its linear coefficient is 0.997 and the measurement error is less than 1mmHg (Lai and Li-Tsang, 2009). But capacitive sensors have a greater hysteresis than resistive sensors. For example, the X-Sensor© hysteresis is 14% (Hochmann et al., 2002). Measurement with capacitive sensors is repeatable (Chiang et al., 2007; Lai and Li-Tsang, 2009). According to the drift test, measured pressure with capacitive sensors increases with time (Fergenbaum et al., 2005; Wheeler et al., 2011). Concerning the surface condition, capacitive sensors, X-Sensor© and Novel©, allow better or worse measurement on soft surfaces depending on the thickness of these surfaces (Hochmann et al., 2002). No data was found to compare the FSA© sensor with capacitive sensors in terms of reproducibility, curvature and superposition of two pressure mapping systems.

3.2.4.3 Considerations on the use of FSA© pressure mapping system for the clinical study of lumbar belt

Based on these results, it is necessary to take into account some points to develop the experimental protocol. First, to be accurate, measurement must be done in the same place and preferably by the same operator and in short time frame. It's easy to perform measurement in the same place, but it's more difficult, in a clinical field, to respect the two other points, because measurements is often done by more than one experimenter and it's difficult to find enough subjects in a short time frame. However, these two parameters have influence on the results with coupled parameters. Secondly, drift result shows the importance in the choice of the drift calibration period, drift being uncontrolled if the measuring time is higher. Actually, during calibration, the central value of the calibration interval is measured for a flexible period. Pressure mapping system was calibrated in this study with a flexible period of 60 seconds, but the period can be increased to more than 800 seconds to avoid drift. This solution permits to perform dynamic measurements. Third, improving the curvature test is necessary before beginning the clinical study to ensure that the measurement of low pressure will be accurate on curved surfaces. Fourthly, surface condition having an influence on the results, pressure measurements will be done between lumbar belts and a tee-shirt of the same composition for all experiments and all subjects. Whatever the surface condition, pressure measurement remains accurate in term of linearity and hysteresis. Finally, the pressure mapping systems will be used to never overlap while covering the whole trunk. To overcome the difficulty of this condition, measures will be taken side by side. All these conditions allow a suitable measurement of pressure and to compare pressure applied by lumbar belt in term of lumbar belt's types and patient's morphology.

To conclude, the FSA© sensor performance can be considered as better than other resistive sensors and demonstrates an identical performance to the capacitive sensor X-Sensor© with lower hysteresis. Nevertheless, the capacitive sensor Novel demonstrates a better performance than the FSA© sensor, but has a higher drift effect. FSA© sensors can be a good choice for the future clinical study developed to measure the static pressure applied by the lumbar belt on the trunk, because this study will be done in the same place, in a short time frame, with the same operator, with no overlapped mapping system and between same types of surface. Indeed, the procedure described earlier with FSA© pressure mapping system still lacks of robustness for a routine clinical practice to evaluate pressure applied by lumbar belts prescribed to the low back pain patients.

3.2.5 Conclusion

In this study, four FSA© pressure mapping systems were characterized in term of linearity, hysteresis, repeatability, reproducibility, drift, curvature, surface condition and mapping system superposition. It was found that these pressure mapping systems are suitable for our application: pressure measurement between two soft surfaces, lumbar belt and the human trunk. Linearity, accuracy and hysteresis are adequate. Measurement is repeatable and suitable on a flat surface. The curvature of the surface measurement has no significant impact on the measured pressure.

However, it is necessary to take into account some recommendations before performing measurements with this FSA© sensor. To compare the results of different experiments, measurement must be performed in the same place, over a short time-frame, with the same operator. Calibration must be adapted to prevent sensor drift. The measurements shall concern the same type of surface. Moreover, it is important to avoid overlap of pressure mapping systems. Further study is needed to evaluate the performance of the sensor on a curved surface when applied pressure is lower than 50mmHg and also how the sensor behaves when temperature and humidity change.

3.3 Bibliography

- Anne Fenety, P., Putnam, C., and Walker, J. M. (2000). In-chair movement: validity, reliability and implications for measuring sitting discomfort. *Applied ergonomics*, 31(4):383–393.
- Aubin, C.-E., Labelle, H., Cheriet, F., Villemure, I., Mathieu, P. A., and Dansereau, J. (2007). Évaluation tridimensionnelle et optimisation du traitement orthopédique de la scoliose idiopathique adolescente. *Médecine sciences*, 23(11):904–909.
- Calmels, P., Galtier, B., Carzon, J. G., Poinsignon, J. P., Vautravers, P., and Delarque, A. (1999). Étude de l'effet antalgique et fonctionnel du port d'une orthèse lombaire souple dans la lombalgie aiguë. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 42:333–340.
- Calmels, P., Queneau, P., Hamonet, C., Le Pen, C., Maurel, F., Lerouvreur, C., and Thoumie, P. (2009). Effectiveness of a lumbar belt in subacute low back pain: an open, multicentric, and randomized clinical study. *Spine*, 34(3):215–220.
- Candy, L. H. Y., Cecilia, L.-T. W. P., and Ping, Z. Y. (2010). Effect of different pressure magnitudes on hypertrophic scar in a chinese population. *Burns*, 36(8):1234–1241.
- Chiang, C.-C., K Lin, C.-C., and Ju, M.-S. (2007). An implantable capacitive pressure sensor for biomedical applications. *Sensors and Actuators A: Physical*, 134(2):382–388.
- Damstra, R. J., Brouwer, E. R., and Partsch, H. (2008). Controlled, comparative study of relation between volume changes and interface pressure under short-stretch bandages in leg lymphedema patients. *Dermatologic Surgery*, 34(6):773–779.
- Damstra, R. J. and Partsch, H. (2009). Compression therapy in breast cancer-related lymphedema: A randomized, controlled comparative study of relation between volume and interface pressure changes. *Journal of vascular surgery*, 49(5):1256–1263.
- Dumbleton, T., Buis, A. W., McFadyen, A., McHugh, B. F., McKay, G., Murray, K. D., and Sexton, S. (2009). Dynamic interface pressure distributions of two transtibial prosthetic socket concepts. *J Rehabil Res Dev*, 46(3):405–15.
- Fassier, J.-B. (2011). Prévalence, coûts et enjeux sociétaux de la lombalgie. *Revue du Rhumatisme*, 78, Supplement 2:S38–S41.
- Fergenbaum, M. A., Hadcock, L., Stevenson, J. M., Bryant, J. T., Morin, E., and Reid, S. A. (2005). Development of a dynamic biomechanical model for load carriage: Phase 4, part C2: Assessment of pressure measurement systems on flat surfaces for the

-
- dynamic biomechanical model of human load carriage. Contract report, Queen's University, Kingston, Ontario, Canada.
- Ferguson-Pell, M., Hagusawa, S., and Bain, D. (2000). Evaluation of a sensor for low interface pressure applications. *Medical engineering & physics*, 22(9):657–663.
- Hafner, J., Luthi, W., Hänssle, H., Kammerlander, G., and Burg, G. (2000). Instruction of compression therapy by means of interface pressure measurement. *Dermatologic surgery*, 26(5):481–488.
- Hamanami, K., Tokuhira, A., and Inoue, H. (2004). Finding the optimal setting of inflated air pressure for a multi-cell air cushion for wheelchair patients with spinal cord injury. *Acta Medica Okayama*, 58(1):37–44.
- Hochmann, D., Diesing, P., and Boenick, U. (2002). Evaluierung der messmethoden zur bewertung des therapeutischen nutzens von antidekubitus-systemen. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, 47(s1b):816–819.
- ISO (2004). International vocabulary of basic and general terms in metrology (VIM). *International Organization*, 2004:09–14.
- Lai, C. H. and Li-Tsang, C. W. (2009). Validation of the Pliance X System in measuring interface pressure generated by pressure garment. *Burns*, 35(6):845–851.
- Leclerc, A., Gourmelen, J., Chastang, J.-F., Plouvier, S., Niedhammer, I., and Lanoë, J.-L. (2009). Level of education and back pain in france: the role of demographic, lifestyle and physical work factors. *Int Arch Occup Environ Health*, 82(5):643–652.
- Partsch, H., Partsch, B., and Braun, W. (2006). Interface pressure and stiffness of ready made compression stockings: comparison of in vivo and in vitro measurements. *Journal of vascular surgery*, 44(4):809–814.
- Polliack, A. A., Sieh, R. C., Craig, D. D., Landsberger, S., McNeil, D. R., and Ayyappa, E. (2000). Scientific validation of two commercial pressure sensor systems for prosthetic socket fit. *Prosthetics and orthotics international*, 24(1):63–73.
- Reenalda, J., Geffen, P., Nederhand, M., Jannink, M., IJzerman, M., and Rietman, H. (2009). Analysis of healthy sitting behavior: interface pressure distribution and subcutaneous tissue oxygenation. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 46(5):577–586.
- Reich-Schupke, S., Gahr, M., Altmeyer, P., and Stücker, M. (2009). Resting pressure exerted by round knitted moderate-compression stockings on the lower leg in clinical practice—results of an experimental study. *Dermatologic Surgery*, 35(12):1989–1998.

-
- Rithalia, S. V., Heath, G. H., and Gonsalkorale, M. (2000). Assessment of alternating-pressure air mattresses using a time-based pressure threshold technique and continuous measurements of transcutaneous gases. *Journal of tissue viability*, 10(1):13–20.
- Shelton, F. and Lott, J. W. (2003). Conducting and interpreting interface pressure evaluations of clinical support surfaces. *Geriatric Nursing*, 24(4):222–227.
- Tam, E. W., Mak, A. F., Lam, W. N., Evans, J. H., and Chow, Y. Y. (2003). Pelvic movement and interface pressure distribution during manual wheelchair propulsion. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(10):1466–1472.
- Vaisbuch, N. (2000). Effect of seated posture on interface pressure in children who are able-bodied and who have myelomeningocele. *Disability & Rehabilitation*, 22(17):749–755.
- van den Hout, J., Van Rhijn, L., Van den Munckhof, R., and Van Ooy, A. (2002). Interface corrective force measurements in boston brace treatment. *European Spine Journal*, 11(4):332–335.
- Volker, H.-U., Rolker, N., and Willy, C. (2006). Auflagedruckmessung in der dekubitusbehandlung. *Der Anaesthetist*, 55(2):142–147.
- Wheeler, J. W., Dabling, J. G., Chinn, D., Turner, T., Filatov, A., Anderson, L., and Rohrer, B. (2011). MEMS-based bubble pressure sensor for prosthetic socket interface pressure measurement. *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, pages 2925–2928.

4 Etudes précliniques

Ce chapitre comporte deux études réalisées afin de développer le protocole clinique qui fait l'objet du chapitre 5. La première étude présente le protocole de mesure réalisé sur un seul sujet pour prouver sa faisabilité et déterminer les éléments importants pour obtenir une mesure la plus précise possible. La deuxième étude est la réalisation du protocole sur un échantillon de quinze sujets sains afin de s'assurer de l'adéquation possible du protocole à diverses morphologies. Cette deuxième étude permet également une comparaison avec les résultats sur les sujets lombalgiques.

Sommaire

4.1	Introduction	125
4.2	Validation d'un protocole de mesure de la pression d'interface couplé à une mesure de surface pour la caractérisation de ceintures de soutien lombaire	127
4.2.1	Méthodologie	127
4.2.2	Résultats	134
4.2.3	Discussion	138
4.2.4	Conclusion	140
4.3	Etude pilote pour la comparaison et la caractérisation mécanique des ceintures de soutien lombaire	141
4.3.1	Méthodologie	141
4.3.2	Résultats	146
4.3.3	Discussion	152
4.3.4	Conclusion	156
4.4	Bibliographie	158

4.1 Introduction

La lombalgie est une douleur de la région lombaire. La lombalgie commune, sujet de cette étude, a une origine mécanique et est à différencier des formes dites symptomatiques, avec une étiologie inflammatoire, infectieuse ou tumorale. Il existe trois types de lombalgies selon la durée d'évolution (Stucki and Waldburger, 2001):

- la lombalgie aiguë avec une douleur durant quelques heures ou quelques jours,
- la lombalgie subaiguë avec une douleur durant plusieurs jours ou par épisode itératifs sur plusieurs mois,
- la lombalgie chronique se définissant par une douleur continue depuis au moins trois mois.

La prévalence de la lombalgie est d'après l'enquête décennale santé française de 2009 (Fassier, 2011) de 50% en un an. D'après l'enquête handicap incapacité dépendance (Fassier, 2011), 7 à 8% de la population des 30-64 ans a une lombalgie invalidante. La lombalgie a des enjeux économiques et sociétaux du fait du nombre important de personnes nécessitant des soins pour cette pathologie chaque année et des arrêts de travail qu'elle engendre (Fassier, 2011; Krismer and Van Tulder, 2007).

Les traitements de la lombalgie chronique sont variés et toujours pas très bien codifiés. Ils dépendent de nombreux facteurs, dont la cause de la douleur mais également du comportement du médecin traitant ou du patient (Widerström et al., 2012). L'analyse de la littérature permet de distinguer les traitements suivants : des traitements médicamenteux, chirurgicaux, physiques, de rééducation, des techniques de manipulations vertébrales, le port d'orthèses ou de corsets. Dans le cas de la lombalgie chronique, la douleur ne provient plus nécessairement de la seule origine lésionnelle, mais est souvent multifactorielle. Il est donc préconisé une approche multidisciplinaire (médecin, psychologue, kinésithérapie, assistante sociale, ...) et un suivi médical régulier (Demoulin et al., 2010; Hill and Fritz, 2011; Martin-Mattera et al., 2010).

Les orthèses lombaires sont un des traitements préconisés dans le traitement de la lombalgie. Ces orthèses sont des appareillages ou dispositifs médicaux de série ou sur mesure. Aujourd'hui, il existe peu d'études concernant leur utilisation. Ces études concernent des populations hétérogènes, des orthèses variées avec souvent des appellations différentes et des facteurs d'analyses divers. En outre, lors de ces études, elles sont souvent associées à d'autres traitements (Calmels and Fayolle-Minon, 1996). L'analyse de ces études est donc souvent difficile. Il est cependant démontré que les orthèses lombaires :

- provoquent une limitation des amplitudes de façon segmentaire et globale (Calmels and Fayolle-Minon, 1996; Fidler and Plasmans, 1983) ;

- diminuent les contraintes discales avec une baisse de 25% lors d'une contention lombo-sacrée semi-rigide par exemple, mais les résultats sont variables car l'augmentation de la pression abdominale n'induit pas à elle seule la baisse de la pression discale (Andersson et al., 1974; McGill et al., 1990; Nachemson and Morris, 1964) ;
- n'ont aucun effet négatif sur la force musculaire (Fayolle-Minon and Calmels, 2008; Kawaguchi et al., 2002; Renya et al., 1995; Warren et al., 2001) ;
- permettent une correction posturale par la modification de la lordose lombaire (Cholewicki et al., 2006; Dalichau and Scheele, 2000; Thoumie et al., 1998) ;
- ont des effets sur la douleur et l'inflammation en limitant la mobilité et par effet thermique (Million et al., 1981; Valle-Jones et al., 1992; Willner, 1985) ;
- ont un effet sur l'activité neuro-musculaire et proprioceptive ainsi que des effets décontracturants (Holmström and Moritz, 1992; Kawaguchi et al., 2002) ;
- facilitent les activités de la vie quotidienne (Calmels et al., 2009; Valle-Jones et al., 1992) ;
- permettent un bénéfice économique en diminuant la consommation de médicaments (Calmels et al., 2009) et ainsi un certain risque de complications iatrogènes.

L'objectif principal de l'étude clinique développée est de caractériser mécaniquement un type d'orthèses lombaires, les ceintures de soutien lombaire, dans le cadre de la lombalgie commune subaiguë ou chronique. L'action mécanique des ceintures est la pression exercée par celles-ci sur le tronc. Cette pression appliquée est liée à la déformation de ces ceintures. Cette étude a donc été construite dans le but de mesurer la pression d'interface exercée par les ceintures sur le tronc, et leurs déformations.

Afin de mesurer la pression d'interface, il existe quatre types de capteurs : pneumatique, électro-pneumatique, résistif et capacitif (Bachus et al., 2006; Chiang et al., 2007; Gyi et al., 1998). Les capteurs résistifs et capacitifs peuvent être assemblés pour former des matrices de pression et permettre une mesure de champs de pression (van den Hout et al., 2002). Dans le domaine médical, la mesure de pression peut être utilisée pour évaluer des dispositifs médicaux de prévention des escarres (Hamanami et al., 2004) ou pour connaître la pression appliquée par des bandes ou bas de compression (Hafner et al., 2000; Partsch et al., 2006) ou des orthèses (van den Hout et al., 2002). Pour cette étude, un capteur piezorésistif sous forme de matrices de pression, a été choisi.

Les déformations peuvent être mesurées par des méthodes optiques. Afin de déterminer la déformation sur une surface non plane, il est nécessaire de déterminer la forme de cette surface et le déplacement de l'objet d'étude. Pour obtenir la forme, il existe

4.2. Validation d'un protocole de mesure de la pression d'interface couplé à une mesure de surface pour la caractérisation de ceintures de soutien lombaire

plusieurs méthodes : la stéréovision (Gardel et al., 2012; Herrera et al., 2011) et la projection de franges (Gorthi et al., 2011; Quan et al., 2001; Thakur et al., 2007; Wu and Peng, 2006). Pour déterminer le déplacement, il est également possible d'utiliser la corrélation d'images (Molimard et al., 2010; Schreier et al., 2000; Sutton et al., 1983) ou la méthode de grille (Robin, 2005; Surrel, 1996). Le choix d'une méthode dépend de la taille de l'objet d'étude, de la précision de mesure désirée et de la facilité de mise en place d'un dispositif. Il a été choisi, dans cette étude, d'utiliser le couplage entre une méthode de projection de franges et de corrélation d'images.

Ainsi, deux études ont été construites. La première étude a pour objectif de développer et de valider la mesure de la pression d'interface et de la déformation sur un seul sujet. Celui de la deuxième étude est, à partir de ce protocole validé, d'évaluer la faisabilité du protocole sur différentes morphologies de sujets sains. Cette deuxième étude permettra également de réaliser une première analyse du mode d'action des ceintures de soutien lombaire et d'optimiser le protocole afin de pouvoir le réaliser avec des sujets lombalgiques.

4.2 Validation d'un protocole de mesure de la pression d'interface couplé à une mesure de surface pour la caractérisation de ceintures de soutien lombaire

4.2.1 Méthodologie

4.2.1.1 Sujet et ceinture d'étude

Cette étude était le développement d'un protocole de mesure sur l'humain. Elle a été effectuée sur un seul sujet. Ce sujet était un homme de 29 ans, de 81 kg, mesurant 1,81 m et 0,96 m de tour de taille. Les deux mesures réalisées sur ce sujet portant une ceinture lombaire ont été la mesure de la pression d'interface et la mesure de la déformation 3D de la ceinture.

Cette étude concerne trois types de ceintures lombaires ayant deux hauteurs de dos : 21 et 26 cm. L'étude s'intéresse donc à six sortes de ceintures. Les trois types de ceinture sont représentés sur la figure 4.1.

4.2.1.2 Protocole de mesure de la pression et de la déformation

La mesure de la pression est réalisée par une matrice de pression comprenant des capteurs résistifs. Ces capteurs reposent sur le caractère piezorésistif de certains matériaux. La résistivité de ces matériaux varie avec la force appliquée sur le matériel. La résistivité étant proportionnelle à la résistance électrique, elle même proportionnelle à la tension électrique. Après avoir étalonné le système, il est donc possible d'obtenir la pression d'interface en mesurant la tension électrique. Ces capteurs sont montés en matrice de pression, ce qui permet d'obtenir le champ de pression entre la ceinture

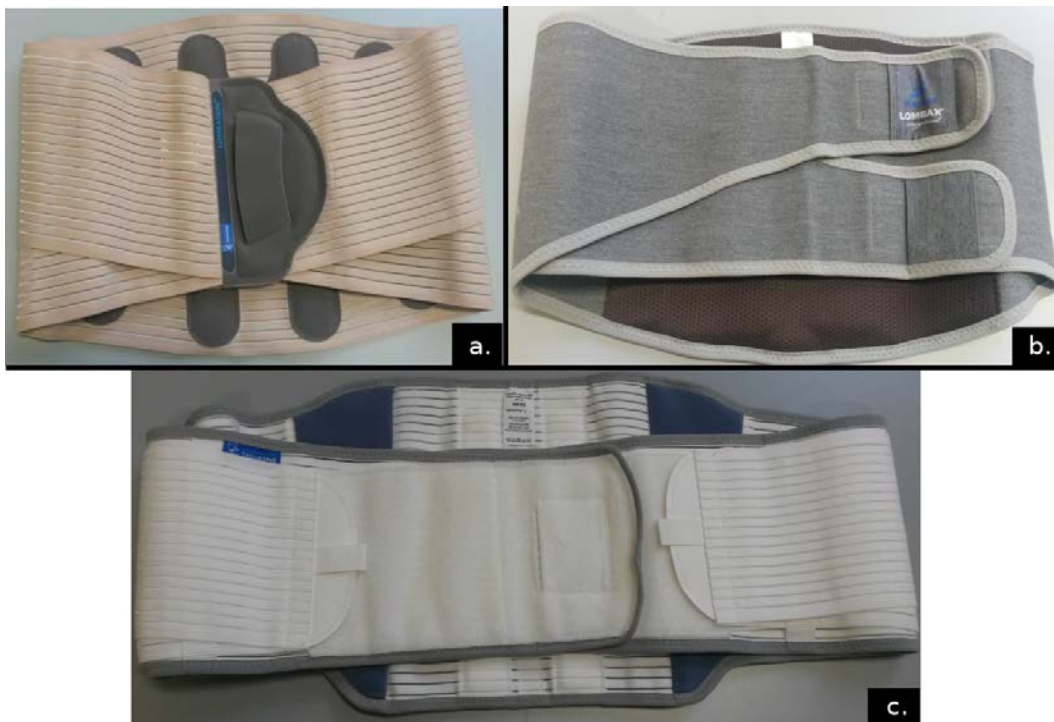


Figure 4.1 – Trois types de ceintures lombaires d'étude : a. LombaSkin® , b. Lombax® Original, c. Lombacross Activity®

lombaire et le tronc. Afin d'éviter les plis, deux matrices sont utilisées pour les mesures sur l'avant et l'arrière du tronc et une matrice pour les mesures sur les deux côtés. Ces matrices sont des rectangles de 482 par 242mm et comportent 384 (12 × 32) capteurs. Elles sont étalonnées pour mesurer des pressions comprises entre 0 et 50 mmHg. Les matrices de pression sont attachées sur un tee-shirt au cours des essais, à l'aide de Velcro® placé en bord des matrices et au dessus de la poitrine sur le tee-shirt. La figure 4.2 représente des matrices de pression en position lors des mesures.

La mesure de la déformation 3D est réalisée par le couplage d'une méthode de projection de franges avec une corrélation d'images. Deux systèmes de coordonnées, global et local, orthonormés et définis suivant la configuration, ont été utilisés. Le système de coordonnées global (E_1, E_2, E_3) est construit pour que E_1 soit dans la direction transversale, E_2 dans la direction antéro-postérieure et E_3 dans la direction longitudinale. Le système de coordonnées local (B_1, B_2, B_3) est défini de sorte que B_1 soit la projection orthogonale de E_1 sur le plan tangent de la surface, B_3 soit normal à la surface en tout point et B_2 complète la base orthogonale. Ces repères sont représentés sur la figure 4.3.

Le principe de la méthode de projection de franges est de déterminer la forme d'un objet en projetant des franges sur un plan de référence puis sur l'objet étudié. Les figures de franges ont une phase qui est modifiée par la présence de l'objet. Le déphasage est

4.2. Validation d'un protocole de mesure de la pression d'interface couplé à une mesure de surface pour la caractérisation de ceintures de soutien lombaire

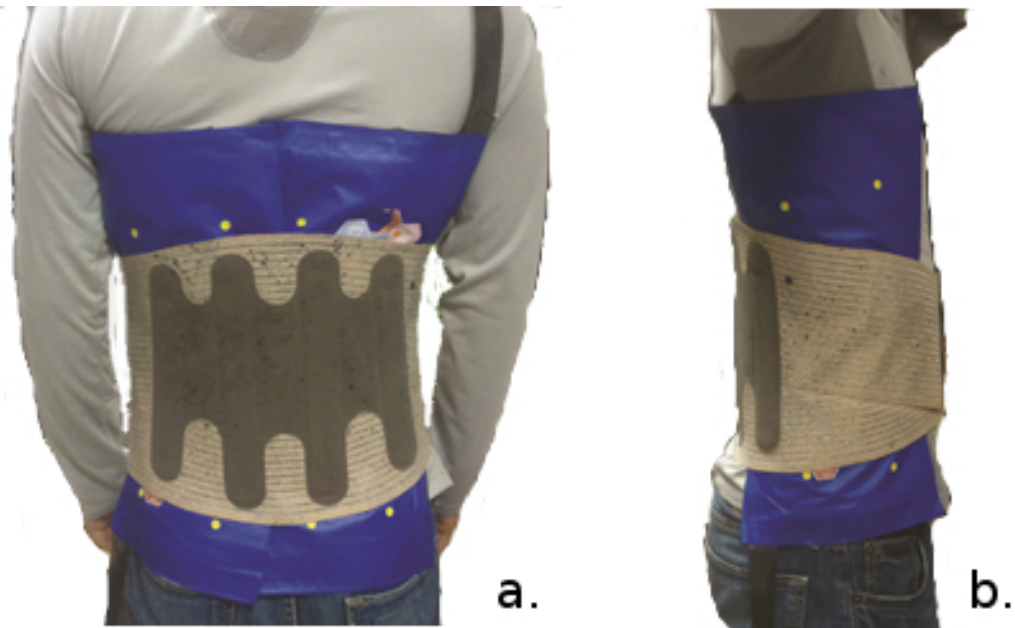


Figure 4.2 – Représentation d'une matrice de pression positionnée sur le tronc lors de la mesure a. en arrière et b. sur le côté droit

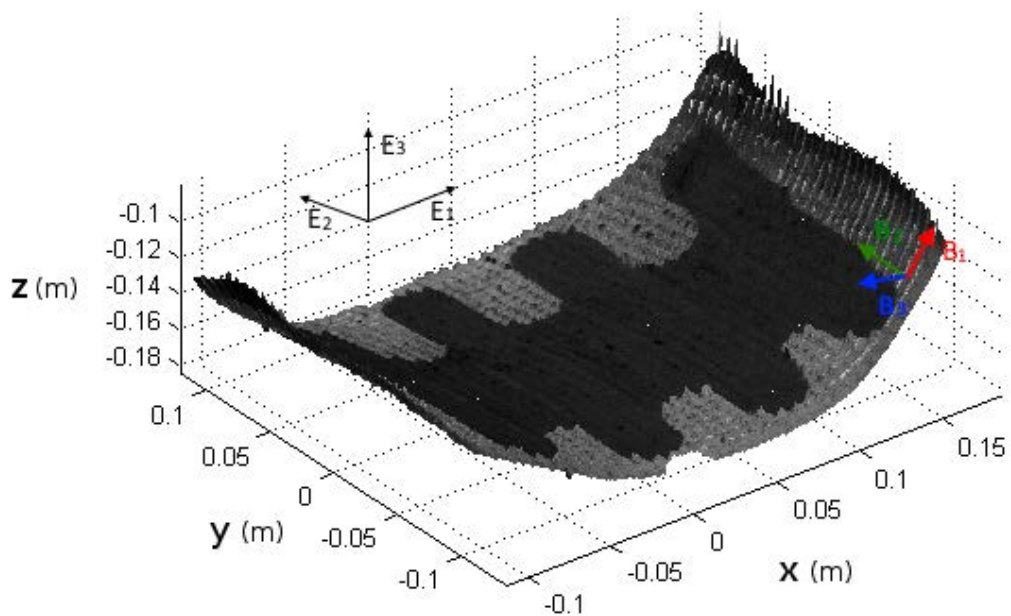


Figure 4.3 – Représentation de la forme de la ceinture sur l'arrière en configuration non déformée

relié à la profondeur de l'objet par la relation suivante 4.1 :

$$\phi(x, y) = S(x, y) \times z(x, y) = \frac{2\pi \times \tan\theta(x, y)}{p(x, y)} \times z(x, y) \quad (4.1)$$

avec $z(x, y)$ = la profondeur de l'objet, S = la sensibilité du montage optique, relié à l'illumination, à l'angle d'observation et au pas de la grille projetée. Un étalonnage local est nécessaire pour obtenir S . La phase $\phi(x, y)$ est calculée par une méthode de décalage temporel puis de déroulement de phase.

Le but de la corrélation d'images est de déterminer le champ de déplacement apparent entre une image im_0 décrite par des niveaux de gris $f(x, y)$ et une image déformée im_1 décrite pas des niveaux de gris $g(x, y)$, exprimé par 4.2 :

$$g(x, y) = T(f(x, y)) \quad (4.2)$$

avec T se rapportant à la transformation mécanique entre les deux images. Les paramètres de transformation (δ_x, δ_y) sont obtenus par la maximisation du produit de corrélation $(f \times g)$ définis par 4.3 Molimard et al. (2010) :

$$h(r, s) = (g \otimes f)(r, s) = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} g(a, b) \times f(a - r, b - s) da db}{\int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} g(a, b) da db \times \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(a - r, b - s) da db} \quad (4.3)$$

Le maximum du produit de corrélation est obtenu dans l'espace de Fourier et l'interpolation au subpixel par une extraction de phase spatiale généralisée. La corrélation d'images nécessite un mouchetis qui a été réalisé sur les ceintures à l'aide d'un pulvérisateur et d'une encre spécialement conçue pour le marquage des tissus.

La projection de franges permet de déterminer la forme d'un objet et la corrélation d'images, le déplacement d'un objet dans le plan de la caméra. Le traitement des données se déroule en plusieurs étapes pour obtenir la déformation 3D de la ceinture lombaire. D'abord, les déplacements obtenus par corrélation d'images sont projetés sur la surface de l'objet afin d'avoir les champs de déplacement dans un repère global. Ensuite, la forme est dérivée pour déterminer le déplacement dans le repère local de l'objet. Enfin, la déformation est obtenue par le gradient du vecteur déplacement dans le repère local. L'ensemble du processus de mesure prend 16 secondes environ.

Sur le sujet d'étude, la mesure de la pression et de la déformation pour une ceinture donnée est la suivante :

- 1. mise en place du tee-shirt par le sujet,
- 2. installation des matrices de pression,
- 3. mise en place de la ceinture plaquée sur le tronc, mais non serrée,

4.2. Validation d'un protocole de mesure de la pression d'interface couplé à une mesure de surface pour la caractérisation de ceintures de soutien lombaire

- 4. acquisition de la forme et de l'image de référence pour le calcul du déplacement,
- 5. serrage de la ceinture à 20% d'élongation sur le côté de serrage,
- 6. acquisition de la forme, de l'image déformée pour le calcul du déplacement et mesure de la pression d'interface.

Ces mesures sont effectuées sur trois côtés : arrière, côté gauche et côté droit du tronc. Aucune mesure n'a été prise de face, car la corrélation d'images n'était pas possible de ce côté. Effectivement, le mouchetis sur l'image de référence n'est plus visible sur l'image déformée à cause du système de fermeture de la ceinture de soutien lombaire.

4.2.1.3 Mesures

La mise en place d'un protocole de mesure nécessite de comprendre tous les paramètres pouvant influencer les résultats. Les paramètres étudiés lors de cette étude sont :

- le tee-shirt permettant de maintenir les matrices entre les ceintures lombaires et le tronc,
- l'arrêt de la respiration lors de la mesure,
- la position des bras lors de la mesure.

Afin de s'assurer que l'influence des paramètres, si elle existe, n'est pas due à un cas particulier d'une ceinture et d'une hauteur de ceinture, l'influence du type de ceinture et de sa hauteur a également été étudiée.

L'étude de l'influence de ces cinq paramètres (tee-shirt, respiration, position des bras, type et hauteur de ceinture) a été faite grâce à un plan d'expériences factoriel comprenant 2^{5-1} expériences. Les différentes expériences sont données dans le tableau 4.1. Les deux positions de bras étudiées sont : (-1) les bras croisés sur les épaules ou (+1) pliés sur les côtés. Ces positions sont illustrées sur la figure 4.4. Les deux types de blocage de la respiration au cours des mesures sont : (-1) le blocage à la fin de l'inspiration ou (+1) le blocage à la fin de l'expiration. Les deux ceintures étudiées dans ce plan d'expériences sont commercialisées sur les noms LombaSkin® et Lombacross Activity®. Les ceintures étaient portées de façon à avoir un étirement de 20% sur le côté droit, le côté de serrage, pour toutes les expériences de ce plan.

Les paramètres de sortie de ce plan d'expériences sont la moyenne des pressions appliquées par la ceinture sur le tronc et la moyenne des déformations de cette ceinture suivant le côté du tronc (droit, gauche ou arrière).

Cette étude a également permis de vérifier la répétabilité des mesures. Pour cela, une série de trois mesures debout avec deux ceintures (Lombacross Activity® et

Chapitre 4. Etudes précliniques

Table 4.1 – Plan d’expériences d’analyse des paramètres influençant la mesure sur l’homme de la pression d’interface et de la déformation

Expériences	T-Shirts -1: T-shirt 1 +1: T-shirt 2	Position des bras -1: croisées +1: pliés sur les côtés	Respiration -1: fin de l’inspiration +1: fin de l’expiration	Ceinture -1: Lombacross Activity +1: Lombaskin	Hauteur -1: 26cm +1: 21cm
1	-1	-1	-1	-1	+1
2	+1	-1	-1	-1	-1
3	-1	+1	-1	-1	-1
4	+1	+1	-1	-1	+1
5	-1	-1	+1	-1	-1
6	+1	-1	+1	-1	+1
7	-1	+1	+1	-1	+1
8	+1	+1	+1	-1	-1
9	-1	-1	-1	+1	-1
10	+1	-1	-1	+1	+1
11	-1	+1	-1	+1	+1
12	+1	+1	-1	+1	-1
13	-1	-1	+1	+1	+1
14	+1	-1	+1	+1	-1
15	-1	+1	+1	+1	-1
16	+1	+1	+1	+1	+1

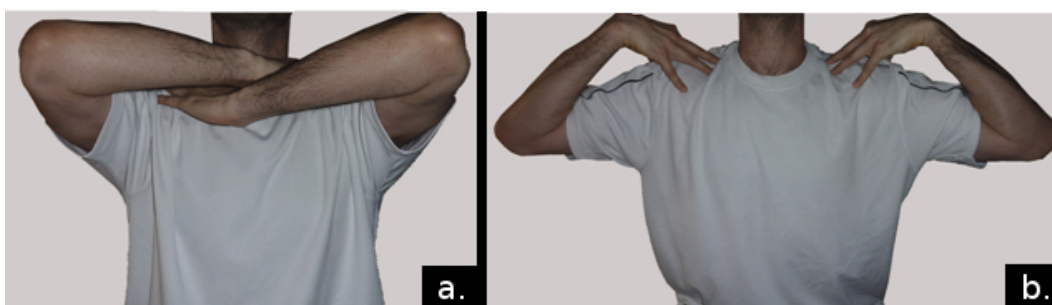


Figure 4.4 – Position des bras : bras a. croisés sur les épaules ou b. pliés sur les côtés

4.2. Validation d'un protocole de mesure de la pression d'interface couplé à une mesure de surface pour la caractérisation de ceintures de soutien lombaire

LombaSkin®) a été réalisée. Pour ces mesures, la respiration a été bloquée après l'expiration, le tee-shirt numéroté 1 dans le plan d'expériences a été utilisé et les bras étaient croisés.

Afin de vérifier que ce protocole de mesure était réalisable sur toutes les ceintures d'étude, une série de mesures comprenant les six ceintures a été réalisée. De nouveau, lors de ces mesures, la respiration a été bloquée après l'expiration, le tee-shirt numéroté 1 dans le plan d'expériences a été utilisé et les bras étaient croisés.

Enfin, ce protocole de mesure a été testé pour déterminer s'il était réalisable dans d'autres conditions. C'est pourquoi, les mesures sur les six ceintures ont été également réalisées :

- pour un sujet assis,
- après des mouvements du tronc du sujet (flexion, extension et inclinaison latérale), une fois la ceinture portée et serrée.

Le premier point permet de vérifier l'influence de la position du sujet sur la pression appliquée par les ceintures lombaires et la déformation de la ceinture. Aucune mesure n'a été prise sur le côté gauche pour un patient assis afin de limiter le nombre d'expériences. L'influence de la position sur le côté gauche était supposé identique à celle du côté droit.

Le deuxième point permet d'étudier l'influence du mouvement après avoir mis une ceinture lombaire, et entre autres, de déterminer si la répartition de pression devient plus homogène après mouvements.

4.2.1.4 Analyse statistique

Une analyse statistique a été réalisée pour quatre parties de l'étude :

- une analyse de la variance pour le plan d'expériences factoriel permettant de déterminer l'influence des cinq paramètres testés sur les déformations et la pression moyenne pour chaque côté du tronc,
- le calcul de la moyenne et des quartiles des trois déformations et de la pression pour l'étude de la répétabilité,
- la comparaison de deux distributions pour tester si les déformations et la pression sont différentes avant et après mouvements du patient portant une ceinture lombaire,
- la comparaison de deux distributions pour tester si les déformations et la pression sont différentes lorsque le patient est debout ou assis.

Pour ce qui est des comparaisons de deux distributions, un test de Fisher a d'abord permis de vérifier si les distributions étaient normales. Dans le cas d'une distribution normale, la comparaison est faite par un test de t-Student pairé. Dans le cas contraire, un test signé des rangs de Wilcoxon est utilisé. Le risque alpha est pris inférieur à 5 %.

4.2.2 Résultats

4.2.2.1 Evaluation du protocole de mesure

Exemple de mesure sur un sujet : La mesure simultanée de la pression d'interface entre le tronc et la ceinture et de la déformation de la ceinture sur l'homme est faisable. Un exemple de déformation obtenue lors du port d'une ceinture LombaSkin® de hauteur de 21cm est donné sur la figure 4.5. D'après cette figure, il est possible de constater que les trois déformations sont quasiment homogènes sur l'arrière. Seules les déformations e_{xy} et e_{yy} sont plus importantes à gauche du dos. Les déformations sur le côté droit de la ceinture sont plus importantes que celles du côté gauche. Les déformations e_{yy} laissent apparaître la structure des tissus composant la ceinture. La présence de deux tissus superposés à certains endroit de la ceinture est également visible sur le côté droit par la présence d'une ligne horizontale sur les déformations e_{xy} et e_{yy} .

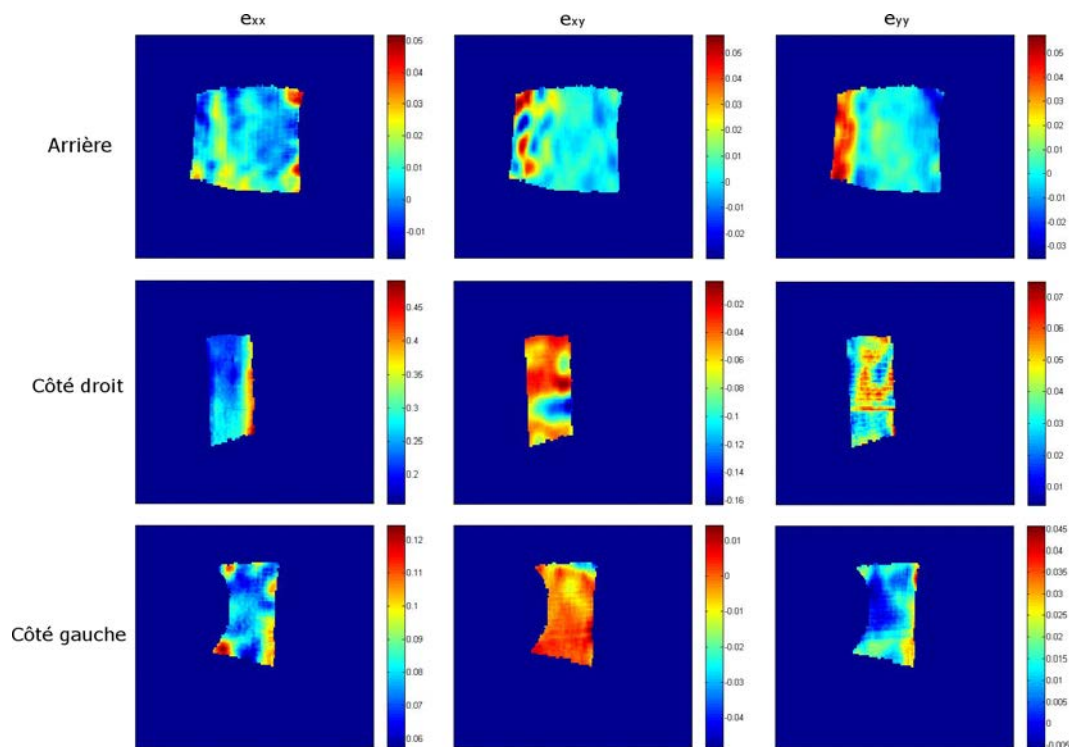


Figure 4.5 – Déformation d'une ceinture LombaSkin® de hauteur 21cm suivant les côtés de mesure et les types de déformations

4.2. Validation d'un protocole de mesure de la pression d'interface couplé à une mesure de surface pour la caractérisation de ceintures de soutien lombaire

Répétabilité de la mesure : Afin de s'assurer que la mesure est répétable, les mesures de pression et de déformation e_{xx} pour la ceinture LombaSkin® sur l'arrière et pour la ceinture Lombacross Activity® du côté gauche sont représentées par des boîtes à moustaches sur la figure 4.6. Ces boîtes à moustaches sont construites sur 120 par 360 points de mesures pour les déformations et 12 par 32 points de mesures pour les pressions. Elles présentent la valeur moyenne, les écart-types et les quartiles de cette distribution. Les autres mesures sur les autres côtés et les autres déformations présentent des résultats identiques.

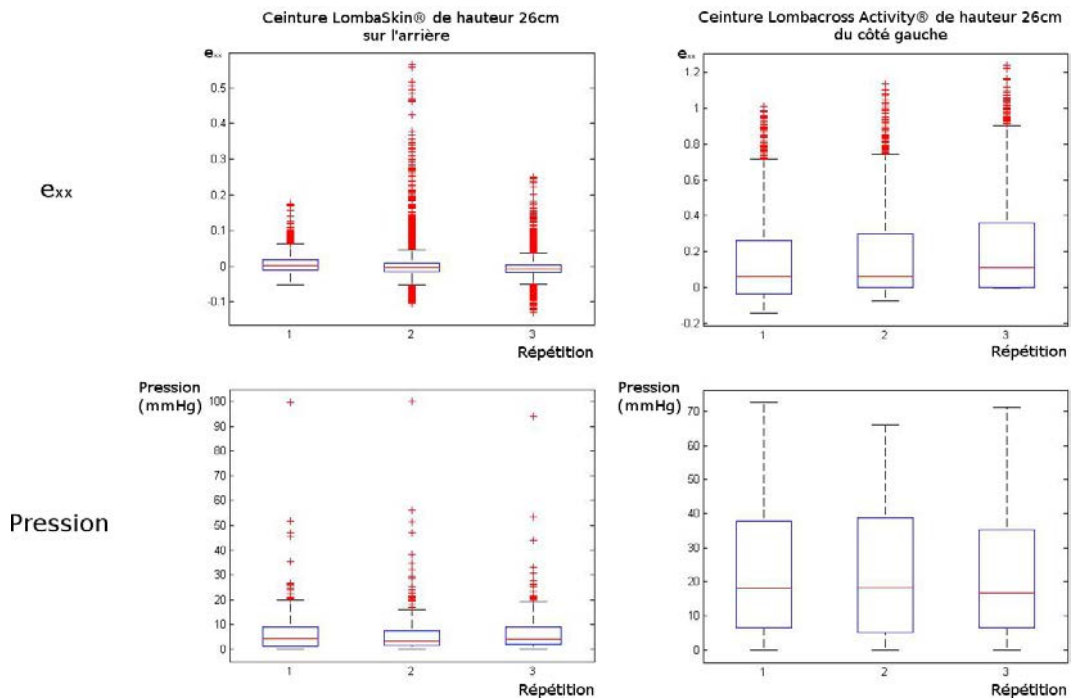


Figure 4.6 – Exemple de résultats obtenus en répétant trois fois la mesure pour les ceintures LombaSkin® et Lombacross Activity®

Paramètres influençant la mesure : A partir du plan d'expériences, un modèle linéaire a été utilisé suivant l'équation 4.4 :

$$Y_k = \beta_0 + \sum_{i=1}^5 \beta_i X_i \quad (4.4)$$

avec Y_k la variable de sortie du plan d'expériences pouvant être ici la pression d'un côté ou une des trois déformations mesurées, β_0 la valeur moyenne du modèle linéaire, β_i le coefficient linéaire du modèle et X_i la variable d'entrée. i représente dans ce modèle le tee-shirt ou la position des bras ou la respiration ou le type de ceinture ou la hauteur de

la ceinture.

Il a été décidé de représenter les résultats de ce plan d'expériences en traçant les coefficients linéaires pour les différents paramètres d'entrée trouvés par ce modèle linéaire. Les paramètres d'entrée ayant une influence statistiquement significative par une analyse de la variance sont signalés par une étoile sur ces graphiques, donnés en figure 4.7.

4.2.2.2 Premières études réalisées à partir de ce protocole

Comparaison des ceintures de soutien lombaire : Afin de comparer la pression appliquée par les ceintures et leur déformation lors du serrage, les résultats ont été représentés par des boîtes à moustaches en figure 4.8. Ces boîtes à moustaches sont construites sur 120 par 360 points de mesures pour les déformations et 12 par 32 points de mesures pour les pressions. Ces résultats sont données pour la déformation principale e_{xx} et la pression mesurée en fonction du côté de mesure sur le tronc. Pour les autres déformations, les ceintures sont quasiment identiques. Par souci de concision, elles ne sont pas présentées ici.

Influence de la position de mesure et du mouvement : Les valeurs de p calculées pour déterminer s'il y a une différence significative entre les distributions de pression et de déformation debout et assis ou avant et après mouvements, sont données dans le tableau 4.2. Seule la position à l'arrière de la ceinture a une influence statistiquement significative sur la pression exercée.

Table 4.2 – Paramètre p calculé pour déterminer si les distributions de pression et de déformation ont une différence significative pour des mesures debout et assises ou avant et après mouvements du sujet

	A l'arrière				Du côté droit				Du côté gauche			
	Pression	e_{xx}	e_{yy}	e_{xy}	Pression	e_{xx}	e_{yy}	e_{xy}	Pression	e_{xx}	e_{yy}	e_{xy}
Influence de la position	0,0118	0,0661	0,4378	0,5898	0,8396	0,7358	0,9023	0,2583	--	--	--	--
Influence du mouvement	0,2500	0,0933	0,1425	0,2421	0,0540	0,2853	0,1106	0,7580	0,7842	0,2915	0,1330	0,6812

4.2. Validation d'un protocole de mesure de la pression d'interface couplé à une mesure de surface pour la caractérisation de ceintures de soutien lombaire

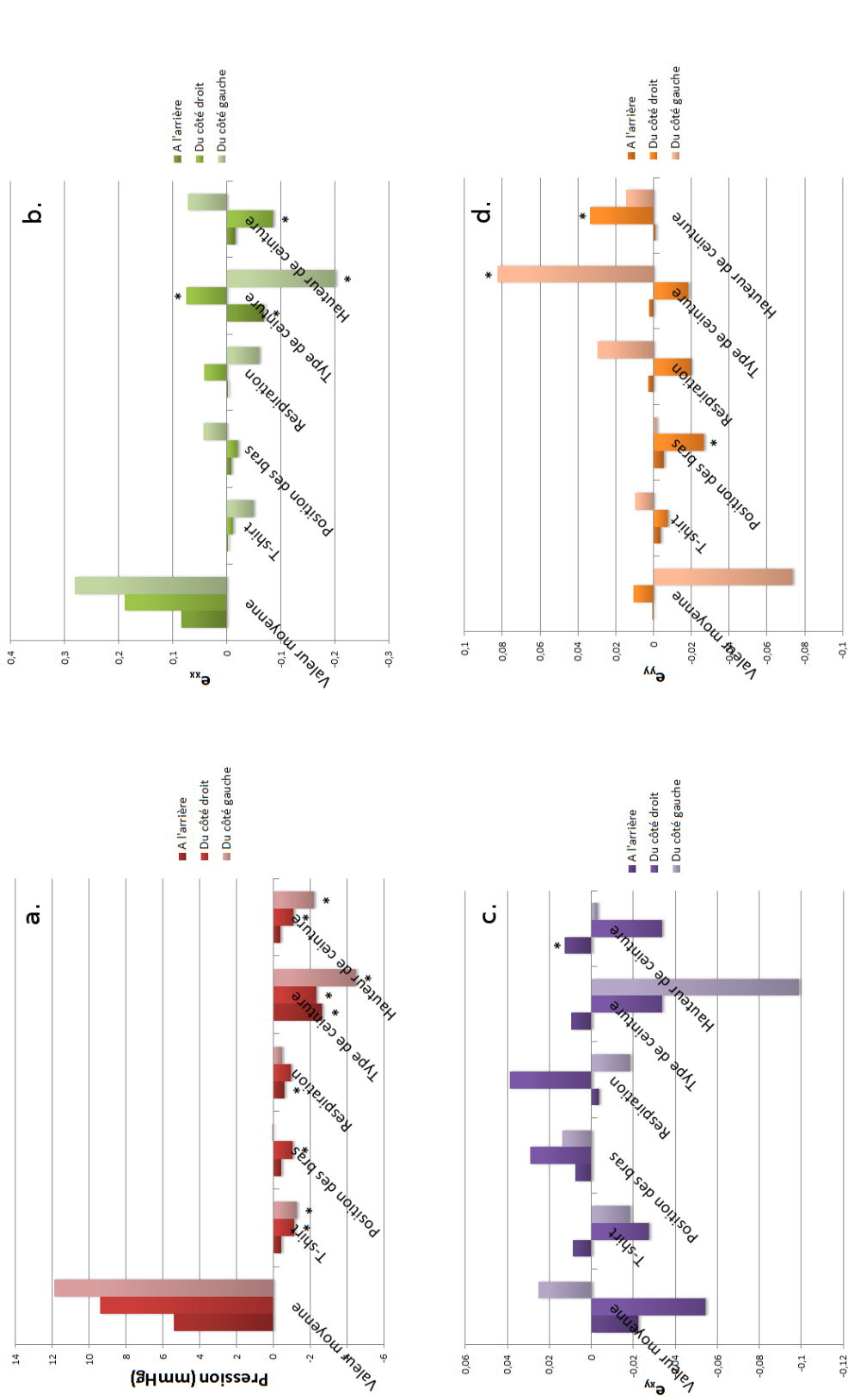


Figure 4.7 – Représentation des coefficients linéaires obtenus d'après l'analyse par plan d'expériences pour : a. la pression appliquée, b. la déformation e_{xx} , c. la déformation e_{xy} et d. la déformation e_{yy} , en fonction de trois côtés du tronc. Différence significative pour $p < 0,05$

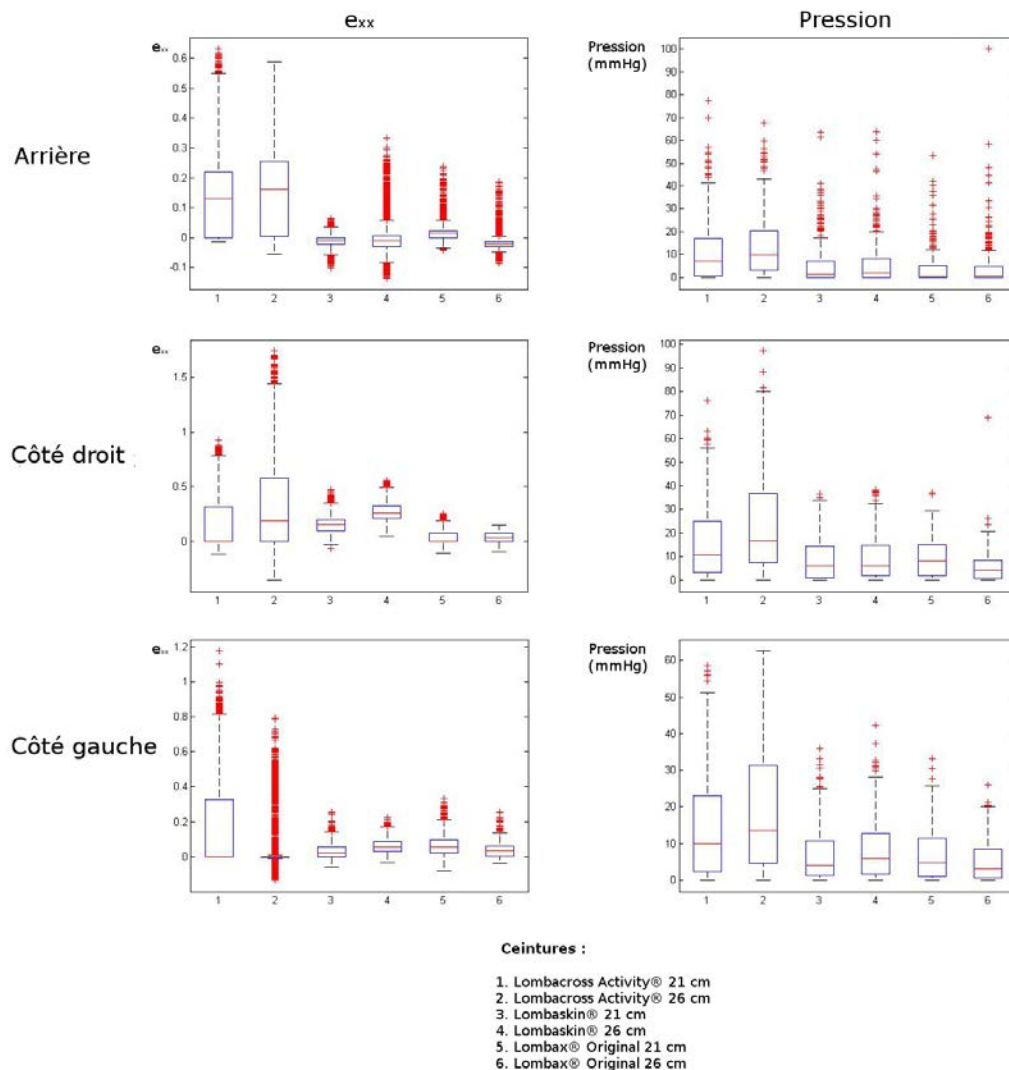


Figure 4.8 – Comparaison des ceintures suivant leurs déformations e_{xx} et la pression qu’elles appliquent sur le tronc en fonction du côté de mesure

4.2.3 Discussion

4.2.3.1 Validité de la mesure

Cette étude a permis de développer un protocole pour mesurer (i) la pression d’interface entre le tronc et une ceinture de soutien lombaire et (ii) la déformation de la ceinture lors de son serrage. Ces deux mesures ont été validées séparément.

La mesure de la pression a été validée par une étude précédente sur la métrologie des capteurs de pression (Bonnaire et al., 2014). Cette étude a permis de faire ressortir les recommandations suivantes :

4.2. Validation d'un protocole de mesure de la pression d'interface couplé à une mesure de surface pour la caractérisation de ceintures de soutien lombaire

- les mesures doivent être effectuées dans un même lieu, dans un court laps de temps, par le même opérateur et pour des états de surfaces identiques ;
- l'étalonnage des matrices de pression doit être adapté afin d'éviter une dérive de la mesure de pression
- les matrices de pression ne doivent pas être superposées sur la zone de mesure.

Toutes ces recommandations ont été respectées lors de la réalisation de cet essai.

La mesure de la déformation a été validé par un test d'étirement de tissu sur un cylindre (voir annexe B). Cette validation montre que l'erreur de mesure est inférieure à 10%. La mesure de déformation est donc acceptable. Le même dispositif de mesure a déjà été utilisée dans une autre étude sur des orthèses du genou (Pierrat et al., 2014).

En plus d'être acceptable, la mesure est également répétable. Les différentes répétitions permettent d'obtenir des valeurs moyennes, des quartiles et des valeurs maximales et minimales, de déformation et de pression quasiment identiques comme le montre la figure 4.6. Néanmoins, cette étude de la répétabilité ayant été effectuée uniquement sur un sujet, elle sera également étudiée lors de mesures sur une cohorte de sujets.

L'étude paramétrique menée au cours du développement de ce protocole permet d'affirmer que les paramètres ayant le plus d'influence sur la pression d'interface mesurée et les déformations de la ceinture, sont le type de ceinture et éventuellement sa hauteur. Cependant, cette étude paramétrique a également révélé que le tee-shirt support des matrices de pression, la méthode de blocage de la respiration durant la mesure et la position des bras ont une influence statistiquement significative sur la mesure de la pression. Il est donc nécessaire, pour pouvoir comparer les mesures de pression entre les différents essais, de fixer ces trois paramètres pour tous les sujets et toutes les ceintures d'étude. Ces recommandations seront prises en compte pour la suite de ce projet. Ces éléments apportent aussi un regard intéressant sur le fait que la respiration du sujet a une influence sur la pression exercée par la ceinture sur le dos et que la posture de la personne, ici représentée par la position des bras, influence la pression appliquée du côté droit.

4.2.3.2 Particularité de ce protocole de mesure

Les particularités de ce protocole de mesure sont :

- d'effectuer des mesures de déformation 3D sur des dispositifs médicaux textiles ;
- de réaliser des mesures de pression sur des orthèses du rachis souples et non rigides (Aubin et al., 2007; van den Hout et al., 2002) ;

- d'utiliser une mesure de champ de la pression et non une mesure ponctuelle comme cela est souvent le cas pour des dispositifs médicaux textiles appliquant une pression (Kumar et al., 2013; Partsch et al., 2006; Troynikov et al., 2013) ;
- de coupler deux types de mesures de champs, ce qui permet, entre autres, de lier ces deux champs.

4.2.3.3 Premiers résultats à l'aide de ce protocole

Les premières mesures obtenues avec ce protocole donnent des éléments intéressants sur la compréhension du mode d'action des ceintures de soutien lombaire dans le cas de la lombalgie commune subaigüe et chronique.

Tout d'abord, les déformations mesurées pour une même ceinture sur un patient permettent de retrouver les 20% de déformation imposés du côté droit lors du serrage de la ceinture. Cette déformation correspond à la déformation e_{xx} mesurée du côté droit du sujet. Par contre, la déformation du côté gauche de la ceinture est bien plus faible. Elle est proche, en moyenne, de 8,5%. La déformation sur l'arrière de la ceinture est encore plus faible ; elle est de 1,4% en moyenne. La déformation de la ceinture de soutien lombaire se fait donc principalement du côté de serrage. La déformation moyenne de la ceinture complète est donc inférieure aux 20% imposés du côté de serrage. En outre, les déformations e_{xy} et e_{yy} , pour tous les côtés de mesure, sont au moins dix fois plus faibles que les déformations e_{xx} du côté droit. L'action principale du serrage de la ceinture est donc dans la direction de serrage.

Les six ceintures d'étude ont également été testées sur le sujet. Ceci permet une première comparaison des ceintures. Malgré des caractéristiques mécaniques différentes déterminées dans une étude précédente (voir chapitre 2), en moyenne les ceintures ne présentent pas de différences significatives que ce soit pour les déformations ou la pression exercée. L'étude sur la comparaison des ceintures doit donc être approfondie par la réalisation du protocole sur plus d'un sujet, ce qui permettra, entre autres, d'effectuer des tests statistiques sur les distributions de déformation et de pression.

D'après cette étude sur un seul sujet, la position a une influence significative sur la pression exercée dans le dos par la ceinture. Le mouvement n'a pas d'influence significative. Cependant, ces conclusions devront être confirmées par une étude sur plus d'un sujet.

4.2.4 Conclusion

Cette étude a permis de développer un protocole de mesure de la pression d'interface entre le tronc humain et une ceinture de soutien lombaire et de la déformation de la ceinture lors du serrage. La faisabilité du protocole a été testée, ainsi que sa validité et sa répétabilité. L'influence des différents paramètres pouvant varier suivant les mesures,

4.3. Etude pilote pour la comparaison et la caractérisation mécanique des ceintures de soutien lombaire

comme le tee-shirt support des ceintures, le blocage de la respiration et la position des bras, a été testée. Tous ces développements ont été effectués sur un seul sujet. Des mesures ont également été réalisées pour comparer les ceintures et étudier l'impact du mouvement et de la position sur la pression et la déformation.

Il est possible de conclure que ce protocole est faisable, valide et répétable. La mesure devra être effectuée sur plusieurs sujets afin de comparer les ceintures, de valider la répétabilité de la mesure sur plus de données, de vérifier l'effet du type de ceintures et de la hauteur, de confirmer l'influence de la position uniquement sur la pression à l'arrière et la non influence du mouvement sur les distributions de déformation et de pression. Afin de pouvoir comparer les essais, les mesures devront être faites avec le même type de tee-shirt support de matrices de pression, avec le même type de blocage de la respiration et la même position de bras. La pression appliquée par la ceinture de soutien lombaire varie sur l'arrière en fonction de la respiration, et sur le côté droit, suivant la posture de la personne.

La suite de cette étude est de réaliser ce protocole de mesures sur une quinzaine de sujets sains afin de vérifier la faisabilité du protocole sur différentes morphologies.

4.3 Etude pilote pour la comparaison et la caractérisation mécanique des ceintures de soutien lombaire

4.3.1 Méthodologie

4.3.1.1 Sujets

Lors de cette étude, les mesures ont été réalisées sur quinze sujets sains. Les différents sujets ont été choisis par tirage au sort d'une liste de cinquante volontaires à l'étude. Les caractéristiques de ses sujets (taille, poids, tour de taille, tour de poitrine, indice de masse corporelle et le DROP) sont données dans le tableau 4.3. L'indice de masse corporelle (IMC) a pour équation 4.5 :

$$IMC = \frac{\text{poids}}{\text{taille}^2} \quad (4.5)$$

avec le poids en kg et la taille en m. Le DROP a pour équation 4.6 :

$$DROP = \frac{\text{tour de taille} - \text{tour de poitrine}}{2} \quad (4.6)$$

avec le tour de taille et de poitrine en mm. La figure 4.9 présente un histogramme sur l'IMC des différents sujets afin de montrer la diversité des morphologies de cette étude. L'IMC permet de classer les morphologies en plusieurs catégories. Le tableau 4.4 présente le nombre de patients dans cette étude suivant ces catégories.

Table 4.3 – Caractéristiques de la population

	Âge (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	Tour de taille (cm)	Tour de poitrine (cm)	IMC (kg.m ²)	DROP
Moyenne ± Ecart-type	37,53 ± 7,69	176,23 ± 6,56	74,51 ± 8,49	86,67 ± 8,90	95,87 ± 6,08	24,10 ± 3,45	-4,60 ± 2,47
Maximum	55	185,50	86,10	104,25	113,00	30,36	1,00
Minimum	24	161,50	58,90	76,00	89,00	18,38	-8,13
Médiane	36	178,00	75,80	84,25	94,00	24,01	-4,63

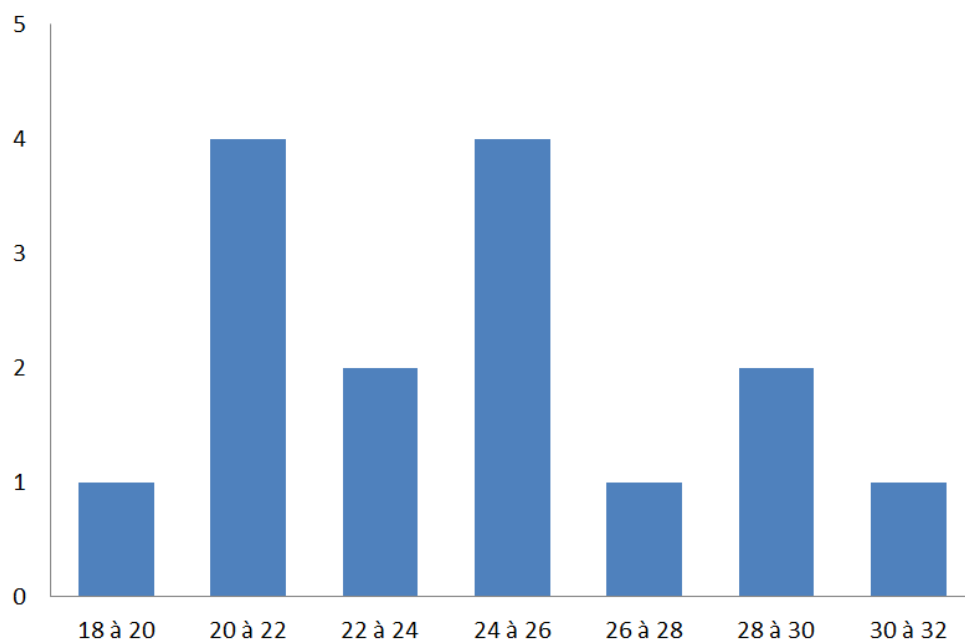


Figure 4.9 – Histogramme sur les IMC pour les quinze sujets sains d'étude

Table 4.4 – Nombre de sujets sains par catégories morphologiques définies à partir de l'IMC

Catégories morphologiques	Nombre de patients
Maigreur	1
Corpulence normale	9
Surpoids	4
Obésité modérée	1

4.3.1.2 Matériel

Ceintures d'étude : Au cours de cette étude, trois types de ceintures de la société Thuasne (Levallois-Perret, France) ont été étudiées. Ces ceintures sont distribuées sous le nom commercial Lombacross Activity®, LombaSkin® et Lombax® Original. Ces trois ceintures sont préconisées dans le traitement de la lombalgie. Elles peuvent être de hauteur de dos de 21 ou 26cm. Il y a donc deux hauteurs de dos par type de ceintures, ce qui fait six ceintures d'études. Ces ceintures sont représentées sur la figure 4.10.

4.3. Etude pilote pour la comparaison et la caractérisation mécanique des ceintures de soutien lombaire



Figure 4.10 – Illustration des trois types de ceinture à l'étude : a. LombaSkin®, b. Lombax® Original, c. Lombacross Activity®

Mesures : Trois systèmes de mesures ont été utilisés au cours de cette étude :

- la mesure du confort des ceintures suivant leur serrage
- la mesure de la pression d'interface appliquée par les ceintures
- la déformation des ceintures lors de leur serrage

Le confort a été mesuré à l'aide d'une échelle numérique (EN). Cette échelle est une méthode de notation entre 0 et 10 en réponse à une question subjective. La question lors de cette étude était de savoir si la ceinture était très confortable (note de 10) ou inconfortable (note de 0) à porter suivant le serrage.

La mesure de la pression est réalisée par une matrice de pression comprenant des capteurs résistifs. La mesure de la déformation 3D est réalisée par le couplage d'une méthode de projection de franges et de corrélation d'images. Ces méthodes sont décrites dans une étude précédente (voir paragraphe 4.2). Les systèmes de coordonnées, local et global, utilisées dans cette étude sont représentés sur la figure 4.3. La figure 4.11 représente le système de mesure utilisé au cours de cette étude.

Afin de rechercher le lien entre la pression et la déformation, il est nécessaire de recalibrer exactement les mesures de pression avec celles de déformation. Pour cela, quatre

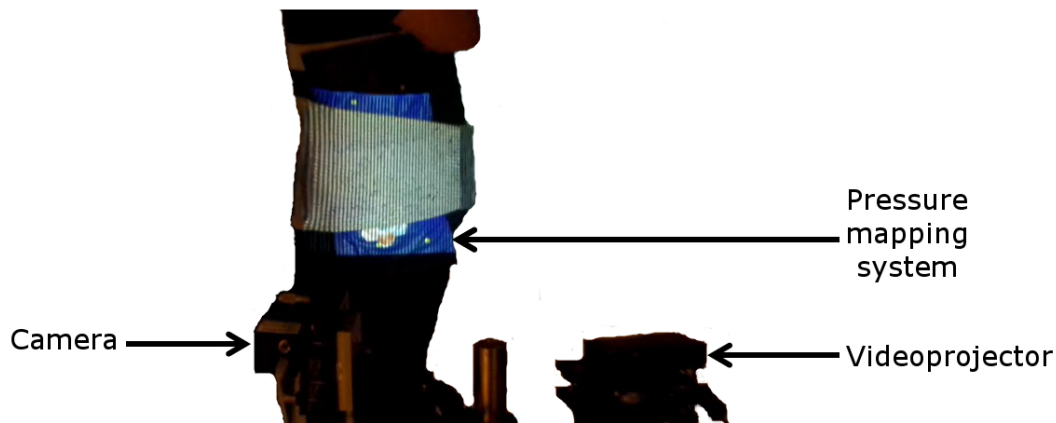


Figure 4.11 – Illustration du système de mesure simultanée de la pression d’interface et de la déformation de la ceinture

repères visuels ont été placés sur quatre capteurs par matrice de pression. L’emplacement des repères sur les matrices de pression était connu, ainsi que leur emplacement sur les images permettant d’obtenir la déformation. Recaler la distribution de pression obtenue sur la déformation mesurée de façon à ce que ces quatre repères soient superposés, permet donc de s’assurer que les deux types de distribution sont bien mesurés au même endroit. Le recalage des distributions a été fait par un recalage rigide identique à celui utilisée par Dubuis et al. (2012).

4.3.1.3 Protocole

La durée des mesures étant environ d’une heure par ceinture, il n’était pas possible que chaque sujet teste les six ceintures. Ainsi, un plan d’expériences en blocs incomplets équilibrés a été mis en place. Ce plan comprenait six traitements, correspondant aux six ceintures testées, ce qui nécessitait 15 sujets d’étude. Le plan d’expériences est détaillé dans le tableau 4.5.

Le sujet tirait au sort le numéro de l’expérience du plan expérimental et l’ordre dans lequel les ceintures allaient être testées. Ceci a permis de complètement randomiser les expériences et éviter des biais dûs au choix des ceintures et à leur ordre de mesure.

Pour chaque patient et chaque ceinture, une mesure simultanée de la pression d’interface entre la ceinture et le tronc et de la déformation de la ceinture au serrage a été réalisée du côté droit, gauche et arrière du tronc. Cette mesure était faite pour trois serrages différents de la ceinture :

- La ceinture est juste posée sur le tronc sans serrage. Ce non-serrage sert de référence à la mesure de déformation de la ceinture.
- La ceinture est serrée au “bien-être” du patient. Le niveau de serrage est alors mesuré à l’aide de repères sur le côté de serrage de la ceinture.

4.3. Etude pilote pour la comparaison et la caractérisation mécanique des ceintures de soutien lombaire

Table 4.5 – Plan d’expériences en blocs incomplets équilibrés permettant d’analyser le traitement par ceinture de soutien lombaire

		Ceintures					
		Lombacross Activity® 21cm	Lombacross Activity® 26cm	Lombaskin® 21cm	Lombaskin® 26cm	Lombax® Original 21cm	Lombax® Original 26cm
Sujets	1	+	+				
	2	+		+			
	3	+			+		
	4	+				+	
	5	+					+
	6		+	+			
	7		+		+		
	8		+			+	
	9		+				+
	10			+	+		
	11			+		+	
	12			+			+
	13				+	+	
	14				+		+
	15					+	+

- La ceinture est serrée à 20% d’élongation du côté de serrage, c’est-à-dire du côté droit.

Afin de caractériser la répétabilité de la mesure et l’impact du mouvement sur la déformation et la pression d’interface, l’enchaînement des mesures pour chaque patient, chaque ceinture et chaque côté a été le suivant :

- Pose de la ceinture non serrée sur le tronc, puis mesure de la pression et de la déformation,
- Serrage de la ceinture serrée au confort du sujet, puis mesure de la pression et de la déformation,
- Réalisation d’une torsion, d’une inclinaison latérale à gauche, puis à droite, d’une flexion et extension du tronc par le sujet, puis mesure de la pression et de la déformation,
- Serrage de la ceinture à 20 %, puis mesure de la pression et de la déformation,
- Pose de la ceinture non serrée sur le tronc, puis mesure de la pression et de la déformation,
- Double répétition des deux dernières étapes de l’enchaînement des mesures.

Lors du premier port d’une ceinture et pour chaque type de serrage, l’évaluation du confort sur l’échelle numérique a été faite.

4.3.1.4 Analyse statistique

Un test de Jarque-Bera a permis de déterminer si les distributions étudiées étaient normales. Pour montrer une différence statistiquement significative entre deux distributions, dans le cas d'une distribution normale, le test utilisé était un test de t-Student ; dans le cas contraire, il a été choisi de réaliser un test des rangs signés de Wilcoxon.

Pour montrer des différences significatives entre plus de deux distributions, une analyse de la variance a été utilisée dans le cas de distributions normales ; dans le cas contraire, il a été choisi de réaliser un test de Friedmann. Lorsque l'analyse de la variance ou le test de Friedmann démontraient des différences statistiquement significatives entre les distributions, elles ont été comparées par une méthode de Scheffé. Cette méthode a été adaptée pour l'analyse par blocs incomplets équilibrés.

Ces différents tests ont permis d'évaluer l'effet des ceintures, des patients et la reproductibilité des mesures. Ces tests ont également permis d'étudier l'influence du serrage, de la réalisation de mouvements et de la hauteur des ceintures sur la pression moyenne appliquée et la déformation de la ceinture. L'influence de la réalisation de mouvements, le sexe des sujets et la hauteur des ceintures a également été analysée.

Le risque α dans toutes les analyses statistiques a été choisi inférieur à 5%.

4.3.2 Résultats

4.3.2.1 Résultat sur le confort

La moyenne de confort donnée pour chaque ceinture et chaque serrage est représentée sur la figure 4.12. Les écarts-types ont également été tracés. D'après ce graphique, plus la ceinture est serrée, moins elle est confortable. Le serrage personnel moyen des ceintures par les sujets est de 7,4% d'élongation soit presque trois fois moins important que le serrage imposé de 20%. Le critère du confort est peu discriminant, car aucune différence significative n'est visible entre les ceintures.

4.3.2.2 Résultats sur la pression et la déformation

Répétabilité des mesures : La réalisation complète de ce protocole sur quinze sujets démontre sa faisabilité. Le protocole prenait environ 1h30 et 2h par sujet.

Le tableau 4.6 donne les probabilités p qu'il n'y ait pas de différence significative entre les différentes répétitions de la mesure. Toutes ces probabilités sont largement supérieures à 5%. Il est donc possible de conclure qu'il n'y a pas de différence significative entre les répétitions de mesure. La mesure est donc répétable. Cette affirmation est renforcée par la figure 4.13 qui représente sous forme de boîte à moustaches, les mesures de déformation e_{xx} des différentes répétitions pour le côté droit. Les résultats pour tous les autres cas de mesure sont identiques.

4.3. Etude pilote pour la comparaison et la caractérisation mécanique des ceintures de soutien lombaire

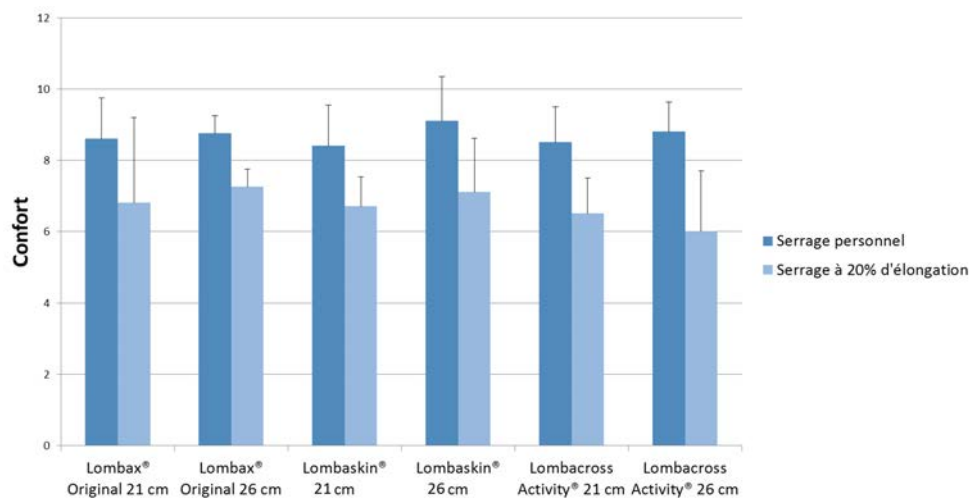


Figure 4.12 – Evaluation du confort moyen et écart-type estimés par les sujets sains par l’EN pour les six ceintures d’étude

Table 4.6 – Probabilités p calculées afin de déterminer une différence significative entre les répétitions des mesures de déformation et de pression suivant les côtés de mesure

	Arrière	Côté Droit	Côté Gauche
e_{xx}	0,94	0,84	0,81
e_{xy}	0,50	0,56	0,79
e_{yy}	0,84	0,99	0,49
Pression	0,83	0,95	0,90

Exemples de mesures de pression et de déformation : La figure 4.14 représente des champs de déformation et de pression pour les trois côtés de mesures. Chaque ligne correspond à une ceinture différente. La première ligne est la ceinture Lombax® Original de hauteur 21 cm. La seconde ligne est la ceinture LombaSkin® de hauteur 21 cm. La dernière ligne est la ceinture Lombacross Activity® de hauteur 21 cm.

D’après cette figure 4.14, il est possible de constater que les trois déformations sont presque nulles sur l’arrière. De même, la pression est nulle au centre de la ceinture et quelques points de plus grande pression sont visibles sur l’arrière. Ces points correspondent aux baleines. Pour ce qui est du côté droit, la déformation e_{xx} est proche de 20% ou un peu supérieure, ce qui correspond à l’élongation imposée. Les deux autres déformations sont quasiment nulles. La pression est quant à elle, entre 20 et 30 mmHg et plutôt homogène. Cette pression est équivalente à celle appliquée par des bas de compression de classe III pour le traitement des affections veineuses chroniques. Pour finir, les déformations e_{xx} du côté gauche sont plus faibles que celles du côté droit. Les pressions appliquées du côté gauche sont également légèrement inférieures à celles appliquées du côté droit. Elles restent cependant plutôt homogènes.

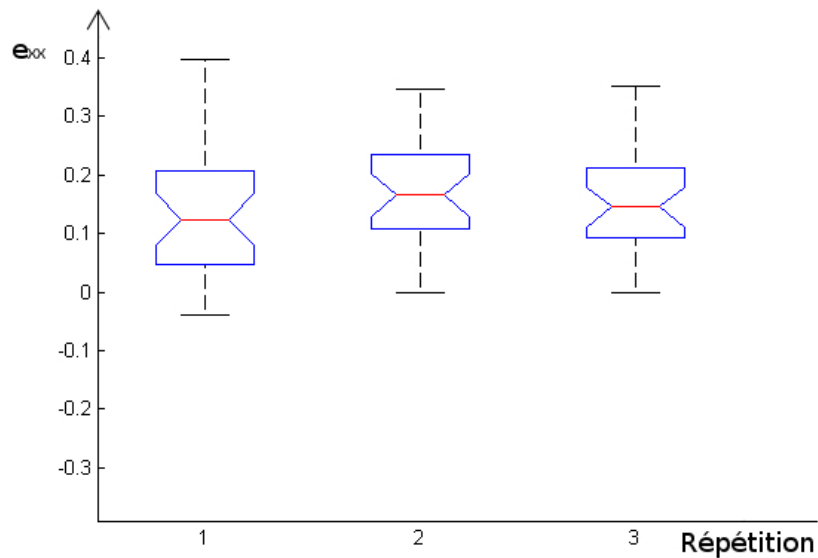


Figure 4.13 – Boîte à moustaches de la distribution de déformation e_{xx} sur le côté droit, suivant les trois répétitions pour toutes les ceintures

Comparaison des ceintures de soutien lombaire : Les ceintures ont été comparées suivant deux approches. Les résultats en termes de probabilité du plan d'expérience sont données dans le tableau 4.7. D'après ce tableau, il n'y a pas de différence significative entre les mesures réalisées sur différents sujets. Par contre, les ceintures sont différentes en termes de déformations e_{xx} et e_{yy} sur l'arrière et e_{yy} sur le côté droit. La différence de pression appliquée moyenne par les ceintures est également statistiquement significative sur l'arrière et le côté gauche. Le tableau 4.8 contient la comparaison des ceintures en fonction des déformations et des pressions significatives. Par exemple, d'après ce tableau, il y a une différence significative de déformation e_{xx} à l'arrière entre les ceintures LombaSkin® de hauteur 21 cm et Lombacross Activity® de hauteur 26 cm.

La deuxième approche pour comparer les ceintures est l'utilisation de boîte à moustaches pour représenter la distribution des ceintures en termes de déformation et de pression. Cette approche est moins globale que la précédente, les résultats étant sur la distribution et non uniquement sur une moyenne. Les boîtes à moustaches représentant les différentes ceintures sont données sur la figure 4.15. Ces boîtes à moustaches sont construites à partir de l'ensemble des distributions de déformations et de pression pour une ceinture donnée. Elles montrent que la différence entre les ceintures, même en termes de distribution, est très faible. Seules les ceintures Lombacross Activity® de hauteur 21 et 26 cm ont des déformations e_{xx} majoritairement supérieures aux autres ceintures et des pressions à certains endroits de la ceinture, supérieures. Aucune différence pour les deux autres déformations n'est remarquée.

4.3. Etude pilote pour la comparaison et la caractérisation mécanique des ceintures de soutien lombaire

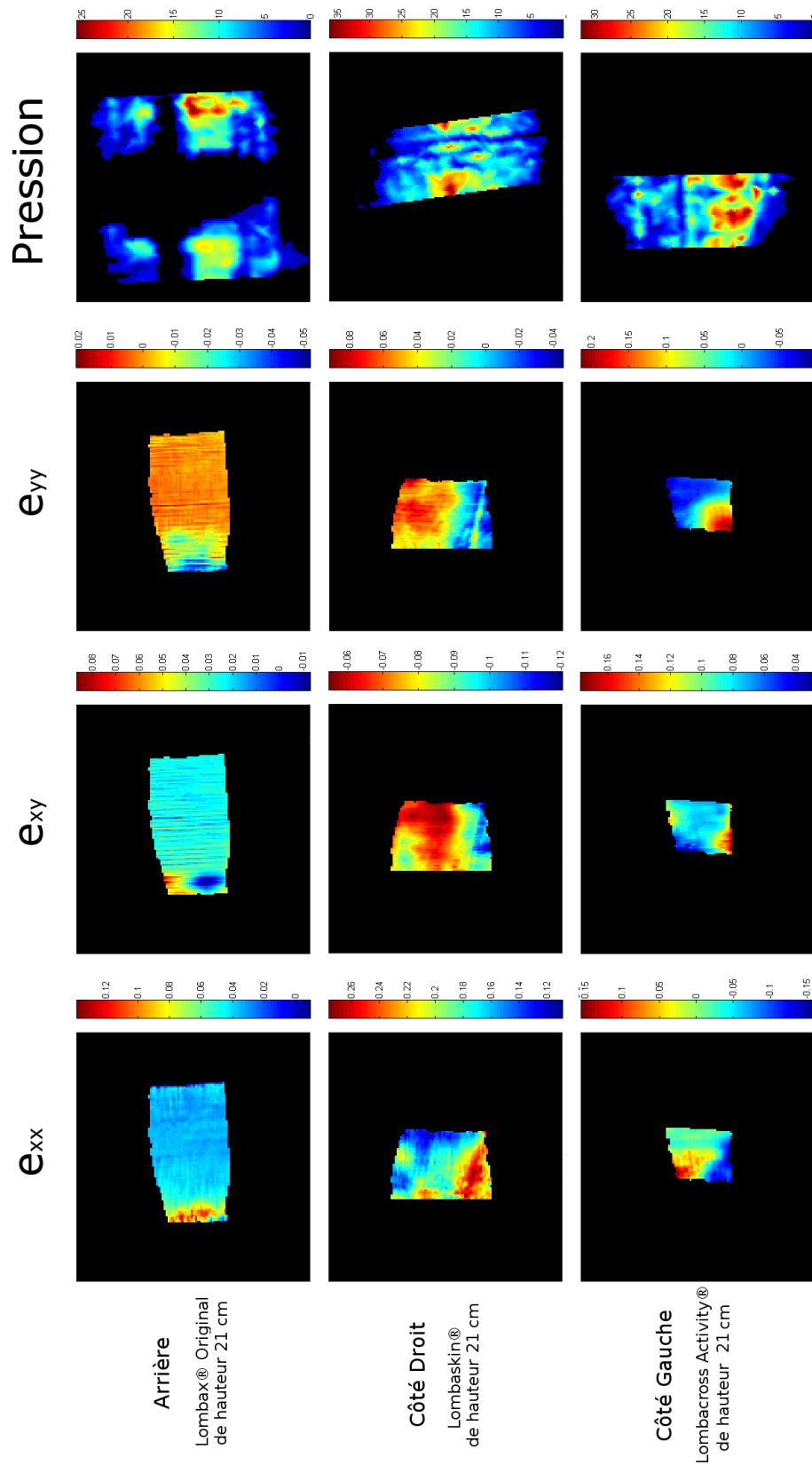


Figure 4.14 – Exemple de mesure de déformations et de pression pour chaque côté de mesure à une élongation de 20%

Chapitre 4. Etudes précliniques

Table 4.7 – Probabilités p obtenues par analyse de la variance du plan d'expériences par blocs incomplets équilibrés afin de comparer les ceintures et les sujets

	Comparaison des ceintures		
	Arrière	Côté Droit	Côté Gauche
e_{xx}	0,0074	0,48	0,44
e_{xy}	0,41	0,36	0,37
e_{yy}	0,034	0,038	0,63
Pression	0,0018	0,083	0,0069
	Comparaison des sujets		
	Arrière	Côté Droit	Côté Gauche
e_{xx}	0,80	0,62	0,68
e_{xy}	0,45	0,61	0,39
e_{yy}	0,26	0,24	0,96
Pression	0,92	0,41	0,16

Table 4.8 – Comparaison des ceintures en termes de déformations e_{xx} et e_{yy} à l'arrière, de déformations e_{yy} du côté droit et de pression à l'arrière et sur le côté gauche

	Lombax® Original 21 cm	Lombax® Original 26 cm	Lombaskin® 21 cm	Lombaskin® 26 cm	Lombacross Activity® 21 cm	Lombacross Activity® 26 cm
Lombax® Original 21 cm					e_{xx} à l'arrière	Pression sur le côté gauche
Lombax® Original 26 cm					e_{xx} et pression à l'arrière	Pression à l'arrière
Lombaskin® 21 cm					e_{xx} et e_{yy} à l'arrière	e_{xx} et pression à l'arrière + pression sur le côté gauche
Lombaskin® 26 cm					Pression sur le côté gauche	Pression à l'arrière et sur le côté gauche + e_{yy} sur la côté droit
Lombacross Activity® 21 cm						
Lombacross Activity® 26 cm						

4.3. Etude pilote pour la comparaison et la caractérisation mécanique des ceintures de soutien lombaire

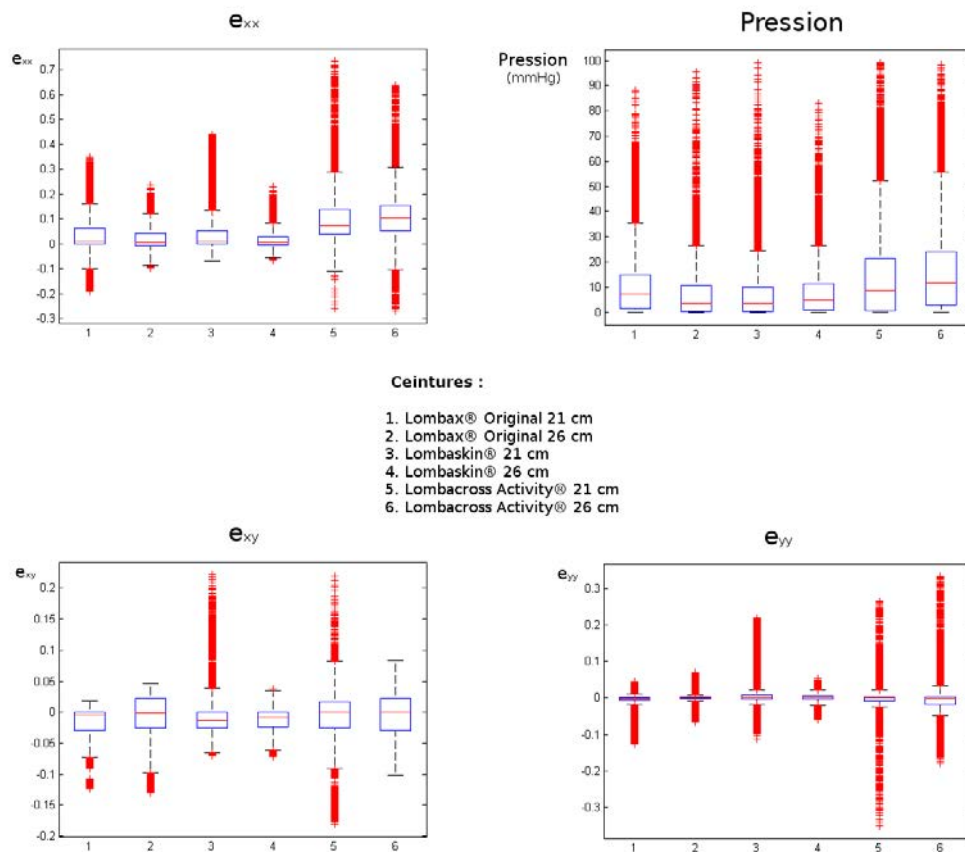


Figure 4.15 – Boîte à moustaches des six ceintures d’étude pour la mesure de déformation et de pression

Influence du serrage, du mouvement et de la hauteur des ceintures : Le tableau 4.9 contient toutes les probabilités de ne pas avoir de différences significatives entre les différents serrages, avant et après mouvements et suivant la hauteur de la ceinture. D’après ces probabilités, des différences statistiquement significatives existent entre les serrages, principalement en termes de pression moyenne appliquée. Le mouvement provoque, par contre, peu de différences statistiquement significatives. Ces différences concernent la pression à l’arrière et du côté gauche et la déformation e_{xx} du côté droit. Pour terminer, la hauteur des ceintures n’a pas d’influence significative sur les déformations et la pression sauf pour la déformation e_{xy} du côté droit.

Influence de la morphologie du patient : Les distributions de déformations et de pression sont statistiquement différentes pour une même ceinture portée par différents sujets pour toutes les ceintures et tous les côtés de mesure. La morphologie du sujet semble donc avoir une influence significative sur le comportement des ceintures de soutien lombaire.

Table 4.9 – Probabilités p calculées afin de déterminer une différence significative entre les serrages, la réalisation de mouvements et la hauteur des ceintures

	Influence du serrage		
	Arrière	Côté Droit	Côté Gauche
e_{xx}	5,4.e⁻⁴	0,0018	0,75
e_{xy}	0,71	0,63	0,0046
e_{yy}	0,56	0,0044	0,47
Pression	5,1.e⁻⁸	1,7.e⁻⁶	1,9.e⁻⁶
	Influence du mouvement		
	Arrière	Côté Droit	Côté Gauche
e_{xx}	0,68	0,021	0,61
e_{xy}	0,80	0,080	0,47
e_{yy}	0,78	0,65	0,17
Pression	6,7.e⁻⁴	0,065	0,021
	Influence de la hauteur des ceintures		
	Arrière	Côté Droit	Côté Gauche
e_{xx}	0,98	0,80	0,055
e_{xy}	0,81	0,0034	0,64
e_{yy}	0,23	0,56	0,27
Pression	0,52	0,79	0,33

Des courbes de la pression moyenne appliquée et les déformations moyennes pour tous les côtés de mesure en fonction de paramètres morphologiques ont été tracées. Ces paramètres sont le tour de taille, la taille et le poids des sujets. Cependant aucune corrélation n'a pu être déterminée à l'aide de ces courbes. Le tour de taille, la taille et le poids ne sont pas liés de manière simple à la pression moyenne appliquée ou aux déformations moyennes. Un exemple de tracé est donné en figure 4.16.

4.3.3 Discussion

4.3.3.1 Le protocole de mesure

Cette étude a permis de démontrer la répétabilité des mesures de pression et de déformation et la faisabilité du protocole sur quinze sujets. Il est donc possible de réaliser les mesures sur des morphologies très différentes. Le nombre de quinze sujets est intéressant car il permet de réaliser un plan d'expériences par blocs incomplets équilibrés, en considérant chaque ceinture comme un traitement différent. Ce plan d'expériences permet de tester uniquement deux ceintures par sujet, ce qui garantit un temps de mesure inférieur à 2h. Augmenter la puissance des tests statistiques nécessite donc d'augmenter le nombre de patients selon un multiple de 15 sujets.

Aucune étude du même type n'a été trouvée dans la littérature. L'originalité de

4.3. Etude pilote pour la comparaison et la caractérisation mécanique des ceintures de soutien lombaire

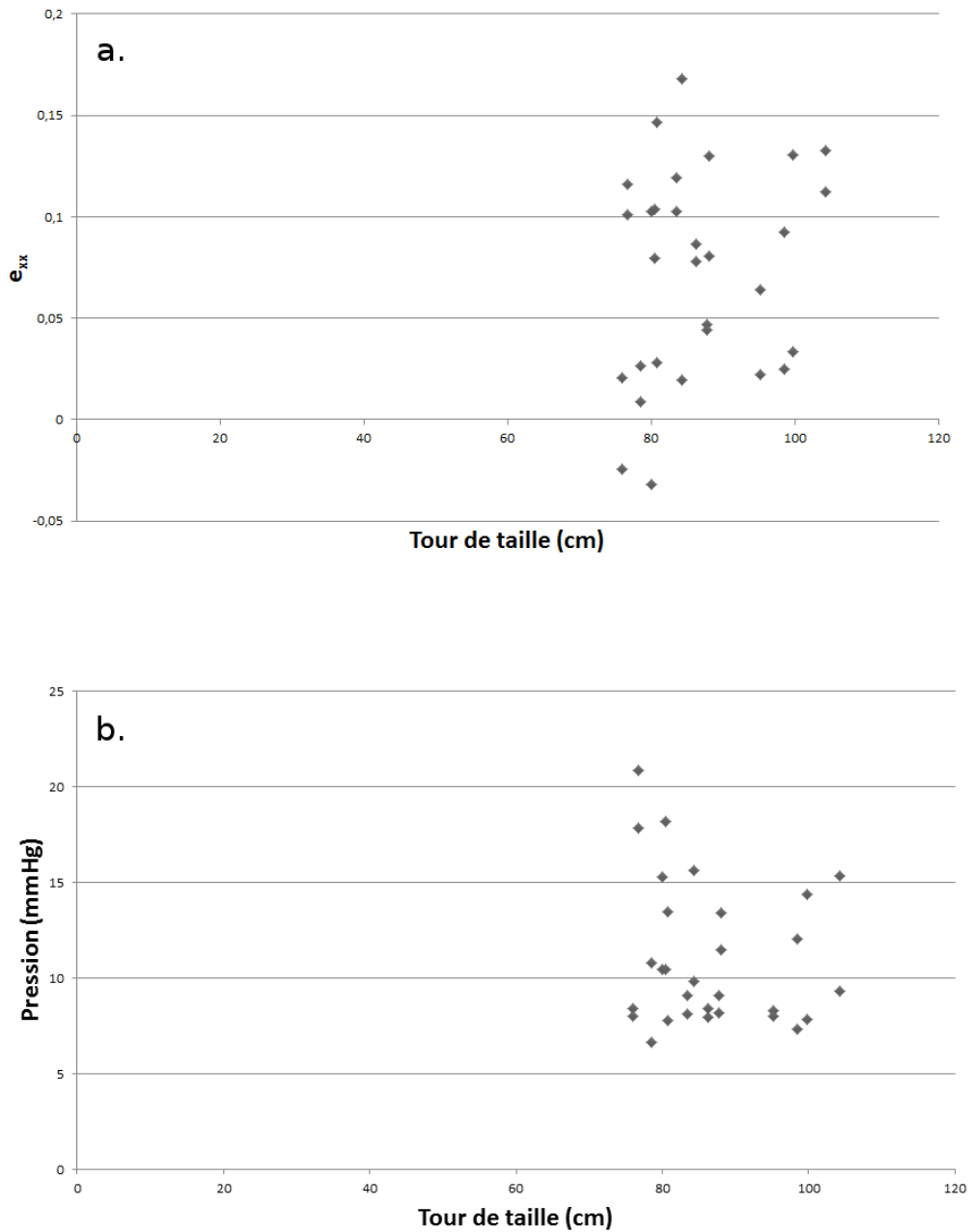


Figure 4.16 – Représentation de : a. la déformation e_{xx} moyenne et b. de la pression moyenne appliquée, en fonction du tour de taille du sujet

cette étude repose sur le fait de coupler la mesure des déformations avec une mesure de pression. De plus, cette mesure de pression n'est pas uniquement ponctuelle ce qui permet d'obtenir des champs de pression. Ce type de champ de pression n'a été obtenu que sur des dispositifs médicaux rigides comme des corsets (Aubin et al., 2007). Enfin, l'utilisation de la mesure de la déformation sur des dispositifs médicaux souples est également originale et n'a été faite auparavant que sur des orthèses du genou (Pierrat et al., 2014). Ce protocole de mesure permet donc une analyse originale du mode d'action des ceintures de soutien lombaire.

4.3.3.2 Premières analyses du mode d'action des ceintures de soutien lombaire

D'après les résultats obtenus, la déformation la plus importante de la ceinture est e_{xx} du côté droit, ce qui correspond à la déformation appliquée par le sujet sur la ceinture. La déformation e_{xx} est plus forte du côté droit, le côté de serrage, que du côté gauche. La déformation imposée par le sujet lors du serrage de la ceinture n'est donc pas totalement transmise de l'autre côté de la ceinture, c'est-à-dire du côté gauche. Ce déséquilibre de déformation droite/gauche provient du fait que le sujet maintient le côté gauche lorsqu'il serre le côté droit de la ceinture. Les frottements sur le tour du tronc empêchent la transmission de l'effort sur le côté gauche, qui se déformera moins. Par ailleurs, le dos de la ceinture est composé de textiles beaucoup plus rigides, subissant donc peu de déformations.

La pression exercée par la ceinture de soutien lombaire présente un déséquilibre identique. En effet, la pression moyenne est plus importante du côté droit que du côté gauche. Elle est, comme la déformation sur cette partie de la ceinture, très faible au centre sur le dos. Seule des pressions ponctuelles sont présentes à l'arrière, correspondant à l'action engendrée par l'extrémité des baleines.

Il existe donc un lien entre la pression et la déformation e_{xx} . Ce lien n'est pas uniquement explicable par la loi de Laplace qui relie la tension linéique dans un tissu avec la pression appliquée (Dubuis et al., 2012). Localement, cette loi n'est pas vérifiée. Par contre, la valeur moyenne en pression correspond à la valeur moyenne calculée par la loi de Laplace. Ceci confirme les résultats d'une étude précédente ayant pour objectif de lier la pression appliquée à la tension linéique de la ceinture (voir chapitre 2). Le lien entre la pression et la déformation e_{xx} est global, mais ne peut expliquer précisément les variations de pression locales observées.

D'après l'analyse du plan d'expériences, les ceintures de soutien lombaire ont un comportement significativement différent en termes de pression moyenne et pour quelques déformations moyennes. Le tracé des distributions de pression et de déformation des ceintures sous forme de boîtes à moustaches permet de montrer que la ceinture Lombacross Activity® a un comportement différent des deux autres. La méthode

4.3. Etude pilote pour la comparaison et la caractérisation mécanique des ceintures de soutien lombaire

de Scheffé utilisée pour la comparaison des ceintures, dont les résultats sont donnés dans le tableau 4.8 confirme cette analyse. La déformation de la ceinture Lombacross Activity® est plus importante, ce qui engendre une pression appliquée plus importante. La différence entre cette ceinture et les deux autres est la présence d'une sangle de rappel. Lors de cette étude, il est demandé au sujet de serrer à 20% la partie principale de la ceinture Lombacross Activity® et la sangle de rappel. Ces deux serrages étant fait l'un après l'autre, on constate que le serrage imposé pour la ceinture Lombacross Activity® est plus important que le serrage imposé pour les deux autres ceintures. La comparaison des ceintures n'est donc pas adéquate. Dans les études futures, afin que l'élongation imposée soit "comparable" pour les trois types de ceintures, la partie principale de la ceinture Lombacross Activity® sera serrée à 10% d'élongation, ainsi que sa sangle de rappel.

Afin de comprendre le mode d'action des ceintures, l'influence du serrage, du mouvement, de la hauteur des ceintures et de la morphologie des sujets a été étudiée.

Le serrage a une influence importante sur la pression et les déformations moyennes. Ceci peut s'expliquer par le fait que les ceintures sont serrées à 7,4% d'élongation en moyenne par les sujets au lieu des 20% imposés pour comparer les ceintures. Cette différence importante de serrage explique la différence statistiquement significative de la mesure de la pression et des déformations suivant les serrages.

Lorsque le sujet effectue des mouvements de flexion, torsion et inclinaison latérale du tronc, la déformation e_{xx} du côté droit diminue significativement et les pressions du côté gauche et à l'arrière augmente significativement. La pression appliquée par la ceinture s'équilibre suivant les côtés d'observation, par la diminution de la déformation du côté de serrage.

La hauteur de la ceinture n'a, quant-à-elle, quasiment aucune influence sur les déformations et les pressions moyennes. La seule différence significative obtenue concerne la déformation e_{xy} du côté droit. Cette déformation correspond au cisaillement du tissu et peut-être assimilée au confort. Elle peut, entre autres, être modifiée par la façon de serrer la ceinture. On constate que plus la ceinture est basse, plus les sujets ont tendance à la serrer en lui appliquant une légère rotation dans l'axe perpendiculaire au plan frontal, pour augmenter le confort. La hauteur des ceintures aurait donc un impact sur la méthode de serrage de la ceinture par les sujets.

Enfin, la morphologie a une influence significative sur la pression moyenne et les champs de pression et de déformation de la ceinture. Malgré la démonstration de ce lien entre la morphologie et l'action de la ceinture sur le tronc, aucune corrélation simple n'a été trouvée entre des paramètres de morphologie (taille, tour de taille et poids du sujet) et les pressions ou déformations obtenues. Ce point devra être étudié plus en détail dans une future étude.

4.3.3.3 Réalisation de cette étude sur des sujets lombalgiques

Ce protocole de mesure permet une première évaluation du mode d'action des ceintures de soutien lombaire. Cependant, il est nécessaire de modifier quelques détails pour l'appliquer à des sujets lombalgiques.

Le premier point important est la réduction du temps de mesure. Ce protocole prend environ 1h30 pour la mesure de pression et de déformation et 30 min pour les autres étapes du protocole. Cette durée paraît longue pour un sujet lombalgique. L'élément de mesure prenant le plus de temps est la mesure de la déformation. En effet, cette mesure prend environ 16 secondes par état. 16 secondes sans bouger ni respirer est une situation assez longue, comparé à un temps de respiration en moyenne de 3 secondes. La modification du programme d'acquisition des images pour la mesure des déformations permet de diminuer le temps d'acquisition à 3 secondes environ par image. Ce nouveau programme d'acquisition sera utilisé pour l'étude sur des sujets lombalgiques. Cette étude démontre le lien global entre la déformation et la pression. Des repères avaient été placés sur les capteurs de pression afin d'observer de façon locale ce lien. Il n'est plus nécessaire d'utiliser ces repères dans l'étude sur des sujets lombalgiques, car cette absence de lien n'est plus à démontrer. Il ne sera donc plus nécessaire de faire attention à la visibilité de ces capteurs sur les images, ce qui permettra un autre gain de temps. De plus, l'absence de repère permet de ne plus être obligé de voir une grande partie des capteurs de pression sur les images. Les mesures de déformation pourront donc être plus précises, car l'image ne comprendra plus que la visualisation de la ceinture.

L'étude sur des sujets lombalgiques permettra également d'ajouter une évaluation de la variation de la douleur lors du port d'une ceinture de soutien lombaire. Cette étude pilote ne permet pas de conclure quant à l'action des ceintures de soutien lombaire sur la posture. Pour y remédier, une étape ne prenant que 15 min, pourra être ajoutée à l'étude sur des sujets lombalgiques. Cette étape consiste en l'acquisition de la surface 3D du tronc avec et sans ceinture à l'aide d'un topographe 3D.

4.3.4 Conclusion

Cette étude est une étude préliminaire d'analyse du comportement mécanique des ceintures sur le tronc humain. Elle a consisté en la mesure du confort, de la pression appliquée et de la déformation des ceintures de soutien lombaire sur quinze sujets sains. A partir de cette étude, il a été déterminé que les ceintures agissaient par l'application d'une pression, globalement liée à la déformation de la ceinture. Cette application de pression n'est pas identique suivant le côté du tronc, et peut être homogénéisée par le mouvement du sujet. La pression reste faible sur l'arrière de la ceinture. Le serrage est le paramètre qui influence le plus l'action des ceintures.

Cette étude va être poursuivie par la réalisation de mesures similaires sur quinze sujets lombalgiques, après une diminution du temps de mesure. Lors de cette prochaine

4.3. Etude pilote pour la comparaison et la caractérisation mécanique des ceintures de soutien lombaire

étude, les mesures de la diminution de la douleur engendrée par les ceintures de soutien lombaire et de la modification de la posture par le port d'une ceinture seront ajoutées au protocole.

4.4 Bibliographie

- Andersson, B. J., Ortengren, R., Nachemson, A., and Elfstrom, G. (1974). Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 6(3):104–133.
- Aubin, C.-E., Labelle, H., Cheriet, F., Villemure, I., Mathieu, P. A., and Dansereau, J. (2007). Évaluation tridimensionnelle et optimisation du traitement orthopédique de la scoliose idiopathique adolescente. *Médecine sciences*, 23(11):904–909.
- Bachus, K. N., DeMarco, A. L., Judd, K. T., Horwitz, D. S., and Brodke, D. S. (2006). Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: Using fuji film and TekScan systems. *Medical Engineering & Physics*, 28(5):483–488.
- Bonnaire, R., Verhaeghe, M., Molimard, J., Calmels, P., and Convert, R. (2014). Characterization of a pressure measuring system for the evaluation of medical devices. *Part H: Journal of Engineering in Medicine*, submitted.
- Calmels, P. and Fayolle-Minon, I. (1996). An update on orthotic devices for the lumbar spine based on a review of the literature. *Revue du rhumatisme (English ed.)*, 63(4):285–291.
- Calmels, P., Queneau, P., Hamonet, C., Le Pen, C., Maurel, F., Lerouvreux, C., and Thoumie, P. (2009). Effectiveness of a lumbar belt in subacute low back pain: an open, multicentric, and randomized clinical study. *Spine*, 34(3):215–220.
- Chiang, C.-C., K Lin, C.-C., and Ju, M.-S. (2007). An implantable capacitive pressure sensor for biomedical applications. *Sensors and Actuators A: Physical*, 134(2):382–388.
- Cholewicki, J., Shah, K. R., and McGill, K. C. (2006). The effects of a 3-week use of lumbosacral orthoses on proprioception in the lumbar spine. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(4):225–231.
- Dalichau, S. and Scheele, K. (2000). Auswirkungen elastischer lumbal-stützgurte auf den effekt eines muskeltrainingsprogrammes für patienten mit chronischen rücken-schmerzen. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, 138(01):8–16.
- Demoulin, C., Grosdent, S., Capron, L., Tomasella, M., Somville, P.-R., Crielaard, J.-M., and Vanderthommen, M. (2010). Intérêt d’une prise en charge multidisciplinaire ambulatoire semi-intensive dans la lombalgie chronique. *Revue du rhumatisme*, 77(1):68–73.

-
- Dubuis, L., Avril, S., Debayle, J., and Badel, P. (2012). Patient-specific numerical model of soft tissues in the compressed leg: application to six subjects. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15 Suppl 1:44–45.
- Fassier, J.-B. (2011). Prévalence, coûts et enjeux sociétaux de la lombalgie. *Revue du rhumatisme*, 78:S38–S41.
- Fayolle-Minon, I. and Calmels, P. (2008). Effect of wearing a lumbar orthosis on trunk muscles: study of the muscle strength after 21 days of use on healthy subjects. *Joint Bone Spine*, 75(1):58–63.
- Fidler, M. W. and Plasmans, C. M. (1983). The effect of four types of support on the segmental mobility of the lumbosacral spine. *J Bone Joint Surg Am*, 65(7):943–947.
- Gardel, A., Montejo, P., García, J., Bravo, I., and Lázaro, J. L. (2012). Parametric dense stereovision implementation on a system-on chip (SoC). *Sensors*, 12(2):1863–1884.
- Gorthi, S. S., Rajshekhar, G., and Rastogi, P. (2011). Three dimensional shape measurement using high-order instantaneous moments based fringe projection method. *Optics & Laser Technology*, 43(1):40–44.
- Gyi, D. E., Porter, J. M., and Robertson, N. K. (1998). Seat pressure measurement technologies: considerations for their evaluation. *Applied Ergonomics*, 29(2):85–91.
- Hafner, J., Lüthi, W., Hänssle, H., Kammerlander, G., and Burg, G. (2000). Instruction of compression therapy by means of interface pressure measurement. *Dermatologic surgery*, 26(5):481–488.
- Hamanami, K., Tokuhiko, A., and Inoue, H. (2004). Finding the optimal setting of inflated air pressure for a multi-cell air cushion for wheelchair patients with spinal cord injury. *Acta Medica Okayama*, 58(1):37–44.
- Herrera, P. J., Pajares, G., Guijarro, M., Ruz, J. J., and Cruz, J. M. (2011). A stereovision matching strategy for images captured with fish-eye lenses in forest environments. *Sensors*, 11(2):1756–1783.
- Hill, J. C. and Fritz, J. M. (2011). Psychosocial influences on low back pain, disability, and response to treatment. *Physical therapy*, 91(5):712–721.
- Holmström, E. and Moritz, U. (1992). Effects of lumbar belts on trunk muscle strength and endurance: a follow-up study of construction workers. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 5(3):260–266.

-
- Kawaguchi, Y., Gejo, R., Kanamori, M., and Kimura, T. (2002). Quantitative analysis of the effect of lumbar orthosis on trunk muscle strength and muscle activity in normal subjects. *Journal of orthopaedic science*, 7(4):483–489.
- Krismer, M. and Van Tulder, M. (2007). Low back pain (non-specific). *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 21(1):77–91.
- Kumar, B., Das, A., and Alagirusamy, R. (2013). Effect of material and structure of compression bandage on interface pressure variation over time. *Phlebology*, 29(6):376–385.
- Martin-Mattera, P., Garnier, F., Huez, J.-F., Benoist, V., and others (2010). Les lombalgies chroniques: symptôme ou pas symptôme? *L'évolution psychiatrique*, 75(4):607–620.
- McGill, S. M., Norman, R. W., and Sharratt, M. T. (1990). The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. *Ergonomics*, 33(2):147–160.
- Million, R., Nilsen, K. H., Jayson, M. I., and Baker, R. D. (1981). Evaluation of low back pain and assessment of lumbar corsets with and without back supports. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 40(5):449–454.
- Molimard, J., Boyer, G., and Zahouani, H. (2010). Frequency-based image analysis of random patterns: an alternative way to classical stereocorrelation. *Journal of the Korean Society for nondestructive testing*, 30(30, 3):181–193.
- Nachemson, A. and Morris, J. M. (1964). In vivo measurements of intradiscal pressure. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 46(5):1077–1092.
- Partsch, H., Partsch, B., and Braun, W. (2006). Interface pressure and stiffness of ready made compression stockings: comparison of in vivo and in vitro measurements. *Journal of vascular surgery*, 44(4):809–814.
- Pierrat, B., Millot, C., Molimard, J., Navarro, L., Calmels, P., Edouard, P., and Avril, S. (2014). Characterisation of knee brace migration and associated skin deformation during flexion by full-field measurements. *Experimental Mechanics*, pages 1–12.
- Quan, C., He, X. Y., Wang, C. F., Tay, C. J., and Shang, H. M. (2001). Shape measurement of small objects using LCD fringe projection with phase shifting. *Optics Communications*, 189(1):21–29.
- Renya, J. R., Legget, S. H., Kenney, K., Holmes, B., and Mooney, V. (1995). The effect of lumbar belts on isolated lumbar muscle. *Spine*, 20:68–73.

-
- Robin, E. (2005). *Développement d'une méthode de démodulation de phase à partir d'une seule image de franges: applications des méthodes optiques de champ à la mesure en dynamique*. PhD thesis, Poitiers.
- Schreier, H. W., Braasch, J. R., and Sutton, M. A. (2000). Systematic errors in digital image correlation caused by intensity interpolation. *Optical Engineering*, 39(11):2915–2921.
- Stucki, R.-F. and Waldburger, M. (2001). Approche multidisciplinaire de la lombalgie commune subaiguë et chronique : expérience suisse romande. *Revue du rhumatisme*, 68(2):178–184.
- Surrel, Y. (1996). Design of algorithms for phase measurements by the use of phase stepping. *Applied optics*, 35(1):51–60.
- Sutton, M. A., Wolters, W. J., Peters, W. H., Ranson, W. F., and McNeill, S. R. (1983). Determination of displacements using an improved digital correlation method. *Image and vision computing*, 1(3):133–139.
- Thakur, M., Quan, C., and Tay, C. J. (2007). Surface profiling using fringe projection technique based on Lau effect. *Optics & Laser Technology*, 39(3):453–459.
- Thoumie, P., Drape, J.-L., Aymard, C., and Bedoiseau, M. (1998). Effects of a lumbar support on spine posture and motion assessed by electrogoniometer and recording. *Clinical biomechanics*, 13(1):18–26.
- Troynikov, O., Wardiningsih, W., Koptug, A., Watson, C., and Oggiano, L. (2013). Influence of material properties and garment composition on pressure generated by sport compression garments. *Procedia Engineering*, 60:157–162.
- Valle-Jones, J. C., Walsh, H., O'Hara, J., O'Hara, H., Davey, N. B., and Hopkin-Richards, H. (1992). Controlled trial of a back support ('lumbotrain') in patients with non-specific low back pain. *Current medical research and opinion*, 12(9):604–613.
- van den Hout, J., Van Rhijn, L., Van den Munckhof, R., and Van Ooy, A. (2002). Interface corrective force measurements in Boston brace treatment. *European Spine Journal*, 11(4):332–335.
- Warren, L. P., Appling, S., Oladehin, A., and Griffin, J. (2001). Effect of soft lumbar support belt on abdominal oblique muscle activity in nonimpaired adults during squat lifting. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(6):316–323.
- Widerström, B., Olofsson, N., Arvidsson, I., Harms-Ringdahl, K., and Larsson, U. E. (2012). Inter-examiner reliability of a proposed decision-making treatment based classification system for low back pain patients. *Manual therapy*, 17(2):164–171.

Willner, S. (1985). Effect of a rigid brace on back pain. *Acta Orthopaedica*, 56(1):40–42.

Wu, L.-s. and Peng, Q.-j. (2006). Research and development of fringe projection-based methods in 3D shape reconstruction. *Journal of Zhejiang University SCIENCE A*, 7(6):1026–1036.

5 Etude clinique

Ce chapitre concerne l'étude clinique réalisée sur quinze sujets souffrant de lombalgie commune chronique ou subaiguë. Cette étude est l'aboutissement des deux chapitres précédents. Elle a permis de caractériser le mode d'action des ceintures de soutien lombaire dans le traitement de la lombalgie par la mesure de la pression d'interface, la déformation de la ceinture au serrage, les modifications de la posture rachidienne, de l'intensité de la douleur et le bien-être ressenti lors du port d'une ceinture de soutien lombaire.

Sommaire

5.1	Évaluation clinique du mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire sur quinze sujets lombalgiques	165
5.1.1	Introduction	165
5.1.2	Méthodologie	165
5.1.3	Résultats	174
5.1.4	Discussion	184
5.1.5	Conclusion	189
5.2	Bibliographie	190

5.1. Évaluation clinique du mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire sur quinze sujets lombalgiques

5.1 Évaluation clinique du mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire sur quinze sujets lombalgiques

5.1.1 Introduction

L'objectif principal de cette étude est d'évaluer l'effet des ceintures de soutien lombaire sur la pression exercée sur le tronc, sur l'intensité de la douleur, le bien-être ressenti et la posture rachidienne. L'objectif secondaire est de lier la déformation des ceintures à leurs actions sur le tronc.

5.1.2 Méthodologie

5.1.2.1 Sujets

Cette étude a été réalisée sur 15 sujets présentant une lombalgie subaiguë ou chronique. Ces sujets ont été recrutés au service de Médecine Physique et Réadaptation de l'hôpital Bellevue de Saint-Etienne. Tous ces patients ont donné leur consentement libre et éclairé. Cette étude, numérotée 2013-A01782-43, a été acceptée par le Comité de Protection des Personnes Sud-Est en France.

Le tableau 5.1 contient les données caractéristiques et morphologiques de ces patients (âge, sexe, taille, poids, tour de taille).

La figure 5.1 présente un histogramme sur l'IMC des différents sujets. L'IMC permet de classer les morphologies en plusieurs catégories. Le tableau 5.2 présente le nombre de patients dans cette étude suivant ces catégories.

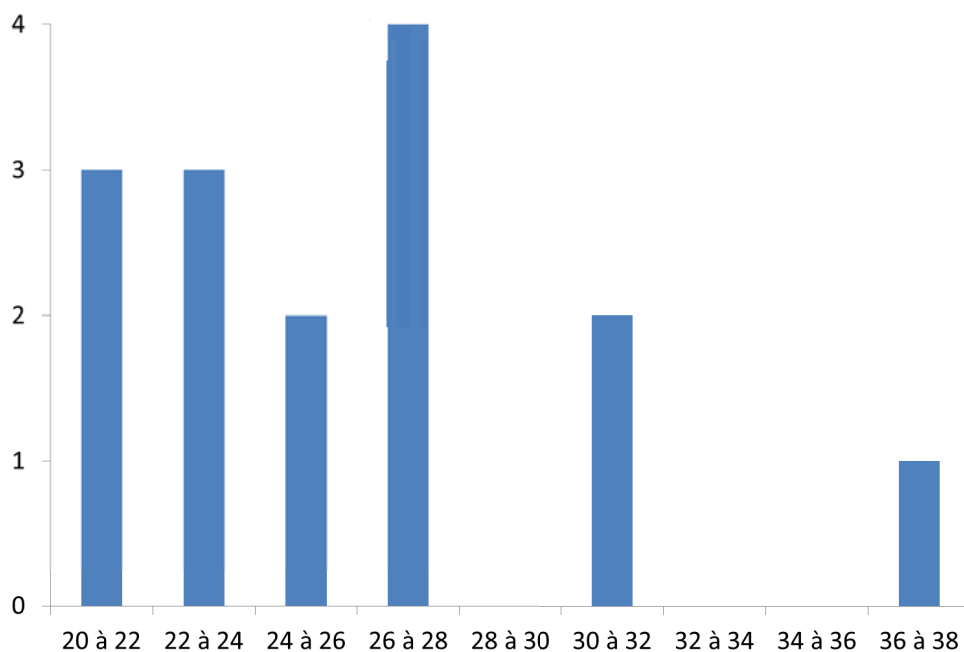


Figure 5.1 – Histogramme sur les IMC pour les quinze sujets lombalgiques d'étude

Table 5.1 – Caractéristiques de la population

	Âge (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	Tour de taille (cm)	IMC (kg.m ²)
Moyenne ± Ecart-type	40,6 ± 9,55	171,80 ± 6,12	77,47 ± 16,24	95,07 ± 12,57	26,10 ± 4,56
Maximum	56	182	115	118	37,98
Minimum	26	161	55	74	20,95
Médiane	45	172	74	94,5	26,21

Table 5.2 – Nombre de sujets lombalgiques par catégories morphologiques définies à partir de l'IMC

Catégories morphologiques	Nombre de patients
Corpulence normale	6
Surpoids	6
Obésité modérée	2
Obésité sévère	1

5.1.2.2 Matériel

Ceintures d'étude : Cette étude a été menée sur trois ceintures lombaires de série de la société Thuasne (Levallois-Perret, France) :

- la ceinture Lombacross Activity®,
- la ceinture LombaSkin®,
- la ceinture Lombax® Original.

La ceinture Lombacross Activity® est une ceinture de soutien lombaire à rappel postural. Elle est en tissu aéré et contient quatre baleines intégrées pour le contrôle de la posture rachidienne. Cette ceinture a une sangle lombaire supplémentaire afin de contrôler la contention exercée par la ceinture.

La ceinture LombaSkin® est une ceinture de soutien lombaire à effet "seconde peau". Elle est plus fine et plus légère que les autres ceintures. Cette ceinture contient quatre baleines anatomiques sur la partie dorsale et deux baleines souples sur la partie abdominale.

La ceinture Lombax® Original est une ceinture de soutien lombaire avec un système de fermeture en deux parties. Cette ceinture est fabriquée avec un tissu élastique de contention forte, un renfort lombaire par quatre baleines et deux baleines abdominales souples.

Ces trois types de ceintures ont été analysés, au cours de cette étude, dans leurs deux hauteurs de 21 et 26cm.

5.1. Évaluation clinique du mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire sur quinze sujets lombalgiques

Outils de mesure : Quatre systèmes de mesure ont été utilisés :

- une échelle numérique (EN) : L'échelle numérique est une méthode de notation entre 0 et 10 en réponse à une question subjective. Cette échelle a été utilisée pour évaluer la douleur avec et sans ceinture et le confort de la ceinture : douleur insupportable (note de 10) ou pas de douleur (note de 0) sans et avec la ceinture testée ; ceinture confortable (note de 10) ou inconfortable (note de 0) suivant le serrage.
- un topographe optique 3D : Le topographe optique 3D permet d'obtenir par la projection de lumière blanche composée de franges régulières, la surface 3D d'un objet. La surface obtenue est un maillage de la surface. Dans cette étude, un topographe optique 3D de la société Orten (Lyon, France) a été utilisé. La figure 5.2 représente cette mesure sur le tronc humain.
- des nappes de capteurs de pression : Les nappes de capteurs de pression sont des capteurs piezorésistifs. L'étude de la justesse de leur mesure a été réalisée précédemment (Bonnaire et al., 2014). Ces capteurs sont utilisés pour mesurer la pression d'interface entre la ceinture lombaire et le tronc du sujet. Les capteurs sont fixés sur des tee-shirts fournis aux sujets au cours de l'étude.
- un système optique de mesure de la déformation : Le système optique de mesure de la déformation est un couplage entre un système de projection de franges et de corrélation d'images. Cette méthode est décrite dans une étude précédente (voir chapitre 4). Les systèmes de coordonnées local et global utilisées dans cette étude sont représentés sur la figure 5.3. Dans cette étude, le système optique a été utilisé afin de déterminer la déformation de la ceinture lors de son serrage. Cette déformation est ensuite reliée à la pression exercée par la ceinture.

Les mesures simultanées de pression et de déformation sont représentées sur la figure 5.4.

5.1.2.3 Protocole

Toutes les mesures pour une ceinture donnée et un sujet donné ont pris environ 1h. Il n'était donc pas possible de tester les six ceintures d'étude sur un sujet. C'est pourquoi, un plan d'expériences en blocs incomplets équilibrés a été construit. Ce plan comprend six traitements. Chaque patient a testé deux traitements. Ce plan d'expériences est explicité dans le tableau 5.3.

L'ensemble du protocole est résumé sur la figure 5.5

Tirage au sort et mise en place des ceintures : Dans cette première étape, chaque sujet tirait au sort un numéro compris entre 1 et 15 correspondant à une expérience du plan,

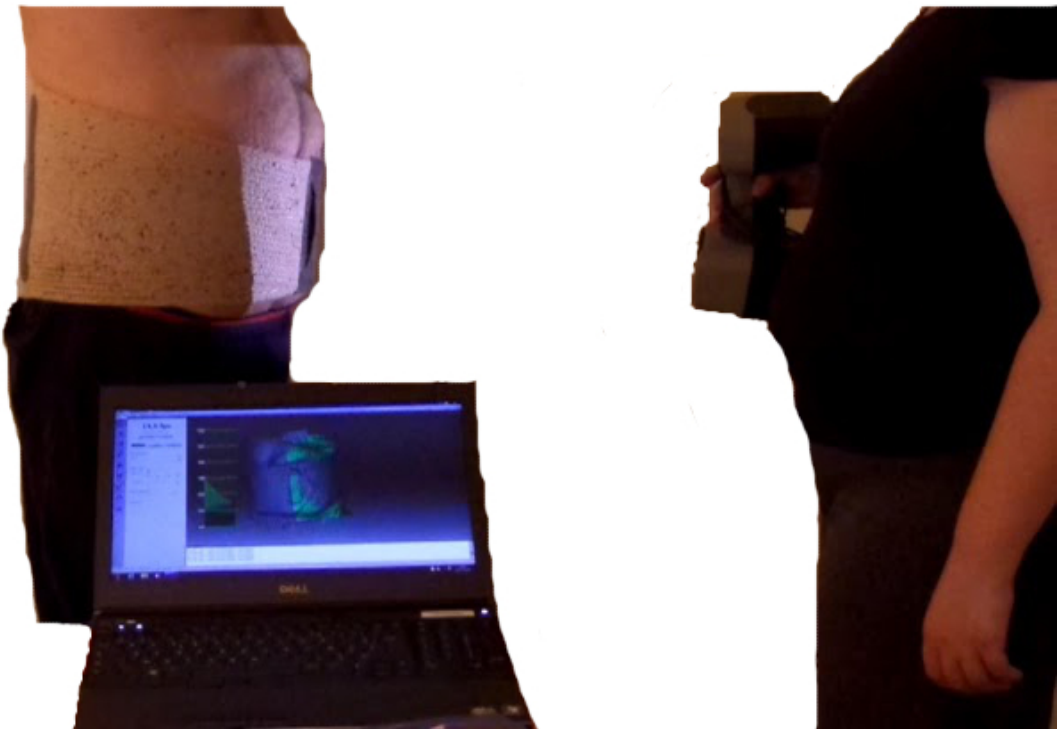


Figure 5.2 – Illustration de la mesure à l’aide d’un topographe optique 3D sur le tronc humain

Table 5.3 – Plan d’expériences en blocs incomplets équilibrés

		Ceintures					
		Lombacross Activity® 21cm	Lombacross Activity® 26cm	Lombaskin® 21cm	Lombaskin® 26cm	Lombax® Original 21cm	Lombax® Original 26cm
Sujets	1	+	+				
	2	+		+			
	3	+			+		
	4	+				+	
	5	+					+
	6		+	+			
	7		+		+		
	8		+			+	
	9		+				+
	10			+	+		
	11			+		+	
	12			+			+
	13				+	+	
	14				+		+
	15					+	+

5.1. Évaluation clinique du mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire sur quinze sujets lombalgiques

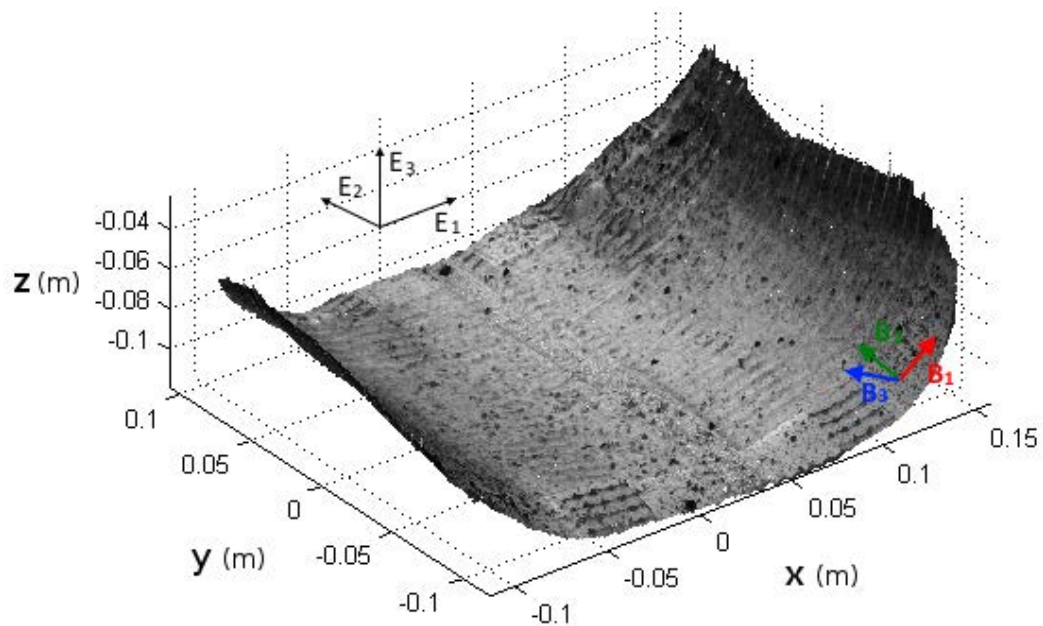


Figure 5.3 – Représentation de la forme de la ceinture sur l'arrière en configuration non déformée

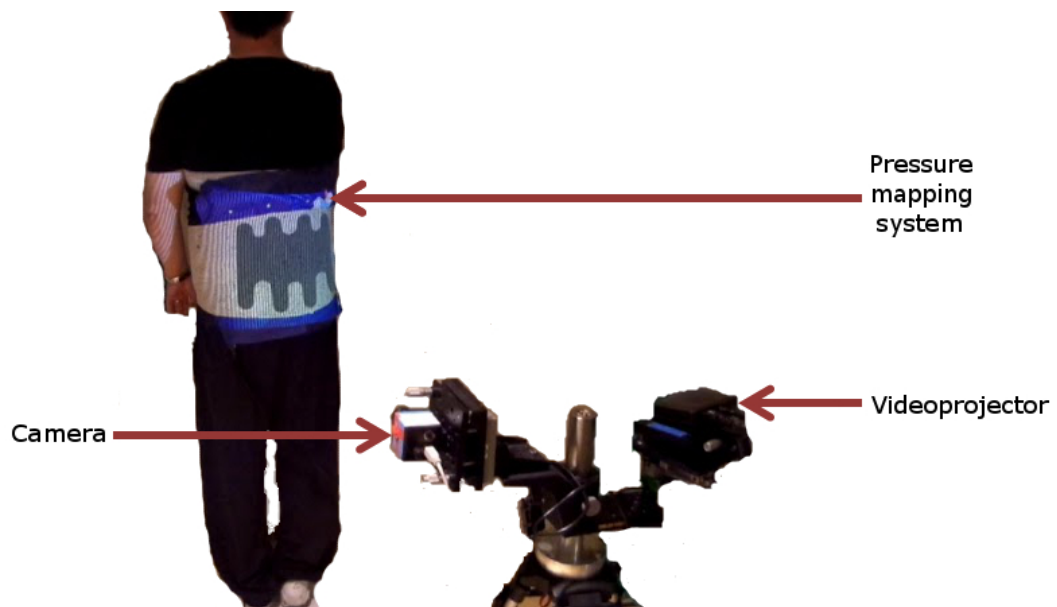


Figure 5.4 – Illustration des mesures simultanées de la pression d'interface et de la déformation 3D de la ceinture

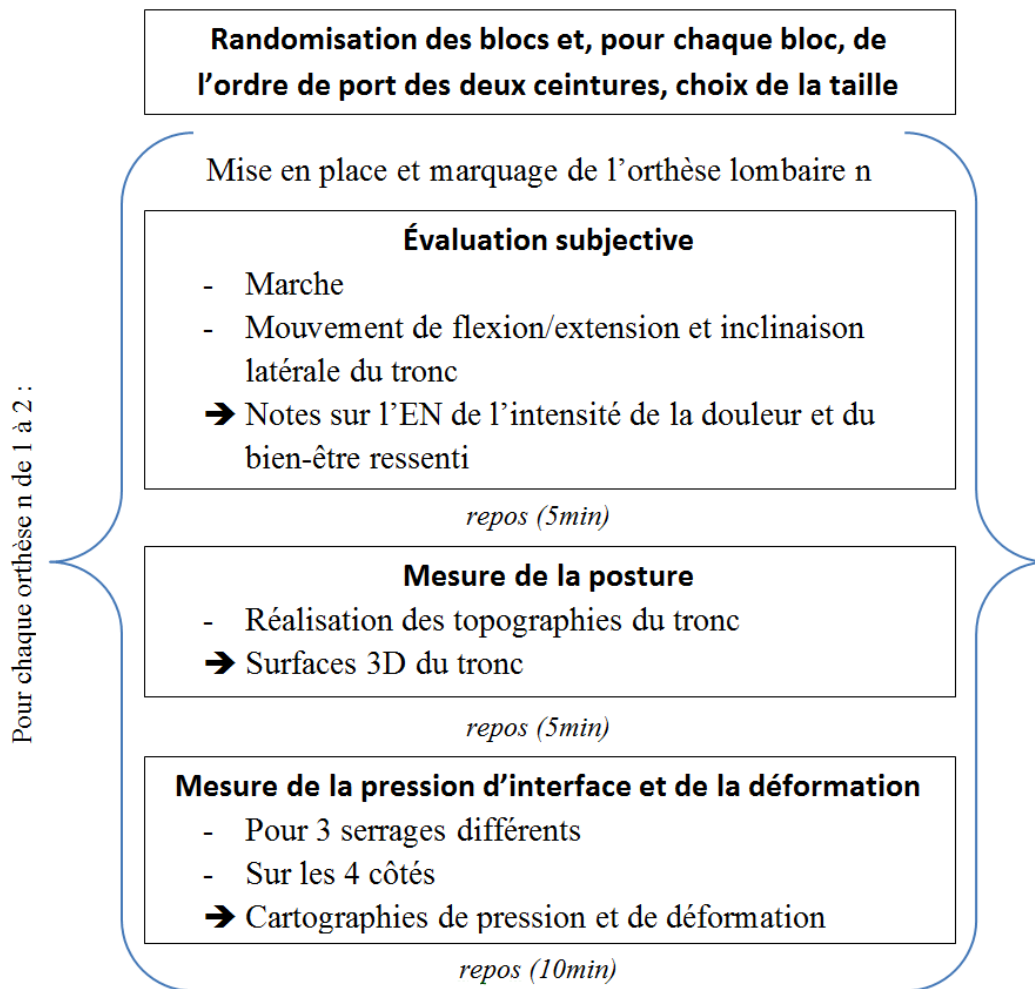


Figure 5.5 – Représentation schématique du protocole clinique

ce qui déterminait les ceintures que le sujet portait au cours de l'essai. Un second tirage au sort permettait de déterminer l'ordre de passage. La taille des ceintures était choisie suivant le tour de taille des sujets.

Le sujet essayait les ceintures, qui étaient mises en place de telle sorte que :

- la ceinture soit centrée horizontalement, c'est-à-dire que le centre des baleines postérieures soit axé sur l'axe longitudinal du rachis.
- l'extrémité basse de la ceinture vienne en contact des épines iliaques antéro-supérieures.
- la vertèbre L5 soit recouverte par la ceinture.
- le haut de la ceinture suive les côtes flottantes en rapport au niveau de la vertèbre thoracique T12.

5.1. Évaluation clinique du mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire sur quinze sujets lombalgiques

A l'avant, la position du haut de la ceinture était repérée par rapport à l'apophyse xiphoïde pour chaque ceinture et chaque patient. Cette distance était identique à chaque fois que le patient remettait la même ceinture.

Les ceintures étaient testées suivant trois modalités :

- cas 1 : la ceinture est portée sans être serrée.
- cas 2 : la ceinture est portée de façon à avoir un étirement de 20% sur le côté de serrage.
- cas 3 : la ceinture est portée avec un serrage au choix du patient de façon à ce qu'elle ne soit pas douloureuse, mais qu'elle soit assez serrée pour le meilleur effet antalgique ressenti par le sujet. L'élongation de serrage "au choix du sujet" est mesurée selon le ressenti du sujet.

Tous les serrages étaient marqués afin d'être reproduits.

Mesure de l'intensité de la douleur et bien-être ressenti : Le bien-être ressenti et l'intensité de la douleur étaient évalués pour les situations de serrage 2 et 3. La douleur était également évaluée sans ceinture. Pour ces deux critères, lors du port de la ceinture, le sujet effectuait avant de donner son évaluation, quelques pas et mouvements avec la ceinture afin de valider le bon positionnement et serrage.

Mesure de la posture rachidienne: Trois surfaces 3D du tronc étaient obtenues à l'aide du topographe optique 3D :

- une surface de la partie lombaire du tronc sans ceinture,
- une surface de la partie lombaire du tronc avec la première ceinture d'étude serrée au cas 3 ("au choix du sujet"),
- une surface de la partie lombaire du tronc avec la deuxième ceinture d'étude serrée au cas 3 ("au choix du sujet").

Mesure de la pression d'interface et de la déformation de la ceinture : La pression d'interface entre le tronc et la ceinture lombaire était mesurée simultanément avec la déformation de la ceinture selon des serrages différents et pour les deux ceintures étudiées par patient. L'enchaînement des mesures pour chaque patient, chaque ceinture et chaque côté a été le suivant :

- pose de la ceinture non serrée sur le tronc, puis mesure de la pression et de la déformation,

- serrage de la ceinture serrée au confort du sujet, puis mesure de la pression et de la déformation,
- réalisation d'une torsion, d'une inclinaison latérale à gauche, puis à droite, d'une flexion et extension du tronc par le sujet, puis mesure de la pression et de la déformation,
- serrage de la ceinture à 20 % d'élongation, puis mesure de la pression et de la déformation,
- pose de la ceinture non serrée sur le tronc, puis mesure de la pression et de la déformation,
- double répétition des deux dernières étapes de l'enchaînement des mesures.

Les mesures étaient faites uniquement sur les côtés droit, gauche et arrière. Aucune mesure n'a été prise de face, car la corrélation d'images n'était pas possible de ce côté. Effectivement, le mouchetis sur l'image de référence n'est plus visible sur l'image déformée à cause du système de fermeture de la ceinture de soutien lombaire.

5.1.2.4 Analyse des données

Traitement des surfaces du tronc : Les surfaces du tronc ont été obtenues pour chaque patient avec et sans ceinture pour les deux ceintures testées. Les surfaces obtenues ont la même échelle. Par contre, elles n'ont pas toujours la même orientation. Afin de recalibrer les trois surfaces obtenues par sujet, l'algorithme "Iterative Closest Point" a été utilisé (Rusinkiewicz and Levoy, 2001). Cet algorithme permet de recalibrer deux surfaces l'une par rapport à l'autre. Dans notre cas, il a donc été appliqué deux fois par patient : la surface avec la première ceinture puis la surface avec la deuxième ceinture ont été recalées sur la surface sans ceinture.

L'algorithme "Iterative Closest Point" se fait en cinq étapes décrites sur la figure 5.6. Il a été choisi de sortir de l'algorithme après 10 itérations, car il n'était pas possible de définir une distance moyenne cible, la distance moyenne entre les surfaces étant importante dans la zone où la ceinture est portée. 10 itérations permettaient une différence moyenne entre les surfaces dans les zones ne comprenant pas les ceintures de moins de 0.1mm, pour l'ensemble des patients.

Une fois les surfaces recalées, les points les composant ont été transposés d'un repère cartésien à un repère cylindrique. Les coordonnées des points sont alors de la forme (r, θ, z) . Ces coordonnées sont interpolées afin d'obtenir une répartition uniforme des points de la surface dans l'espace. La surface est alors représentée en deux dimensions en créant une image pour laquelle l'intensité des pixels correspond à la coordonnée r des points et les axes de l'image aux coordonnées (θ, z) . Chaque pixel de l'image

5.1. Évaluation clinique du mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire sur quinze sujets lombalgiques

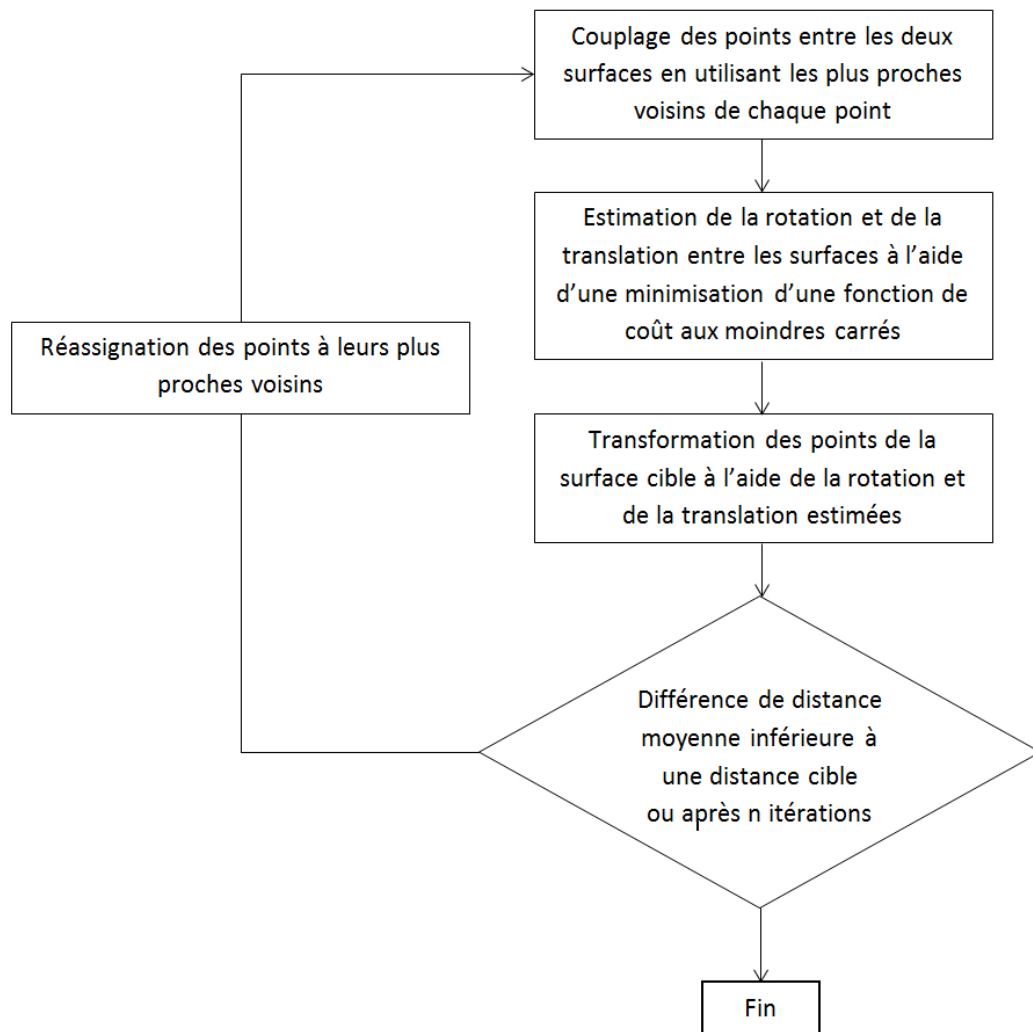


Figure 5.6 – Représentation schématique de l’algorithme “Iterative Closest Point”

correspond donc à un point de la surface. Les images des surfaces recalées peuvent alors être soustraites pixel par pixel afin d’obtenir l’impact du port des ceintures sur la surface du tronc. Un exemple sur un sujet et pour une ceinture est donné dans la partie résultat sur la figure 5.17.

Analyse statistique : Un test de Jarque-Bera a permis de déterminer si les distributions étudiées étaient normales. Dans le cas d’une distribution normale, un test de t-Student a permis de montrer une différence statistiquement significative entre deux distributions ; dans le cas contraire, un test des rangs signés de Wilcoxon a été réalisé.

Pour montrer des différences significatives entre plus de deux distributions, une analyse de la variance a été utilisée dans le cas de distributions normales ; dans le cas contraire, il a été choisi de réaliser un test de Friedmann. Lorsque l’analyse de la variance

ou le test de Friedmann démontraient des différences statistiquement significatives entre les distributions, elles ont été comparées par une méthode de Scheffé. Cette méthode a été adaptée pour l'analyse par blocs incomplets équilibrés.

Ces différents tests ont permis d'évaluer l'effet des ceintures, des patients et la reproductibilité des mesures. Ces tests ont également permis d'étudier l'influence du serrage sur la douleur, le bien-être, la pression moyenne appliquée et la déformation de la ceinture. L'influence de la réalisation de mouvements, du sexe des sujets et de la hauteur des ceintures a également été analysée.

Le risque α dans toutes les analyses statistiques a été choisi inférieur à 5%.

Utilisation de l'analyse en composante principale (Jolliffe, 2005) : Afin de déterminer les paramètres expliquant l'action mécanique des ceintures, des analyses en composante principale (ACP) ont été effectuées. L'ACP permet de comparer une série de paramètres, par une représentation dans un espace réduit à un cercle ou une sphère de corrélation suivant le nombre de dimensions étudiées. Plusieurs exemples de cercle ou de sphère de corrélation sont donnés dans la partie résultat, comme sur la figure 5.13. Les paramètres les plus importants sont ceux les plus proches des axes du cercle ou de la sphère. L'analyse se fait en trois dimensions si certains paramètres sont plus proches de ce troisième axe que des deux axes du cercle. La troisième dimension permet donc de ne pas enlever des paramètres principaux à l'étude. Si des paramètres sont proches les uns des autres, cela signifie que ces paramètres sont semblables pour l'analyse d'un phénomène.

Dans cette étude, l'analyse en composante principale a été utilisée pour déterminer les paramètres principaux entre les trois déformations et la pression. Cette méthode a été utilisée pour savoir si les côtés de mesures étaient similaires et s'il existait une différence des ceintures en termes de déformation et de pression.

5.1.3 Résultats

5.1.3.1 Résultats sur l'intensité de la douleur et le bien-être ressenti

La valeur moyenne du bien-être ressenti ainsi que celle de la douleur par le port des ceintures de soutien lombaire suivant la ceinture et le serrage sont représentées sur la figure 5.7. Les valeurs initiale et finale ainsi que les variations de l'intensité de la douleur moyennes suivant les ceintures sont données dans le tableau 5.4. Le serrage personnel des sujets était en moyenne de 19,7% d'élongation, avec un écart-type de 14,23%, un minimum de 5% et un maximum de 70%.

La valeur du bien-être ressenti est souvent un peu inférieure lorsque le serrage est plus important. Par contre, peu de différences sont visibles entre les ceintures, mais le bien-être ressenti est un peu supérieur pour les ceintures Lombax® Original de hauteur 21cm et les deux Lombacross Activity®.

5.1. Évaluation clinique du mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire sur quinze sujets lombalgiques

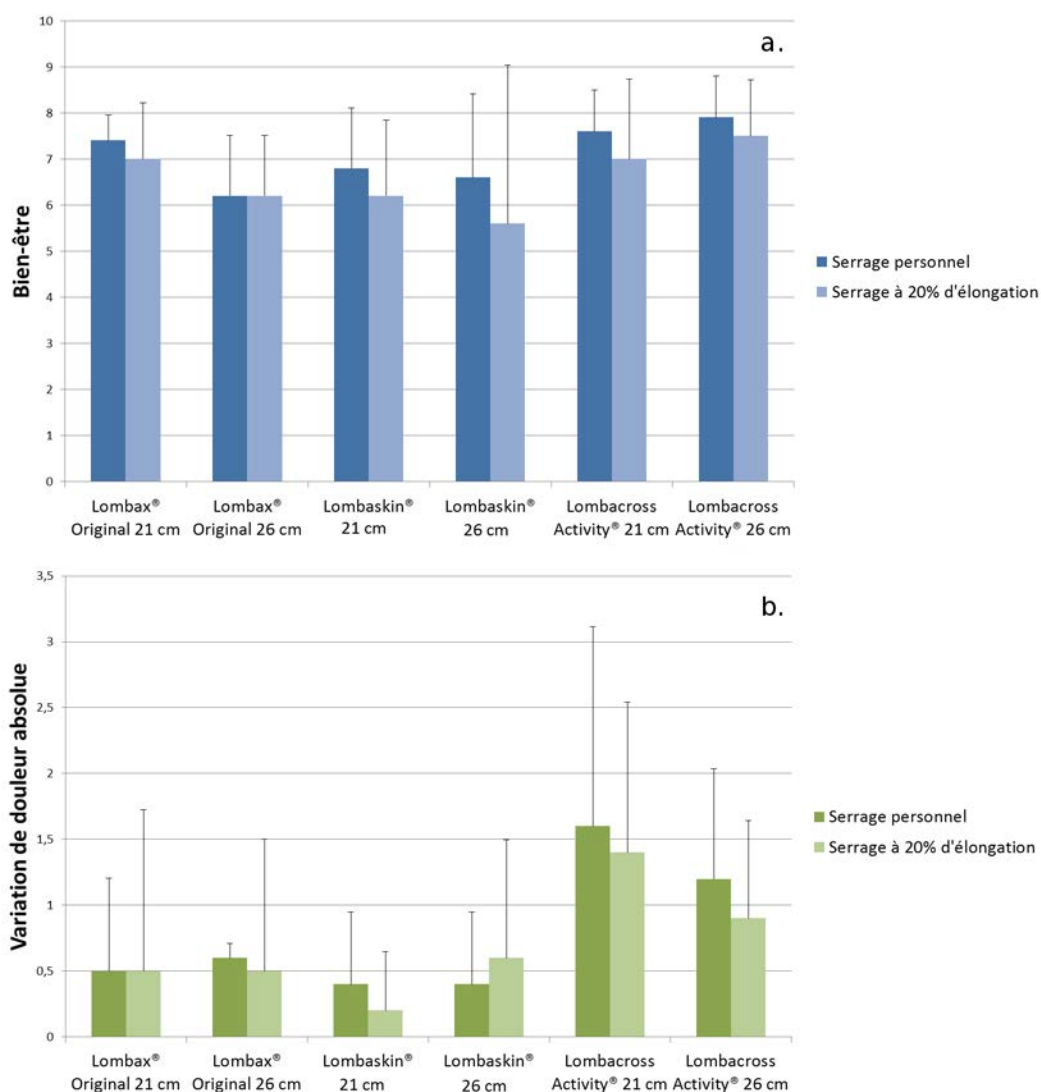


Figure 5.7 – Représentation de : a. la sensation de bien-être et b. la variation de l'intensité de la douleur estimées par les sujets lombalgiques par l'EN pour les six ceintures d'étude

Table 5.4 – Valeurs initiale, finale et variation de l'intensité de la douleur moyennes estimées par les sujets lombalgiques par l'EN suivant la ceinture de soutien lombaire

Intensité de la douleur moyenne		Lombax® Original		Lombaskin®		Lombacross Activity®	
		21 cm	26 cm	21 cm	26 cm	21 cm	26 cm
Serrage personnel	Initiale	2,4	2,8	4,4	4,2	3,8	3,2
	Finale	1,9	2,2	4,0	3,8	2,2	2,0
	Variation	0,50	0,60	0,40	0,40	1,6	1,2
Serrage à 20% d'élongation	Initiale	2,4	2,8	4,4	4,2	3,8	3,2
	Finale	1,9	2,3	4,2	3,6	2,4	2,3
	Variation	0,50	0,50	0,20	0,60	1,4	0,90

Chaque ceinture diminue l'intensité de la douleur. Cette diminution est plus importante pour les ceintures Lombacross Activity®. Elle est la plus faible pour la ceinture LombaSkin®. L'écart-type est important par rapport à la moyenne pour la variation de l'intensité de la douleur. Cette variation dépend fortement des sujets.

Les probabilités p , qu'il n'y ait pas de différence significative du bien-être ressenti et de l'intensité de la douleur suivant le serrage, sont respectivement de 0,036 et de 0,28. Le serrage a donc une influence significative sur le bien-être ressenti par le sujet.

5.1.3.2 Résultats sur la pression et la déformation

Répétabilité des mesures : Les probabilités de ne pas avoir de différence significative entre les répétitions de mesure sont données dans le tableau 5.5. Toutes ces probabilités sont supérieures à 5%. Il n'y a donc pas de différence significative entre les répétitions. La mesure est répétable.

Table 5.5 – Probabilités p calculées afin de déterminer une différence significative entre les répétitions des mesures de déformation et de pression suivant les côtés de mesure

	Arrière	Côté Droit	Côté Gauche
e_{xx}	0,80	0,74	0,94
e_{xy}	0,78	0,63	0,56
e_{yy}	0,66	0,81	0,38
Pression	0,95	0,82	0,79

La répétabilité des mesures se vérifie également sur la distribution des déformations et des pressions à deux écart-types qui ont des boîtes à moustaches presque identiques. Un exemple pour la distribution en pression pour toutes les ceintures est donné sur la figure 5.8. Chaque boîte à moustaches de cette figure représente la distribution en pression des six ceintures d'étude testées sur quinze sujets pour une répétition de la mesure à 20% de serrage du côté droit.

Exemple de mesures de pression et de déformation : Un exemple de mesure est donné sur la figure 5.9. Sur cet exemple, chaque colonne représente une distribution mesurée et chaque ligne un côté. Chaque ligne correspond également à une ceinture différente. Cette figure permet de constater que toutes les déformations sont faibles à l'arrière, proche de 20% pour e_{xx} sur le côté droit et beaucoup plus faibles du côté gauche que du côté droit.

En ce qui concerne la pression, elle est nulle au centre de l'arrière et comprend des zones de fortes pressions correspondantes aux baleines arrière de la ceinture. Pour les deux côtés, la pression est quasiment homogène et deux fois plus forte du côté droit que du côté gauche.

5.1. Évaluation clinique du mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire sur quinze sujets lombalgiques

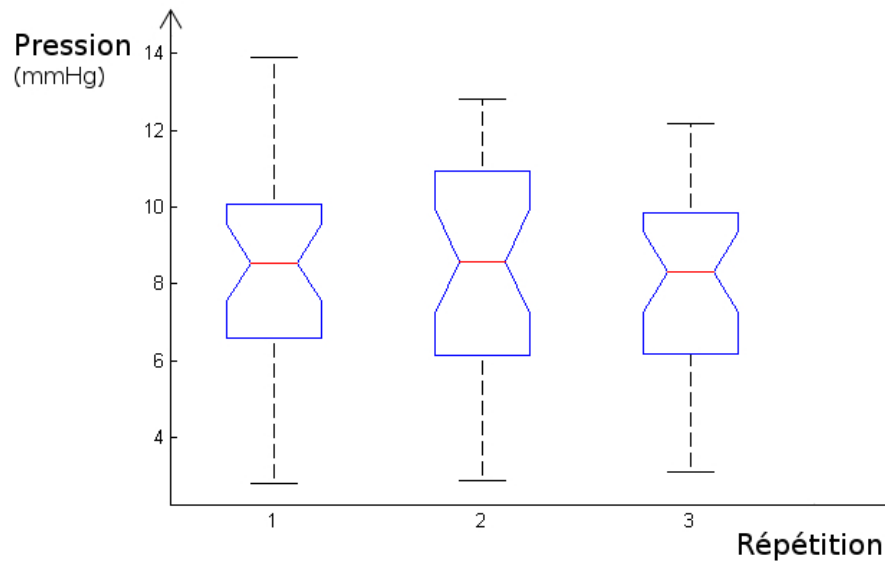


Figure 5.8 – Boîte à moustaches de la distribution de pression à deux écart-types sur le côté droit pour les six ceintures et les quinze sujets, suivant les trois répétitions de mesure à 20%

Comparaison des ceintures de soutien lombaire : La comparaison sur les déformations et pressions moyennes des ceintures est donnée par les résultats du plan d'expériences contenus dans le tableau 5.6. La comparaison des ceintures par la méthode de Scheffé, montre que la différence significative se situe entre la ceinture LombaSkin® de hauteur 21 cm et les ceintures Lombax® Original et Lombacross Activity® de hauteur 26 cm. Les pressions moyennes appliquées sont significativement différentes entre les sujets, mais pas les déformations moyennes.

Afin de réduire le nombre de distributions à observer, un cercle de corrélation des quatre types de distribution a été construit en figure 5.10. D'après ce cercle, les distributions de déformation sont équivalentes pour expliquer l'impact des ceintures sur le tronc, tandis que la distribution de pression est différente. Il a donc été choisi pour la suite, de n'observer que les distributions de déformation e_{xx} et de pression.

Les boîtes à moustaches des distributions de pression et de déformation e_{xx} pour les six ceintures d'étude sont données sur la figure 5.11. Ces boîtes à moustaches ne permettent pas de différencier les six ceintures de soutien lombaire. Elles ont des valeurs moyennes de distribution, des médianes et des quartiles très proches.

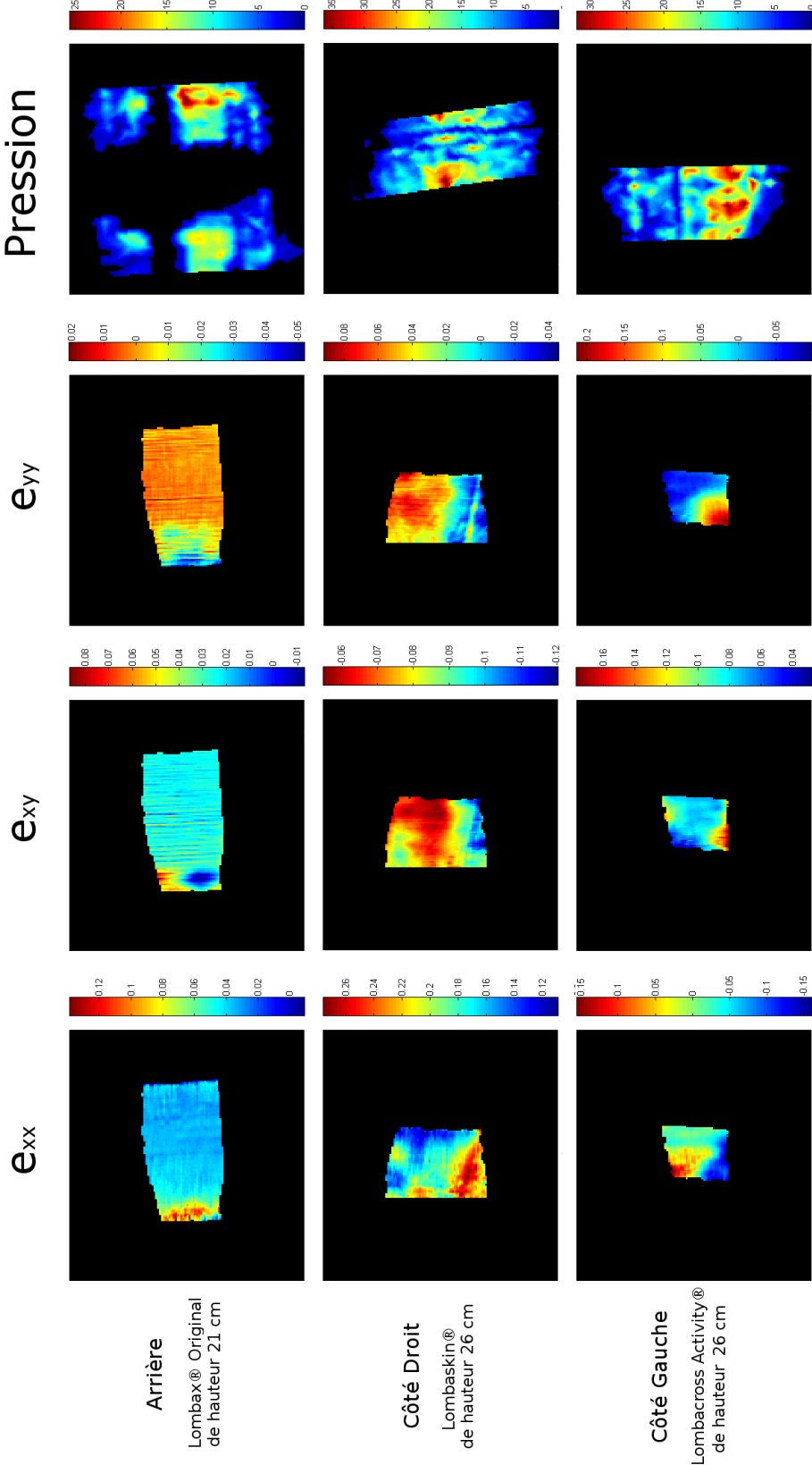


Figure 5.9 – Exemple de mesure de déformations et de pression pour chaque côté de mesure

5.1. Évaluation clinique du mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire sur quinze sujets lombalgiques

Table 5.6 – Probabilités p obtenues par analyse de la variance du plan d'expériences par blocs incomplets équilibrés afin de comparer les ceintures et les sujets

Comparaison des ceintures			
	Arrière	Côté Droit	Côté Gauche
e_{xx}	0,61	0,29	0,71
e_{xy}	0,78	0,43	0,40
e_{yy}	0,27	0,87	0,059
Pression	0,0245	0,79	0,18
Comparaison des sujets			
	Arrière	Côté Droit	Côté Gauche
e_{xx}	0,42	0,23	0,69
e_{xy}	0,75	0,77	0,28
e_{yy}	0,50	0,15	0,26
Pression	0,0045	0,075	0,014

Afin de déterminer si les ceintures sont bien comparables en termes de pression et de déformation, des cercles de corrélation comprenant les distributions en déformation e_{xx} et en pression des six ceintures ont été construits. Ils sont représentés sur la figure 5.12. On constate que les ceintures ne se regroupent pas suivant leur hauteur, ni suivant leur type ; il n'est pas possible de trouver une classification simple des ceintures testées.

Les ceintures ne pouvant pas être distinguées en termes de distribution de pression et de déformation, deux derniers cercles de corrélation ont été construits afin de déterminer si certains côtés de mesure pouvaient être semblables en termes de pression et de déformation. Les cercles de corrélation donnés en figure 5.13 montrent que chaque côté est très différents des autres.

Influence du serrage, du mouvement, de la hauteur de la ceinture et du sexe du sujet :

Les probabilités qu'il n'y ait pas de différence statistiquement significative entre les déformations et pressions moyennes après et avant mouvements, suivant le serrage, la hauteur des ceintures et le sexe des sujets sont répertoriées dans le tableau 5.7.

Il n'y a pas de différence significative des mesures de pression et de déformation avant et après mouvements, suivant la hauteur des ceintures et suivant le sexe des sujets. Suivant les serrages, il existe une différence significative pour la déformation e_{xy} du côté droit et les pressions à l'arrière et du côté droit.

Bien que l'analyse statistique montre qu'il n'y a pas de différence significative sur les mesures moyennes prises avant et après mouvements, il est possible d'observer des conséquences différentes du mouvement sur la distribution de déformation e_{xx} . En effet, comme le montre la figure 5.14, le mouvement peut n'engendrer aucun changement de la distribution du côté droit (voir figure 5.14 exemple 1) ou au contraire la modifier

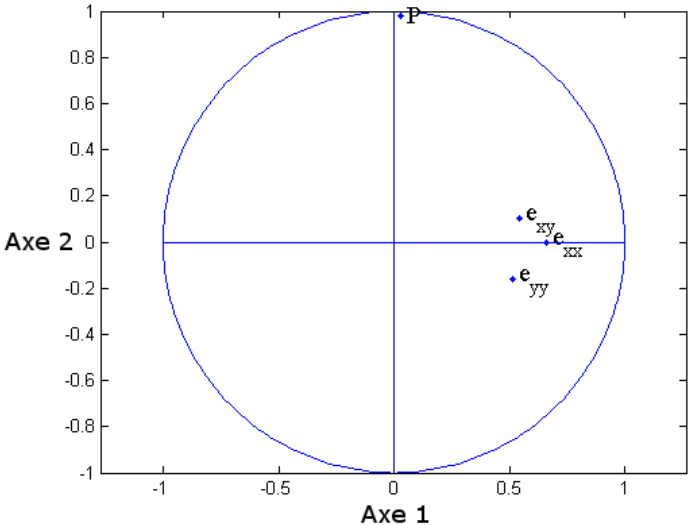


Figure 5.10 – Cercle de corrélation comparant les trois déformations et la pression

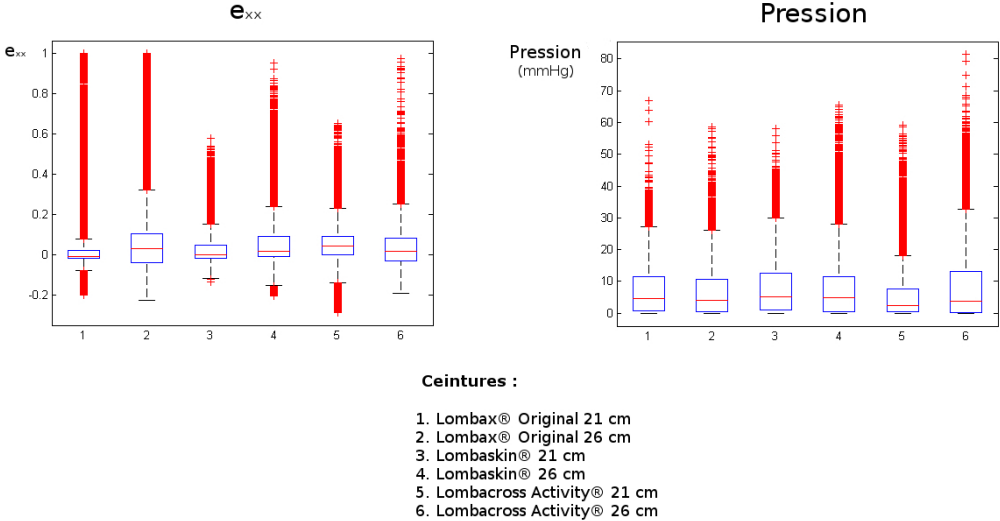


Figure 5.11 – Boîte à moustaches des six ceintures d’étude pour la mesure de déformation et de pression

5.1. Évaluation clinique du mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire sur quinze sujets lombalgiques

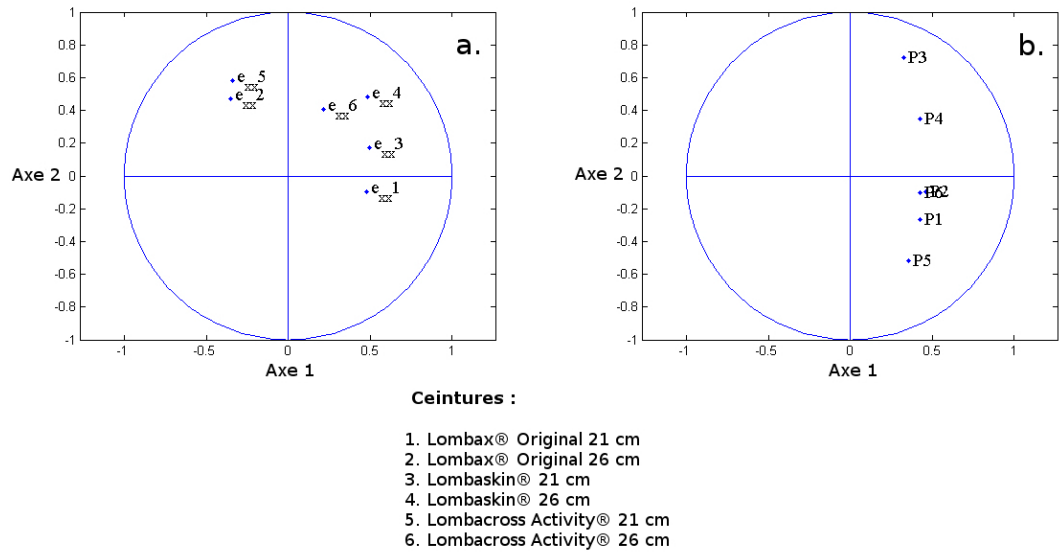


Figure 5.12 – Cercle de corrélation comparant les déformations e_{xx} et la pression des six ceintures d'études

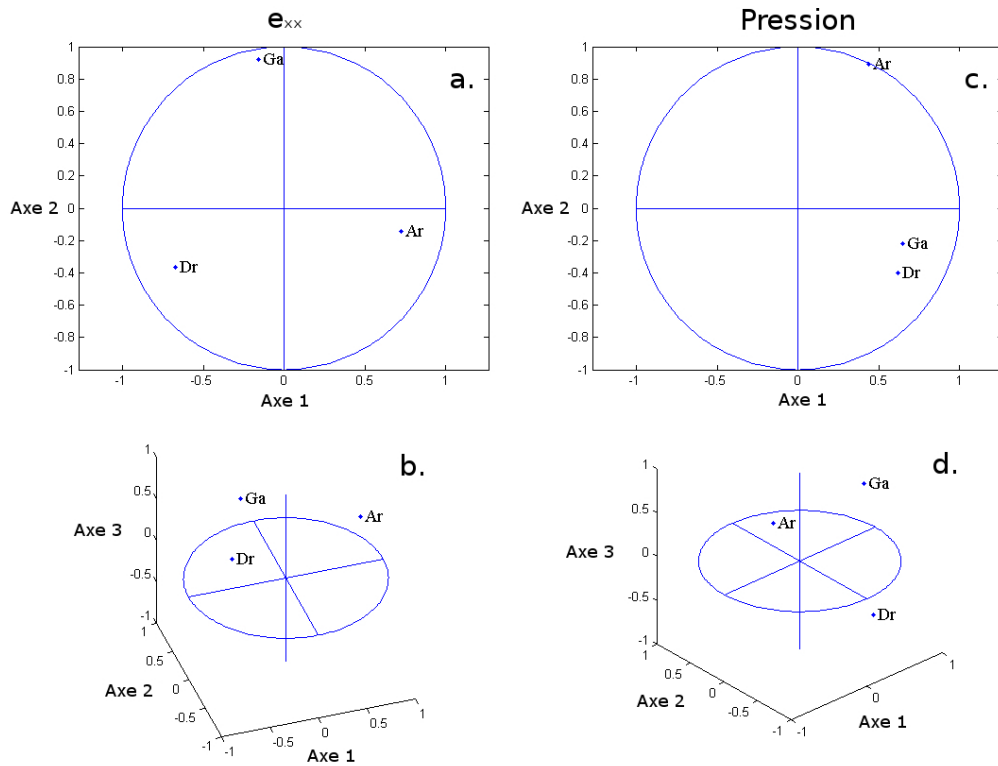


Figure 5.13 – Cercle et sphère de corrélation comparant les trois côtés de mesure

Table 5.7 – Probabilités p calculées afin de déterminer une différence significative entre les serrages, la réalisation de mouvements, la hauteur des ceintures et le sexe du sujet

	Influence du serrage		
	Arrière	Côté Droit	Côté Gauche
e_{xx}	0,48	0,75	0,39
e_{xy}	0,32	0,012	0,98
e_{yy}	0,93	0,47	0,53
Pression	0,0050	0,028	0,37
	Influence du mouvement		
	Arrière	Côté Droit	Côté Gauche
e_{xx}	0,45	0,98	0,038
e_{xy}	0,76	0,35	0,10
e_{yy}	0,19	0,98	0,87
Pression	0,12	0,33	0,099
	Influence de la hauteur des ceintures		
	Arrière	Côté Droit	Côté Gauche
e_{xx}	0,70	0,83	0,76
e_{xy}	0,34	0,59	0,52
e_{yy}	0,12	0,32	0,10
Pression	0,90	0,59	0,19
	Influence du sexe des sujets		
	Arrière	Côté Droit	Côté Gauche
e_{xx}	0,70	0,13	0,19
e_{xy}	0,94	0,29	0,77
e_{yy}	0,40	0,084	0,70
Pression	0,083	0,28	0,30

complètement ((voir figure 5.14 exemple 2). Aucune corrélation entre le type de ceinture et la modification de la distribution e_{xx} du côté droit avec le mouvement n'a pu être trouvée. Les deux exemples donnés sont d'ailleurs pour la même ceinture d'étude.

Influence de la morphologie : Les distributions de déformations et de pression sont toujours statistiquement différentes suivant les sujets pour une même ceinture portée d'après une analyse de la variance pour laquelle toutes les probabilités sont nulles. La morphologie semble donc avoir une influence significative sur la pression appliquée par les ceintures et sur la déformation de celle-ci.

Une corrélation entre des paramètres morphologiques et la déformation moyenne, ainsi que la pression moyenne appliquée a été recherchée. Les paramètres morphologiques étudiés étaient le tour de taille, la taille de la personne et son poids. Une corrélation entre la déformation e_{xx} et le tour de taille a été déterminée. Plus le tour

5.1. Évaluation clinique du mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire sur quinze sujets lombalgiques

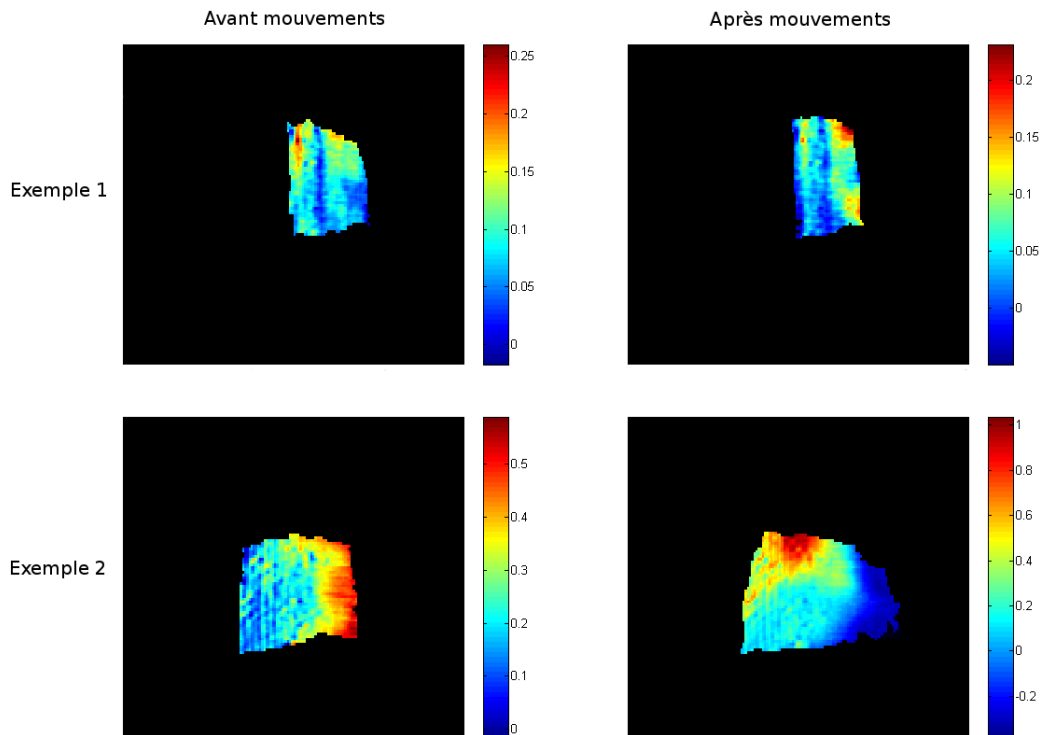


Figure 5.14 – Deux exemples de déformation e_{xx} avant et après mouvements sur le côté droit pour la ceinture Lombacross Activity®

de taille est grand, plus la déformation e_{xx} moyenne est grande, comme le montre la figure 5.15. Le coefficient de corrélation linéaire de cette courbe est de 0,14. Il est faible, mais un test de t-Student sur la pente montre que celle-ci est statistiquement significative. Aucune corrélation n'a pu être mise en évidence pour les autres paramètres morphologiques.

5.1.3.3 Résultats sur la posture rachidienne

La figure 5.16 donne un exemple d'un recalage des surfaces du tronc ; la figure 5.17 est un exemple de la représentation des surfaces en deux dimensions.

D'après la représentation de la différence des surfaces avec et sans ceinture, il est possible de constater que la surface arrière du tronc se déplace de 5mm d'avant en arrière de façon homogène ; la surface avant du tronc se déplace d'avant en arrière de 5 à 15mm de façon non homogène. Ces valeurs tiennent compte de la présence de la ceinture, de 5mm d'épaisseur, dans le calcul de la différence de surface représentée sur la figure 5.17.c.

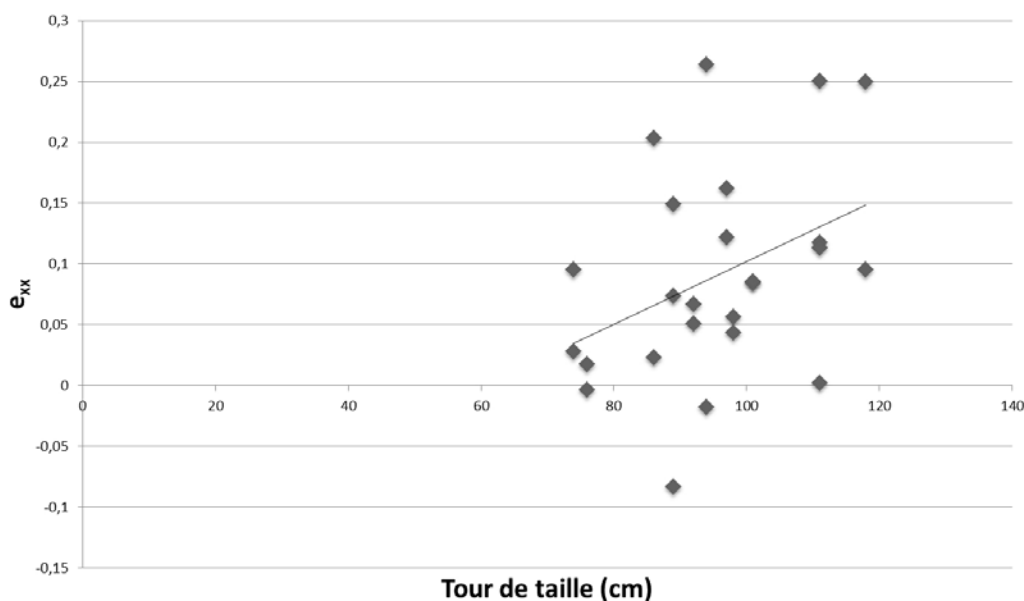


Figure 5.15 – Représentation de la déformation e_{xx} moyenne en fonction du tour de taille du sujet

5.1.4 Discussion

5.1.4.1 Mode d'action des ceintures

D'après l'analyse de la variance sur les répétitions de mesure, les mesures de la pression et des déformations sont répétables. D'après le cercle des corrélations, les paramètres principaux permettant d'expliquer le mode d'action des ceintures de soutien lombaire sont une des trois déformations et la pression. Etant donné que la comparaison des ceintures est faite pour une même élongation du côté de serrage, il a été choisi d'utiliser la déformation correspondant principalement à cette élongation imposée, c'est-à-dire, la déformation e_{xx} . Les deux mesures utilisées pour expliquer le mode d'action des ceintures de soutien lombaire sont principalement le champ de déformations e_{xx} et de pression. Le cercle des corrélations montrant qu'il n'y a pas de côté principal, il est donc important d'étudier le comportement des ceintures sur les trois côtés d'étude.

En ce qui concerne les côtés droit et gauche de la ceinture, il existe un déséquilibre de la déformation, qui engendre un déséquilibre de la pression appliquée. La pression est inférieure d'environ 15% du côté gauche par rapport au côté droit, qui correspond au côté de serrage. Ce déséquilibre était déjà visible sur les mesures sur les sujets sains (voir chapitre 4). Il provient des frottements sur le tour du tronc qui empêchent la transmission de l'effort du côté droit sur le côté gauche. La déformation étant liée globalement à la pression appliquée, le déséquilibre est présent pour les deux paramètres observés, pression et déformation.

Dans cette étude, il est démontré que les mouvements du sujet n'engendrent pas

5.1. Évaluation clinique du mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire sur quinze sujets lombalgiques

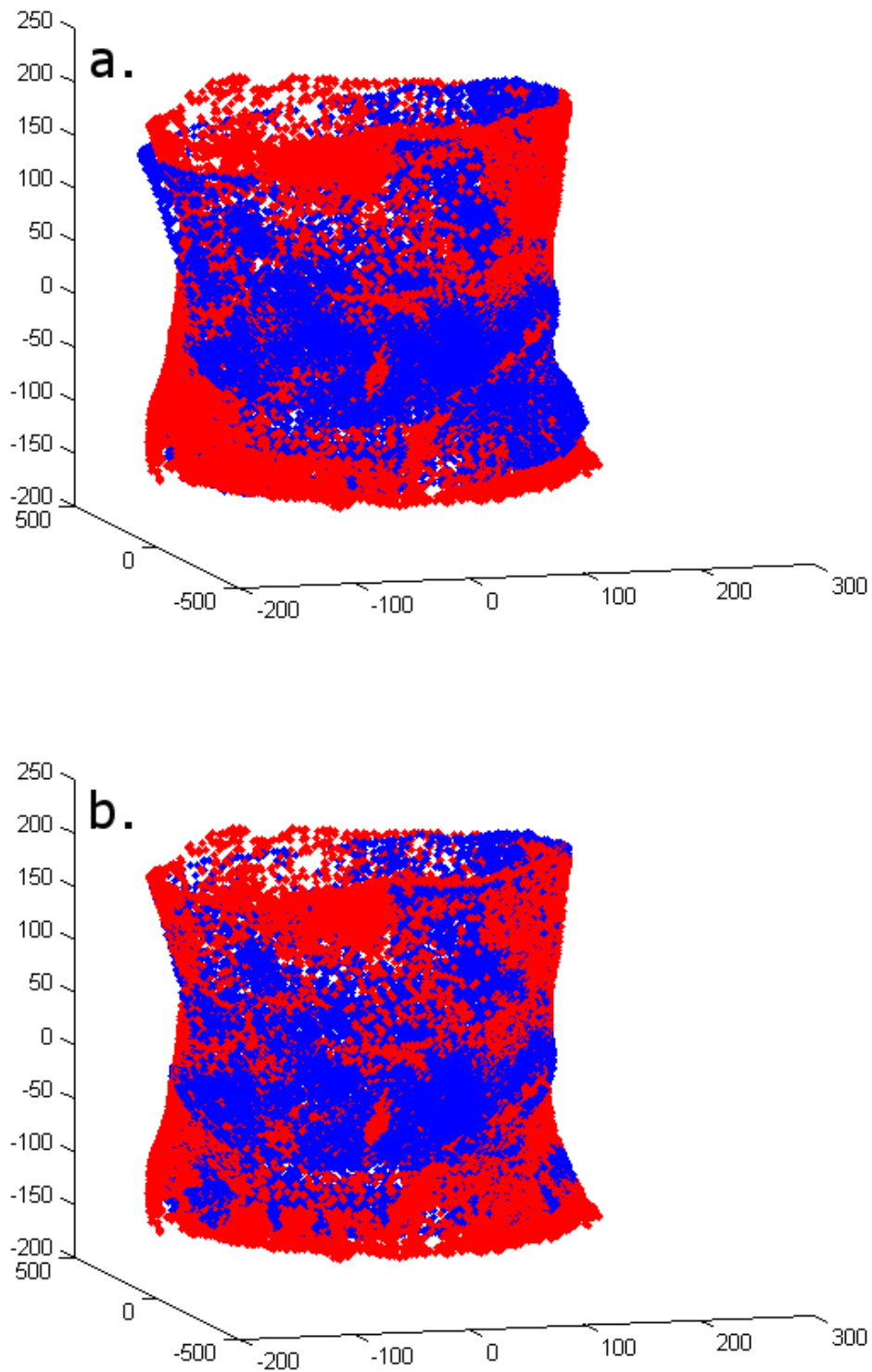


Figure 5.16 – Exemple de recalage de surface du tronc avec ceinture (surface rouge) et sans ceinture (surface bleue)

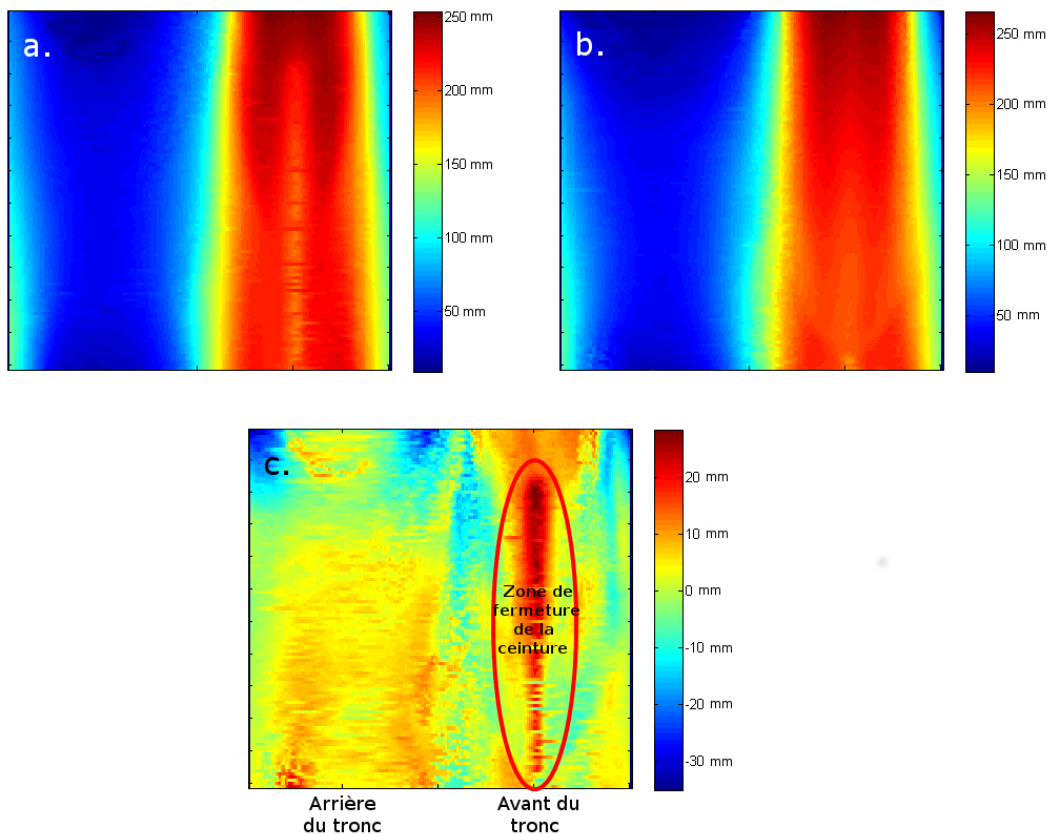


Figure 5.17 – Surface représentée en deux dimensions : a. sans ceinture, b. avec ceinture, c. comparaison des deux surfaces

de modification significative de la pression moyenne et des déformations moyennes. Cependant, le mouvement peut engendrer des modifications sur la répartition spatiale de la pression et de la déformation. Ces modifications ne dépendent pas du type de ceinture mais du serrage. Le serrage varie entre 7% et 70%. Plus le serrage est faible, plus les distributions de pression et de déformations sont modifiées. Ceci s'explique par le fait que plus la ceinture est serrée, plus l'effort à appliquer pour engendrer un déplacement est important à cause des phénomènes d'adhérence. Il est donc possible de supposer que les pressions exercées du côté droit et du côté gauche s'équilibrent avec le temps suivant le serrage appliqué à la ceinture lors de sa mise en place.

A l'arrière du tronc, la déformation e_{xx} est comprise entre 0% et 5%. Cette faible déformation vient du fait qu'à ce niveau, la ceinture est beaucoup plus rigide. La pression appliquée sur l'arrière de la ceinture est également très faible. Seuls quelques points de forte pression apparaissent, correspondant à la pression exercée par les baleines. Les baleines limitent le contact du tissu et transmettent directement les efforts par l'application de pression localisée.

La ceinture de soutien lombaire agit par l'application de pression sur les côtés du

5.1. Évaluation clinique du mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire sur quinze sujets lombalgiques

sujet et le maintien du dos par les baleines. Une pression est sûrement également appliquée en avant de la ceinture, mais cette hypothèse n'a pas pu être vérifiée dans cette étude.

Pour ce qui est de la modification de la posture, les résultats montrent un mouvement du tronc dans la zone où la ceinture est portée, vers l'arrière du sujet. Ce mouvement doit provoquer une diminution de la lordose lombaire. Le ventre est comprimé, car la surface avant du tronc se déplace trois fois plus que la surface arrière. Cette étude est une première approche de l'effet des ceintures sur la posture rachidienne. Elle doit être complétée par des analyses de l'effet de la ceinture sur les structures internes du tronc, à l'aide, par exemple d'un modèle par éléments finis du tronc (voir chapitre 6).

Il n'y a pas de différence significative sur la déformation e_{xx} et la pression entre le serrage "au choix du sujet" et le serrage à 20%. Ce résultat est différent de ce qui avait été montré par une étude comparable sur des sujets sains (voir chapitre 4). Cette différence s'explique par le fait que le serrage personnel pour les sujets sains étaient à 7,4% en moyenne, alors que celui pour les sujets lombalgiques est à 19,8% en moyenne. Ce serrage personnel est quasiment identique au serrage de 20% imposé, ce qui explique les différences non significatives. Il est constaté que le serrage n'a pas d'influence significative sur la variation de l'intensité de douleur engendrée par le port d'une ceinture. Par contre, le serrage a une influence sur le ressenti de bien-être du sujet. Le serrage doit être laissé à l'appréciation du sujet.

La hauteur des ceintures n'a pas d'influence sur les déformations moyennes et les pressions appliquées moyennes. Le choix d'une hauteur de ceinture dépend donc principalement de la taille du sujet et de la zone lombaire de la douleur.

Le sexe du sujet n'a également pas d'influence sur les déformations et pressions moyennes. Le traitement engendré par les ceintures de soutien lombaire est donc le même pour une femme ou un homme.

Cette étude clinique démontre l'importance de la morphologie du sujet sur l'efficacité du port de ceintures de soutien lombaire. En effet, une même ceinture portée par deux sujets différents se déforme différemment et applique une pression différente. Cette différence, d'après une analyse de la variance, est statistiquement significative. Des paramètres globaux de la morphologie (taille, tour de taille et poids du sujet) ont été étudiés afin de les relier à la pression moyenne appliquée ou aux déformations. Seule la déformation moyenne e_{xx} et le tour de taille du patient sont linéairement corrélés. L'étude des ceintures de soutien lombaire devra donc être poursuivie par une analyse plus en détail du lien existant entre la morphologie des patients et l'action des ceintures sur ces patients.

5.1.4.2 Comparaison des ceintures de soutien lombaire

A serrage identique, les ceintures de soutien lombaire étudiées ont un mode d'action identique. Seule la pression moyenne appliquée dans le dos change suivant les trois ceintures d'étude. Dans cette zone, la pression est exercée uniquement par les baleines. La différence significative de pression dans le dos provient de la disposition de ces baleines et du fait qu'elles appliquent une pression sur une zone plus ou moins grande suivant les ceintures. Par exemple, la ceinture LombaSkin® a des baleines appliquant, en général, une pression sur toute leur longueur, alors que les baleines de la ceinture Lombax® Original ont tendance à appliquer une pression à leur extrémité. Les six ceintures étudiées provoquent un ressenti de bien-être semblable chez les différents sujets.

Les différences entre les ceintures proviennent des possibilités qu'elles offrent. Ainsi, la ceinture Lombacross Activity® peut être serrée jusqu'à 70% d'élongation alors qu'il est difficile d'obtenir la même élongation pour les deux autres ceintures. La variation de douleur ressentie est également différente suivant les ceintures. La ceinture Lombacross Activity® permet une plus grande diminution de la douleur par rapport aux deux autres ceintures. La ceinture LombaSkin® est celle qui diminue le moins la douleur. Il semblerait que d'autres paramètres, plus subjectifs, soient importants dans le choix d'une ceinture de soutien lombaire, car à la fin de l'essai, les sujets souhaitaient repartir, en majorité avec la ceinture Lombaskin®, la ceinture diminuant le moins la douleur.

5.1.4.3 Comparaison avec l'étude sur les sujets sains

Une étude identique sur quinze sujets sains a été réalisée (voir chapitre 4). Lors de cette étude, le serrage personnel choisi par les sujets était trois fois inférieur en moyenne, à celui choisi par les sujets lombalgiques. Le bien-être, évalué par le confort ressenti par les sujets sains, est, par contre, plus faible chez les sujets lombalgiques. Il semblerait que les sujets lombalgiques acceptent moins de confort pour plus d'effets antalgiques.

Le serrage imposé pour la ceinture Lombacross Activity® est, dans cette étude, identique au serrage imposé pour les deux autres ceintures. La comparaison entre les ceintures est donc plus juste dans cette étude que celle réalisée sur les sujets sains.

Les deux études ont permis de déterminer un déséquilibre de pression et de déformation entre les deux côtés droit et gauche, ainsi que l'influence de la morphologie et la non influence de la hauteur. Les résultats sont, par contre, différents concernant l'influence du mouvement, car le serrage personnel des patients lombalgiques était plus important que le serrage personnel des sujets sains.

L'étude sur les sujets lombalgiques a permis d'apporter des éléments nouveaux par rapport à celle sur les sujets sains : la variation de l'intensité de la douleur par le port d'une ceinture, l'influence du genre du sujet et l'effet des ceintures sur la posture.

5.1. Évaluation clinique du mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire sur quinze sujets lombalgiques

5.1.5 Conclusion

Ce protocole clinique a permis d'analyser le mode d'action des ceintures de soutien lombaire par la mesure du bien-être, de la douleur, de la pression, de la déformation et de la surface du tronc. Les ceintures de soutien lombaire diminuent la douleur en appliquant une pression sur les côtés principalement. Les ceintures de soutien lombaire semblent modifier la posture. Les ceintures sont identiques dans leur mode d'action pour un même serrage. Par contre, elles diffèrent en termes de soulagement de la douleur, de leur tolérance par le sujet et de leurs possibilités de serrage.

Cette analyse devrait pouvoir se poursuivre par l'analyse de la pression appliquée sur l'avant du tronc, élément qui n'a pu être analysé dans cette étude. Le lien existant entre la morphologie et l'action des ceintures devrait être étudié plus en détail par une étude approfondie de la surface du tronc en fonction des distributions de déformation et de pression obtenues. L'impact des ceintures sur la lordose lombaire devrait également être mesuré.

5.2 Bibliographie

- Bonnaire, R., Verhaeghe, M., Molimard, J., Calmels, P., and Convert, R. (2014). Characterization of a pressure measuring system for the evaluation of medical devices. *Part H: Journal of Engineering in Medicine*, submitted.
- Jolliffe, I. (2005). Principal component analysis. In *Encyclopedia of Statistics in Behavioral Science*. John Wiley & Sons, Ltd, 488p.
- Rusinkiewicz, S. and Levoy, M. (2001). Efficient variants of the ICP algorithm. *3-D Digital Imaging and Modeling, 2001. Proceedings. Third International Conference on*, pages 145–152.

6 Modélisation numérique des ceintures de soutien lombaire

Ce chapitre présente une étude numérique. Elle permet de caractériser l'influence du type et de la hauteur des ceintures, de la morphologie des sujets et des propriétés mécaniques des structures sur la pression abdominale, la pression intradiscale et la modification de la lordose lombaire.

Sommaire

6.1 Etude paramétrique des ceintures lombaire dans le cas de la lombalgie : effet de la spécificité des patients	193
6.1.1 Introduction	193
6.1.2 Méthodologie	194
6.1.3 Résultats	201
6.1.4 Discussion	206
6.1.5 Conclusion	209
6.2 Bibliographie	210

6.1 Etude paramétrique des ceintures lombaire dans le cas de la lombalgie : effet de la spécificité des patients

6.1.1 Introduction

La lombalgie est une douleur du segment lombaire du rachis. Elle est catégorisée selon son origine et sa durée. Dans cette étude, seules les lombalgies subaigües ou chroniques communes, c'est-à-dire ayant une origine mécanique, seront étudiées. Les lombalgies subaigües correspondent à une douleur de quelques jours ou par épisodes itératifs sur plusieurs mois (Stucki and Waldburger, 2001). Les lombalgies chroniques correspondent à une douleur continue sur au moins trois mois.

Les traitements de la lombalgie sont variés et ne sont pas toujours clairement codifiés. Un des traitements proposés est le port d'orthèse lombaire. L'efficacité de ce type de traitement dans le cas de la lombalgie subaigüe et chronique a été démontrée (Calmels et al., 2009). Cependant, peu d'études existent permettant de bien comprendre le mode d'action de ces orthèses. Les conclusions actuelles de ces études sont que les orthèses

- entraînent une limitation des amplitudes du tronc (Axelsson et al., 1992; Calmels and Fayolle-Minon, 1996; Fidler and Plasmans, 1983) ;
- diminuent les contraintes discales d'environ 25% lors d'une contention lombosacrée semi-rigide par exemple, mais les résultats sont variables, car l'augmentation de la pression abdominale n'induit pas à elle seule la baisse de la pression discale (Andersson and Ortengren, 1974; McGill et al., 1990; Nachemson and Morris, 1964) ;
- n'ont aucun effet négatif sur la force musculaire (Fayolle-Minon and Calmels, 2008; Kawaguchi et al., 2002; Reyna et al., 1995; Warren et al., 2001) ;
- permettent une correction posturale par la modification de la lordose lombaire (Cholewicki et al., 2006; Dalichau and Scheele, 2000; Thoumie et al., 1998) ;
- ont des effets sur la douleur, l'inflammation, l'activité neuromusculaire et proprioceptive, ainsi que des effets décontracturants (Holmström and Moritz, 1992; Million et al., 1981; Valle-Jones et al., 1992; Willner, 1985) ;
- permettent une amélioration des activités de la vie quotidienne (Calmels et al., 2009; Valle-Jones et al., 1992) ;
- ont un bénéfice économique en diminuant la consommation de médicaments (Calmels et al., 2009) et ainsi un certain risque de complications iatrogènes.

Aucune étude globale du mode d'action des orthèses et aucune étude reposant sur la modélisation numérique de l'effet des orthèses sur le tronc dans le cas de la lombalgie n'a été trouvée dans la revue de la littérature.

Pourtant, de nombreuses modélisations du tronc humain et plus particulièrement de la colonne, existent. Ces modélisations sont classables en trois types : des modélisations détaillées, des modélisations simplifiées et des modélisations hybrides, c'est-à-dire contenant des zones très détaillées et des zones très simplifiées. Des modèles numériques ont été utilisés, par exemple, pour comparer l'influence de paramètres sur le traitement engendré par certaines techniques chirurgicales ou autres (Carrier et al., 2004; Nagasao et al., 2010; Pankoke et al., 2001), pour modéliser certains phénomènes, comme la croissance du rachis (Huynh et al., 2007; Lafortune et al., 2007; Villemure et al., 2004) ou l'effet du port d'une charge (Arjmand et al., 2012; Bazrgari et al., 2011). Une étude apparaît proche de l'étude proposée. Elle analyse le mode d'action de corsets dans le cadre d'une scoliose idiopathique adolescente (Clin et al., 2007).

Dans notre étude, un seul type d'orthèse lombaire, utilisé dans le cadre du traitement de la lombalgie commune subaigüe ou chronique, a été analysé à l'aide d'un modèle numérique : les ceintures de soutien lombaire. L'objectif est de réaliser une étude globale de compréhension du fonctionnement des ceintures, afin de déterminer les paramètres influents sur le traitement de la lombalgie, à l'aide d'une modélisation par éléments finis du tronc. Les paramètres étudiés seront liés à la morphologie du patient, à la ceinture et aux caractéristiques mécaniques des structures du tronc humain.

6.1.2 Méthodologie

6.1.2.1 Modélisation du tronc

Modélisation géométrique : Le modèle développé au cours de cette étude est un modèle volumique simplifié du tronc humain. Ce modèle est construit à l'aide d'une radiographie postéro-antérieure et latérale du tronc d'une seule personne. A partir de ces radiographies, les éléments suivants sont mesurés :

- l'inclinaison latérale de chaque plateau intervertébral dans le plan sagittal,
- la hauteur en leur centre des vertèbres thoraciques et lombaires,
- le diamètre des corps vertébraux au niveau thoracique et lombaire,
- la hauteur en leur centre, des disques intervertébraux dans les régions thoracique et lombaire,
- la largeur du tronc au niveau de la poitrine, du dessous de poitrine, de la taille et des hanches dans le plan frontal,
- l'épaisseur du tronc au niveau de la poitrine, du dessous de poitrine, de la taille et des hanches dans le plan sagittal.

Chaque vertèbre est modélisée par un cylindre de diamètre égal au diamètre du corps vertébral mesuré et de hauteur égale à la hauteur de la vertèbre mesurée sur les

6.1. Etude paramétrique des ceintures lombaire dans le cas de la lombalgie : effet de la spécificité des patients

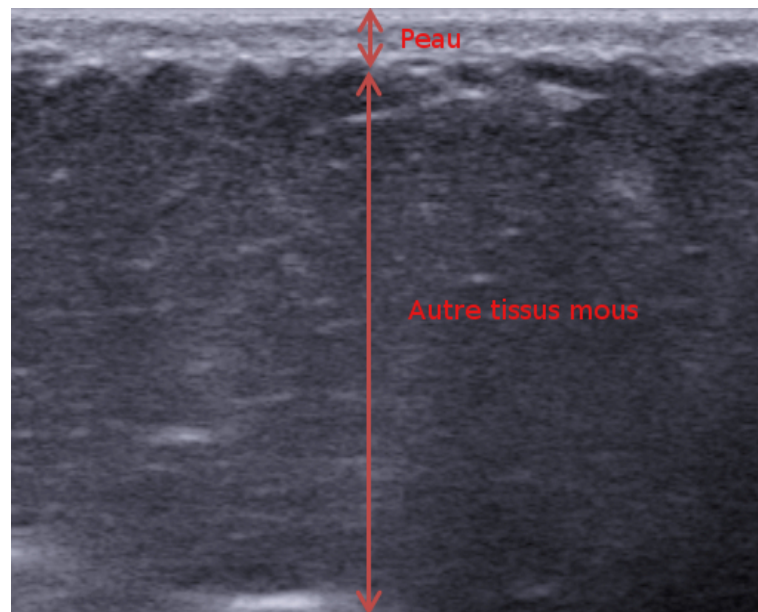


Figure 6.1 – Image par échographie ayant permis la mesure de l'épaisseur de la peau au niveau du tronc

radiographies. La lordose lombaire et la cyphose thoracique sont construites à l'aide de deux arcs de cercles obtenus grâce aux inclinaisons latérales de chaque plateau vertébral. Il est supposé que les vertèbres ont des plateaux vertébraux inférieur et supérieur parallèles. Les parties postérieures ne sont pas représentées dans ce modèle, car leur action sont supposées négligeables pour cette étude. Les disques intervertébraux sont représentés par les volumes permettant de relier deux vertèbres, et ayant pour hauteur au centre celle mesurée pour les disques sur les radiographies. Les disques intervertébraux sont divisés en deux parties : une partie circulaire centrale correspondant à 30% du volume du disque afin de représenter le nucléus et une partie annulaire périphérique correspondante au reste du volume du disque afin de représenter l'annulus (Chagnon et al., 2010).

La géométrie globale du tronc a été construite à l'aide de quatre ellipses situées au niveau de la poitrine, du dessous de poitrine, de la taille et des hanches. Le grand axe de chaque ellipse est égal à la largeur du tronc dans le plan frontal et le petit axe à l'épaisseur du tronc dans le plan sagittal mesurées sur les radiographies. Les tissus constituant le tronc, en dehors de la colonne vertébrale, sont divisés en trois zones afin de représenter l'abdomen, les crêtes iliaques et le reste du tronc, comprenant le thorax et les tissus mous dans la zone du dos. La surface du tronc, correspondant à la peau, a des propriétés mécaniques différentes du reste du volume. Cette peau a une épaisseur de 4mm, valeur déterminée par échographie au niveau du tronc sur deux sujets humains vivants (voir figure 6.1). La figure 6.2 représente la géométrie du tronc.

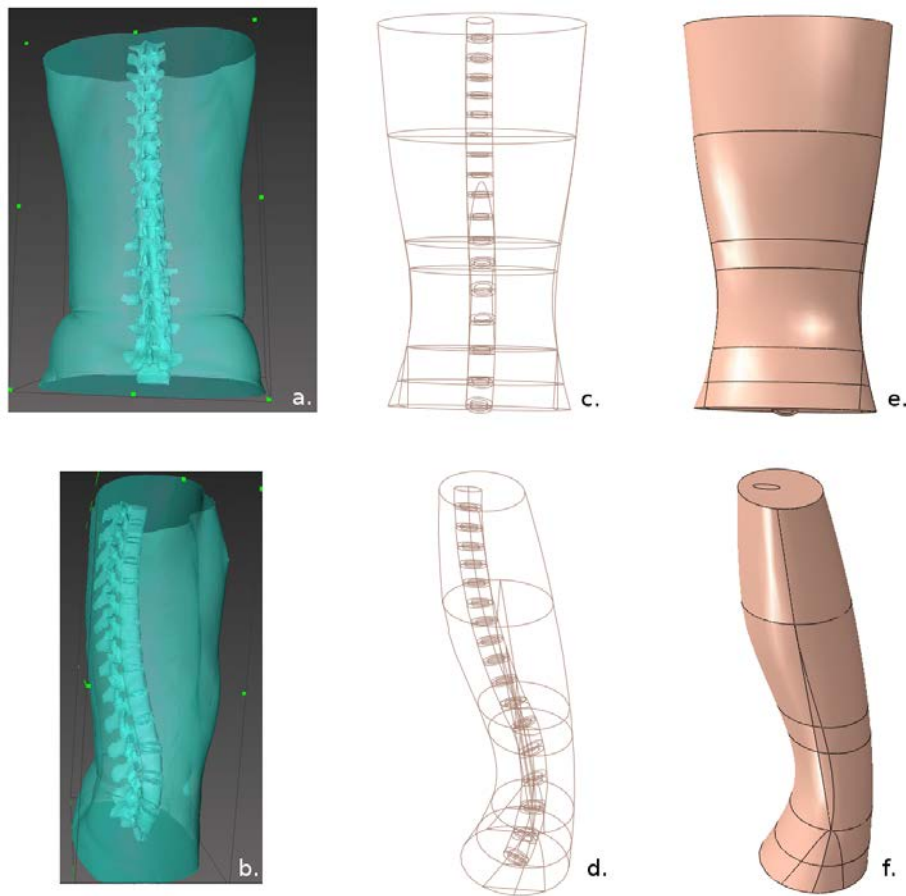


Figure 6.2 – Représentation de la modélisation d’une géométrie du tronc pour cette étude : géométrie du tronc avant modélisation a. de dos et b. de profil ; géométrie du tronc modélisée c. et e. de dos, d. et f. de profil

Modélisation par éléments finis du tronc : La géométrie est maillée à l’aide d’éléments linéaires élastiques tétraédriques avec quatre nœuds. La figure 6.3 représente le modèle maillé du tronc. Pour déterminer le nombre adéquat d’éléments, une étude de convergence a été réalisée. Elle a consisté en la détermination de la pression moyenne abdominale et intradiscale dans la région lombaire en fonction de la taille moyenne des éléments. Cette étude a été réalisée sur les huit sujets modélisés dans cette étude, décrit dans le paragraphe 6.1.2.2. Cette étude de convergence est faite sur la taille moyenne des éléments et non sur le nombre d’éléments, car le nombre d’éléments varie pour une même taille moyenne d’éléments, pour chaque géométrie.

Dans un souci de simplicité du modèle et parce que les déformations sont très faibles, toutes les structures ont des propriétés mécaniques linéaires élastiques. Les propriétés mécaniques des structures peuvent varier en fonction de l’âge et de la musculature du sujet modélisé. Les propriétés mécaniques des structures feront donc partie des

6.1. Etude paramétrique des ceintures lombaire dans le cas de la lombalgie : effet de la spécificité des patients

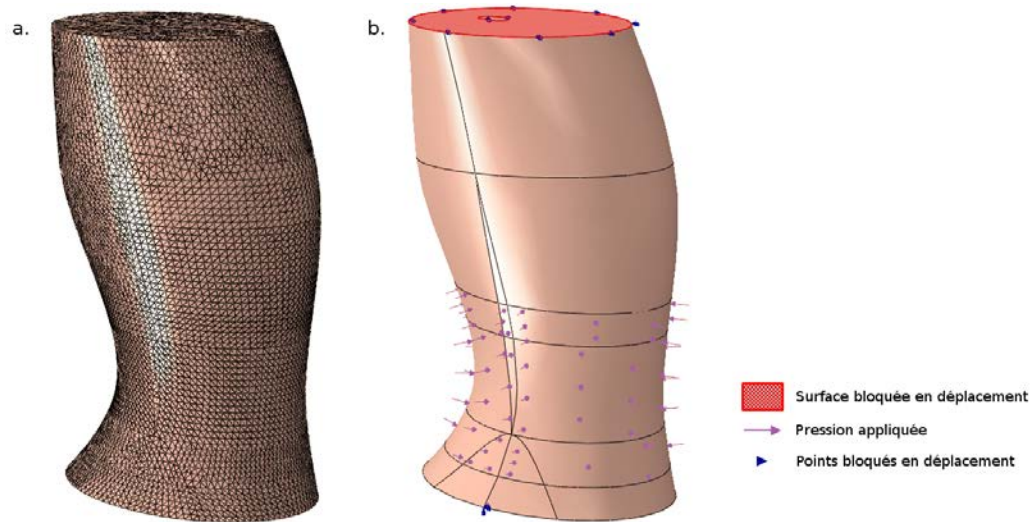


Figure 6.3 – Représentation : a. du maillage du modèle par éléments finis du tronc et b. des conditions aux limites

paramètres analysés au cours de cette étude.

Suite à de nombreuses études sur différents jeux de conditions aux limites possibles, elles ont été déterminées afin d'obtenir un mouvement réaliste du tronc par l'application de la ceinture. Lorsqu'un patient met une ceinture, le bassin peut faire une légère rotation par rapport à l'axe transversal. En outre, le patient a tendance à se redresser. Il a donc été choisi de bloquer le plateau supérieur du tronc en translation dans le plan transverse. Le haut du tronc peut translater dans le plan frontal. Le plateau inférieur du tronc est contraint afin de permettre la rotation de ce plateau uniquement suivant l'axe transversal. Cette contrainte est obtenue par l'encastrement des deux points à l'intersection de l'ellipse, représentant l'extrémité du plateau inférieur du tronc, et du plan frontal du tronc. Les conditions aux limites sont schématisées sur la figure 6.3.

Modélisation de la ceinture de soutien lombaire : Les ceintures de soutien lombaire sont des dispositifs médicaux composés principalement de tissu dans lequel est inséré quatre baleines en acier sur la partie dorsale et une baleine souple sur la partie ventrale. Ils peuvent contenir une ou deux épaisseurs de tissu. La double épaisseur de tissu est obtenue par une sangle de rappel. Dans cette modélisation par éléments finis, il a été choisi de représenter la ceinture de soutien lombaire, de façon globale, comme l'application d'une pression au niveau lombaire sur le tronc. Le bas de la ceinture est situé au niveau du plateau inférieur de la vertèbre lombaire L4. Cette pression est

obtenue grâce à la loi de Laplace (voir equation 6.1) (Dubuis et al., 2012):

$$\begin{aligned} P &= \frac{T}{R} \text{ si } T \text{ et } R > 0 \\ P &= 0 \text{ si } T \text{ et } R \leq 0 \end{aligned} \quad (6.1)$$

avec T la tension linéique de la ceinture sur le tronc et R le rayon de courbure du tronc au point d'application de la pression. La tension linéique des ceintures de soutien lombaire utilisée dans cette étude a été obtenue grâce à des essais de traction sur les ceintures (voir chapitre 2). Cette modélisation globale de la ceinture ne permet pas d'étudier l'action spécifique de certaines structures de la ceinture, comme les baleines dorsales, mais permet une modélisation simplifiée suffisante dans l'objectif de cette étude.

Evaluation de la modélisation de la ceinture : Une étude clinique a été réalisée sur quinze sujets lombalgiques (voir chapitre 5). Au cours de cette étude, la pression d'interface entre la ceinture et le tronc des sujets a été mesurée à l'aide de matrices de pression piezorésistives. Les ceintures portées par les sujets au cours de cette étude clinique comprennent les deux ceintures modélisée dans cette étude numérique. La pression moyenne mesurée au cours de l'étude clinique a donc pu être comparée à la pression obtenue par la loi de Laplace.

6.1.2.2 Etude paramétrique

Paramètres d'entrée : Pour déterminer les paramètres influents sur le traitement de la lombalgie lors du port d'une ceinture de soutien lombaire, un plan d'expériences numériques a été construit. Les paramètres d'entrée de ce plan sont :

- des paramètres morphologiques du patient : taille, corpulence et angle de lordose du patient,
- des paramètres caractéristiques de la ceinture de soutien lombaire : type et hauteur de ceinture,
- les propriétés mécaniques des structures composant le modèle : peau, abdomen, annulus, nucléus, os et autres tissus mous.

Afin de faire varier les paramètres morphologiques du patient, une géométrie de base a été construite comme décrit au paragraphe 6.1.2.1. Cette géométrie a été obtenue par les radiographies d'un patient, choisi car il ne présentait aucune déformation 3D du rachis. Cette géométrie a été ensuite modifiée proportionnellement afin d'obtenir un tronc de taille caractéristique d'une personne de 160cm et d'une personne de 180cm. La géométrie de base correspondait à une personne ayant un tour de taille faible. Cette géométrie de base a donc été considérée comme "maigre". Les épaisseurs du tronc dans

6.1. Etude paramétrique des ceintures lombaire dans le cas de la lombalgie : effet de la spécificité des patients

Table 6.1 – Coefficient de Poisson des différentes structures du modèle

Structure du modèle	Coefficient de Poisson
Abdomen	0,45
Annulus	0,45
Nucléus	0,48
Peau	0,2
Os	0,3
Autres tissus mous	0,45

le plan sagittal au niveau de la taille et des hanches ont été doublées afin d'obtenir la géométrie d'un sujet dit "gros". Enfin, les angles d'inclinaison des vertèbres lombaires ont été modifiés pour obtenir des sujets ayant une lordose lombaire faible de 33° ou une lordose lombaire importante de 53°. Des sujets hypo et hyperlordosés ont donc pu être modélisés. Finalement, huit géométries caractéristiques ont été obtenues en faisant varier la taille (grand/petit), la corpulence (maigre/gros) et la lordose lombaire (hypo/hyperlordosé).

Deux types de ceintures lombaires ont été modélisées par la modification de la tension linéique dans la loi de Laplace. Ces ceintures correspondent à une ceinture légère comprenant une seule épaisseur de tissu (nommée commercialement LombaSkin®) et à une ceinture plus rigide contenant une sangle de rappel (nommée commercialement Lombacross Activity®). La hauteur des ceintures peut également varier par la modification de la hauteur de la zone d'application de la pression. Les deux hauteurs choisies correspondent à celles actuellement commercialement disponibles.

Les propriétés mécaniques des structures biomécaniques sont les modules d'Young et les coefficients de Poisson. Les coefficients de Poisson, utilisés dans le modèle et provenant de la littérature (Clin et al., 2007; Goel et al., 1993; Périé et al., 2004; Sylvestre et al., 2007), sont donnés dans le tableau 6.1. Seuls les modules d'Young vont varier dans cette étude paramétrique. Ils sont définis par des paramètres continus, contrairement aux autres paramètres et peuvent varier dans un intervalle obtenu d'après des données de la littérature (Clin et al., 2007; Goel et al., 1993; Périé et al., 2004; Sylvestre et al., 2007). Cette étude paramétrique comporte donc 11 paramètres d'entrée (voir tableau 6.2).

Paramètres de sortie : En sortie, les trois paramètres observés sont :

- la variation de pression abdominale, car elle caractérise l'impact directe des ceintures sur le tronc,
- la variation de la lordose caractérisée par la mesure du déplacement moyen des

Chapitre 6. Modélisation numérique des ceintures de soutien lombaire

vertèbres lombaires dans le plan sagittal, afin de déterminer si les ceintures ont un impact sur la posture du sujet,

- la variation de pression intradiscale au niveau lombaire, car l'effet antalgique pourrait provenir de la diminution de la pression intradiscale.

Table 6.2 – Morphologie des sujets modélisés, caractéristiques des ceintures étudiées et intervalle de variation des propriétés mécaniques des structures pour l'étude paramétrique

Paramètres	-1	+1
Taille du sujet (cm)	160	180
Corpulence du sujet	maigre	gros
Lordose du sujet	33	53
Type de ceinture	LombaSkin®	Lombacross Activity®
Hauteur de ceinture (cm)	21	26
Module d'Young de l'abdomen (MPa)	0,01	1
Module d'Young de l'annulus (MPa)	4	14,9
Module d'Young du nucleus (MPa)	3	8
Module d'Young de la peau (MPa)	1	5
Module d'Young de l'os (MPa)	1000	12 000
Module d'Young des autres tissus mous (MPa)	0,55	1

Plan d'expériences : Le plan utilisé est un plan hypercube latin stratifié de 100 expériences. Il a été choisi de travailler avec ce plan, car il permet, avec relativement peu d'expériences, de parcourir l'ensemble de l'espace d'étude tout en permettant l'analyse de paramètres d'entrée binaire ou continue. De plus, ce plan ne génère pas de priorité dans les paramètres d'entrée, ce qui permet d'éviter des biais dans les résultats de l'étude.

6.1. Etude paramétrique des ceintures lombaire dans le cas de la lombalgie : effet de la spécificité des patients

6.1.3 Résultats

6.1.3.1 Etude de convergence

La figure 6.4 représente la variation de la pression moyenne abdominale en fonction de la taille des éléments pour le patient hypolordosé le plus maigre et le plus petit de l'étude. La convergence est obtenue pour une taille d'éléments inférieure à 15 mm, correspondant à un peu plus de 80 000 éléments, dans le cas présenté. Des résultats proches ont été trouvés pour les sept autres géométries modélisées. L'étude de convergence menée sur les huit géométries de sujet utilisées, permet de conclure que la convergence est atteinte pour tous les cas, lorsque les éléments sont de taille moyenne de 10mm. Cette taille moyenne correspond à des modèles comprenant de 242 230 à 481 850 éléments. Elle a donc été choisie pour la réalisation des 100 expériences du plan.

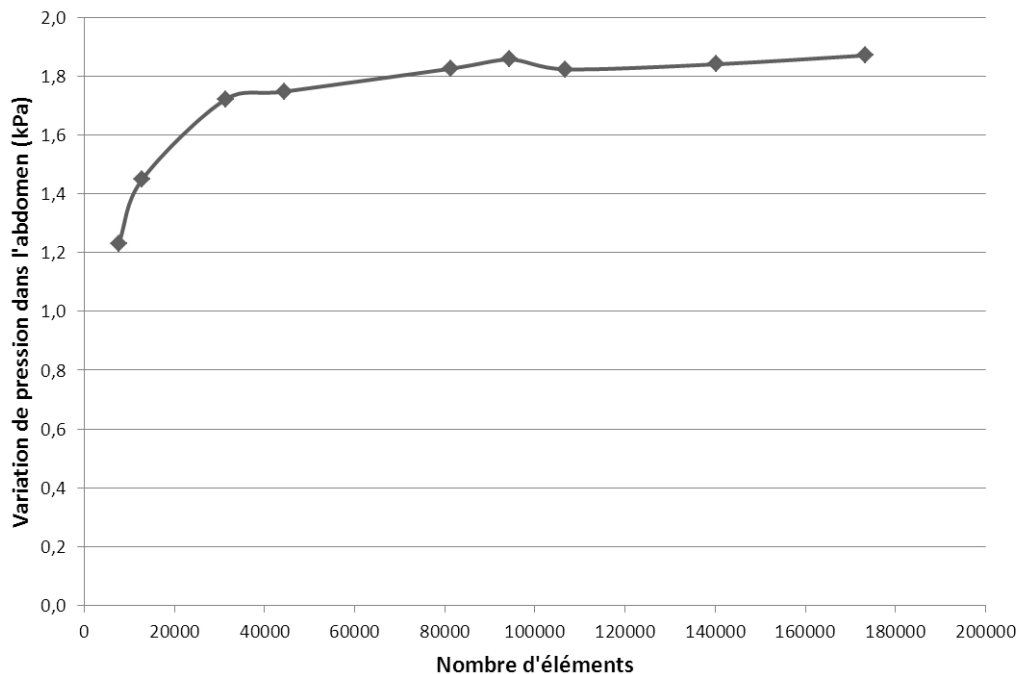


Figure 6.4 – Résultat de l'étude de convergence : variation de la pression abdominale moyenne dans le modèle en fonction du nombre d'éléments

6.1.3.2 Evaluation de la modélisation de la ceinture

Lors de l'étude clinique, la pression moyenne appliquée est de 1,12 kPa ou de 2,03 kPa pour respectivement une ceinture de soutien lombaire simple ou double épaisseur de tissu. Dans notre modèle, la pression moyenne appliquée afin de modéliser la ceinture est de 1,06 kPa ou de 2,16 kPa pour respectivement une ceinture de soutien lombaire simple ou double épaisseur de tissu. L'erreur moyenne provenant de la modélisation simplifiée de la ceinture par la loi de Laplace est donc de 6%. La modélisation de la

ceinture est acceptable.

6.1.3.3 Exemple de résultats détaillés sur un sujet modélisé

La figure 6.5 montre des résultats en pression et en déplacement pour deux sujets modélisés dans cette étude.

Les déplacements sont très différents entre le ventre et le dos du sujet. Par contre, les déplacements sont symétriques suivant le plan sagittal. Ils sont donc identiques entre le côté droit et gauche du sujet. Au niveau des crêtes illiaques, les déplacements sont très faibles, voire nuls.

La pression est la plus importante dans les crêtes illiaques. La pression est également importante dans l'abdomen, alors qu'elle est négative dans le dos du patient au niveau lombaire.

6.1.3.4 Etude paramétrique

Le plan d'expérience hypercube latin stratifié a permis de construire un modèle linéaire suivant l'équation 6.2 suivante :

$$Y = \beta_0 + \beta_t X_t + \beta_g X_g + \beta_l X_l + \beta_{tc} X_{tc} + \beta_h X_h + \beta_{pab} X_{pab} + \beta_{pan} X_{pan} + \beta_{pn} X_{pn} + \beta_{pp} X_{pp} + \beta_{po} X_{po} + \beta_{pat} X_{pat} \quad (6.2)$$

avec Y la variable de sortie pouvant être soit la variation de pression abdominale, soit la variation de pression intradiscale, soit le déplacement moyen des vertèbres lombaires dans le plan sagittal, β_0 qui est la valeur moyenne du modèle linéaire, les β_i qui correspondent aux coefficients linéaires du modèle et ont pour indice t pour la taille du patient, g pour la corpulence du patient, l pour la lordose du patient, tc pour le type de ceinture, h pour la hauteur de ceinture, pab pour le module d'Young de l'abdomen, pan pour le module d'Young de l'annulus, pn pour le module d'Young du nucléus, pp pour le module d'Young de la peau, po pour le module d'Young de l'os et pat pour le module d'Young des autres tissus mous, et X les variables d'entrée avec les mêmes indices que pour les coefficients β . Le déplacement moyen des vertèbres est pris positif lorsque la lordose augmente. Le modèle a été choisi linéaire sans interaction car les paramètres d'interaction sont faibles par rapport aux paramètres principaux.

La figure 6.6 représente le tracé des coefficients linéaires du modèle pour la variation des pressions abdominale et intradiscales, et du déplacement moyen des vertèbres lombaires, liée à la variation de lordose. Cette représentation graphique du modèle linéaire développé, permet de déterminer les paramètres les plus influents. En effet, plus le coefficient linéaire est grand par rapport à la valeur moyenne du paramètre de sortie, plus le paramètre d'entrée correspondant au coefficient linéaire est influant.

Ainsi, les paramètres les plus influents sur le déplacement des vertèbres lombaires

6.1. Etude paramétrique des ceintures lombaire dans le cas de la lombalgie : effet de la spécificité des patients

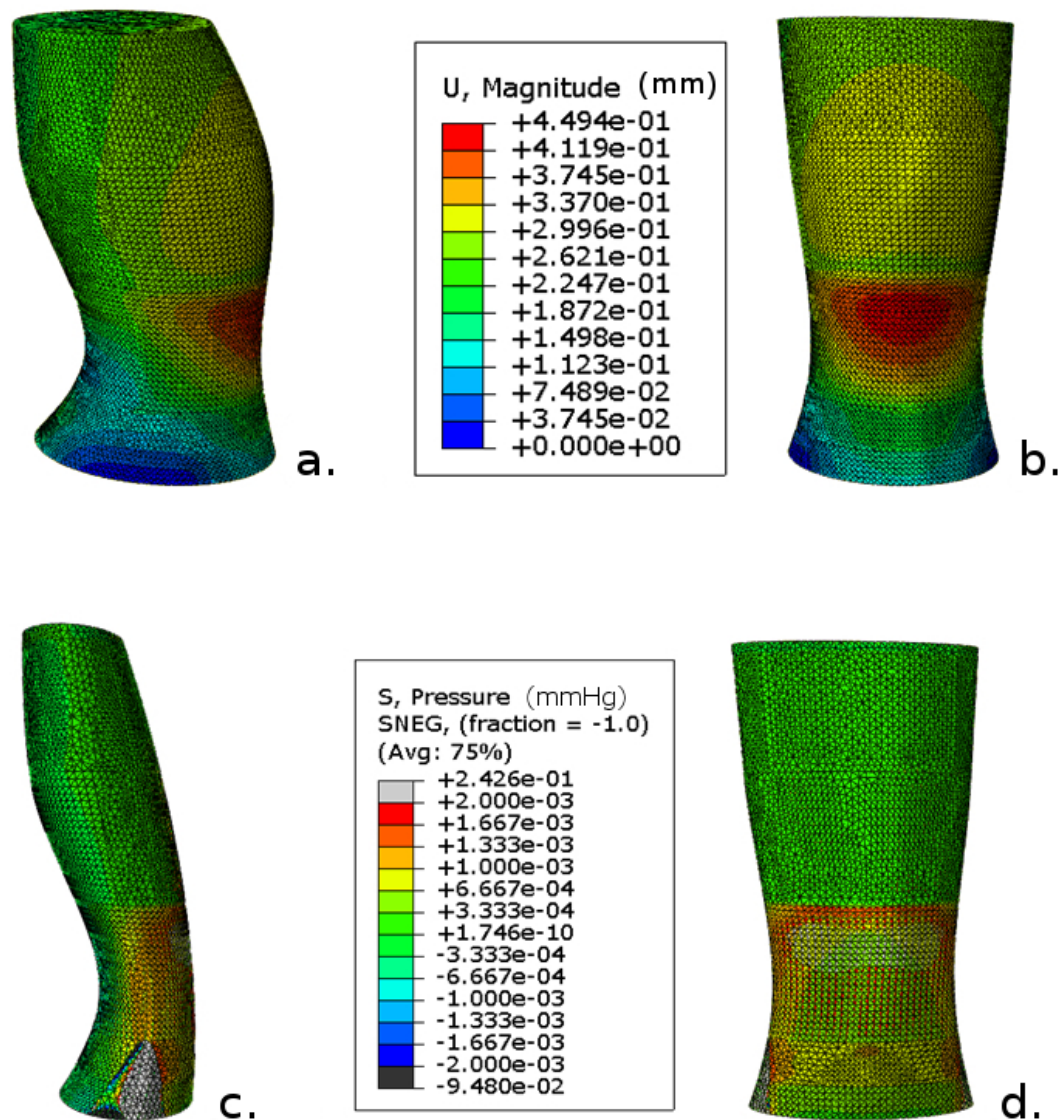


Figure 6.5 – Résultat en déplacement sur un sujet hyperlordosé, gros et grand : a. de profil et b. de face, et en pression sur un sujet hypolordosé, maigre et petit : c. de profil et d. de face

sont le tour de taille, la hauteur de la ceinture et le type de ceinture et la lordose lombaire du sujet avant le port de la ceinture ; les paramètres les moins influents sont la taille du sujet et le module d'Young de l'annulus.

Pour ce qui est de la variation de la pression abdominale, les paramètres les plus influents sont la hauteur et de le type de ceinture ainsi que la lordose lombaire ; les paramètres les moins influents sont le tour de taille du sujet et les propriétés mécaniques de la peau et de l'annulus.

Chapitre 6. Modélisation numérique des ceintures de soutien lombaire

Enfin, les paramètres influençant la variation de la pression intradiscale sont le type de ceinture, la taille et le tour de taille du sujet, tandis que le paramètre le moins influant est le module d'Young de la peau.

Le bilan de l'influence des paramètres d'entrée sur ceux de sortie est donné dans le tableau 6.3.

Table 6.3 – Influence des paramètres d'entrée sur les paramètres de sortie

Paramètres	Pression abdominale moyenne	Pression intradiscale moyenne	Variation de la lordose lombaire
Taille du sujet	+	++	-
Corpulence du sujet	-	++	++
Lordose du sujet	++	+	+
Type de ceinture	++	++	+
Hauteur de ceinture	++	+	+
Module d'Young de l'abdomen (MPa)	+	-	-
Module d'Young de l'annulus (MPa)	-	+	-
Module d'Young du nucleus (MPa)	+	+	-
Module d'Young de la peau (MPa)	-	-	-
Module d'Young de l'os (MPa)	-	-	-
Module d'Young des autres tissus mous (MPa)	-	+	-

6.1. Etude paramétrique des ceintures lombaire dans le cas de la lombalgie : effet de la spécificité des patients

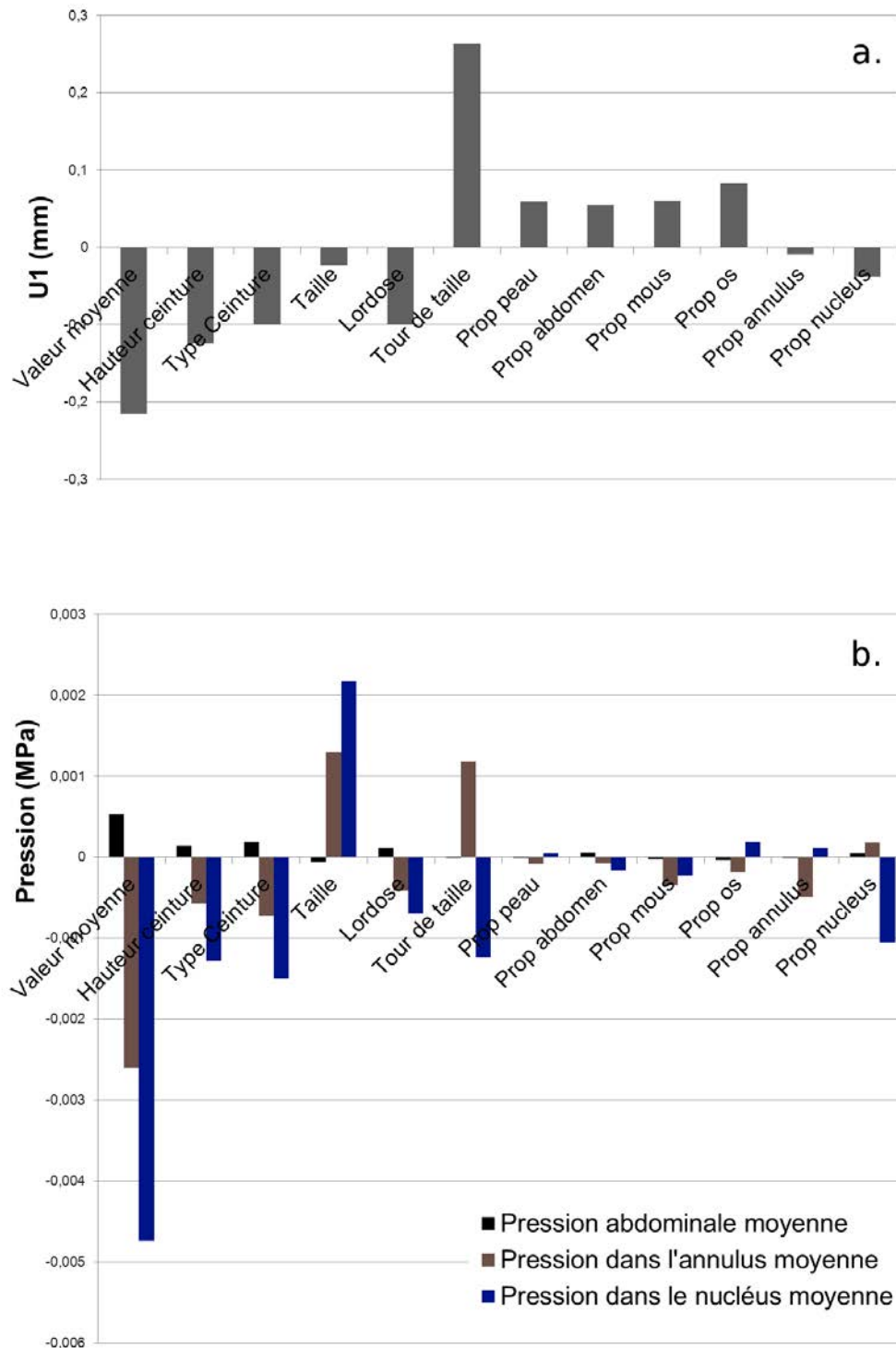


Figure 6.6 – Représentation des coefficients linéaires obtenus d'après l'analyse par plan d'expériences pour : a. le déplacement des vertèbres lombaires, b. la variation des pressions abdominale et intradiscale

6.1.4 Discussion

6.1.4.1 Le modèle du tronc

Le modèle par éléments finis du tronc développé est un modèle très simple géométriquement, mais comprenant de nombreuses structures comme l'abdomen, les crêtes iliaques et le rachis. Son avantage principal est de permettre une modélisation rapide de différentes morphologies uniquement à partir de deux radiographies complètes du tronc. Ce modèle est également adaptable pour ne modéliser qu'une partie du tronc, comme la région lombaire. Un autre avantage de ce modèle est un temps de calcul faible, ce qui procure la possibilité de tester de nombreuses configurations en un temps raisonnable.

Lors de la construction de ce modèle, plusieurs hypothèses ont été réalisées.

Premièrement, les déformations ont été supposées faibles, ce qui a permis de modéliser les structures par des propriétés linéaires élastiques. Cette hypothèse est vérifiée, car les sollicitations permettent de rester dans la zone linéaire de la loi de comportement des structures biomécaniques.

Secondairement, afin de simplifier le modèle et de ne pas modéliser les parties postérieures des vertèbres présentes dans d'autres modèles (Wagnac et al., 2012), il a été supposé que la rotation des vertèbres dans l'axe transversal est faible lors de l'application de la pression représentant la ceinture. La rotation des vertèbres observée dans le modèle est inférieure à 5°. Cette rotation est faible par rapport à la lordose lombaire et la cyphose thoracique des patients avant l'application de la pression. Cette deuxième hypothèse est donc également validée.

Troisièmement, les contraintes initiales dans le tronc dues à la gravité et à la présence de la tête et des jambes ne sont pas prises en compte dans le modèle, contrairement à d'autres modèles (Clin et al., 2007; Dreischarf et al., 2011, 2010). Cette hypothèse est correcte car l'étude ne porte que sur la variation de pression et le déplacement des vertèbres et non des valeurs absolues de pression ou de déformation.

Quatrièmement, il a été choisi de représenter l'action de la ceinture de soutien lombaire par un champ de pression obtenu à partir de la loi de Laplace, comme cela a déjà été proposé pour les chaussettes de compression dans une autre étude (Dubuis et al., 2012). Les pressions moyennes appliquées par des ceintures de soutien lombaire obtenues lors d'une étude clinique sur quinze sujets lombalgiques (voir chapitre 5) montrent que cette modélisation simpliste est adéquate. La différence de pression entre la modélisation et la mesure clinique n'est que de 6%.

Dans le cadre de notre étude, les hypothèses émises sont donc toutes justifiées. En outre, l'étude clinique permet de montrer que la variation de volume du tronc mesurée sur l'homme lors du port d'une ceinture de soutien lombaire est quasiment identique

6.1. Etude paramétrique des ceintures lombaire dans le cas de la lombalgie : effet de la spécificité des patients

à la variation de volume obtenue dans ce modèle. Ceci prouve que, pour une étude globale du mode d'action des ceintures de soutien lombaire, notre modèle est valide.

6.1.4.2 Mode d'action d'une ceinture de soutien lombaire

L'observation de la variation des pressions et des déplacements sur un patient permet d'expliquer le mode d'action des ceintures de soutien lombaire. La ceinture applique une pression qui fait augmenter fortement la pression abdominale. Cette augmentation engendre une légère modification de la lordose et une diminution de la pression intradiscale afin d'obtenir un équilibre mécanique. La variation de la pression intradiscale est faible, d'environ 1% (Munoz et al., 2014), mais semble contribuer au soulagement de la douleur.

Dans tous les cas d'études, la pression dorsale dans les tissus mous est négative proche de la surface. Cette zone est donc soumise à une traction qui s'explique par le fait que la partie avant du tronc se déplace plus que la partie arrière. Ceci est dû à la présence du rachis, structure très rigide, dans la partie postérieure du tronc, qui modifie la distribution homogène de la pression dans les tissus mous.

Un dernier élément important à relever est une forte pression dans les crêtes iliaques. Bien que ceci s'explique logiquement par le fait que les crêtes iliaques soient des structures très rigides par rapport aux tissus mous du tronc, ceci peut avoir une importance sur le bien-être ressenti engendré par le port de la ceinture. Si la pression appliquée par la ceinture est trop importante, le patient aura plus de mal à accepter sa ceinture. Le bien-être ressenti est un élément important dans le traitement par orthèses (Pierrat et al., 2013).

6.1.4.3 Influence des paramètres dans le traitement de la lombalgie

L'étude paramétrique a permis de déterminer les paramètres influants sur la variation de pression abdominale, intradiscale et le déplacement des vertèbres lombaires, en lien avec la modification de lordose lombaire.

Ces trois paramètres de sortie ont été choisis car ils sont supposés avoir une contribution au soulagement de la douleur. Effectivement, dans la lombalgie, on constate une pression trop importante dans les disques intervertébraux de la région lombaire du rachis (Malik and Joseph, 2007; Poiraudéau et al., 2004; Preuss and Fung, 2005; Turgut et al., 2008). Il est donc logique de chercher à la diminuer.

Il existe au moins deux possibilités pour modifier cette pression intradiscale :

- La première est de modifier la pression abdominale, qui engendre une variation de la pression intradiscale.
- La deuxième est de faire varier la lordose lombaire.

Chapitre 6. Modélisation numérique des ceintures de soutien lombaire

La modification de pression abdominale et de la lordose lombaire sont liées car la variation de la pression abdominale se traduit par un déplacement des vertèbres, qui engendre une modification de la lordose.

Finalement, les trois paramètres de sortie choisis sont complémentaires et peuvent l'effet thérapeutique des ceintures de soutien lombaire.

Les résultats de l'étude paramétrique montrent que le type et la hauteur de ceinture ont une influence significative sur les trois paramètres de sortie. Le choix de la ceinture est donc important suivant le traitement souhaité. Cette étude est trop limitée pour donner des indications quant au choix à faire suivant le patient.

Cette étude a également permis de déterminer que le tour de taille a une influence sur le déplacement des vertèbres lombaires. Plus un patient est gros, plus la courbure de son tronc est faible. D'après la loi de Laplace, la pression appliquée par une même ceinture est donc plus faible pour un patient plus gros. Les contraintes exercées sur le rachis sont donc plus faibles, ce qui provoquent un déplacement plus faible des vertèbres.

Le déplacement des vertèbres est également influencé par la lordose du patient. L'application d'une pression sur le tronc engendre une diminution de l'angle de lordose. Ainsi, si un patient est hypolordosé, l'angle de lordose diminue plus difficilement que pour un patient hyperlordosé. La variation de pression intradiscale pour les patients hypolordosés provient donc quasiment uniquement de la variation de la pression abdominale. La diminution de la pression intradiscale est plus faible pour les patients hypolordosés que ceux hyperlordosés. Cette constatation permet de conclure que les ceintures de soutien lombaire ont tendance à mieux soulager la douleur pour un patient hyperlordosé que pour un patient hypolordosé.

En outre, l'étude paramétrique prouve que la variation de la pression abdominale est fortement influencée par la lordose lombaire du sujet avant le port de la ceinture. La variation de la pression abdominale dépend de la position du rachis, car le rachis est la structure la plus rigide du modèle. Ainsi, selon le type de pathologie de la lordose (hypo- ou hyperlordose), la position d'une vertèbre dans une coupe transverse du tronc est différente et par conséquent la variation de la pression abdominale.

Cette étude a également montré que la taille du sujet provoque une augmentation de la pression intradiscale. Or, plus un sujet est grand, plus le rapport entre le volume des vertèbres et le volume des disques intervertébraux est grand. Les modifications induites par le port d'une ceinture se concentrent donc dans des zones du rachis proportionnellement plus faibles (les disques intervertébraux). La variation de la pression intradiscale est liée aux contraintes dans les disques : il est donc possible de conclure que plus un sujet est grand, plus la diminution de la pression intradiscale est faible.

Enfin, l'étude paramétrique montre que la nature de la lordose initiale (hypo- ou hyperlordose) et le tour de taille ont une influence importante sur la variation de pression

6.1. Etude paramétrique des ceintures lombaire dans le cas de la lombalgie : effet de la spécificité des patients

intradiscale. D'une part, comme il a été exposé précédemment, le tour de taille influence fortement la variation de l'angle de lordose, et par conséquent la variation de pression intradiscale. D'autre part, la position des vertèbres, liée à la lordose initiale, est un point important pour déterminer la forme des disques intervertébraux et donc leurs pressions à l'équilibre.

Finalement, l'ensemble des résultats de cette étude paramétrique relève les points suivants quant à l'utilisation en clinique des ceintures de soutien lombaire dans le traitement de la lombalgie :

- le choix de la ceinture est très important ;
- il est nécessaire de prendre en compte la morphologie du patient ;
- la ceinture traite de la même façon des sujets musclés ou non, quelque soit leur âge, car ce traitement n'est pas influencé par les caractéristiques mécaniques des structures ; seuls les disques intervertébraux dégénérés peuvent jouer un rôle dans le traitement, car seules les propriétés mécaniques des disques intervertébraux ont une influence sur le traitement.

6.1.5 Conclusion

A partir d'un modèle simplifié du tronc humain obtenu par deux radiographies, une étude paramétrique a permis de déterminer les paramètres influants sur le traitement de la lombalgie à l'aide de ceinture de soutien lombaire. Ces paramètres sont la morphologie du patient et la ceinture de soutien lombaire utilisée.

Le modèle numérique utilisé est simple. Il peut servir de base à des études plus approfondies sur le traitement de la lombalgie par ceintures de soutien lombaire. Afin d'étudier l'impact de l'architecture de la ceinture, la modélisation de la pression appliquée sur le tronc par la loi de Laplace pourrait être modifiée. Par exemple, la tension linéique utilisée dans la loi de Laplace pourrait varier en fonction de la zone d'application. Cette tension linéique pourrait être importante sur la partie dorsale du tronc, pour refléter la présence des baleines dorsales. Par une solution plus précise, il serait possible de modéliser la ceinture par une structure volume comprenant les différentes parties existantes, c'est-à-dire, les tissus, les baleines dorsales et ventrales, ... Ce modèle numérique pourrait également être une base pour une étude de l'impact de la ceinture sur une période de temps de port. Effectivement, l'étude clinique montre que le mouvement a de l'importance sur la répartition de la pression appliquée par la ceinture. Cette étude dynamique nécessiterait la modélisation des muscles du dos par des structures volumiques ayant des caractéristiques spécifiques en dynamique ou des poutres.

Des compléments à cette étude numérique sont donnés à l'annexe C.

6.2 Bibliographie

- Andersson, B. J. and Ortengren, R. (1974). Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. 3. Studies on a wheelchair. *Scand J Rehabil Med*, 6(3):122–127.
- Arjmand, N., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., and Larivière, C. (2012). Predictive equations for lumbar spine loads in load-dependent asymmetric one- and two-handed lifting activities. *Clinical Biomechanics*, 27(6):537–544.
- Axelsson, P., Johnsson, R., and Strömqvist, B. (1992). Effect of lumbar orthosis on intervertebral mobility. A roentgen stereophotogrammetric analysis. *Spine*, 17(6):678–681.
- Bazrgari, B., Nussbaum, M. A., Madigan, M. L., and Shirazi-Adl, A. (2011). Soft tissue wobbling affects trunk dynamic response in sudden perturbations. *Journal of biomechanics*, 44(3):547–551.
- Calmels, P. and Fayolle-Minon, I. (1996). An update on orthotic devices for the lumbar spine based on a review of the literature. *Revue du rhumatisme (English ed.)*, 63(4):285–291.
- Calmels, P., Queneau, P., Hamonet, C., Le Pen, C., Maurel, F., Lerouvreur, C., and Thoumie, P. (2009). Effectiveness of a lumbar belt in subacute low back pain: an open, multicentric, and randomized clinical study. *Spine*, 34(3):215–220.
- Carrier, J., Aubin, C.-E., Villemure, I., and Labelle, H. (2004). Biomechanical modelling of growth modulation following rib shortening or lengthening in adolescent idiopathic scoliosis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42(4):541–548.
- Chagnon, A., Aubin, C.-E., and Villemure, I. (2010). Biomechanical influence of disk properties on the load transfer of healthy and degenerated disks using a poroelastic finite element model. *J Biomech Eng*, 132(11):111006.
- Cholewicki, J., Shah, K. R., and McGill, K. C. (2006). The effects of a 3-week use of lumbosacral orthoses on proprioception in the lumbar spine. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36(4):225–231.
- Clin, J., Aubin, C.-E., and Labelle, H. (2007). Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities. *Medical & biological engineering & computing*, 45(5):467–473.

-
- Dalichau, S. and Scheele, K. (2000). Auswirkungen elastischer lumbal-stützgurte auf den effekt eines muskeltrainingsprogrammes für patienten mit chronischen rücken-schmerzen. *Zeitschrift für Orthopädie*, 138(1):8–16.
- Dreischarf, M., Rohlmann, A., Bergmann, G., and Zander, T. (2011). Optimised loads for the simulation of axial rotation in the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 44(12):2323–2327.
- Dreischarf, M., Zander, T., Bergmann, G., and Rohlmann, A. (2010). A non-optimized follower load path may cause considerable intervertebral rotations. *Journal of Biomechanics*, 43(13):2625–2628.
- Dubuis, L., Avril, S., Debayle, J., and Badel, P. (2012). Patient-specific numerical model of soft tissues in the compressed leg: application to six subjects. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15 Suppl 1:44–45.
- Fayolle-Minon, I. and Calmels, P. (2008). Effect of wearing a lumbar orthosis on trunk muscles: study of the muscle strength after 21days of use on healthy subjects. *Joint Bone Spine*, 75(1):58–63.
- Fidler, M. W. and Plasmans, C. M. (1983). The effect of four types of support on the segmental mobility of the lumbosacral spine. *J Bone Joint Surg Am*, 65(7):943–947.
- Goel, V. K., Kong, W., Han, J. S., Weinstein, J. N., and Gilbertson, L. G. (1993). A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine*, 18(11):1531–1541.
- Holmström, E. and Moritz, U. (1992). Effects of lumbar belts on trunk muscle strength and endurance: a follow-up study of construction workers. *J Spinal Disord*, 5(3):260–266.
- Huynh, A. M., Aubin, C. E., Mathieu, P. A., and Labelle, H. (2007). Simulation of progressive spinal deformities in Duchenne muscular dystrophy using a biomechanical model integrating muscles and vertebral growth modulation. *Clinical Biomechanics*, 22(4):392–399.
- Kawaguchi, Y., Gejo, R., Kanamori, M., and Kimura, T. (2002). Quantitative analysis of the effect of lumbar orthosis on trunk muscle strength and muscle activity in normal subjects. *J Orthop Sci*, 7(4):483–489.
- Lafortune, P., Aubin, C. E., Boulanger, H., Villemure, I., Bagnall, K. M., and Moreau, A. (2007). Biomechanical simulations of the scoliotic deformation process in the pinealectomized chicken: a preliminary study. *Scoliosis*, 2(1):16.

-
- Malik, K. and Joseph, N. J. (2007). Intervertebral disc a source of pain? low back pain: problems and future directions. *Middle East J Anesthesiol*, 19(3):683–692.
- McGill, S. M., Norman, R. W., and Sharratt, M. T. (1990). The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. *Ergonomics*, 33(2):147–160.
- Million, R., Nilsen, K. H., Jayson, M. I., and Baker, R. D. (1981). Evaluation of low back pain and assessment of lumbar corsets with and without back supports. *Ann. Rheum. Dis.*, 40(5):449–454.
- Munoz, F., Rougier, P., Salmochi, J. F., Badel, P., Molimard, J., and Avril, S. (2014). Intradiscal pressure assessment from a finite element model and a sagittal radiograph. *En cours de soumission*.
- Nachemson, A. and Morris, J. M. (1964). In vivo measurements of intradiscal pressure. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 46(5):1077–1092.
- Nagasao, T., Noguchi, M., Miyamoto, J., Jiang, H., Ding, W., Shimizu, Y., and Kishi, K. (2010). Dynamic effects of the nuss procedure on the spine in asymmetric pectus excavatum. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 140(6):1294–1299.
- Pankoke, S., Hofmann, J., and Wölfel, H. P. (2001). Determination of vibration-related spinal loads by numerical simulation. *Clinical Biomechanics*, 16:S45–S56.
- Pierrat, B., Molimard, J., Navarro, L., Avril, S., and Calmels, P. (2013). Evaluation of the mechanical efficiency of knee braces based on computational modeling. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, pages 1–16.
- Poiraudeau, S., Lefevre Colau, M.-M., Fayad, F., Rannou, F., and Revel, M. (2004). Lumbalgies. *EMC-Rhumatologie-Orthopédie*, 1(4):295–319.
- Preuss, R. and Fung, J. (2005). Can acute low back pain result from segmental spinal buckling during sub-maximal activities? A review of the current literature. *Manual therapy*, 10(1):14–20.
- Périé, D., Aubin, C. E., Lacroix, M., Lafon, Y., and Labelle, H. (2004). Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface. *Med Biol Eng Comput*, 42(3):339–344.
- Reyna, J. R., Leggett, S. H., Kenney, K., Holmes, B., and Mooney, V. (1995). The effect of lumbar belts on isolated lumbar muscle. strength and dynamic capacity. *Spine*, 20(1):68–73.

-
- Stucki, R.-F. and Waldburger, M. (2001). Approche multidisciplinaire de la lombalgie commune subaiguë et chronique : expérience suisse romande. *Revue du rhumatisme*, 68(2):178–184.
- Sylvestre, P.-L., Villemure, I., and Aubin, C.-E. (2007). Finite element modeling of the growth plate in a detailed spine model. *Med Biol Eng Comput*, 45(10):977–988.
- Thoumie, P., Drape, J.-L., Aymard, C., and Bedoisseau, M. (1998). Effects of a lumbar support on spine posture and motion assessed by electrogoniometer and continuous recording. *Clinical Biomechanics*, 13(1):18–26.
- Turgut, A. T., Sönmez, I., Çakıt, B. D., Koşar, P., and Koşar, U. (2008). Pineal gland calcification, lumbar intervertebral disc degeneration and abdominal aorta calcifying atherosclerosis correlate in low back pain subjects: a cross-sectional observational CT study. *Pathophysiology*, 15(1):31–39.
- Valle-Jones, J. C., Walsh, H., O'Hara, J., O'Hara, H., Davey, N. B., and Hopkin-Richards, H. (1992). Controlled trial of a back support ('lumbotrain') in patients with non-specific low back pain. *Current medical research and opinion*, 12(9):604–613.
- Villemure, I., Aubin, C. E., Dansereau, J., and Labelle, H. (2004). Biomechanical simulations of the spine deformation process in adolescent idiopathic scoliosis from different pathogenesis hypotheses. *European Spine Journal*, 13(1):83–90.
- Wagnac, E., Arnoux, P.-J., Garo, A., and Aubin, C.-E. (2012). Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions. *Med Biol Eng Comput*, 50(9):903–915.
- Warren, L. P., Appling, S., Oladehin, A., and Griffin, J. (2001). Effect of soft lumbar support belt on abdominal oblique muscle activity in nonimpaired adults during squat lifting. *J Orthop Sports Phys Ther*, 31(6):316–323.
- Willner, S. (1985). Effect of a rigid brace on back pain. *Acta Orthopaedica*, 56(1):40–42.

Discussion générale

Ce projet de thèse avait pour objectif de déterminer le mode d'action mécanique des ceintures de soutien lombaire dans le cadre de la lombalgie commune chronique ou subaiguë. Pour cela, trois méthodes d'évaluation ont été développées : une méthode expérimentale, une méthode clinique et une méthode numérique.

Les méthodes d'évaluations

La démarche scientifique

Afin de répondre à l'objectif principal de cette thèse, il a été décidé de partir des caractéristiques mécaniques des textiles composant les ceintures pour en déduire l'impact sur le rachis.

La première méthodologie développée est expérimentale. Elle a permis de relier les propriétés mécaniques des textiles à celles des ceintures dans leur ensemble. Cette méthodologie a également permis une première évaluation de la pression appliquée par les ceintures à l'aide de la loi de Laplace.

La deuxième méthodologie développée est clinique. Elle s'est découpée en trois étapes : une évaluation des outils de mesure, une validation d'un protocole sur l'humain et la réalisation du protocole sur une cohorte de 15 sujets lombalgiques. Cette évaluation clinique comprenait la mesure de la douleur ressentie, de la sensation de bien-être, de la pression appliquée par la ceinture, de sa déformation et la modification de surface du tronc engendrée par le port d'une ceinture. Elle a permis de déterminer les modes d'action mécanique à la surface du tronc des ceintures de soutien lombaire.

La dernière méthodologie développée est numérique. A partir d'une modélisation simplifiée de différents troncs humain et d'une distribution de pression, cette évaluation numérique a permis de déterminer les actions mécaniques à l'intérieur du tronc des ceintures.

Cette démarche scientifique est résumée sur la figure 7.1.

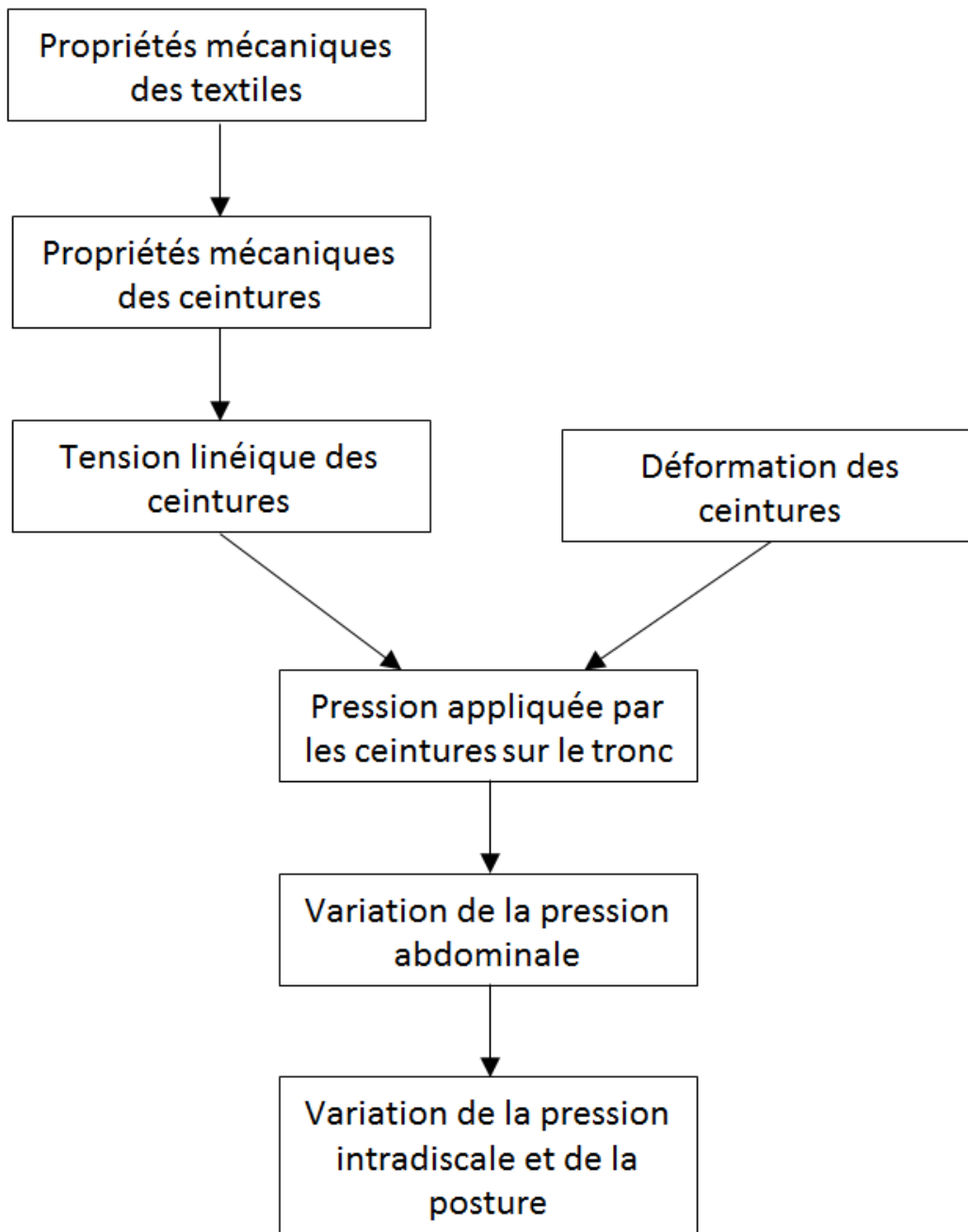


Figure 7.1 – Schématisation de la démarche scientifique

Comparaison des méthodes d'évaluation

Les bénéfices et les limites des différentes méthodes d'évaluation sont données dans le tableau C.1.

Table 7.1 – Bénéfices et limites des méthodes d'évaluation

Méthodes d'évaluation	Bénéfices			Limites	
	de manière générale	dans le cadre des ceintures lombaires	de manière générale	dans le cadre des ceintures lombaires	
Expérimentale	<ul style="list-style-type: none"> - Méthode transportable, non invasive et non irradiante - Mesure possible sur tout type de surface - Aucun ajout de biais par la présence d'un capteur sur la surface de mesure 	<ul style="list-style-type: none"> - Peut devenir un outil d'aide à la conception de ceintures 	<ul style="list-style-type: none"> - Nécessité d'avoir de faibles mouvements durant la mesure - Difficilement réalisable en dynamique et sur des sujets vivants (même si testé par la suite) 	<ul style="list-style-type: none"> - Pour répondre aux conditions d'utilisation de la loi de Laplace (absence de frottements, surface homogène, courbure identique des deux côtés de la surface d'étude) : évaluation de la pression sur une petite zone 	
Clinique	<ul style="list-style-type: none"> - Méthode transportable, non invasive et non irradiante - Evaluation complète par l'utilisation de nombreux outils (EN, capteur de pression, méthodes optiques, topographe 3D) 	<ul style="list-style-type: none"> - Réalisation possible sur des sujets lombalgiques - Permet de comparer les ceintures 	<ul style="list-style-type: none"> - Temps de mesure encore trop long pour la méthode optique - Mesures de déformation et de pression de tous les côtés impossible simultanément 	<ul style="list-style-type: none"> - Impossibilité de déterminer de façon précise l'influence de la morphologie sur le soulagement de la douleur par des ceintures de soutien lombaire 	
Numérique	<ul style="list-style-type: none"> - Modèle simple du tronc et patient spécifique - Possibilité de tester différentes configurations 	<ul style="list-style-type: none"> - Possibilité d'étudier l'impact des ceintures de soutien lombaire sur les structures internes du tronc 	<ul style="list-style-type: none"> - Modèle pas assez détaillé pour calculer des valeurs absolues de pression (utilisation de variations de pression) 	<ul style="list-style-type: none"> - Impossibilité de tester des architectures différentes de ceintures 	

DISCUSSION

Ces trois méthodes sont complémentaires. Elles permettent une analyse des caractéristiques mécaniques des ceintures de soutien lombaire cohérente. Cependant, certains éléments dans la méthode utilisée ou les résultats sont à nuancer.

La loi de Laplace a été utilisée dans l'étude numérique alors que l'étude clinique a démontré les limites de cette loi. En effet, la loi de Laplace permet une première approximation des pressions appliquées par les ceintures, comme le démontre l'étude expérimentale, mais elle ne permet pas d'expliquer la distribution de la pression appliquée. Cette loi est donc applicable uniquement pour une évaluation globale des ceintures. Ceci explique que l'étude numérique ne permet pas d'étudier l'impact des baleines ou de l'architecture des ceintures.

La pression a été mesurée, lors de l'étude clinique, par des matrices de capteurs de pression, malgré le fait que ces capteurs ajoutent une épaisseur à la surface de mesure. Ce choix a été fait afin de réaliser des mesures sur des zones importantes de l'ordre d'un côté complet du tronc, ce que la méthode optique, développée au cours de l'étude expérimentale, ne permet pas.

L'étude clinique comporte une étude sur des sujets sains et lombalgiques. Ce passage de sujets sains à lombalgiques a permis d'étudier le lien entre le soulagement de la douleur et le mode d'action des ceintures. Les résultats de l'étude sur des sujets lombalgiques ont également permis de constater que ces dits sujets lombalgiques préfèrent avoir un niveau de bien-être plus faible imposé par un serrage plus important afin de ressentir un plus grand soulagement de la douleur.

Les résultats obtenus suivant les méthodes d'évaluation semblent diverger sur un point : l'influence de la hauteur des ceintures. D'après l'étude clinique, la hauteur n'a pas d'influence significative sur la pression moyenne et les déformations moyennes, tandis que l'étude numérique montre une influence importante de la hauteur sur le soulagement de la douleur. Deux ceintures de hauteur différentes appliquent une pression moyenne identique. Par contre, la hauteur de la ceinture a une influence sur la zone d'application de la pression, ce qui engendre une différence significative de variation des pressions abdominales et intradiscales, et de la lordose.

Les études clinique et expérimentale sont cohérentes en ce qui concerne les différences entre les ceintures. D'après l'étude clinique, les ceintures de soutien lombaire appliquent des pressions moyennes qui n'ont pas de différence statistiquement significative. Ces mêmes ceintures ont, d'après l'étude numérique, des rigidités proches. Un lien entre la pression moyenne appliquée et la rigidité de la ceinture existe. Cependant, d'après l'étude numérique, les types de ceintures de soutien lombaire ont une influence sur la variation des pressions et la lordose.

Les ceintures de soutien lombaire

Mode d'action

Les ceintures de soutien lombaire sont composées principalement de tissus et de baleines. Les propriétés mécaniques des tissus permettent de déterminer les propriétés mécaniques des ceintures dans leur ensemble. Lorsque la ceinture est serrée, la tension linéique de la ceinture permet d'appliquer une pression sur le tronc. L'application de cette pression fait varier la pression abdominale, ce qui engendre une modification de la posture et une variation de la pression intradiscale. Ces deux variables semblent être des paramètres déterminants dans l'action mécanique potentielle sur la douleur et la posture.

Le mode d'action des ceintures est déterminé par les distributions de pression appliquée par la ceinture et de sa déformation e_{xx} . Chaque côté doit être étudié pour comprendre l'action globale de la ceinture. Par exemple, au serrage, un déséquilibre entre le côté droit, côté de serrage, et le côté gauche apparaît. L'équilibre est parfois obtenu avec le mouvement du tronc du sujet.

Comparaison des ceintures

La différenciation des ceintures est principalement réalisée par la diminution de la douleur qu'elles engendrent. Une ceinture avec une sangle de rappel engendre une plus grande diminution de la douleur qu'un autre modèle. Pour autant, aucune conclusion n'est possible en termes de bien-être ressenti pour comparer les ceintures.

Les ceintures sont également différentes de par la pression qu'elles appliquent sur le dos du sujet. Ceci est dû au fait que les baleines présentes sur le dos sont les seuls éléments appliquant une pression sur le dos. Leur implantation joue donc un rôle important sur le mode d'action des ceintures. Malheureusement, cet élément n'a pu être pris en compte dans la modélisation de la ceinture lors de l'étude numérique.

Finalement, les ceintures de soutien lombaire sont différentes en termes de potentiels technologiques. La ceinture Lombacross Activity® offre une possibilité d'un serrage deux à trois fois plus important que les autres ceintures et donc une plus forte pression appliquée. Les ceintures LombaSkin® sont plus légères, ce qui les rend, semble-t-il, plus facilement acceptées par les patients.

Conclusion générale

Synthèse générale

Ce projet de thèse a consisté en la réalisation de trois types d'études dans le but d'évaluer les ceintures de soutien lombaire dans le cadre de la lombalgie chronique. Ces méthodes d'évaluation furent complémentaires ; elles ont permis d'améliorer la compréhension du mode d'action mécanique de ces orthèses. Un des éléments important connu de l'action des ceintures est l'application d'une pression liée aux caractéristiques mécaniques des tissus la composant. Cette pression appliquée fait varier la pression abdominale, qui peut modifier la posture et diminuer la pression intradiscale et, par conséquent, contribuer à la diminution de la douleur.

Les paramètres influençant l'action des ceintures de soutien lombaire sur le tronc sont le serrage de la ceinture et la morphologie du sujet. La hauteur des ceintures n'a pas d'influence sur la pression moyenne appliquée, mais en a une sur la modification de la posture et la variation des pressions abdominales et intradiscales. Le genre du sujet, l'âge et la musculature n'ont pas d'influence significative sur le mode d'action des ceintures de soutien lombaire.

Perspectives

A court terme

A court terme, la mesure de la déformation pourrait être améliorée à l'aide de deux développements supplémentaires. Le premier consiste en l'utilisation d'une caméra à haute fréquence d'images. En effet, il est actuellement parfois difficile pour un sujet lombalgique de rester immobile plus d'une seconde. Le mouvement des sujets entraîne des biais dans la mesure des déformations de la ceinture. L'utilisation de ce type de caméra permettrait d'accélérer la mesure et donc d'éviter le mouvement du sujet. Le deuxième développement consiste en l'utilisation d'un système multi-caméras. Ce système permettrait une mesure simultanée des quatre côtés du tronc, ce qui éviterait les erreurs de mesure dues aux serrages répétés de la ceinture et accélérerait la durée

CONCLUSION

d'exécution du protocole.

D'un point de vue numérique, le champ de pression appliqué afin de modéliser la ceinture pourrait devenir plus réaliste. Pour cela, deux éléments pourraient dès lors être pris en compte dans le champ de pression : la présence des baleines et l'asymétrie au serrage entre le côté droit et gauche. Pour tenir compte de la présence des baleines sur le dos, le champ de pression pourrait être nul au centre du dos et contenir uniquement des zones de plus fortes pressions correspondant aux extrémités ou à l'ensemble de la surface des baleines. Pour tenir compte de l'asymétrie entre les deux côtés, la pression pourrait être calculée par la loi de Laplace et divisée par deux du côté gauche du tronc.

A long terme

Cette étude n'a pas permis de faire le lien directement entre l'étude clinique et l'étude numérique. Il pourrait être envisagé, à partir des données cliniques, de simuler pour chaque patient l'effet des ceintures sur les structures internes de leur tronc. A partir des surfaces du tronc obtenues au cours de l'étude clinique et de deux radiographies, il serait possible de construire le modèle du tronc d'un patient. La ceinture serait modélisée par les champs de pression mesurés sur celui-ci. Les deux avantages notoires de cette méthodologie seraient d'un côté de permettre d'étudier l'impact des ceintures sur les pressions abdominale et intradiscale, et la posture pour un sujet donné ; et d'un autre côté d'être plus réaliste quant à la morphologie du tronc modélisé. A l'aide d'un critère sur la modification de la posture ou de la pression intradiscale souhaitée, il serait également possible de déduire pour un sujet donné le champ de pression optimum afin de diminuer au mieux la douleur.

A partir du modèle numérique du tronc, il serait également envisageable de modéliser l'architecture de la ceinture par des structures solides afin de déterminer l'influence de cette architecture sur les variations de pressions abdominale et intradiscale, ainsi que sur la posture, permettant par là même d'évaluer la diminution de la douleur. Aussi, la connaissance des impacts de l'architecture des ceintures permettra de développer un modèle d'optimisation de la conception des ceintures. Ce modèle pourrait devenir un outil d'aide à la création de futurs modèles de ceintures. Cette conception pourra être adaptée spécifiquement à des cas particuliers de morphologies, comme, par exemple, pour des sujets obèses.

Enfin, la démarche développée au cours de ce projet de thèse pourrait être utilisée pour la caractérisation mécanique d'autres orthèses composées de tissus ou rigides. La mesure de champ de pression devra cependant être adaptée, car elle n'est pas possible sur des surfaces trop courbées. Par exemple, la mesure de pression pourra être ponctuelle. Si les orthèses sont rigides, l'utilisation de la Loi de Laplace ne sera pas possible. Ces orthèses rigides devront être simulées par un champ de pression mesuré ou par des structures solides dans le modèle.

A Compléments de la revue de la littérature

Cette annexe comporte quatre tableaux permettant de lister des études en complément à l'état de l'art. Le premier tableau fait une liste non-exhaustive des traitements possibles de la lombalgie. Le premier tableau comprend des études portant sur les tests de performance des capteurs de pression. Le deuxième tableau liste des études utilisant ces capteurs de pression. Enfin, le dernier tableau est un état de la littérature des études mesurant les propriétés mécaniques des tissus mous.

Les traitements de la lombalgie

Table A.1 – Liste non exhaustive des traitements possibles de la lombalgie

Traitements	Préconisation	Références
Orthèse lombaire souple	Lombalgie aiguë	Calmels et al. (2009)
Ceinture lombaire	Lombalgie subaigüe	Bertin et al. (2007)
Ceinture lombaire avec stimulation électrique	Lombalgie subaigüe et chronique	Popovic et al. (2009)
Livret d'informations	Lombalgie subaigüe et chronique	Coudeyre et al. (2006)
Kinésithérapie	Lombalgie chronique	Calmels et al. (2004)
Manipulations rachidiennes	Lombalgie chronique	Maigne and Vautravers (2003); Mohseni-Bandpei et al. (2006)
Massage	Lombalgie chronique	Poiraudeau et al. (2001)
Physiothérapie	Lombalgie chronique	Poiraudeau et al. (2001)
Restauration fonctionnelle	Lombalgie chronique	Beaudreuil et al. (2010); Bouton et al. (2008); Donskoff (2011)
Auto-rééducation	Lombalgie chronique	Ben Salah Frih et al. (2009)
Reconditionnement à l'effort	Lombalgie chronique	Bontoux et al. (2009); Casso et al. (2004); Poiraudeau et al. (2001); Verfaille et al. (2005)
Réentraînement à l'effort	Lombalgie chronique	Véron et al. (2008)
Programmes d'exercice	Lombalgie chronique	Donskoff (2011)
Rééducation du dos	Lombalgie chronique	Poiraudeau et al. (2001)
Suivi psychologique	Lombalgie chronique	Duplan et al. (2001)
Musicothérapie	Lombalgie chronique	Guétin et al. (2005)

Thérapies cognitives et comportementales	Lombalgie chronique	Laroche and Jammet (2011)
Ultrasons	Lombalgie chronique	Mohseni-Bandpei et al. (2006)
Ecole du dos (programme éducatif sur le dos)	Lombalgie chronique	Donskoff (2011); Poiraudeau et al. (2001)
Corset rigide	Lombalgie chronique	Phaner et al. (2009); Schroeder et al. (1982); Willner (1985, 1990)
Corset souple lombaire	Tout type de lombalgie	Munoz et al. (2010); Toda (2002); Vogt et al. (2000)
Supports lombaires	Tout type de lombalgie	Jellema et al. (2002); Roelofs et al. (2010, 2007); Schroeder et al. (1982); Valle-Jones et al. (1992)
Traitements médicamenteux (antalgique, analgésique, myorelaxant, antidépresseurs, glucocorticoïdes)	Tout type de lombalgie	Moris (2010); Morlion (2010); Rozenberg (2001, 2010)
Masso-kinésithérapie	Tout type de lombalgie	Revel and Nys (1997)
Pilates	Tout type de lombalgie	Posadzki et al. (2011)
Thermothérapie enveloppante	Phase précoce de la lombalgie	French et al. (2007)

Les capteurs de pression

Le tableau A.2 liste les études trouvées réalisant des tests de performance sur les capteurs de pression. Le tableau A.3 comprend l'ensemble des études identifiées utilisant les capteurs de pression dans le domaine médical.

Annexe A. Compléments de la revue de la littérature

Table A.2 – Tests de performance des matrices de pression

Capteurs d'étude	Tests réalisés	Références
Talley pressure monitor (pneumatique)	Répétabilité, erreur de mesure, effet de la courbure, effet de l'étirement des capteurs	Gyi et al. (1998)
Flexiforce de Tekscan (résistif)	Dérive, répétabilité, linéarité, hystérésis, effet de la courbure	Ferguson-Pell et al. (2000)
Rincoe SFS (résistif) et F-Socket system (résistif)	Erreur de mesure, hystérésis, dérive, effet de courbure, effet du vieillissement des capteurs	Polliack et al. (2000)
FSA (résistif), X-Sensor (capacitif), Tekscan (résistif) et Novel (capacitif)	Linéarité, erreur de mesure, hystérésis, influence de la surface	Hochmann et al. (2001)
FSA (résistif), Lück (résistif), X-Sensor (capacitif)	Erreur de mesure	Völker et al. (2006)
Pliance X-System de Novel (capacitif)	Linéarité, répétabilité, influence des mesures sur la peau	Lai and Li-Tsang (2009)
Salzmann (électropneumatique), Talley (électropneumatique) et Kikuhime (pneumatique)	Linéarité, erreur de mesure, répétabilité, effet de courbure	Flaud et al. (2010)
Nouveau capteur (capacitif), Flexiforce de Tekscan (résistif) et Pressure profiles (capacitif)	Erreur de mesure, hystérésis, dérive	Wheeler et al. (2011)

Flexiforce de Tekscan (résistif), Interlink 402 (résistif), Sandia Optical 3D (optique), Sandia Bubble (pneumatique), Profiles C500 (capacitif)	Dérive, erreur de mesure en charge cyclique	Dabling et al. (2012)
Model 4000 de Tekscan (résistif)	Effet de l'humidité	Jansson et al. (2013)

Table A.3 – Utilisation des capteurs de pression dans le domaine médical

Etude	Description	Capteurs utilisés	Références
Sur le confort	Etude de l'inconfort des fauteuils roulants en mouvement par la mesure de la pression d'interface patient/fauteuil	Verg inv. (résistif)	Fenety et al. (2000)
Sur le confort	Prédiction de l'inconfort des sièges automobiles par la mesure de la pression d'interface	Pliance system de Novel (capacitif)	Porter et al. (2003)
Sur le confort	Détermination des zones à risque de douleurs ou de blessures lors de l'utilisation d'outils	EMED de Novel (capacitif)	Aldien et al. (2005)
Sur le confort	Mesure de la pression entre la chaussure et le pied durant une course afin de comparer deux types de chaussures	SOSI de Tekscan (résistif)	Fourchet et al. (2007)
Sur le confort	Etude de l'inconfort par la mesure de la pression d'interface au niveau de l'occiput, de la scapula et de la zone sacrée d'un patient sur une civière	F-Scan system de Tekscan (résistif)	Edlich et al. (2011)

Annexe A. Compléments de la revue de la littérature

Sur la contention/-compression	Mesure de la pression d'interface des bandes de contention	Ponctuel (piezorésistif)	Hafner et al. (2000)
Sur la contention/-compression	Comparaison entre les pressions d'interface et la rigidité de bandage de compression in-vitro et in-vivo	Electropneumatique	Partsch et al. (2006)
Sur la contention/-compression	Etude du traitement des lymphoedèmes par bande de contention au niveau des jambes	FSA (résistif)	Damstra et al. (2008)
Sur la contention/-compression	Etude de la pression d'interface exercée par des bas de contention	X-Pliance de Novel (capacitif)	Reich-Schupke et al. (2009)
Sur la contention/-compression	Comparaison de la pression d'interface exercée par deux types de chaussettes utilisées dans le cas d'amputation de la jambe	Tekscan (résistif)	Dumbleton et al. (2009)
Sur la contention/-compression	Evaluation de l'efficacité du traitement des cicatrices par compression à l'aide de la mesure de la pression d'interface vêtement de compression/peau	Tactilus (résistif)	Candy et al. (2010)
Sur la contention/-compression	Evaluation de l'influence du matériau, de la tension appliquée et de l'épaisseur de la structure de la bande sur la pression exercée par cette bande sur la jambe	Pneumatique	Kumar et al. (2013)

Sur la contention/-compression	Comparaison de deux chaussettes de compression utilisées dans le sport	Salzmann (électropneumatique)	Troynikov et al. (2013)
En orthopédie	Mesure de la pression d'interface d'un corset	PEDAR de Novel (capacitif)	van den Hout et al. (2002)
En orthopédie	Mesure de la pression à l'interface tronc corset dans le cas de patients scoliotiques <i>in-vivo</i>	Verg inv. (résistif)	Aubin et al. (2007)
Sur les problèmes d'escarres	Comparaison par la mesure de la pression d'interface de quatre matelas d'air afin d'éviter les escarres	Oxford Pressure Monitor 2 de Talley (électropneumatique)	Rithalia and Gonsalkorale (1998)
Sur les problèmes d'escarres	Etude de la posture assise par la mesure de pression d'interface support / patients pour des enfants paraplégiques et sains	QAPad de Andrea Medical Instrumentation Ltd (électropneumatiques)	Vaisbuch (2000)
Sur les problèmes d'escarres	Evaluation de supports cliniques par la mesure de la pression d'interface (matelas, parties de lits, surface de table, ...)	Piezorésistif	Shelton and Lott (2003)
Sur les problèmes d'escarres	Etude de la pression d'interface patient / fauteuils roulants en phase de propulsion	Tekscan (résistifs)	Tam et al. (2003)
Sur les problèmes d'escarres	Etude du gonflement idéal d'un coussin anti ulcères ajouté à un fauteuil roulant	CONFORMat de Tekscan (résistifs)	Hamanami et al. (2004)

Annexe A. Compléments de la revue de la littérature

Sur les problèmes d'escarres	Etude de l'effet d'impulsion électrique dans les muscles sur la pression d'interface patients / fauteuil roulant	Pneumatique	van Londen et al. (2008)
Sur les problèmes d'escarres	Mesure de la variation de la pression d'interface en position assise avec le temps jumelée à une mesure de l'oxygénation des tissus sous-cutanés	Kikuhime (pneumatique)	Reenalda et al. (2009)
Sur les problèmes d'escarres	Développement d'une méthode pour prévenir les escarres à l'aide de la position de la personne obtenue par la pression appliquée sur la surface d'étude	FSA (piezorésistif)	Yousefi et al. (2011)
Sur les problèmes d'escarres	Etude de l'effet de stimulation électrique fonctionnelle afin d'éviter les escarres pour des personnes en fauteuil roulant	FSA (piezorésistif)	Dolbow et al. (2013)
Sur les problèmes d'escarres	Comparaison de différents matelas par la mesure de la pression appliquée par ces matelas sur les sujets	mFlex (piezorésistif)	Zhou et al. (2014)
Autres	Etude du lien entre l'activité musculaire et la pression d'interface pour les amputés transfémoral	Novel (capacitif)	Hong and Mun (2005)
Autres	Mesure de la pression exercée par des sutures du tendon	Pneumatique	Brassart et al. (2008)
Autres	Etude de la pression exercée par deux différentes interfaces entre une prothèse et la jambe	F-Socket transducer de Tekscan (résistifs)	Ali et al. (2013)

La mesure des propriétés mécaniques des tissus mous

Table A.4 – Liste non exhaustive d'études permettant la détermination des propriétés mécaniques de tissus mous

Type de technique	Méthode	Tissus vivants d'étude	Références
<i>Ex-vivo</i>	Tests mécaniques : tension uniaxial avec chargement statique ou cyclique	Vagin, vessie, rectum	Rubod et al. (2012)
<i>Ex-vivo</i>	Test d'indentation	Rate, foie	Carter et al. (2001)
<i>In-vivo</i> invasive	Test d'indentation lors de chirurgie ouverte de l'abdomen	Foie	Carter et al. (2001)
<i>In-vivo</i> invasive	Test d'indentation et d'extension lors de chirurgie	Tissus abdominaux	Brouwer et al. (2001)
<i>In-vivo</i> invasive	Application d'effort sous forme de rampe ou cyclique	Œsophage et foie	Tay et al. (2002)
<i>In-vivo</i> non-invasive	Indentation par ultrasons	En développement dans l'étude	Han et al. (2003); Zheng and Mak (1996)
<i>In-vivo</i> non-invasive	Elastographie par résonance magnétique	Tout tissu de surface accessible	Manduca et al. (2001)
<i>In-vivo</i> non-invasive	IRM quantitatif	Disques inter-vertébraux	Perie et al. (2006)
<i>In-vivo</i> minimalement invasive	Insertion d'un laparoscope avec capteur de déformation	Foie	Brown et al. (2003); Rosen et al. (1999)

Annexe A. Compléments de la revue de la littérature

<i>In-vivo</i> minimalement invasive	Insertion d'un robot permettant de réaliser une indentation	Foie	Ottensmeyer (2001)
<i>In-vivo</i> minimalement invasive	Insertion d'un robot commercial réalisant des tests d'indentation	Foie	Tay et al. (2002)
<i>In-vivo</i> minimalement invasive	Insertion d'un système permettant de réaliser une résonance en torsion (uniquement réalisée in vitro et en développement in vivo)	Foie	Valtorta and Mazza (2005)
Par méthode inverse	Expérience d'inspiration de tissu couplé avec un modèle par éléments finis	Utérus	Kauer et al. (2002)
Par méthode inverse	Test d'indentation jumelé à un modèle par éléments finis	Foie	Hu and Desai (2004)
Par méthode inverse	Test d'indentation jumelé avec un modèle par éléments finis	Sein	Samani and Plewes (2004)
Par méthode inverse	Test d'indentation avec des grandes déformations jumelé à un modèle par éléments finis	Sein	Liu et al. (2004)
Par méthode inverse	Test d'indentation jumelé à un modèle par éléments finis	Foie	Samur et al. (2007)
Par méthode inverse	Test d'indentation et mesure d'épaisseur par ultrasons couplé à un modèle par éléments finis	Peau et tissu adipeux	Iivarinen et al. (2011)
Par méthode inverse	Utilisation d'un indenteur sur bras articulé jumelé à un modèle par éléments finis	Différents tissus externes	Koo et al. (2011)
Par méthode inverse	Images endoscopiques jumelées à un modèle par éléments finis	En test	Schwenninger et al. (2011)

Par méthode inverse	Test d'indentation jumelé avec un modèle par éléments finis	Reins	Sangpradit et al. (2011)
Par méthode inverse	CT-scan couplé à un modèle par éléments finis	Tissus mous de la jambe	Dubuis et al. (2012)
Par méthode inverse	Corrélation d'images afin d'obtenir la déformation jumelé à un modèle par éléments finis	Tissus des artères	Badel et al. (2012)
Par méthode inverse	Images IRM couplées à un modèle par éléments finis	Plaques d'artériosclérose	Franquet et al. (2012)

-
- Aldien, Y., Welcome, D., Rakheja, S., Dong, R., and Boileau, P.-E. (2005). Contact pressure distribution at hand–handle interface: role of hand forces and handle size. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(3):267–286.
- Ali, S., Abu Osman, N. A., Eshraghi, A., Gholizadeh, H., Wan Abas, W. A. B. B., and others (2013). Interface pressure in transtibial socket during ascent and descent on stairs and its effect on patient satisfaction. *Clinical Biomechanics*, 28(9):994–999.
- Aubin, C. E., Labelle, H., Cheriet, F., Villemure, I., Mathieu, P. A., and Dansereau, J. (2007). Évaluation tridimensionnelle et optimisation du traitement orthopédique de la scoliose idiopathique adolescente. *Médecine sciences*, 23(11):904–909.
- Badel, P., Avril, S., Lessner, S., and Sutton, M. (2012). Mechanical identification of layer-specific properties of mouse carotid arteries using 3D-DIC and a hyperelastic anisotropic constitutive model. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(1):37–48.
- Beaudreuil, J., Kone, H., Lasbleiz, S., Vicaut, E., Richette, P., Cohen-Solal, M., Lioté, F., de Vernejoul, M.-C., Nizard, R., Yelnik, A., and others (2010). Efficacité d'un programme de restauration fonctionnelle pour lombalgie chronique : étude prospective sur un an. *Revue du rhumatisme*, 77(3):291–295.
- Ben Salah Frih, Z., Fendri, Y., Jellad, A., Boudoukhane, S., and Rejeb, N. (2009). Efficacy and treatment compliance of a home-based rehabilitation programme for chronic low back pain: a randomized, controlled study. *Ann Phys Rehabil Med*, 52(6):485–496.
- Bertin, P., Qeneau, P., Hamonet, C., Thoumie, P., Calmels, P., Maurel, F., Le Pen, C., and Avouac, B. (2007). Efficacité de la contention lombaire souple par la ceinture de soutien Thuasne Lombacross Activity dans le traitement de la lombalgie subaiguë. *Revue du rhumatisme*, 74(10):1146–1147.
- Bontoux, L., Dubus, V., Roquelaure, Y., Colin, D., Brami, L., Roche, G., Fanello, S., Penneau-Fontbonne, D., and Richard, I. (2009). Return to work of 87 severely impaired low back pain patients two years after a program of intensive functional restoration. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 52(1):17–29.
- Bouton, C., Roche, G., Roquelaure, Y., Legrand, E., Penneau-Fontbonne, D., Dubus, V., Bontoux, L., Huez, J.-F., Rucay, P., Parot-Shinkel, E., and others (2008). Management of low back pain in primary care prior to multidisciplinary functional restoration: a retrospective study of 72 patients. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 51:650–662.

-
- Brassart, N., Sanghavi, S., Hansen, U. N., Emery, R. J., and Amis, A. A. (2008). Loss of rotator cuff tendon-to-bone interface pressure after reattachment using a suture anchor. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 17(5):784–789.
- Brouwer, I., Ustin, J., Bentiey, L., Dhruv, A., and Tendick, F. (2001). Measuring in vivo animal soft tissue properties for haptic modeling in surgical.
- Brown, J. D., Rosen, J., Kim, Y. S., Chang, L., Sinanan, M. N., and Hannaford, B. (2003). In-vivo and in-situ compressive properties of porcine abdominal soft tissues. *Studies in health technology and informatics*, pages 26–32.
- Calmels, P., Jacob, J. F., Fayolle-Minon, I., Charles, C., Bouchet, J. P., Rimaud, D., and Thomas, T. (2004). Étude comparative entre technique isocinétique et kinésithérapie classique chez le lombalgique chronique. résultats préliminaires. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 47:20–27.
- Calmels, P., Queneau, P., Hamonet, C., Le Pen, C., Maurel, F., Lerouvreur, C., and Thoumie, P. (2009). Effectiveness of a lumbar belt in subacute low back pain: An open, multicentric, and randomized clinical study. *Spine*, 34(3):215–220.
- Candy, L. H. Y., Cecilia, L.-T. W. P., and Ping, Z. Y. (2010). Effect of different pressure magnitudes on hypertrophic scar in a chinese population. *Burns*, 36(8):1234–1241.
- Carter, F. J., Frank, T. G., Davies, P. J., McLean, D., and Cuschieri, A. (2001). Measurements and modelling of the compliance of human and porcine organs. *Medical Image Analysis*, 5(4):231–236.
- Casso, G., Cachin, C., van Melle, G., and Gerster, J.-C. (2004). Évaluation de l’efficacité à 1 an d’un programme de reconditionnement à l’effort dans la lombalgie chronique. *Revue du rhumatisme*, 71(3):226–230.
- Coudeyre, E., Givron, P., Vanbiervliet, W., Benaïm, C., Hérisson, C., Pelissier, J., and Poiraudreau, S. (2006). Un simple livret d’information peut contribuer à réduire l’incapacité fonctionnelle de patients lombalgiques subaigus et chroniques. Étude contrôlée randomisée en milieu de rééducation. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 49:600–608.
- Dabling, J. G., Filatov, A., and Wheeler, J. W. (2012). Static and cyclic performance evaluation of sensors for human interface pressure measurement. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, pages 162–165.

-
- Damstra, R. J., Brouwer, E. R., and Partsch, H. (2008). Controlled, comparative study of relation between volume changes and interface pressure under short-stretch bandages in leg lymphedema patients. *Dermatologic Surgery*, 34(6):773–779.
- Dolbow, D. R., Gorgey, A. S., Dolbow, J. D., and Gater, D. R. (2013). Seat pressure changes after eight weeks of functional electrical stimulation cycling: A pilot study. *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 19(3):222–228.
- Donskoff, C. (2011). Place de la prise en charge globale dans la lombalgie chronique. *Revue du rhumatisme*, 78:S79–S82.
- Dubuis, L., Avril, S., Debayle, J., and Badel, P. (2012). Identification of the material parameters of soft tissues in the compressed leg. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(1):3–11.
- Dumbleton, T., Buis, A. W., McFadyen, A., McHugh, B. F., McKay, G., Murray, K. D., and Sexton, S. (2009). Dynamic interface pressure distributions of two transtibial prosthetic socket concepts. *J Rehabil Res Dev*, 46(3):405–15.
- Duplan, B., Roche, J. F., and Mallen, G. (2001). Définition et évaluation de la dimension psychologique de la lombalgie. *Revue du rhumatisme*, 68(2):141–144.
- Edlich, R. F., Mason, S. S., Vissers, R. J., Gubler, K. D., Thacker, J. G., Pharr, P., Anderson, M., and Long III, W. B. (2011). Revolutionary advances in enhancing patient comfort on patients transported on a backboard. *The American journal of emergency medicine*, 29(2):181–186.
- Fenety, P. A., Putnam, C., and Walker, J. M. (2000). In-chair movement: validity, reliability and implications for measuring sitting discomfort. *Applied ergonomics*, 31(4):383–393.
- Ferguson-Pell, M., Hagisawa, S., and Bain, D. (2000). Evaluation of a sensor for low interface pressure applications. *Medical engineering & physics*, 22(9):657–663.
- Flaud, P., Bassez, S., and Counord, J.-L. (2010). Comparative in vitro study of three interface pressure sensors used to evaluate medical compression hosiery. *Dermatologic Surgery*, 36(12):1930–1940.
- Fourchet, F., Kuitunen, S., Girard, O., and Millet, G.-P. (2007). Comparaison de la répartition des appuis plantaires entre chaussures d'entraînement et chaussures à pointes chez de jeunes sprinters. *Science & sports*, 22(3):176–178.
- Franquet, A., Avril, S., Le Riche, R., and Badel, P. (2012). Identification of heterogeneous elastic properties in stenosed arteries: a numerical plane strain study. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(1):49–58.

-
- French, S., Cameron, M., Walker, B., Reggers, J., and Esterman, A. (2007). Réduction par la thérapie enveloppante de la douleur et de l'incapacité au cours des phases précoces de la lombalgie. *Kinésithérapie, la revue*, 7(63):13–14.
- Guétin, S., Coudeyre, E., Picot, M. C., Ginies, P., Graber-Duvernay, B., Ratsimba, D., Vanbiervliet, W., Blayac, J. P., and Hérisson, C. (2005). Intérêt de la musicothérapie dans la prise en charge de la lombalgie chronique en milieu hospitalier (Étude contrôlée, randomisée sur 65 patients). *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 48:217–224.
- Gyi, D. E., Porter, J. M., and Robertson, N. K. (1998). Seat pressure measurement technologies: considerations for their evaluation. *Applied Ergonomics*, 29(2):85–91.
- Hafner, J., Lüthi, W., Hänssle, H., Kammerlander, G., and Burg, G. (2000). Instruction of compression therapy by means of interface pressure measurement. *Dermatologic surgery*, 26(5):481–488.
- Hamanami, K., Tokuhiko, A., and Inoue, H. (2004). Finding the optimal setting of inflated air pressure for a multi-cell air cushion for wheelchair patients with spinal cord injury. *Acta Medica Okayama*, 58(1):37–44.
- Han, L., Noble, J. A., and Burcher, M. (2003). A novel ultrasound indentation system for measuring biomechanical properties of in vivo soft tissue. *Ultrasound in medicine & biology*, 29(6):813–823.
- Hochmann, D., Diesing, P., and Boenick, U. (2001). Evaluierung der Messmethoden zur Bewertung des Therapeutischen Nutzens von Antidekubitus-Systemen. *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering*, 47:816–819.
- Hong, J. H. and Mun, M. S. (2005). Relationship between socket pressure and EMG of two muscles in trans-femoral stumps during gait. *Prosthetics and orthotics international*, 29(1):59–72.
- Hu, T. and Desai, J. P. (2004). Characterization of soft-tissue material properties: large deformation analysis. *Medical Simulation*, pages 28–37.
- Iivarinen, J. T., Korhonen, R. K., Julkunen, P., and Jurvelin, J. S. (2011). Experimental and computational analysis of soft tissue stiffness in forearm using a manual indentation device. *Medical engineering & physics*, 33(10):1245–1253.
- Jansson, K. S., Michalski, M. P., Smith, S. D., LaPrade, R. F., and Wijdicks, C. A. (2013). Tekscan pressure sensor output changes in the presence of liquid exposure. *Journal of biomechanics*, 46(3):612–614.

-
- Jellema, P., Bierma-Zeinstra, S. M. A., Van Poppel, M. N. M., Bernsen, R. M. D., and Koes, B. W. (2002). Feasibility of lumbar supports for home care workers with low back pain. *Occupational medicine*, 52(6):317–323.
- Kauer, M., Vuskovic, V., Dual, J., Szekely, G., and Bajka, M. (2002). Inverse finite element characterization of soft tissues. *Medical Image Analysis*, 6(3):275–287.
- Koo, T. K., Cohen, J. H., and Zheng, Y. (2011). A mechano-acoustic indenter system for in vivo measurement of nonlinear elastic properties of soft tissue. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 34(9):584–593.
- Kumar, B., Das, A., and Alagirusamy, R. (2013). Effect of material and structure of compression bandage on interface pressure variation over time. *Phlebology*, 29(6):376–385.
- Lai, C. H. and Li-Tsang, C. W. (2009). Validation of the Pliance X System in measuring interface pressure generated by pressure garment. *Burns*, 35(6):845–851.
- Laroche, F. and Jammet, L. (2011). Thérapies cognitives et comportementales de la lombalgie chronique. *Revue du rhumatisme*, 78:S83–S86.
- Liu, Y., Kerdok, A. E., and Howe, R. D. (2004). A nonlinear finite element model of soft tissue indentation. *Medical Simulation*, pages 67–76.
- Maigne, J.-Y. and Vautravers, P. (2003). Mode d'action des manipulations vertébrales. *Revue du rhumatisme*, 70(9):713–719.
- Manduca, A., Oliphant, T. E., Dresner, M. A., Mahowald, J. L., Kruse, S. A., Amromin, E., Felmlee, J. P., Greenleaf, J. F., and Ehman, R. L. (2001). Magnetic resonance elastography: non-invasive mapping of tissue elasticity. *Medical image analysis*, 5(4):237–254.
- Mohseni-Bandpei, M. A., Critchley, J., Staunton, T., and Richardson, B. (2006). A prospective randomised controlled trial of spinal manipulation and ultrasound in the treatment of chronic low back pain. *Physiotherapy*, 92(1):34–42.
- Moris, M. (2010). Traitements pharmacologiques de la lombalgie chronique: Medications for chronic low back pain. *Kinésithérapie, la revue*, 10(108):23.
- Morlion, B. (2010). Pharmacotherapy of low back pain: targeting nociceptive and neuropathic pain components. *Current Medical Research & Opinion*, 27(1):11–33.
- Munoz, F., Salmochi, J.-F., Faouen, P., and Rougier, P. (2010). Low back pain sufferers: Is standing postural balance facilitated by a lordotic lumbar brace? *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 96(4):362–366.

-
- Ottensmeyer, M. P. (2001). *Minimally invasive instrument for in vivo measurement of solid organ mechanical impedance*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology.
- Partsch, H., Partsch, B., and Braun, W. (2006). Interface pressure and stiffness of ready made compression stockings: comparison of in vivo and in vitro measurements. *Journal of vascular surgery*, 44(4):809–814.
- Perie, D., Iatridis, J. C., Demers, C. N., Goswami, T., Beaudoin, G., Mwale, F., and Antoniou, J. (2006). Assessment of compressive modulus, hydraulic permeability and matrix content of trypsin-treated nucleus pulposus using quantitative MRI. *Journal of biomechanics*, 39(8):1392–1400.
- Phaner, V., Fayolle-Minon, I., Lequang, B., Valayer-Chaleat, E., and Calmels, P. (2009). Are there indications (other than scoliosis) for rigid orthopaedic brace treatment in chronic, mechanical low back pain? *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 52(5):382–393.
- Poiraudeau, S., Nys, A., and Revel, M. (2001). Évaluation analytique des moyens thérapeutiques dans la lombalgie : prise en charge physique et fonctionnelle. *Revue du rhumatisme*, 68(2):154–159.
- Polliack, A. A., Sieh, R. C., Craig, D. D., Landsberger, S., McNeil, D. R., and Ayyappa, E. (2000). Scientific validation of two commercial pressure sensor systems for prosthetic socket fit. *Prosthetics and orthotics international*, 24(1):63–73.
- Popovic, D. B., Bijelic, G., Miler, V., Dosen, S., Popovic, M. B., and Schwirtlich, L. (2009). Lumbar stimulation belt for therapy of low-back pain. *Artificial Organs*, 33(1):54–60.
- Porter, J. M., Gyi, D. E., and Tait, H. A. (2003). Interface pressure data and the prediction of driver discomfort in road trials. *Applied Ergonomics*, 34(3):207–214.
- Posadzki, P., Lizis, P., and Hagner-Derengowska, M. (2011). Pilates for low back pain: a systematic review. *Complementary therapies in clinical practice*, 17(2):85–89.
- Reenalda, J., Geffen, P., Nederhand, M., Jannink, M., IJzerman, M., and Rietman, H. (2009). Analysis of healthy sitting behavior: interface pressure distribution and subcutaneous tissue oxygenation. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 46(5):577–586.
- Reich-Schupke, S., Gahr, M., Altmeyer, P., and Stücker, M. (2009). Resting pressure exerted by round knitted moderate-compression stockings on the lower leg in clinical practice—results of an experimental study. *Dermatologic Surgery*, 35(12):1989–1998.

-
- Revel, M. and Nys, A. (1997). Massokinésithérapie dans les lombalgies communes. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 40:1–19.
- Rithalia, S. V. and Gonsalkorale, M. (1998). Assessment of alternating air mattresses using a time-based interface pressure threshold technique. *Journal of rehabilitation research and development*, 35:225–230.
- Roelofs, P. D., van Poppel, M. N., Bierma-Zeinstra, S. M., and van Mechelen, W. (2010). Determinants of the intention for using a lumbar support among home care workers with recurrent low back pain. *European Spine Journal*, 19(9):1502–1507.
- Roelofs, P. D. D. M., Bierma-Zeinstra, S. M. A., van Poppel, M. N. M., Jellema, P., Willemsen, S. P., van Tulder, M. W., van Mechelen, W., and Koes, B. W. (2007). Lumbar supports to prevent recurrent low back pain among home care workers: a randomized trial. *Ann. Intern. Med.*, 147(10):685–692.
- Rosen, J., Hannaford, B., MacFarlane, M. P., and Sinanan, M. N. (1999). Force controlled and teleoperated endoscopic grasper for minimally invasive surgery-experimental performance evaluation. *IEEE, Transactions on biomedical engineering*, 46(10):1212–1221.
- Rozenberg, S. (2001). Le traitement médicamenteux de la lombalgie commune. *Revue du rhumatisme*, 68(2):150–153.
- Rozenberg, S. (2010). Efficacité des myorelaxants dans la lombalgie: Efficacy of muscle relaxant in low back pain. *Kinésithérapie, la revue*, 10(108):36–37.
- Rubod, C., Brieu, M., Cosson, M., Rivaux, G., Clay, J.-C., de Landsheere, L., and Gabriel, B. (2012). Biomechanical properties of human pelvic organs. *Urology*, 79(4):968–e17.
- Samani, A. and Plewes, D. (2004). A method to measure the hyperelastic parameters of ex vivo breast tissue samples. *Physics in Medicine and Biology*, 49(18):4395.
- Samur, E., Sedef, M., Basdogan, C., Avtan, L., and Duzgun, O. (2007). A robotic indenter for minimally invasive measurement and characterization of soft tissue response. *Medical Image Analysis*, 11(4):361–373.
- Sangpradit, K., Liu, H., Dasgupta, P., Althoefer, K., and Seneviratne, L. D. (2011). Finite-element modeling of soft tissue rolling indentation. *IEEE, Transactions on biomedical engineering*, 58(12):3319–3327.
- Schroeder, S., Rössler, H., Ziehe, P., and Higuchi, F. (1982). Bracing and supporting of the lumbar spine. *Prosthetics and orthotics international*, 6(3):139–146.

-
- Schwenninger, D., Schumann, S., and Guttmann, J. (2011). In vivo characterization of mechanical tissue properties of internal organs using endoscopic microscopy and inverse finite element analysis. *Journal of biomechanics*, 44(3):487–493.
- Shelton, F. and Lott, J. W. (2003). Conducting and interpreting interface pressure evaluations of clinical support surfaces. *Geriatric Nursing*, 24(4):222–227.
- Tam, E. W., Mak, A. F., Lam, W. N., Evans, J. H., and Chow, Y. Y. (2003). Pelvic movement and interface pressure distribution during manual wheelchair propulsion. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(10):1466–1472.
- Tay, B. K., Stylopoulos, N., De, S., Rattner, D. W., and Srinivasan, M. A. (2002). Measurement of in-vivo force response of intra-abdominal soft tissues for surgical simulation. *Studies in health technology and informatics*, pages 514–519.
- Toda, Y. (2002). Impact of waist/hip ratio on the therapeutic efficacy of lumbosacral corsets for chronic muscular low back pain. *Journal of orthopaedic science*, 7(6):644–649.
- Troynikov, O., Wardiningsih, W., Koptug, A., Watson, C., and Oggiano, L. (2013). Influence of material properties and garment composition on pressure generated by sport compression garments. *Procedia Engineering*, 60:157–162.
- Vaisbuch, N. (2000). Effect of seated posture on interface pressure in children who are able-bodied and who have myelomeningocele. *Disability & Rehabilitation*, 22(17):749–755.
- Valle-Jones, J. C., Walsh, H., O'Hara, J., O'Hara, H., Davey, N. B., and Hopkin-Richards, H. (1992). Controlled trial of a back support ('Lumbotrain') in patients with non-specific low back pain. *Current medical research and opinion*, 12(9):604–613.
- Valtorta, D. and Mazza, E. (2005). Dynamic measurement of soft tissue viscoelastic properties with a torsional resonator device. *Medical Image Analysis*, 9(5):481–490.
- van den Hout, J., Van Rhijn, L., Van den Munckhof, R., and Van Ooy, A. (2002). Interface corrective force measurements in boston brace treatment. *European Spine Journal*, 11(4):332–335.
- van Londen, A., Herwegh, M., van der Zee, C. H., Daffertshofer, A., Smit, C. A., Niezen, A., and Janssen, T. W. (2008). The effect of surface electric stimulation of the gluteal muscles on the interface pressure in seated people with spinal cord injury. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 89(9):1724–1732.
- Verfaille, S., Delarue, Y., Demangeon, S., and Beuret-Blanquart, F. (2005). Évaluation à quatre ans d'un programme de reconditionnement à l'effort pour lombalgie chronique. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 48:53–60.

-
- Vogt, L., Pfeifer, K., Portscher, M., and Banzer, W. (2000). Lumbar corsets: their effect on three-dimensional kinematics of the pelvis. *Journal of rehabilitation research and development*, 37(5):495–500.
- Véron, O., Tcherniatinsky, E., Fayad, F., Revel, M., and Poiraudreau, S. (2008). Lombalgie chronique et réentraînement à l'effort: application de la notion de niveau de douleur cliniquement acceptable. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 51:642–649.
- Völker, H. U., Rölker, N., and Willy, C. (2006). Auflagedruckmessung in der Dekubitusbehandlung. Vergleich mit einer subkutanen Druckmessung an gesunden Probanden. *Der Anaesthetist*, 55(2):142–147.
- Wheeler, J. W., Dabling, J. G., Chinn, D., Turner, T., Filatov, A., Anderson, L., and Rohrer, B. (2011). MEMS-based bubble pressure sensor for prosthetic socket interface pressure measurement. *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, pages 2925–2928.
- Willner, S. (1985). Effect of a rigid brace on back pain. *Acta Orthopaedica*, 56(1):40–42.
- Willner, S. W. (1990). Test instrument for predicting the effect of rigid braces in cases with low back pain. *Prosthetics and orthotics international*, 14(1):22–26.
- Yousefi, R., Ostadabbas, S., Faezipour, M., Farshbaf, M., Nourani, M., Tamil, L., and Pompeo, M. (2011). Bed posture classification for pressure ulcer prevention. *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, pages 7175–7178.
- Zheng, Y.-P. and Mak, A. F. (1996). An ultrasound indentation system for biomechanical properties assessment of soft tissues in-vivo. *IEEE, Transactions on biomedical engineering*, 43(9):912–918.
- Zhou, J., Xu, B., Tang, Q., and Chen, W. (2014). Application of the sheepskin mattress in clinical care for pressure relieving: a quantitative experimental evaluation. *Applied Nursing Research*, 27(1):47–52.

B Validation de la mesure des déformations

Cette annexe comporte une courte étude permettant de valider la mesure de la déformation par le système optique sur une surface courbe. Cette validation a été faite à l'aide de la déformation connue d'un tissu sur un cylindre en Teflon® afin d'éviter les frottements.

B.1 Introduction

La mesure de déformation est réalisée à l'aide du couplage de la projection de forme et de la corrélation d'images. Ces deux méthodes sont décrites en détail dans le chapitre 5. Cette annexe présente une méthode permettant de valider cette mesure sur des surfaces courbes.

B.2 Méthodologie

La mesure des déformations sur une surface courbe a été validée à l'aide d'une expérience réalisée sur une bande de tissu posée sur un cylindre en Teflon®. Cette bande de tissu a des propriétés mécaniques connues, ce qui a permis de lui appliquer une déformation de 5% et de 10% en la soumettant à des poids. L'état de référence lors de cet essai est donc la bande de tissu posée sur le cylindre et l'état déformé, la bande de tissu posée sur le cylindre soumis à des poids de chaque côté du cylindre. La mesure pour une déformation à 5% et à 10% a été répétée cinq fois. L'essai est représenté sur la figure B.1.

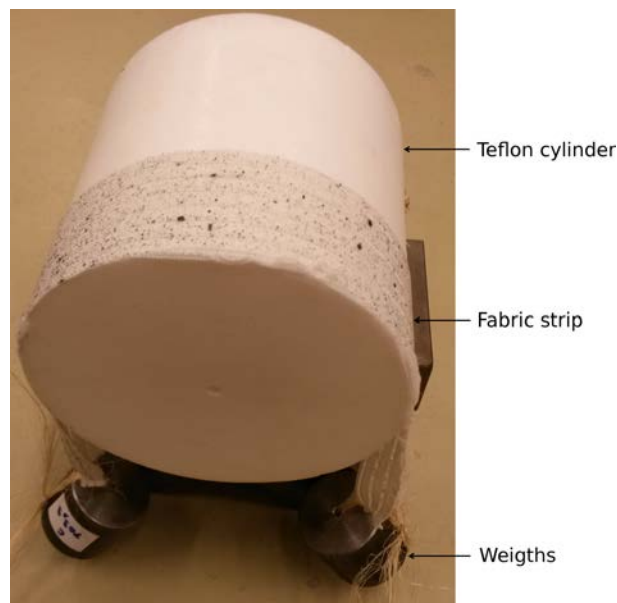


Figure B.1 – Illustration de l'essai permettant la validation de la mesure de la déformation sur des surfaces courbes

B.3 Résultats

La figure B.2 représente les deux courbes obtenues pour la déformation de la bande dans le cas d'une déformation de 5% et de 10%.

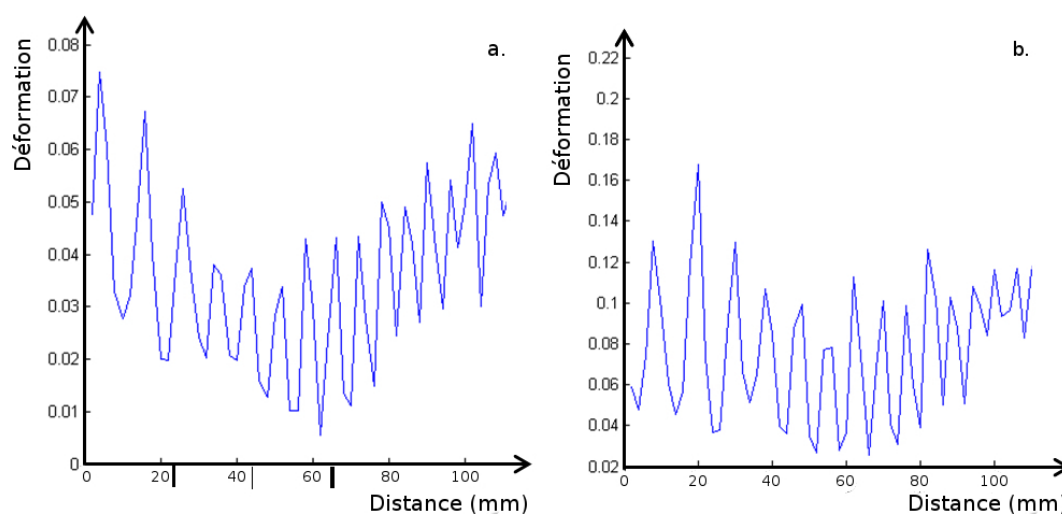


Figure B.2 – Déformation mesurée le long de la bande de tissu : a. pour une déformation de 5% et b. pour une déformation de 10%

B.4 Discussion

En ce qui concerne la mesure de déformation, les résultats sur l'essai du cylindre permettent de conclure que cette mesure est acceptable. La déformation mesurée est proche de celle appliquée. L'erreur est de moins de 10% pour toutes les mesures effectuées.

On constate cependant que la déformation mesurée est plus faible au centre de la bande de tissu qu'aux bords de celle-ci. Cette différence de déformation du tissu est attribuée à un phénomène de frottement. Les résultats de cet essai présentent de fortes oscillations de déformation. Ceci provient de la structure même du tissu qui a tendance à se déformer périodiquement dans le sens de la longueur.

C Complément à l'étude numérique : Etude des conditions aux limites

Cette annexe comporte une étude complémentaire à l'étude numérique. Elle consiste en l'analyse de l'effet des conditions aux limites sur les résultats du port de la ceinture dans le modèle numérique simplifié du tronc présenté dans le chapitre 6. Sept cas de conditions aux limites sont simulés afin de déterminer les meilleures conditions aux limites à utiliser dans la suite de l'étude. Cette étude est une étude préliminaire et devrait être approfondie.

C.1 Introduction

Le modèle simplifié décrit au chapitre 6 comprend uniquement le tronc du sujet. Il est donc nécessaire d'appliquer des conditions aux limites afin de tenir compte de la présence de la tête, des membres supérieurs et inférieurs. L'objectif de cette étude est de déterminer les meilleures conditions aux limites afin que le mouvement du tronc soit le plus réaliste possible lors du port de la ceinture de soutien lombaire.

C.2 Méthodologie

Pour répondre à l'objectif, sept cas de conditions aux limites ont été testés. Ces différents cas sont résumés dans le tableau C.1. Le plateau supérieur correspond à la zone sur laquelle la tête et les membres supérieurs reposent. Le plateau inférieur correspond à la zone sur laquelle le tronc repose sur les membres inférieurs.

Table C.1 – Sept cas de conditions aux limites

Cas	Plateau supérieur	Plateau inférieur
1	Encastré	–
2	Encastré	Encastré
3	Translations dans le plan transverse bloquées	Translation verticale bloquée
4	Translations dans le plan transverse bloquées	Seule la rotation suivant l'axe passant par le centre des crêtes iliaques possible
5	Translations dans le plan transverse bloquées	Translations dans le plan sagittal bloquées
6	Translations dans le plan transverse bloquées	Encastré
7	–	Encastré

Ces conditions aux limites ont été choisies afin de reproduire le mouvement physiologique possible du tronc lors du port de la ceinture. Pour chaque cas, le port de la ceinture lombaire la plus rigide de hauteur 26 cm a été simulé.

C.3 Résultats

Les résultats des simulations pour les différents cas en terme de déplacement U sont représentés sur la figure C.1.

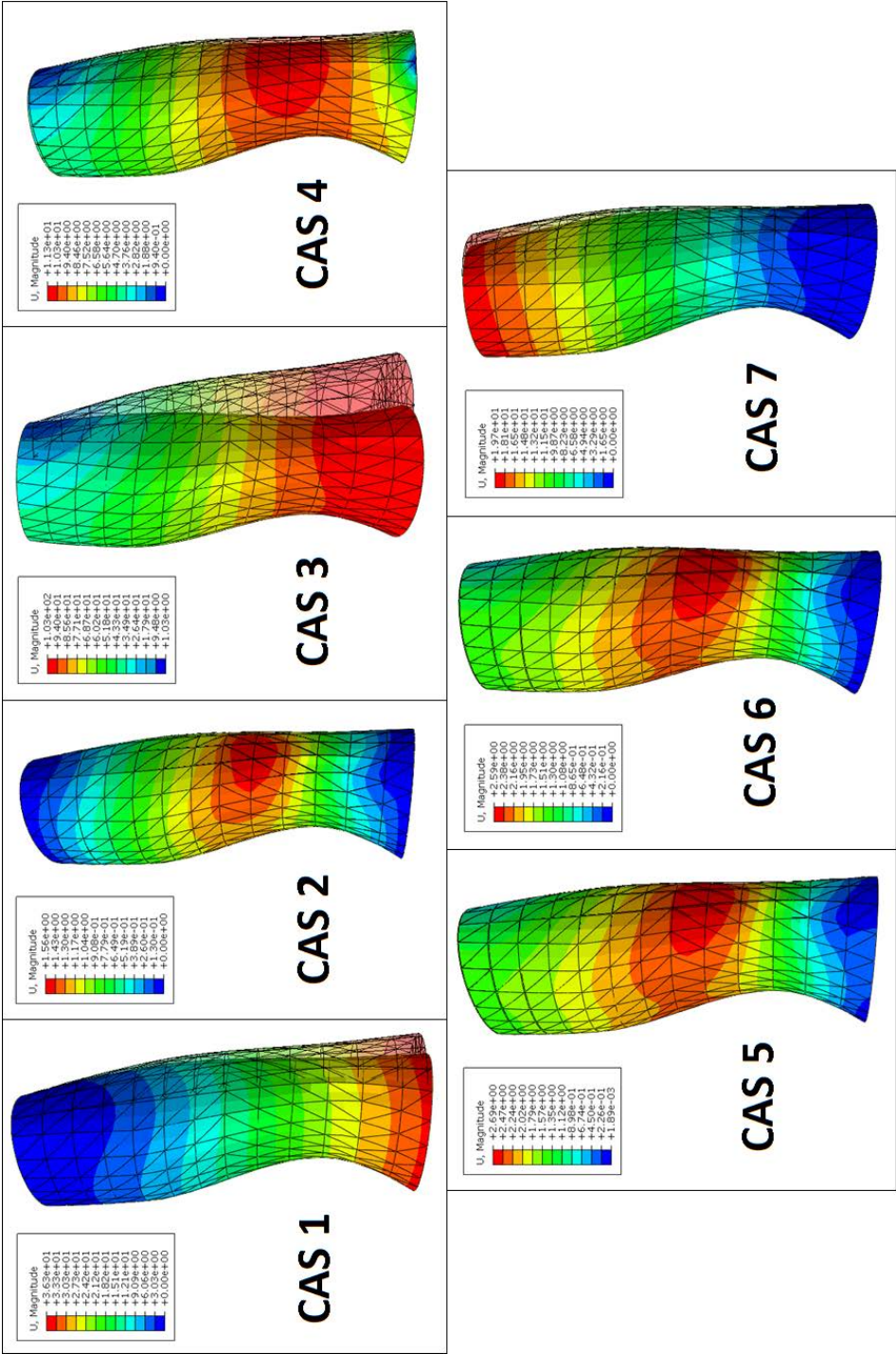


Figure C.1 – Résultats sur le déplacement moyen pour les sept cas de conditions aux limites

C.4 Discussion et conclusion

Les résultats montrent que le déplacement du tronc varie suivant les conditions aux limites appliquées sur les plateaux supérieur ou inférieur du tronc. Il est donc nécessaire de choisir les conditions aux limites permettant un mouvement du tronc le plus réaliste possible.

Il est supposé que, par la présence des membres inférieurs, le tronc ne peut effectuer de grandes translations sur sa partie inférieure, mais peut réaliser un mouvement de rotation autour de l'axe formé par le centre des deux crêtes iliaques. Le haut du tronc peut effectuer un mouvement de translation vers le haut, mais très faiblement d'avant en arrière ou sur les côtés.

Les cas de conditions aux limites 1, 3 et 7 engendrent un déplacement trop important du haut ou du bas du tronc. Le cas 2 ne permet pas du tout au haut ou bas du tronc de bouger, ce qui est peu probable. Enfin les cas de conditions aux limites 5 et 6 permettent un mouvement important du haut du tronc alors que le bas du tronc ne peut se déplacer, ce qui est là encore, éloigné de la réalité lors du port d'une ceinture. Il a donc été choisi d'appliquer le cas 4 de conditions aux limites pour le reste de l'étude présenté dans le chapitre 6.

En effet, ce cas permet au tronc de translater vers le haut lors du port de la ceinture sans créer de déséquilibre sur les côtés ou d'avant en arrière. Ce cas permet également une rotation du bassin suivant l'axe passant par les deux crêtes iliaques. Ce cas de conditions aux limites semble, en outre, ne pas avoir une influence importante sur la zone d'étude dans le modèle.

Néanmoins, une étude plus approfondie des conditions aux limites seraient nécessaire afin de poser des critères numériques permettant de choisir précisément le cas de conditions aux limites le plus adéquates aux études réalisées à l'aide de ce modèle du tronc.

NNT : 2015 EMSE 0786

Rébecca BONNAIRE

Mechanical effects of orthosis: Application to lumbar belts for the treatment of low back pain

Speciality : Mechanics and Engineering

Keywords : Lumbar belts, orthosis, low back pain, finite elements, evaluation, biomechanical efficiency, clinical study.

Abstract :

Low back pain is a pain felt in the lumbar region of the spine. Lumbar orthotics might be used to relieve this pain. Efficacy of lumbar orthotics was proved, but mechanical effects remain unclear. Aim of this project is to analyze these mechanical effects for lumbar belts, a specific lumbar orthotic.

In relation with clinicians and manufacturer, three different approaches were developed. First, experimental approach permits to determine mechanical properties of lumbar belts and to evaluate applied pressure related to these mechanical properties. Second, applied pressure by lumbar belts was measured using a clinical approach. This pressure has been related to the decrease in pain, to the wellbeing felt, to the modification of posture and to the lumbar belts strain. Third, numerical approach was used to demonstrate the influential parameters on pain relief.

One of mechanical effects of lumbar belts, highlighted in this project, is the pressure applied on the trunk which causes change in abdominal and intradiscal pressure and posture. The applied pressure depends on the mechanical properties of the belts. Results demonstrate the importance of mastering the applied pressure and the specificity of the patient on the mechanical effects of belts.

The different approaches are complementary; they are orthotics characterization tools that could be used for others orthotics and also helps in the development of new products.

NNT : 2015 EMSE 0786

Rébecca BONNAIRE

Caractérisation mécanique des orthèses : Application aux ceintures de soutien lombaire dans le cadre de la lombalgie

Spécialité: Mécanique et Ingénierie

Mots clefs : ceintures de soutien lombaire, orthèses lombaires, lombalgie, éléments finis, évaluation, efficacité biomécanique, étude clinique.

Résumé :

La lombalgie est une douleur de la région lombaire du rachis. Un des moyens communément utilisés pour soulager cette douleur est le port d'orthèses lombaires. Bien que l'efficacité de ces orthèses soit démontrée, leur mode d'action reste mal connu. L'objectif de ce projet est d'analyser ce mode d'action dans le cas de ceintures de soutien lombaire.

En lien avec des médecins et un industriel, trois approches ont été mises en œuvre. Premièrement, une approche expérimentale a permis de déterminer les propriétés mécaniques des ceintures de soutien lombaire et d'évaluer la pression appliquée suivant ces propriétés. Secondairement, la pression appliquée par les ceintures a été mesurée par une approche clinique. Cette pression a été liée à la diminution de la douleur engendrée par les ceintures, au bien-être ressenti, à la modification de la posture et à la déformation de la ceinture. Troisièmement, une approche numérique a servi à montrer les paramètres influents sur le soulagement de la douleur.

Un des modes d'action des ceintures de soutien lombaire, mis en évidence dans ce projet, est la pression appliquée sur le tronc qui engendre une variation des pressions abdominale et intradiscale, ainsi qu'une modification de la posture. La pression appliquée dépend, entre autres, des caractéristiques mécaniques des ceintures. Les résultats mettent en évidence l'importance de maîtriser cette pression appliquée ainsi que la spécificité du patient sur les effets mécaniques des ceintures.

Les différentes approches sont complémentaires ; elles sont des moyens de caractérisation des orthèses qui pourraient être utilisés pour d'autres orthèses et également aider au développement de nouveaux produits.