



HAL
open science

Biomécanique des tissus mous de la jambe humaine sous compression élastique

Laura Dubuis

► **To cite this version:**

Laura Dubuis. Biomécanique des tissus mous de la jambe humaine sous compression élastique. Autre. Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, 2011. Français. NNT : 2011EMSE0633 . tel-00716423

HAL Id: tel-00716423

<https://theses.hal.science/tel-00716423>

Submitted on 10 Jul 2012

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 : 2011 EMSE 0633

THÈSE

présentée par

Laura DUBUIS

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

Spécialité : Mécanique et Ingénierie

Biomécanique des tissus mous de la jambe humaine sous compression élastique

soutenue à Saint-Étienne, le 12 décembre 2011

Membres du jury

Présidente :	Marie-Christine HO BA THO	Professeur, UTC, Compiègne
Rapporteurs :	Mathias BRIEU David MITTON	Professeur, ECL, Lille Directeur de Recherche, IFSTTAR, Lyon
Examineurs :	Alain BELLI Pierre BADEL Jean-François POUGET	Professeur, UJM, St-Étienne Maître Assistant, ENSM-SE, St-Étienne Radiologue, Clinique Mutualiste, St-Étienne
Directeur de thèse :	Stéphane AVRIL	Professeur, ENSM-SE, Saint-Étienne
Co-encadrant :	Johan DEBAYLE	Chargé de Recherche, ENSM-SE, St-Étienne

Spécialités doctorales :

SCIENCES ET GENIE DES MATERIAUX
 MECANIQUE ET INGENIERIE
 GENIE DES PROCEDES
 SCIENCES DE LA TERRE
 SCIENCES ET GENIE DE L'ENVIRONNEMENT
 MATHEMATIQUES APPLIQUEES
 INFORMATIQUE
 IMAGE, VISION, SIGNAL
 GENIE INDUSTRIEL
 MICROELECTRONIQUE

Responsables :

J. DRIVER Directeur de recherche – Centre SMS
 A. VAUTRIN Professeur – Centre SMS
 F. GRUY Professeur – Centre SPIN
 B. GUY Maître de recherche – Centre SPIN
 J. BOURGOIS Professeur – Fayol
 E. TOUBOUL Ingénieur – Fayol
 O. BOISSIER Professeur – Fayol
 JC. PINOLI Professeur – Centre CIS
 P. BURLAT Professeur – Fayol
 Ph. COLLOT Professeur – Centre CMP

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

AVRIL	Stéphane	MA	Mécanique & Ingénierie	CIS
BATTON-HUBERT	Mireille	MA	Sciences & Génie de l'Environnement	Fayol
BENABEN	Patrick	PR 1	Sciences & Génie des Matériaux	CMP
BERNACHE-ASSOLLANT	Didier	PR 0	Génie des Procédés	CIS
BIGOT	Jean-Pierre	MR	Génie des Procédés	SPIN
BILAL	Essaïd	DR	Sciences de la Terre	SPIN
BOISSIER	Olivier	PR 1	Informatique	Fayol
BORBELY	Andras	MR	Sciences et Génie des Matériaux	SMS
BOUCHER	Xavier	MA	Génie Industriel	Fayol
BOUDAREL	Marie-Reine	PR 2	Génie Industriel	DF
BOURGOIS	Jacques	PR 0	Sciences & Génie de l'Environnement	Fayol
BRODHAG	Christian	DR	Sciences & Génie de l'Environnement	Fayol
BURLAT	Patrick	PR 2	Génie industriel	Fayol
COLLOT	Philippe	PR 1	Microélectronique	CMP
COURNIL	Michel	PR 0	Génie des Procédés	SPIN
DAUZERE-PERES	Stéphane	PR 1	Génie industriel	CMP
DARRIEULAT	Michel	IGM	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
DECHOMETS	Roland	PR 1	Sciences & Génie de l'Environnement	Fayol
DESRAYAUD	Christophe	MA	Mécanique & Ingénierie	SMS
DELAFOSSÉ	David	PR 1	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
DOLGUI	Alexandre	PR 1	Génie Industriel	Fayol
DRAPIER	Sylvain	PR 2	Mécanique & Ingénierie	SMS
DRIVER	Julian	DR 0	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
FEILLET	Dominique	PR 2	Génie Industriel	CMP
FOREST	Bernard	PR 1	Sciences & Génie des Matériaux	CIS
FORMISYN	Pascal	PR 1	Sciences & Génie de l'Environnement	Fayol
FRACZKIEWICZ	Anna	DR	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
GARCIA	Daniel	MR	Génie des Procédés	SPIN
GIRARDOT	Jean-Jacques	MR	Informatique	Fayol
GOEURIOT	Dominique	MR	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
GRAILLOT	Didier	DR	Sciences & Génie de l'Environnement	Fayol
GROSSEAU	Philippe	MR	Génie des Procédés	SPIN
GRUY	Frédéric	MR	Génie des Procédés	SPIN
GUY	Bernard	MR	Sciences de la Terre	SPIN
GUYONNET	René	DR	Génie des Procédés	SPIN
HERRI	Jean-Michel	PR 2	Génie des Procédés	SPIN
INAL	Karim	PR 2	Microélectronique	CMP
KLÖCKER	Helmut	DR	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
LAFOREST	Valérie	CR	Sciences & Génie de l'Environnement	Fayol
LERICHE	Rodolphe	CR CNRS	Mécanique et Ingénierie	SMS
LI	Jean-Michel	EC (CCI MP)	Microélectronique	CMP
MALLIARAS	George Grégory	PR 1	Microélectronique	CMP
MOLIMARD	Jérôme	MA	Mécanique et Ingénierie	SMS
MONTHEILLET	Frank	DR 1 CNRS	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
PERIER-CAMBY	Laurent	PR 2	Génie des Procédés	SPIN
PIJOLAT	Christophe	PR 1	Génie des Procédés	SPIN
PIJOLAT	Michèle	PR 1	Génie des Procédés	SPIN
PINOLI	Jean-Charles	PR 0	Image, Vision, Signal	CIS
STOLARZ	Jacques	CR	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
SZAFNICKI	Konrad	MR	Sciences & Génie de l'Environnement	Fayol
THOMAS	Gérard	PR 0	Génie des Procédés	SPIN
TRIA	Assia		Microélectronique	CMP
VALDIVIESO	François	MA	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
VIRICELLE	Jean-Paul	MR	Génie des procédés	SPIN
WOLSKI	Krzysztof	DR	Sciences & Génie des Matériaux	SMS
XIE	Xiaolan	PR 1	Génie industriel	CIS

Glossaire :

PR 0	Professeur classe exceptionnelle
PR 1	Professeur 1 ^{ère} classe
PR 2	Professeur 2 ^{ème} classe
MA(MDC)	Maître assistant
DR	Directeur de recherche
Ing.	Ingénieur
MR(DR2)	Maître de recherche
CR	Chargé de recherche
EC	Enseignant-chercheur
IGM	Ingénieur général des mines

Centres :

SMS	Sciences des Matériaux et des Structures
SPIN	Sciences des Processus Industriels et Naturels
Fayol	Institut Henri Fayol
CMP	Centre de Microélectronique de Provence
CIS	Centre Ingénierie et Santé

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de thèse, **Pr Stéphane AVRIL**, pour avoir fait preuve de grandes qualités scientifiques et humaines dans la direction de ma thèse. C'est vrai que ce fut parfois difficile de répondre à ses attentes, mais une thèse n'aurait pas de valeur si elle était trop facile. Par conséquent, j'ai beaucoup d'estime et de considération pour celui que l'on surnomme « *L'Homme à 4 processeurs* » qui peut très bien passer de directeur de centre à directeur de thèse, sans oublier de passer à la pause du vendredi matin pour avoir une part de gâteau.

Je tiens aussi à remercier mon co-encadrant, **Dr Johan DEBAYLE**. Bien que mon sujet de thèse soit éloigné de sa discipline, il a su être présent aux bons moments. Il m'a permis de gagner un temps précieux dans tout ce qui concerne le traitement d'image. J'ai particulièrement apprécié ses remarques judicieuses et ses recommandations avisées.

J'aimerais adresser un remerciement particulier au **Dr Pierre BADEL** pour son aide précieuse, sa grande gentillesse et son soutien tout au long de ces années. Le fait qu'il soit un VTTiste assidu et passionné, jeune chercheur fraîchement embauché et compétent, m'a confirmé mon envie de poursuivre dans la voie de la recherche. J'ai été ravie de le côtoyer, d'autant plus qu'il a été l'initiateur des célèbres « pauses du vendredi matin » dont toute l'école nous envie !

J'aimerais remercier **Pr Mathias BRIEU** et **Pr David MITTON** d'avoir accepté d'être les rapporteurs de ce travail, et **Pr Marie-Christine HO-BA-THO** et **Pr Alain BELLI** d'avoir accepté d'en être les examinateurs.

Merci à la **Région Rhône-Alpes** qui a financé mon allocation doctorale dans le cadre d'un projet CIBLE2008, ainsi qu'à la société **BVSport®** qui a sponsorisé l'étude sur les 6 sujets et qui a mis à notre disposition ses équipements et son personnel pour la caractérisation des textiles de compression. Je remercie également la **Clinique Mutualiste de Saint-Étienne** qui a été le promoteur de l'étude.

Je remercie chaleureusement le **Dr Jean-François POUGET** qui a réalisé les images scanner des jambes des sujets et pour sa bonne humeur inconditionnelle ainsi que le **Dr Serge COUZAN** pour m'avoir fait partager ses connaissances en ce qui concerne le retour veineux. Je n'oublie pas de remercier tous les volontaires qui ont participé à l'étude.

Je tiens aussi à remercier toutes les personnes que j'ai pu côtoyer à l'école, et en particulier ceux que j'ai croisés à la pause café du J2.07. Les pauses (nécessaires, voire indispensables, pour le bon développement intellectuel des chercheurs en herbe et expérimentés) nous ont permis d'avoir des discussions tantôt philosophiques, tantôt engagées, parfois (souvent ?) qui volent pas bien haut, mais toujours dans la bonne humeur. Cette bonne ambiance a grandement contribué au plaisir que j'avais de venir travailler tous les jours. Je remercie tout particulièrement (par ordre de préférence, meuh non, j'rigole, par ordre d'arrivée puis alphabétique) :

Attention : les lignes qui vont suivre sont le point de vue de l'auteur et peuvent heurter la

sensibilité des plus jeunes.

Tout d'abord : mes co-bureaux. On est arrivés ensemble, on a travaillé ensemble, on s'est amusé ensemble et on a souffert ensemble (surtout à la fin), mais on s'est toujours soutenu ! C'est important quand on a un petit coup de moins bien...

Juliana, dit « *T'as pas d'la farine ?* », qui a dû supporter toutes les blagues lourdingues faisant allusion à sa nationalité colombienne. Elle est aussi ma co-bureau depuis le début, ça créé des liens, forcément.

Julie, dit « *Miss potin* » ou bien « *The Cookies Queen* », la seule qui est capable de réveiller les morts quand on lui fait peur ! C'est aussi elle qui sait faire comme personne les meilleurs cookies que j'ai jamais mangé. Avec Juli, on est les 3 fantastiques. Notre objectif : être au courant du dernier potin, quelque soit sa nature.

Tristan, dit « *Tristan* », d'un courage exemplaire : il est resté trois ans dans le même bureau que nous sans broncher ! Respect...

Ensuite : les stagiaires qui, tel une larve devenant papillon, sont devenus des doctorants. Ce sont aussi les initiateurs des pauses café.

Alexandre, dit « *On n'est pas des élèves, on est des doctorants !* », engagé, rebelle, il n'a pas sa langue dans sa poche et quand il n'est pas d'accord avec quelqu'un (ce qui a souvent été mon cas) il n'hésite pas à le faire savoir. Surtout, ne pas trop le taquiner sur ses idées bien arrêtées (sinon on y passe des heures), le pire c'est qu'il a souvent raison (pas toujours quand même).

Nicolas, dit « *M. Pokora* », avec sa ceinture Roger Gabana, toujours propre sur lui, c'est un peu le gentleman du groupe. Mais ce n'est qu'une apparence, car une fois qu'il a enfilé son short de sport pour le foot ou le hand, il se métamorphose et il faut éviter de se placer sur sa trajectoire...

Puis : ceux qui sont arrivés en 2010, trois doctorants, une stagiaire et... un chef.

Aaron, dit « *Le Chouchou* » ou « *La Crouste* », même si un petit bobo au genou peut le faire boiter pendant plusieurs semaines, c'est notre chouchou donc on lui pardonne tout. Nos échanges de frisbee (avec le couvercle du cappuccino) vont me manquer !

Baptiste, dit « *Le Calamar* », il a eu la chance peu commune de partager notre bureau une année durant. Y'en a qui tuerait pour ça ! Sa particularité ? Je ne sais pas comment il fait mais il a toujours des supers idées saugrenues qu'il sort de je ne sais où.

Benjamin, dit « *Le Squateur* » ou « *L'Intrus* », à qui on a bien fait comprendre (au début) que nous n'avions pas les mêmes valeurs, il a réussi à se faire accepter à partir du moment où il a apporté à manger. Je garderai en mémoire l'image de sa figure se faisant balayer par mes essuie-glaces, inoubliable !

Jérôme, dit « *chut, v'là l'chef!* », récemment promu chef du département, il abuse de son pouvoir pour exploiter les pòvres petits doctorants. En même temps, ça se comprend :

on oublie toujours de lui laisser une part de gâteau quand il est absent au moment de la pause... Je le remercie de m'avoir ouvert les yeux grâce à ses points de vue éclairés, notamment concernant le milieu recherche.

Laurianne, dit « *La Footeuse* », avec qui j'ai partagé des footings à discuter d'avenir (les choix cornéliens à faire), de diététique, d'entraînement et de tout ce qui nous passait par la tête.

Pierre-Yves, dit « *La Touffe* », qui ne me comprend pas et que je ne comprends pas. Heureusement qu'il y a des interprètes qui parlent nos langues! Son signe particulier est bien sûr sa touffe de cheveux qu'il n'a pas coupée depuis son arrivée. Quel plaisir de le taquiner (et c'est réciproque)! Autre signe distinctif : il est jaloux d'Aaron parce qu'il voudrait être le chouchou lui aussi (mais comme il est en cycle 2 de chant, ça compense).

Ze Doctorants : le fameux groupe de Rock'n Roll dont tout le monde parle, même Chuck Norris est fan! Composé de doctorants (évidemment) : Aaron, Ben et PY. Je suis faaaaaaaaaannnnn!

Et enfin : les nouveaux arrivants, **Rebecca** et **Bilal**, qui vont devoir supporter toutes les misères que nous avons fait subir à nos successeurs. Bon courage à eux!

Un remerciement spécial est attribué à **Françoise**, la secrétaire du CIS, sur qui l'on peut toujours compter. Signe particulier : elle est fan des Rammstein! « Du – Du hast – Du hast mich! »

Merci aussi au **parc régional du Pilat**, magnifique espace de nature, où j'allais régulièrement m'y ressourcer. Une pensée pour mon club de vélo : **la Roue des Grands Bois**, qui m'a permis de passer de bons moments et de me faire découvrir la richesse de la région. D'une manière générale, je garderai un très bon souvenir des **Gagas**, et je penserai à cette belle époque quand j'irai ramasser les babets à cacasson, fouilla!

Je tiens également à remercier **toute ma famille** pour son soutien constant tout au long de mes études et de mon doctorat.

Il est évident que je ne peux pas citer tout le monde, alors ces quelques lignes iront à toutes les personnes que j'ai croisé durant ces trois ans de thèse et avant, amis proches ou simples connaissances, car chacun de vous m'a permis de me construire et d'être ce que je suis aujourd'hui.

Table des matières

Remerciements	i
Table des matières	iii
Introduction générale	1
I Cadre de travail	3
Introduction	4
I.1 Contexte	4
I.1.a Anatomie de la jambe	4
I.1.b Le retour veineux	9
I.1.c La compression élastique (CE)	11
I.2 Problématique	13
I.3 État de l'art	14
I.3.a Études cliniques	14
I.3.b Études biomécaniques	16
I.3.c Approche biomécanique	16
I.3.d Propriétés mécaniques des textiles et des tissus mous	19
I.3.e Identification des propriétés mécaniques des tissus mous	20
I.3.f Positionnement de l'étude	22
Conclusion	23
II Développement du modèle de jambe	25
Introduction	26
II.1 Construction de la géométrie du modèle	26
II.1.a Acquisition des images	26
II.1.b Traitement d'images	27

II.1.c	Recalage d'images	29
II.1.d	Maillage et critères de qualité.	34
II.2	Loi de comportement	35
II.2.a	Description de l'hyper-élasticité.	35
II.2.b	Hypothèses du modèle	39
II.3	Conditions aux limites	39
II.3.a	Caractérisation du textile de la chaussette	40
II.3.b	Calcul du rayon de courbure de la jambe	46
II.3.c	Application de la pression par la loi de Laplace	49
II.4	Exemples de calculs	52
II.4.a	Modèle de jambe sous CE	52
II.4.b	Modèle la jambe sous CE avec glissement	61
	Conclusion sur les différents calculs	69
	Conclusion	69
III	Identification des propriétés des tissus mous de la jambe	71
	Introduction	72
III.1	Méthodologie d'identification	72
III.1.a	Fonction coût	74
III.1.b	Algorithme d'optimisation	77
III.2	Illustration de la méthodologie.	79
III.2.a	Description de l'échantillon.	79
III.2.b	Définition du modèle EF	80
III.2.c	Conditions de l'identification des propriétés de la mousse	82
III.2.d	Résultats des identifications	87
III.2.e	Discussion de la méthode d'identification	88
	Conclusion sur la méthode d'identification	92
III.3	Mise au point de la méthode d'identification sur un premier sujet.	93
III.3.a	Conditions de l'identification	93
III.3.b	Identification des propriétés des tissus mous	94
III.3.c	Résultats des identifications avec une fonction coût de forme	95
III.3.d	Résultats des identifications avec une fonction coût d'aire.	96
III.3.e	Synthèse des résultats	99
III.3.f	Discussion et choix des conditions d'identification	100
	Conclusion sur l'identification sur un sujet	102

Conclusion	103
IV Application de la méthodologie sur plusieurs sujets	105
Introduction	106
IV.1 Protocole	106
IV.1.a Caractéristiques des sujets	107
IV.1.b Création des modèles	108
IV.1.c Identification des propriétés des tissus mous	110
IV.2 Résultats	111
IV.2.a Propriétés mécaniques	111
IV.2.b Analyse des pressions	114
IV.2.c Synthèse	114
IV.3 Discussion	116
Conclusion	122
Conclusion générale	125
Bibliographie	129
Annexes	
A Protocole soumis au CPP	143
B Lettre de consentement pour les volontaires	159

Introduction générale

Par définition, la biomécanique est l'application des lois de la mécanique au vivant. Le terme « biomécanique » est issu du grec « *bios* » qui signifie « vie » et de « *mékhanî* » qui signifie « machine ». Cette science qu'est la mécanique, est issue de la branche de la physique dont l'objet est l'étude des forces et des mouvements. Elle peut être divisée en plusieurs catégories, mais deux d'entre elles sont couramment utilisées dans l'étude du vivant. La première est la mécanique classique, qui consiste à étudier les mouvements de corps rigides (mécanique du point, mécanique céleste, etc.). Elle est à l'origine de la mécanique dont les prémices furent l'étude du mouvement des astres et la construction de machines. Son application biomécanique concerne l'étude de la posture et des mouvements des membres pour l'ergonomie, le confort, l'étude de cas pathologiques et les performances sportives. La deuxième catégorie est la mécanique des milieux continus qui permet d'étudier la réponse d'un milieu sous l'effet d'un effort auquel il est soumis (mécanique des fluides et mécanique des solides). C'est cette dernière catégorie qui sera considérée par la suite puisqu'il est question d'étudier la biomécanique des tissus mous de la jambe humaine sous compression élastique (CE).

La CE est un traitement qui est prescrit aux personnes souffrant d'insuffisance veineuse ou en prévention de ce risque. Il consiste à comprimer la jambe pour éviter la stagnation du sang dans les veines (stase veineuse) et, par conséquent, améliorer le retour veineux. La compression de la jambe est assurée par des chaussettes ou des bas compressifs, ou bien par la pose d'une bande compressive. La CE applique donc une pression à la surface de la jambe qui est ensuite transmise aux tissus mous. Le milieu médical se pose alors plusieurs questions :

- Quel est le mécanisme d'action permettant de transmettre la pression aux tissus mous ?
- Quel est le champ de pression à l'intérieur de la jambe ?
- Quels sont les paramètres influant sur ce champ de pression ?
- Comment quantifier la variation inter-sujet de ce champ de pression ?

La réponse à ces questions est fondamentale pour adapter précisément la CE aux patients. En effet, la pression qu'applique la CE sur la jambe est au traitement compressif ce que la posologie est au médicament. Or, il est impensable de nos jours que la posologie d'un médicament soit confuse. Ainsi, il est nécessaire d'approfondir la biomécanique de la jambe pour mieux comprendre et pour mieux personnaliser le traitement par CE.

L'étude biomécanique présentée dans cette thèse a permis d'obtenir des éléments de réponse. Pour ce faire, un modèle 3D personnalisé d'une jambe humaine a été créé à partir d'images médicales. Une pression non homogène est ensuite appliquée sur la surface de la jambe correspondant à la CE. Puis, les propriétés mécaniques des principaux tissus mous ont été identifiées. Ainsi, la méthodologie permet d'avoir un modèle de jambe dont la géométrie, les conditions aux limites et les propriétés mécaniques sont personnalisées. L'analyse des résultats donne accès au champ de pression dans la jambe.

Le cadre de travail est défini dans le **chapitre I**. La physiologie de la jambe y est présentée permettant de définir certaines notions, la description anatomique de la jambe et les enjeux médicaux. Puis la problématique de l'étude est annoncée, précédant l'étude bibliographique.

Le modèle de la jambe humaine, qui a été développé dans le cadre de cette thèse est présenté dans le **chapitre II**. Toutes les étapes de la création du modèle – de l'acquisition des images aux résultats des simulations numériques – y sont détaillées. Tout d'abord, l'acquisition et le traitement des images nécessaires à la construction géométrique du modèle sont abordés. Ensuite, les hypothèses inhérentes à la modélisation biomécanique concernant les lois de comportement et les conditions aux limites sont traitées. Enfin, les résultats des différentes simulations sont analysés permettant de choisir le modèle le plus pertinent pour la suite de l'étude.

La méthode d'identification des propriétés mécaniques des tissus mous nécessaire à la personnalisation du modèle est développée dans le **chapitre III**. L'objectif est de minimiser la différence entre la forme de la jambe issue de la simulation et celle issue des images avec CE. La méthode utilisée procède de manière itérative en testant différentes valeurs de propriétés. Celles qui permettent d'obtenir la plus faible différence entre les deux formes sont considérées comme étant les propriétés identifiées des tissus mous de la jambe étudiée.

Enfin, toute la méthodologie qui a été développée dans les chapitres II et III est appliquée sur la jambe de six sujets dans le **chapitre IV**. Ainsi, un modèle de jambe dont la géométrie, les conditions aux limites et les propriétés mécaniques sont personnalisées, est créé pour chaque sujet. L'analyse des résultats permet de définir des tendances concernant la façon dont la pression se transmet en fonction de la morphologie de la jambe.

CHAPITRE I

Cadre de travail

Sommaire

Introduction	4
I.1 Contexte	4
I.1.a Anatomie de la jambe	4
I.1.b Le retour veineux	9
I.1.c La compression élastique (CE)	11
I.2 Problématique	13
I.3 État de l'art	14
I.3.a Études cliniques	14
I.3.b Études biomécaniques	16
I.3.c Approche biomécanique	16
I.3.d Propriétés mécaniques des textiles et des tissus mous	19
I.3.e Identification des propriétés mécaniques des tissus mous	20
I.3.f Positionnement de l'étude	22
Conclusion	23

Introduction

Le domaine de la biomécanique a la particularité de mêler la mécanique avec des aspects biologiques et biomédicaux. Cette discipline s'intéresse particulièrement à caractériser les réponses des matériaux biologiques, qu'ils soient fluides ou solides, subissant des actions mécaniques. Une des complexités de la modélisation biomécanique est de faire des hypothèses qui ne soient pas en désaccord avec la réalité. C'est pourquoi il est important de connaître l'environnement biologique et de s'adapter au milieu médical.

Dans le cas de la modélisation des tissus mous d'une jambe sous compression élastique, nous cherchons à connaître comment se transmet la pression qu'applique la chaussette de compression sur les tissus mous de la jambe.

Ainsi, après une description de l'anatomie de la jambe, du retour veineux et du traitement par compression élastique, un état de l'art est proposé portant sur la connaissance actuelle en matière de compression médicale, puis sur la modélisation biomécanique du phénomène et enfin sur l'identification des propriétés mécaniques des tissus mous.

I.1 Contexte

I.1.a Anatomie de la jambe

Le mot *anatomie*, créé par Aristote, vient du grec *anatomê* qui signifie couper à travers (Kamina, 2005). Dans cette section, nous allons nous familiariser avec l'anatomie de la jambe.

Vocabulaire employé

On appelle la *jambe* la partie du membre inférieur se trouvant entre la cheville et le genou.

En anatomie, on utilise des plans faisant référence au corps humain comme plans de référence. On a notamment (voir Figure I.1) :

- le plan frontal, qui sépare l'avant du corps de l'arrière,
- le plan sagittal qui sépare le côté gauche du droit,
- le plan transverse qui coupe le corps suivant un plan horizontal.

On utilisera le terme *distal* qui qualifie la partie d'un organe qui est la plus éloignée du centre du corps, ou le segment d'un membre qui est le plus éloigné de la racine de ce membre. À l'opposé, le terme *proximal* qualifie la partie d'un organe qui est la plus proche du centre du corps, ou le segment d'un membre qui est le plus proche de la racine de ce membre.

Les os

La jambe est constituée de deux os : le *tibia* et la *fibula* (anciennement appelé *péroné*). Comme on peut le voir sur la Figure I.2, ils sont situés entre l'articulation du genou à celle de la cheville. Les os de la jambe sont des os longs, car une de leurs dimensions est nettement

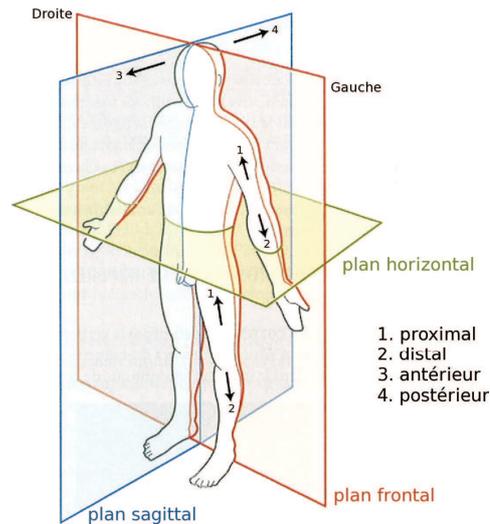


Figure I.1 : Les trois coupes anatomiques (Kamina, 2005).

plus grande que les deux autres.

Dans chaque os, on distingue deux parties :

- La partie centrale des épiphyses¹, appelé os *spongieux* (ou *trabéculaire*) car il a une structure en éponge, est riche en cellules conjonctives adipeuses et en éléments sanguins et son module élastique est faible (module d'Young : $E \simeq 1\,000$ MPa).
- La partie périphérique, appelé os *cortical* (ou compact), est dense et dure (module d'Young : $E \simeq 18\,000$ MPa).

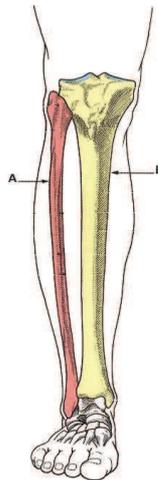


Figure I.2 : Les os de la jambe : A, la fibula et B, le tibia (Kamina, 2005).

¹épiphyse : extrémité d'un os long

Les muscles

L'anatomie d'un muscle se décompose en structures à différentes échelles (Figure I.3). Le muscle est enveloppé par l'*aponévrose*. Elle se rejoint aux extrémités pour former le tendon qui attache le muscle à l'os. À l'intérieur, le muscle est séparé en compartiments appelés *fascicules*. Les fascicules contiennent plusieurs cellules musculaires (ou fibres musculaires). Ce sont des cellules multi-nucléaires très longues (aussi longues que le muscle). Chaque fibre musculaire contient plusieurs *myofibrilles*, qui sont des paquets de myofilaments (actine et myosine). Les myofibrilles sont divisées suivant la longueur en segments appelés *sarcomères*. Un sarcomère est une unité fondamentale de contraction. Les sarcomères se raccourcissent durant la contraction provoquant un raccourcissement des myofibrilles et donc du muscle entier.

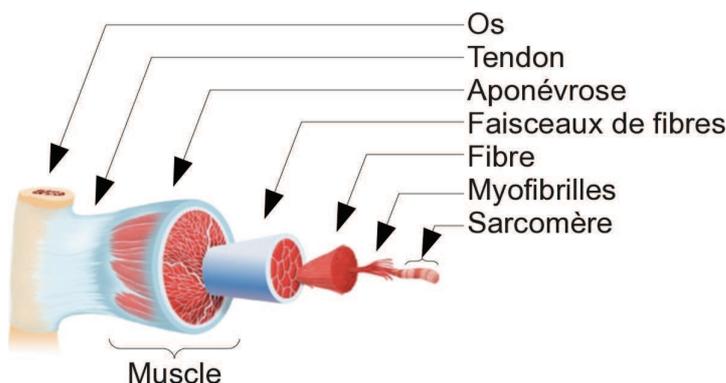


Figure I.3 : Anatomie du muscle.

On distingue deux types de muscles :

- les muscles lisses qui ne sont pas sous contrôle du système nerveux somatique mais sous le contrôle du système nerveux autonome (par exemple, l'estomac). Ils sont composés essentiellement de fibres rouges.
- les muscles striés qui sont sous contrôle du système nerveux central. Leur nom rappelle leur aspect microscopique puisqu'ils sont composés alternativement de fibres rouges et de fibres blanches.

On appelle *muscles squelettiques* les muscles qui peuvent se contracter sous l'influence de la volonté, ils sont responsables du mouvement. Tous les muscles squelettiques sont striés. À l'inverse, presque tous les muscles striés sont squelettiques, sauf le myocarde qui est un muscle strié non squelettique.

Les muscles de la jambe sont séparés par des cloisons inter-musculaires appelées *fascias*. On distingue ainsi trois loges : la loge ventrale, la loge latérale et la loge dorsale (Figure I.4).

D'un point de vue mécanique, les tissus musculaires peuvent être représentés d'une manière générale par un réseau de fibres de collagènes imbriquées dans une matrice de tissu conjonctif,

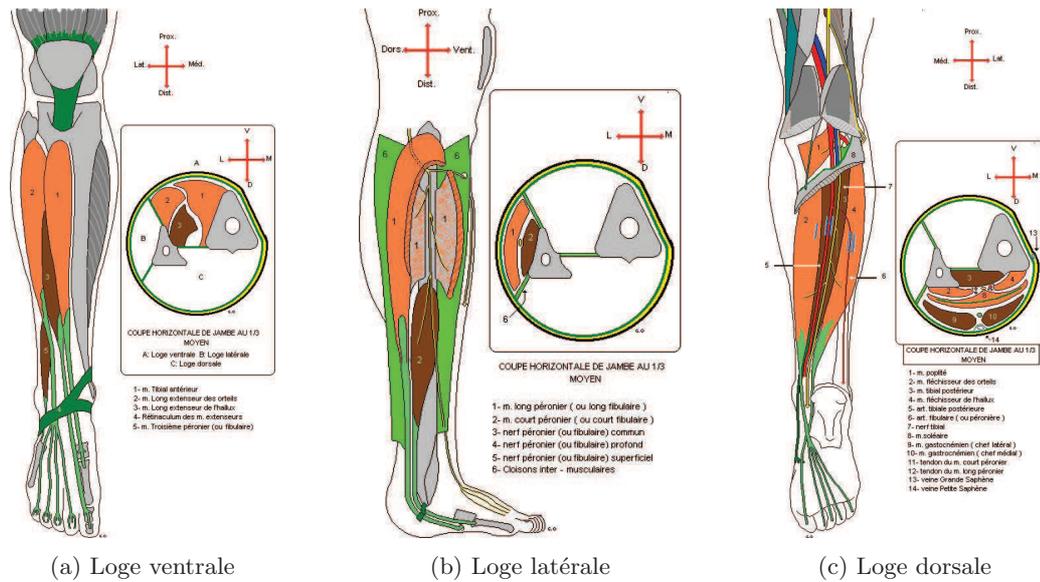


Figure I.4 : Répartition des muscles de la jambe dans les loges ventrale (a), latérale (b) et dorsale (c) (www.anatomie-humaine.com).

ce qui leur confère un comportement élastique non linéaire. Ils peuvent supporter de grandes déformations et leur volume n'évolue pas ou très peu au cours de la déformation.

Le tissu adipeux

En premier abord, on peut penser que la graisse est un composant inerte. En réalité, le tissu adipeux peut sécréter des hormones et ainsi, communiquer avec les organes du corps. Il est composé essentiellement de cellules grasses appelées *adipocytes*, qui se chargent de *triglycérides*. Ces derniers sont constitués de trois acides gras² reliés et dont la substance présente un aspect figé à température ordinaire. Les adipocytes stockent les triglycérides jusqu'à une taille cellulaire critique située entre 70 et 120 μm . Au-delà de cette taille maximale, l'adipocyte ne peut plus stocker de graisses, il déclenche la formation d'une nouvelle cellule de stockage. Chez un sujet sain, le tissu adipeux est composé de 20 à 30 milliards d'adipocytes. Ce qui correspond à 20-25 % de la masse totale pour la femme et à 15-20 % pour l'homme.

Le tissu adipeux comprend la graisse blanche (de structure et de réserve) et la graisse brune. Chez l'homme le tissu brun est bien développé chez le nouveau-né mais il tend à disparaître ensuite.

Le tissu adipeux blanc de structure (ou viscéral) constitue un support adaptatif face à des contraintes mécaniques et de pressions au niveau des viscères (reins, ganglions lymphatiques, etc.) protégeant ainsi les organes internes des chocs. Il assure aussi un rôle de protection et de

²acide gras : chaîne carbonée possédant de 4 à 28 atomes de carbone et appartenant à une catégorie de lipide.

répartition des charges (coussinets plantaires, grosses articulations, etc.).

Le tissu adipeux blanc de réserve est très répandu. Il occupe les zones sous-cutanées et la cavité abdominale, mais avec l'âge, il peut pénétrer entre les groupes musculaires. Ce phénomène pourrait avoir une influence dans notre problème de biomécanique de la jambe sous compression élastique. En outre, sa structure lâche permet le déplacement de la peau au dessus des muscles et des os.

Les vaisseaux sanguins

Le réseau sanguin est constitué des vaisseaux artériels et veineux. À la jonction entre ces deux types de vaisseaux, on trouve les capillaires. C'est un système d'échange appelé « microcirculation » qui est important au niveau métabolique. Elle permet l'apport en nutriments et en oxygène des organes tout en les libérant de leurs déchets.

La fonction des artères et des veines dépend du type de circulation à laquelle ils appartiennent. En effet, la circulation sanguine peut être décomposée en deux domaines : la *circulation systémique* qui relie le cœur aux organes à l'exception des poumons, par opposition à la *circulation pulmonaire* qui relie le cœur aux poumons. Dans cette étude nous nous intéresserons à la circulation systémique dont les fonctions des vaisseaux sont les suivantes.

Les artères sont chargées d'amener le sang riche en oxygène du cœur vers les organes. Leur composition en trois couches leur permet d'être suffisamment rigides pour transmettre la pression cardiaque afin d'assurer l'écoulement vers les organes.

Les veines sont les vaisseaux qui assurent le retour du sang appauvri en oxygène vers le cœur. Elles comprennent des valves, composées généralement de deux valvules, qui empêchent l'écoulement en sens inverse (Figure I.6) car l'aspiration de la pompe cardiaque est insuffisante face à la gravité. Comme leur compliance³ est 24 fois plus élevée que celle des artères (Couzan et Pouget, 2006), elles peuvent facilement se dilater. De plus, elles contiennent 62 % du volume sanguin (Couzan et Pouget, 2006; Miller, 2009), comme on peut le voir sur la Figure I.5. On distingue trois catégories de veines (Bergan, 2006; Couzan et Pouget, 2006) :

- les veines superficielles, situées dans le tissu adipeux. Elles contiennent 14 % du volume veineux.
- les veines profondes, situées au centre des muscles, leur débit est élevé. Elles contiennent 29 % du volume veineux.
- les veinules et capillaires musculaires ainsi que les veines perforantes qui font communiquer les réseaux profond et superficiel, leur débit est très faible car leur diamètre est inférieur à 1 mm. Elles contiennent 57 % du volume veineux.

Le réseau des veines superficielles jouent un rôle important dans le retour veineux puisque lorsque le réseau profond est saturé, elles permettent de le soulager et d'amortir les à-coups

³compliance : aptitude d'une cavité organique à changer de volume sous l'influence d'une variation de pression. Elle est exprimée par le rapport entre le volume de la cavité et la pression du liquide ou de l'air qu'il contient.

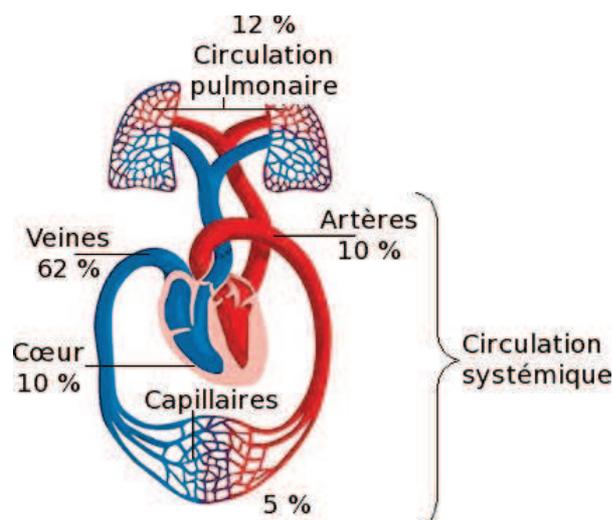


Figure I.5 : Répartition du volume sanguin dans le système circulatoire.

d'hyper-pression veineuse. En effet, les réseaux superficiel et profond sont reliés par les veines perforantes qui traversent l'aponévrose musculaire, assurant un écoulement veineux provenant des veines superficielles jusqu'aux veines profondes. Ainsi, la dilatation des veines est le témoin de l'hyper-pression veineuse avant d'atteindre le stade de l'altération vasculaire et de reflux veineux.

I.1.b Le retour veineux

Le retour veineux est assuré par la pompe cardiaque ainsi que par les valves qui équipent presque toutes les veines du corps pour empêcher le reflux. Cependant, ces systèmes ne sont pas suffisants, particulièrement pour les membres éloignés du cœur où l'écoulement veineux doit lutter contre la gravité. Dans ce cas, il existe plusieurs mécanismes pour soutenir le retour veineux. Par exemple, c'est la pression du poids du corps supporté par les pieds au cours de la marche qui permet de chasser le sang stagnant dans les veines plantaires. Pour le cas de la jambe, c'est surtout la contraction musculaire qui vient renforcer le retour veineux. En effet, lors de la contraction des muscles, la pression intra-musculaire passe de 5 mmHg (0,67 kPa) au repos à 100-250 mmHg (13,34-33,35 kPa) durant un exercice (Styf, 1995). Ce qui a pour conséquence de comprimer les tissus environnants. Le sang compris entre deux valves ne peut s'échapper que par la valve supérieure. Ainsi, le sang monte d'étage en étage jusqu'au cœur.

Dans certaines configurations (maladies veineuses, forte chaleur, position debout prolongée, après un effort physique, femme enceinte, etc.) les mécanismes du retour veineux sont perturbés, déséquilibrant ainsi la répartition du volume sanguin. Le sang stagne dans les veines, par conséquent elles se dilatent entraînant une augmentation du réservoir veineux. Dès lors, il y a apparition de différents symptômes, tels que la sensation de jambes lourdes dans un premier temps. Si l'insuffisance veineuse n'est pas traitée, cela peut entraîner des complications plus

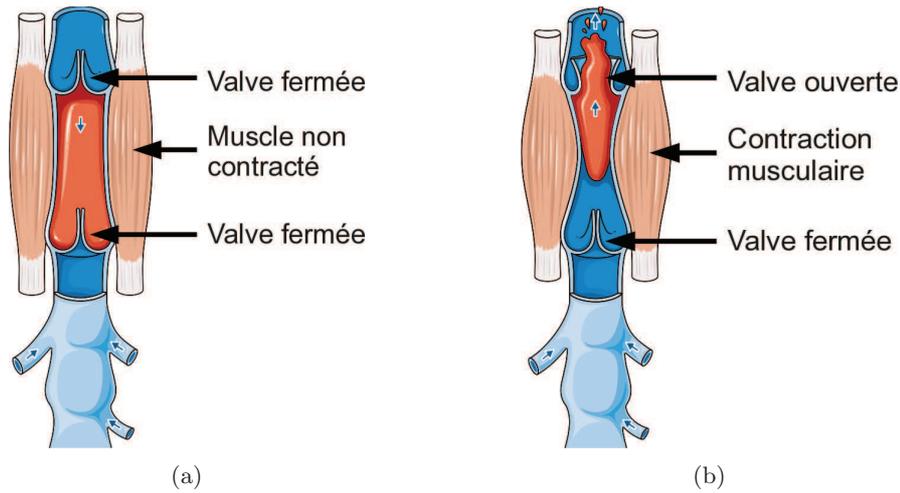


Figure I.6 : Mécanismes de soutien du retour veineux par contraction musculaire : (a) veine avec deux valves fermées, (b) veine avec une des deux valve ouverte (Servier Medical Art, www.servier.fr).

ou moins graves et qui peuvent être irréversibles telles que (par ordre de gravité) des varices (dilatation permanente des veines), un œdème (accumulation excessive de fluide dans le milieu interstitiel), un ulcère veineux (plaie chronique), une thrombose (veine bouchée par un caillot de sang), etc.

Formation d'un œdème

Sur la Figure I.7a, on peut voir que les capillaires sanguins sont situés à l'intérieur d'un milieu composé de cellules tissulaires et de fluide interstitiel. Le liquide interstitiel facilite les échanges de nutriments et de déchets entre les capillaires sanguins et les cellules. Le surplus de liquide interstitiel est drainé par les capillaires lymphatiques. Ces derniers sont absents dans les muscles squelettiques (mais pas dans le milieu conjonctif qui les recouvre). Quand ce système d'échange est à l'équilibre, on parle d'homéostasie. Par contre, si le débit des capillaires sanguins vers les cellules est supérieur à la capacité d'absorption des capillaires lymphatiques, il y a une accumulation de fluide interstitiel provoquant un œdème (Figure I.7b). L'œdème résulte d'un déséquilibre dans l'équation de Starling (Starling, 1896; Vicaut, 1996) :

$$\dot{Q} = PS [(P_c - P_i) - \sigma (\pi_c - \pi_i)] \quad (\text{I.1})$$

où \dot{Q} est le débit des capillaires sanguins vers le milieu interstitiel, P est la perméabilité de la membrane, S est la surface d'échange, P_c et P_i sont les pressions dans les capillaires sanguins et dans le milieu interstitiel, σ est le coefficient de réflexion (qui dépend de la membrane et de la molécule), π_c et π_i sont les pressions oncotiques⁴ dans les capillaires sanguins et dans le milieu interstitiel.

Pour rétablir l'équilibre et retrouver un état proche de l'homéostasie (sans tenir compte

⁴pression oncotique : pression due à un déséquilibre de concentration entre deux milieux adjacents.

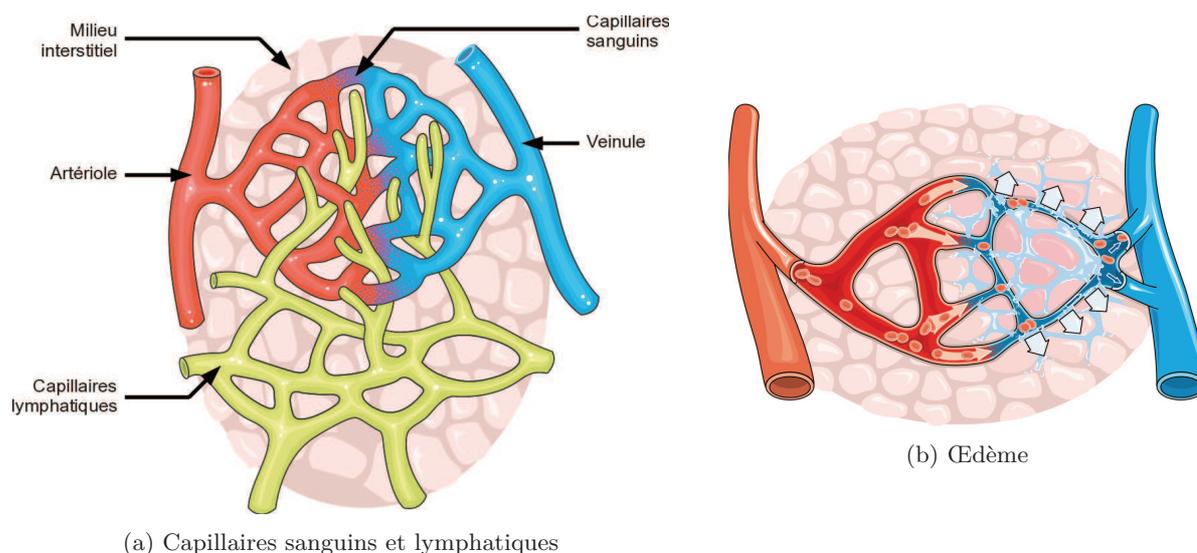


Figure I.7 : Formation d'un œdème (Servier Medical Art).

des pressions oncotiques), il faudrait diminuer la pression dans les capillaires sanguins (P_c). Comme la pression dans les capillaires sanguins dépend des pressions pré- et post-capillaire, une augmentation de la pression veineuse aura un effet important sur l'absorption du liquide interstitiel. Ainsi, l'homéostasie va de paire avec un retour veineux de bonne qualité.

Formation d'un ulcère veineux

La stase veineuse chronique est responsable d'une hyperpression veineuse transmise aux capillaires. S'en suivent des réactions en chaîne qui provoquent une hypoxie tissulaire locale qui fragilise le tissu cutané. À terme, cela peut être l'origine de la perte de substance cutanée chronique.

Formation d'une thrombose

La thrombose veineuse, aussi appelée *phlébite*, est due à la formation d'un caillot, appelé *thrombus*, dans les veines. Tout comme pour l'ulcère, une des origines du thrombus est due à la stase veineuse chronique. Si le thrombus se détache, il risque de migrer vers les poumons causant une embolie pulmonaire.

I.1.c La compression élastique (CE)

La CE médicale est un traitement couramment utilisé pour lutter contre les pathologies veineuses ou dans le cadre de la prévention. Quelle que soit la forme de la CE (chaussette, bas ou bandage), le principe est de comprimer les tissus mous dans le but de vidanger le sang contenu dans les veines pour éviter la stase veineuse. D'après Hohlbaum (1999), on trouve déjà les premières références techniques de bandages en 450-350 avant J-C dans *Corpus Hippocraticum* ou dans *medici officina* dont le but était de refouler le sang vers les parties

supérieures du corps. Mais, les résultats des recherches de Gardon-Mollard (2010) ont permis de poser l'hypothèse selon laquelle les origines de la contention sont très anciennes, et remontent bien au delà des périodes historiques grecques et égyptiennes habituellement évoquées. Suite à ces périodes anciennes, le traitement par compression a été oublié, à quelques exceptions près. Il ne réapparaît qu'à partir du XVIII^{ème} siècle. La compression fait d'ailleurs l'objet de publications qui lui sont entièrement consacrées. Au même moment, les premiers bas élastiques apparaissent grâce à la découverte du caoutchouc par Charles Goodyear. Le premier brevet de bas élastique a été déposé en 1848 par William Brown. Mais ces premiers bas étaient chers, ne laissaient pas passer l'air et perdaient vite leur élasticité. Ce n'est qu'après la Seconde Guerre mondiale que la CE se développe donnant suite à une classification selon l'effort de compression qu'elles appliquent.

Plusieurs techniques nécessitant des appareillages plus ou moins lourds ont aussi émergées pour améliorer le retour veineux des patients. On pense notamment à la compression pneumatique intermittente (Chen *et al.*, 2001a) que Landis et Gibbon (1933) ont été parmi les premiers à utiliser pour des insuffisances veineuses. Ou alors à l'électro-stimulation (Griffin *et al.*, 2010) qui permet de contracter les muscles du mollet pour augmenter la pression intramusculaire. Mais, actuellement, seules les CE traditionnelles, dites *dégressives*, rentrent dans la classification. Elles appliquent une pression qui est maximale à la cheville et qui diminue progressivement dans la direction proximale du membre (Figure I.8a). D'après l'IFTH, pour une pression de 100 % à la cheville, ces CE doivent appliquer une pression de 40% à la cuisse. Par convention il est convenu que la pression au mollet doit être de 70%. On trouve ces CE sous forme de chaussette remontant jusqu'aux genoux, sous forme de bas (remontant jusqu'en haut des cuisses) ou sous forme de bandage nécessitant une personne compétente pour le poser. Plus récemment, la société BVSport[®] a développé une compression *progressive* destinée à la récupération des sportifs (Couzan *et al.*, 2009). Contrairement à la CE dégressive, cette CE applique une forte pression au mollet et non à la cheville (Figure I.8b).

De nos jours, la classification existe toujours et permet au médecin de prescrire une CE adaptée à la sévérité du symptôme. La taille de la CE est déterminée en fonction de différentes longueurs et circonférences de la jambe du patient. Actuellement, chaque pays dispose d'une réglementation qui lui est propre en matière de CE médicale car aucun accord entre les pays européens n'a pu être trouvé. En France, c'est l'Institut Français du Textile et de l'Habillement (IFTH) qui définit un cahier des charges répartissant les CE en fonction de leur pression (Grenouilleau, 2010). Alors que le Tarif Interministériel des Prestations Sanitaires (TIPS) détermine des modes de remboursement.

Dans le langage courant le terme *contention* est utilisé sans discernement. Or, il faut faire une distinction entre *compression* et *contention* médicale (Merminod *et al.*, 2003; Mollard et Lance, 2005). La *contention* élastique maintient une pression sur les jambes à l'effort. Celle-ci est légère ou nulle au repos. La *compression* élastique maintient une pression modérée au repos et un peu plus forte à l'effort.

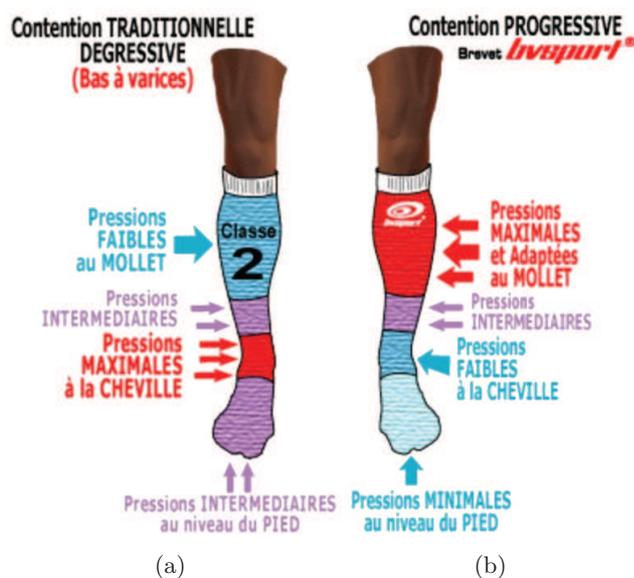


Figure I.8 : CE (a) dégressive et (b) progressive (BVSPORT®).

Bien que l'efficacité du traitement par CE ne soit plus à démontrer, il n'en est pas de même de la compréhension d'un point de vue mécanique de l'effet de la compression. Dans cette étude, nous nous intéressons à la réponse des tissus mous de la jambe sous compression. L'intérêt d'un modèle biomécanique est qu'il donne accès à la répartition du champ de pression dans la jambe. Sachant que plus de la moitié du volume veineux est contenu dans les petites veines et veinules musculaires, la répartition des pressions intra-musculaires est un atout pour estimer l'efficacité de la CE sur les veines. En effet, la pression due à la CE ne se retrouve pas à l'identique dans les profondeurs du tissu biologique. De plus, la non-homogénéité de la jambe (os, répartition de la graisse et des muscles, etc.) provoque une disparité du champ de pression. Enfin, la géométrie de la jambe dépend de chaque patient, on peut donc légitimement s'attendre à une variabilité inter-individu du champ de pression.

I.2 Problématique

L'action de la compression est principalement mécanique. Le principe général est d'exercer sur la peau une pression dont l'un des objectifs est de chasser le sang des veines superficielles vers les veines profondes. Elle s'oppose à la dilatation des veines qui favorise la stase du sang, permet de rétablir la circulation de retour, diminue le reflux et augmente le débit sanguin. Elle lutte aussi contre l'hyper-pression sanguine qui altère la paroi de la veine. Ainsi, les effets de la CE sont connus. Selon une étude réalisée par IPSOS (2004), près de 36 % de la population française (soit 22 millions de personnes) est concerné par l'insuffisance veineuse chronique avec une nette prédominance féminine (une femme sur deux). Malgré le nombre important de

personne touchées par cette pathologie, l'action de la CE sur le retour veineux reste confus.

L'objectif est d'apporter une aide à la compréhension et à l'amélioration du traitement par CE par le développement d'un modèle biomécanique en 3D d'une jambe sous CE. La difficulté réside dans la construction du modèle et dans l'identification des propriétés mécaniques qui sont *a priori* inconnues, car elles peuvent varier en fonction du sujet.

I.3 État de l'art

Ce travail de thèse porte sur la création d'un modèle EF de jambe sous compression élastique ainsi que l'identification des propriétés mécaniques des tissus mous constituant la jambe. Nous ferons donc le point sur l'état de la connaissance actuelle concernant la CE d'un point de vue médical. Ensuite, les différentes manières d'aborder par la biomécanique la compression des tissus mous biologiques en général et des tissus mous de la jambe en particulier seront présentées. Enfin nous terminerons par les méthodes couramment utilisées qui permettent d'identifier les propriétés des tissus mous biologiques.

I.3.a Études cliniques

Comme nous l'avons vu précédemment, les effets bénéfiques de la CE sont connus depuis plusieurs millénaires, mais ce n'est que depuis un peu plus d'un demi-siècle que de grandes avancées dans ce domaine ont eu lieu. La littérature médicale est très riche à ce sujet. D'un premier abord, le sujet peut paraître simple, mais l'action de la CE sur le système veineux n'est pas encore bien compris et les modalités d'action restent encore à développer (Mollard et Lance, 2005). Comme le système veineux est complexe, le diagnostic nécessite de se baser sur des résultats fiables et objectifs (Meissner *et al.*, 2007).

Critères d'efficacité

On peut diviser ces études en deux groupes : celles qui s'intéressent aux effets de la CE sur des sujets souffrant d'insuffisance veineuse, et celles qui s'intéressent aux effets de la CE sur des sujets sains. Lorsque les sujets souffrent d'insuffisance veineuse, le critère d'efficacité se porte sur la réduction ou le non développement de la maladie (Chen *et al.*, 2001a; Musani *et al.*, 2010). Pour les sujets sains, il faut avoir des grandeurs objectives mesurables. Dans l'étude de (Hollingsworth *et al.*, 2001), l'efficacité a été montrée en mesurant le périmètre de la jambe à trois hauteurs différentes après et avant l'expérience. Eze *et al.* (1996) se sont basés sur l'écoulement veineux cutané du gros orteil mesuré par un laser à effet Doppler. Pour connaître l'efficacité de la CE sur la performance sportive, Maton *et al.* (2006) ont établi un protocole visant à mesurer l'endurance et l'évolution de la force avec la fatigue dans le cas d'une récupération avec ou sans CE de classe 1. La corrélation entre la pression veineuse et la pression musculaire a été établie par Alimi *et al.* (1994) en plaçant des cathéters dans le compartiment postérieur profond, postérieur superficiel, antérieur tibial et dans les

veines poplitée et grande saphène pour différentes positions et différentes activités musculaires. Mosti et Partsch (2011) ont évalué la fraction d'éjection de sang veineux par une méthode de pléthysmographie, lors de la contraction musculaire des muscles du mollet. Un appareil de mesure des pressions vasculaires par échographie (AMPVE[®]) a été développé par Couzan *et al.* (2002). Il se matérialise par un brassard à tension, muni d'une fenêtre acoustique, qui permet de mesurer les pressions veineuses selon le même principe physique que la mesure de la pression artérielle. Ce système atraumatique permet de connaître la pression idéale qu'il faudrait appliquer pour permettre l'élimination des toxines dans l'ensemble des veines du mollet conduisant au bien-être du patient.

Évaluation des dispositifs de CE

Il existe de nouvelles techniques qui sont développées, comme par exemple la technique de compression intermittente (Eze *et al.*, 1996; Chen *et al.*, 2001a), mais elles nécessitent un appareillage lourd et difficilement accessible pour des particuliers. On peut aussi citer des études portant sur la thrombose : le traitement (Musani *et al.*, 2010) et la prévention en général ou lors des vols long-courrier (Hollingsworth *et al.*, 2001; Musani *et al.*, 2010). Ces études montrent que le port de la CE réduit les syndromes post-thrombotiques et est un bon moyen de prophylaxie contre le thrombose veineuse. La CE est aussi utilisée dans le cadre du traitement des ulcères (Amsler *et al.*, 2009). En sport aussi la CE est de plus en plus plébiscitée. Des études démontrent les effets bénéfiques de la CE sur la récupération musculaire (Chatard, 2003; Bringard *et al.*, 2007). En effet, le port de CE s'avère bénéfique au regard de l'amélioration de la fonction veineuse et des paramètres hémodynamiques musculaires (Bringard *et al.*, 2007). Chatard (2003) précise que la CE durant la récupération améliore les performances réalisées entre deux compétitions. Contrairement à Maton *et al.* (2006) qui montrent que si la CE n'est pas responsable d'une plus grande fatigue musculaire, elle n'améliore pas non plus la force durant la phase de récupération après un effort musculaire. Par contre, concernant le port d'une CE durant l'exercice physique, les résultats sont assez mitigés (Chatard, 2003; Couzan et Pouget, 2006; Bringard *et al.*, 2007).

Concernant la compression progressive, la recherche n'en est qu'à ces débuts. Cependant, Mosti et Partsch (2011) et Couzan *et al.* (Couzan *et al.*, 2002, 2009) montrent que la contention – compression progressive est au moins (sinon plus) efficace que la contention traditionnelle dégressive. Dans l'étude de Mosti et Partsch (2011), l'augmentation de la fraction d'éjection de sang veineux était de 75 % avec des CE progressives alors qu'elle était seulement de 32 % avec des CE dégressives. De plus, ce type de contention est supérieur en terme de facilité d'enfilage, confort, tolérance et observance (Couzan *et al.*, 2009).

Pour déterminer la relation entre le mécanisme de pompe musculaire du mollet et la variation de pression dans les veines profondes et superficielles, Alimi *et al.* (1994) ont développé un protocole qui a permis de montrer que des contractions musculaires du mollet sont responsables des variations de pression dans les veines superficielles.

Conclusion de la revue des études cliniques

Bien que des progrès sur la CE aient été réalisés, il reste essentiellement à comprendre le mécanisme de la CE sur le retour veineux. Dans le but de mieux appréhender le retour veineux, les mesures de l'écoulement veineux et de la pression sont nécessaires. Or ces mesures peuvent être difficiles à obtenir (lourdeur de l'instrumentation, mauvaise reproductibilité, etc.). De plus, elles ne permettent pas d'avoir un champ de pression puisque les pressions sont obtenues en un point donné.

Il y a donc un manque qui pourrait être comblé par ce que peut apporter la biomécanique. En effet, elle complète les résultats cliniques : ces derniers apportent des données expérimentales et la connaissance médicale, tandis que la biomécanique peut permettre de « voir » ou/et prédire le comportement des tissus. Si l'étude biomécanique se base sur des images médicales ou sur des atlas, son approche est atraumatique, ce qui est un atout pour l'aide au diagnostic ou pour apporter des éléments de réponse aux interrogations que nous posent le corps humain.

I.3.b Études biomécaniques

Nous l'avons vu, la biomécanique peut être un soutien pour la compréhension des phénomènes médicaux. Plus spécifiquement, nous allons montrer comment la biomécanique peut apporter une aide à la compréhension de la transmission des efforts d'une CE à l'intérieur des tissus mous de la jambe. La littérature aborde le problème de la modélisation de la jambe sous compression de trois manières différentes. La première consiste à modéliser uniquement l'écoulement sanguin du retour veineux, sans prendre en considération les tissus mous environnants. La deuxième manière est de s'intéresser tout particulièrement à l'interaction entre le textile de la CE et la jambe. Enfin, la dernière façon dont le problème est appréhendé, est de modéliser les tissus mous comprimés.

Cependant, la cohérence de ces résultats dépend des propriétés qui sont attribuées aux matériaux. Ainsi, la dernière partie de cette section sera consacrée aux différentes méthodes d'identifications des tissus mous biologiques.

I.3.c Approche biomécanique

Modèles de l'écoulement veineux dans la jambe

Dans ce paragraphe, nous aborderons les études portant sur l'ensemble veines-sang. Une étude des effets dynamiques du mouvement lors de la marche sur le retour veineux a mis en évidence que les troncs veineux sont soumis à des accélérations dont les pics peuvent être 1,5 fois supérieurs à la gravité lors de la marche (Aubert *et al.*, 2001). Les principales veines ont été modélisées par un réseau de conduits souples.

L'effet de la contraction des muscles du mollet sur le drainage des veines musculaires a été étudié expérimentalement par Guesdon *et al.* (2007). Un tube souple est placé verticalement

dans une enceinte hermétique connectée à un réservoir capable de fournir des pressions extérieures contrôlées correspondant à la contraction musculaire. Dans le cas d'une marche rapide ou d'une course à pied, il y a un phénomène de limitation de débit dû aux fortes contractions musculaires et le drainage se fait lentement. Une autre étude, numérique cette fois, porte sur l'irrigation régionale des tissus durant une contraction musculaire (van Donkelaar *et al.*, 2001). À l'aide d'un modèle diphasique de l'ensemble muscles-vaisseaux sanguins, les auteurs ont montré que la pression des veines peut localement dépasser la pression intra-musculaire ce qui crée une sous-irrigation locale du muscle contracté. Ainsi, l'irrigation durant la contraction est déterminée par l'interaction entre la pression intra-musculaire et la pression veineuse.

D'autres études portent sur l'effet de la géométrie des veines. Cros *et al.* (2002) ont montré que l'influence de la géométrie de la jonction de deux veines ne devrait pas être négligée pour évaluer la pression veineuse. L'étude de l'écoulement veineux dans des segments de la grande veine saphène et de la veine tibiale dont la géométrie a été extraite à partir d'IRM de sujets sains avec et sans CE a permis de quantifier les effets de la CE sur la formation des thrombus (Downie *et al.*, 2008). Selon l'hypothèse que la formation des thrombus viendrait d'une trop faible contrainte de cisaillement aux parois, les auteurs ont montré que le port de CE augmente la contrainte de cisaillement aux parois dans les grandes veines profondes et superficielles du mollet. Les effets seraient encore plus prononcés dans les veines profondes.

Modèles du contact jambe-CE

On trouve différentes études modélisant l'interaction entre un textile et des tissus mous, comme par exemple le modèle de contact entre une poitrine et un soutien-gorge lors de la marche de Li *et al.* (2003), ou le modèle de contact entre un pied et une chaussette de Zhang *et al.* (2007). Dans le cas de la modélisation du contact entre une jambe et une CE, il existe des études en statique (You *et al.*, 2007) ou en dynamique (Liu *et al.*, 2006; Dai *et al.*, 2007). La géométrie de la jambe est déduite à partir de plusieurs coupes IRM (Liu *et al.*, 2006; Dai *et al.*, 2007; Zhang *et al.*, 2007). Les auteurs ont remarqué que leurs résultats rejoignent les valeurs prédites par la loi de Laplace. La loi de Laplace peut être définie de manière simplifiée dans un plan horizontal comme étant :

$$Pr = \frac{T}{Rc} \quad (\text{I.2})$$

où Pr est la pression qu'applique la chaussette sur la jambe, T la tension dans la chaussette dans le plan horizontal et Rc le rayon de courbure dans le plan horizontal (détail de la simplification dans la section II.3.c, page 49). La justesse de la loi de Laplace pour calculer les pressions exercées par une CE sur la jambe a aussi été validée expérimentalement par Gaied *et al.* (2006) en comparant la loi avec les mesures des pressions appliquées par une CE sur une jambe en bois.

Contact et méthodes numériques. De part la complexité du calcul, la résolution de la majorité des modèles proposés (Li *et al.*, 2003; Liu *et al.*, 2006; Dai *et al.*, 2007; You *et al.*, 2007) est

réalisée en quasi-statique et nécessite une approche explicite. Mis à part Zhang *et al.* (2007) qui résout en statique.

En général, les frottements sont négligés et le textile est défini comme la surface de contact esclave. Seul Zhang *et al.* (2007) considère le frottement entre la peau et la chaussette estimé à 0,1. On note que You *et al.* (2007) ont développé un modèle masse-ressort pour le textile.

De la seule étude où le contact est pris en compte (Zhang *et al.*, 2007), il en ressort que la pression sur la peau dépend de la courbure du pied et de la contrainte dans le tricot. Cette constatation permet de faire le lien avec la loi de Laplace.

Modèles des tissus mous comprimés

Il existe plusieurs modèles de tissus mous sous l'effet d'une compression quelconque. On trouve par exemple, différentes études sur la compression du sein lors d'une mammographie (Samani *et al.*, 2001; Zyganitidis *et al.*, 2007; Tanner *et al.*, 2008), sur le cerveau pour de la chirurgie assistée par ordinateur (Zhong *et al.*, 2005; Wittek *et al.*, 2008) ou pour étudier les dégâts causés par les chocs dus aux fortes accélérations du cerveau dans le crâne (Couper et Albermani, 2008; Zoghi-Moghadam et Sadegh, 2009). Il existe aussi des modèles du muscle droit fémoral humain (Fernandez *et al.*, 2005) et de la langue (Vogt *et al.*, 2006).

Des modèles sur des animaux sont aussi proposés (Oomens *et al.*, 2003b; Lemos *et al.*, 2004). Ces modèles sont plus simples à mettre en œuvre car moins contraignant d'un point de vue logistique (les animaux sont plus petits) et d'un point de vue éthique.

Analyse des pressions dans les tissus mous comprimés. L'étude des contraintes dans les tissus mous par la méthode des éléments finis (EF) permet d'améliorer le design et le confort des accessoires du quotidien. Beaucoup d'études utilisent les EF pour estimer les contraintes subies par les tissus mous dues à de trop fortes pressions. Ces contraintes localisées sont source d'inconfort et peuvent générer des blessures. On peut trouver des études en 3D sur les contraintes dans un doigt lors du contact sur un clavier par exemple (Wu *et al.*, 2006) ou les contraintes causées par une prothèse sur un membre amputé (Lee et Zhang, 2007; Portnoy *et al.*, 2008). Ces deux dernières études ont développé des méthodes qui permettent d'ajuster les prothèses de jambe (Lee et Zhang, 2007) et de mieux comprendre l'origine des blessures des tissus profonds (Portnoy *et al.*, 2008).

De la même manière, on peut citer Oomens *et al.* (2003a); Gefen *et al.* (2005); Linder-Ganz *et al.* (2008); Sopher *et al.* (2010) (en 2D) et Vogl *et al.* (2010) (en 3D) qui ont étudié le comportement des tissus mous fessiers dans le but de diminuer les pressions douloureuses dues au contact en position assise et ainsi d'améliorer le confort. Ils ont remarqué qu'il existe de fortes contraintes et de grandes déformations dans les muscles près des os.

La modélisation des tissus mous du pied par EF a aussi été utilisée dans le cadre d'une amélioration du confort des chaussures (Chen *et al.*, 2001b), pour localiser les fortes concen-

trations de pression dans le pied des diabétiques (Chen *et al.*, 2010) ou pour connaître les effets biomécaniques d'une opération chirurgicale du pied (Gefen, 2002). On retrouve une nouvelle fois qu'il y a des concentrations de contraintes importantes localisées dans les tissus près des os.

On peut noter aussi l'étude de Chabanas *et al.* (2004) qui compare un modèle non-linéaire hyper-élastique avec un modèle linéaire élastique, appliqué à la chirurgie maxilo-fasciale. Les auteurs ont montré qu'une loi de comportement élastique linéaire était suffisante pour prédire le résultat d'une chirurgie plutôt qu'un modèle de comportement non linéaire mal maîtrisé.

Les pressions ou les contraintes dans les tissus mous peuvent donner une indication sur le confort. Le confort peut être défini comme étant le fait de ne ressentir aucune douleur en étant dans un état relaxé (Rocon *et al.*, 2008). Il existe des paramètres pour mesurer la tolérance du corps humain à la pression comme la *pressure pain threshold* (PPT) qui décrit la limite de pression pour laquelle le sujet ressent de la douleur. Cette douleur perçue est causée par une pression externe localement élevée. Dans l'étude de Belda-Lois *et al.* (2008), la mesure du paramètre PPT sur la jambe se situe autour de 400-600 kPa. Toutefois, les valeurs obtenues par la mesure du PPT sont fortement influencées par la taille de l'indenteur. Il a aussi été montré que l'application d'une pression correspondant à 50 % du PPT devient douloureuse au bout de quelques minutes. Une étude a montré que la sensation subjective de pression n'est pas seulement lié à la pression objective (mesurée), mais aussi à la déformation de la peau (You *et al.*, 2002).

I.3.d Propriétés mécaniques des textiles et des tissus mous

Propriétés mécaniques des textiles

Dans les études précédentes concernant le contact où le textile est modélisé, quasiment tous les articles (Liu *et al.*, 2006; Dai *et al.*, 2007; Zhang *et al.*, 2007) supposent que le textile des chaussettes est orthotrope et linéaire élastique. La raideur⁵ dans le sens trame (circonférentiel) $Raid_1$ est comprise entre 0,06 et 0,2 N/mm, la raideur dans le sens chaîne (vertical) $Raid_2$ est comprise entre 0,06 et 0,43 N/mm et la raideur de cisaillement G_{12} est comprise entre 0,02 et 0,17 N/mm. Cependant, Li *et al.* (2003) fait l'hypothèse que le textile du soutien-gorge est isotrope et linéaire élastique, avec un module de Young de 35,3 kPa. Le coefficient de Poisson des textiles, quant à lui, se situe autour de 0,155 et 0,37 (Li *et al.*, 2003; Liu *et al.*, 2006; Dai *et al.*, 2007; Zhang *et al.*, 2007). Ces propriétés ont été déterminées expérimentalement (Li *et al.*, 2003; Liu *et al.*, 2006; Dai *et al.*, 2007) par différentes techniques, principalement basées sur les tests de Kawabata.

⁵La raideur correspond au module élastique multiplié par l'épaisseur du textile de façon à comparer les chaussettes entre elles.

Propriétés mécaniques des tissus mous

Dans la littérature, les tissus mous sont supposés incompressibles ou quasi-incompressibles. Généralement, ils sont approchés par une loi de comportement isotrope, homogène et linéaire élastique ou hyper-élastique. Pourtant, l'architecture des muscles (voir section I.1.a, page 6) semble indiquer qu'une loi de comportement isotrope transverse serait plus appropriée (Weiss *et al.*, 1996; van Looke *et al.*, 2004, 2006).

Les modules d'Young E utilisés pour les tissus mous de la jambe et de la poitrine vont de 10 kPa à 34,5 kPa (Li *et al.*, 2003; Liu *et al.*, 2006; Dai *et al.*, 2007) alors qu'il est compris entre 0,2 MPa et 1,15 MPa pour les modèles du pied de Zhang *et al.* (2007) et Chen *et al.* (2001b). Cependant, dans ces dernières études, mis à part les os et le cartilage, tout le reste du pied est considéré comme étant un tissu mou homogène alors qu'il y a beaucoup d'hétérogénéités anatomiques avec de grandes variations d'élasticité (ligaments, tendons, muscles, graisse, etc.). Les coefficients de Poisson ν se situent entre 0,45 et 0,49 pour Chen *et al.* (2001b); Li *et al.* (2003); Liu *et al.* (2006); Dai *et al.* (2007); Lee et Zhang (2007); Zhang *et al.* (2007), ce qui sous-entend que les tissus mous sont quasi-incompressibles. Lorsque l'hypothèse de non linéarité élastique est établie, le comportement des tissus mous est représenté par une fonction d'énergie de type Néo-Hookéen incompressible (Portnoy *et al.*, 2008) ou de Ogden (Oomens *et al.*, 2003a; Linder-Ganz *et al.*, 2008).

Il existe aussi des lois de comportement modélisant la contraction musculaire. Plusieurs travaux s'intéressent à ce sujet en proposant des modèles avec une partie active et une partie passive (van der Linden, 1998; Martins *et al.*, 1998; Johansson *et al.*, 2000; Nardinocchi et Teresi, 2007).

Conclusion

Contrairement aux propriétés des textiles, on note la difficulté d'utiliser des propriétés adaptées. En effet, les propriétés des tissus utilisés dans ces articles sont issues de la littérature (souvent ancienne : datant d'avant 1990) et proviennent soit d'essais réalisés sur des animaux tels que les rats ou les porcs (Gefen *et al.*, 2005; Oomens *et al.*, 2003a; Linder-Ganz *et al.*, 2008; Portnoy *et al.*, 2008), soit d'essais réalisés sur des cadavres (Gefen, 2002), soit à partir de test d'indentation (Vogl *et al.*, 2010). Or les résultats obtenus par les modèles dépendent des propriétés utilisées. Les valeurs des propriétés sont donc importantes pour exploiter les résultats des modèles.

I.3.e Identification des propriétés mécaniques des tissus mous

Pour subvenir au besoin de connaître des propriétés mécaniques, il existe plusieurs méthodes d'identification. Une des méthodes consiste à effectuer des essais mécaniques sur des tissus *ex vivo*, sur des cadavres ou sur des animaux. Toutefois ces résultats obtenus ne reproduisent pas fidèlement le comportement des tissus humains vivants. De plus, ce sont des techniques inva-

sives qui ne peuvent pas être employées sur des sujets humains sains et vivants. Or dans le cadre d'une étude portant sur la modélisation personnalisée de la jambe d'un patient, nous avons besoin de techniques atraumatiques et non-invasives telles que l'identification par indentation ou par un chargement naturel.

Identification par indentation ou aspiration

Les méthodes d'indentation et d'aspiration sont couramment utilisées car elles sont relativement faciles à mettre en œuvre. Elles s'appliquent surtout sur les tissus mous superficiels *in vivo* tel que la peau (Delalleau *et al.*, 2006; Tran *et al.*, 2007) ou les tissus *ex vivo* (Kauer *et al.*, 2002; Liu *et al.*, 2004; Cox *et al.*, 2008). Les modèles numériques utilisés dans ces études sont en 2D (ou en axisymétrie). Cependant, on trouve Then *et al.* (2007) qui ont appliqué la méthode d'indentation sur un modèle de fesses en 3D reconstruit à partir de plusieurs coupes d'IRM. L'indenteur était suffisamment large pour atteindre des tissus un peu plus profonds tels que les muscles.

Une fonction coût est calculée comme l'écart au sens des moindres carrés entre les données expérimentales et les résultats de la simulation. Les données expérimentales peuvent être basées sur le contour géométrique (Kauer *et al.*, 2002; Tran *et al.*, 2007), la force de réaction lors de l'indentation (Liu *et al.*, 2004; Delalleau *et al.*, 2006; Then *et al.*, 2007; Cox *et al.*, 2008; Ahn et Kim, 2009) ou bien par la mesure du champ de déplacement grâce à la corrélation d'images (Moerman *et al.*, 2009; Ahn et Kim, 2010).

Les méthodes qui utilisent l'indentation ou l'aspiration permettent, en général, de bien maîtriser les conditions aux limites. Cependant, elles ne permettent pas une étude en profondeur des tissus. D'autres difficultés sont à prendre en considération comme par exemple le fait que les tissus *ex vivo* perdent rapidement leur propriétés (Stemper *et al.*, 2007; Chow et Zhang, 2010).

Identification par un chargement naturel

L'idéal serait d'utiliser une méthode inverse pour identifier les propriétés des tissus mous à l'aide d'un chargement naturel. Nous appelons naturel, un chargement qui est global et issu d'un comportement naturel des tissus biologiques, par exemple : lors d'une craniotomie (ouverture du crâne), le cerveau qui est comprimé dans le crâne, se relâche (Soza *et al.*, 2004) ; ou bien les pressions qui déforment un cœur de cochon passif (Augenstein *et al.*, 2006). Le port de CE peut aussi être considéré comme un chargement naturel. Dans ces études, les données expérimentales proviennent d'IRM, les modèles sont donc des modèles personnalisés.

Dans ce contexte, il n'y a pas d'altération des propriétés des tissus puisqu'il s'agit d'études *in vivo*. Par contre, la gestion des conditions aux limites qui est primordiale, devient problématique.

Pour le modèle de cerveau de Soza *et al.* (2004), une loi de comportement linéaire élastique est utilisée et le tissu est considéré comme poreux. Les données expérimentales sont issues

d'IRM avant et pendant une craniotomie. Une pression est appliquée là où le crâne est ouvert. Les propriétés des matériaux identifiées sont celles qui maximisent la correspondance entre le volume reconstruit et les données peropératoires⁶, basée sur le *normalized mutual information* (NMI).

Le modèle d'Augenstein *et al.* (2006) modélisant la réponse passive de cœurs de porcs a une loi de comportement hyper-élastique (loi exponentielle de Fung), isotrope transverse. Certains nœuds du maillage ont un déplacement imposé identique aux mouvements de l'IRM, les autres sont libres. Les propriétés des matériaux sont identifiées en minimisant une fonction coût qui compare les mouvements prédits par le modèle et les mouvements de l'image.

Enfin, il y a Bouten (2009); Avril *et al.* (2010) qui ont identifié les propriétés des tissus mous de la jambe humaine sous CE à partir d'un modèle 2D en déformation plane. Cependant, ce modèle ne pouvait pas prendre en compte les effets 3D de la CE, ce qui a nécessité le développement d'un modèle 3D de jambe.

I.3.f Positionnement de l'étude

D'après les études cliniques, une solution pour un meilleur retour veineux est le port de CE. La compression élastique est recommandée en guise de prévention (station debout prolongée, vols long-courrier, femmes enceintes, etc.) ou dans le cadre d'un traitement (varices, œdème, thrombose, etc.). Chez les sportifs aussi, la CE est utilisée principalement pour améliorer la récupération. Mais, il y a toujours une zone d'ombre sur la compréhension du mécanisme d'action de la CE.

La simulation biomécanique permet d'obtenir des informations qui ne sont pas accessibles expérimentalement. Certaines études sont centrées uniquement sur l'écoulement du sang dans les veines et d'autres aux pressions de contact entre la chaussette et la jambe. Mais les effets de la compression sur les tissus mous de la jambe n'ont encore jamais été traités en 3D. Une précédente étude (Bouten, 2009) a porté sur l'identification des tissus mous de la jambe en 2D, ce travail en est une extension. Il y a deux manières d'aborder une modélisation. Soit la géométrie du modèle est idéalisée ou minimaliste, mais avec une bonne maîtrise des conditions aux limites; soit la géométrie est personnalisée et plus réaliste, mais la marge d'erreur sur les conditions aux limites est supérieure. Dans les deux cas, pour que la réponse du modèle soit représentative de la réalité, les propriétés des tissus doivent être appropriées. C'est pour cela que l'identification des propriétés des tissus mous est essentielle. La méthode inverse apparaît comme incontournable pour cet exercice. De la même manière, on dénote deux procédés d'identification. La première est l'identification par indentation ou aspiration. Cette méthode est relativement simple à mettre en œuvre. Mais ces tests sont effectués en surface ou de manière invasive, et ne peuvent pas permettre d'identifier les propriétés sur tout un membre par exemple. D'un autre côté, il y a les identifications par un chargement naturel.

⁶ *Peroperatoire* : qui survient ou doit se faire au cours d'une intervention chirurgicale.

Si l'avantage indéniable est la possibilité de personnaliser facilement le modèle car l'essai n'est pas invasif, la difficulté relève de la complexité des conditions aux limites. Or la définition des conditions aux limites est primordiale sous peine d'obtenir des valeurs aberrantes.

Conclusion

Le mécanisme du retour veineux est très complexe et encore mal compris. Il existe de nombreuses études cliniques portant sur le retour veineux et la CE s'interrogeant sur leur fonctionnement. Les données apportées par ces études sont importantes. Cependant, il est difficile de mesurer objectivement et de manière atraumatique l'efficacité de la CE. Un modèle EF d'une jambe sous compression élastique permet d'avoir une vision mécanique du phénomène. Par conséquent, ce modèle peut aider dans la compréhension de l'action de la CE.

La modélisation biomécanique d'une jambe sous CE soulève plusieurs sous-problèmes. La question de la pression exercée par la chaussette sur la jambe n'est pas triviale à évaluer. S'il est admis que la pression dépend du rayon de courbure de la jambe (d'après la loi de Laplace), la représentation fidèle de cette pression n'est pas aisée. Cette difficulté pose problème notamment aux industriels : quelles propriétés donner à leur CE ? Et quels sont leurs effets sur la jambe ? Un autre sous-problème est que les propriétés des tissus mous sont *a priori* inconnues car elles peuvent être différentes pour chaque patient. Ce problème peut-être levé en utilisant une méthode inverse permettant de retrouver les différents paramètres mécaniques. Mais en 3D, les propriétés mécaniques des muscles ne sont pas homogènes. En effet, le mollet est constitué de plusieurs muscles qui sont enveloppés par des fascias (voir Figure I.3).

L'objectif de cette thèse est donc de construire un modèle biomécanique de jambe sous compression avec une géométrie, des conditions aux limites et des propriétés personnalisées.

CHAPITRE II

Développement du modèle de jambe

Sommaire

Introduction	26
II.1 Construction de la géométrie du modèle	26
II.1.a Acquisition des images	26
II.1.b Traitement d'images	27
II.1.c Recalage d'images	29
II.1.d Maillage et critères de qualité.	34
II.2 Loi de comportement	35
II.2.a Description de l'hyper-élasticité	35
II.2.b Hypothèses du modèle	39
II.3 Conditions aux limites	39
II.3.a Caractérisation du textile de la chaussette	40
II.3.b Calcul du rayon de courbure de la jambe	46
II.3.c Application de la pression par la loi de Laplace	49
II.4 Exemples de calculs.	52
II.4.a Modèle de jambe sous CE	52
II.4.b Modèle la jambe sous CE avec glissement	61
Conclusion sur les différents calculs	69
Conclusion	69

Introduction

L'objectif de cette étude est de mieux comprendre le fonctionnement de la CE d'un point de vue mécanique. La mise en œuvre d'un modèle EF de jambe sous CE permettra de mieux appréhender certaines interrogations, notamment sur la question de la transmission de la pression de la CE à travers les tissus mous biologiques de la jambe.

Ce modèle servira de base à l'identification des propriétés des matériaux décrits dans le chapitre suivant. Le développement du modèle est donc une composante importante puisque son utilisation dans le cadre d'une identification n'a de sens que s'il est abouti.

Dans ce chapitre, nous allons présenter les différentes étapes du développement du modèle 3D de jambe sous CE. Nous traiterons les différents aspects du problème tel que la géométrie du modèle qui a été déterminée à partir d'images médicales. L'utilisation du traitement d'image ainsi que du recalage rigide des images sera abordée. Ensuite, le modèle EF sera présenté et les hypothèses utilisées seront exposées et justifiées. Puis nous terminerons par quelques exemples de modèles EF 3D de jambe sous CE et les résultats obtenus.

II.1 Construction de la géométrie du modèle

Le modèle de jambe qui a été développé se veut biomimétique, c'est-à-dire qu'il doit reproduire un comportement analogue au comportement biomécanique d'une jambe humaine. En premier lieu, la géométrie du modèle a toute son importance dans ce type d'approche. Le modèle a donc été construit à partir d'une image médicale en 3D d'une jambe humaine. De ce fait, nous pouvons considérer que le modèle est personnalisé puisque sa géométrie peut-être définie à partir de la morphologie de la jambe de n'importe quel patient.

II.1.a Acquisition des images

L'acquisition des images a été réalisée par tomographie, appelé scanner dans le langage courant. C'est une technique d'imagerie médicale qui consiste à mesurer l'absorption des rayons X par les tissus puis à reconstruire les images par traitement informatique. En tomographie, le paramètre physique à la base du contraste dans l'image est le coefficient linéique d'atténuation qui est proportionnel à la masse volumique du tissu. Pour acquérir les données, le patient est donc soumis au balayage d'un faisceau de rayons X. Cette technique d'imagerie médicale a été préférée pour sa rapidité d'acquisition en 3D (quelques secondes ont suffi pour une jambe en 3D) et pour le contraste qu'elle offre entre les principaux tissus qui composent la jambe, à savoir les tissus adipeux, les muscles et les os. Le désavantage est qu'elle ne permet pas d'avoir une résolution précise sur les détails tels que les fascias, les tendons, les veines et les artères.

Pour avoir l'autorisation de réaliser des images sur des sujets sains, un protocole a été soumis

et validé par comité de protection de la personne (CPP). Le double objectif de ce protocole est d'établir, par modélisation numérique *in vivo*, comment se transmettent les pressions d'une CE veineuse, dans les différents tissus de la jambe, chez le sujet sain, et d'améliorer la connaissance du comportement mécanique des tissus mous qui constituent le mollet. L'analyse de la réponse de ces tissus sous l'effet de la contention permettra de progresser dans la modélisation biomécanique du corps humain, avec des répercussions pour l'étude de la santé et de la performance sportive. Ce protocole a été validé par l'AFSSAPS (Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé) ce qui permet d'effectuer des scanners, des IRM ou des échographies sur des sujets humains sains (ne subissant pas de traitement). Les volontaires pour cette étude sont recrutés parmi l'entourage, ils sont choisis de façon à avoir des morphologies variées. Chaque volontaire doit parapher et signer un formulaire d'information-consentement. L'acquisition des images se fait à la Clinique Mutualiste de Saint-Étienne sous la responsabilité du Dr Jean-François POUGET. Les frais de déplacement sont remboursés et la paire de chaussettes utilisée pour l'étude est offerte en guise d'indemnisation.

Dans ce chapitre, on prendra comme exemple l'image médicale 3D d'une jambe d'une femme saine de 24 ans qui a été prise par tomographie en position assise. Cette position a été préférée à la position couchée pour ne pas écraser le mollet et pour conserver l'effet de la gravité dans le cas d'une évolution du modèle incluant le fluide et la gravité. Cependant, la jambe a été inclinée d'environ 45° pour rentrer dans l'appareil (Figure II.1). Durant la séance, les muscles du sujet n'étaient pas contractés. Les images ont été acquises avec et sans chaussette compressive (modèle *Pro Recup* de BVSport® de taille M adaptée à la jambe du sujet).

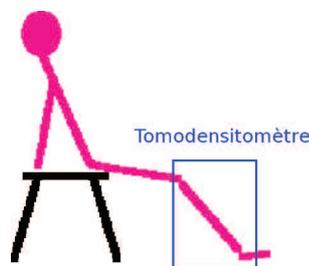


Figure II.1 : Position du sujet lors de l'acquisition d'image de la jambe.

On obtient une image codée sur 256 niveaux de gris de $512 \times 512 \times 376$ voxels dont la taille du voxel est de $0,93 \times 0,93 \times 1$ mm. La Figure II.2a montre une coupe 2D de l'image scanner obtenue.

II.1.b Traitement d'images

Le traitement d'image permet d'exploiter les images brutes (Gonzalez et Woods, 2002). La géométrie du modèle sera définie à partir des images scanner. Une segmentation des différents tissus est appliquée pour déterminer les différentes régions qui caractérisent les principaux tissus de la jambe. Chaque voxel de l'image a une intensité comprise entre 0 et 255 qui va per-

mettre d'identifier les tissus. Le seuillage est utilisé pour sélectionner les voxels de l'image dont l'intensité se situe entre deux bornes prédéfinies. Comme l'intensité des images dépend de la masse volumique du matériau et que les principaux tissus constituant la jambe ont des masses volumiques distinctes ($\rho_{os} \approx 1650 \text{ kg/m}^3$; $\rho_{muscle} \approx 1040 \text{ kg/m}^3$; $\rho_{graisse} \approx 916 \text{ kg/m}^3$), le seuillage permet de définir trois régions. Ensuite, un lissage par filtrage morphologique (fermeture puis ouverture) des images binaires de chaque région a été nécessaire pour supprimer des artefacts (Serra, 1988). La Figure II.2 montre une coupe scanner et le résultat de la segmentation. Trois régions ont été mises en évidence :

- la région 1 (Figure II.3a), qui contient le tissu adipeux (la graisse et la peau) et quelques veines,
- la région 2 (Figure II.3b), qui contient principalement les muscles, des vaisseaux sanguins, les tendons et les aponévroses,
- la région 3 (Figure II.3c), qui contient les deux os de la jambe.

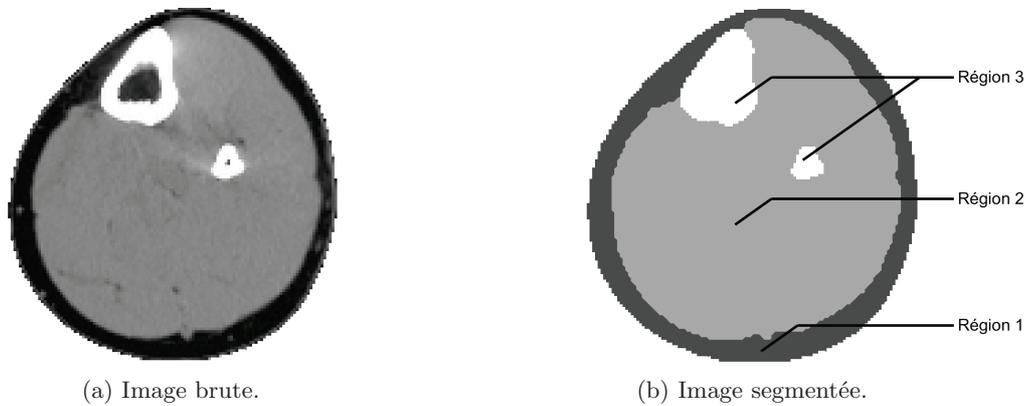


Figure II.2 : (a) Section de l'image acquise par tomодensitométrie. (b) La même section après segmentation d'image : en gris foncé la région 1, en gris clair la région 2 et en blanc la région 3.

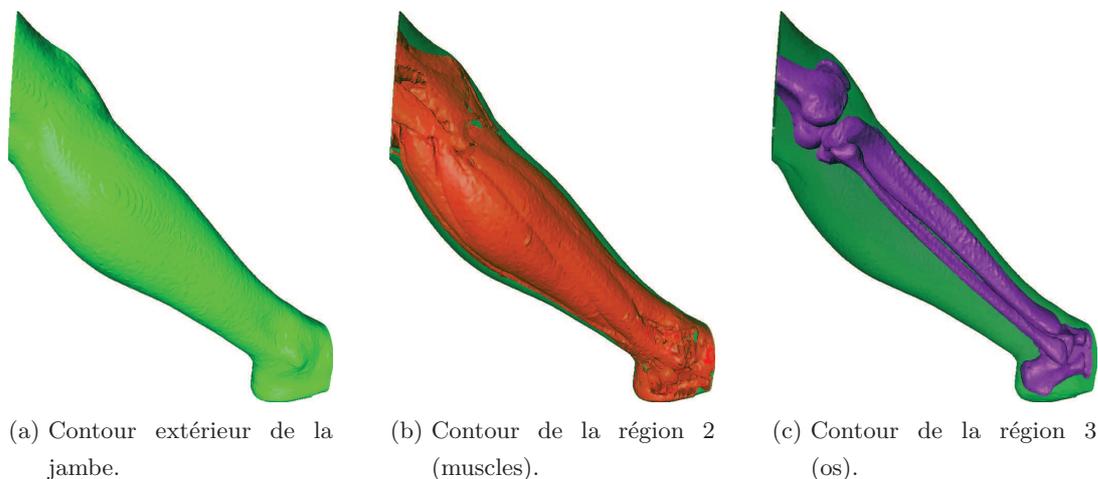


Figure II.3 : Visualisation en 3D des différents contours.

II.1.c Recalage d'images

Dans notre cas, il s'agit de placer dans le même référentiel géométrique l'image de la jambe avec CE sur l'image de la jambe sans CE, issues des deux acquisitions. Ainsi, il est aisé de comparer la jambe avec CE par rapport à la jambe sans CE, et surtout de comparer la jambe avec CE par rapport à la jambe déformée issue de la prédiction du modèle EF. Ces comparaisons seront utiles par la suite dans le cadre de la construction du modèle et dans l'identification des propriétés des tissus mous de la jambe dans le chapitre suivant.

Le recalage d'image est utilisé pour faire coïncider spatialement une image sur une autre (Umeyama, 1991; Zitová et Flusser, 2003). La « superposition » de ces deux images nous permettra d'appliquer une méthode inverse. Cette méthode sera utilisée pour faire correspondre le modèle EF et l'image de la jambe avec chaussette, permettant ainsi d'identifier les propriétés des tissus mous de la jambe.

L'objectif est d'estimer la rotation et la translation qui transforment l'image de la jambe avec CE de façon à se superposer sur l'image de la jambe sans CE.

Transformation rigide

La transformation rigide permet d'effectuer des déplacements de corps rigides par des transformations en rotation et en translation en suivant la relation :

$$P_{trans}^t = RP^t + T \quad (\text{II.1})$$

où P est le vecteur des coordonnées des pixels allumés de l'image initiale de taille $(n \times 3)$, P^t sa transposée, P_{trans} les coordonnées des pixels allumés de l'image transformée, T la translation dans les trois directions et R la matrice de rotation définie par :

$$\begin{aligned} R &= R_x \cdot R_y \cdot R_z \\ &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} \cos \beta \cos \gamma & -\cos \alpha \sin \gamma + \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma & \sin \alpha \sin \gamma + \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma \\ \cos \beta \sin \gamma & \cos \alpha \cos \gamma + \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma & -\sin \alpha \cos \gamma + \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma \\ -\sin \beta & \sin \alpha \cos \beta & \cos \alpha \cos \beta \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (\text{II.2})$$

avec α , β et γ les angles de rotation dans les directions \vec{x} , \vec{y} et \vec{z} , respectivement.

Estimation de la transformation rigide par moindres carrés

L'estimation de la transformation rigide peut être obtenue par moindres carrés entre deux images binaires Q et P par :

$$[R, T] = \arg_{(R, T)} \min \sum_{k=1}^n \| Q_k^t - RP_k^t - T \|^2 \quad (\text{II.3})$$

où Q et P sont de taille $(n \times 3)$ et correspondent respectivement aux coordonnées des voxels allumés (c'est-à-dire appartenant à la région d'intérêt) de l'image cible et de l'image à transformer, R et T correspondent à la rotation et à la translation du recalage de l'image P sur l'image Q . L'objectif est donc d'estimer la rotation R et la translation T connaissant P et Q .

Prenons l'exemple de la Figure II.4 où l'on veut recaler l'image verte (initiale) sur l'image rouge (cible). Trois étapes sont nécessaires pour calculer R et T : le centrage, le calcul de la rotation et le calcul de la translation.

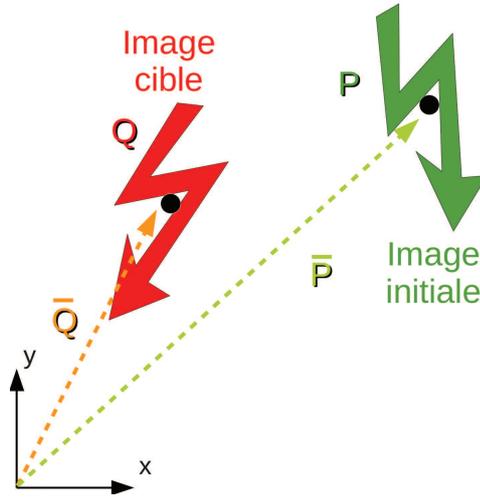


Figure II.4 : Image initiale (P) à recaler sur l'image cible (Q).

Centrage

Le centre de gravité des deux images est ramené au point origine (Figure II.5). Les coordonnées barycentriques de l'image cible et de l'image initiale sont :

$$\begin{aligned} Q_0 &= Q - \bar{Q} \\ P_0 &= P - \bar{P} \end{aligned} \quad (\text{II.4})$$

où \bar{Q} et \bar{P} sont les coordonnées des centres de gravité des images respectives, de taille (1×3) . Ainsi, seule une rotation suffit à superposer l'image centrée à recaler sur l'image centrée cible.

Détermination de la rotation

À partir des coordonnées des images centrées, la matrice de corrélation des images K_{im} est calculée :

$$K_{im} = P_0^t Q_0 \quad (\text{II.5})$$

Ensuite, la décomposition en valeur singulière de K_{im} ($K_{im} = UDV^t$) permet d'avoir directement accès à la rotation R (Umeyama, 1991) :

$$R = V \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \Delta \end{bmatrix} U^t \quad (\text{II.6})$$

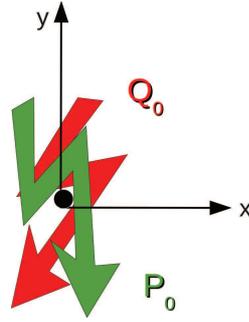


Figure II.5 : centrage de l'image initiale et de l'image cible.

avec $\Delta = \det(VU^t)$.

En appliquant la rotation R à l'image P par la relation $P_{rot}^t = RP^t$, les deux images P_{rot} et Q ne se superposent pas encore (Figure II.6) puisqu'il reste à calculer la translation.

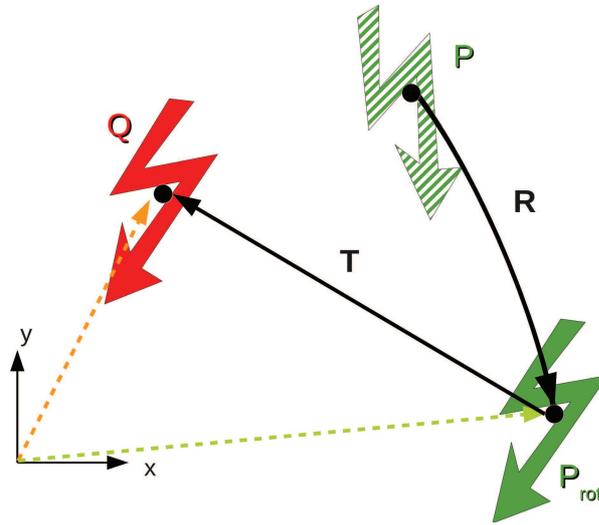


Figure II.6 : Rotation de l'image initiale de façon à ce qu'elle soit colinéaire à l'image cible.

Détermination de la translation

La dernière étape consiste à déterminer la translation qui est donnée par :

$$T = \overline{Q^t} - R\overline{P^t} \quad (\text{II.7})$$

Ainsi, les coordonnées de l'image recalée sont définies par :

$$P_{recal}^t = RP^t + T \quad (\text{II.8})$$

Or, pour que l'équation II.3 (estimation de la transformation rigide obtenue par moindres carrés entre deux images binaires) et tout ce qui en découle soit valable, il faut que P et Q aient la même taille et que les coordonnées des voxels de Q et de P se correspondent (à

la transformation recherchée près). C'est à dire que pour chaque ligne (i) des vecteurs de coordonnées Q et P , on a : $Q_i^t \leftrightarrow RP_i^t + T_i$. Il est évident que ce n'est pas le cas général et on se retrouve avec une situation similaire à la Figure II.7. Il faut donc passer par une étape intermédiaire qui permet d'estimer les points correspondants.

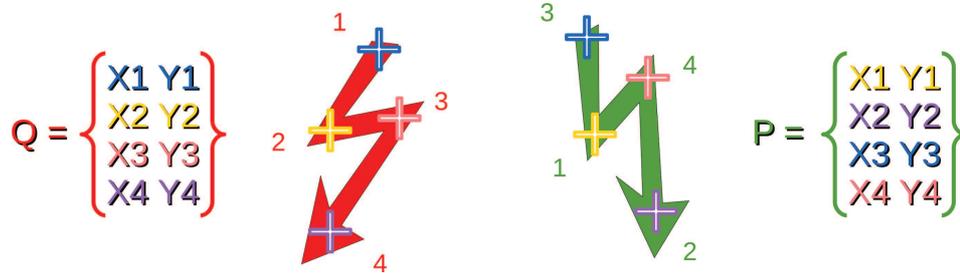


Figure II.7 : Les coordonnées des pixels des images ne sont pas ordonnancées de la même façon entre les images cible et initiale. Les couleurs montrant les correspondances spatiales des points, ne sont pas dans le même ordre dans les tableaux des coordonnées de Q et de P .

Méthode ICP (Iterative Closest Point)

La méthode ICP est un algorithme utilisé pour minimiser la différence entre deux nuages de points (Besl et McKay, 1992). Cela consiste à retrouver les points de l'image initiale P les plus proches de chaque point de l'image cible Q . Ensuite, ces points sont ordonnés de la même façon que les points correspondants à l'image initiale. Par exemple, sur la Figure II.7, les couleurs des points correspondent à leur localisation géométrique. Mais l'ordonnancement des couleurs dans les coordonnées n'est pas la même pour Q et pour P . La Figure II.8 montre le ré-ordonnancement des coordonnées des points. Avec ce nouvel ordonnancement, la méthode de

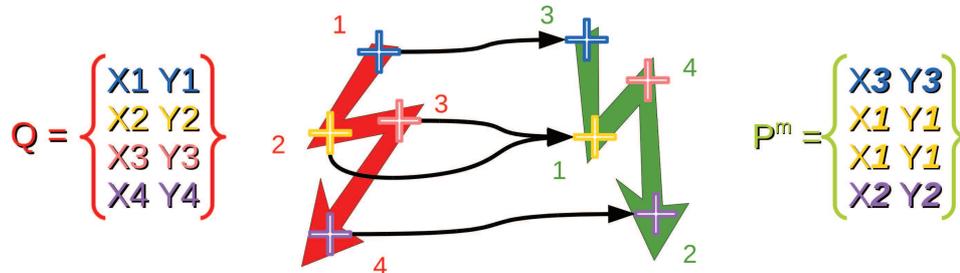


Figure II.8 : Ré-ordonnancement des coordonnées des pixels de l'image initiale par la méthode ICP. Il y a deux fois les coordonnées du point n°1 dans P^m puisque c'est le point de P le plus proche des points n°2 et n°3 de Q .

corrélation décrite précédemment peut être utilisée pour estimer la rotation et la translation. Après avoir appliqué la transformation, on procède à nouveau à un ré-ordonnancement de façon itérative, jusqu'à obtenir une transformation satisfaisante. L'algorithme de la méthode ICP est présenté dans la Figure II.9.

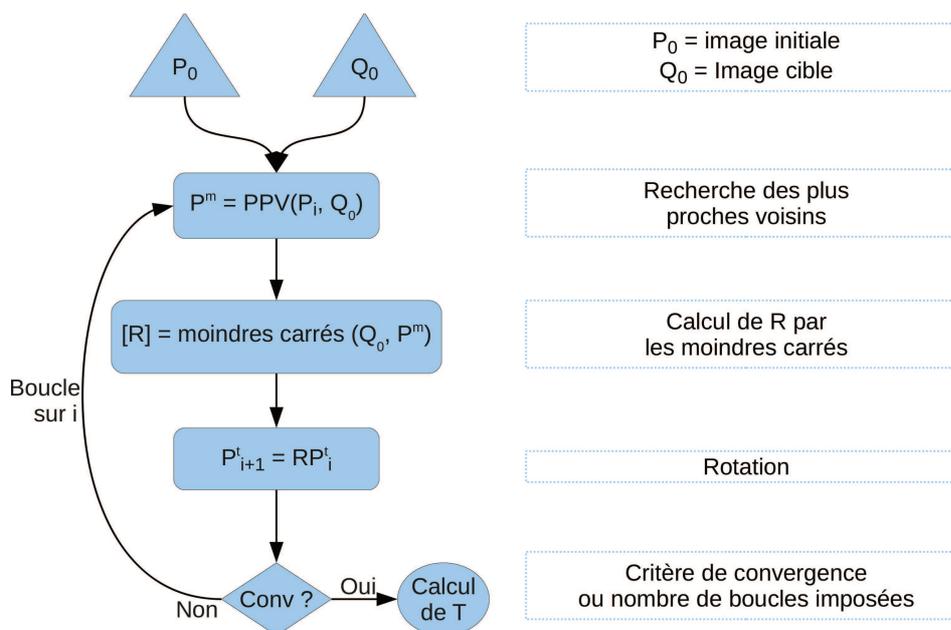


Figure II.9 : Algorithme de la méthode ICP.

Application de la méthode ICP pour les images avec et sans CE

Tout d'abord, compte tenu de l'équation II.3 à résoudre, il faut que les ensembles de points P et Q soient de la même taille. Pour cela, le plus grand ensemble entre P et Q est réduit à la taille du plus petit en enlevant aléatoirement des points de façon à ne pas dénaturer la forme.

Une fois que P et Q ont la même taille, la méthode ICP peut être utilisée pour retrouver la transformation nécessaire à l'image de la jambe avec chaussette pour se superposer sur l'image de la jambe sans chaussette. Comme les tissus mous de la jambe se sont déformés, le recalage rigide entre les images avec et sans CE est appliqué sur la région 3 (les os), puisqu'elle est supposée indéformable. Dix itérations ICP ont permis de trouver la transformation pour faire coïncider spatialement l'image cible et l'image à transformer (voir Figure II.10), correspondant respectivement aux régions 3 des images de la jambe sans et avec CE.

Application du recalage pour la mise à la verticale

Pour simplifier la mise en donnée et le post-traitement du calcul EF, l'axe principal de la jambe doit être placé suivant l'axe vertical du repère.

La méthode décrite précédemment a permis d'estimer la rotation permettant de recaler la région 3 (les os) sur une tige verticale. La matrice de corrélation (voir section II.1.c, page 30) a été calculée entre les coordonnées des voxels du contour de la région 3 correspondent à l'image à recaler P et l'image cible Q . L'image cible est constituée d'un ensemble de points localisés le long de l'axe vertical \vec{z} et de même taille que P .

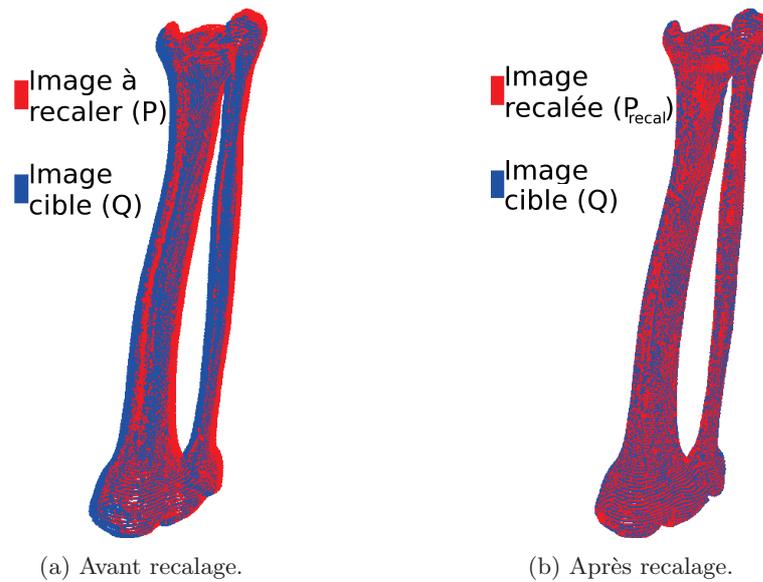


Figure II.10 : Recalage des images par la méthode ICP sur la région 3 (tibia et fibula) : images avant recalage (a) et après recalage (b).

La transformation identifiée sera appliquée au maillage de la jambe (voir section II.1.d, page 34) et non à l'image pour ne pas perdre d'information due à l'interpolation des pixels lors de la transformation.

II.1.d Maillage et critères de qualité

Après la segmentation des images en 3D, le logiciel Avizo[®] est utilisé pour générer le maillage. Tout d'abord, un maillage surfacique est créé avec des éléments triangulaires sur les frontières délimitant les régions 1, 2 et 3 de la jambe. Puis il est lissé dans Avizo[®]. Enfin le maillage volumique en tétraèdres est généré en s'appuyant sur le maillage surfacique. De ce fait, le maillage surfacique doit être de bonne qualité sous peine d'avoir un maillage volumique médiocre. Pour assurer la qualité du maillage surfacique, trois critères doivent être satisfaits :

1. le rapport d'aspect (< 6), défini comme le rapport entre le rayon du cercle circonscrit et le rayon du cercle inscrit pour chaque triangle. Le rapport idéal étant 1 ;
2. l'angle dièdre ($> 15^\circ$), défini comme l'angle entre chaque paire de triangle adjacent à leur arête en commun. Plus l'angle dièdre est élevé, plus le maillage sera de bonne qualité ;
3. le rapport de qualité tétraédrique (< 15), défini comme le rapport entre le rayon de la sphère circonscrite et le rayon de la sphère inscrite pour les tétraèdres qui seront probablement créés. Le rapport idéal étant 1.

Une fois que le maillage surfacique répond à ces critères, le maillage tétraédrique peut être créé. Avant d'être importé dans le logiciel de calcul EF Abaqus[®], le maillage subit la transformation rigide calculée précédemment (section II.1.c, page 33).

Les éléments utilisés dans Abaqus[®] sont de type C3D4H, c'est-à-dire que ce sont des éléments continus, en 3D, avec quatre nœuds (tétraèdre linéaire) et hybrides. Il y a 3 degrés de liberté en déplacement aux nœuds et un degré de liberté en pression aux nœuds car les éléments hybrides sont utilisés. Les fonctions de forme utilisées sont linéaires et il y a un seul point d'intégration. Les éléments hybrides sont utilisés pour des matériaux quasi-incompressibles ($\nu \geq 0,49$). Si les éléments hybrides ne sont pas utilisés, de très petites variations en déplacement peuvent produire de grandes variations de pression. Ceci fait que la solution, qui est basée sur le déplacement pour des éléments normaux, est trop sensible. Pour contourner le problème, la pression est traitée comme un degré de liberté au même titre que les déplacements, sachant que les contraintes sont reliées aux déplacements à travers les équations fondamentales et les conditions de compatibilité (Abaqus 6.9, 2009).

II.2 Loi de comportement

II.2.a Description de l'hyper-élasticité

Les tissus mous biologiques sont susceptibles de subir de grandes déformations. De plus, leur comportement est fortement non-linéaire. Il est donc nécessaire d'utiliser un modèle approprié. Nous avons choisi un modèle hyper-élastique pour décrire leur comportement.

Description cinématique des milieux continus

Le mouvement d'un solide peut être décrit par une fonction de transformation ξ qui permet de passer de la configuration de référence à une configuration actuelle (Figure II.11). Elle décrit la position de chacun des points du solide :

$$\vec{x} = \xi \vec{X} \quad (\text{II.9})$$

Pour décrire ce qui se passe localement autour d'un point \vec{X} , on définit le gradient de transformation, noté \mathbf{F} . Il décrit l'évolution d'un vecteur matériel $d\vec{X}$:

$$d\vec{x} = \mathbf{F} d\vec{X} \quad (\text{II.10})$$

$$\mathbf{F} = \frac{\partial \vec{x}}{\partial \vec{X}} \quad \Leftrightarrow \quad \mathbf{F}_{ij} = \frac{\partial x_i}{\partial X_j} \quad (\text{II.11})$$

Par convention, on note en majuscules les grandeurs dans la configuration de référence et en minuscules celles dans la configuration actuelle. On notera « det » et « tr » le déterminant et la trace d'un tenseur, et « \mathbf{I} » la matrice identité. Les tenseurs d'ordre deux sont représentés par des variables en gras.

\mathbf{F} permet, entre autre, de décrire les variations locales de volume. On montre facilement que :

$$dv = \det \mathbf{F} dV \quad (\text{II.12})$$

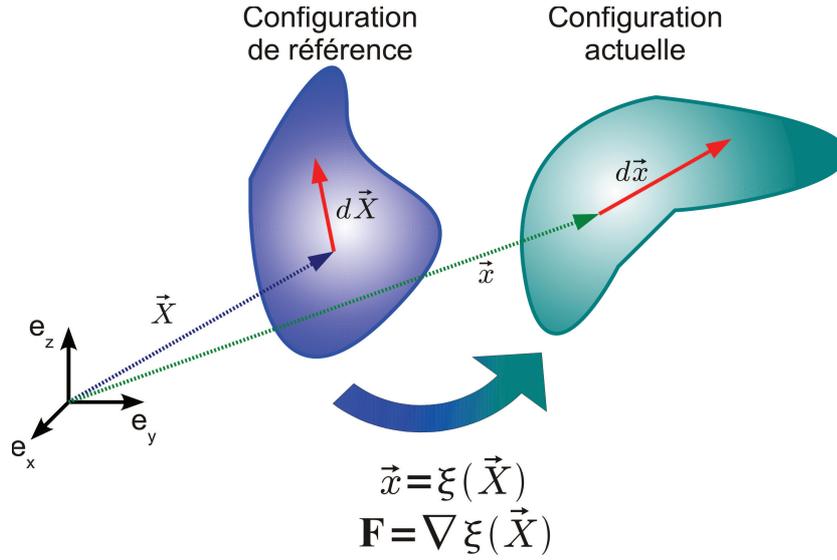


Figure II.11 : Transformation entre une configuration de référence et la configuration actuelle.

On appelle $J = \det \mathbf{F}$ le jacobien de la transformation. Si le matériau est incompressible, on a : $J = 1$.

Pour les matériaux quasi-incompressible, il est intéressant de décomposer le gradient de transformation de la manière suivante :

$$\mathbf{F} = \mathbf{F}_{\text{vol}} \cdot \bar{\mathbf{F}} \quad (\text{II.13})$$

ce qui correspond à :

- une partie volumique (ou sphérique) : $\mathbf{F}_{\text{vol}} = J^{\frac{1}{3}} \mathbf{I}$, qui représente les variations de volume sans variation de forme.
- une partie isochorique (ou déviatorique) : $\bar{\mathbf{F}} = J^{-\frac{1}{3}} \mathbf{F}$, qui représente les variations de forme sans variation de volume, d'où $\det \bar{\mathbf{F}} = 1$.

Afin de décrire les déformations, on introduit le tenseur de Green-Cauchy droit, noté \mathbf{C} . C'est un tenseur de dilatation défini dans la configuration de référence, il est donc utilisé pour mesurer les variations de longueur. Il est déterminé par :

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^t \cdot \mathbf{F} \quad (\text{II.14})$$

Ainsi, on a :

$$\begin{aligned} d\vec{x} \cdot d\vec{x} &= d\vec{X} \cdot \mathbf{F}^t \cdot \mathbf{F} \cdot d\vec{X} \\ &= d\vec{X} \cdot \mathbf{C} \cdot d\vec{X} \end{aligned} \quad (\text{II.15})$$

On définit le tenseur de déformation de Green-Lagrange, noté \mathbf{E} , comme une mesure de déformation dans la configuration de référence :

$$\mathbf{E} = \frac{1}{2} (\mathbf{F}^t \cdot \mathbf{F} - \mathbf{I}) = \frac{1}{2} (\mathbf{C} - \mathbf{I}) \quad (\text{II.16})$$

Il est nécessaire d'introduire les invariants de \mathbf{C} qui seront utilisés dans la formulation des modèles hyper-élastiques isotropes. Ils sont définis par :

$$I_1 = \text{tr } \mathbf{C} \quad (\text{II.17})$$

qui représente la variation de longueur de la diagonale d'un cube élémentaire ;

$$I_2 = \frac{1}{2} \left(\text{tr}^2 \mathbf{C} - \text{tr } \mathbf{C}^2 \right) \quad (\text{II.18})$$

qui n'a pas de représentation physique simple ;

$$I_3 = \det \mathbf{C} \quad (\text{II.19})$$

qui représente la variation de volume. On montre facilement que $I_3 = \det \mathbf{C} = J^2$.

De la même manière qu'avec le gradient de transformation, on peut extraire les termes isochoriques. Ainsi, pour le premier invariant on a :

$$\bar{I}_1 = \text{tr} \left(\bar{\mathbf{F}} \cdot \bar{\mathbf{F}}^t \right) \quad (\text{II.20})$$

qui est le premier invariant déviatorique de déformation. Il permet de mesurer le changement de forme sans tenir compte du changement de volume.

Description des contraintes

On définit le vecteur contrainte \vec{t} en fonction de l'effort intérieur de cohésion $d\vec{f}$ exercé sur un élément de surface ds de normale \vec{n} comme étant :

$$\vec{t} = \frac{d\vec{f}}{ds} \quad (\text{II.21})$$

Le vecteur contrainte dépend linéairement de la normale \vec{n} , ce qui conduit au théorème de Cauchy :

$$\vec{t} = \boldsymbol{\sigma} \vec{n} \quad (\text{II.22})$$

où $\boldsymbol{\sigma}$ est le tenseur de Cauchy qui est un tenseur de contrainte. Il est dit Eulérien car il est défini à partir des variables en configuration actuelle.

Si l'on choisit de représenter ce tenseur des contraintes dans la configuration de référence (à partir de $d\vec{S}$ et $d\vec{F}$), il est possible de transporter $\boldsymbol{\sigma}$ pour définir le second tenseur de Piola Kirchhoff :

$$\mathbf{s} = J \mathbf{F}^{-1} \boldsymbol{\sigma} \mathbf{F}^{-t} \quad (\text{II.23})$$

C'est un tenseur des contraintes défini dans la configuration de référence, c'est donc un tenseur lagrangien.

Hyper-élasticité isotrope

Un matériau hyper-élastique est un matériau élastique pour lequel il existe une énergie de déformation Ψ , aussi appelée potentiel élastique de déformation, qui ne dépend que de la déformation :

$$\Psi = \Psi(\mathbf{F}) \quad (\text{II.24})$$

Des développements mathématiques montrent que cette fonction d'énergie est fonction de \mathbf{C} ou de \mathbf{E} . Pour un matériau isotrope et une fonction Ψ isotrope, on peut aussi montrer que Ψ dépend que des invariants de \mathbf{C} :

$$\Psi = \Psi(I_1, I_2, I_3) \quad (\text{II.25})$$

où l'on retrouve les invariants I_1 , I_2 et I_3 qui caractérisent la déformation isotrope du milieu.

Dans cette étude, nous nous intéressons uniquement aux comportements élastiques des matériaux, les transformations sont donc réversibles. Dans le cas purement mécanique et sans dissipation d'énergie, le premier et le second principe de la thermodynamique donnent le bilan d'énergie suivant :

$$\mathbf{s} : \dot{\mathbf{E}} - \dot{\Psi} = 0 \quad \Leftrightarrow \quad \left(\mathbf{s} - \frac{\partial \Psi}{\partial \mathbf{E}} \right) : \dot{\mathbf{E}} = 0 \quad (\text{II.26})$$

où « : » est le produit de contraction double (par exemple, si A et B sont deux tenseurs symétriques d'ordre deux, $A : B = A_{ij}B_{ij}$). De ce bilan résulte la forme générale de la loi de comportement d'un matériau hyper-élastique donnée dans la configuration de référence en fonction de \mathbf{E} ou de \mathbf{C} :

$$\mathbf{s} = \frac{\partial \Psi}{\partial \mathbf{E}} = 2 \frac{\partial \Psi}{\partial \mathbf{C}} \quad (\text{II.27})$$

que l'on peut aussi écrire en faisant intervenir les invariants de \mathbf{C} :

$$\mathbf{s} = 2 \sum_{\alpha=1}^3 \frac{\partial \Psi}{\partial I_\alpha} \frac{\partial I_\alpha}{\partial \mathbf{C}} \quad (\text{II.28})$$

Plus de détails concernant ces développements sont précisés par Sidoroff (1982).

Loi de comportement hyper-élastique

Il existe plusieurs fonctions d'énergie qui reproduisent le comportement de matériaux divers et variés. Il faut donc la choisir en fonction des hypothèses et du type de matériau. Le comportement des tissus mous biologiques est particulier puisque qu'il est fortement non linéaire. En raison de sa simplicité et du faible nombre de paramètres en jeu, la fonction d'énergie Néo-Hookéenne est couramment utilisée pour des matériaux isotropes. Elle est définie par :

$$\Psi = \underbrace{c_{10} (\bar{I}_1 - 3)}_{\bar{\Psi}} + \underbrace{\frac{\kappa}{2} (J - 1)^2}_{\Psi_{vol}} \quad (\text{II.29})$$

où c_{10} et κ sont les paramètres Néo-Hookéens qui déterminent le comportement du matériau. Ψ peut se décomposer en une partie isochorique $\bar{\Psi}$ et une partie volumique Ψ_{vol} . Dans le cas

de matériaux incompressible, la partie volumique Ψ_{vol} s'annule. En revanche, cela demande de définir la pression comme un multiplicateur de Lagrange, ce qui implique l'utilisation des éléments hybrides par la suite. On note que sous cette forme de potentiel, l'invariant I_2 n'intervient pas.

Cette fonction d'énergie Néo-Hookéenne est intéressante en biomécanique car elle reproduit bien la non-linéarité des tissus mous biologiques (Kyriacou et Davatzikos, 1998; Samani *et al.*, 2001; Linder-Ganz *et al.*, 2007; Chung *et al.*, 2008; Portnoy *et al.*, 2008; Avril *et al.*, 2010). En effet, elle présente la particularité d'avoir une faible rigidité en petites déformations et une rigidité plus importante en grandes déformations. Restreinte à des petites déformations, la loi de comportement hyper-élastique Néo-Hookéenne peut être linéarisée pour approcher la loi linéaire élastique de Hooke. On obtient alors des relations entre le module de Young, E , le coefficient de poisson, ν , et les paramètres Néo-Hookéens κ et c_{10} qui correspondent respectivement au coefficient d'incompressibilité et au coefficient d'élasticité (Fung et Tong, 2001) :

$$\text{Néo-Hooke} \rightarrow \text{Hooke} : \quad E = \frac{18\kappa c_{10}}{3\kappa + 2c_{10}} \quad \nu = \frac{3\kappa - 4c_{10}}{6\kappa + 4c_{10}} \quad (\text{II.30})$$

$$\text{Hooke} \rightarrow \text{Néo-Hooke} : \quad c_{10} = \frac{E}{4(1 + \nu)} \quad \kappa = \frac{E}{3(1 - 2\nu)} \quad (\text{II.31})$$

II.2.b Hypothèses du modèle

Les os sont supposés indéformables sous l'effet de la CE par rapport aux tissus mous de la jambe.

Les tissus mous de la jambe sont considérés isotropes, homogènes, quasi-incompressibles et modélisés par un comportement hyper-élastique. Comme les régions 1 et 2 sont constituées de différents tissus biologiques (voir la définition des régions dans la section II.1.b, page 27), les propriétés de chaque matériau sont une moyenne des propriétés des tissus biologiques composants ces régions. Pour représenter le comportement mécanique moyen des tissus mous biologiques, une fonction d'énergie de type Néo-Hookéenne est utilisée. Comme les matériaux sont supposés quasi-incompressibles, le coefficient Néo-Hookéen, κ , est fixé à 1 MPa. De cette manière, le rapport entre κ et c_{10} reste inférieur à 1000 (avec un coefficient de poisson équivalent de 0,4900 à 0,4990). Le coefficient c_{10} est compris entre 1 et 10 kPa. Cette valeur a été définie suite à une étude de sensibilité du paramètre κ (section II.4.a, page 54).

Les tissus musculaires sont supposés isotropes et la partie active du muscle n'est pas considérée, ce qui signifie que le muscle est au repos.

II.3 Conditions aux limites

Comme nous l'avons vu précédemment, les os sont indéformables. Donc un encastrement est imposé sur les nœuds frontières des os.

Sur le contour de la jambe, une pression non uniforme est appliquée, représentant la pression de la chaussette sur la jambe. La pression est appliquée sur la hauteur de la jambe de la partie inférieure du genou jusqu'au niveau des malléoles à la cheville. Cette pression est calculée à partir de la loi de Laplace. Cette loi donne accès à la pression qu'applique la chaussette sur la jambe en fonction de la raideur du textile, de la déformation de la chaussette et du rayon de courbure local de la jambe. Pour estimer la pression par la loi de Laplace, nous avons donc besoin de caractériser le textile de la chaussette et de définir les rayons de courbure de la jambe. Une définition plus détaillée de la loi de Laplace ainsi que son application sur la jambe sera développée à la fin de cette section.

II.3.a Caractérisation du textile de la chaussette

Dans le but d'appliquer une pression à partir de la loi de Laplace, la raideur du textile des chaussettes de compression a été estimée à partir d'essais de traction. Comme on peut le voir sur la Figure II.12, la chaussette utilisée pour cette étude est constituée de trois maillages différents. La raideur mesurée correspond donc à une raideur d'un textile homogène équivalent.

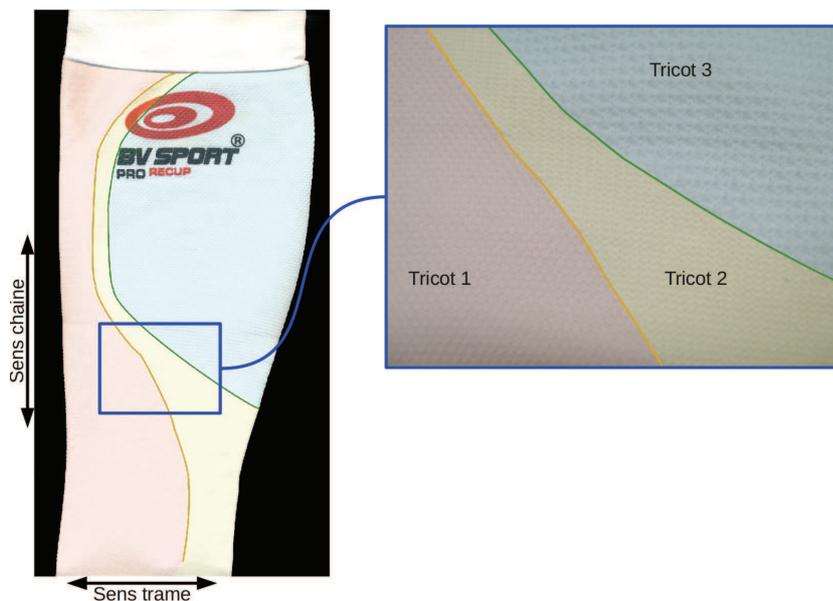


Figure II.12 : Les différents tricots de la chaussette *Pro Récup* de BV Sport®.

Les essais de traction suivent la procédure de la norme française NF G30-102 (AFNOR, 1986). Cette procédure est utilisée par les fabricants de CE pour vérifier si leurs produits sont bien conformes à la norme. Il est écrit que :

« Elle [la norme] a été mise au point de façon à connaître la pression exercée par des articles thérapeutiques tels que les bas ou vêtements de contention pour le soin des cicatrices hypertrophiques de brûlures. [...] La pression de contention qu'ils [les

bas thérapeutiques de contention] doivent appliquer sur les membres malades est déterminée par le médecin en fonction de critères médicaux. Il est donc nécessaire que ce spécialiste connaisse la pression de contention des articles qu'il va prescrire. Il est tout autant nécessaire que l'industriel puisse effectuer cette mesure. La méthode proposée, non destructrice, utilise une mesure dynamométrique bi-directionnelle dont les paramètres de déformation résultent d'une simulation de porter sur jambes modèles. » (AFNOR, 1986)

En effet, la norme garantit un essai de traction qui se rapproche d'une situation où la chaussette est portée. Ce n'est pas un simple essai uniaxial dans lequel on aurait un effet de Poisson important.

À partir de ce protocole d'essai, les industriels peuvent donc estimer la pression de leurs produits selon la loi de Laplace sur une jambe en bois (voir définition de la loi de Laplace section II.3.c, page 49). L'essai de traction donne accès à la force nécessaire pour étirer le textile jusqu'à une déformation qui correspond à celle de la chaussette sur la jambe de bois. Ensuite, la pression est calculée par une simplification de la loi de Laplace :

$$Pr = \frac{2\pi F}{CL} \quad (\text{II.32})$$

où F est la force mesurée, L est la largeur de la mesure et C est la moyenne entre le périmètre de jambe maximal et le périmètre de jambe minimal préconisés par le fabricant pour cette taille de chaussette. Ainsi, la jambe est considérée comme étant cylindrique puisque le rayon de courbure est calculé à partir du rayon d'un cercle de même périmètre que la jambe.

Protocole

D'après la norme NF G30-102 (AFNOR, 1986), deux essais de traction sont réalisés : un au niveau du mollet et un autre au niveau de la cheville. Pour que ces essais soit reproductibles, ils sont réalisés en des zones prédéfinies, identiques quelle que soit la chaussette. Pour déterminer ces zones, le protocole consiste à mettre la chaussette sur une jambe en bois de taille conforme (Figure II.13a). Une fois la chaussette sur la jambe, on effectue un « massage de la chaussette » qui consiste à faire redescendre la chaussette jusqu'à ce que les premiers plis apparaissent. Ainsi, il n'y a pas de déformations excessives et le test est reproductible. Des traits dans le sens chaîne¹ sont tracés au milieu de la partie frontale et de la partie postérieure de la chaussette en suivant les mailles. Dans le sens trame², trois traits parallèles (en suivant les mailles) distant de 30 mm sont tracés à la cheville et au mollet, en commençant à 10 mm au dessus des mailles du talon (cheville) et à 10 mm en dessous du bord-côte³ (mollet). Sur la figure II.13a on peut voir les marquages finalisés.

¹Chaîne : ensemble des fils parallèles, régulièrement espacés, disposés dans le sens de la longueur d'une pièce de tissu, par opposition à la trame (Figure II.12).

²Trame : ensemble des fils tendus sur le métier à tisser et passant transversalement entre les fils de la chaîne, pour constituer un tissu (Figure II.12).

³Bord-côte : élastique terminant l'extrémité supérieur de la chaussette

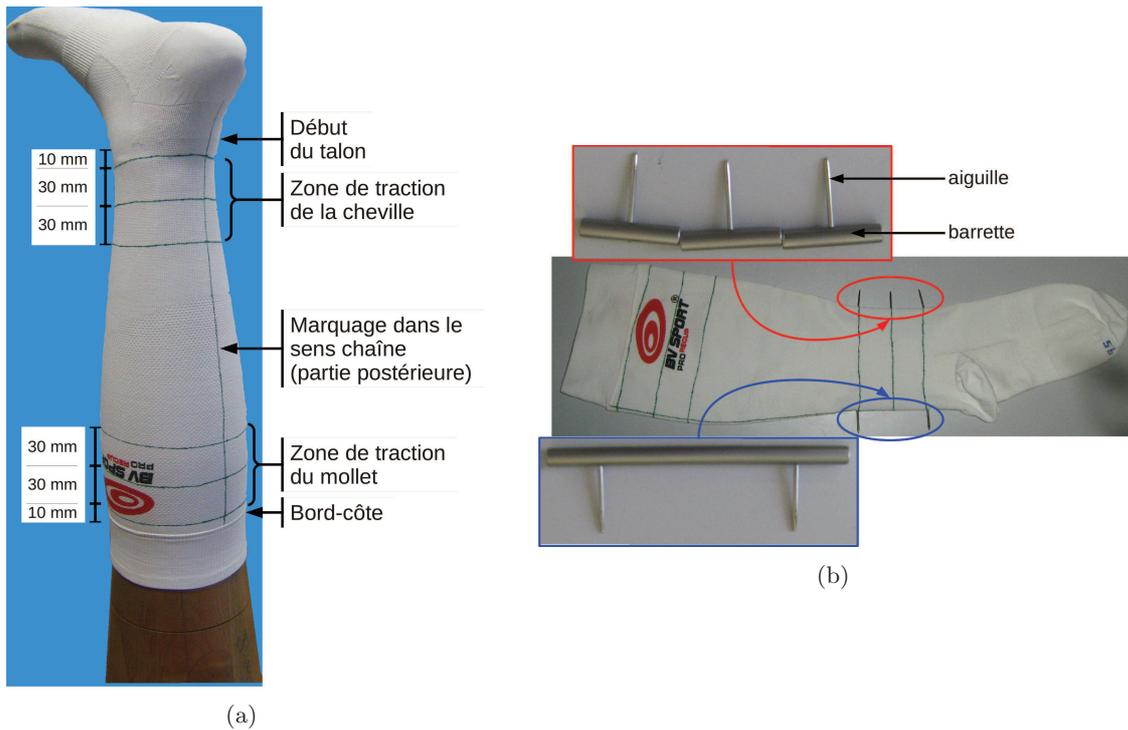


Figure II.13 : (a) Chaussette avec les marquages sur la jambe en bois de taille conforme. (b) Mise en place des barrettes de fixation sur la chaussette.

Une fois que les marquages sont faits, des aiguilles sont passées à travers le tricot à l'intersection entre les traits parallèles du sens trame et les lignes médianes du sens chaîne (Figure II.13b). Ces aiguilles sont fixées aux mors de la machine de traction. L'écartement entre les aiguilles correspond à la distance séparant les traits parallèles quand la chaussette était sur la jambe en bois (30 mm). Sur la machine de traction, des aiguilles placées sur des accordéons latéraux permettent une déformation constante de la chaussette dans le sens trame en imposant un déplacement nul dans le sens chaîne lors de l'élongation. Ainsi la chaussette se trouve dans les mêmes conditions de déformations longitudinales que sur la jambe de bois. Sur le schéma de la Figure II.14, les mailles de trame (voir les trois traits sur la chaussette) restent droites et parallèles à la fin de l'essai de telle sorte qu'il n'y a pas de déformation dans le sens trame.

La Figure II.13b montre les trois barrettes supérieures qui sont fixées aux trois mors supérieurs (Figure II.14). Les valeurs de force enregistrées sont celles mesurées par le mors central. Les deux mors latéraux permettent d'empêcher le cisaillement du tricot sur la zone de mesure.

Conformément à la norme NF G30-102 (AFNOR, 1986), des essais de préconditionnement sont effectués avant d'enregistrer la mesure. Cinq cycles de traction sont effectués dont la déformation maximale imposée est égale à la déformation de la chaussette sur la jambe de bois. On note que la machine n'est tarée qu'une seule fois au début des cinq cycles.

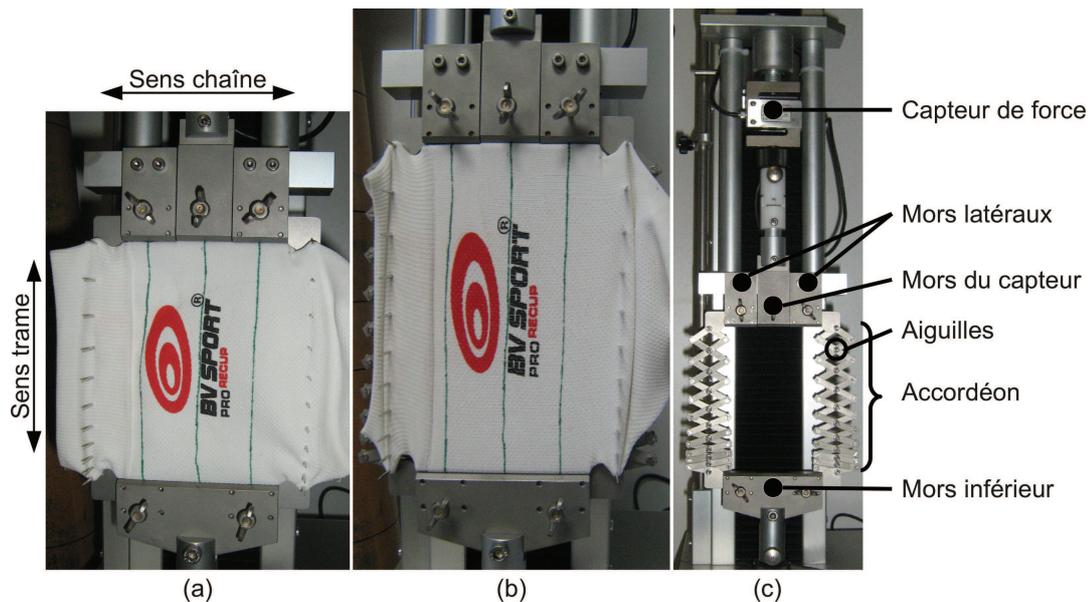


Figure II.14 : Description du montage des essais de traction sur chaussette. (a) État initial de l'essai. (b) État final de l'essai : les lignes du marquage dans le sens trame restent parallèles tout au long de l'essai. (c) Description de la machine de traction : les aiguilles et accordéons latéraux sont utilisés pour empêcher la déformation dans le sens chaîne, ce qui est proche de la déformation réelle de la chaussette portée.

Résultats des essais de traction

Les résultats des essais sont obtenus sous la forme d'un graphe force-déplacement. La charge enregistrée divisée par la largeur de la barrette centrale (30 mm) fournit la tension dans le tissu (en N/mm). Cette tension est ensuite divisée par deux car le tissu est doublé. Ceci est possible car la traction est effectuée dans le plan de symétrie de la chaussette, donc la raideur est identique sur les deux parties du tissu testées.

Les résultats des essais de traction sont présentés par le graphe tension-déformation de la Figure II.15. Les plages de fonctionnement correspondent aux déformations que la chaussette est susceptible de subir lorsqu'elle est portée. Les courbes des valeurs au mollet et à la cheville ont été approchées par une droite dont le coefficient directeur est assimilé à la raideur du textile. Les coefficients de raideur mesurés sont de $Raid_{chev} = 0,2 \text{ N/mm}$ pour la cheville et de $Raid_{mol} = 0,8 \text{ N/mm}$ pour le mollet.

On suppose que les coefficients de raideur du textile au niveau de la cheville et du mollet de la chaussette sont constants. La zone située entre la cheville et le mollet a une raideur qui est calculée par interpolation linéaire entre les raideurs de la cheville et du mollet en fonction de la hauteur comme on peut le voir sur la Figure II.16. Les bornes supérieure de la zone cheville

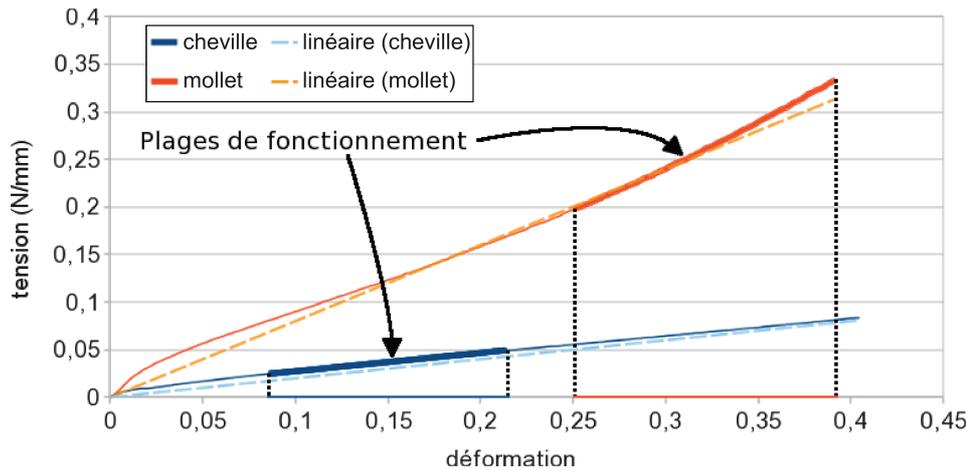


Figure II.15 : Courbes tension-déformation des essais de traction à la cheville et au mollet : les valeurs des essais sont représentées par les courbes en continue qui sont approximées par les droites (en tirets).

et inférieure de la zone mollet ont été déterminées à partir de la géométrie de la chaussette. Par simplicité, ces bornes ont été déterminées à partir de la géométrie de la chaussette.

Essais de traction sur des bandelettes

Pour valider le fait que la raideur est constante au niveau de la cheville et du mollet, une chaussette a été découpée en bandelettes de 10 mm de large qui ont été testées en traction sur une machine standard (Instron 3343, cellule de force de capacité 500 N, mors de 50 mm de large actionnés par des vérins pneumatiques). Chaque bandelette correspondant à la région « cheville » ou « mollet » de la chaussette a été testée séparément. La Figure II.17 montre les différents essais de traction effectués sur ces bandelettes, dessinant un faisceau étroit de la tension dans la cheville et dans le mollet. Ces résultats montrent donc une raideur plutôt homogène dans les régions « cheville » et « mollet » de la chaussette.

Discussion sur les essais de traction

Les essais sur les bandelettes montrent que la raideur dans la région mollet ou cheville est plutôt homogène ce qui permet de valider l'hypothèse de raideur constante en ces zones. Il n'aurait cependant pas été possible d'utiliser les résultats des essais sur les bandelettes car ils sous-estiment la raideur. En effet, la Figure II.18 illustre le fait que les fils de chaîne ne travaillent pas de la même manière si l'essai est réalisé avec des conditions aux limites qui imposent un déplacement nul ou un déplacement libre sur les bords.

Le protocole de la norme NF G30-102 (AFNOR, 1986) nécessite d'avoir une chaussette avec des sections cylindriques et non coniques. C'est pour cela qu'il est particulièrement bien adapté aux zones de la cheville et du mollet.

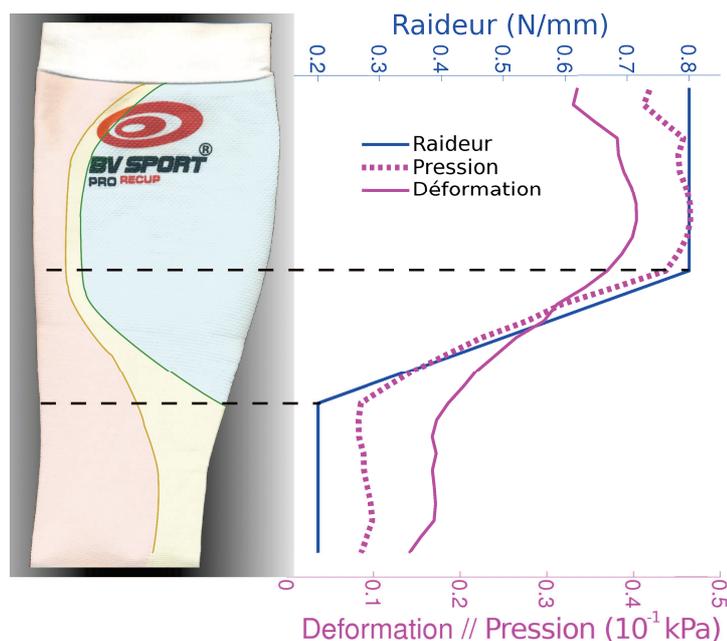


Figure II.16 : Déformation de la chaussette dans le sens circonférentiel, raideur de la chaussette et pression moyenne qu'applique la chaussette sur la jambe en fonction de la hauteur de la jambe.

Avec la loi de Laplace prise comme référence dans le texte de la norme (équation II.32), on peut obtenir une pression moyennée circonférentiellement car le rayon de courbure utilisé dans la formule correspond au rayon d'un cercle qui aurait le même périmètre que la jambe. Cette distribution de pression suivant la hauteur est donnée par le graphe de la Figure II.16. On voit sur le même graphique la déformation circonférentielle de la chaussette, la raideur du textile et la pression moyennée circonférentiellement en fonction de la hauteur de la jambe.

Le protocole de la norme NF G30-102 (AFNOR, 1986) nous a permis d'identifier uniquement la raideur circonférentielle moyenne. Or, le textile de la chaussette utilisée est constitué de plusieurs types de mailles (Figure II.12) qui sont plus ou moins raides en fonction de la hauteur de la chaussette. La raideur mesurée est donc une raideur circonférentielle équivalente d'un textile homogène.

Conclusion sur les essais de traction

Des essais de traction ont été réalisés sur des chaussettes en suivant les recommandations de la norme NF G30-102 (AFNOR, 1986) à laquelle les fabricants d'accessoires médicaux de contention doivent se soumettre. En adaptant légèrement le protocole, cette méthode nous a permis de déterminer la raideur du textile au niveau de la cheville et du mollet. Par approximation linéaire, nous en avons déduit la raideur au niveau de la zone intermédiaire de la

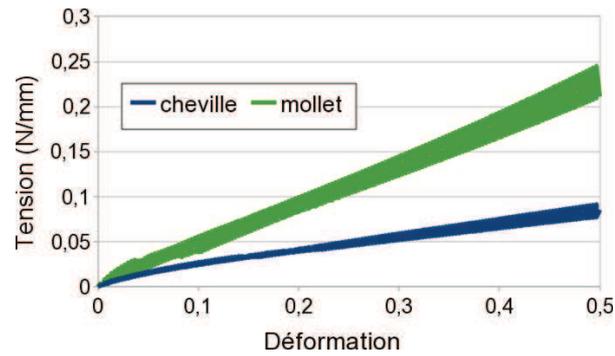


Figure II.17 : Courbes tension-déformation des essais de traction réalisés sur plusieurs bandelettes de chaussette situées à différentes hauteurs de la cheville et du mollet.

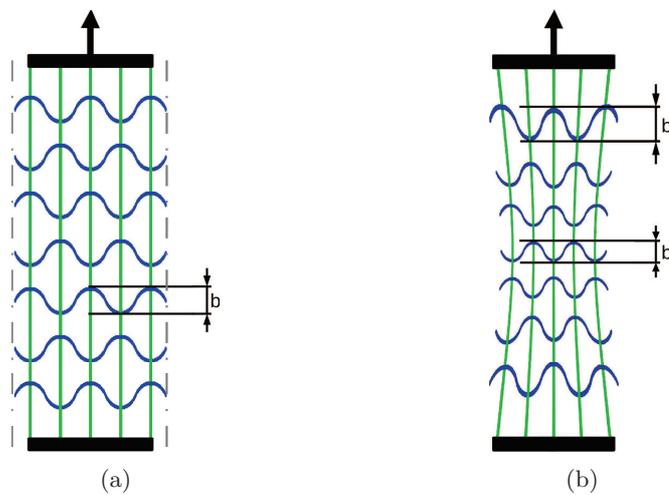


Figure II.18 : Représentation schématique des mailles du textile lors de la traction. (a) Lors du port de la chaussette ou lors des essais suivants la norme NF G30-102 (AFNOR, 1986), les mailles de trame (en vert) restent parallèles. (b) Lors des essais de traction sur les bandelettes, les mailles de trame se cintrèrent et ne restent pas parallèles.

chaussette.

II.3.b Calcul du rayon de courbure de la jambe

Le rayon de courbure R_c est calculé à partir de la géométrie de la jambe *avec* chaussette. C'est à dire que les rayons de courbure vont être calculés sur la jambe *avec* chaussette à la position des nœuds du maillage *sans* chaussette. Il faut donc relier les facettes du maillage de la jambe *sans* chaussette sur lesquelles la pression va être appliquée, avec les nœuds de la jambe *avec* chaussette pour lesquels le rayon de courbure va être calculé.

Grâce au recalage des images décrit dans la section II.1.c (page 33), la transformation qui permet de mettre dans le même référentiel géométrique les images de la jambe sans et avec chaussette est connue. Un maillage surfacique de la jambe *avec* chaussette est créé, puis il

subit la transformation du recalage.

Chaque nœud i du maillage *sans* chaussette est repéré par son rayon r_i , son angle θ_i et sa hauteur z_i dans un repère cylindrique. Le centre du repère cylindrique ($r = 0$) est donné par le centre de masse défini par le contour extérieur de la jambe sans chaussette (état initial) à une hauteur donnée. Pour chaque nœud i de la jambe *sans* chaussette qui se trouve entre les bornes inférieure et supérieure (z_{min} et z_{max}) délimitant la zone d'application de la pression, on procède de la sorte :

1. Les coefficients d'un polynôme de Fourier de degré 5 (voir équation III.1) sont déterminés pour s'ajuster sur le contour de la jambe *avec* chaussette. La fonction de Fourier permet d'obtenir une fonction analytique du rayon en fonction de l'angle θ et de la hauteur z_i en coordonnées cylindrique : $r = r(\theta, z_i)$.
2. Les rayons de courbure sont calculés à partir de cette fonction de Fourier d'après la formule analytique en coordonnées cylindrique donnée dans l'équation II.35 : $Rc = Rc(r) = Rc(\theta, z_i)$.
3. Le rayon de courbure du nœud i de la jambe *sans* chaussette est récupéré par $Rc_i = Rc(\theta_i, z_i)$. Si le rayon de courbure obtenu en ce point est négatif (forme concave), il est fixé à 10^{50} pour ne pas avoir de pression négative, ce qui équivaut à une pression quasi nulle.

Cette procédure du calcul du rayon de courbure est illustrée dans la Figure II.19.

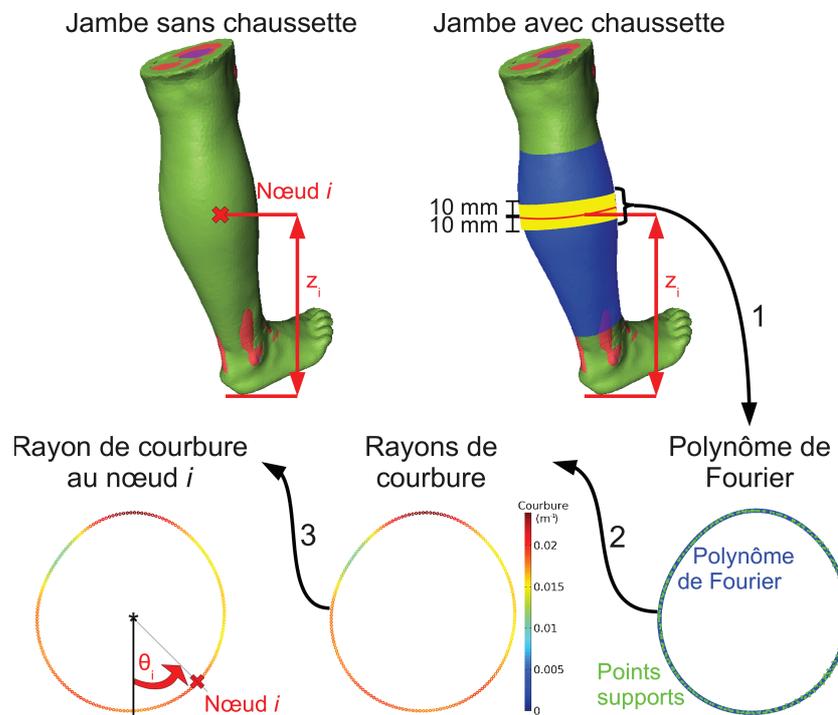


Figure II.19 : Calcul du rayon de courbure de la jambe *avec* chaussette à la position des nœuds du maillage de la jambe *sans* chaussette.

Polynôme de Fourier

La fonction de Fourier ci-dessous permet d'avoir une expression analytique du contour de la jambe à une hauteur donnée :

$$r(\theta, z) = a(z) + \sum_{j=1}^n [b_j(z) \cos(j\theta) + c_j(z) \sin(j\theta)] \quad (\text{II.33})$$

où a , b_j et c_j sont les coefficients de Fourier qui permettent d'ajuster le polynôme au contour, (r, θ, z) les coordonnées d'un point dans un repère cylindrique et n le degré de la fonction de Fourier. Pour déterminer les valeurs des coefficients à une hauteur z_i donnée, les coordonnées des nœuds du maillage *avec* chaussette dont la hauteur est comprise entre $z_i - 10$ mm et $z_i + 10$ mm sont utilisées (Figure II.19, 1^{ère} flèche). Le polynôme de Fourier peut aussi s'écrire de façon matricielle (à la hauteur z_i donnée) :

$$\begin{Bmatrix} r_1 \\ \vdots \\ r_i \\ \vdots \\ r_N \end{Bmatrix}_{z_i} = \begin{bmatrix} 1 & \cos \theta_1 & \sin \theta_1 & \dots & \cos(n\theta_1) & \sin(n\theta_1) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & \cos \theta_i & \sin \theta_i & \dots & \cos(n\theta_i) & \sin(n\theta_i) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & \cos \theta_N & \sin \theta_N & \dots & \cos(n\theta_N) & \sin(n\theta_N) \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} a \\ b_1 \\ c_1 \\ \vdots \\ b_n \\ c_n \end{Bmatrix}_{z_i} = M(\theta) \cdot k(z_i) \quad (\text{II.34})$$

où N est le nombre de nœuds utilisés pour construire le polynôme (nombre de nœuds compris entre $z_i - 10$ mm et $z_i + 10$ mm) et n le degré du polynôme de Fourier. Connaissant les coordonnées cylindriques (r, θ) de chaque nœud, les coefficients peuvent être retrouvés par : $k = M^{-1}r$. Quand M n'est pas une matrice carrée (dans le cas général), c'est une résolution par moindres carrés de $\underset{k}{\text{Arg min}} (M \cdot k - r)$ qui est effectuée avec Matlab[®]. Ainsi, à partir de n'importe quel θ , nous avons l'expression analytique du rayon du contour de la jambe *avec* chaussette pour chaque hauteur z_i , donnée par l'équation III.1.

Calcul du rayon de courbure

Ci-dessous, la formule permettant de calculer le rayon de courbure d'une fonction exprimée dans un repère cylindrique :

$$Rc(\theta, z_i) = \frac{(r^2(\theta, z_i) + r'^2(\theta, z_i))^{\frac{3}{2}}}{r^2(\theta, z_i) + 2r'^2(\theta, z_i) - r(\theta, z_i)r''(\theta, z_i)} \quad (\text{II.35})$$

où r est le rayon d'un point en coordonnées cylindriques obtenu à partir de la fonction de Fourier et r' et r'' sont les dérivées première et seconde de r par rapport à θ .

Résultat du calcul du rayon de courbure

Sur la Figure II.21, on montre la cartographie de la courbure de la jambe. On remarque que les plus fortes courbures sont localisées à la cheville et sur la partie antérieure de la jambe près du tibia. Les principales zones où la courbure est faible sont au niveau du mollet avec une région nulle dans la partie intérieure près du tibia.

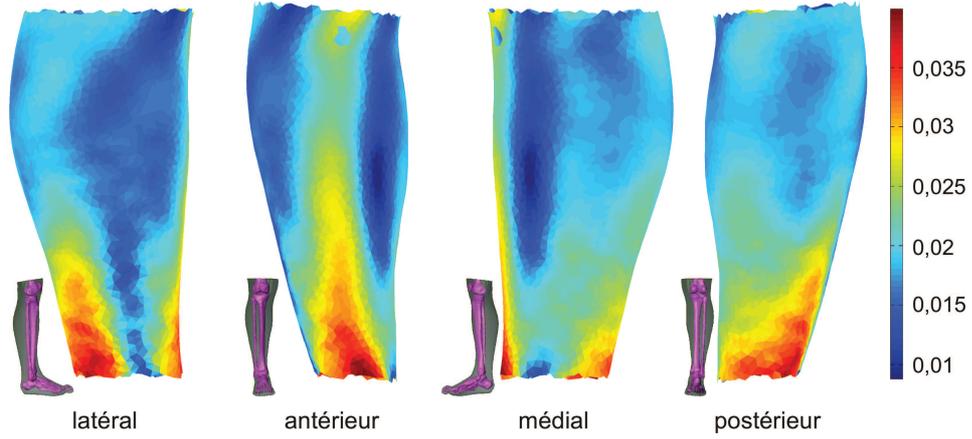


Figure II.20 : Cartographie de la courbure sur la jambe.

II.3.c Application de la pression par la loi de Laplace

Sur le contour de la jambe, une pression non uniforme est appliquée, représentant la pression de la chaussette sur la jambe. La pression est appliquée sur la hauteur de la jambe de la partie inférieure du genou jusqu'au niveau des malléoles à la cheville. Cette pression est calculée à partir de la loi de Laplace. Cette loi permet de relier la courbure locale séparant deux milieux avec la différence de pression entre ces deux milieux. Elle est définie dans le cas général par :

$$Pr_2 - Pr_1 = \frac{T_1}{Rc_1} + \frac{T_2}{Rc_2} \quad (\text{II.36})$$

où Pr_1 et Pr_2 sont les pressions appliquées sur les milieux 1 et 2, T_1 et T_2 sont les tensions superficielles à l'interface des deux milieux dans les directions 1 et 2 du repère local de l'interface, et Rc_1 et Rc_2 sont les rayons de courbure de l'interface dans les directions 1 et 2 du repère local de l'interface. Dans notre cas, la tension superficielle est représentée par la tension de la chaussette, le milieu 1 correspond à l'air environnant la jambe et le milieu 2 correspond à la jambe. Ainsi, la pression Pr_1 se rapporte à la pression atmosphérique. Elle est donc négligeable devant la pression Pr_2 qui se rapporte à la pression appliquée par la chaussette sur la jambe. La tension de la chaussette peut être définie comme suivant :

$$T_i = Raid_i \varepsilon_i \quad (\text{II.37})$$

où i est la direction 1 ou 2 dans le repère local de la chaussette, $Raid_i$ est la raideur du textile dans la direction i et ε_i est la déformation de la chaussette dans la direction i . La tension est exprimée en newtons par millimètres (N/mm).

De part la forme allongée de la jambe, les rayons de courbure verticaux peuvent être négligés dans le cadre de cette étude. Ainsi, seuls les rayons de courbure dans le plan horizontal sont utilisés. La loi de Laplace se résume donc à :

$$Pr = \frac{T}{Rc} = Raid \frac{\varepsilon}{Rc} \quad (\text{II.38})$$

avec Pr est la pression appliquée par la chaussette sur la jambe, T , $Raid$, ε et Rc respectivement la tension dans le textile, la raideur du textile, la déformation circonférentielle de la chaussette et le rayon de courbure de la jambe, respectivement, dans le plan horizontal.

La raideur $Raid$ est celle définie à partir des essais de traction présentés dans la section II.3.a (page 40).

Le rayon de courbure Rc est calculé à partir de la jambe avec chaussette. Le détail du calcul a été développé dans la section précédente (section II.3.b).

La déformation ε est calculée à partir de la mesure du périmètre de la chaussette non déformée (P_{ch}) et du périmètre de la jambe (P_j) d'après la formule : $\varepsilon = \frac{P_j - P_{ch}}{P_{ch}}$. Seule la déformation circonférentielle est prise en compte, la déformation dans le sens longitudinal est négligée. En effet, la déformation dans le sens longitudinal est d'environ 6 % alors que la déformation dans le sens circonférentiel est de 15 % à la cheville et de 40 % au mollet.

Comme la raideur et la déformation sont aussi déterminées aux nœuds, la pression obtenue par la loi de Laplace est calculée en chaque nœud de la surface de la jambe. La pression appliquée sur une facette d'un élément résulte de la moyenne des pressions calculées en chacun des trois nœuds de la facette.

Il n'y a pas d'effort tangentiel imposé, seulement une pression (normale aux éléments). Ceci implique que les frottements sont négligés. De plus, seuls les rayons de courbure dans le plan horizontal sont utilisés pour calculer la pression, les rayons de courbure dans les autres plans ont été négligés.

Résultat du calcul de la pression

Sur la Figure II.21, la distribution de pression sur la jambe est présentée pour un exemple. On note que la zone de plus forte pression est localisée sur l'avant de la jambe sur le tibia, dues à un rayon de courbure relativement faible par rapport au reste de la jambe. On peut aussi remarquer qu'il y a deux autres points de pression à l'arrière de la jambe correspondant au galbe des muscles gastrocnémiens médial et latéral (communément appelés les muscles jumeaux, voir section I.1.a page 6). Sur le reste de la jambe, les pressions appliquées sont relativement basses. La faible pression à la cheville est conforme à la compression progressive de BVSport®.

Discussion des conditions aux limites

Choix de la loi de Laplace. Le choix de calculer la pression par la loi de Laplace et non de représenter physiquement la chaussette et le contact avec la jambe a été motivé par la rapidité et la simplicité du calcul EF. En effet, dans le cadre d'une identification, une fois que le calcul des pressions à appliquer a été fait pour un maillage, il n'y a plus besoin de le refaire. Le gain

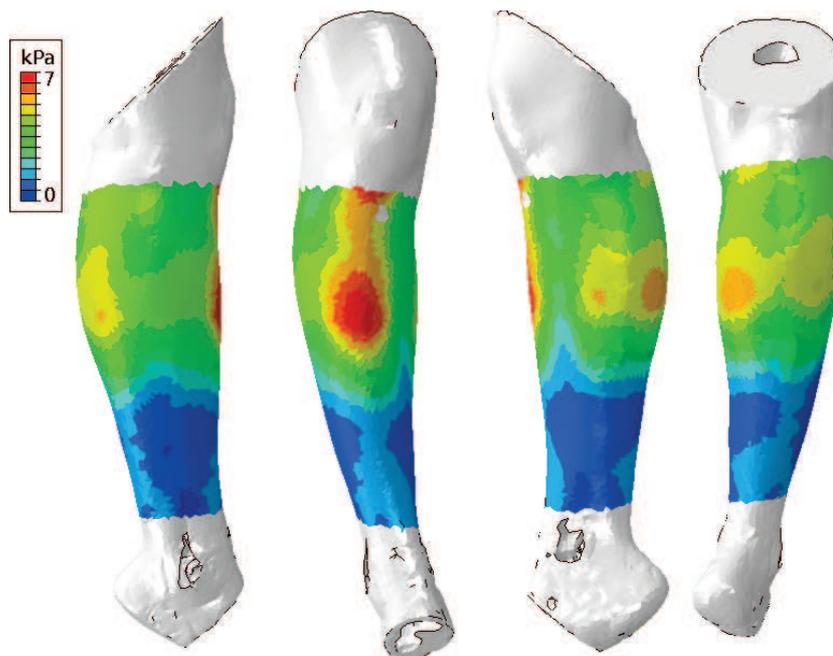


Figure II.21 : Distribution de la pression appliquée sur la jambe calculée à partir de la loi de Laplace.

de temps est appréciable.

Enfin, on peut citer entre autre Gaied *et al.* (2006), Liu *et al.* (2006) et Dai *et al.* (2007) qui justifient l'emploi de la loi de Laplace. Leurs mesures expérimentales ou leurs calculs numériques montrent que la pression d'un vêtement compressif sur une jambe correspond à cette loi.

Calcul du rayon de courbure à partir de l'état final. Le fait de calculer la pression par la loi de Laplace à partir de l'état final de la jambe avec chaussette signifie qu'il n'y a pas d'actualisation des pressions. Or la forme de la jambe n'est pas la même avec et sans chaussette. Donc, les conditions aux limites de pression qui sont appliquées sur la jambe ne correspondent pas à l'état actuel de la géométrie mais à l'état cible que l'on souhaite obtenir. Cela suppose qu'il n'y a qu'une seule géométrie de jambe correspondant à un seul jeu de conditions aux limites.

Non considération du frottement. Dans ce calcul de pression, on a supposé que la tension dans la chaussette T était uniforme à chaque plan horizontal. Si ce n'est pas le cas, la chaussette aura tendance à vouloir retrouver un état d'équilibre avec une tension constante provoquant un frottement sur la peau. Le déséquilibre de la tension peut être dû à un étirement excessif d'une partie de la chaussette par rapport à une autre pendant sa mise en place, ou lors des mouvements de la jambe, par exemple. Ce déséquilibre est difficile à estimer puisqu'il n'est pas reproductible.

De plus, la peau est relativement libre de bouger sur les tissus plus profonds car le coefficient de frottement entre tissus biologiques est très faible. D'ailleurs, Evans et Holt (2009) négligent le frottement de la peau sur les tissus inférieurs pour caractériser ses propriétés mécaniques.

Ainsi, on peut supposer que c'est d'avantage la peau qui va glisser sur les tissus mous inférieurs plutôt que la chaussette qui va froter sur la peau. Nous avons donc fait l'hypothèse que la chaussette a été placée sur la jambe de façon à ce qu'il n'y ait que des contraintes normales de pression.

Il est donc probable que le déséquilibre de tension de la chaussette soit compensé par des glissements de la région 1 sur les tissus plus profonds. Or ces mouvements ne sont pas modélisés car ils proviennent du déséquilibre de tension qui sont difficiles à appréhender.

II.4 Exemples de calculs

II.4.a Modèle de jambe sous CE

Un modèle personnalisé de jambe sous compression élastique a été créé. Il a été construit à partir d'images médicales (images scanner). Le maillage est constitué de 119 114 éléments hybrides tétraédriques linéaires (éléments de type C3D4H sur Abaqus®) et de 49 724 nœuds.

Les conditions aux limites imposent :

- un encastrement aux nœuds des os,
- une pression non uniforme qui est appliquée sur le contour de la jambe et calculée à partir de la loi de Laplace (équation II.38).

Les tissus mous sont supposés hyper-élastiques, homogènes, quasi-incompressibles et isotropes. La loi de comportement est une fonction d'énergie Néo-Hookéenne dont les coefficients κ des matériaux 1 et 2 sont fixés à 1 MPa. Les coefficients c_{10} sont de 2,22 et 2,57 kPa pour les matériaux 1 et 2, respectivement. Ces valeurs ont été déterminées par une méthode d'identification qui est détaillée dans le chapitre suivant. En effet, l'utilisation des propriétés identifiées est nécessaire pour l'interprétation des résultats fournis par le modèle.

La méthode de résolution est implicite (Abaqus/Standard), c'est-à-dire que les équations d'équilibre de la mécanique sont résolues à chaque incrément. La recherche de la solution est assurée par un algorithme itératif de Newton-Raphson. Le calcul est résolu en statique et la non-linéarité géométrique est prise en compte.

Résultats du modèle de jambe sous CE

Dans ces conditions, le temps de calcul est de moins de 5 minutes (avec un processeur Intel Core2 Quad Q9300) et la résolution se fait en un seul incrément qui comprend six itérations de Newton-Raphson. La variable utilisée pour visualiser les résultats est la pression hydrostatique :

$$p = -\frac{1}{3}\text{tr}(\boldsymbol{\sigma}) \quad (\text{II.39})$$

Cette pression est constante dans l'élément.

La Figure II.22 montre le champ de pression hydrostatique dans la jambe. On note que le

champ de pression n'est pas uniforme et que les zones de fortes pressions sont corrélées avec les régions où les pressions appliquées sont les plus importantes : sur l'avant de la jambe, près du tibia, et à l'arrière de la jambe, au niveau des muscles gastrocnémiens. On peut aussi remarquer que le centre de la jambe est sujet à une plus grande pression par rapport à certaines régions plus en périphérie.

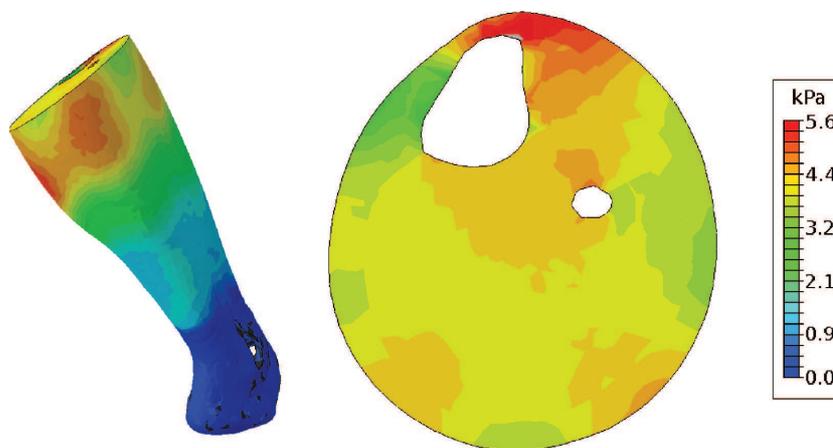


Figure II.22 : Le champ de pression hydrostatique dans la jambe n'est pas uniforme.

Les moyennes des pressions relevées au niveau de la position des principales veines superficielles et profondes sont montrées dans la Figure II.23b et comparées à la pression moyenne appliquée. Trois observations peuvent être faites :

1. la pression moyenne appliquée correspond bien à une CE de type progressive puisque la pression maximale est appliquée au mollet ;
2. la pression au niveau des veines (superficielles ou profondes) est souvent plus importante que la pression moyenne appliquée ;
3. les veines profondes subissent de plus fortes pressions que les veines superficielles.

Ces deux dernières observations ne sont pas intuitives. On peut constater que la pression moyenne appliquée est assez faible (4,8 kPa), mais localement certaines régions admettent presque le double de pression dû aux variations de rayons de courbure. Ce sont ces fortes pressions qui sont transmises aux tissus mous, et par conséquent, aux veines.

On peut constater sur la Figure II.23a que les veines superficielles sont situées dans des zones de faibles pressions alors qu'elles sont proches de la paroi d'application de la pression. En revanche, alors que les veines profondes sont plus éloignées de la chaussette, elles subissent pourtant des pressions plus élevées. En effet, les veines superficielles sont localisées là où les rayons de courbure de la jambe sont les plus grands : près du tibia à l'intérieur de la jambe pour la grande saphène, et entre les deux muscles gastrocnémiens pour la petite saphène. De ce fait, les pressions au niveau des veines superficielles restent relativement faibles. À l'opposé, les veines profondes subissent directement la pression issue de la forte pression à l'avant de la jambe. Cependant, cette constatation n'est valable que pour ce modèle avec cette géométrie.

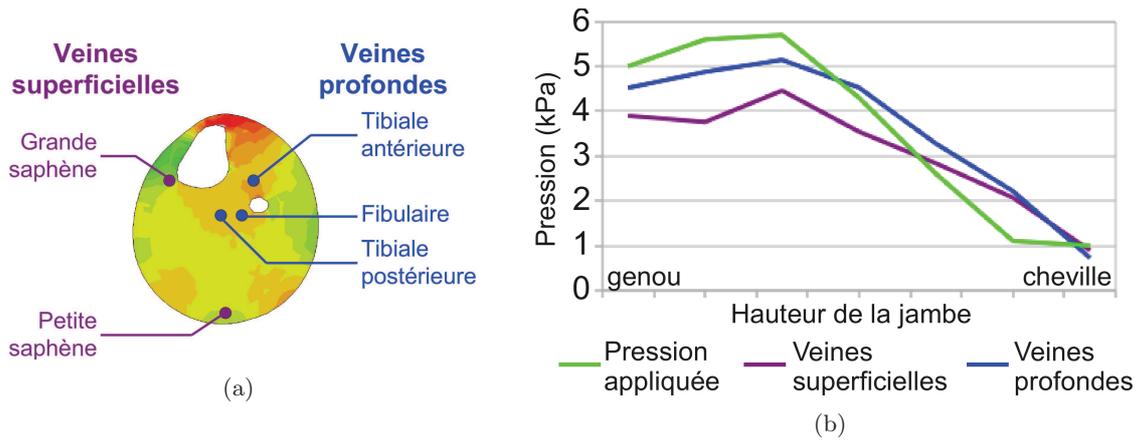


Figure II.23 : (a) Positions des principales veines superficielles et profondes. (b) Variation de la pression hydrostatique aux positions des principales veines superficielles et profondes en fonction de la hauteur de la jambe.

Discussion du modèle de jambe sous CE

Étude de sensibilité du paramètre κ

Le modèle de jambe a été testé avec différentes valeurs du paramètre κ en gardant le paramètre c_{10} fixé à 10 kPa. Les matériaux des régions 1 et 2 sont supposés identiques, donc les propriétés sont les mêmes. Sur la Figure II.24, on montre qu'à partir de $\kappa = 1$ MPa, l'évolution du champ de pression hydrostatique dans la jambe par rapport à des valeurs de κ plus élevée est négligeable (>98 %). Il en est de même pour la forme du contour déformé de la jambe. La valeur de 1 MPa a été préférée à une valeur plus élevée pour conserver un ratio entre κ et c_{10} raisonnable de façon à avoir un coefficient de Poisson équivalent en petite déformation compris entre 0,49 et 0,499 (estimé à partir de l'équation II.31).

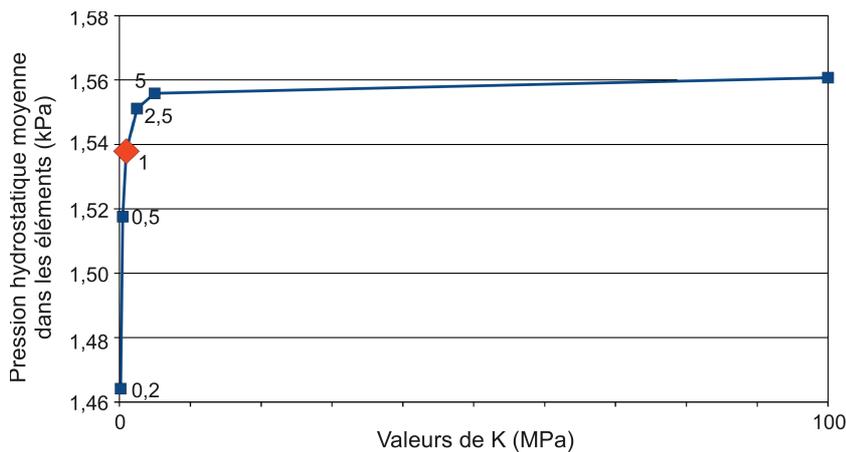


Figure II.24 : Étude de sensibilité du paramètre Néo-Hookéen κ par rapport à la pression hydrostatique moyenne dans les éléments.

Étude de sensibilité du paramètre c_{10}

Une étude de sensibilité a été effectuée pour voir l'influence du paramètre c_{10} sur la pression hydrostatique en certains points correspondant à la position des principales veines. Le paramètre κ est fixé à 1 MPa et le paramètre c_{10} varie de 0,2 à 50 kPa dans les matériaux 1 et 2 indépendamment. L'allure des courbes de la pression en fonction du paramètre c_{10} de chaque matériau est semblable pour les deux principales veines superficielles et est semblable pour les trois principales veines profondes.

La Figure II.25 montre la variation de pression en fonction des valeurs du paramètre c_{10} pour les matériaux 1 et 2, dans le cas des veines superficielles, à deux hauteurs (au milieu de la jambe et dans la partie charnue du mollet). On voit qu'il y a une incidence du paramètre c_{10} sur la pression pour des petites valeurs de c_{10} . Mais ces variations restent relativement faibles ($\sim 0,5$ kPa, soit une variation d'environ 10 %), ce qui signifie que le paramètre c_{10} n'a pas beaucoup d'incidence sur la pression des veines superficielles.

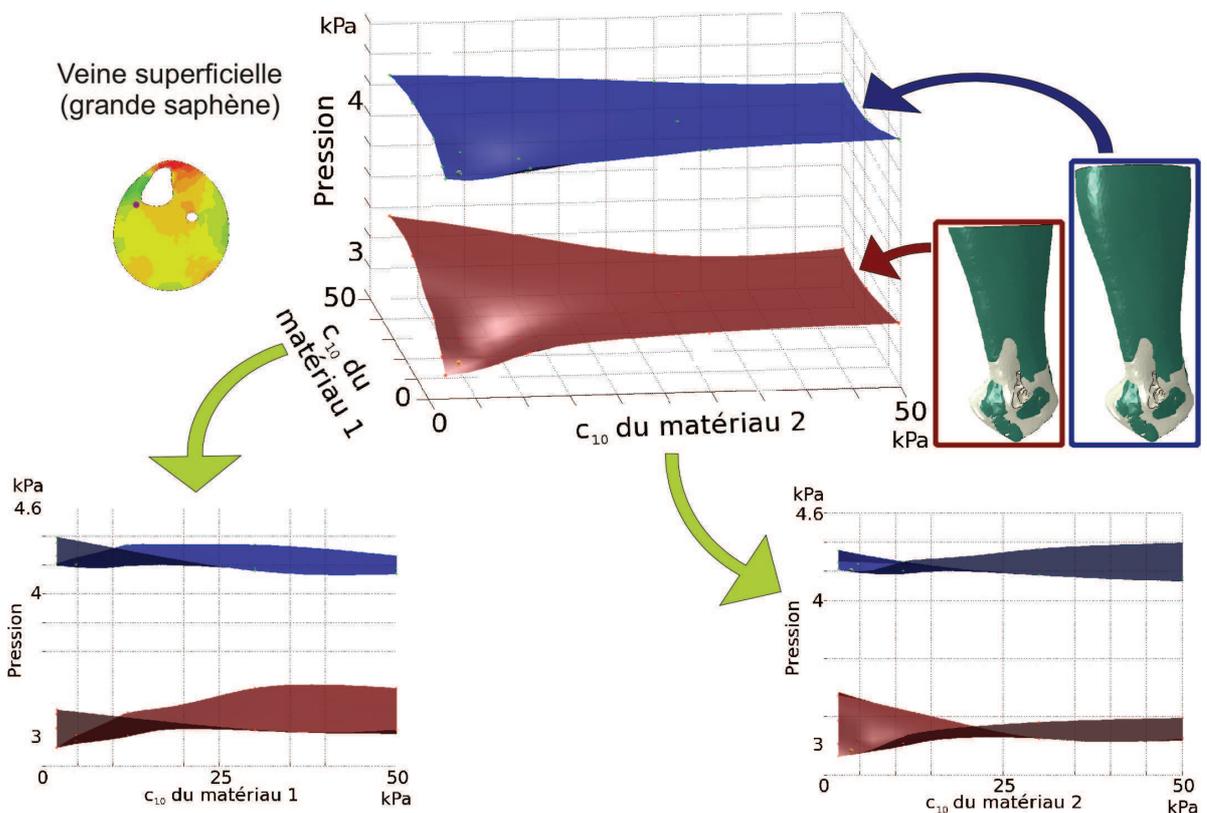


Figure II.25 : Étude de sensibilité sur la pression du paramètre Néo-Hookéen c_{10} à deux hauteurs différentes, au niveau des veines superficielles : exemple avec la grande veine saphène.

La Figure II.26 reprend la même présentation que la figure précédente, mais dans le cas des veines profondes. On voit que le paramètre élastique du matériau 1 n'influence pas la pression (graphique en bas, à gauche), par contre il est très net que le paramètre élastique du matériau 2 modifie la valeur de la pression de plus de 1 kPa (environ 28 %) et ce, quelle que

soit la hauteur de coupe (graphique en bas, à droite).

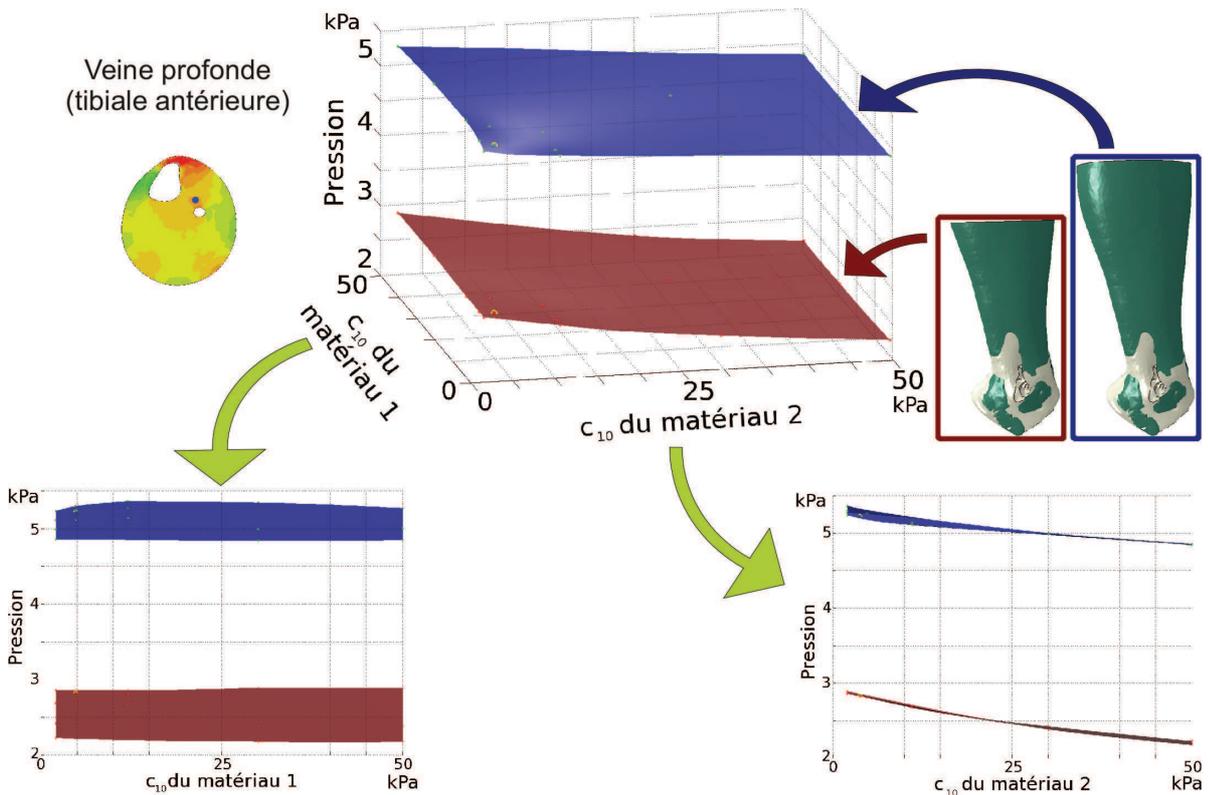


Figure II.26 : Étude de sensibilité sur la pression du paramètre Néo-Hookéen c_{10} à deux hauteurs différentes, au niveau des veines profondes : exemple avec la veine tibiale antérieure.

Cette étude montre que quelle que soit la valeur du paramètre c_{10} compris entre 0,2 et 50 kPa pour les matériaux 1 ou 2, la valeur de la pression localisée au niveau des veines superficielles est quasiment la même. Par contre, ce n'est pas le cas des veines profondes. En effet, bien qu'elles ne subissent pas l'influence du paramètre élastique du matériau 1, il est clair que la pression est modifiée en fonction du paramètre élastique du matériau 2.

Vérification

Pour valider les conditions aux limites imposées représentant la pression de la chaussette sur la jambe, la résultante des forces de réaction aux nœuds des os encastrés a été calculée. On trouve une valeur de réaction de 0,12 N et 0,90 N dans les directions x et y, et une valeur de réaction verticale de -9,93 N (orienté vers la cheville). Normalement, les forces de réaction dans le plan horizontal devraient totalement s'annuler. Sachant que l'effort moyen appliqué sur un élément est de 0,083 N et qu'il y a près de 3 200 éléments sur lesquels une pression est appliquée, les écarts des valeurs de réaction dans les directions x et y peuvent être négligés. En effet, ces efforts de réaction représentent l'équivalent de la pression appliquée sur un peu plus d'un élément dans la direction x et sur un peu plus de 10 éléments dans la direction y. La

géométrie en facettes de la surface de la jambe et des os peuvent expliquer ces valeurs. De plus, la loi de Laplace utilisée pour calculer la pression est estimée sur l'image finale de la jambe avec chaussette. Or, la géométrie de l'état final prédit par le modèle n'atteint pas exactement la géométrie de la jambe avec chaussette, ce qui peut conduire à ces écarts.

Le fait que la force de réaction dans la direction z soit orientée vers la cheville s'explique par le fait que les efforts appliqués sur la surface de la jambe sont des pressions et donc sont dirigés suivant la normale de la facette. Or la jambe n'est pas totalement cylindrique, donc la décomposition de la pression admet une composante verticale (dans la direction z). Comme la pression au mollet est plus importante qu'à la cheville et que le diamètre du mollet diminue proche du genou, les composantes verticales de la pression légèrement orientées vers le genou (appliquée à la cheville) ne sont pas suffisantes pour compenser les composantes verticales légèrement orientées vers la cheville (appliquée sur le haut du mollet) car la pression appliquée au mollet est plus importante que la pression appliquée à la cheville.

Comparaison 2D-3D

Lors d'une précédente étude en 2D (Bouten, 2009; Avril *et al.*, 2010), le modèle était construit à partir d'une coupe IRM prise dans le mollet. L'hypothèse de déformation plane avait été faite, comme c'est couramment le cas dans les modèles biomécanique 2D (Gefen, 2002; le Floc'h *et al.*, 2009; Franquet *et al.*, 2011). La coupe du modèle 2D se situait dans la région où la variation d'aire entre la jambe sans chaussette et la jambe avec chaussette est la plus importante (Figure II.27). Or, la variation d'aire entre la jambe avec et la jambe sans chaussette n'est pas constante sur toute la hauteur de la jambe. En effet, il n'y a quasiment pas de variation d'aire dans la partie inférieure de la jambe alors que la variation d'aire atteint 3,5 % (et 4,5 % dans le modèle 2D) dans la partie la plus charnue du mollet et devient même négative sur le haut du mollet, près du genou. En conséquence, la valeur du module de compressibilité κ identifiée à l'aide du précédent modèle en 2D n'est valable que pour cette hauteur de coupe et sous l'hypothèse des déformations planes. À une autre hauteur, la valeur du module de compressibilité κ identifiée sera différente car la variation d'aire ne sera pas forcément la même. Ceci confirme que les effets verticaux sont donc significatifs, justifiant le développement du modèle 3D.

Pression hydrostatique

La pression hydrostatique a été choisie pour visualiser les résultats car elle est indépendante du repère et elle ne prend en compte que les effets de compression sans les effets de cisaillement. En effet, l'application médicale est basée sur les effets compressif de la CE (voir la section I.1.b, page 9).

Bien que ce modèle ne représente pas l'écoulement sanguin ni les veines, la connaissance de la pression hydrostatique qu'il fournit est déjà une avancée dans la compréhension du mécanisme de la CE. Cette connaissance peut aussi être un outil pour évaluer des effets de la CE. En effet,

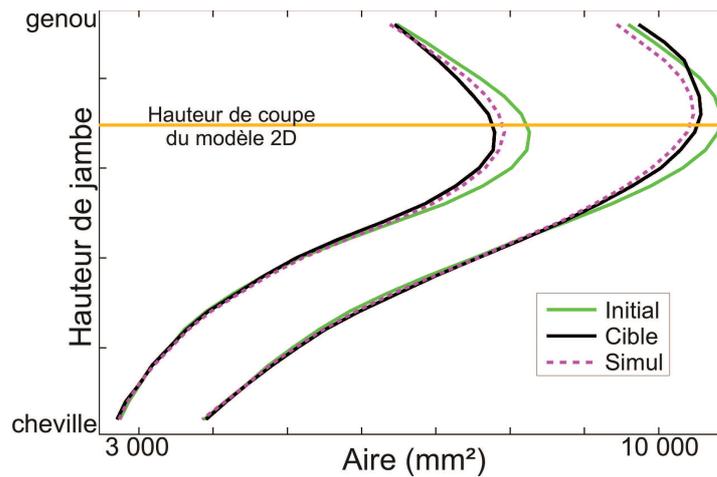


Figure II.27 : Hauteur de la jambe en fonction de l'aire de la jambe.

la différence de pression entre le sang et les tissus environnants peut permettre de caractériser l'efficacité de la CE sur les veines. La pression dans le sang est connue et la pression dans les tissus peut être obtenue par ce modèle. Ainsi, cet outil pourrait être utilisé pour déterminer la pression qu'il faudrait avoir dans les tissus mous pour rétablir un retour veineux suffisant, ou pour rétablir l'équilibre entre les capillaires lymphatiques et sanguins dans le cas d'un œdème par exemple. Ceci nécessiterait néanmoins une modélisation du système vasculaire et de ses écoulements.

Conséquence d'une pression non homogène

En général, le choix d'une chaussette de compression est basé uniquement sur le périmètre du mollet et la sévérité de la maladie. Or la pression transmise aux principales veines n'est pas connue *a priori*. Ce modèle montre que les variations spatiales de pression à l'intérieur de la jambe ne sont pas négligeables et, par conséquent, cette distribution de pression transmise dans les tissus internes devrait être considérée pour le traitement des maladies veineuses. Un facteur correctif estimant la pression réellement transmise aux veines en fonction de la morphologie du patient et de la position de la ou des veine(s) malade(s) pourrait aider les médecins à choisir la CE la plus adaptée à leurs patients.

Comme on a pu le constater sur la Figure II.23b, les veines profondes de ce modèle sont soumises à de plus fortes pressions que les veines superficielles. Cette observation a aussi été relevée par Downie *et al.* (2008) en comparant le volume de quelques segments de veines profondes et de la grande veine saphène sans et avec CE. Le volume des veines profondes avait réduit en moyenne de 59 % alors que le volume de la grande veine saphène (veine superficielle) avait réduit de 40 %. Cependant, les résultats de cette étude sont à modérer car les patients sont allongés ce qui modifie les écoulements veineux par rapport à une position debout ou assise. Chez un sujet sain en position allongé, le retour veineux est nettement amélioré car la gravité ne s'oppose pas à l'écoulement. De ce fait, une faible pression suffit à vidanger les

veines de la jambe. De plus, cette étude ne met pas en évidence la variation morphologique des patients conduisant à des champs de pression différents d'un sujet à l'autre. Enfin, sachant que le champ de pression est non uniforme, la pression subie par les veines superficielles dépend de leur localisation.

On relève dans la littérature qu'il existe de faibles variations de pression intra-musculaire, même au repos, de l'ordre de 0 à 3 mmHg (0 à 0,4 kPa) (Nakhostine *et al.*, 1993; Alimi *et al.*, 1994). Cette pression peut doubler, voir plus, en cas de stase veineuse (Nakhostine *et al.*, 1993). C'est dans le cas de contraction des muscles que les pressions intra-musculaires sont les plus importantes : elles peuvent s'élever à 100 voir 250 mmHg (13,34-33,35 kPa) (Nakhostine *et al.*, 1993; Alimi *et al.*, 1994; Styf, 1995). Ainsi, les pressions dans la jambe ne dépendent pas seulement du port de CE ou non, elles dépendent aussi fortement de l'activité, de la position, de l'état veineux, etc. des sujets. Notre modèle de jambe ne reflète pas cette réalité puisqu'à l'instant initial, la pression à l'intérieur de la jambe est supposée nulle. Néanmoins, il permet de montrer que les tissus profonds subissent eux aussi une pression venant de la CE du même ordre de grandeur que les pressions subies par les veines superficielles.

Conséquence sur le confort

Le confort peut-être défini comme étant le fait de ne ressentir aucune douleur en étant dans un état relaxé (Rocon *et al.*, 2008). Il n'y a pas de façons objectives de quantifier le confort. En effet, la perception de la pression est indirecte : la pression déforme les tissus et cette déformation active les récepteurs sensoriels de la peau. De plus, le type, la densité et la distribution des récepteurs varient significativement d'une région à l'autre du corps. Enfin, il y a une adaptation dynamique du récepteur sensoriel ce qui signifie que la perception dépend aussi du temps d'application de la pression. Cependant, la littérature décrit des paramètres pour mesurer la tolérance du corps humain à la pression. On note que la *pressure pain threshold* (PPT) décrit la limite de pression pour laquelle le sujet ressent de la douleur. Cette douleur perçue est causée par une pression externe localement élevée. Dans l'étude de Belda-Lois *et al.* (2008), la mesure du paramètre PPT sur la jambe se situe autour de 400-600 kPa. Toutefois, les valeurs obtenues par la mesure du PPT sont fortement influencées par la taille de l'indenteur. Il a aussi été montré que l'application d'une pression correspondant à 50 % du PPT devient douloureuse au bout de quelques minutes.

La distribution de pression à l'intérieur des tissus mous peut tout de même apporter une indication sur le confort. En effet, bien que la pression moyenne dans la jambe soit tout à fait acceptable, il subsiste des fortes pressions localisées qui peuvent être source d'inconfort. Ces informations sont à prendre en compte car si le patient a du mal à supporter le traitement préconisé par son médecin, il aura tendance à le négliger même si le traitement en question est efficace. Donc, le succès d'un traitement médical dépend de la juste proportion entre l'efficacité et le confort (Raju *et al.*, 2007).

Réalisme du modèle

Si l'on compare la déformée de la jambe obtenue par la simulation à la géométrie cible de la jambe avec chaussette (Figure II.28b), on se rend compte que la géométrie finale que fournit le modèle ne correspond pas tout à fait à la géométrie cible de la jambe avec chaussette. En effet, on peut voir que le contour de la simulation ne se superpose pas dans la zone où le contour cible est plus éloigné du centre de la jambe que le contour initial. Les images de la jambe avec chaussette montre que le contour de la jambe a tendance à s'arrondir. Sur la Figure II.28a on montre la courbure du contour de la jambe à mi-mollet en fonction de la coordonnée cylindrique θ . Les maximums et les minimums de la courbure sont atténués dans le cas de la jambe avec chaussette par rapport à la jambe sans chaussette. Par contre, même si la simulation tend à diminuer les amplitudes de courbure extrêmes, ce n'est pas suffisant par rapport au contour cible.

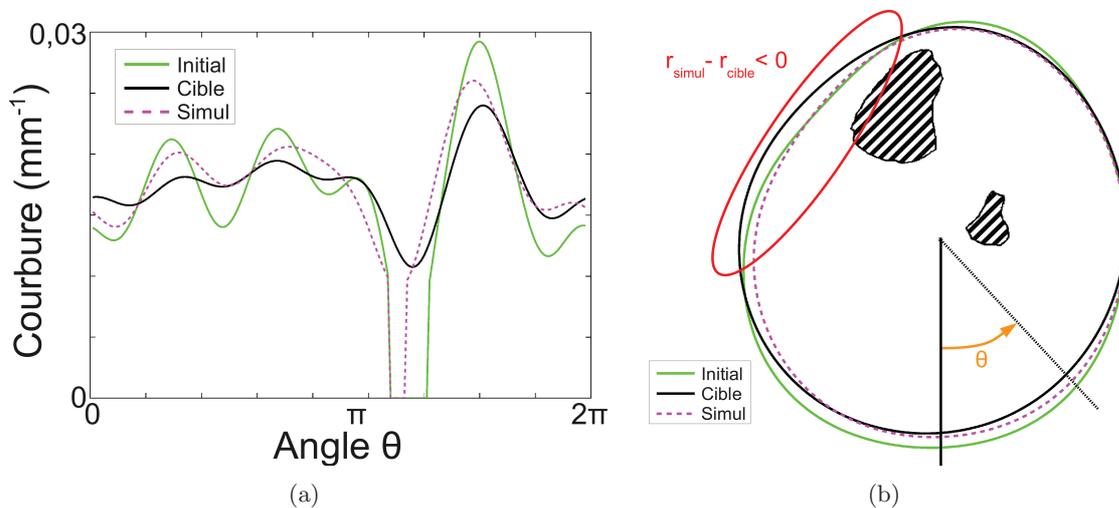


Figure II.28 : En bleu : à l'état initial (jambe sans chaussette) ; en noir : à la fin de la simulation ; en vert : à l'état final (jambe avec chaussette). Pris à mi-mollet : (a) Courbure des contours de la jambe en fonction de θ (b) Contours extérieurs de la jambe au niveau du mollet.

Les améliorations futures, comme la prise en compte entre autres de l'anisotropie des muscles et du glissement inter-musculaire, pourront sans doute apporter plus de précision et de réalisme au modèle.

On note aussi que le rôle mécanique des veines a été négligé. La pression appliquée sur les parois des veines est supposée être la même que la pression dans les tissus environnants.

Conclusion du modèle de jambe sous CE

Le modèle montre des hétérogénéités du champ de pression dans les tissus mous internes de la jambe sous compression élastique. La prise en compte de ces hétérogénéités pourrait être une aide pour les médecins pour mieux choisir et adapter la prescription d'une CE à leurs patients. Cependant, un problème subsiste sur le modèle puisque le contour du résultat de la simulation

ne se superpose pas totalement avec le contour cible dans la zone mise en évidence dans la Figure II.28b. Des modèles, où le glissement entre la graisse et les muscles est représenté, ont donc été développés pour apporter plus de réalisme.

II.4.b Modèle la jambe sous CE avec glissement

Glissement entre les matériaux 1 et 2

Dans le but d'améliorer le biomimétisme, un modèle a été développé avec un contact glissant entre le tissu adipeux et les muscles. Comme on peut le voir dans la section I.1.a (page 6), les muscles sont enveloppés par des aponévroses leur permettant de glisser entre les tissus environnant lors d'une contraction musculaire, par exemple. Dans un premier temps, seul le glissement sans frottement est considéré entre le matériau 1 (tissu adipeux) et le matériau 2 (muscles), et entre le matériau 1 et le matériau 3 (os). Cette hypothèse est utilisée par Evans et Holt (2009) dans la modélisation mécanique de la peau humaine, où les frottements de la peau sur les tissus inférieurs sont négligés. La géométrie est la même que dans le modèle sans glissement, les seules différences sont que :

- les nœuds appartenant à la fois au matériau 1 et au matériau 2 ont été dédoublés ;
- les nœuds appartenant à la fois au matériau 1 et au matériau 3 ont été dédoublés.

de façon à créer des surfaces de contact. La définition des surfaces de contact est montrée sur la Figure II.29. Les surfaces de contact s'arrêtent sous le genou et au dessus de la cheville.

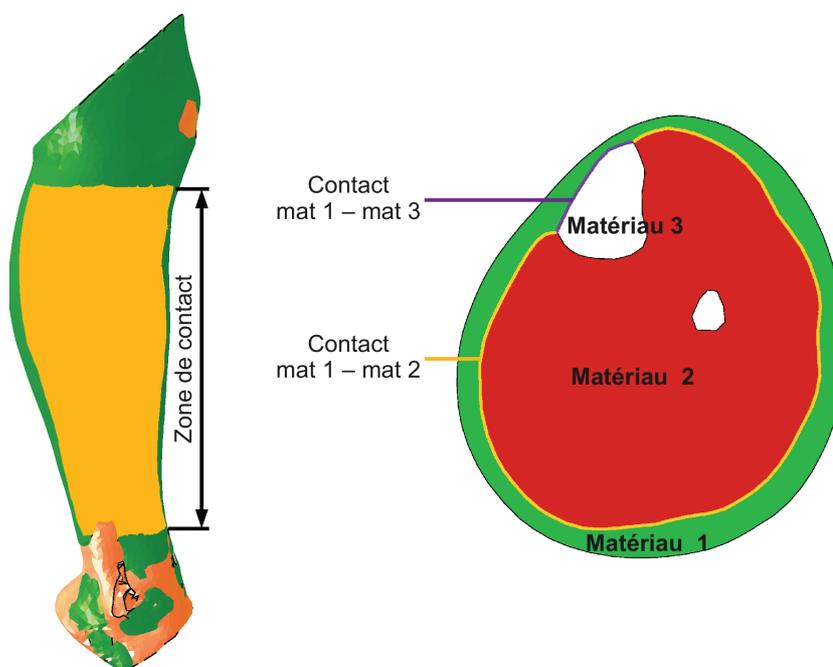


Figure II.29 : Frontières de contact.

Pour ce modèle, la géométrie, les propriétés des matériaux ainsi que les conditions aux limites (en dehors du glissement) sont identiques au modèle précédent sans glissement.

La surface rattachée aux régions 2 et 3 est la surface esclave et la surface intérieure au matériau 1 est la surface maître. Les forces de contact sont définies par une méthode de pénalité. C'est à dire qu'à partir du moment où il y a une pénétration d'un nœud esclave dans la surface maître, une raideur de contact apparaît permettant de repousser le nœud pénétrant à l'extérieur de la surface maître.

Résultats du modèle avec glissement entre les matériaux 1 et 2

Le calcul a mis 2h25, soit 60 fois plus long que le modèle sans glissement, et 19 incréments ont été nécessaires.

Les Figures II.30a et II.30b montrent que le glissement entre le matériau 1 et le matériau 2 apporte une légère différence sur la forme par rapport au modèle sans glissement. Sur la Figure II.30a, on voit que la principale différence entre les modèles sans et avec glissement concerne la moitié inférieure du matériau 1. En effet, comme la résultante des pressions est dirigée vers la cheville (voir section II.4.a, page 56), le matériau 1 a tendance à s'accumuler dans la partie basse de la jambe. Cependant, on voit bien sur la Figure II.30b que ce modèle ne résout pas le problème qui avait été mis en évidence par la Figure II.28b : la simulation ne se superpose pas au contour cible dans la zone où le contour cible est plus éloigné du centre de la jambe que le contour initial.

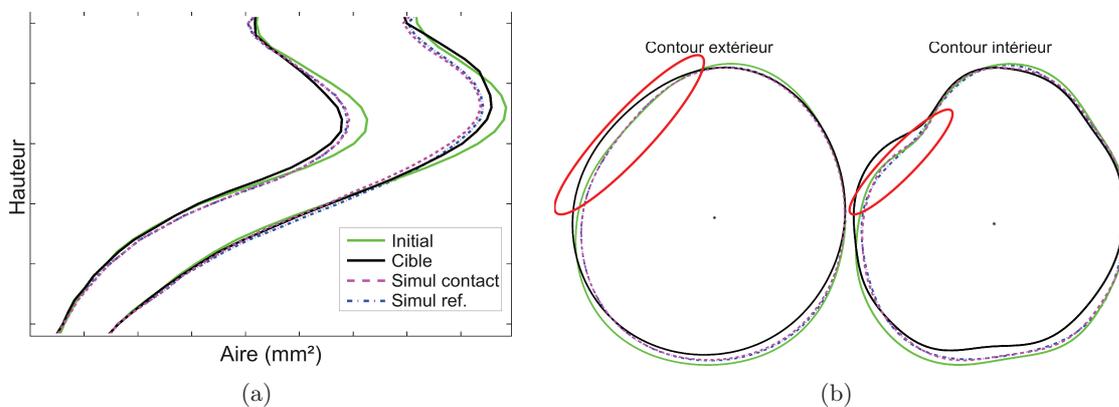


Figure II.30 : Résultat du modèle avec glissement entre les matériaux 1 et 2. (a) Hauteur de la jambe en fonction de l'aire. (b) Contours intérieur et extérieur de la jambe pour une section située à mi-mollet.

Bien que les formes des déformées obtenues par les modèles sans et avec glissement ne soient pas très éloignées l'une de l'autre, on note pourtant des différences marquées aussi bien dans le champ de pression que dans le champ de déplacement entre les deux modèles.

Dans le cas de la pression (voir Figure II.31), à quelques nuance près, on retrouve le même champ de pression dans la région 2 (muscles). Mais dans le modèle avec glissement, il y a une nette chute de pression entre la région 2 et la région 1 (tissus adipeux).

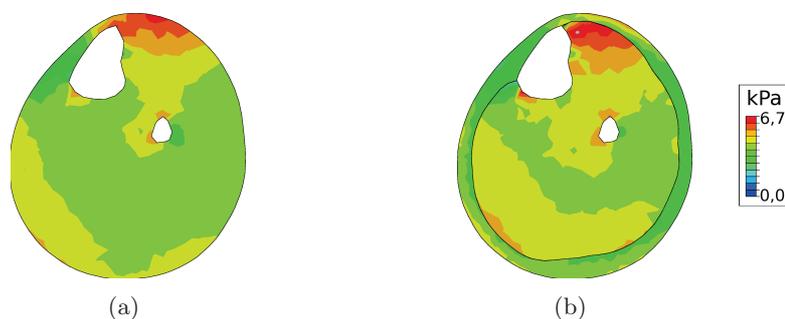


Figure II.31 : Champ de pression hydrostatique à mi-mollet dans le cas du modèle sans glissement (a) et avec glissement (b).

Pour le cas des déplacements (voir Figure II.32), on retrouve un champ de déplacement quasiment similaire entre le modèle sans glissement et le modèle avec glissement dans le matériau 2 (muscles). Par contre, il y a un fort déplacement du matériau 1, principalement vertical et dirigé vers la cheville, qui est possible grâce au glissement entre les matériaux 1 et 2.

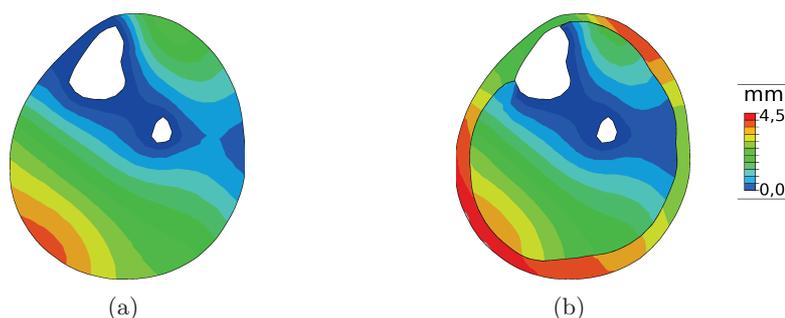


Figure II.32 : Champ de déplacement à mi-mollet dans le cas du modèle sans glissement (a) et avec glissement (b).

Discussion sur modèle avec glissement entre les matériaux 1 et 2

Le modèle avec du glissement entre les matériaux 1 et 2 montre des discontinuités notables des variables du modèle au niveau des surfaces en contact.

Les discontinuités en déplacements sont dues aux mouvements principalement verticaux du matériau 1. Comme il n'y a pas de frottements et que les surfaces de contact ont été lissées, c'est l'élasticité du matériau 1 qui définit la déformation verticale puisqu'il est libre de se déplacer verticalement entre la cheville et le genou.

Au niveau des discontinuités de pression, la différence des propriétés des matériaux ne peut pas expliquer de tels écarts d'autant plus que ces discontinuités ne sont pas aussi marquées avec le modèle sans glissement. Ces différences sont donc dues au glissement. En effet, des

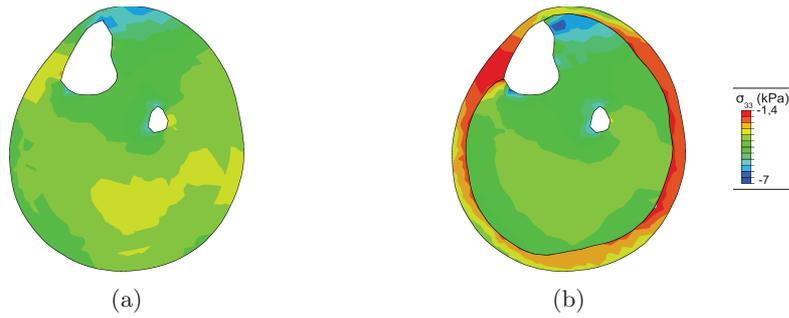


Figure II.33 : Champ de contraintes verticales (σ_{33}) à mi-mollet dans le cas du modèle sans glissement (a) et avec glissement (b).

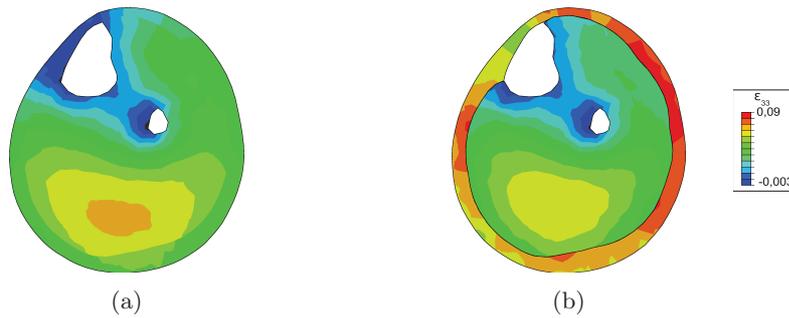


Figure II.34 : Champ de déformations verticales (ε_{33}) à mi-mollet dans le cas du modèle sans glissement (a) et avec glissement (b).

déformations verticales du matériau 1 conduisent à le mettre en tension en augmentant la contrainte verticale (Figure II.33). Sachant que la pression hydrostatique est définie par :

$$p = -\frac{1}{3}\text{tr}(\boldsymbol{\sigma})$$

par conséquent, si σ_{33} augmente dans la région 1, p diminue.

Le modèle avec glissement n'apporte pas de grand changements au niveau des champs de déplacement et de pression du matériau 2 (muscles) par rapport au modèle sans glissement. En effet, les conditions aux limites du matériau 2 diffèrent très peu entre les deux modèles puisqu'il est encastré aux os dans les deux modèles.

Le modèle de glissement présenté ici est supposé sans frottements. En effet, les tissus mous tel que les muscles sont enveloppés par une aponévrose qui permet un excellent glissement entre les muscles et ce qui les entoure. Sans cette capacité, les muscles seraient beaucoup moins efficaces. De ce fait, l'erreur due à la non considération des frottements est très faible.

Comme on a pu le constater dans le paragraphe de « vérification » de la section II.4.a, la résultante des forces mises en jeu est orientée vers le bas. De ce fait, le déplacement vertical

du matériau 1 est plutôt orientée vers la cheville.

On note cependant que le problème de superposition là où le rayon du contour cible est plus éloigné du centre de la jambe que le rayon du contour de la simulation persiste. En effet, les mouvements du matériau 1 (tissus adipeux) sont plutôt verticaux. Or, il faudrait des mouvements dans le plan horizontal pour permettre à la jambe de s'arrondir comme sur le contour cible.

Comme le temps de calcul est 60 fois plus élevé par rapport au modèle sans glissement, ce modèle n'est pas le plus adapté dans le cadre d'une identification comme c'est le cas dans le chapitre suivant. En effet, comme nous avons pu le constater, ce modèle n'apporte pas de grandes différences sur le plan géométrique. Or la fonction coût permettant de quantifier la correspondance entre le résultat du modèle et les données expérimentales de la jambe avec chaussette est basée sur la géométrie. Le gain obtenu en modélisant le glissement n'est pas suffisant et augmente considérablement la durée de l'identification.

Conclusion sur modèle avec glissement entre les matériaux 1 et 2

Le modèle avec du glissement entre les matériaux 1 et 2 peut apporter un plus dans la compréhension des actions de la CE car la différence de pression entre la région 1 et la région 2 est encore plus marquée. Mais, dans le cadre d'une identification pour retrouver les propriétés des tissus mous, comme c'est le cas dans le chapitre suivant, ce modèle n'apporte pas d'amélioration suffisante, notamment au niveau des contours (Figure II.30b). En effet, c'est surtout le déplacement du contour de la région 2 au niveau antéro-postérieur au tibia qui est la cause de la mauvaise superposition entre le contour cible et le contour simulé.

Contact entre les matériaux 1, 2 et 2bis

Le port de CE applique des pressions suffisamment importantes et non homogènes pour que l'on puisse raisonnablement penser que cela provoque des mouvements des tissus musculaires entre eux. En effet, cette pression crée un déséquilibre au seins des tissus ce qui peut générer un mouvement des muscles en glissant les uns contre les autres.

Pour représenter ce mouvement, un autre modèle a été créé où un des muscles du mollet : le muscle gastrocnémien médial, a été isolé du reste du matériau 2 (Figure II.35). Pour obtenir ce modèle, il a fallu faire une nouvelle segmentation pour déterminer les frontières de ce nouveau matériau appelé matériau 2bis. Comme on peut le voir sur la Figure II.36 les contours du muscle gastrocnémien médial sont difficiles à caractériser avec cette modalité d'image. De ce fait, la segmentation est moins précise. Cinq régions ont été segmentées :

- la région 1 est constituée du tissu adipeux et de quelques veines (comme pour les modèles précédents),
- la région 2 est constituée des muscles (sauf le muscle gastrocnémien médial), des tendons,

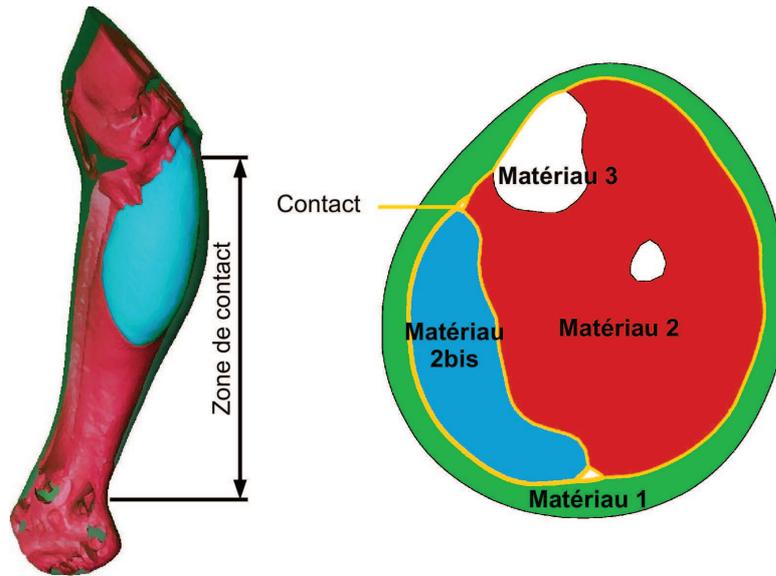


Figure II.35 : Frontières de contact.

des aponévroses et des vaisseaux sanguins,

- la région 2bis est constituée du muscle gastrocnémien médial,
- la région 3 est constituée des os (comme pour les modèles précédents),
- la région 4 est constituée des interstices, zone à l'intersection des régions 1, 2 et 2bis.

La région 4, localisée tout autour de la région 2bis, est évidée lors du maillage de sorte que la région 2bis puisse initier un mouvement plus facilement. Le fait d'évider cette région n'est pas dénué de sens. En effet, cette région contient du sérum physiologique permettant de lubrifier les aponévroses musculaires pour pour minimiser les frottements.

Un nouveau maillage a été créé de taille comparable au maillage précédent en nombre d'éléments.

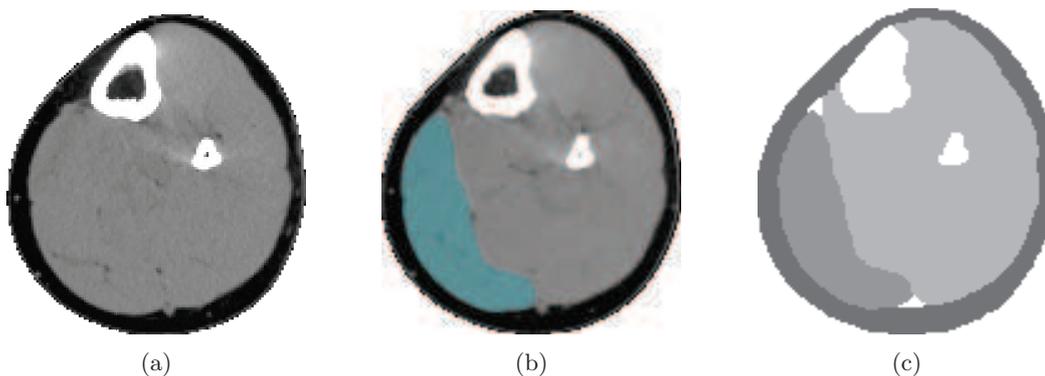


Figure II.36 : Segmentation de la région 2bis. (a) Coupe scanner brute. (b) Coupe scanner avec la région 2bis isolée. (c) Coupe segmentée en 5 régions.

Le calcul a été résolu avec Abaqus/explicit, c'est donc une résolution en dynamique. En effet, les nombreux contacts rendent difficile la convergence par la méthode implicite, d'autant plus que les surfaces de contact ne sont pas très régulières. Pour éviter les effets inertiels, la pression de la chaussette sur la jambe est appliquée progressivement. Les paramètres explicites (densité des matériaux, durée du temps simulé, etc.) ont été ajustés sur le modèle sans glissement de façon à retrouver les mêmes valeurs qu'avec la résolution avec Abaqus/Standard (implicite) et pour rester en quasi-statique.

Les éléments utilisés sont de type C3D4. Ce sont des éléments normaux car Abaqus/explicit ne supporte pas les éléments hybrides. De ce fait, la pression hydrostatique est inutilisable. Par contre, la géométrie des contours peut être comparée à la géométrie des contours du modèle sans glissement.

Le contact utilisé est un contact général où toutes les surfaces peuvent interagir en contact les unes par rapport aux autres et où l'auto-contact est pris en compte.

Résultats du glissement entre les matériaux 1, 2 et 2bis

Bien que la méthode de résolution soit en explicite, le calcul a tout de même mis 56h, soit presque 1 000 fois plus longtemps que le calcul sans glissement en implicite.

Comme le calcul explicite ne supporte pas les éléments hybrides, la visualisation du champ de pression hydrostatique n'est pas exploitable. Pour comparer les modèles, nous utiliserons le champ de déplacement (Figure II.37). On constate que le modèle avec du glissement entre les matériaux 1, 2 et 2bis est très proche du modèle avec du glissement entre les matériaux 1 et 2. Cependant, on note un déplacement plus faible dans le matériau 1 sur le côté intérieur (côté gauche de la coupe sur l'image).

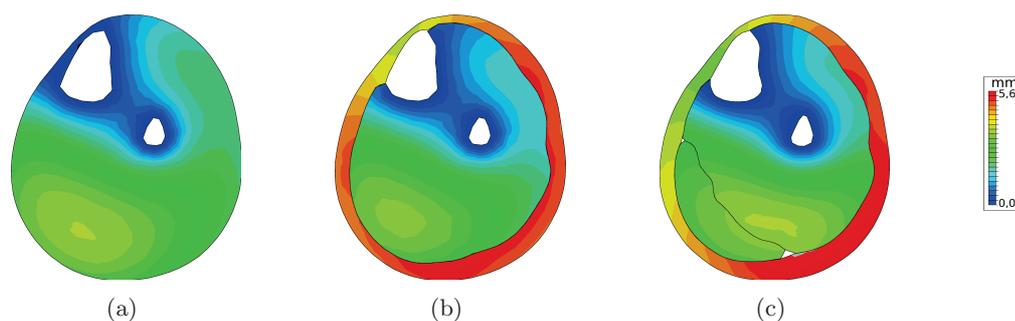


Figure II.37 : Déplacement vertical du modèle sans glissement (a), du modèle avec un glissement entre les matériaux 1 et 2 (b) et du modèle avec un glissement entre les matériaux 1, 2 et 2bis (c).

La Figure II.38 montre le graphe des aires ainsi que les contours intérieur et extérieur pour ce modèle par rapport au modèle sans glissement et aux données expérimentales de la jambe avec chaussette.

Sur la Figure II.38a, les différences entre les deux modèles sont très légères et ne concernent que le contour extérieur dans la moitié basse du mollet et dans la zone supérieure au dessus du galbe du mollet. En effet, comme le mouvement vertical du matériau 1 est dirigé vers la cheville, il y a une accumulation du matériau 1 dans la partie basse de la jambe.

Sur la Figure II.38b, la différence entre les contours n'est pas significative. Cependant, il semblerait qu'il y ait une légère tendance à se rapprocher du contour cible dans les zones où le modèle a des difficultés à se superposer sur le contour cible (dans les zones antéro-intérieur et postéro-extérieur).

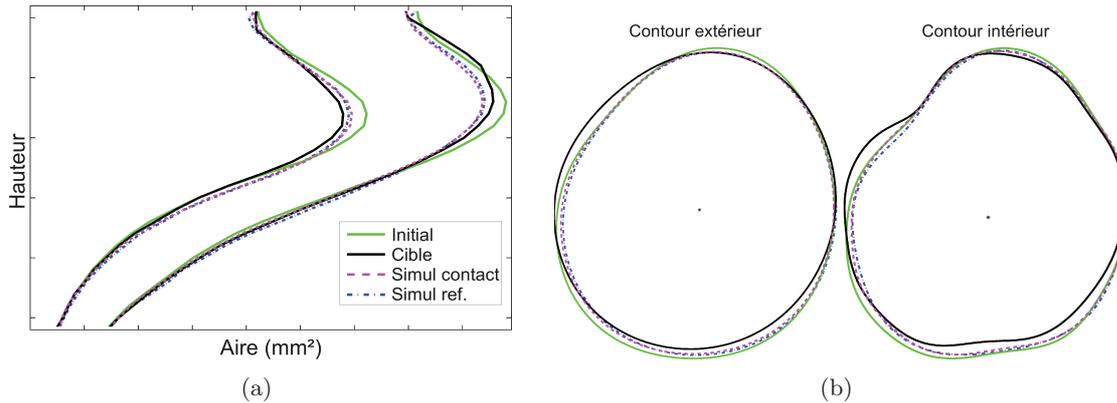


Figure II.38 : Résultat d'un point de vue géométrique du modèle avec glissement entre les matériaux 1, 2 et 2bis par rapport au modèle sans glissement (simul ref.). (a) Hauteur de la jambe en fonction de l'aire. (b) Contours intérieur et extérieur de la jambe pour une section située à mi-mollet.

Discussion sur glissement entre les matériaux 1, 2 et 2bis

Le déplacement vertical est plus faible que celui du modèle avec le glissement entre les matériaux 1 et 2 seulement. Ceci est sans doute dû au fait que les surfaces de contact sont moins lisses et ne permettent pas un bon glissement. Une meilleure segmentation permettrait d'avoir des surfaces plus lisses laissant plus de liberté de mouvement aux solides.

Toutefois, il sera difficile d'obtenir une segmentation reproductible des différentes frontières des muscles avec des images de cette qualité. Pour aller plus loin dans ce type de simulation, une autre technique d'acquisition complémentaire, permettant d'avoir plus de détails comme l'IRM, est nécessaire.

Cependant, le modèle a besoin de 1 000 fois plus de temps pour effectuer le calcul par éléments finis. De la même manière que pour le modèle avec du glissement entre les matériaux 1 et 2, le gain obtenu avec ce modèle est insuffisant compte tenu de la durée du calcul. Surtout s'il s'agit d'utiliser ce modèle dans le cadre d'une identification.

Dans ce modèle, la partie inférieure du matériau 2bis n'est pas fixée au talon comme c'est le cas du muscle gastrocnémien médial avec le tendon d'Achille. En effet, les déplacements verticaux étant plutôt orientés vers la cheville, une telle fixation n'aurait pas eu d'effet sur les résultats.

Conclusion sur le glissement entre les matériaux 1, 2 et 2bis

Ce modèle a permis de montrer la possibilité de faire une différenciation entre les différents muscles du mollet. Néanmoins, la segmentation est rendue difficile par la modalité d'image. En utilisant un autre type d'acquisition d'image (l'IRM par exemple), la segmentation serait plus aisée et les surfaces de contact plus lisses.

Conclusion sur les différents calculs

Le choix d'un modèle dépend de ce que l'on souhaite en faire. Bien que le modèle sans glissement soit le plus simple, il reste cependant le plus approprié pour l'utiliser dans le cadre d'une identification. En effet, l'identification est basée sur la minimisation de l'erreur entre le contour cible et le contour simulé (voir chapitre suivant). Or, les deux modèles avec glissement n'apportent pas de grands changements d'un point de vue géométrique. De plus le temps de calcul des modèles avec glissement rallonge considérablement le temps de l'identification.

D'après les différences de pression dans la région 1 entre les modèles sans et avec glissement, il semblerait que les pressions obtenues avec le modèle sans glissement soient erronées puisqu'il ne tient pas compte du mouvement du tissu adipeux sur les tissus plus profonds. Ainsi, l'exploitation des pressions obtenues par le modèle sans glissement n'est pertinente uniquement dans la région 2.

Cependant, s'il était mieux exploité (avec une segmentation des différentes modalités d'imagerie par exemple), un modèle avec du glissement entre le tissu adipeux et tous les muscles du mollet serait une avancée et permettrait un meilleur mimétisme de la jambe. De cette manière, l'implémentation de la partie active des muscles pourrait être envisagée.

Conclusion

Dans ce chapitre, un modèle EF en 3D de jambe sous CE est présenté. C'est un modèle personnalisé où la géométrie est basée sur des images médicales d'une jambe réelle et dont les conditions aux limites sont calculées à partir de la loi de Laplace d'après la géométrie de la jambe finale. Les propriétés données aux matériaux sont aussi personnalisées puisqu'elles ont été identifiées à l'aide d'une méthode décrite dans le chapitre suivant. Le développement de ce modèle est donc une part importante de ce travail de thèse puisque le modèle doit être opérationnel pour avoir une identification de qualité. Ainsi, c'est le modèle sans glissement qui

a été utilisé dans le processus d'identification.

Des modèles plus évolués avec du glissement entre les différents matériaux ont aussi été développés. Bien que ces modèles ne soient pas exploitables pour une identification de par leur temps de calcul, ils laissent entrevoir des perspectives qu'il pourrait être intéressant de développer par la suite dans le but d'être toujours plus réaliste.

Ces modèles nous montrent que le champ de pression hydrostatique est hétérogène avec une pression plus importante au centre de la jambe. Cependant, cette constatation est valable seulement pour ce modèle avec cette géométrie. Grâce à la semi-automatisation du processus, la création du modèle nécessite moins d'une journée et demi, permettant une étude basée sur plusieurs jambes de morphologie différente exposée dans le chapitre IV.

CHAPITRE III

Identification des propriétés des tissus mous de la jambe

Sommaire

Introduction	72
III.1 Méthodologie d'identification	72
III.1.a Fonction coût	74
III.1.b Algorithme d'optimisation	77
III.2 Illustration de la méthodologie	79
III.2.a Description de l'échantillon	79
III.2.b Définition du modèle EF	80
III.2.c Conditions de l'identification des propriétés de la mousse	82
III.2.d Résultats des identifications	87
III.2.e Discussion de la méthode d'identification	88
Conclusion sur la méthode d'identification	92
III.3 Mise au point de la méthode d'identification sur un premier sujet	93
III.3.a Conditions de l'identification	93
III.3.b Identification des propriétés des tissus mous	94
III.3.c Résultats des identifications avec une fonction coût de forme	95
III.3.d Résultats des identifications avec une fonction coût d'aire	96
III.3.e Synthèse des résultats	99
III.3.f Discussion et choix des conditions d'identification	100
Conclusion sur l'identification sur un sujet	102
Conclusion	103

Introduction

Dans le chapitre précédent, un modèle EF en 3D de jambe sous compression élastique a été développé et dans lequel la géométrie et les conditions aux limites sont personnalisées. Pour aller encore plus loin dans la personnalisation, les propriétés mécaniques des tissus mous adaptées au sujet sont nécessaires. Ainsi, ce chapitre est consacré à la mise au point d'une méthode d'identification des propriétés mécaniques des tissus mous à partir du modèle développé précédemment.

L'avantage de la méthode présentée dans ce chapitre est qu'elle est non-invasive et atraumatique. Elle peut donc être utilisée *in vivo* sur des patients sains. Les différentes étapes de la méthode d'identification seront présentées, puis une application sur des cas tests suivra pour illustrer la méthodologie. Après validation, la méthode a été utilisée pour identifier les propriétés des tissus mous de la jambe.

III.1 Méthodologie d'identification

L'identification des propriétés des matériaux n'est pas à négliger pour avoir un modèle réaliste et quantitatif. En règle générale, des essais de traction ou de compression sont utilisés pour identifier les propriétés mécaniques sur des échantillons. La relation force/déplacement mesurée permet de caractériser le comportement des matériaux. Mais cette méthode admet des limites puisqu'elle ne permet d'identifier les propriétés que dans une seule direction, ce qui peut être problématique si l'on veut considérer la non-isotropie du milieu. De plus, elle est invasive, elle ne peut donc pas être utilisée sur les tissus mous *in vivo*, particulièrement s'il s'agit de tissus humains. La caractérisation du comportement des matériaux peut aussi être obtenue par des mesures de champs cinématiques. L'avantage des mesures des champs cinématiques est qu'il est possible de les obtenir de manière atraumatique. Plusieurs méthodes d'identifications basées sur ce type de mesure ont été testées par Avril *et al.* (2008). La méthode de recalage EF (*Finite Element Method Updating*, FEMU) semble la plus appropriée et la plus simple à mettre en œuvre pour identifier les propriétés mécaniques des tissus mous de tout un membre. La FEMU suit le principe de la méthode inverse appliquée aux EF, qui est de retrouver les propriétés recherchées à partir de la connaissance expérimentale de l'état initial (configuration de repos) et de l'état final (configuration chargée). Ainsi, la méthode inverse utilisée dans le cadre d'une identification par indentation, aspiration ou par un chargement naturel peut être une alternative pour obtenir des valeurs des propriétés des matériaux *in vivo*, non invasive et atraumatique. Pour identifier les propriétés des matériaux, sept étapes schématisées par la Figure III.1 sont nécessaires :

1. acquisition des données expérimentales de l'état initial et final du système. Dans notre cas, il s'agit des images scanner de la jambe sans chaussette pour l'état initial, et les images scanner de la jambe avec chaussette pour les données à l'état final.

2. création du modèle EF à partir de l'état initial nécessitant quatre étapes qui ont été développées dans le chapitre précédent et dont voici les grandes lignes :
 - segmentation (section II.1.b, page 27). La segmentation permet de discerner trois régions qui correspondent aux trois principaux tissus de la jambe, à savoir : le tissu adipeux pour la région 1, les muscles pour la région 2 et les os pour la région 3.
 - recalage de l'image avec chaussette dans le même repère géométrique que l'image de la jambe sans chaussette (section II.1.c, page 29). Une fois cette étape réalisée, la jambe avec chaussette peut facilement être comparée avec la jambe sans chaussette.
 - création du maillage (section II.1.d, page 34).
 - application des conditions aux limites.
3. calcul EF (avec des propriétés matériaux imposées pour le premier calcul) ;
4. récupération des données obtenues par la simulation ;
5. comparaison des données simulées et expérimentales à l'état final (cible) par une fonction coût qui mesure la différence entre les données ;
6. si la condition d'arrêt n'est pas atteinte, un algorithme d'optimisation calcule un nouveau jeu de paramètres, et le calcul retourne à l'étape 3 avec ces nouveaux paramètres ;
7. lorsque la condition d'arrêt est atteinte, l'itération s'arrête et les propriétés mécaniques utilisées dans l'étape 3 sont supposées être les plus proches de la réalité. La fonction coût joue donc un rôle majeur dans l'identification.

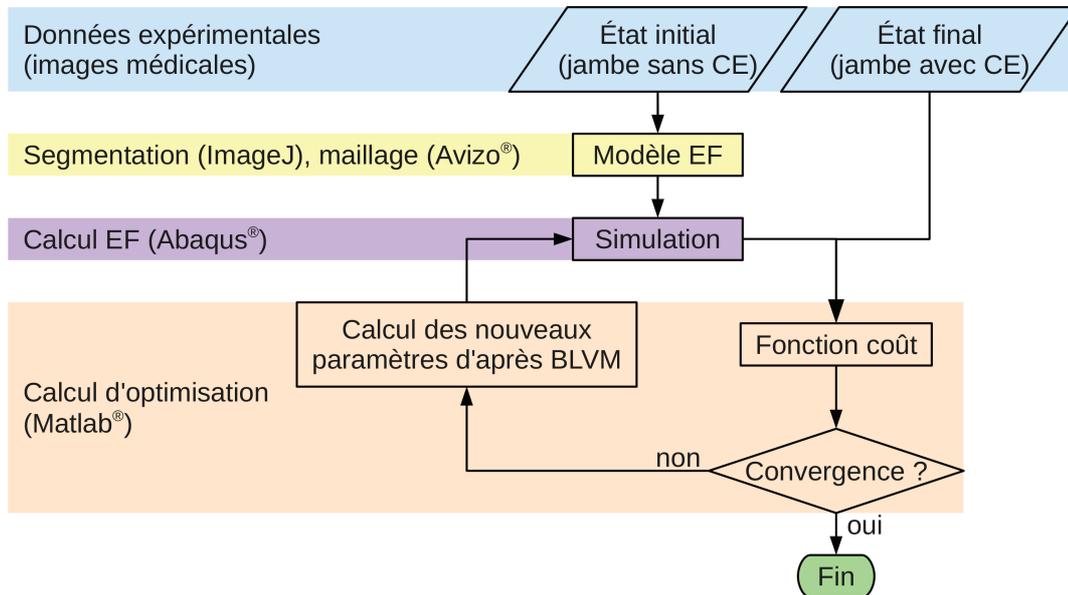


Figure III.1 : Méthodologie d'identification par une méthode inverse.

Les trois premières étapes ont été définies dans le chapitre précédent. Dans ce chapitre, nous nous attarderons sur les étapes suivantes qui consistent à minimiser une fonction coût. L'efficacité de la méthode dépend du choix pertinent de cette fonction coût. Plusieurs fonctions coûts

ont été testées pour adopter celle qui semble la plus appropriée au problème. Des algorithmes d'optimisation ont aussi été testés de façon à sélectionner celui qui donne des résultats les plus stables.

III.1.a Fonction coût

La fonction coût permet de mesurer l'erreur entre le résultat de la simulation et les données expérimentales dans l'état final (donnée cible). Cela peut être la relation entre la force mesurée et le déplacement dans le cas d'un essai d'indentation (Liu *et al.*, 2004; Delalleau *et al.*, 2006; Then *et al.*, 2007; Cox *et al.*, 2008; Ahn et Kim, 2009). La corrélation d'images permet de déterminer l'erreur en mesurant des déformations grâce à la stéréo-corrélation (Moerman *et al.*, 2009; Ahn et Kim, 2010). Cette technique permet d'avoir accès au champ de déplacement surfacique de l'échantillon. Dans notre cas, la fonction coût est basée sur la géométrie des contours (Kauer *et al.*, 2002; Tran *et al.*, 2007). Deux fonctions coûts ont été développées pour satisfaire au mieux la correspondance entre les résultats du modèle EF et les données expérimentales.

La première fonction coût est basée sur la forme du contour. Elle permet de mesurer l'aire se situant entre le contour cible et le contour de la simulation à une hauteur donnée (Figure III.2a).

La deuxième fonction coût est basée sur la variation d'aire à différentes hauteurs de coupe. Elle permet de mesurer la différence entre l'aire à l'intérieur du contour cible et l'aire à l'intérieur du contour de la simulation à une hauteur donnée (Figure III.2b).

Dans les deux cas, la fonction coût peut être calculée à une coupe d'une hauteur donnée ou bien sur une tranche correspondant à plusieurs coupes situées dans un intervalle. L'erreur obtenue par la fonction coût est calculée aussi bien sur le contour *extérieure* que sur le contour *intérieure* qui correspondent au contour extérieur de la jambe et au contour intérieur du matériau 1, respectivement (Figure III.2c). Le détail du calcul des fonctions coûts est donné dans les paragraphes suivants.

Fonction coût basée sur la forme du contour

À une hauteur h donnée, les nœuds du maillage surfacique compris entre $h + 10\text{ mm}$ et $h - 10\text{ mm}$ sont projetés dans le même plan horizontal. Ces nœuds vont servir de points supports pour calculer un contour analytique de la jambe qui est défini par un polynôme de Fourier de degré 5 (section II.3.b, page 48). Le rayon r du contour est obtenu pour n'importe quel angle θ dans le repère cylindrique grâce à l'équation :

$$r(\theta, h) = a(h) + \sum_{j=1}^5 [b_j(h) \cos(j\theta) + c_j(h) \sin(j\theta)] \quad (\text{III.1})$$

où a , b_j et c_j sont les coefficients du polynôme de Fourier. Cette fonction analytique est calculée pour les contours intérieurs et extérieurs de la jambe cible (jambe avec chaussette) et de la jambe déformée obtenu par la simulation (Figure III.3). Le calcul de la fonction coût C_{forme}

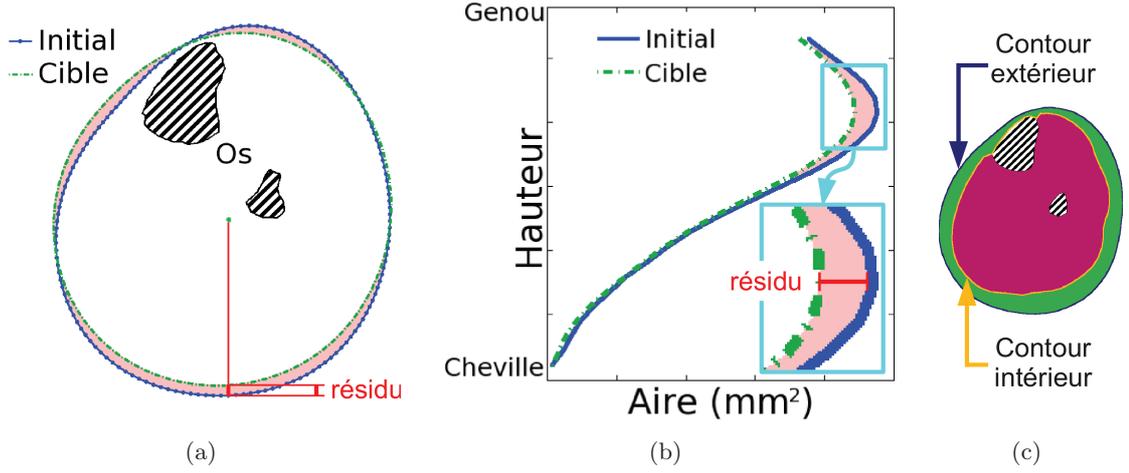


Figure III.2 : (a) Fonction coût basée sur la forme du contour. (b) Fonction coût basée sur la différence d'aire. (c) Contour extérieur en bleu et contour intérieur en jaune, sur lesquels sont calculés les fonctions coûts.

est alors défini par :

$$C_{forme}(h) = \sum_{\theta=0}^{2\pi} \left[\left(\frac{r_{simul}(h, \theta) - r_{cible}(h, \theta)}{r_{cible}(h, \theta)} \right)_{ext}^2 + \left(\frac{r_{simul}(h, \theta) - r_{cible}(h, \theta)}{r_{cible}(h, \theta)} \right)_{int}^2 \right] \quad (III.2)$$

où *ext* et *int* correspondent aux contours extérieur et intérieur (Figure III.2c). La différence des rayons est rapportée au rayon cible pour ne pas donner plus de poids aux points les plus éloignés du centre de la jambe.

Cette fonction coût permet de recalibrer le modèle en s'assurant que la forme du contour du modèle EF se superpose au mieux avec la forme du contour cible. Elle tient aussi compte de la variation de volume en 3D si elle est calculée sur plusieurs sections.

Fonction coût basée sur la différence d'aire

La deuxième fonction coût utilisée se base sur la différence entre l'aire du contour simulé et l'aire du contour cible (Dubuis *et al.*, 2011). Comme précédemment, un contour analytique est défini à partir d'un polynôme de Fourier (Figure III.3) pour la jambe cible et la jambe simulée à une hauteur h . L'aire A des contours analytiques extérieurs et intérieurs pour les jambes cible et simulée est calculée. La fonction coût C_{aire} est définie par :

$$C_{aire}(h) = \left(\frac{A_{simul}(h) - A_{cible}(h)}{A_{cible}(h)} \right)_{ext}^2 + \left(\frac{A_{simul}(h) - A_{cible}(h)}{A_{cible}(h)} \right)_{int}^2 \quad (III.3)$$

L'erreur obtenue par cette fonction (la valeur de $C_{aire}(h)$) correspond à l'aire située entre les courbes d'aire de la jambe cible et de la jambe simulée (Figure III.2b)

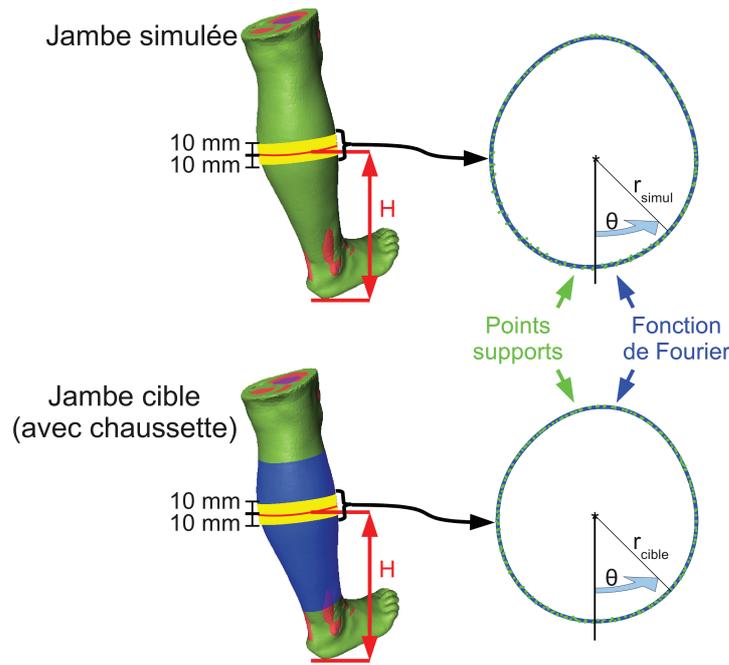


Figure III.3 : Calcul de la fonction de Fourier.

Cette fonction coût permet de recaler le modèle en assurant une bonne conservation du volume. Par rapport à une simple différence de volume entre les deux jambes où les compensations verticales de volume peuvent s'annuler, ce calcul permet de prendre en considération la répartition verticale du volume.

Fonction coût calculée sur une ou plusieurs sections

La valeur de la fonction coût (C) qui est utilisée comme référence dans le cadre de l'optimisation pour comparer les résultats du modèle avec les données expérimentales peut être obtenue en calculant la fonction coût :

1. à une seule hauteur donnée : $C^h = C(h)$;
2. sur toute la hauteur de la jambe : $C^{tot} = \sum_h C(h)$;
3. sur tranche de la jambe : $C^{h_1, h_2} = \sum_{h=h_1}^{h_2} C(h)$.

L'identification des propriétés en minimisant la fonction coût sur une seule section (C^h) peut-être une première approche intéressante. Elle permet d'identifier les propriétés à une hauteur donnée tout en gardant la nature 3D du modèle. Cependant, compte tenu de cet avantage, il est dommage de ne pas utiliser plus d'informations susceptible d'améliorer l'identification.

L'identification des matériaux sur toute la hauteur de la jambe (C^{tot}) ne serait pas très judicieuse compte tenu de l'hétérogénéité du milieu. En effet, l'hypothèse que les tissus mous sont homogènes et isotropes est un peu forte, notamment pour la région 2 qui est principalement constituée de muscles. Les tendons sont aussi présents dans cette région, notamment dans la

moitié inférieure de la jambe avec le tendon d'Achille. Or, les tendons sont bien plus rigides que les muscles (Bosboom *et al.*, 2001; Kuo *et al.*, 2001). Les propriétés identifiées seraient alors une moyenne des propriétés de tous les tissus mous.

En revanche, la minimisation de la fonction coût sur une courte hauteur de jambe composée de quelques sections (C^{h_1, h_2}) paraît être un compromis intéressant, surtout si cette tranche correspond à une région relativement homogène d'un point de vue anatomique.

III.1.b Algorithme d'optimisation

Le choix de l'algorithme de minimisation est essentiel car la solution en dépend. Pour déterminer celui qui correspond le mieux au problème, trois algorithmes qui appartiennent à des familles différentes ont été testés :

- l'algorithme bounded Levenberg Marquardt (BLVM),
- l'algorithme Nelder-Mead simplex (NMs),
- l'algorithme Covariance Matrix Adaptation – Evolution Strategy (CMA-ES).

De ces tests, on pourra définir lequel d'entre eux est le plus performant et/ou le plus adapté pour ce problème.

L'algorithme BLVM

L'algorithme de Levenberg-Marquardt est fréquemment utilisée pour la résolution de problèmes non linéaires aux moindres carrés (Levenberg, 1944; Marquardt, 1963; Moré, 1977; Badel, 2008; Franquet *et al.*, 2011). Il offre un compromis entre les algorithmes de descente de gradient et celui de Newton. L'algorithme de descente de gradient consiste à calculer, à partir d'un point donné, la direction de plus grande pente de la fonction – c'est-à-dire l'opposée du gradient d'où le nom de descente de gradient – puis déterminer le prochain point le long de cette direction. L'algorithme de Newton consiste à réaliser une approximation linéaire de la fonction à minimiser autour du point courant. Il présente l'avantage d'une meilleure approximation de la fonction menant à un nombre d'itérations plus faible. Cependant le calcul des dérivées secondes peut s'avérer très lourd. L'idée de Levenberg fut de tirer bénéfice des deux algorithmes. Dans l'algorithme que l'on utilise, « bounded » signifie que des bornes sont imposées permettant d'éviter d'obtenir des valeurs non physiques pour les paramètres élastiques.

La fin du calcul est atteinte lorsque la variation des paramètres à identifier est inférieure à une valeur prédéfinie.

Limites de l'algorithme BLVM

La limitation majeure de cet algorithme est que c'est un algorithme local. Les solutions qu'il trouve sont des minima locaux qui peuvent dépendre des valeurs initiales.

L'algorithme Nelder-Mead simplex

L'algorithme Nelder-Mead simplex utilise la méthode de recherche par simplexe (Lagarias *et al.*, 1998). C'est une méthode directe qui n'utilise pas de gradient. Dans un espace de recherche à deux dimensions (comme c'est le cas dans cette étude avec les paramètres c_{10} pour les matériaux 1 et 2) le simplexe est un triangle. À chaque étape, un nouveau point situé à l'intérieur ou proche du simplexe est généré. Si la valeur de la fonction coût à ce nouveau point est inférieure aux valeurs de la fonction coût aux autres sommets du simplexe, le sommet donnant la plus mauvaise valeur de fonction coût est remplacé par ce nouveau point. Ainsi, un nouveau simplexe est créé. Cette étape est répétée jusqu'à ce que le diamètre du cercle inscrit du simplexe soit inférieur à la tolérance désirée.

Cet algorithme est implémenté dans Matlab[®] avec la fonction *fminsearch* ce qui facilite sa mise en pratique.

Limites de l'algorithme Nelder-Mead simplex

De même qu'avec BLVM, la principale limite de cet algorithme est qu'il donne une solution locale. Ainsi, les solutions qu'il trouve peuvent dépendre des valeurs initiales s'il y a plusieurs minima locaux.

De plus, il ne gère pas les bornes. Le risque est qu'il teste une solution avec un paramètre non physique.

L'algorithme CMA-ES

L'algorithme de Covariance Matrix Adaptation – Evolution Strategy appartient à la classe des algorithmes évolutionnaires (Hansen *et al.*, 1995). C'est donc un algorithme global qui recherche les minima globaux. D'une manière générale, l'algorithme utilise de façon itérative des opérateurs de mutation et de sélection pour gérer un ensemble de vecteurs de variables réelles. L'étape de mutation est effectuée par l'ajout d'une valeur aléatoire, tirée au sein d'une distribution normale. La sélection s'effectue en choisissant les meilleurs individus, selon l'échelle de valeur de la fonction coût.

Une étude comparative entre l'algorithme CMA – Evolution Strategy et d'autres algorithmes de stratégie d'évolution (Hansen, 2006; Kern *et al.*, 2004) révèle que CMA-ES se montre le plus performant pour trouver le minimum global d'une fonction.

Limites de l'algorithme CMA-ES

Le temps de calcul peut être beaucoup plus long par rapport au temps de calcul de BLVM et de Nelder-Mead simplex car il nécessite de faire de nombreux calculs EF.

III.2 Illustration de la méthodologie

Le but de cette section est d'illustrer sur des cas simples la méthodologie de construction du modèle et d'identification des propriétés des matériaux. En effet, la jambe est très complexe, son étude impose de faire des hypothèses sur la géométrie, les matériaux, les conditions aux limites, etc. Ainsi, un modèle avec une géométrie simple et avec un seul matériau inerte et homogène est utilisé pour présenter les méthodes utilisées.

Après la description de la géométrie et la création du modèle EF, les propriétés mécaniques du matériau utilisé seront identifiées à l'aide d'une méthode inverse d'après deux essais différents :

- un essai de compression uni-axiale,
- un essai où l'échantillon est soumis à une CE.

Les résultats seront alors comparés entre eux.

III.2.a Description de l'échantillon

Géométrie

La géométrie doit être simple et de forme arrondie pour pouvoir supporter une CE. Le choix s'est arrêté sur un cône dont les bases sont elliptiques (Figure III.4). C'est une forme simple mais cela permet d'avoir une pression (issue de la loi de Laplace) non homogène car les rayons de courbure ne sont pas constants.

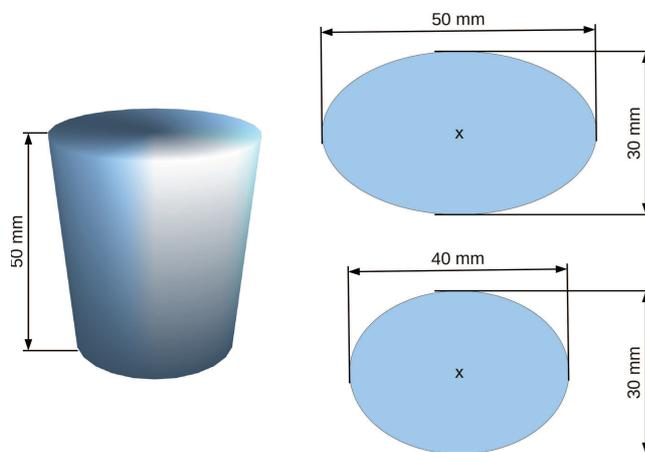


Figure III.4 : Géométrie de l'échantillon conique à bases elliptiques.

Matériau

Le matériau doit pouvoir se déformer significativement sous l'action d'une bande compressive afin de mettre à l'épreuve la méthode de recalage basée sur la géométrie. En second lieu, la simplicité de mise en œuvre nous a porté vers le moulage d'une mousse polyuréthane à cellules ouvertes. En effet, la facilité de moulage ainsi que sa souplesse sont adaptées à notre

problématique.

La mousse est composée d'un mélange de résine (Sipmousse souple 70/30) et d'un durcisseur (Durcisseur MS) provenant de la société COP – *Chimie des Polymères*. La résine est mélangée au durcisseur dans un rapport pondéral de 100/56 avec un agitateur spécifique (pour limiter la formation de bulles d'aire) tournant au moins à 2 000-2 500 tours/min. Une fois le mélange effectué, il est rapidement coulé dans des moules fermés en acier reproduisant la forme souhaitée, spécialement conçus pour cette application.

Le matériau obtenu est donc composé de polyuréthane et d'air. Mais comme la structure cellulaire est très fine et homogène, l'ensemble peut être modélisé par un matériau homogène équivalent. Contrairement aux tissus mous de la jambe, ce matériau est fortement compressible d'autant plus que la mousse est à cellules ouvertes.

III.2.b Définition du modèle EF

Construction géométrique du modèle EF

Dans le but de reproduire la même méthode de création de modèle, la construction géométrique des échantillons a été effectuée à partir d'images scanner effectuées à la Clinique Mutualiste de Saint-Étienne, sous la responsabilité du Dr Jean-François POUGET (Figure III.5a). De la même manière qu'avec les jambes, les images scanners sont obtenues dans deux états : avec et sans compression. Les images sont ensuite segmentées (Figure III.5b), puis la transformation rigide pour la mise à la verticale est calculée en faisant correspondre l'image sur un cône analytique dans la configuration souhaitée (Figure III.6a). La méthode de calcul de la transformation est définie dans la section II.1.c (page 29).



Figure III.5 : Traitement d'image du cône : image scanner (a) et résultat de la segmentation (b).

Enfin, la transformation qui permet de superposer l'image avec CE sur l'image sans CE est calculée (Figure III.6b). Pour effectuer cette étape, le contour extérieur des deux images est utilisé pour le recalage. Ainsi, même si les formes ne sont pas identiques, la minimisation par moindres carrés de la différence entre deux images binaires permet de trouver la meilleure transformation.

A partir des images scannées, des maillages volumiques (tétraèdres) sont effectués pour les images de l'échantillon sans CE, et un maillage surfacique (triangles) est effectué pour l'image de l'échantillon avec CE (Figure III.7). Les maillages volumiques sont constitués de 46 394

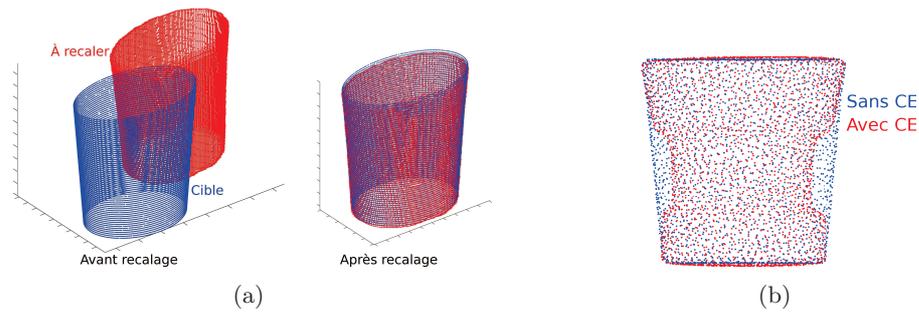


Figure III.6 : Recalage du cône : (a) Après la mise à la verticale (en bleu : le cône analytique et en rouge les contours du cône segmenté). (b) Recalage du cône avec CE (en rouge) sur le cône sans CE (en bleu).

éléments (9 108 nœuds) pour le cône. Les éléments utilisés dans Abaqus® sont de type C3D4, c'est-à-dire que ce sont des éléments continus, en 3D, avec quatre nœuds (tétraèdre linéaire).



Figure III.7 : Maillage du cône sans (a) et avec (b) CE.

Loi de comportement

Ces échantillons sont constitués de mousse, qui est un matériau compressible. De plus, on voit sur l'essai de compression uni-axiale de la Figure III.8 que le comportement de la mousse n'est pas linéaire. C'est un comportement particulier qui peut se décomposer en trois parties durant un processus de compression (Abaqus 6.9, 2009).

1. En petite déformation, la mousse se déforme linéairement à la manière du fléchissement des ponts entre les cellules.
2. Ensuite, il y a une forte baisse de rigidité où les contraintes évoluent très peu en fonction des déformations, s'expliquant par l'effondrement des ponts inter-cellulaires.
3. Enfin, le matériau se densifie car toutes les cellules sont fermées, conduisant à une brusque augmentation de la contrainte.

Il existe diverses lois de comportement adaptées aux mousses. L'une d'entre elles est la loi *hyper-élastique foam* ou *hyper-foam* de Ogden. Cette loi a été définie pour la première fois par Hill en 1978 pour décrire les comportements des milieux compressibles. Ensuite, Storakers

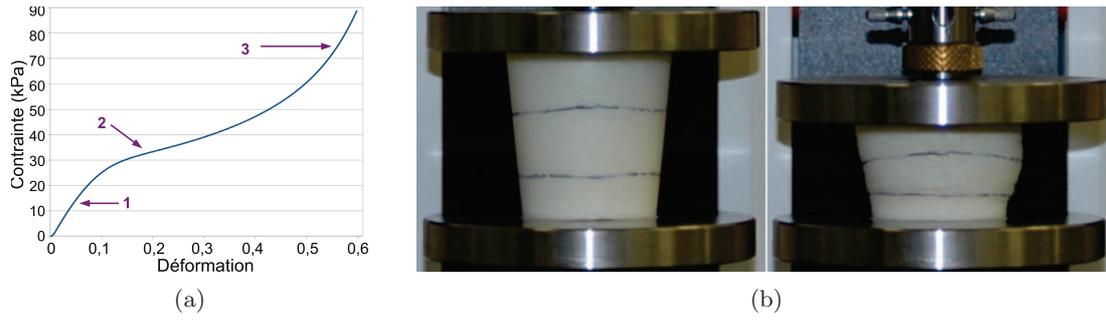


Figure III.8 : (a) Relation contrainte-déformation lors d'un essai de compression uni-axiale. (b) Essai de compression uni-axiale : état non chargé et état chargé.

(1986) et Ogden (1972) l'ont développée en l'adaptant aux mousses souples à cellules ouvertes (Schrodt *et al.*, 2005).

L'énergie de déformation hyperfoam qui décrit le comportement mécanique des polymères fortement compressibles s'écrit (Abaqus 6.9, 2009; Schrodt *et al.*, 2005) :

$$\Psi = 2 \sum_{k=1}^N \frac{\mu_k}{\alpha_k^2} [\lambda_1^{\alpha_k} + \lambda_2^{\alpha_k} + \lambda_3^{\alpha_k} - 3 + f(J)] \quad (\text{III.4})$$

où μ_k et α_k sont les paramètres du matériau, J est le jacobien de la transformation (section II.2, page 35), et $f(J)$ est une fonction volumique telle que $f(1) = 0$. Il existe plusieurs formes de la fonction $f(J)$, celle que nous utilisons a été donnée par Storakers (1986) :

$$f(J) = \frac{1}{\beta_k} (J^{-\alpha_k \beta_k} - 1) \quad (\text{III.5})$$

où β_k est un paramètre supplémentaire lié au coefficient de Poisson par la relation :

$$\beta_i = \frac{\nu_i}{1 - 2\nu_i} \quad \Leftrightarrow \quad \nu_i = \frac{\beta_i}{1 + 2\beta_i} \quad i = 1, 2, \dots, N \quad (\text{III.6})$$

Lorsque $N = 1$, $\nu_i = \nu$ correspond au coefficient de Poisson classique ν en petites déformations. Le module de compressibilité κ et le module de cisaillement μ sont donnés par :

$$\kappa = 2 \sum_{i=1}^N \left(\frac{1}{3} + \beta_i \right) \mu_i \quad \text{et} \quad \mu = \sum_{i=1}^N \mu_i \quad (\text{III.7})$$

Dans cette étude, N est fixé à 1, ainsi, il n'y a que trois paramètres à identifier : μ , α et ν (ou β). On note que α et ν sont sans dimensions alors que μ est exprimé en N/m .

III.2.c Conditions de l'identification des propriétés de la mousse

La méthode d'identification permettant de retrouver les propriétés des tissus mous de la jambe à l'aide d'une méthode inverse est appliquée au cas test d'un échantillon de mousse. Pour illustrer cette méthode, l'identification des propriétés de la mousse a été effectuée à partir

d'un essai de compression uni-axiale et d'un essai où l'échantillon est soumis à une CE. La présentation des méthodes ainsi que la comparaison des résultats des deux méthodes sont présentées puis discutées dans cette section.

Échantillon sous CE

Une méthode d'identification dont les conditions sont similaires à la jambe sous CE a été appliquée à l'échantillon. Il s'agit d'imposer une pression sur les parois latérales de l'échantillon correspondant à une CE. Les images scanner avec et sans CE ont servi de données pour identifier les propriétés de la mousse par une méthode inverse.

Conditions aux limites

Contrairement à la jambe, les mousses n'ont pas d'éléments rigides tels que les os permettant d'imposer un encastrement des nœuds. Pour empêcher le système d'effectuer des mouvements de corps rigides tout en le laissant se déformer sans le sur-contraindre, tous les nœuds du plateau supérieur sont bloqués dans les trois directions de l'espace. Tandis que les nœuds du plateau inférieur sont bloqués dans les directions \vec{x} et \vec{y} (Figure III.9).

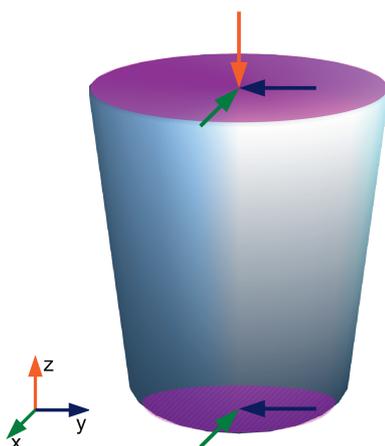


Figure III.9 : Application des conditions limites en déplacement : les déplacements sont bloqués dans la direction des flèches.

Pour reproduire l'effet compressif, un tube en caoutchouc (chambre à air de VTT) est enfilé autour des échantillons. Le tube mesure 20 mm de long, a une épaisseur de 1 mm et un rayon de 14,3 mm (soit un périmètre de 90 mm).

La raideur du caoutchouc a été estimée à 1,4 N/mm par des essais de traction uni-axiaux. Les essais ont permis de montrer que le comportement du matériau peut être grossièrement linéarisé jusqu'à une déformation de 30 % (Figure III.10). Cette raideur sera utile pour calculer la pression par l'intermédiaire de la loi de Laplace.

La mise en place du tube élastique sur les échantillons a été effectuée manuellement en

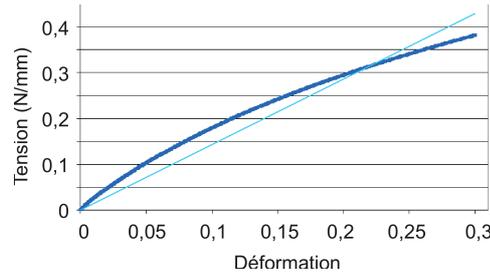


Figure III.10 : Essai de traction du tube de caoutchouc pour estimer sa raideur.

s’assurant que la tension dans le tube soit uniforme dans la circonférence. Ainsi, les frottements sont minimisés.

De la même manière qu’avec le modèle de jambe, la loi de Laplace est utilisée pour calculer la pression appliquée par le tube en caoutchouc sur les échantillons. La loi de Laplace, définie dans la section II.3.c, peut s’écrire :

$$Pr = Raid \frac{\varepsilon}{Rc} \tag{III.8}$$

où Pr est la pression appliquée, $Raid$ est la raideur du caoutchouc, ε est la déformation circonférentielle du tube à l’état non chargé et Rc le rayon de courbure du contour de l’échantillon à l’état comprimé. Les valeurs de $Raid$, ε et Rc sont définies dans le plan horizontal, ce qui signifie que les pressions dues aux rayons de courbure verticaux de l’échantillon et aux déformations verticales du tube ne sont pas prises en compte. Il n’y a pas de composante tangentielle car le frottement est négligé.

La raideur $Raid$ est estimée à 1,4 N/mm.

La déformation circonférentielle ε du tube est calculée à différentes hauteurs à partir de la mesure du périmètre du tube (P_{tube}) et des périmètres de l’échantillon non déformé (P_{echant}) selon la formule : $\varepsilon = \frac{P_{echant} - P_{tube}}{P_{tube}}$. Seule la déformation circonférentielle est prise en compte, la déformation verticale du tube est négligée.

Le rayon de courbure Rc est calculé à partir de la géométrie des échantillons avec une compression. La méthode du calcul du rayon de courbure est détaillée dans la section II.3.b.

La distribution de la pression appliquée sur la surface de l’échantillon est montrée sur la Figure III.11.

La pression est appliquée entre les bornes inférieure et supérieure du tube. La borne inférieure est estimée en mesurant la hauteur de la base de l’échantillon jusqu’au début du tube et la borne supérieure est définie 20 mm au dessus de la borne inférieure correspondant à la longueur du tube.

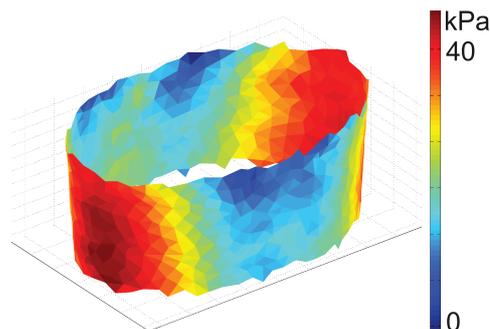


Figure III.11 : Distribution de la pression appliquée sur l'échantillon.

Fonctions coût et hauteur d'identification

Les deux fonctions coûts décrites dans la section III.1.a seront minimisées pour identifier les propriétés de la mousse. Il s'agit de la fonction coût de forme dont la valeur est donnée par C_{forme} et de la fonction coût d'aire dont la valeur est donnée par C_{aire} .

Pour chaque fonction coût, les identifications ont été effectuées de deux manières. La première est une identification sur une seule section à mi-hauteur de la zone d'application de la pression et la deuxième est effectuée sur une tranche de l'échantillon comprenant trois sections (Figure III.12).

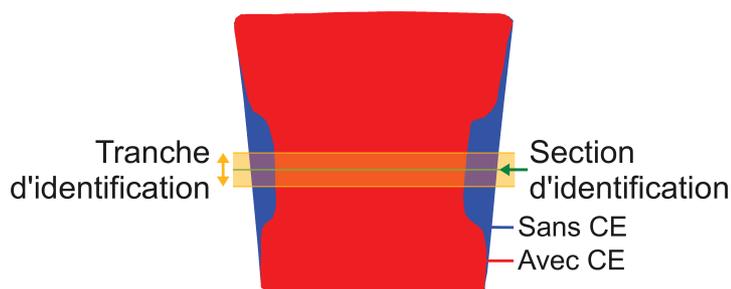


Figure III.12 : Hauteur d'identification en une section et sur une tranche.

Bornes des paramètres

Suite à une étude pour déterminer les bornes des propriétés mécaniques définissant le domaine où le calcul EF converge, les valeurs retenues sont données dans le Tableau III.1. Ces bornes définissent le domaine d'identification pour l'algorithme BLVM, mais pas pour l'algorithme Nelder-Mead simplex qui ne gère pas les bornes.

	μ (kPa)	α	ν
min	10	0,05	10^{-5}
max	10^8	50	0,4

Tableau III.1 : Bornes des propriétés pour le domaine d'identification.

Essai de compression uni-axiale

La méthode d'identification à partir d'un chargement par CE est comparée à un modèle de compression uni-axiale de l'échantillon. Un essai de compression uni-axiale a servi de donnée expérimentale sur laquelle le modèle devra être recalé.

Essai de compression uni-axiale

Un essai de compression uni-axiale a été réalisé sur le cône en mousse. La courbe issue de cet essai, mettant en relation la force et le déplacement imposé, est présentée dans la Figure III.13. Cet essai a permis de recaler le modèle pour identifier les propriétés mécaniques de la mousse par une méthode inverse.

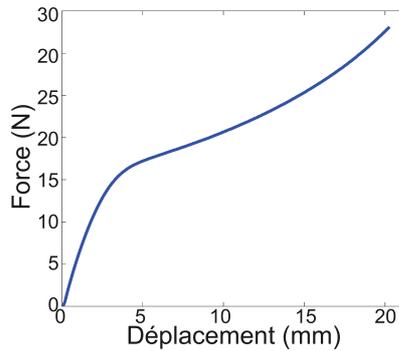


Figure III.13 : Relation force/déplacement lors de l'essai expérimental de compression uni-axiale.

Conditions aux limites

Pour représenter l'essai de compression uni-axiale, les nœuds du plateau inférieur de l'échantillon sont bloqués dans les trois directions. Le plateau supérieur est bloqué dans le plan (\vec{x}, \vec{y}) et un déplacement vertical de -15 mm est imposé pour comprimer l'échantillon.

Fonction coût

Dans le cas de la compression uni-axiale de l'échantillon de mousse, la fonction coût calcule la différence de la force de réaction au cours de la compression entre l'essai expérimental et numérique. La force de réaction de la simulation est extraite du calcul par intervalles de 1,5 mm de déplacement, puis est comparée à la force de réaction mesurée lors de l'essai expérimental de compression uni-axiale. La fonction coût est alors définie par :

$$C_{compress} = \sum_{i=1}^{10} (FR_{simul} - FR_{cible})^2 \quad (III.9)$$

où FR_{simul} et FR_{cible} sont les forces de réaction relevées par le calcul EF et mesurées expérimentalement, respectivement. Il y a dix mesures car il y a un déplacement de 15 mm et les relevés sont effectués tous les 1,5 mm.

III.2.d Résultats des identifications

Les propriétés identifiées ainsi que la valeur de la fonction coût à la fin de l'identification sont présentées dans le Tableau III.2 dans le cas du modèle sous CE et sous compression uni-axiale.

	Fonction coût		Algorithmes	μ (kPa)	α	ν	C
Compression élastique :	sur une section	C_{forme}	BLVM	79,59	7,83	0,0238	0,1959
			NMs	101,4	29,67	0,0212	1,0219
		C_{aire}	BLVM	107,4	13,03	0,0334	0
			NMs	48,49	0,5758	0,0111	0
	sur une tranche	C_{forme}	BLVM	78,34	7,586	0,0202	0,4956
			NMs	139,8	40,09	0,0139	2,7395
		C_{aire}	BLVM	93,62	10,65	0,0226	82,5
			NMs	102,99	29,75	0,0197	12750,5
Compression uni-axiale :	$C_{compress}$		BLVM	205,5	28,85	0,0131	1,27096
			NMs	202,9	28,02	0,0127	1,26087
valeurs initiales :				100	30	0,02	\emptyset

Tableau III.2 : Propriétés identifiées pour la mousse avec différents algorithmes dans le cas de l'identification avec une CE et sous compression uni-axiale, avec la valeur de la fonction coût C à la fin de l'identification.

La première remarque concernant le Tableau III.2 est que les résultats sont différents quelle que soit la méthode utilisée. Pour une même condition d'identification les valeurs obtenues diffèrent en fonction des deux algorithmes. On note que, dans deux cas, l'algorithme NMs n'a pas permis une identification puisque les propriétés identifiées ne se sont pas éloignées des valeurs initiales et que la valeur des fonctions coûts obtenues est élevée par rapport à l'algorithme BLVM. On constate qu'il peut y avoir plusieurs solutions, par exemple, avec une fonction coût d'aire qui est minimisée sur une section, BLVM et NMs trouvent deux solutions différentes pour une même valeur de la fonction coût.

Par contre, avec le modèle de compression uni-axiale, on s'aperçoit que, quel que soit l'algorithme utilisé, les propriétés identifiées sont similaires. La valeur de la fonction coût à la fin de l'identification $C_{compress}$ est aussi du même ordre de grandeur pour les deux algorithmes. L'identification par compression uni-axiale permet donc une identification fiable des propriétés de la mousse.

III.2.e Discussion de la méthode d'identification

Deux problèmes inverses ont été résolus. Le premier a permis l'identification des propriétés de la mousse d'après une CE, la seconde a été réalisée avec une compression uni-axiale. Cependant, les valeurs numériques des propriétés identifiées sont difficiles à interpréter. Ainsi, les réponses mécaniques du modèle sous CE, avec les lois de comportement identifiées par CE et par compression uni-axiale, sont comparées entres-elles. Et inversement, une comparaison de la courbe de réponse de compression uni-axiale a été effectuée avec toutes les lois de comportement identifiées.

Comparaison des réponses mécaniques du modèle sous CE

Avec la loi de comportement identifiée par CE. La Figure III.14 montre les résultats de l'identification par CE (l'exemple est pris avec la fonction coût d'aire minimisée à mi-hauteur).

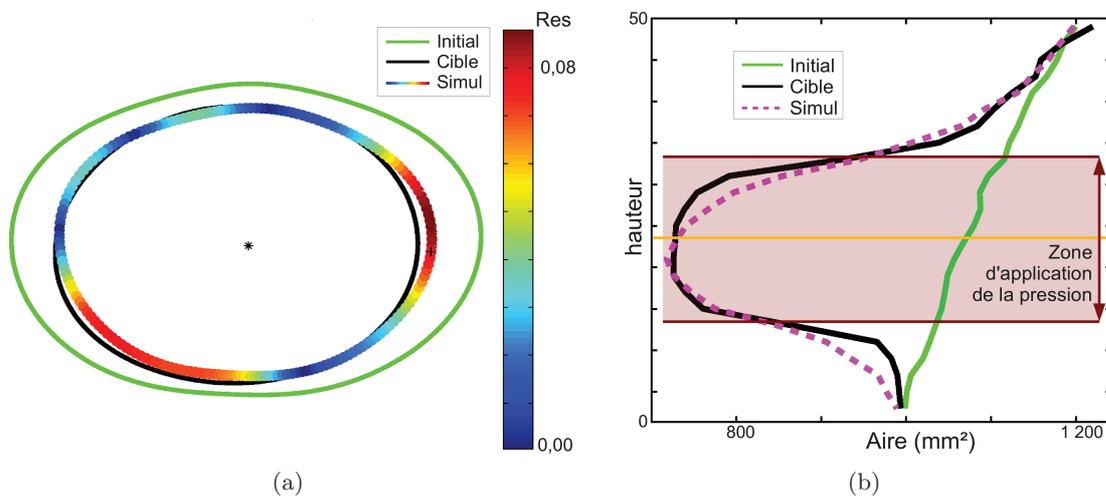


Figure III.14 : Résultat du modèle sous CE avec les propriétés identifiées par par l'essai de CE. Comparaison de la prévision du modèle avec le contour cible de l'échantillon (a), et avec l'aire du contour cible (b). La droite horizontale dans (b) correspond à la hauteur de la section affichée dans (a).

On voit sur la Figure III.14a que le contour se superpose relativement bien au contour cible. Néanmoins, il y a des zones où le recalage est de moins bonne qualité. Ces écarts proviennent sans doute des conditions aux limites et plus particulièrement du frottement du caoutchouc sur l'échantillon. En effet, il est important de noter que le frottement entre l'échantillon et le tube compressif peut être significatif. Ces frottements sont susceptibles de déformer la mousse en cisaillement provoquant des mouvements tangentiels. Or le modèle néglige ce phénomène car ce n'était pas le but de cette étude. Par ailleurs, la pression appliquée est calculée d'après les rayons de courbure de la géométrie de l'échantillon déformé. D'après la Figure III.15, on remarque que la courbure maximale est déportée par rapport à la courbure maximale initiale. Comme la courbure est proportionnelle à la pression appliquée, la pression maximale

est légèrement décalée par rapport au grand axe de l'ellipse. Ainsi, il est logique que cette pression déforme excessivement le modèle de façon dissymétrique.

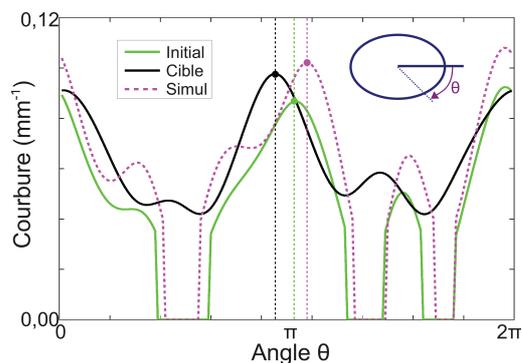


Figure III.15 : Courbure du contour de l'échantillon à mi-hauteur.

La courbe des aires, représentée dans la Figure III.14b, montre une bonne correspondance avec l'aire du contour cible.

Avec la loi de comportement identifiée par compression uni-axiale. La Figure III.16 montre les résultats de la réponse du modèle sous CE avec la loi de comportement issue de l'identification par compression uni-axiale.

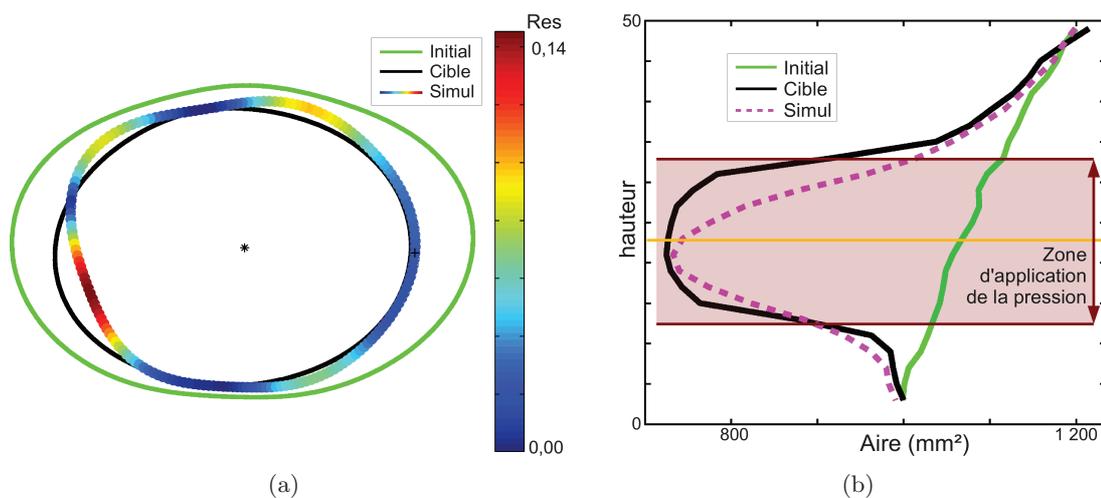


Figure III.16 : Résultat du modèle sous CE avec les propriétés identifiées par l'essai de compression uni-axiale. Comparaison de la prévision du modèle avec le contour cible de l'échantillon (a), et avec l'aire du contour cible (b). La droite horizontale dans (b) correspond à la hauteur de la section affichée dans (a).

La Figure III.16a qui permet de comparer la forme du contour montre que la superposition n'est pas aussi satisfaisante que sur la Figure III.14a. Néanmoins, le contour du modèle est correctement recalé sur la majorité du contour cible. Les écarts observés proviennent du même phénomène que précédemment, à savoir la non prise en considération du frottement, et les conséquences que cela impliquent sur le calcul des pressions à appliquer.

Concernant la Figure III.16b qui présente la courbe des aires, on peut constater qu'il y a une aire similaire entre le contour cible et le contour simulé à mi-hauteur de l'échantillon. Par contre, en dehors de la zone centrale, les aires du contour simulé sont toujours supérieures à l'aire du contour cible. Ce décalage peut être attribué une nouvelle fois à la pression appliquée. En effet, les pressions appliquées sur l'échantillon sont, par définition, normales aux éléments surfaciques. Or le calcul de la loi de Laplace fournit les pressions qu'il faudrait appliquer dans le plan horizontal. Comme l'échantillon est conique, il y a donc une perte due à l'inclinaison des facettes des éléments surfaciques. La pression qui est appliquée est donc inférieure à l'effort horizontal qui devrait être transmis.

En outre, le calcul des pressions devrait être obtenu par :

$$Pr = \frac{T_1}{Rc_1} + \frac{T_2}{Rc_2}$$

où T_1 et T_2 sont les tensions du caoutchouc dans la circonférence et verticalement, respectivement, et Rc_1 et Rc_2 sont les rayons de courbure locaux dans la circonférence et verticalement, respectivement. Cependant, les rayons de courbure verticaux ont été négligés conduisant à ne pas considérer la seconde partie de l'équation. Pourtant, à l'état déformé et contrairement à une jambe sous CE, les rayons de courbure verticaux sont du même ordre de grandeur que les rayons de courbure dans le plan horizontal, notamment près du bord du tube. Ce qui implique que :

- la pression calculée est sous-estimée puisque les rayons de courbure verticaux ne sont pas considérés ;
- la projection de la pression dans le plan horizontal est inférieure à celle qui a été calculée et qui devrait être appliquée car les pressions sont normales aux facettes.

Comparaison des réponses mécaniques du modèle sous compression uni-axiale

Après avoir comparé la réponse du modèle sous CE avec les différentes lois de comportement identifiées, la comparaison est effectuée sur la réponse mécanique du modèle sous compression uni-axiale. Les courbes de compression uni-axiale représentant la force de réaction en fonction du déplacement sont présentées dans la Figure III.17. Contrairement à la réponse sous CE, on peut constater que chaque loi de comportement issue des identifications offre une réponse différente. On note que la réponse issue de la loi de comportement identifiée sous compression uni-axiale se superpose sur la courbe expérimentale. Par contre, les réponses issues des lois de comportement identifiées sous CE sont toutes éloignées du résultat expérimental. Sauf en un point, situé à un déplacement de 7,5 mm (correspondant à une déformation de 0,15) où quasiment toutes les courbes se croisent sur la courbe expérimentale. Seules trois courbes de réponse ne passent pas par ce point. Cependant, ces trois courbes correspondent à la réponse du modèle dont les lois de comportement ont été identifiées par l'algorithme NMs. Ce sont les identifications avec une fonction coût de forme (sur une tranche et une section), et avec

une fonction coût d'aire, sur une tranche. On peut constater sur le Tableau III.2 que ces identifications n'ont pas abouti. Néanmoins, si ces identifications sont relancées avec d'autres valeurs initiales ($\mu = 80$ kPa, $\alpha = 10$ et $\nu = 0,02$), les courbes de réponse sous compression uni-axiale passent aussi par le point d'intersection.

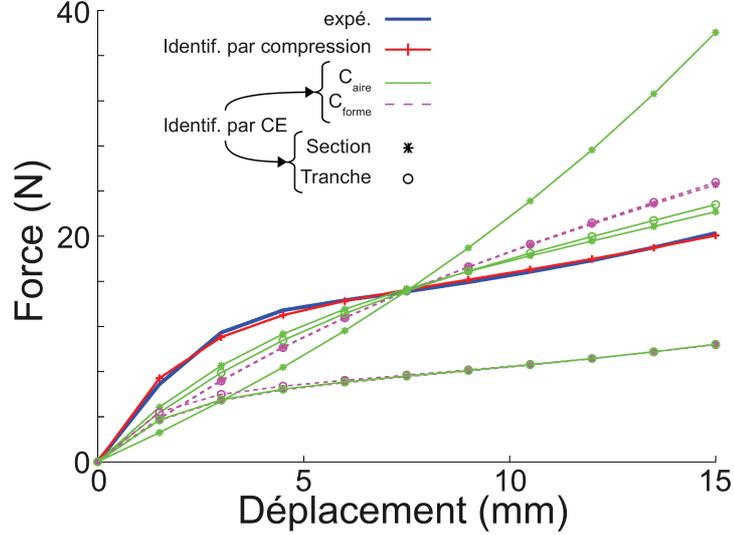


Figure III.17 : Courbe de l'essai de compression uni-axiale expérimentale (bleu) et issue des simulations pour différentes méthodes d'identification.

Il apparaît donc qu'il est impossible de recalculer un modèle dont le comportement fortement non linéaire est dirigé par trois paramètres, seulement à partir d'un état initial et d'un état final. En effet, il existe une infinité de solutions passant par ces deux états, comme on peut le constater avec les identifications par CE. Alors que si la loi était linéaire, il n'y aurait qu'une seule solution possible. Par contre, concernant l'identification par compression uni-axiale, les valeurs de force de réaction relevées tout au long de l'essai conduisent à une solution unique. C'est pour cette raison que l'identification par compression uni-axiale permet d'obtenir une courbe de compression qui se superpose sur la courbe expérimentale.

Cependant, même avec les conditions d'identification par CE, toutes les réponses en compression uni-axiale se croisent en un point singulier. À ce point de croisement des courbes de réponse en compression uni-axiale, la déformation verticale vaut 0,15. Par comparaison avec la CE, la déformation radiale de l'échantillon sous CE à une section de hauteur h peut être grossièrement estimée (sous l'hypothèse que les déplacements sont uniquement radiaux) par :

$$\varepsilon_{rr}^h(\theta) = \frac{r_{cible}^h(\theta) - r_{init}^h(\theta)}{r_{init}^h(\theta)}, \quad \theta = [0, 2\pi[$$

où r_{init}^h et r_{cible}^h sont les rayons des contours non déformé et cible obtenus d'après le polynôme de Fourier (Équation III.1) dans la section définie à la hauteur h . La moyenne de cette déformation calculée à mi-hauteur de l'échantillon est de 0,16, soit une déformation très proche

du point d'intersection des courbes de compression. Par conséquent, ce point d'intersection doit correspondre à une valeur de l'état global du système. En effet, le modèle a été recalé uniquement sur les contours (forme ou aire), les informations internes ne sont pas connues. Or, la déformation n'est pas uniforme au cœur de l'échantillon, mais les fonctions coûts utilisées n'y sont pas sensibles. Ainsi, comme le modèle est fortement non linéaire et qu'un seul état de chargement est connu, les contours ne permettent pas de recalculer correctement le modèle.

Ainsi, pour retrouver les trois paramètres de cette loi, il est nécessaire d'avoir :

- soit des étapes intermédiaires, comme c'est le cas pour la compression uni-axiale. Dans le cas de la CE, deux autres tubes compressifs appliquant des pressions différentes permettraient de retrouver les paramètres.
- soit d'avoir accès au champ de déplacement expérimental. En effet, le point d'intersection des courbes de compression correspond au point de sollicitation globale de l'échantillon, car seuls les contours sont pris en compte.

Segmentation

La taille des pixels dans le plan (\vec{x}, \vec{y}) est de $0,488 \times 0,488 \text{ mm}^2$. Une erreur de un pixel dans le rayon lors de la segmentation conduit à une variation de périmètre d'environ 3 %. Par conséquent, cet écart implique une variation de la déformation circonférentielle du tube de l'ordre de 12 à 30 % selon si l'on considère le périmètre de l'échantillon à l'état comprimé ou à l'état non déformé, respectivement. Ceci peut avoir pour conséquence de sous-estimer la pression appliquée.

Conclusion sur la méthode d'identification

Les propriétés d'une mousse ont été identifiées à l'aide d'une méthode inverse en comparant les résultats numériques et expérimentaux d'un essai de compression uni-axiale et d'une CE de l'échantillon. La loi de comportement de la mousse est une loi Hyperfoam de degré un, qui est dirigée par trois paramètres. Cependant, l'identification des propriétés d'une mousse montre des problématiques intéressantes. En effet, nous avons constaté que l'unicité de la solution n'est pas assurée s'il y a de grandes déformations et si la loi de comportement utilisée est fortement non linéaire. Il serait intéressant d'approfondir le sujet, des pistes ont été envisagées comme l'utilisation de plusieurs états de chargement par CE. Mais la résolution de ces problématiques présente peu d'intérêt pour le moment au cas de la jambe sous CE. Par conséquent, les pistes d'améliorations n'ont pas été testées, car nous avons préféré nous concentrer sur la biomécanique des tissus mous de la jambe.

III.3 Mise au point de la méthode d'identification sur un premier sujet

Maintenant que la méthode d'identification est établie et illustrée, elle est mise en œuvre sur le modèle de jambe qui a été développé dans le chapitre précédent. Après un bref rappel sur le modèle EF de la jambe, les propriétés des tissus mous d'une jambe d'un sujet seront identifiées. Différentes fonctions coûts et des trois algorithmes d'optimisation définis dans les sections III.1.a et III.1.b seront testés.

Rappels sur le modèle

Le modèle utilisé pour identifier les tissus mous de la jambe a été créé à partir d'images médicales pour que la géométrie soit personnalisée. Il est composé de deux matériaux :

- le matériau 1 qui est principalement composé du tissu adipeux et de la peau,
- le matériau 2 qui est principalement composé des muscles.

La fonction d'énergie utilisée est de type Néo-Hookéen, avec le paramètre κ fixé à 1 MPa et le paramètre c_{10} à identifier pour chacun des deux matériaux. La valeur de κ peut être justifiée par une estimation du module d'incompressibilité qui sera présentée dans la section III.3.f (page III.3.f). Les tissus mous sont considérés comme étant homogènes, isotropes et quasi-incompressibles. Les os sont supposés indéformables par rapport aux tissus mous, par conséquent leurs degrés de liberté sont bloqués dans les trois directions de l'espace. Une pression non homogène est appliquée sur la jambe, représentant la pression de la chaussette. Elle est définie d'après la loi de Laplace.

L'identification des propriétés des matériaux du modèle permet d'avoir les propriétés personnalisées du sujet étudié. Ainsi, le modèle sera personnalisé en géométrie, en conditions aux limites et en propriétés mécaniques.

III.3.a Conditions de l'identification

Bornes des paramètres. Contrairement à l'algorithme d'optimisation Nelder-Mead simplex, l'avantage de BLVM et de CMA-ES est qu'ils recherchent les propriétés optimales dans un domaine donné. C'est à dire que des bornes inférieure et supérieure sont fixées pour éviter que les propriétés prennent des valeurs non physiques. Pour le paramètre c_{10} , les bornes sont fixées entre 0,2 kPa et 1 MPa. La borne supérieure a été définie de sorte que c_{10} soit toujours inférieur à κ . La borne inférieure aurait pu être fixée à 0 Pa de sorte que c_{10} ne prenne pas de valeurs négatives. Mais en dessous de 0,2 kPa, les matériaux se déforment exagérément et le calcul EF éprouve des difficultés pour converger.

Valeurs initiales des propriétés. Pour s'assurer que les valeurs prédites par les algorithmes ne dépendent pas des valeurs initiales des propriétés, plusieurs identifications ont été lancées avec des valeurs initiales différentes. Les valeurs initiales des paramètres c_{10} sont identiques

pour les deux matériaux.

Paramètres des algorithmes. Il est possible d'ajuster certains paramètres des algorithmes d'optimisation pour les adapter au problème. Pour l'algorithme BLVM, plusieurs paramètres ont été ajustés :

- « λ » permet d'alterner entre un algorithme de Newton quand λ tend vers 0 et une méthode de descente de gradient qui est plus adaptée quand des grands incréments sont nécessaires. Par défaut il prend la valeur de 1. Dans le cadre des identifications, la valeur 2 lui est assignée pour limiter la divergence.
- « ν » permet de gérer la vitesse de basculement entre l'algorithme de Newton et de descente de gradient. À la fin de chaque itération, λ est multiplié par $\frac{1}{\nu}$ si le nouveau point trouvé est meilleur ou par ν s'il est moins bon. La valeur par défaut établie à 2 est conservée.
- « *deltadiff* » gère les pas de différences finies pour le calcul du gradient de la fonction coût. Par défaut, il est fixé à 1.10^{-4} , mais pour les besoins de l'identification, la valeur de *deltadiff* est définie à 0,2, ce qui permet de diminuer le temps de calcul en évitant les gradients trop faibles.
- « *xtol* » est le critère d'arrêt en rapport avec les variations relatives des paramètres à identifier. La valeur par défaut est de 1.10^{-25} , mais dans le cadre de cette étude on lui préférera la valeur de 1.10^{-12} pour diminuer le temps de calcul et parce qu'il n'y a plus d'évolution des propriétés à partir de cette valeur.

L'algorithme Nelder-Mead simplex n'a pas nécessité d'ajustement.

Pour l'algorithme CMA-ES, il faut définir la valeur du paramètre σ qui correspond à la taille du domaine de recherche. Il a été fixé à 0,3, ce qui permet de couvrir quasiment tout le domaine dans la première itération.

Hauteurs d'identification. La CE utilisée est de type progressive, c'est-à-dire qu'elle applique une forte pression au mollet et une faible pression à la cheville. Ainsi, la jambe ne se déforme quasiment pas à la cheville. L'identification des propriétés des matériaux s'effectue donc en minimisant la valeur de la fonction coût pour une ou plusieurs sections données situées au niveau du mollet. Deux hauteurs différentes dans la partie charnue du mollet (hauteurs H1 et H2 de la Figure III.18) ont été utilisées pour l'identification comme hauteurs de minimisation. La fonction coût a aussi été minimisée sur toute une tranche de la jambe comprise entre les hauteurs H1 et H2.

III.3.b Identification des propriétés des tissus mous

L'identification des propriétés des matériaux a été effectuée d'abord sur une seule hauteur, puis sur plusieurs hauteurs définissant une tranche de la jambe. Pour chaque méthode d'identification, les deux fonctions coûts (de forme et d'aire) ont été testées avec chacun des trois algorithmes (BLVM, NMs et CMA-ES).

Les résultats sont présentés dans des tableaux pour comparer les différentes techniques.

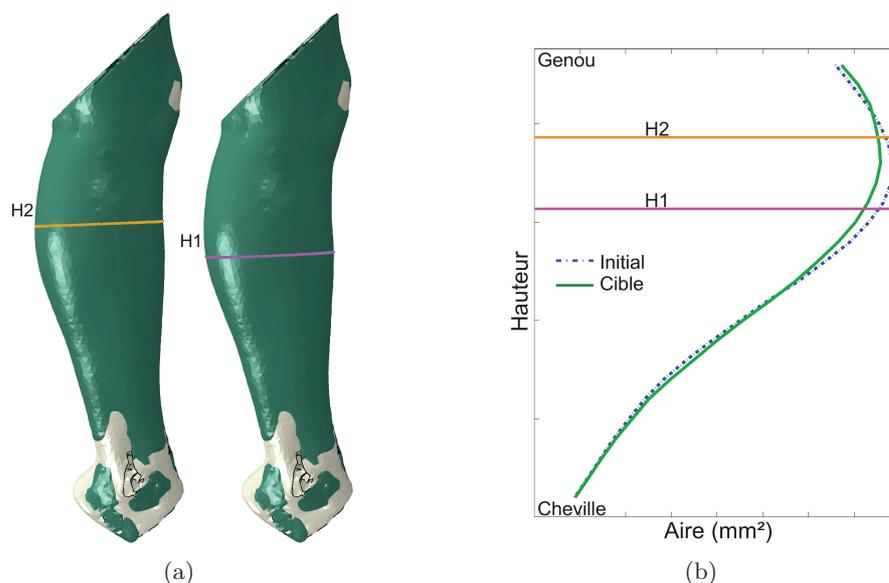


Figure III.18 : Définition des hauteurs H1 et H2 : (a) par rapport à la géométrie de la jambe, (b) par rapport au graphique des aires des jambes sans (initial) et avec (cible) CE.

Le critère de qualité est défini d'après la réduction de la fonction coût entre l'état initial (modèle non déformé) et l'état final (à la fin de la simulation avec les propriétés identifiées) : « % réduction » = $\frac{C_{simul} - C_{init}}{C_{init}}$. Ainsi, plus le pourcentage de réduction tend vers -100 %, plus l'identification est efficace.

III.3.c Résultats des identifications avec une fonction coût de forme

Cette fonction coût calcule la différence entre le rayon de la jambe cible et le rayon de la jambe simulée (en coordonnées cylindriques) pour les contours extérieur et intérieur (voir la section III.1.a, page 74).

À la hauteur H1

Le récapitulatif des résultats des identifications des matériaux à la hauteur H1 (Figure III.18) avec une fonction coût de forme apparaît sur le Tableau III.3a.

On peut voir que les résultats sont sensiblement les mêmes. Cependant, lorsque l'algorithme NMs démarre avec une valeur initiale de 6 kPa, les propriétés identifiées sont différentes pour tant la fonction coût est identique. Ce qui signifie qu'il doit exister une deuxième solution.

À la hauteur H2

Le récapitulatif des résultats des identifications des tissus mous à la hauteur H2 (Figure III.18) avec une fonction coût de forme apparaît sur le Tableau III.3b.

De la même manière qu'à la hauteur H1, les résultats sont sensiblement identiques. On note une nuance obtenue par l'algorithme BLVM avec une valeur initiale de 6 kPa qui fournit des

propriétés plutôt éloignées (+ 50 % pour le matériau 1) de celles identifiées avec une autre valeur initiale ou d'autres algorithmes.

Sur une tranche entre H1 et H2

Le récapitulatif des résultats des identifications des matériaux sur une tranche entre les hauteurs H1 et H2 (Figure III.18) avec une fonction coût de forme apparaît sur le Tableau III.3c.

Avec cette fonction coût, l'identification des propriétés sur une tranche entre H1 et H2 donne des résultats similaires quels que soient l'algorithme ou les valeurs initiales.

Bilan fonction coût de forme

Comme toutes les propriétés identifiées avec cette fonction coût sont sensiblement les mêmes, la Figure III.19 montre les contours intérieurs et extérieurs aux hauteurs H1 et H2 obtenus dans ces conditions avec les résidus.

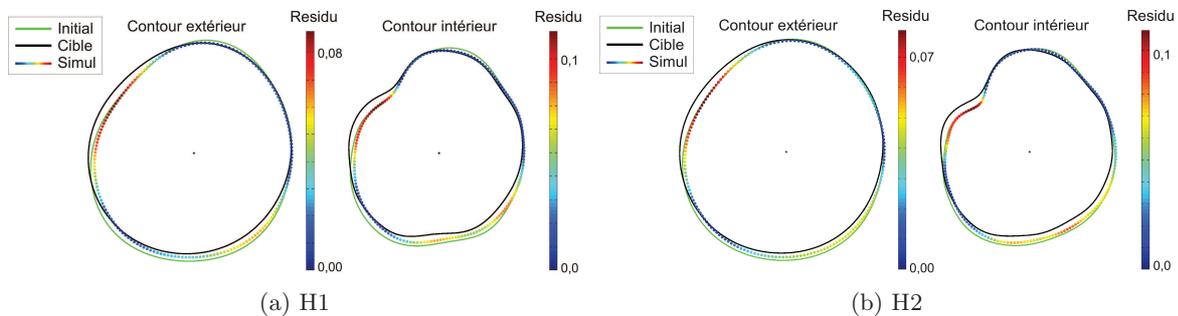


Figure III.19 : Contours extérieurs et intérieurs à la hauteur H1 (a) et H2 (b).

III.3.d Résultats des identifications avec une fonction coût d'aire

Cette fonction coût calcule l'aire se trouvant entre la courbe des aires en fonction de la hauteur entre les jambes cible et simulé pour les contours intérieur et extérieur (voir la section III.1.a, page 75).

Le récapitulatif des résultats des identifications avec une fonction coût d'aire aux hauteurs H1, H2 et pour la tranche entre H1 et H2 (Figure III.18) apparaissent sur les Tableaux III.4a, III.4b et III.4c.

La Figure III.20 montre le résultat de l'identification avec l'algorithme CMA-ES sur une tranche entre les hauteurs H1 et H2 avec une fonction coût d'aire. Elle représente l'aire pour les contours extérieur et intérieur suivant la hauteur de la jambe.

Bien que la réduction de la valeur de la fonction coût d'aire soit plus importante qu'avec la fonction coût de forme, il n'y a pas de tendance qui se dégage pour les propriétés identifiées. Il y a beaucoup de variation entre les algorithmes et en fonction des valeurs initiales. On remarque

algorithme	valeurs initiales (kPa)	identification (kPa)		% réduction	CPU
		c_{10} mat. 1	c_{10} mat. 2		
BLVM	2	2,19	3,12	-41,41	3h36
	6	2,74	2,99	-41,29	5h36
NMs	3	2,57	3,09	-41,44	3h03
	6	5,54	4,23	-41,44	6h32
CMA-ES	3	2,57	3,09	-41,44	42h59
	8	2,57	3,09	-41,44	30h09

(a) Résultats des identifications des propriétés avec une **fonction coût de forme à la hauteur H1** pour les trois algorithmes.

algorithme	valeurs initiales (kPa)	identification (kPa)		% réduction	CPU
		c_{10} mat. 1	c_{10} mat. 2		
BLVM	2	2,37	2,43	-39,25	5h36
	6	5,19	2,04	-38,75	3h06
NMs	3	2,05	2,26	-38,67	5h01
	8	2,05	2,26	-38,67	5h09
CMA-ES	3	2,05	2,26	-38,67	30h18
	8	2,05	2,26	-38,67	51h07

(b) Résultats des identifications des propriétés avec une **fonction coût de forme à la hauteur H2** pour les trois algorithmes.

algorithme	valeurs initiales (kPa)	identification (kPa)		% réduction	CPU
		c_{10} mat. 1	c_{10} mat. 2		
BLVM	2	2,32	2,57	-55,03	3h43
	4	2,87	2,64	-55,97	5h04
NMs	3	2,22	2,57	-56,02	4h40
	6	2,23	2,57	-56,02	6h51
CMA-ES	3	2,22	2,57	-56,02	28h34
	10	2,22	2,57	-56,02	29h29

(c) Résultats des identifications des propriétés avec une **fonction coût de forme sur une tranche entre H1 et H2** pour les trois algorithmes.

Tableau III.3 : Résultats des identifications avec une **fonction coût sur la forme**.

algorithme	valeurs initiales (kPa)	identification (kPa)		% réduction	CPU
		c_{10} mat. 1	c_{10} mat. 2		
BLVM	2	2,41	4,4	-92,71	3h53
	5	4,77	3,76	-93,03	0h34
NMs	3	3,93	4,36	-92,96	3h11
	8	8,74	3,61	-93,74	2h28
CMA-ES	3	4,89	4,21	-93,49	7h39
	10	37,03	1,41	-94,35	24h14

(a) Résultats des identifications des propriétés avec une **fonction coût d'aire à la hauteur H1** pour les trois algorithmes.

algorithme	valeurs initiales (kPa)	identification (kPa)		% réduction	CPU
		c_{10} mat. 1	c_{10} mat. 2		
BLVM	2	2,49	4,36	-76,28	1h00
	5	4,71	3,73	-76,83	0h35
NMs	3	3,93	4,36	-76,82	3h11
	8	8,84	3,05	-77,15	2h49
CMA-ES	3	7,30	3,97	-76,36	11h24
	6	5,54	4,23	-76,37	6h32

(b) Résultats des identifications des propriétés avec une **fonction coût d'aire à la hauteur H2** pour les trois algorithmes.

algorithme	valeurs initiales (kPa)	identification (kPa)		% réduction	CPU
		c_{10} mat. 1	c_{10} mat. 2		
BLVM	3	2,76	4,06	-86,68	4h26
	6	7,26	3,38	-88,2	3h24
NMs	3	3,35	4,03	-86,64	3h05
	11	12,68	2,71	-89,2	2h48
CMA-ES	3	6,74	3,60	-88,02	9h48
	10	18,93	2,34	-90,37	16h23

(c) Résultats des identifications des propriétés avec une **fonction coût d'aire sur une tranche entre H1 et H2** pour les trois algorithmes.

Tableau III.4 : Résultats des identification avec une **fonction coût sur l'aire**.

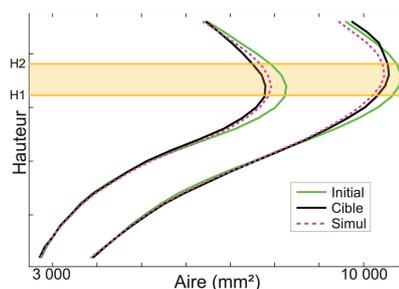


Figure III.20 : Résultat de l'identification avec une fonction coût d'aire sur une tranche entre H1 et H2.

que le matériau 1 paraît plus sensible que le matériau 2 aux valeurs initiales.

III.3.e Synthèse des résultats

Fonction coût

Avec une fonction coût de forme, quels que soient les algorithmes, toutes les identifications convergent vers le même résultat pour une identification à une hauteur donnée. La réduction de la fonction coût est à chaque fois du même ordre de grandeur.

À la différence de la fonction coût de forme, il y a une plus grande variabilité des résultats en utilisant la fonction coût d'aire. Les propriétés identifiées dépendent des valeurs initiales et des différents algorithmes. Ceci semble en accord avec le fait qu'elle contienne moins d'information.

On remarque que le temps de calcul est plus court avec une fonction coût d'aire qu'une fonction coût de forme :

- avec l'algorithme BLVM : temps de calcul entre 3h06 et 5h36 avec une fonction coût de forme et entre 0h34 et 4h26 avec une fonction coût d'aire ;
- avec l'algorithme NMs : temps de calcul entre 3h03 et 6h51 avec une fonction coût de forme et entre 2h28 et 3h11 avec une fonction coût d'aire ;
- avec l'algorithme CMA-ES : temps de calcul entre 28h34 et 51h07 avec une fonction coût de forme et entre 6h32 et 11h24 avec une fonction coût d'aire.

Hauteurs d'identification

Quelles que soient les hauteurs d'identification, les valeurs initiales et les algorithmes, les paramètres c_{10} identifiés pour les matériaux 1 et 2 avec la fonction coût de forme sont du même ordre de grandeur : entre 2,5 et 2,87 kPa pour le matériau 1 et entre 2,26 et 3,12 kPa pour le matériau 2. On note toutefois deux identifications qui se dégagent avec des valeurs identifiées à 5,19 et 5,54 kPa pour le matériau 1 et 2,04 et 4,23 kPa pour le matériau 2 (BLVM et NMs) obtenues avec un minimisation de la fonction coût sur H1 ou H2. La réduction de la fonction coût est de l'ordre de -41 % à la hauteur H1, de -38,5 % à la hauteur H2 et de -56,02 % pour la tranche entre H1 et H2.

Avec une fonction coût d'aire, la réduction de la fonction coût est d'environ -93 % à la

hauteur H1, de -77 % à la hauteur H2 et de -88 % pour la tranche entre H1 et H2. Cependant, Les propriétés identifiées ne sont jamais les mêmes car plusieurs jeux de propriétés peuvent donner la même valeur à la fonction coût d'aire.

Algorithmes d'optimisation

Lorsque la fonction coût d'aire est utilisée, les solutions dépendent des valeurs initiales des propriétés. Par contre, avec la fonction coût de forme, les algorithmes NMs et CMA-ES donnent à chaque fois les mêmes paramètres identifiés (sauf en H1 pour NMs) et la même valeur de fonction coût minimisée. L'algorithme BLVM permet d'obtenir des résultats assez proche ($\pm 15\%$) mais qui diffèrent suivant les valeurs initiales.

Il est intéressant de noter que, d'une manière générale, les temps de calcul pour les algorithmes BLVM et NMs sont relativement courts (entre 0h34 et 5h36 pour BLVM, et entre 2h28 et 6h51 pour NMs) alors que les temps de calcul avec l'algorithme CMA-ES peuvent être jusqu'à dix fois plus long (entre 6h32 et 51h07).

III.3.f Discussion et choix des conditions d'identification

Nous avons besoin de déterminer une méthode qui permette d'identifier les propriétés mécaniques des tissus mous de jambe sous compression pour pouvoir l'appliquer à plusieurs jambes sans avoir à refaire les réglages. Pour cela, il faut définir :

- une fonction coût,
- une hauteur d'identification,
- un algorithme d'optimisation.

Fonctions coût

Les résultats montrent que la fonction coût d'aire n'admet pas une solution unique. En effet, la grande variabilité des résultats fournis par les identifications pour des valeurs de fonction coût minimales très proches nous amène à écarter cette fonction coût.

Par contre, la fonction coût de forme semble être plus stable. C'est donc cette fonction qui sera utilisée par la suite même si le modèle ne permet pas une superposition sur certaines zones des contours (section II.4.a, page 60), cette fonction coût assure l'unicité de la solution. En outre, cette fonction coût permet de prendre en compte la variation de forme et la variation d'aire, elle est plus riche.

Hauteurs d'identification

Dans cette partie, seuls les résultats des identifications effectuées aux hauteurs H1 et H2, et sur la tranche entre H1 et H2 sont présentés. Des essais d'identification sur toute la hauteur de la jambe ont aussi été effectués (Figure III.21a). Cette solution n'a pas été retenue car il n'y a quasiment pas de déformation à la cheville ce qui tend à augmenter l'incertitude dû à la segmentation. De plus, l'identification sur toute la hauteur n'est pas pertinente puisque

la région 2 est trop hétérogène : le tendon d’Achille à la cheville est bien plus rigide que les muscles.

Une autre identification par une fonction d’aire a été effectuée au-dessus de H2, quand l’aire du contour cible est plus importante que l’aire du contour initial (Figure III.21b). Or, le modèle ne reproduit pas ce phénomène de bombement sur la partie haute du mollet. L’identification qui en résulte a donné des propriétés très élevées pour rigidifier l’ensemble et éviter la compression de la jambe.

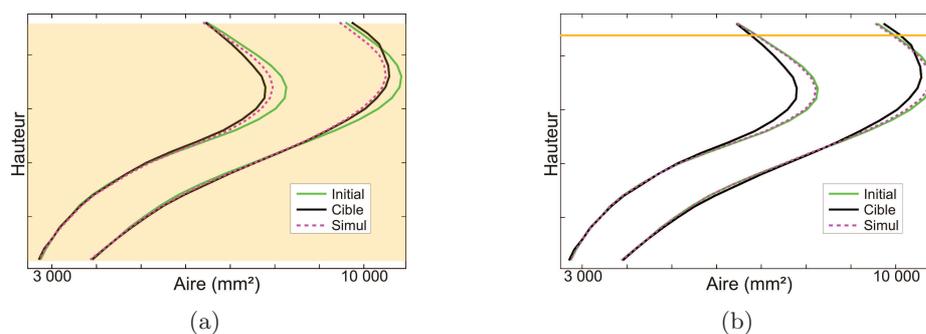


Figure III.21 : (a) Identification sur toute la hauteur de la jambe. (b) Identification sur une hauteur au-dessus de H2.

Il semble que les identifications effectuées sur une tranche située dans la partie charnue du mollet soient moins sensibles aux valeurs initiales. En effet, l’identification à une seule hauteur n’est pas forcément unique, même avec une fonction coût de forme, car il peut y avoir des compensations entre les matériaux. Par contre, si l’identification est effectuée sur une tranche contenant plusieurs hauteurs, l’hypothèse de l’unicité de la solution est acceptable.

Algorithmes d’optimisation

D’après les résultats obtenus, l’algorithme BLVM peut être écarté. Son efficacité n’est pas remise en cause puisque les résultats qu’il fournit ont une précision de $\pm 15\%$ par rapport aux deux autres algorithmes, ni même sa rapidité puisque c’est l’algorithme le plus rapide des trois. Mais le fait d’avoir un résultat qui dépend des valeurs initiales est rédhibitoire.

Il reste donc Nelder-Mead simplex et CMA-ES qui fournissent des résultats similaires. Le choix final s’est alors porté sur la rapidité de convergence. En effet, CMA-ES a besoin de presque dix fois plus de temps que Nelder-Mead simplex pour trouver la solution. Par la suite, c’est donc l’algorithme Nelder-Mead simplex qui sera utilisé.

Unicité de la solution

Il découle de ces résultats qu’il n’y a pas unicité de la solution en utilisant la fonction coût d’aire. L’aire des deux contours ne suffit pas pour avoir une solution unique. En effet, il peut y avoir un phénomène de compensation entre l’aire des deux matériaux.

Concernant la fonction coût de forme, il semblerait qu’elle soit beaucoup plus adaptée pour

ce problème, les identifications sont plus ciblées. Cependant, les propriétés identifiées par les algorithmes BLVM et NMs peuvent dépendre des valeurs initiales dans les cas où l'identification est effectuée sur une seule hauteur. En utilisant une tranche qui cumule cinq coupes, l'unicité est assurée.

L'apport du modèle 3D par rapport au modèle 2D

Dans l'étude précédente en 2D (Bouten, 2009; Avril *et al.*, 2010), l'identification des propriétés des tissus mous dans la jambe était basée sur les images d'une coupe horizontale de la jambe, là où le périmètre du mollet est le plus important. La variation d'aire de cette coupe entre l'état comprimé et l'état initial était de 4,5 %. L'hypothèse de déformation plane qui est couramment utilisée dans les problèmes 2D (Gefen, 2002; le Floc'h *et al.*, 2009) a été utilisée. Cependant, la jambe est très différente d'un cylindre infini. En conséquence, les effets verticaux peuvent être significatifs, justifiant le développement du modèle 3D.

Un aspect important du modèle 3D par rapport au 2D est la différence observée entre les variations d'aire d'une coupe localisée dans la moitié haute de la jambe ou dans la moitié basse (Figure III.18b). Dans la moitié inférieure, il n'y a quasiment pas de variation d'aire. Alors que dans la partie supérieure, on voit une diminution de l'aire au niveau de la région charnue du mollet, et au contraire une augmentation de l'aire près du genou. Ce qui fait qu'en moyenne, sur toute la jambe, la variation de volume est d'environ 0,5 % alors que la variation maximale d'aire est de 3,1 % pour la coupe située à mi-mollet, c'est-à-dire à la même hauteur que la coupe utilisée dans Bouten (2009) et Avril *et al.* (2010) (où la variation d'aire était de 4,5 %).

Le modèle 3D est donc plus adapté pour l'identification des tissus mous car il prend en compte les effets verticaux. En effet, dans l'approche 2D le module d'incompressibilité κ était sous-estimé. La perte d'aire dans la partie charnue du mollet est en partie compensée par le gain d'aire à d'autres hauteurs. Ainsi, sur toute la jambe, la variation de volume totale est d'environ 0,5 %.

D'après cette variation de volume, le module κ peut être grossièrement estimé par :

$$\kappa^{estim} = -V_0 \frac{\Delta Pr}{\Delta V} \quad (\text{III.10})$$

où V_0 est le volume de la jambe à l'instant initial, ΔPr la différence de pression et ΔV la différence de volume entre l'instant final et l'instant initial (Fung et Tong, 2001). Dans notre cas, nous avons une pression moyenne de 3,7 kPa et une pression maximale (moyennée dans la circonférence) de 5,8 kPa. Sachant que la variation de volume est de 0,5 %, la valeur de κ devrait être comprise entre 740 et 1160 kPa. Comme elle a été fixée à 1 000 kPa, la valeur choisie pour κ dans nos modèles rentre donc bien dans l'intervalle.

Conclusion sur la mise au point de l'identification

Une méthode d'identification des tissus mous d'une jambe sous CE a été développée. La finalisation de cette méthode a nécessité des essais pour déterminer les outils les plus pertinents

pour ce problème. Il en résulte que la fonction coût basée sur la forme du contour est la plus appropriée, compte tenu de l'unicité de la solution. Les algorithmes CMA-ES et Nelder-Mead simplex devancent l'algorithme BLVM car ils ne sont pas influencés par les valeurs initiales. Cependant, le choix s'est porté sur l'algorithme Nelder-Mead simplex car il est jusqu'à dix fois plus rapide que CMA-ES pour des résultats similaires. Enfin, la fonction coût est minimisée sur une tranche située dans la partie charnue du mollet, là où il y a plus de déformations dues à la CE progressive. La minimisation sur une seule coupe montre qu'il peut apparaître des problèmes de non unicité.

Conclusion

Ce chapitre a permis de développer une méthodologie pour identifier les propriétés des tissus mous d'une jambe sous CE. Cette méthode a été illustrée sur un cas test composé d'un seul matériau inerte. Ensuite, plusieurs méthodes ont été testées pour adopter le meilleur moyen d'identifier les propriétés des tissus mous d'une jambe par une méthode inverse. Les résultats obtenus avec deux fonctions coûts à minimiser, trois algorithmes d'optimisation et différentes hauteurs d'identification ont permis de sélectionner :

- la fonction coût de forme car elle possède une solution unique ;
- l'algorithme Nelder-Mead simplex car il est stable et il converge relativement rapidement ;
- une tranche de 30 mm située au plus fort du mollet où la fonction coût est minimisée, permettant d'assurer l'unicité de la solution.

Cette méthode d'identification sera éprouvée sur cinq autres jambes dans le chapitre suivant dans le cadre d'une étude clinique.

CHAPITRE IV

Application de la méthodologie sur plusieurs sujets

Sommaire

Introduction106
IV.1 Protocole106
IV.1.a Caractéristiques des sujets	107
IV.1.b Création des modèles	108
IV.1.c Identification des propriétés des tissus mous	110
IV.2 Résultats111
IV.2.a Propriétés mécaniques	111
IV.2.b Analyse des pressions	114
IV.2.c Synthèse	114
IV.3 Discussion116
Conclusion122

Introduction

L'origine de cette étude provient de la société BVSport[®] qui se questionnait sur la façon dont se transmet la pression des CE à l'intérieur des tissus mous de la jambe. Il en découle d'autres interrogations, comme par exemple l'effet de la morphologie de la jambe sur la transmission de pression. D'un point de vue mécanique, il est légitime de se demander si les propriétés mécaniques des tissus mous varient en fonction des patients et si cela a des conséquences sur la transmission de la pression. Pour répondre à ces questions, un projet mettant en jeu l'École Nationale Supérieure des Mines de Saint-Étienne et la société BVSport[®] a vu le jour. Un protocole a donc été mis en place avec l'aide de Jean-François POUGET, la Clinique Mutualiste de Saint-Étienne et la société BVSport[®]. Ce protocole a été soumis au Comité de Protection de la Personne (CPP) car il nécessitait d'impliquer des sujets sains, c'est-à-dire qui ne subissaient pas de traitement pour des troubles du retour veineux. La réalisation de ce protocole a été autorisée par l'Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé (AFSSAPS) le 28 décembre 2009. Des chaussettes de compression de la marque BVSport[®] (modèle *Pro Récup*) ont été offertes aux sujets participants à l'étude.

C'est dans ce contexte que cette étude a été constituée. Il s'agit d'utiliser la méthode développée précédemment pour construire des modèles EF de jambes sous CE à partir d'images médicales, puis d'en identifier les propriétés mécaniques des tissus mous. Les modèles fourniront une cartographie des pressions dans chaque jambe permettant de donner une indication sur l'efficacité et le confort de la CE. Ces modèles permettront de mettre en évidence le champ de pression à l'intérieur des tissus mous des jambes en fonction de la morphologie des sujets et des propriétés mécaniques personnalisées.

Dans un premier temps, le protocole permettant de créer un modèle EF des différentes jambes puis d'identifier les propriétés des tissus à l'aide d'une méthode inverse sera défini. Ensuite, l'analyse des résultats tels que le champ de pression dans les jambes et les propriétés identifiées nous permettra de conclure sur les caractéristiques qui sont susceptibles d'influer le plus sur l'efficacité ou le confort des CE.

IV.1 Protocole

Le déroulement du protocole est développé dans cette section. Le choix des sujets participant à l'étude ainsi que leurs caractéristiques physiologiques sont détaillés pour avoir une vision globale du panel. Puis, la description des modèles personnalisés créés à partir des images scanners est exposée pour chaque sujet. Ces modèles sont ensuite utilisés pour l'identification des propriétés des tissus mous.

IV.1.a Caractéristiques des sujets

La sélection des sujets s'est opérée parmi les volontaires de l'entourage souhaitant participer à l'étude et de sorte à avoir des géométries de jambe variées. Le protocole défini dans le rapport pour le CPP préconise que les sujets ne doivent pas souffrir de problème touchant à la circulation sanguine (pathologie veineuse, stents ou valves) ni d'obésité et leur âge doit être compris entre 18 ans et 90 ans (Annexe A). Une notice d'information décrivant le contexte et le protocole de l'étude a été adressée aux volontaires qui ont dû signer un consentement de participation (Annexe B).

Suite à cette campagne de recrutement, des images scanner de six jambes différentes ont été acquises avec et sans CE. Les caractéristiques des six sujets sont synthétisées dans le Tableau IV.1.

sujet	âge	sexe	poids (kg)	taille (m)	IMC (kg/m ²)	<i>Perim</i> (mm)	<i>C_{init}</i>
1	42	F	60	1,60	23,5	365	0,32
2	25	F	58	1,70	20	345	0,66
3	30	H	73	1,81	22,3	370	1,29
4	35	F	55	1,67	19,5	333	1,16
5	35	F	60	1,70	20,5	378	0,46
6	25	F	58	1,63	22	371	1,86

Tableau IV.1 : Caractéristiques des sujets volontaires : l'âge, le sexe, le poids, la taille, l'IMC, le périmètre de la jambe au niveau du mollet et un indice de mesure de la déformation de la jambe sous CE.

À partir du poids (kg) et de la taille (m), l'Indice de Masse Corporelle (IMC) est défini par : $IMC = \frac{P}{T^2}$. C'est un indice couramment utilisé par les médecins pour évaluer les risques de santé liés au sur-poids. L'interprétation de l'IMC se fait selon les critères définis par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) :

- moins de 16,5 : dénutrition,
- de 16,5 à 18,5 : maigreur,
- de 18,5 à 25 : corpulence normale,
- de 25 à 30 : sur-poids,
- de 30 à 35 : obésité modérée,
- plus de 40 : obésité morbide ou massive.

Tous les sujets étudiés font donc partie de la classe « corpulence normale ». Leur âge est compris entre 25 et 42 ans et il n'y a qu'un seul homme.

La mesure du périmètre de chaque jambe au niveau du mollet (*Perim*) a permis de définir la taille des chaussettes pour qu'elles soient adaptées aux sujets. Pour les chaussettes *Pro Récup* de BVSport[®], quatre tailles sont définies d'après *Perim* selon les dimensions d'application

(Figure IV.1). Durant l'acquisition des images, tous les sujets portaient une chaussette de taille M, sauf le sujet 4 qui avait une taille S. D'après le périmètre de leur mollet, les sujets 4 et 5 sont donc situés à la frontière entre deux tailles.

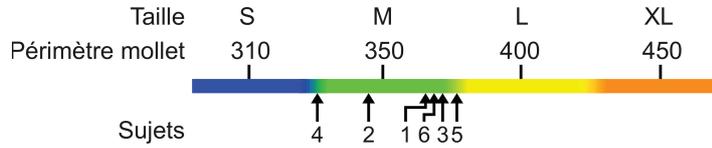


Figure IV.1 : Dimension d'application des chaussettes en fonction des périmètres des jambes.

Le dernier paramètre pris en compte pour caractériser les sujets est le paramètre C_{init} . Il permet d'établir la valeur qu'aurait la fonction coût de forme (définie dans la section III.1.a) à l'instant initial, c'est-à-dire en mesurant la similarité entre la forme du contour de la jambe cible et celle du contour de la jambe sans CE. Ce paramètre donne une mesure scalaire de la déformation des contours de la jambe sous l'effet de la CE, ainsi, plus il est faible, moins la jambe se déforme sous l'effet de la compression.

Le développement du modèle EF de jambe sous compression en 3D (chapitre II) et de la méthode d'identification (chapitre III) a d'abord été effectué sur le sujet 6 pour mettre au point la méthodologie.

IV.1.b Création des modèles

Construction géométrique

À partir des images scanners des jambes de chaque sujet, une segmentation des différents tissus a été appliquée de la même manière que dans la section II.1.b (page 27). Les trois régions définies sont :

région 1 : la peau, le tissu adipeux et quelques veines,

région 2 : les muscles, les vaisseaux sanguins, les tendons et les aponévroses,

région 3 : les os (tibia et fibula).

Une coupe de l'image scanner brute ainsi que le résultat de la segmentation sont donnés dans la Figure IV.2. On s'aperçoit que les jambes ont des formes différentes et des épaisseurs de tissus adipeux variables.

Par la suite, la transformation (rotation et translation) permettant de superposer la région 3 des jambes avec CE sur la région 3 des jambes sans CE a été calculée d'après la méthode de recalage décrite dans la section II.1.c (page 29).

Les maillages ont été créés à partir des images segmentées avec les mêmes critères de qualité que dans la section II.1.d. Ils contiennent entre 119 114 et 410 343 éléments (entre 24 862 et

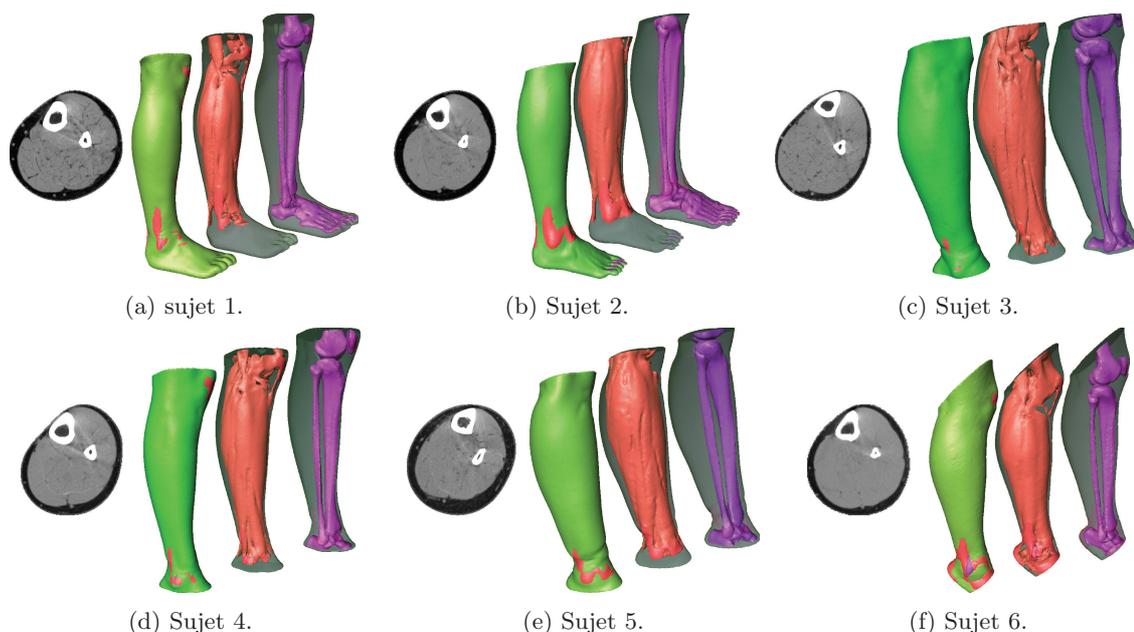


Figure IV.2 : Coupe horizontale des images scanner brutes et visualisation 3D de la segmentation pour les six jambes : contour extérieur, contour de la région 2 et contour de la région 3.

91 593 nœuds). Les éléments utilisés dans le logiciel Abaqus® sont de type C3D4H (tétraèdres linéaires avec une formulation hybride).

Conditions aux limites des modèles

De la même manière que dans la section II.3, les os sont supposés indéformables, donc les nœuds frontières des os sont fixés dans les trois directions de l'espace.

Une pression correspondant à la pression de la CE est appliquée sur le contour des jambes. Cette pression est calculée à partir de la loi de Laplace :

$$Pr = Raid \frac{\varepsilon}{Rc}$$

où $Raid$ est la raideur du textile dans la direction circonférentielle (en N/m), ε est la déformation du textile dans la direction circonférentielle et Rc est le rayon de courbure dans le plan horizontal de la jambe avec chaussette.

La raideur circonférentielle $Raid$ du textile est la même que celle définie dans la section II.3. En effet, pour garantir la qualité du produit, les chaussettes sont sensées avoir les mêmes courbes de traction.

La déformation circonférentielle des chaussettes ε a été calculée pour chaque jambe. Parmi les six sujets, quatre ont une déformation d'environ 0,42. Le sujet 2 a une déformation inférieure de 23 %, par conséquent, la tension de la chaussette sera donc inférieure de 23 % par rapport aux jambes des sujets 1, 3, 5 et 6. Le sujet 4 a une déformation qui est 12 % plus élevée que pour les autres sujets.

sujets	périmètres jambe (mm)	déformation chaussette
1	365	0,40
2	345	0,32
3	370	0,42
4	333	0,60
5	378	0,45
6	371	0,43

Tableau IV.2 : Déformation des chaussettes (ε) suivant les sujets.

Les rayons de courbure ont, eux, été calculés sur les jambes avec CE. Ainsi, la pression appliquée correspond directement à la pression qu’applique la CE à l’état final. Sur la Figure IV.3 on note une grande disparité dans la distribution du rayon de courbure en fonction des jambes, et par conséquent, une grande disparité des pressions appliquées.

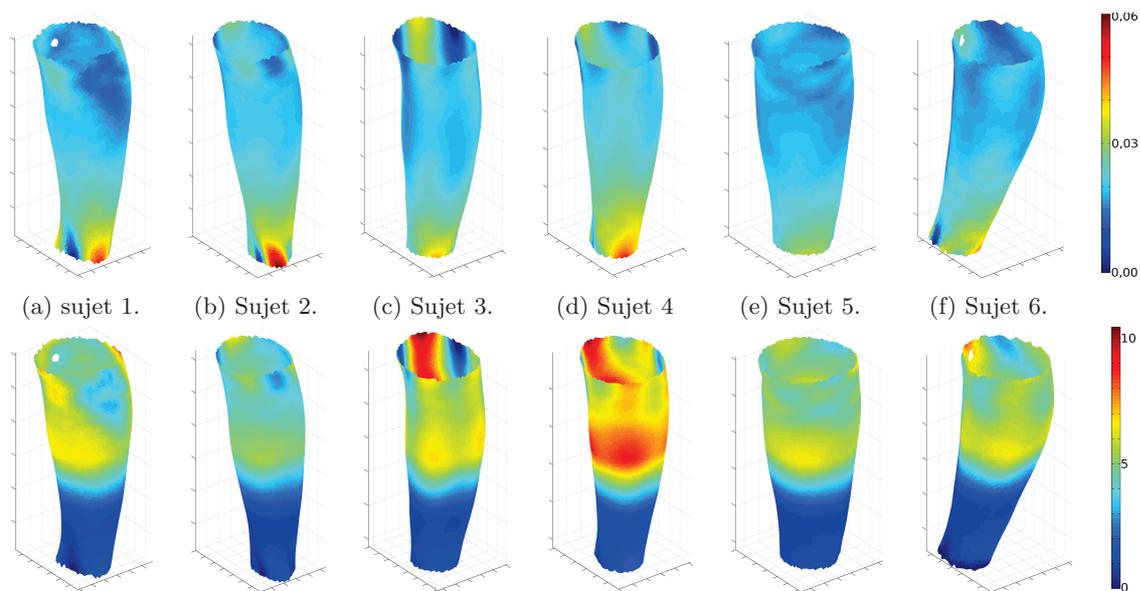


Figure IV.3 : Courbure (en haut, en m^{-1}) des jambes et pression appliquée (en bas, en kPa) en fonction des sujets (vue postéro-intérieure).

IV.1.c Identification des propriétés des tissus mous

Les modèles de jambe ont permis d’identifier les propriétés des tissus de la région 1 et 2 à l’aide d’une méthode inverse décrite dans le chapitre précédent. Le principe est d’utiliser les images scanner des jambes avec et sans CE ; de créer un modèle EF à partir des images sans chaussette ; puis de rechercher les propriétés qui permettent de minimiser une fonction coût mesurant la corrélation d’un point de vue géométrique entre la jambe avec chaussette et le

résultat de la simulation.

Une étude préliminaire a permis de définir la fonction coût la plus pertinente pour ce problème. Le choix s'est arrêté sur une fonction coût basée sur le contour (section III.1.a, page 74). Elle permet de mesurer la différence de forme entre les contours cible (image de la jambe avec chaussette) et simulé, à une section horizontale donnée. Le calcul est effectué sur les contours extérieur et intérieur, c'est-à-dire le contour extérieur de la jambe et le contour intérieur du matériau 1, respectivement. Elle est calculée sur environ cinq sections consécutives (correspondant à une tranche de 30 mm) localisées dans la partie la plus charnue du mollet, là où il y a la plus grande différence d'aire entre le contour cible et le contour initial.

D'après l'étude qui a été présentée dans le chapitre III, l'algorithme qui va être utilisé pour minimiser cette fonction coût est l'algorithme Nelder-Mead simplex. Cet algorithme local ne gère pas les bornes des propriétés. Pourtant, la solution qu'il fournit semble ne pas dépendre des valeurs initiales des propriétés si la solution est unique et il ne teste pas des propriétés non physiques. En outre, sa convergence est relativement rapide par rapport aux autres algorithmes testés.

Les paramètres c_{10} à identifier débuteront l'identification avec une valeur initiale de 3 kPa pour les deux matériaux, tandis que les paramètres κ sont fixés à 1 MPa tout au long du calcul.

IV.2 Résultats

IV.2.a Propriétés mécaniques

Les valeurs obtenues lors des identifications sont présentées dans le Tableau IV.3. La réduction de la fonction coût entre C_{init} et C_{simul} (la valeur de la fonction coût à la fin de l'identification) peut être un indicateur sur la capacité du modèle à déformer la jambe et s'approcher au mieux de la forme cible. Il renseigne sur l'efficacité de l'identification. Ainsi, on a défini :

$$\% \text{ réduction} = \frac{C_{simul} - C_{init}}{C_{init}} \times 100$$

Sur le Tableau IV.3, ce sont les sujets 4 et 5 qui ont une réduction de fonction coût la plus importante, l'identification est donc efficace pour ces modèles. On remarque que l'on ne peut pas corréler le C_{init} avec l'efficacité de l'identification. Ainsi, il est impossible de prévoir si l'identification des propriétés des tissus mous est efficace en se basant uniquement sur l'écart entre la forme de la jambe sans chaussette et la forme de la jambe avec chaussette.

On peut constater que la méthode d'identification appliquée au sujet 1 n'est pas très efficace. En effet, la fonction coût est réduite d'à peine 15 % et les valeurs des paramètres c_{10} identifiés sont élevés par rapport aux autres valeurs (entre 6 et 100 fois plus élevé pour le matériau 1 et entre 1,75 et 3,5 fois plus élevé pour le matériau 2). Si l'on exclut le sujet 1, les paramètres c_{10} identifiés pour le matériau 2 sont compris entre 2,42 et 4,62 kPa, soit une moyenne de

Sujets				% réduction	identification (kPa)	
n°	âge	IMC	C_{init}		c_{10} mat. 1	c_{10} mat. 2
1	42	23,5	0,32	-14,88	100,02	7,17
2	25	20	0,66	-26,91	1,66	4,62
3	30	22,5	1,29	-56,02	14,50	2,42
4	35	19,5	1,16	-81,17	5,24	2,85
5	35	20,5	0,46	-79,28	17,22	3,78
6	25	22	1,86	-56,02	2,22	2,57

Tableau IV.3 : Résultats des identifications des propriétés des tissus mous des jambes des six sujets.

3,25 kPa et un écart type de 0,93 kPa. Les propriétés identifiées pour le matériau 2 sont donc comparables quels que soient les sujets. Par contre, les paramètres c_{10} identifiés pour le matériau 1 sont plus dispersés. Ils sont échelonnés entre 1,66 et 17,22 kPa, soit une moyenne de 8,17 kPa et un écart type de 7,22 kPa.

La Figure IV.4 permet de visualiser les résultats de l'identification. On voit les contours initiaux, cibles et simulés obtenus avec les propriétés identifiées ainsi que les aires.

La Figure IV.4 montre que pour le sujet 1, les contours cible et simulé ne se superposent pas. Les propriétés identifiées ne permettent pas de déformer la jambe comme le contour cible.

Pour les sujets 2, 3 et 6, les réductions de la fonction coût se situent entre 27 % et 56 %. On constate que les contours simulés se superposent relativement bien avec les contours cibles dans les parties frontales et postérieures des jambes. Cependant, on retrouve les mêmes problèmes de réalisme rencontrés dans la section II.4.a (page 60) puisque les jambes ne s'arrondissent pas assez sous l'action de la CE par rapport aux contours cibles. C'est notamment le cas pour les contours près du tibia, sur le côté intérieur des jambes.

Par contre, l'identification est performante pour les sujets 4 et 5. En effet, la réduction de la fonction coût est de près de 80 %. Sur la Figure IV.4, on voit qu'il y a une bonne superposition des contours et des aires (sauf pour l'aire extérieure du sujet 4).

D'une manière générale, l'identification avec une fonction coût de forme a aussi permis de satisfaire la fonction coût d'aire, mis à part l'aire du contour intérieur du sujet 3 et l'aire du contour extérieur des sujets 4 et 6. Dans le cas du sujet 3, il n'y a quasiment pas de variation d'aire entre le contour initial et le contour cible, alors que l'aire des contours simulés intérieur et extérieur est inférieure de 0,6 % à l'aire du contour cible. De la même manière, on note qu'il n'y a pratiquement pas de variation d'aire entre les contours cible et initial pour le sujet 1.

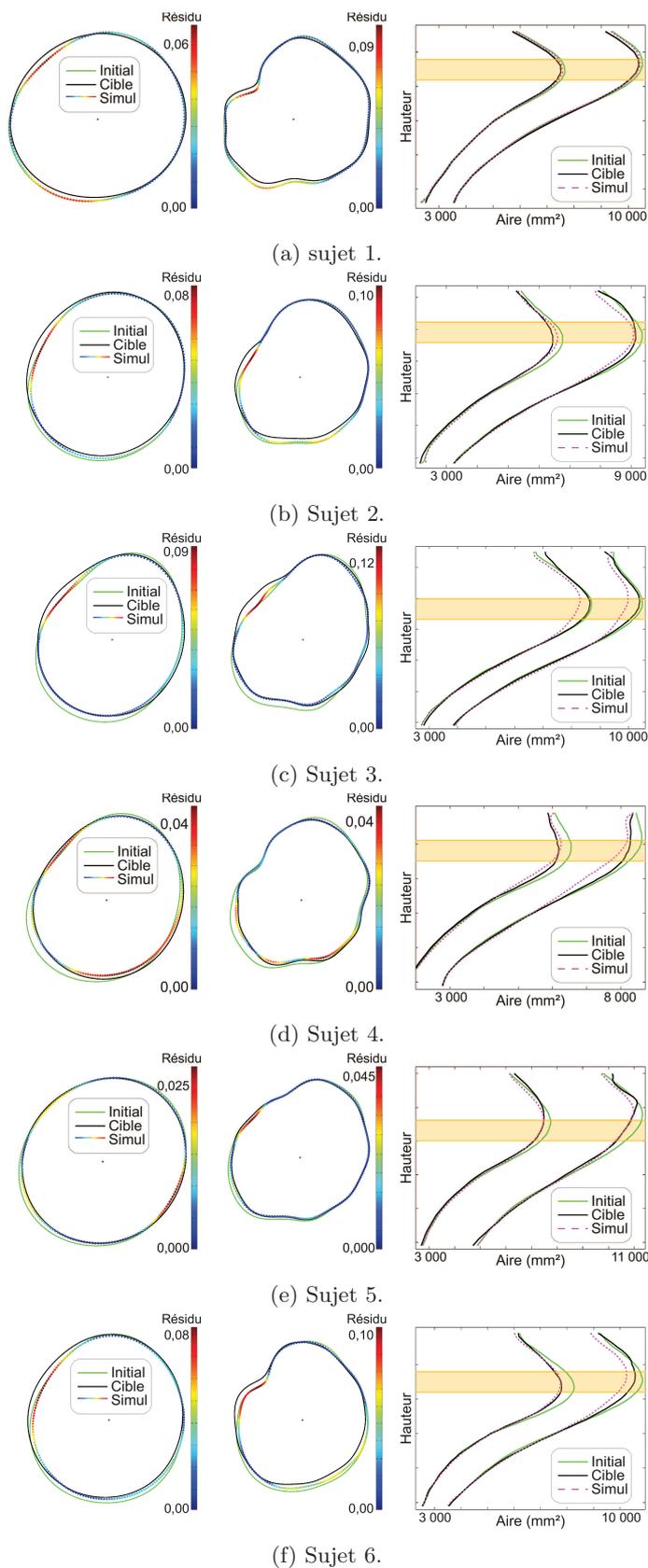


Figure IV.4 : Résultats des identifications. De gauche à droite : contours extérieur et intérieur pris à mi-mollet, et aire des jambes suivant la hauteur. En orange, la tranche d'identification.

IV.2.b Analyse des pressions

La Figure IV.5 montre la carte de pression pour chaque jambe à une hauteur située dans la tranche d'identification. On remarque que la transmission de la pression à l'intérieur des tissus mous de la jambe a une grande variabilité inter-sujet. Il apparaît clairement que le sujet 4 subit de plus fortes pressions par rapport aux autres sujets. Le point commun de ces cartes de pression est que, mis à part le sujet 1, les pressions maximales sont situées sur l'avant de la jambe, près du tibia. En effet, l'avant de la jambe est caractérisé par un faible rayon de courbure impliquant une plus forte pression appliquée due à la loi de Laplace. Cette pression élevée est donc transmise aux tissus mous environnants. De plus, la présence du tibia qui est indéformable près de cette zone de plus fortes pressions appliquées peut provoquer une compression excessive des tissus mous. La pression maximale du sujet 1 est localisée dans la région 1 à l'intersection entre le tibia et la région 2. On remarque que pour les sujets 3, 4, 5 et 6, il y a une légère surpression sur la face postérieure des jambes, au niveau des muscles gastrocnémiens (les muscles jumeaux). Chez ces sujets, ces muscles sont relativement saillants laissant apparaître de faibles rayons de courbure et, par conséquent, la pression appliquée est plus forte.

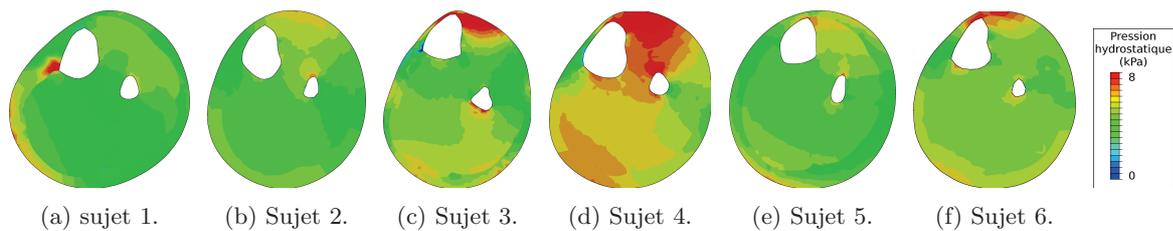


Figure IV.5 : Pression hydrostatique au niveau de la zone d'identification.

IV.2.c Synthèse

Efficacité

L'efficacité des CE sur les sujets peut être synthétisée par la Figure IV.7. Les figures représentent les pressions moyennes appliquées et les moyennes des pressions hydrostatiques dans les tissus mous relevées aux positions des trois principales veines profondes en fonction de la hauteur de la jambe, pour chaque sujet. La position anatomique de ces veines profondes est présentée dans la Figure IV.6a et est définie à partir de la position des os. Les relevés de pression sont effectués sur une hauteur comprise entre le haut du mollet et le milieu de la jambe (Figure IV.6b). En effet, les pressions hydrostatiques dans la moitié inférieure de la jambe sont très faibles étant donné que la compression est progressive. Ces résultats sont dressés à partir des cartographies de pression présentées dans la Figure IV.5.

Les pressions maximales appliquées (moyennées dans la circonférence, Figure IV.7) sont toutes du même ordre de grandeur ($6 \pm 0,5$ kPa), seules les pressions subies par les veines

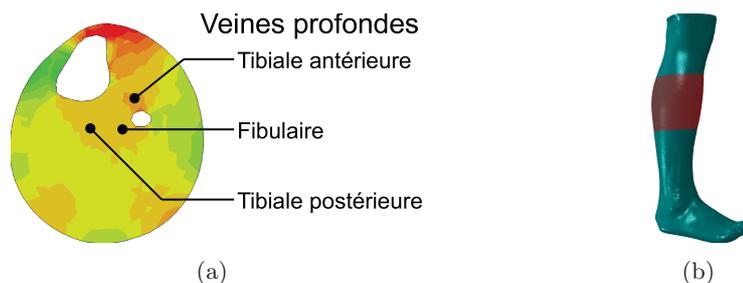


Figure IV.6 : (a) Les trois principales veines profondes de la jambe. (b) Hauteurs de prélèvement des pressions en rouge.

profondes varient d'un sujet à l'autre. Sauf pour le sujet 4 qui subit une pression maximale appliquée de l'ordre de 7,5 kPa. D'ailleurs, on note que les veines profondes de ce sujet subissent de plus fortes pressions qui sont comparables aux pressions appliquées. Le sujet 1 semble avoir les pressions les plus faibles ressenties par les veines profondes. Au niveau du mollet, la pression dans les veines profondes est d'environ 40 % inférieure à la pression appliquée. Les graphes des sujets 2, 3, 5 et 6 montrent des similarités. La pression relevée aux positions des veines profondes est inférieure de 10 % par rapport à la pression appliquée, à la hauteur du mollet.

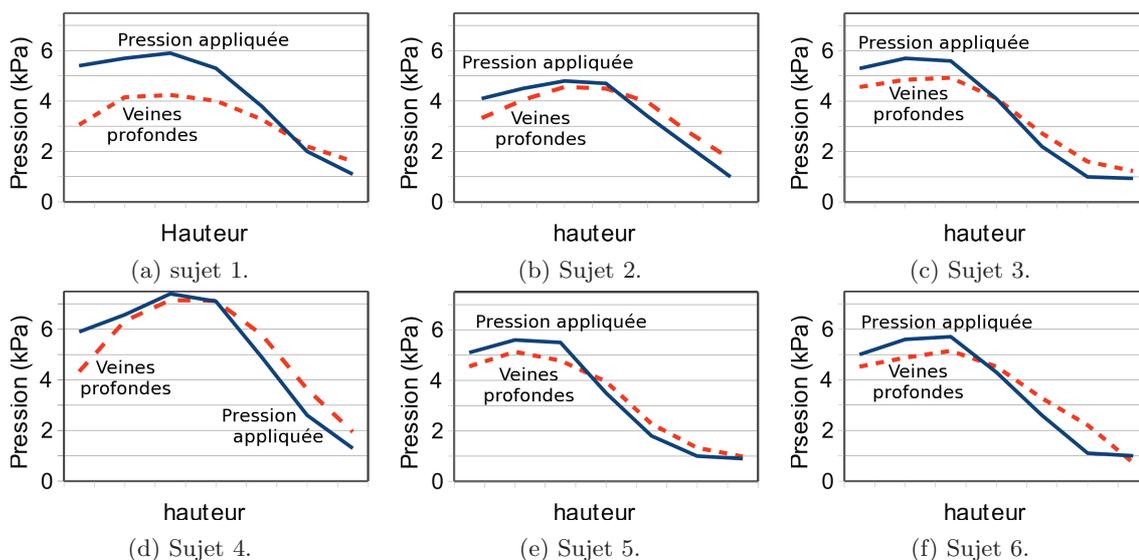


Figure IV.7 : Pression hydrostatique moyenne relevée aux positions des veines profondes comparée à la pression appliquée (moyennée à chaque section) en fonction de la hauteur de la jambe (à gauche le genou, à droite la moitié inférieure de la jambe).

Confort

Le Tableau IV.4 montre les pressions moyennes et maximales appliquées sur chaque jambe, et les pressions hydrostatiques moyennes et la dixième valeur maximale des pressions hydrostatiques dans les tissus mous de chaque jambe. La dixième valeur maximale des pressions hydrostatiques a été préférée à la pression maximale qui peut être perturbée par des erreurs

numériques telles qu'un élément excessivement distordu. Seules les pressions hydrostatiques des éléments compris entre les hauteurs supérieure et inférieure de la chaussette sont utilisées pour calculer la moyenne. En effet, certaines jambes ont un maillage qui descend jusqu'au pied, d'autres jusqu'à la cheville, ce qui peut influencer sur la pression moyenne.

Sujets			Pression hydrostatat. (kPa)		Pression appliquée (kPa)	
n°	âge	IMC	moyenne	maximale	moyenne	maximale
1	42	23,5	2,63 ₅	9,93 ₃	3,26 ₆	6,46 ₅
2	25	20	2,87 ₄	7,49 ₆	3,39 ₅	6,37 ₆
3	30	22,5	3,15 ₂	12,65 ₁	3,62 ₃	10,09 ₂
4	35	19,5	3,80 ₁	11,49 ₂	4,70 ₁	11,19 ₁
5	35	20,5	3,01 ₃	8,54 ₅	3,46 ₄	6,70 ₄
6	25	22	2,48 ₆	8,57 ₄	3,68 ₂	8,05 ₃
Moyenne			2,99 ± 0,47	9,78 ± 1,97	3,69 ± 0,52	8,14 ± 2,06

Tableau IV.4 : Bilan sur le confort des chaussettes. Les indices en vert correspondent au classement du sujet dans la colonne par valeurs décroissantes.

Il en ressort que, globalement, les pressions hydrostatique et appliquée, qu'elles soient moyennes ou maximales, sont liées. En effet, ce sont les mêmes modèles de jambe qui subissent les plus fortes pressions hydrostatiques que celles sur lesquelles sont appliquées les plus fortes pressions. En outre, on note que les pressions hydrostatiques moyennes sont toujours inférieures d'un facteur 0,8 par rapport aux pressions moyennes appliquées. En revanche, les pressions appliquées maximales sont toujours inférieures aux pressions hydrostatiques maximales. On note que la variation des pressions maximales est plus importante que la variation des pressions moyennes : la variation est inférieure à 0,5 kPa pour les pressions moyennes alors qu'elle est d'environ de 2 kPa pour les pressions maximales. On remarque aussi une certaine correspondance entre l'IMC des sujets et la pression moyenne appliquée : plus l'IMC est faible, plus la pression moyenne appliquée est importante. Cependant, cette remarque n'est pas valable pour les sujets 3 et 6 qui ont un IMC relativement élevé mais des pressions appliquées relativement fortes.

IV.3 Discussion

Positionnement par rapport à la littérature

Dans la littérature, le comportement des tissus mous biologiques du membre inférieur sont souvent représenté par une loi linéaire. Des modèles plus complexes utilisent des lois non linéaires de type Ogden ou Néo-Hooke. Portnoy *et al.* (2008) ont développé un modèle de jambe

amputée dont les propriétés sont issues d'identification sur un muscle de porc. Le comportement du matériau est supposé incompressible et le paramètre c_{10} utilisé est de 4,25 kPa. Cette valeur est relativement proche des valeurs identifiées dans cette étude pour ce matériau ($3,25 \pm 0,93$ kPa). Par contre, concernant le tissu adipeux, Tran *et al.* (2007) obtiennent par identification une valeur de $0,42 \pm 0,05$ kPa pour le paramètre c_{10} de l'hypoderme (constitué principalement de tissu adipeux). La valeur obtenue pour le tissu adipeux de la jambe a été estimée à $8,17 \pm 7,22$ kPa dans cette étude. Cette valeur est vingt fois plus élevée que celle identifiée par Tran *et al.* (2007). Cependant, dans l'étude de Tran *et al.* (2007), le modèle était en 2D en déformation plane et le paramètre κ a été identifié à $36 \pm 0,9$ kPa, alors que ce paramètre a été fixé à 10^3 kPa pour la jambe. Or, nous avons pu constater dans la section III.3.f (page 102) que les propriétés identifiées avec un modèle 2D de jambe en déformations planes (Bouten, 2009) n'étaient pas similaires à celles identifiées avec l'actuel modèle 3D.

D'une manière générale, on peut trouver dans la littérature des valeurs de propriétés Néo-Hookéennes sur les tissus mous biologiques autres que les muscles ou le tissu adipeux. Par des essais d'indentation, Ahn et Kim (2009) ont identifié les propriétés d'un foie de porc ($c_{10} = 0,416 \pm 0,048$ kPa) et Tillier *et al.* (2004) ont identifié les propriétés du rein ($c_{10} = 3,4$ kPa) et de l'utérus ($c_{10} = 40$ kPa).

Dans l'étude de Nakhostine *et al.* (1993), des pressions intramusculaires dans le mollet ont été relevées en position couchée avec et sans contraction musculaire. Les pressions enregistrées au repos étaient de l'ordre de 0,5 kPa alors que lorsque le muscle était contracté, les pressions intra-musculaires avoisinaient les 20 kPa. Seulement, notre modèle fournit un champ pression hydrostatique qui correspond entre un état comprimé par une CE et un état non comprimé qui est de 3 kPa en moyenne. On constate alors que le champ de pression induit par une CE est 6,5 fois plus faible que la pression intra-musculaire occasionnée par la contraction musculaire.

Panel

Dans le panel, il n'y a qu'une seule jambe d'homme contre cinq jambes de femme. Tous les sujets sont en bonne santé et relativement jeunes puisqu'ils ont entre 25 et 42 ans. Ainsi, nous ne proposons pas ici un échantillon représentatif de la population, l'objectif est avant tout de mieux comprendre les effets de la CE sur les tissus mous de la jambe. De plus, ces six sujets montrent des variabilités géométriques et anatomiques permettant de mettre à l'épreuve la méthode développée dans ce travail de thèse. La taille des chaussettes a été définie par des médecins, par conséquent nous avons supposé que les chaussettes étaient adaptées aux jambes des sujets.

Identifications

Comme cela avait été mis en évidence dans le chapitre II, les modèles de jambe éprouvent des difficultés à se superposer sur le contour cible au niveau du côté intérieur de la jambe,

près du tibia (Figure II.28b, page 60). Sauf pour le sujet 5 qui a la particularité d'avoir le contour cible et le contour initial qui se superposent à cet endroit. C'est sans doute pour cette raison que la réduction de la fonction coût est aussi importante pour ce sujet. Néanmoins, des enrichissements du modèle sont possibles pour améliorer la superposition des contours. Par exemple, la représentation du comportement du tissu adipeux par des lois plus complexes permettrait sans doute de s'approcher encore plus du contour cible.

Le mauvais recouvrement du modèle au niveau de cette zone peut expliquer une aire des contours simulés inférieure à l'aire du contour cible. En effet, l'utilisation de la fonction coût de forme permet de se rapprocher de la forme des contours cibles, mais cela peut être au détriment de l'aire. Par exemple, pour les sujets 4 et 6, alors que l'aire du contour intérieur est comparable à l'aire cible, l'aire du contour extérieur est nettement inférieure dans le cas simulé par rapport à celle du contour cible (Figure IV.4). Pour le sujet 3, c'est le contour intérieur du modèle qui semble avoir une aire qui diminue sous l'effet de la pression.

L'identification des propriétés des tissus mous n'a pas été efficace sur le sujet 1. En effet, la réduction de la fonction coût est d'à peine 15 %. Cela peut s'expliquer par le fait que le C_{init} du sujet 1 est le plus faible de tout le panel, et cette différence entre le contour cible et le contour initial vient principalement de la zone où le contour simulé ne se superpose pas sur le contour cible. Ainsi, l'identification ne trouve pas de solution permettant de réduire significativement la fonction coût car le résidu provient de cette zone.

Il y a une grande dispersion dans les propriétés identifiées du matériau 1. Les valeurs obtenues sont de $8,17 \pm 7,22$ kPa contre $3,25 \pm 0,93$ kPa pour le matériau 2. La dispersion des valeurs obtenues pour le matériau 1 peut être naturelle. Cependant, l'identification des propriétés de ce matériau est discutable. En effet, la non prise en compte du frottement de la chaussette sur la peau et du glissement des tissus adipeux sur les tissus plus profonds peut en être la cause.

On peut remarquer que les contours simulés se superposent bien sur les contours cibles aux zones où les pressions appliquées sont les plus fortes : à l'avant de la jambe, près du tibia et sur la face postérieure de la jambe, sur les muscles gastrocnémiens. On peut alors supposer que la réponse du modèle aux faibles pressions est moins performante. C'est peut-être aussi pour cette raison que l'identification n'est pas efficace pour le sujet 1 : les pressions appliquées sont les plus faibles (Tableau IV.4) car la jambe est presque ronde et il y a très peu de variation de courbure.

Paramètres influant sur la pression hydrostatique dans les tissus mous

Il est clair que la pression hydrostatique dans les tissus mous est fortement corrélée avec la pression appliquée. On retrouve, pour tous les sujets, que la pression hydrostatique moyenne est inférieure de 20 % à la pression moyenne appliquée. Cela est en accord avec la théorie en prenant comme exemple un disque en déformation plane, soumis à une compression diamétrale constante sur tout le contour. La pression hydrostatique dans le disque est constante et

inférieure à la pression appliquée. En effet, la pression hydrostatique est définie par :

$$p = -\frac{1}{3}(\sigma_{11} + \sigma_{22} + \sigma_{33})$$

or dans le cas du disque, on a : $\sigma_{11} = \sigma_{22} = -Pr$, où Pr est la pression appliquée. Sous l'hypothèse des petites déformations et avec un comportement linéaire élastique (loi de Hooke) on a :

$$\sigma_{33} = \nu(\sigma_{11} + \sigma_{22})$$

Sachant que le coefficient de Poisson, ν , ne peut pas être supérieur à 0,5, σ_{33} est forcément inférieur à σ_{11} et σ_{22} . Par conséquent, la pression hydrostatique est nécessairement inférieure à la pression appliquée.

Seulement, la jambe n'est pas totalement ronde et la pression appliquée dépend de son rayon de courbure. En outre, plus la pression maximale appliquée est forte, plus la pression hydrostatique maximale est importante en ayant des valeurs plus élevées que la pression maximale appliquée. La forme de la jambe, dont dépend les rayons de courbure, joue donc un rôle prépondérant dans la façon dont la pression va se transmettre aux tissus mous.

On peut alors se demander s'il est possible de corrélérer la variation de rayon de courbure de la jambe avec un paramètre physiologique facile à mesurer tel que l'IMC, par exemple. Selon l'OMS, l'IMC donne une indication approximative, il ne correspond pas forcément au même degré d'adiposité d'un individu à l'autre puisqu'il ne tient pas compte du rapport graisse/muscle. Cela a été constaté dans notre panel dans la Figure IV.8. En effet, l'IMC a été comparé à l'épaisseur de la région 1 qui correspond aux tissus adipeux. Pour chaque sujet, l'épaisseur de la région 1 a été mesurée dans une section à mi-jambe. Pour que les sections des différentes jambes se correspondent, la hauteur des sections a été définie au niveau de l'extrémité du muscle gastrocnémien médial. Ensuite, cette épaisseur (nommée b dans la Figure IV.8a) a été divisée par le diamètre de la jambe mesuré à cette section, dans le plan sagittal de la jambe (nommé a) pour obtenir une épaisseur relative.

Sur la Figure IV.8b qui met en relation l'IMC avec l'épaisseur relative du tissu adipeux, on remarque que les sujets 3 et 6 ont un IMC relativement élevé. Pourtant, ce sont les individus qui ont la plus faible épaisseur de tissu adipeux. Le sujet 3 est un homme, il a plus de muscle et moins de réserve adipeuse qu'une femme. Comme la masse volumique des muscles est plus élevée que celle de la graisse, par conséquent, l'IMC d'un homme est généralement plus élevé qu'une femme.

La Figure IV.9 montre la courbure circonférentielle de la jambe de chaque sujet. Il est intéressant de noter qu'il y a une forte corrélation entre la courbure maximale et l'épaisseur de la région 1. En effet, les sujets apparaissent dans le même ordre si on les classe en fonction de la courbure maximale ou en fonction de l'épaisseur de la région 1. Ainsi, l'épaisseur du tissu adipeux est sans doute un meilleur indicateur pour mettre en évidence les variations de rayons de courbure de la jambe plutôt que l'IMC.

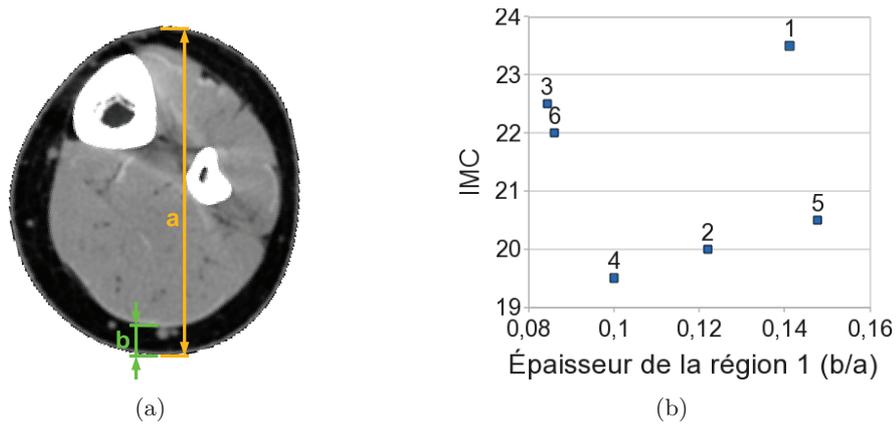


Figure IV.8 : (a) Mesure de l'épaisseur du tissu adipeux. (b) Comparaison de l'épaisseur de la région 1 rapportée au diamètre de la jambe avec l'IMC en fonction des sujets (identifiés par leur numéro).

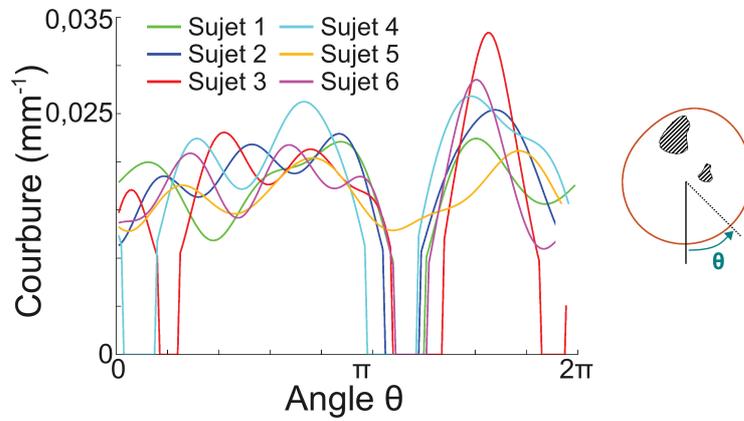


Figure IV.9 : Courbure du contour des jambe des sujets 4 et 5 pour une section du mollet.

Aspect médical

Comme nous avons pu le voir, les cartographies des champs de pression hydrostatique sont très variables en fonction des sujets étudiés. Cependant, la Figure IV.7 permet de dégager trois catégories. La première se rapporte au sujet 4 où la pression hydrostatique aux positions des veines profondes est quasiment identique à la pression appliquée. La deuxième correspond aux sujets 2, 3, 5 et 6, où la pression hydrostatique aux positions des veines est inférieure de 10 % à la pression appliquée. Enfin la dernière catégorie peut être comparée au sujet 1 où la pression hydrostatique aux positions des veines est inférieure de 40 % à la pression appliquée. Ainsi, pour une chaussette adaptée à son mollet, le sujet 4 se sentira sans doute trop comprimé par la CE, alors que l'efficacité de la CE sur le sujet 1 sera peut-être inférieure à ce qui était attendu.

Actuellement, la taille de la CE est définie par la mesure du périmètre de la jambe du patient. En effet, la loi de Laplace permet de connaître la pression moyenne appliquée en utilisant

l'hypothèse que la jambe est ronde pour retrouver le rayon à partir du périmètre. Or, les jambes de certains sujets ont de fortes variations de rayon de courbure issues de muscles saillants ou d'une maigreur prononcée. Par conséquent, la pression appliquée maximale est importante alors que la pression appliquée moyenne est identique à une jambe ronde de même périmètre. Il en résulte que les fortes pressions sont transmises aux tissus mous profonds pouvant provoquer de l'inconfort, contrairement à une jambe plus ronde où la pression transmise est plus homogène. Pourtant, la pression moyenne appliquée et transmise sont quasiment similaires dans les deux cas.

Les sujets 4 et 5 ont tous les deux les périmètres de leur mollet se situant entre deux tailles. Or le sujet 5 subit des pressions semblables aux sujets 2, 3 et 6 alors que le sujet 4 supporte de fortes pressions appliquées qui se transmettent aux tissus mous. Cette différence entre ces deux sujets vient de la forme de la jambe et de la déformation de la chaussette pour le calcul de la pression appliquée. En effet, la déformation de la chaussette est de 0,45 pour le sujet 5 alors qu'elle est de 0,60 pour le sujet 4. Sachant que la pression appliquée est proportionnelle à la déformation de la chaussette, il est logique que le sujet 4 subisse plus de pression que le sujet 5. Cette différence de pression entre ces deux sujets provient-elle uniquement de la déformation de la CE ? Pour le savoir, un calcul a été effectué en utilisant une déformation de la CE identique à celle du sujet 5 pour estimer la pression appliquée sur la jambe du sujet 4. Le graphe de la pression hydrostatique relevée au niveau des veines profondes reste du même type (Figure IV.10b) : la pression subie par les veines profondes est similaire à la pression appliquée. Ainsi, malgré une déformation de la CE identique à celle du sujet 5, la jambe du sujet 4 est plus comprimée que les autres. Ceci s'explique par le fait que la jambe du sujet 5 est beaucoup plus ronde que celle du sujet 4 qui, par conséquent, a de plus grandes variations de rayon de courbure (Figure IV.11).

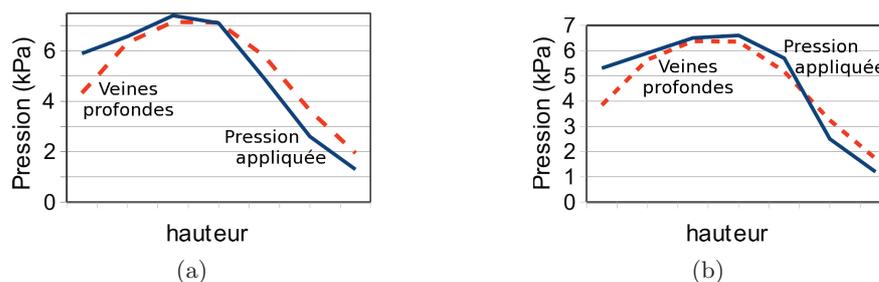


Figure IV.10 : Pression hydrostatique moyenne relevée aux positions des veines profondes comparée à la pression appliquée (moyennée à chaque section) en fonction de la hauteur de la jambe (à gauche le genou, à droite la moitié inférieure de la jambe) pour le sujet 4. La pression appliquée a été calculée à partir d'une déformation de la CE de 0,60 (a) et de 0,45 (b).

Ainsi, nous pouvons définir deux typologies par rapport aux rayons de courbure maximums, en plus du périmètre du mollet. Si l'on conserve la classification permettant de choisir les

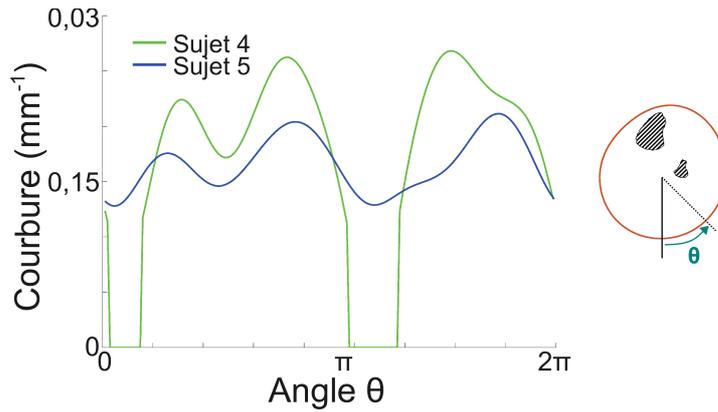


Figure IV.11 : Courbure du contour des jambes des sujets 4 et 5 pour une section du mollet.

chaussettes d'après le périmètre du mollet, il arrive que certains individus se trouvent à la limite entre deux tailles (comme les sujets 4 et 5). La mesure du rayon de courbure pourrait être utile en permettant de choisir la taille inférieure si la courbure se situe en deçà de $0,025 \text{ mm}^{-1}$ ou la taille supérieure pour une courbure au-delà de $0,025 \text{ mm}^{-1}$. Comme nous avons vu que la courbure était fortement corrélée avec l'épaisseur du tissu adipeux, la mesure du pli cutané¹ au niveau du mollet pourrait être une alternative à la mesure de la courbure. Pour valider la typologie proposée et la relation entre la courbure circonférentielle de la jambe et la mesure du pli cutané, une étude sur un nombre significatif de sujets sera envisagée.

Conclusion

À partir de la méthodologie présentée dans les chapitres précédents, des modèles EF de jambes de six volontaires ont été créés, permettant ainsi l'identification des propriétés des tissus mous par une méthode inverse. Ce sont des modèles dont la géométrie, les conditions aux limites et les propriétés sont personnalisées.

La méthodologie employée a montré ses limites lors de l'identification des propriétés du matériau 1. La fonction coût utilisée n'est peut-être pas la plus appropriée pour identifier les propriétés de ce matériau. De plus, les modèles ne tiennent pas compte du frottement de la chaussette sur la peau ni même du glissement du tissu adipeux sur les tissus plus en profondeur. De surcroît, le modèle de comportement Néo-Hookéen utilisé est probablement trop simple par rapport à la complexité des tissus biologiques. Par contre, la méthode d'identification montre de bonnes perspectives pour les propriétés du matériau 2. Des améliorations sont pourtant aussi possibles pour ce matériau avec, par exemple, l'implémentation de l'anisotropie.

¹La procédure à suivre pour mesurer l'épaisseur d'un pli cutané consiste à saisir fermement la peau entre le pouce et l'index (comme une poignée d'amour) en des zones stratégiques, en prenant soin d'inclure le tissu sous-cutané et d'exclure le tissu musculaire sous-jacent. Les mâchoires d'une pince exerçant une pression constante de 10 kPa permettent d'estimer l'épaisseur de la double couche de peau et de tissu sous-cutané.

Mais cela aura peu d'impact sur la réponse en compression.

Des cartographies des pressions hydrostatiques dans les tissus mous ont permis de donner une indication sur l'efficacité ou le confort des CE en fonction des sujets. L'analyse de ces cartographies a montré qu'il y a une grande variabilité du champ de pression dans les tissus mous en fonction des sujets. D'autre part les pressions hydrostatiques maximales étaient corrélées avec les pressions appliquées maximales qui sont inversement proportionnelles aux rayons de courbure de la jambe. Ainsi, pour deux personnes ayant le même périmètre de jambe au mollet, si l'une a une jambe plutôt arrondie et l'autre plus musclée par exemple, la première personne ne sera pas suffisamment comprimée pour que la CE soit efficace, tandis que la seconde pourra être gênée par les sensations d'inconfort que la CE engendre.

Finalement, quelle pression est transmise et comment ? La conclusion de cette étude est que la pression hydrostatique maximale subie par les tissus est définie par la morphologie de la jambe : plus ses rayons de courbure sont faibles, plus les pressions appliquées sont fortes et sont transmises aux tissus profonds. La pression hydrostatique moyenne, quant à elle, est pilotée par la tension dans la chaussette, c'est-à-dire par les caractéristiques de la chaussette (raideur et taille) et le périmètre de la jambe.

Dans le but d'aider les médecins lors de la prescription du port de CE, il pourrait être utile de pouvoir estimer les rayons de courbure de la jambe en plus du périmètre pour adapter la taille de la chaussette à la typologie du patient. La mesure du pli cutané – en lien avec les rayons de courbure – en plus du périmètre de la jambe permettrait alors de choisir la taille la plus adéquate pour la CE.

Conclusion générale

L'objectif de cette étude était d'apporter une aide à la compréhension et à l'amélioration du traitement par compression élastique (CE). Pour répondre à cette problématique, un modèle biomécanique d'une jambe sous CE a été développé. La difficulté résidait dans la construction d'un modèle personnalisé de jambe humaine. La personnalisation concernait, bien sûr, la géométrie du modèle, mais aussi les conditions aux limites et les propriétés mécaniques des matériaux. Ainsi, pour répondre à ce besoin de personnalisation du modèle, l'identification des propriétés des matériaux a été nécessaire.

Tout d'abord, la description du modèle 3D de jambe sous CE se décompose en deux parties :

- la construction géométrique et les conditions aux limites (détaillées dans le chapitre II),
- l'identification des propriétés (détaillée dans le chapitre III).

La géométrie du modèle est issue d'images médicales dont la segmentation a permis d'extraire les trois principaux tissus de la jambe : les tissus adipeux, les muscles et les os. Ensuite, pour représenter l'effort qu'applique la CE sur la jambe, une pression non-homogène calculée à partir de la loi de Laplace est appliquée en surface. En ce qui concerne les matériaux du modèle, les os sont supposés indéformables. Les tissus mous sont considérés comme étant homogènes, isotropes, quasi-incompressibles et leur comportement est représenté par une loi hyper-élastique dont la fonction d'énergie est de type Néo-Hooke. Cette loi de comportement est pilotée par deux paramètres : c_{10} qui correspond au module élastique et κ qui représente le module d'incompressibilité. Le paramètre c_{10} des deux tissus modélisés a été identifié par une méthode d'identification développée dans le chapitre III, tandis que les paramètres κ sont fixés à 1 MPa. La méthode d'identification consiste à minimiser la différence entre les formes de la jambe issues de la simulation et celles issues de l'image de la jambe avec CE. De manière itérative, les jeux de paramètres minimisant cette différence ont été trouvés.

Après la mise au point de cette méthodologie, elle a ensuite été appliquée sur les jambes de six volontaires aux morphologies variées dont le détail apparaît dans le chapitre IV. Les résultats qu'apportent le modèle permettent de donner des indications sur le confort et l'efficacité de la CE en fonction des sujets. En plus d'une grande variabilité inter-individu du champ de pression dans les tissus, le modèle met en évidence la relation entre les pressions hydrostatiques et les pressions appliquées par la CE. Les pressions hydrostatiques moyennes sont inférieures

d'environ 20 % par rapport aux pressions moyennes appliquées par la CE, et ce pour tous les sujets. L'estimation de la pression moyenne appliquée est simple à obtenir puisqu'il suffit de mesurer le périmètre de la jambe (sous réserve de la connaissance des caractéristiques de la CE). C'est de cette manière que l'on procède actuellement pour définir la taille de la chaussette adaptée aux patients. Par contre, en ce qui concerne les pressions hydrostatiques maximales, le modèle révèle que les valeurs sont supérieures aux pressions maximales appliquées. Or, les pressions maximales appliquées dépendent du rayon de courbure minimal de la jambe. Si l'on prend comme exemple deux personnes ayant le même périmètre de jambe au mollet, et donc avec une pression moyenne appliquée identique. Supposons que le premier individu ait une jambe plutôt arrondie alors que celle du second soit plus musclée et donc avec des rayons de courbure minimums plus faibles que le premier. D'après nos conclusions, il est fort probable que la première personne ne sera pas suffisamment comprimée pour que la CE soit efficace, tandis que la seconde sera sans doute gênée par les sensations d'inconfort que la CE engendre.

Dans le but d'aider les médecins lors de la prescription du port de CE, il pourrait être utile d'estimer les rayons de courbure de la jambe en plus du périmètre pour adapter la taille de la chaussette aux spécificités du patient. Or la mesure de la variation des rayons de courbure est difficile à mettre en place en pratique. Cependant, il a été montré dans cette étude qu'il y a une relation entre la variation des rayons de courbure et l'épaisseur du tissu adipeux. Par conséquent, la mesure du pli cutané pourrait être une alternative simple d'utilisation et peu coûteuse. Par exemple, lorsqu'un individu se situe à la limite entre deux tailles de CE par la mesure du périmètre, l'épaisseur du tissu adipeux serait alors une aide supplémentaire pour déterminer la taille la plus adaptée. Si le tissu adipeux est plutôt épais, il pourrait être avantageux de choisir la CE de la taille inférieure pour être sûr que la pression soit bien transmise aux tissus. Par contre, si le tissu adipeux est plutôt mince, la CE de taille supérieure devrait être préconisée afin d'éviter des sensations d'inconfort.

Perspectives

Il est possible d'imaginer plusieurs pistes d'amélioration, mais l'ajout de fonctionnalités dépend de l'utilisation que l'on veut faire du modèle. Par exemple, l'objectif pourrait être de perfectionner la prédiction de la réponse d'une jambe sous compression. Ainsi l'identification s'en trouverait améliorée. Dans ce cas, il serait possible d'implémenter l'anisotropie des muscles dans le modèle. En effet, dans le modèle actuel, les muscles sont considérés comme isotropes. Alors qu'en réalité, ils sont constitués de fibres qui les parcourent d'une extrémité à l'autre. Cette construction anatomique s'apparente plutôt à un comportement orthotrope transverse, ce qui rajouterait un paramètre supplémentaire à identifier.

Par ailleurs, nous avons vu que la loi Néo-Hooke est sans doute trop simpliste pour représenter des tissus biologiques complexes. C'est principalement le cas pour le tissu adipeux. Ce tissu, tel que nous l'avons segmenté dans la jambe, est en fait la couche profonde de la peau

appelée « hypoderme ». Les deux autres couches de la peau, « l'épiderme » (couche superficielle) et le « derme » (couche intermédiaire), font seulement quelques millimètres d'épaisseur alors que celle de l'hypoderme peut faire quelques dizaines de millimètres. Compte tenu de leur faible épaisseur, les deux premières couches sont négligées dans ces travaux. Cependant, certaines maladies de peau tel que les ulcères, sont intimement liées avec l'insuffisance veineuse. Ainsi il pourrait être intéressant de modéliser ces couches superficielles pour voir si elles ont un effet mécanique lors du port de la CE avec des possibles répercussions sur la réponse de la jambe. En outre, une loi de comportement avec plus de paramètres pourrait être envisagée pour l'hypoderme. Ce tissu qui semble simple mais qui, paradoxalement, se révèle délicat à modéliser. Peut-être qu'il faut remettre en cause l'hypothèse de milieu continu solide pour ce tissu. Par exemple, dans les travaux de modélisation mathématique de la peau de Blasselle (2011), le derme est représenté comme un milieu en interaction fluide-structure, car il est composé à 70 % d'eau. On peut alors s'inspirer de ce modèle pour en construire un spécifique au tissu adipeux.

Une autre piste pour améliorer la réponse du modèle de jambe sous CE serait la prise en compte des compartiments musculaires et des mouvements des tissus les uns par rapport aux autres. Bien que tous les organes soient reliés entre eux, il subsiste une certaine liberté de mouvements des tissus, indépendamment les uns des autres. Ces mouvements sont susceptibles de modifier le champ de pression ainsi que la forme finale de la jambe.

Enfin, si l'on s'intéresse plutôt aux effets de la CE sur la circulation veineuse, l'insertion des veines et du sang dans le modèle permettrait de mieux comprendre le phénomène. L'idéal serait d'avoir un modèle complet qui prendrait en compte d'interaction fluide-structure en 3D. Ce type de modèle serait alors une avancée majeure dans la compréhension des effets de la CE et pourrait être envisagé à long terme. Dans un premier temps, une approche globale/locale réduirait raisonnablement les temps de calcul tout en utilisant le modèle déjà existant. L'approche globale proviendrait du modèle présenté dans cette thèse et l'approche locale serait issue d'un modèle simple représentant seulement une veine et les tissus mous environnants. Sur ce modèle local des conditions aux limites de pression seraient appliquées sur le contour d'après les pressions recueillies par le modèle global.

Pour finir il serait intéressant de tester la méthodologie sur un nombre de sujets beaucoup plus important. Cela permettrait de faire une véritable étude statistique et de valider les conclusions issues de ces travaux. Ainsi, la relation entre le pli cutané et le rayon de courbure minimal de la jambe dans un plan horizontal – et donc la pression maximale subie par les tissus – pourrait être confirmée.

Bibliographie

ABAQUS 6.9 : *Online Documentation*. Dassault Systèmes ©, 2009.

AFNOR : NF G30-102. Article de bonneterie - Détermination de la pression de contention, 1986.

B. AHN et J. KIM : Efficient soft tissue characterization under large deformations in medical simulations. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 10(4):115–121, 2009.

B. AHN et J. KIM : Measurement and characterization of soft tissue behavior with surface deformation and force response under large deformations. *Medical Image Analysis*, 14(2):138–148, 2010.

Y. S. ALIMI, P. BARTHELEMY et C. JUHAN : Venous pump of calf : A study of venous and muscular pressures. *Journal of vascular surgery*, 20:728–735, 1994.

F. AMSLER, T. WILLENBERG et W. BLÄTTLER : In search of optimal compression therapy for venous leg ulcers : a meta-analysis of studies comparing divers bandages with specifically designed stockings. *Journal of Vascular Surgery*, 50(3):668–674, 2009.

J.-T. AUBERT, S. BASSEZ, F. LOUISY et C. RIBREAU : Accélérations dans le réseau veineux du membre inférieur au cours de la marche stationnaire. Dans : *XVème Congrès Français de Mécanique*, 3–7 septembre 2001.

K. F. AUGENSTEIN, B. R. COWAN, I. J. LE GRICE et A. A. YOUNG : *Medical image computing and computer-assisted intervention*, chap. Estimation of cardiac hyperelastic material properties from MRI tissue tagging and diffusion tensor imaging, p. 628–635. Lecture Notes in Computer Science. Springer Berlin / Heidelberg, 2006.

S. AVRIL, M. BONNET, A.-S. BRETTELLE, M. GRÉDIAC, F. HILD, P. IENNY, F. LATOURTE, D. LEMOSSE, S. PAGANO, E. PAGNACCO et F. PIERRON : Overview of identification methods of mechanical parameters based on full-field measurements. *Experimental Mechanics*, 48:381–402, 2008.

- S. AVRIL, L. BOUTEN, L. DUBUIS, S. DRAPIER et J.-F. POUGET : Mixed experimental and numerical approach for characterizing the biomechanical response of the human leg under elastic compression. *Journal of Biomechanical Engineering*, 132(3):31006–31014, 2010.
- P. BADEL : *Analyse mésoscopique du comportement mécanique des renforts tissés de composites utilisant la tomographie aux rayons X*. Thèse de doctorat, INSA Lyon, November 2008.
- J. M. BELDA-LOIS, R. POVEDA et M. J. VIVAS : *Wearable robots : Biomechatronics exoskeleton*, chap. 5.6 Case study : Analysis of pressure distribution and tolerance areas for wearable robots, p. 154–156. John Wiley & Sons Ltd, 2008.
- J. BERGAN : *The vein book*. Academic Press, 2006.
- P. J. BESL et N. D. MCKAY : A method for registration of 3D shape. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14(2):239–156, 1992.
- A. BLASSELLE : *Modélisation mathématique de la peau*. Thèse de doctorat, Université de Paris VI Pierre et Marie Curie, 2011.
- E. M. H. BOSBOOM, M. K. C. HESSELINK, C. OOMENS, C. BOUTEN, M. DROST et F. BAAIJENS : Passive transverse mechanical properties of skeletal muscle under in vivo compression. *Journal of Biomechanics*, 34:1365–1368, 2001.
- L. BOUTEN : *Identification des propriétés mécaniques des tissus constitutifs du mollet pour l'étude mécanique de la contention*. Thèse de doctorat, École Nationale Supérieure des Mines de Saint-Étienne, 2009.
- A. BRINGARD, R. DENIS, N. BELLUYE et S. PERREY : Compression élastique externe et fonction musculaire chez l'homme. *Science & Sports*, 22:3–13, 2007.
- BVSPORT[®] : URL www.bvsport.com.
- M. CHABANAS, Y. PAYAN, C. MARECAUX, P. SWIDER et F. BOUTAULT : *Medical simulation*, vol. 3078 de *Lecture Notes in Computer Science*, chap. Comparison of linear and non-linear soft tissue models with post-operative CT scan in maxillofacial surgery, p. 19–27. Springer Berlin / Heidelberg, 2004.
- J.-C. CHATARD : *Lutter contre le dopage en gérant la récupération physique*, chap. Le port de chaussettes de contention améliore la performance et la récupération physique. Recommandations pratiques, p. 195–200. Publications de l'Université de Saint Étienne, 2003.
- A. H. CHEN, S. G. FRANGOS, S. KILARU et B. E. SUMPIO : Intermittent pneumatic compression devices – physiological mechanisms of action. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 21(5):383–392, 2001a.

- W.-M. CHEN, T. LEE, P. V.-S. LEE, J. W. LEE et S.-J. LEE : Effects of internal stress concentrations in plantar soft-tissue — a preliminary three-dimensional finite element analysis. *Medical Engineering & Physics*, 32(4):324–331, 2010.
- W.-P. CHEN, F.-T. TANG et C.-W. JU : Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait : a 3D finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 16(7):614–620, 2001b.
- M.-J. CHOW et Y. ZHANG : Changes in the mechanical and biochemical properties of aortic tissue due to cold storage. *Journal of Surgical Research*, 171(2):434–442, 2010.
- J. H. CHUNG, V. RAJAGOPAL, P. M. F. NIELSEN et M. P. NASH : A biomechanical model of mammographic compressions. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 7:43–52, 2008.
- COP : Chimie des polymères. URL www.cop-chimie.com.
- Z. COUPER et F. ALBERMANI : Infant brain subjected to oscillatory loading : material differentiation, properties, and interface conditions. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 7(2):105–125, 2008.
- S. COUZAN, M. PRÜFER, J. M. FERRET, P. MISMETTI et J. F. POUGET : Un nouveau concept de contention-compression : Apport de l'écho-doppler couleur avec prise des pressions veineuses et de l'irm. *Phlébologie*, 55(2):159–170, 2002.
- S. COUZAN, C. ASSANTE, S. LAPORTE, P. MISMETTI et J.-F. POUGET : Étude booster : évaluation comparative d'un nouveau concept de compression élastique dans l'insuffisance veineuse chronique légère et modérée. *La Presse Médicale*, 38(3):355–361, 2009.
- S. COUZAN et J.-F. POUGET : Le sportif : un insuffisant veineux potentiel? *Cardio et Sport*, (8):7–20, 2006.
- M. A. COX, D. GAWLITTA, N. J. DRIESSEN, C. W. OOMENS et F. P. BAAJENS : The non-linear mechanical properties of soft engineered biological tissues determined by finite spherical indentation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11(5):585–592, 2008.
- F. CROS, P. FLAUD et P. DANTAN : A digital model for the venous junctions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 5(6):421–429, 2002.
- X. DAI, R. LIU, Y. LI, M. ZHANG et Y. KWOK : Numerical simulation of skin pressure distribution applied by graduated compression stockings. *Studies in Computational Intelligence*, 55:301–309, 2007.

- A. DELALLEAU, G. JOSSE, J.-M. LAGARDE, H. ZAHOUANI et J.-M. BERGHEAU : Characterization of the mechanical properties of skin by inverse analysis combined with the indentation test. *Journal of Biomechanics*, 39(9):1603–1610, 2006.
- S. P. DOWNIE, S. M. RAYNOR, D. N. FIRMIN, N. B. WOOD, S. A. THOM, A. D. HUGHES, K. H. PARKER, J. H. WOLFE et X. Y. XU. : Effects of elastic compression stockings on wall shear stress in deep and superficial veins of the calf. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 294(5):H2112–H2120, 2008.
- L. DUBUIS, S. AVRIL, J. DEBAYLE et P. BADEL : Identification of the material parameters of soft tissues in the compressed leg. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, p. 1–9, 2011.
- S. L. EVANS et C. A. HOLT : Measuring the mechanical properties of human skin *in vivo* using digital image correlation and finite element modelling. *The Journal of Strain Analysis for Engineering Design*, 44(5):337–345, 2009.
- A. R. EZE, A. J. COMEROTA, P. L. CISEK, B. S. HOLLAND, R. P. KERR, R. VEERAMASUNENI et A. J. J. COMEROTA : Intermittent calf and foot compression increases lower extremity blood flow. *The American Journal of Surgery*, 172(2):130–135, 8 1996.
- J. W. FERNANDEZ, M. L. BUIST, D. NICKERSON et P. HUNTER : Modelling the passive and nerve activated response of the rectus femoris muscle to a flexion loading : a finite element framework. *Medical Engineering & Physics*, 27(10):862–870, 2005.
- A. FRANQUET, S. AVRIL, R. L. RICHE et P. BADEL : Identification of heterogeneous elastic properties in stenosed arteries : a numerical plane strain study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 14(12), 2011.
- Y. C. FUNG et P. TONG : *Classical and computational solid mechanics*, vol. 1 de *Advanced Series in Engineering Science*. World Scientific Publishing, 2001.
- I. GAIED, S. DRAPIER et B. LUN : Experimental assessment and analytical 2D predictions of the stocking pressures induced on a model leg by medical compressive stockings. *Journal of Biomechanics*, 39(16):3017–3025, 2006.
- C. GARDON-MOLLARD : *10 000 ans d'Histoire de la contention médicales « Ces Dieux qui ont créé la contention ou l'autre histoire de la contention »*. Elsevier Masson, 2010.
- A. GEFEN, N. GEFEN et E. LINDER-GANZ : In vivo muscle stiffening under bone compression promotes deep pressure sores. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127(3):512–525, 2005.
- A. GEFEN : Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release. *Journal of Biomechanics*, 35(5):629–637, 2002.

- R. GONZALEZ et R. WOODS : *Digital Image Processing*. 2002.
- A.-S. GRENOUILLEAU : Dispositifs de compression medicale à usage individuel, utilisation en pathologies vasculaires. Rap. tech., Haute Autorité de la Santé, 2010.
- M. GRIFFIN, A. NICOLAIDES, D. BOND, G. GEROULAKOS et E. KALODIKI : The efficacy of a new stimulation technology to increase venous flow and prevent venous stasis. *European journal of vascular and endovascular surgery*, 40:766–771, 2010.
- P. GUESDON, J.-M. FULLANA et P. FLAUD : Étude expérimentale du drainage musculaire. *Comptes Rendus Mécanique*, 335(4):207–212, 2007.
- N. HANSEN : *Towards a new evolutionary computation Advances in the estimation of distribution algorithms*, vol. 192 de *Studies in Fuzziness and Soft Computing*, chap. The CMA evolution strategy : a comparing review, p. 75–102. Springer Berlin / Heidelberg, 2006.
- N. HANSEN, A. OSTERMEIER et A. GAWELCZYK : On the adaptation of arbitrary normal mutation distributions in evolution strategies : The generating set adaptation. Dans : *Proceedings of the Sixth International Conference on Genetic Algorithms*, p. 57–64, 1995.
- G.-G. HOHLBAUM : *La compression médicale*, chap. Historique de la compression médicale, p. 13–26. Elsevier, 1999.
- S. J. HOLLINGSWORTH, M. DIALYSIS et S. G. E. BARKER : A "long haul" flight and deep vein thrombosis : a model to help investigate the benefit of aspirin and below-knee compression stockings. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 22(5):456–462, 2001.
- S. IPSOS : Ipsos.fr. URL www.ipsos.fr. 2004.
- T. JOHANSSON, P. MEIER et R. BLICKHAN : A finite-element model for the mechanical analysis of skeletal muscles. *Journal of Theoretical Biology*, 206(1):131–149, 2000.
- P. KAMINA : *Précis d'anatomie clinique*. Tome 1. Éditions Maloine, 27 rue de l'École De Médecine - 75006 PARIS, 2005. ISBN 2-224-02722-2.
- M. KAUER, V. VUSKOVIC, J. DUAL, G. SZEKELY et M. BAJKA : Inverse finite element characterization of soft tissues. *Medical Image Analysis*, 6(3):275–287, 2002.
- S. KERN, S. D. MÜLLER, N. HANSEN, D. BÜCHE, J. OCENASEK et P. KOUMOUTSAKOS : Learning probability distributions in continuous evolutionary algorithms – a comparative review. *Natural Computing*, 3(1):77–112, 2004.
- P.-L. KUO, P.-C. LI et M.-L. LI : Elastic properties of tendon measured by two different approaches. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 27(9):1275–1284, 2001.

- S. K. KYRIACOU et C. DAVATZIKOS : *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, vol. 1496 de *Lecture Notes in Computer Science*, chap. A biomechanical model of soft tissue deformation, with applications to non-rigid registration of brain images with tumor pathology, p. 531–538. Springer Berlin / Heidelberg, 1998.
- J. C. LAGARIAS, J. A. REEDS, M. H. WRIGHT et P. E. WRIGHT : Convergence properties of the nelder-mead simplex method in low dimentions. *Society for Industrial and Applied Mathematics*, 9(1):112–147, 1998.
- E. M. LANDIS et J. H. GIBBON : The effects of alternate suction and pressure on blood flow to the lower extremities. *Journal of Clinical Investigation*, 12(5):925–961, 1933.
- S. le FLOC'H, J. OHAYON, P. TRACQUI, G. FINET, A. M. GHARIB, R. L. MAURICE, G. CLOUTIER et R. I. PETTIGREW : Vulnerable atherosclerotic plaque elasticity reconstruction based on a segmentation-driven optimization procedure using strain measurements : theoretical framework. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 28(7):1126–1137, 2009.
- W. C. C. LEE et M. ZHANG : Using computational simulation to aid in the prediction of socket fit : A preliminary study. *Medical Engineering & Physics*, 29(8):923–929, 2007.
- R. R. LEMOS, M. EPSTEIN, W. HERZOG et B. WYVILLA : A framework for structured modeling of skeletal muscle. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 7(6):305–317, 2004.
- K. LEVENBERG : A method for the solution of certain non-linear problems in least squares. *The Quarterly of Applied Mathematics*, 2:164–168, 1944.
- Y. LI, X. ZHANG et K. W. YEUNG : A 3D biomechanical model for numerical simulation of dynamic mechanical interactions of bra and breast during wear. *Sen'i Gakkaishi*, 59:12–21, 2003.
- E. LINDER-GANZ, N. SHABSHIN, Y. ITZCHAK et A. GEFEN : Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting : a combined experimental-mri and finite element approach. *Journal of Biomechanics*, 40(7):1443–1454, 2007.
- E. LINDER-GANZ, N. SHABSHIN, Y. ITZCHAK, Z. YIZHAR, I. SIEV-NER et A. GEFEN : Strains and stresses in sub-dermal tissues of the buttocks are greater in paraplegics than in healthy during sitting. *Journal of Biomechanics*, 41:567–581, 2008.
- R. LIU, Y.-L. KWOK, Y. LI, T.-T. LAO, X. ZHANG et X. Q. DAI : A three-dimensional biomechanical model for numerical simulation of dynamic pressure functional performances of graduated compression stocking (GCS). *Fibers and Polymers*, 7(4):389–397, 2006.

- Y. LIU, A. E. KERDOK et R. D. HOWE : *Medical simulation*, vol. 3078 de *Lecture Notes in Computer Science*, chap. A nonlinear finite element model of soft tissue indentation, p. 67–76. Springer Berlin / Heidelberg, 2004.
- D. W. MARQUARDT : An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters. *Journal of the Society for Industrial and Applied Mathematics*, 11(2):431–441, 1963.
- J. A. C. MARTINS, E. B. PIRES, R. SALVADO et P. B. DINIS : A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 151(3–4):419–433, 1998.
- B. MATON, G. THINEY, A. OUCHENE, P. FLAUD et P. BARTHELEMY : Intramuscular pressure and surface EMG in voluntary ankle dorsal flexion : Influence of elastic compressive stockings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(3):291–302, 2006.
- M. H. MEISSNER, G. MONETA, K. BURNAND, P. GLOVICZKI, J. M. LOHR, F. LURIE, M. A. MATTOS, R. B. MCLAFFERTY, G. MOZES, R. B. RUTHERFORD, F. PADBERG et D. S. SUMNER : The hemodynamics and diagnosis of venous disease. *Journal of Vascular Surgery*, 46 Supplement 1:4S–24S, 2007.
- T. MERMINOD, V. BENZ, A. FIORE et B. JUNOD : *Contention et compression élastique des membres inférieurs*. Groupe de Référence en Soins Infirmiers (GRESI), Hôpitaux Universitaires de Genève, 2003.
- S. J. MILLER : *Vascular physiology*. Indiana University School of Medicine, 2009. www.iuvascular.com/Unthank/teach.html.
- K. M. MOERMAN, C. A. HOLT, S. L. EVANS et C. K. SIMMS : Digital image correlation and finite element modelling as a method to determine mechanical properties of human soft tissue in vivo. *Journal of Biomechanics*, 42(8):1150–1153, 2009.
- J.-M. MOLLARD et G. LANCE : Contention/compression élastique. *EMC-Cardiologie Angéiologie*, 2:547–556, 2005.
- J. J. MORÉ : *Numerical Analysis*, vol. 630 de *Lecture Notes in Mathematics*, chap. The Levenberg-Marquardt Algorithm : Implementation and Theory, p. 105–116. Springer Berlin / Heidelberg, 1977.
- G. MOSTI et H. PARTSCH : Compression stockings with a negative pressure gradient have a more pronounced effect on venous pumping function than graduated elastic compression stockings. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 42(2):261–266, 2011.
- M. H. MUSANI, F. MATTA, A. Y. YAEKOUB, J. LIANG, R. D. HULL et P. D. STEIN : Venous compression for prevention of postthrombotic syndrome : a meta-analysis. *The American Journal of Medicine*, 123:735–740, 2010.

- M. NAKHOSTINE, J. R. STYF, S. van LEUVEN, A. R. HARGENS et D. H. GERSHUNI : Intra-muscular pressure varies with depth : the tibialis anterior muscle studied in 12 volunteers. *Acta Orthopaedica*, 64(3):377–381, 1993.
- P. NARDINOCCHI et L. TERESI : A finite-element model for the mechanical analysis of skeletal muscles. *Journal of Elasticity*, 88(1):27–39, 2007.
- C. W. J. OOMENS, O. F. J. T. BRESSERS, E. M. H. BOSBOOM, C. V. C. BOUTEN et D. L. BADER : Can loaded interface characteristics influence strain distributions in muscle adjacent to bony prominences? *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 6(3):171–180, 2003a.
- C. W. J. OOMENS, M. MAENHOUT, C. H. van OIJEN, M. R. DROST et F. P. BAAIJENS : Finite element modelling of contracting skeletal muscle. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London Series B-Biological Sciences*, 358(1437):1453–1460, 2003b.
- S. PORTNOY, Z. YIZHAR, N. SHABSHIN, Y. ITZCHAK, A. KRISTAL, Y. DOTAN-MAROM, I. SIEVNER et A. GEFEN : Internal mechanical conditions in the soft tissues of a residual limb of a trans-tibial amputee. *Journal of Biomechanics*, 41(9):1897–1909, 2008.
- S. RAJU, K. HOLLIS et P. NEGLEN : Use of compression stockings in chronic venous disease : Patient compliance and efficacy. *Annals of Vascular Surgery*, 21(6):790–795, 2007.
- E. ROCON, A. F. RUIZ, R. RAYA, A. SCHIELE et J. L. PONS : *Wearable robots : Biomechatronics exoskeleton*, chap. 5.3 Application of load to humans, p. 134–138. John Wiley & Sons Ltd, 2008.
- A. SAMANI, J. BISHOP, M. J. YAFFE et D. B. PLEWES : Biomechanical 3D finite element modeling of the human breast using MRI data. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(4):271–279, 2001.
- M. SCHRODT, G. BENDEROTH, A. KÜHHORN et G. SILBER : Hyperelastic description of polymer soft foams at finite deformations. *Technische Mechanik*, 25(3–4):162–173, 2005.
- J. SERRA : *Image Analysis and Mathematical Morphology*, vol. 2 de *Theoretical Advances*. Academic Press, 1988.
- SERVIER MEDICAL ART : Banque d'illustrations médicales. URL www.servier.fr.
- F. SIDOROFF : *Grandes déformations et endommagement (cours)*. Rapport Greco n°51/1982, 1982. Disponible sur : [//perso.ec-lyon.fr/francois.sidoroff/FSperso.html](http://perso.ec-lyon.fr/francois.sidoroff/FSperso.html).
- R. SOPHER, J. NIXON, C. GORECKI et A. GEFEN : Exposure to internal muscle tissue loads under the ischial tuberosities during sitting is elevated at abnormally high or low body mass indices. *Journal of Biomechanics*, 43(2):280–286, 2010.

- G. SOZA, R. GROSSO, C. NIMSKY, G. GREINER et P. HASTREITER : *Medical image computing and computer-assisted intervention*, vol. 3217 de *Lecture Notes in Computer Science*, chap. Estimating mechanical brain tissue properties with simulation and registration, p. 276–283. 2004.
- E. H. STARLING : On the absorption of fluids from connective tissue spaces. *Journal of Physiology-London*, 19:312–326, 1896.
- B. D. STEMPER, N. YOGANANDAN, M. R. STINEMAN, T. A. GENNARELLI, J. L. BAISDEN et F. A. PINTAR : Mechanics of fresh, refrigerated, and frozen arterial tissue. *Journal of Surgical Research*, 139:236–242, 2007.
- J. R. STYF : Intramuscular pressure measurements during exercise. *Operative Technique in Sports Medicine*, 3(4):243–249, 1995.
- C. TANNER, J. H. HIPWELL et D. J. HAWKES : *Digital mammography*, vol. 5116 de *Lecture Notes in Computer Science*, chap. Statistical deformation models of breast compressions from biomechanical simulations, p. 426–432. Springer Berlin / Heidelberg, 2008.
- C. THEN, J. MENGER, G. BENDEROTH, M. ALIZADEH, T. VOGL, F. HÜBNER et G. SILBER : A method for a mechanical characterisation of human gluteal tissue. *Technology and Health Care*, 15:385–398, 2007.
- Y. TILLIER, A. PACCINI, J. DELOTTE, M. DURAND-RÉVILLE et J.-L. CHENOT : Finite element modelling for soft tissues surgery based on nonlinear elasticity behaviour. *International Congress Series*, 1268:384–389, 2004.
- H. V. TRAN, F. CHARLEUX, M. RACHIK, A. EHRLACHER et M. C. HO BA THO : *In vivo* characterization of the mechanical properties of human skin derived from mri and indentation techniques. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 10(6):401–407, 2007.
- S. UMEYAMA : Least-squares estimation of transformation parameters between two point patterns. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 13(4):376–380, 1991.
- B. J. J. van der LINDEN : *Mechanical modeling of skeletal muscle functioning*. Thèse de doctorat, Universiteit Twente, Enschede, Netherlands, 1998.
- C. C. van DONKELAAR, J. M. HUYGHE, W. J. VANKAN et M. R. DROST : Spatial interaction between tissue pressure and skeletal muscle perfusion during contraction. *Journal of Biomechanics*, 34(5):631–637, 2001. ISSN 0021-9290.

- M. van LOOCKE, C. LYONS et C. SIMMS : *Topics in bio-mechanical engineering*, chap. The three-dimensional mechanical properties of skeletal muscle : experiments and modelling, p. 216–234. Trinity Centre for Bio-Engineering, 2004.
- M. van LOOCKE, C. LYONS et C. SIMMS : A validated model of passive muscle in compression. *Journal of Biomechanics*, 39(16):2999–3009, 2006.
- E. VICAUT : Mécanismes des échanges d'eau : équations de Starling. *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation*, 15(4):428–435, 1996.
- T. J. VOGL, C. THEN, N. N. NAGUIB, N. E. NOUR-ELDIN, M. LARSON, S. ZANGOS et G. SILBER : Mechanical soft tissue property validation in tissue engineering using magnetic resonance imaging : experimental research. *Academic Radiology*, 17(12):1486–1491, 2010.
- F. VOGT, J. E. LLOYD, S. BUCHAILLARD, P. PERRIER, M. CHABANAS, Y. PAYAN et S. S. FELS : *Biomedical simulation*, vol. 4072, chap. Efficient 3D finite element modeling of a muscle-activated tongue, p. 19–28. Springer Berlin / Heidelberg, 2006.
- J. A. WEISS, B. N. MAKERC et S. GOVINDJEE : Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 135(1–2):107–128, 1996.
- A. WITTEK, T. HAWKINS et K. MILLER : On the unimportance of constitutive models in computing brain deformation for image-guided surgery. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 8(1):77–84, 2008.
- J. Z. WU, D. E. WELCOME et R. G. DONG : Three-dimensional finite element simulations of the mechanical response of the fingertip to static and dynamic compressions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9(1):55–63, 2006.
- F. YOU, J. WANG, X. LUO, Y. LI et X. ZHANG : Garment's pressure sensation (2) : the psychophysical mechanism for the sensation. *International Journal of Clothing Science and Technology*, 14(5):317–327, 2002.
- F. YOU, J.-M. WANG et G.-J. LIAO : The simulation of elastic human body deformation and garment pressure with moving mesh method. *Studies in Computational Intelligence (SCI)*, 55:289–300, 2007.
- M. ZHANG, X. Q. DAI, Y. LI et J. T.-M. CHEUNG : Computational simulation of skin and sock pressure distributions. *Studies in Computational Intelligence*, 55:323–333, 2007.
- H. ZHONG, M. P. WACHOWIAK et T. M. PETERS : A real time finite element based tissue simulation method incorporating nonlinear elastic behavior. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 8(3):177–189, 2005.

- B. ZITOVÁ et J. FLUSSER : Image registration methods : a survey. *Image and Vision Computing*, 21:977–1000, 2003.
- M. ZOGHI-MOGHADAM et A. M. SADEGH : Global/local head models to analyse cerebral blood vessel rupture leading to asdh and sah. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 12(1):1–12, 2009.
- C. ZYGANITIDIS, K. BLIZNAKOVA et N. PALLIKARAKIS : A novel simulation algorithm for soft tissue compression. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 45(7):661–669, 2007.

Annexes

ANNEXE A

Protocole soumis au CPP

Le protocole soumis au comité de protection de la personne (CPP) pour autoriser l'acquisition d'images médicales sur des volontaires sains a été validé par l'Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé (AFSSAPS) le 28 décembre 2009.

Préalablement au dépôt d'une demande d'autorisation et d'avis de recherche biomédicale portant sur un médicament à usage humain, les promoteurs doivent obtenir un numéro d'enregistrement de la recherche dans la base de données européenne des essais cliniques, dénommée EudraCT, établie par l'Agence européenne des médicaments. Le numéro EudraCT est destiné à identifier chaque recherche biomédicale conduite dans un ou plusieurs lieux de recherches situés sur le territoire de la Communauté européenne. (www.afssaps.fr)

Ainsi, le numéro d'enregistrement EudraCT de ce protocole est « 2009-A00798-49 ». La description du protocole tel qu'il a été soumis est présenté dans les quinze pages suivantes.

Étude des effets du port de chaussettes de contention sur les différents tissus de la jambe : modélisation en 3 dimensions à l'aide de différentes techniques d'imagerie.

Étude prospective, monocentrique

Version n°7 du 10 septembre 2009

Investigateur-Coordonnateur :

Dr Jean François POUGET

Institut mutualiste radiologique,
Clinique Mutualiste Chirurgicale
3 rue Le Verrier, BP 209
42013 SAINT-ETIENNE cedex
Tél : 0477121121 Mél : jfpouget@mutualite-loire.com

Co-investigateur :

Dr Serge COUZAN, Service d'angiologie, Clinique Mutualiste Chirurgicale

Expérimentateurs :

Dr. Stéphane AVRIL (Maitre Assistant HDR, Mél : avril@emse.fr), **Dr. Johan DEBAYLE** (Maitre Assistant), **M^{lle} Laura DUBUIS** (Doctorante)
École Nationale Supérieure des Mines de Saint-Étienne 158 Cours Fauriel, 42 023 Saint-Étienne Cedex 2
Téléphone : 04 77 42 01 88

Promoteur :

Clinique Mutualiste

3 rue Le Verrier
BP 209
42013 SAINT-ETIENNE cedex 2

Représentant du promoteur :

M. Franck MOTTIN

Clinique Mutualiste
3 rue Le Verrier BP 209
42013 SAINT-ETIENNE cedex 2

Sponsor : Société BvSport

102 rue Bergson 42 000 Saint-Étienne
Téléphone : 04 77 52 11 47
N°SIRET : 418-119-285000041

CPP Sud Est I
DAMR
Bat A
Hôpital La Charité,
42 055 Saint-Étienne Cedex 2

Résumé de l'étude

L'idée de la contention médicale date des années cinquante avec un principe unique de dégressivité qui consiste à délivrer des pressions au niveau de la jambe par un textile (les pressions sont fortes en cheville et diminuent selon un gradient établi tout au long de la jambe). Les pressions en cheville sont établies en fonction de la gravité de la maladie veineuse. Bv sport a breveté et développé dans un premier temps chez le sportif un principe de contention-compression dit progressif avec des pressions faibles en cheville et fortes, et adaptées, au mollet. Cette contention chez des sujets chez qui la pompe musculaire du mollet fonctionne encore paraît la plus efficace.

Néanmoins 2 études cliniques de phase 3 multicentriques prospectives randomisées en 2 groupes parallèles et en double aveugle comparant les 2 types de contention chez l'ensemble des malades souffrant d'insuffisance veineuse (C0 à C5) viennent de démontrer que la contention progressive est au moins aussi efficace sur les symptômes typiques de la maladie veineuse que la contention dégressive [1, 2] et qu'elle est surtout beaucoup plus facile à enfiler (ce qui devrait augmenter l'observance de ce type de traitement).

Devant ces résultats encourageants nous avons décidé de mener de nouveaux travaux dont celui que nous vous soumettons.

En effet comme il a été maintenant prouvé que la contention progressive est éligible dans le traitement et la prévention de la maladie veineuse nous voulons lui donner la rigueur d'un médicament et pour cela étudier de manière encore plus précise et *in vivo* le comportement des différents tissus de la jambe (peau, graisse et muscle) sous l'effet d'une contention déterminée et ceci dans les 3 dimensions (c'est pour cela que la réalisation d'un scanner 3 D ,d'une IRM 3D et d'une échographie avec mesure des pressions veineuses sont indispensables, chaque moyen d'imagerie amenant ses renseignements propres). A partir des résultats nous comptons aussi développer un outil de contrôle de la contention fabriquée (aussi bien la contention progressive que la contention dégressive) mais qui permettra aussi par exemple de former le personnel soignant à la pose de bandages compressifs en donnant en temps réel sur fantôme les pressions transmises en différentes zones cibles de la jambe.

Sur le plan scientifique, les images obtenues permettront de valider une approche originale d'élastographie développée à l'École des Mines qui a pour but d'identifier les propriétés mécaniques des tissus mous biologiques *in vivo*. Cette approche permet de cartographier l'élasticité des tissus internes du corps humain. Les applications sont prometteuses, en particulier pour évaluer les contraintes mécaniques subies par les tissus. L'approche a déjà été validée numériquement et il est nécessaire aujourd'hui de disposer de données *in vivo* pour la valider sur des cas réels. Les images qui seront acquises par imagerie *in vivo* dans le cadre de cette étude serviront à cette validation.

TABLE DES MATIERES

I - JUSTIFICATION SCIENTIFIQUE ET DESCRIPTION GENERALE DE LA RECHERCHE	4
Dénomination et description dispositif médical de diagnostic :	4
Justification scientifique de la recherche :	4
II - OBJECTIFS	6
Objectif principal.....	6
Objectif secondaire.....	6
III - CONCEPTION DE LA RECHERCHE	6
Critère d'évaluation.....	6
A partir des images 3D de la jambe sans chaussette de contention (« à vide ») et de la jambe avec contention (jambe compressée), il est possible de recalculer un modèle de déformation piloté par les propriétés élastiques des tissus constitutifs de la jambe.....	6
Méthodologie de la recherche.....	6
Déroulement et durée prévue de participation des personnes.....	6
Description des règles d'arrêt définitif ou temporaire.....	8
IV - SELECTION ET EXCLUSION DES PERSONNES DE LA RECHERCHE	8
Critères d'inclusion	8
Critères de non-inclusion.....	8
Arrêt prématuré de la recherche.....	8
Procédure d'arrêt prématuré de l'utilisation par le dispositif médical.....	8
V- EVALUATION de la performance	8
Description des paramètres d'évaluation des performances.....	8
5.2 Méthodes et calendrier prévus pour mesurer, recueillir et analyser les paramètres d'évaluation de la performance.....	9
VI - EVALUATION de la SECURITE	9
VII – EVENEMENT INDESIRABLE GRAVE	9
7.1 Description des paramètres d'évaluation de la sécurité	9
7.2 Méthodes et calendrier prévus pour mesurer, recueillir et analyser les paramètres d'évaluation de sécurité .	9
7.3 Procédures mises en place en vue de l'enregistrement et de la notification des événements indésirables ...	9
7.4 Modalités et durée du suivi des personnes suite à la survenue d'événements indésirables.....	10
VIII - ANALYSE STATISTIQUE	10
Description des méthodes statistiques.....	10
Nombre de sujets nécessaires.....	10
Degré de signification statistique.....	11
Choix des personnes à inclure dans les analyses	11
IX - DROIT D'ACCES AUX DONNEES ET DOCUMENTS SOURCES	11
X - CONTRÔLE ET ASSURANCE QUALITE	11
XI - FAISABILITE ET CALENDRIER DE L'ETUDE	11
XII - ORGANISATION DE L'ETUDE	11
XIII - CONSIDERATIONS ETHIQUES	12
13.1 Principes généraux.....	12
13.2 Protection des personnes.....	12
13.3 Rapport Bénéfice/Risque.....	12
XIV - TRAITEMENT DES DONNEES ET CONSERVATION DES DOCUMENTS ET DES DONNEES RELATIVES A LA RECHERCHE	12
XV – PROPRIETES DES DONNEES – REGLES DE PUBLICATION	12
XVI – BIBLIOGRAPHIE	13
Annexe 1 : Schéma de l'étude	14

I - JUSTIFICATION SCIENTIFIQUE ET DESCRIPTION GENERALE DE LA RECHERCHE

Dénomination et description dispositif médical de diagnostic :

Le dispositif médical est une chaussette de contention progressive avec des pressions de 7 à 10 mmHg au niveau de la cheville et de 20 à 30 mmHg (2664 à 3996 Pascal) au niveau du mollet. Ces chaussettes sont fabriquées sur mesure anatomique et des pressions par la société CTM (Contention Textile Médical) 21 rue Charles Cholat 42000 Saint-Étienne. Elles sont composées de 77% de Polyamide et de 23% d'Elasthanne. Une demande de marquage CE a été envoyée à l'AFSSAPS en août 2009.

a) La destination prévue :

Ce dispositif médical est habituellement utilisé chez des sujets sains sportifs après l'effort. Il est en cours de validation chez les patients souffrant d'insuffisance veineuse. Dans la présente étude, le dispositif médical est utilisé chez des sujets sains qui le porteront uniquement lors des examens d'IRM ou de scanner et ceci pendant au maximum 10 à 20 min afin de comparer la morphologie de la jambe du volontaire, sans et avec la chaussette.

b) Avertissements liés à l'utilisation du matériel :

Les contre-indications sont une maladie des artères, veines et lymphatiques des membres inférieurs, une dermatose suintante et infectieuse, plaies ou ulcères cutanés, une allergie au textile.

c) Les instructions d'utilisation, ou d'installation

La chaussette est glissée sur la jambe en commençant par le pied puis la cheville. Elle est ensuite délicatement remontée au niveau de la jambe jusqu'au niveau de la tête du péroné.

d) Formation et expérience nécessaires à l'utilisation du dispositif médical :

Aucune expérience particulière n'est exigée.

e) Procédures médicales impliquées :

Une procédure médicale simple est réalisée. La chaussette est enfilée au sujet et ensuite l'acquisition au scanner ou à l'IRM est réalisée. La chaussette n'est portée que 10 à 20 mn. Les données sont ensuite gravées sur CDrom (2 par témoin).

Justification scientifique de la recherche :

L'idée de la contention médicale date des années cinquante avec un principe unique de dégressivité qui consiste à délivrer des pressions au niveau de la jambe par un textile (les pressions sont fortes en cheville et diminuent selon un gradient établi tout au long de la jambe). Les pressions en cheville sont établies en fonction de la gravité de la maladie veineuse. Malheureusement, peu d'études de bon niveau, validant l'efficacité de la contention dégressive sont disponibles.

Il est maintenant démontré que la contention progressive est efficace dans le traitement et la prévention des maladies thromboemboliques veineuses [1, 2]. Ce mode de contention est sensé faciliter le retour veineux si on s'en réfère à une loi de base de la mécanique des fluides : les écoulements se font dans le sens des pressions décroissantes. Toutefois, il faut bien distinguer la pression appliquée en surface de la jambe et la pression réellement supportée par les veines en profondeur. Le principe de dégressivité est basé sur la répartition des pressions superficielles. Aucun principe n'a jusqu'ici considéré la répartition des pressions à l'intérieur des tissus de la jambe, d'où l'objet de cette étude.

Fort de cette constatation depuis déjà de nombreuses années, BV Sport a breveté et développé dans un premier temps chez le sportif un principe de contention-compression dit progressif avec des pressions faibles en cheville et fortes, et adaptées, au mollet. Cette contention chez des

sujets chez qui la pompe musculaire du mollet fonctionne encore paraît la plus efficace [1, 2, 3]. En revanche, l'adaptation de la prescription aux spécificités anatomiques du patient est encore difficile par manque de connaissance de l'action biomécanique réelle au niveau anatomique. Pour cela, il faut être capable de prescrire les articles de contention non seulement en fonction des mensurations des patients, mais aussi et surtout en fonction de la pathologie à traiter et de la morphologie interne.

Un travail de thèse récent basé sur la modélisation numérique [4, 5] a montré qu'une chaussette prévue pour délivrer une pression moyenne de 25 mmHg au niveau du mollet (pression généralement prescrite dans le cas d'une insuffisance veineuse modérée) ne délivrait réellement qu'une pression inférieure à 17 mmHg sur une veine profonde alors que la pression atteignait plus de 34 mmHg au niveau de la veine grande saphène. Les pressions au sein de la jambe peuvent varier du simple au double d'une veine à l'autre au sein de la même jambe sous contention. Ainsi, si l'insuffisance veineuse provient des veines profondes, le traitement sera insuffisant, s'il provient des veines superficielles, il sera trop fort.

Aujourd'hui, tous les patients se voient prescrire des chaussettes délivrant toutes la même pression pour une insuffisance veineuse modérée. L'efficacité est variable d'un patient à l'autre car la maladie veineuse concerne des zones différentes de la jambe et ces zones sont affectées très différemment par la contention. De plus, l'étude de Laura Bouten [4] a montré aussi l'importance de la morphologie interne de la jambe et de la composition des tissus sur la transmission des pressions jusqu'aux veines. Ainsi, la présence d'une forte couche de graisse atténue fortement les pressions appliquées sur les veines profondes, et donc diminue l'efficacité du traitement des insuffisances veineuses au niveau des veines profondes.

Tous les résultats précédents sont fondés sur la simulation numérique qui a permis de déterminer comment les pressions appliquées par une chaussette de contention se transmettent de la peau jusqu'aux veines de la jambe, superficielles ou profondes. Si les résultats obtenus sur cette transmission des pressions étaient confirmés cliniquement, une amélioration significative du traitement de l'insuffisance veineuse par contention élastique, grâce à l'adaptation du traitement en fonction du patient pourrait être envisagée. En effet, le modèle numérique permet d'établir des règles précises pour adapter la prescription de la contention à la spécificité de chaque patient : type d'insuffisance veineuse, morphologie.

L'objectif de la présente étude est de vérifier, sur des sujets sains, comment les pressions se transmettent de la peau jusqu'aux veines à travers les tissus mous de la jambe. Ceci est rendu possible grâce aux techniques d'imagerie médicale moderne qui sont le scanner Rx, l'imagerie par Résonance Magnétique (IRM) et l'échographie ultrasonore. Ces trois techniques, complémentaires les unes par rapport aux autres, permettent de réaliser en 3 dimensions des images précises des tissus internes de la jambe. En réalisant des images des tissus d'abord sur la jambe sans chaussette de contention, puis ensuite sur la jambe sous contention, on peut alors disposer de deux images: une du tissu « à vide » et une du tissu comprimé. Afin de disposer de différents morphotypes au niveau de la répartition graisse- muscle (répartition qui varie essentiellement en fonction de l'âge et qui influe sur les pressions), des sujets seront recrutés dans trois catégories d'âge (25-40 ans, 40-55 ans et plus de 55 ans).

En appliquant des algorithmes de corrélations d'images développés par Johan Debayle, algorithmes qui consistent à comparer les images des tissus « à vide » et comprimés, on remonte directement à la carte des pressions exercées par la chaussette à l'intérieur de la jambe. Ces algorithmes ont été développés à l'École des Mines et déjà validés sur plusieurs types d'images [6, 7].

Appliqués ici sur les images des tissus « à vide » et comprimés de sujets sains, ces algorithmes permettront de comparer les pressions réellement ressenties à l'intérieur de la

jambe et celle prévues par le modèle numérique de la thèse de Laura Bouten. Si les résultats concordent, cela validera le modèle, qui pourra alors être utilisés en standard pour la prescription de la contention personnalisée en adaptant la prescription à la spécificité de chaque patient : type d'insuffisance veineuse et morphologie. Par la suite, ce modèle pourra être évalué dans une étude clinique sur des malades.

II - OBJECTIFS

Objectif principal.

L'objectif principal est d'établir, par modélisation numérique *in vivo*, comment se transmettent les pressions d'une contention élastique veineuse, dans les différents tissus de la jambe, chez le sujet sain.

Objectif secondaire.

L'objectif secondaire est d'améliorer la connaissance du comportement mécanique des tissus mous qui constituent le mollet. L'analyse de la réponse de ces tissus sous l'effet de la contention permettra de faire avancer la modélisation biomécanique du corps humain, avec des répercussions pour l'étude de la performance sportive.

III - CONCEPTION DE LA RECHERCHE

Critère d'évaluation

- Critère d'évaluation principal.

Les images obtenues par les 3 techniques d'imagerie médicale (scanner Rx, Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) et l'échographie ultrasonore) permettront d'obtenir des images précises, en 3 dimensions, des tissus internes de la jambe. Les images des tissus de la jambe sans chaussette de contention (« à vide »), puis avec contention (jambe compressée), seront comparées en quatre points particuliers du mollet importants dans le traitement de l'insuffisance veineuse :

- la position de la veine grande saphène,
- la position de la veine petite saphène,
- la position la plus saillante au niveau du tibia (zone de forte pression),
- la position la plus profonde entre la fibula et le tibia.

En appliquant des algorithmes de corrélations d'images développés par Johan Debayle [6, 7], on remonte directement à la carte des pressions exercées par la chaussette à l'intérieur de la jambe. Ces algorithmes ont été développés à l'École des Mines et déjà validés sur plusieurs types d'images [6, 7].

- Critère d'évaluation secondaire.

A partir des images 3D de la jambe sans chaussette de contention (« à vide ») et de la jambe avec contention (jambe compressée), il est possible de recalculer un modèle de déformation piloté par les propriétés élastiques des tissus constitutifs de la jambe.

Un algorithme, appelé méthode des champs virtuels, permettant d'effectuer ce recalage à partir d'images faites en IRM a été développé par Stéphane Avril [8]. Cet algorithme s'applique aussi aux images de scanner Rx et d'échographie ultrasonore.

En appliquant cet algorithme sur les paires d'images avec et sans chaussette de contention, on remonte directement à la carte des propriétés élastiques des tissus mous à l'intérieur de la

jambe, exactement comme une méthode d'élastographie [9]. Cette procédure sera appliquée sur les images réalisées dans le cadre de cette étude.

Méthodologie de la recherche

C'est une étude prospective et monocentrique de physiologie.

Déroulement et durée prévue de participation des personnes

3.3.1. Sélection et Inclusion

Des affiches présentant succinctement l'étude et indiquant que l'on recherche des volontaires seront apposées dans le hall d'entrée et les salles d'attente des différents services de la Clinique Mutualiste. Sur ces affiches figurera un numéro de téléphone à contacter pour avoir plus de renseignements sur l'étude et pour proposer sa candidature. Lorsqu'un sujet appellera ce numéro, le déroulement de l'étude lui sera expliqué et, s'il est à priori d'accord pour participer à l'étude, l'investigateur vérifiera les principaux critères d'inclusion et de non inclusion et prendra ses coordonnées pour lui envoyer la notice d'information. Afin de pallier à d'éventuels désistements, les coordonnées d'une vingtaine de personnes seront recueillies. Une semaine après l'envoi de la notice, l'un des investigateurs rappellera le sujet pour savoir si il/elle est d'accord pour participer à l'étude. Si c'est le cas, l'investigateur lui communiquera la date et l'heure du rendez-vous qui aura lieu à la Clinique Mutualiste pour la visite d'inclusion. Ce type de rendez-vous sera donné aux 10 premiers volontaires, les autres seront informés qu'ils pourront être contactés en cas de désistement/abandon d'un autre sujet.

3.3.2. 1^{ère} visite : Inclusion.

Lors du 1^{er} rendez-vous à la Clinique, un examen clinique sera réalisé pour vérifier les critères d'inclusion/non inclusion et le consentement sera signé par un investigateur et le sujet. Ensuite, le sujet se rendra au service de radiologie pour réaliser une échographie des deux jambes.

Si l'échographie ne révèle aucune pathologie veineuse (absence de phlébite superficielle ou profonde, absence d'insuffisance veineuse), l'investigateur :

- prendra les mesures du sujet (circonférence et pressions de la jambe et de la cheville, hauteur de jambe et pointure) afin de faire fabriquer une paire de contention dont la « force » sera adaptée aux pressions du sujet,
- fixera, avec le volontaire, un 2nd rendez-vous à la Clinique pour la réalisation de l'IRM et du scanner.

Si l'échographie révèle une pathologie veineuse, le sujet sera remercié, adressé à son médecin traitant et l'étude sera arrêtée pour lui/elle.

Cette visite durera environ 1 heure.

3.3.2. 2^{ème} visite : Réalisation de l'IRM et du scanner.

Cette visite aura lieu dans les 2 mois \pm 1 mois, qui suivent la 1^{ère} visite. Les volontaires auront à nouveau un examen clinique sommaire pour s'assurer que leur condition médicale n'a pas changé et, pour les femmes, un test de grossesse urinaire. Dans le cas où un volontaire ne remplirait plus les critères d'inclusion ou présenterait un critère d'exclusion, il/elle sera sorti(e) de l'étude et un autre volontaire sera contacté pour fixer une date pour la visite d'inclusion.

Si le volontaire ne présente aucun problème, il se rendra alors au service de radiologie. Là, il/elle réalisera un premier scanner d'une jambe (partie allant du pied au genou) sans contention. La jambe choisie sera celle opposée au bras dominant car c'est généralement la plus sollicitée. De plus, les images d'une seule jambe suffisent pour l'élaboration du modèle et permettent de limiter les radiations, une seule jambe entrant dans le scanner. Puis, le sujet enfilera la contention et réalisera un second scanner de la jambe choisie. Ensuite, il/elle ôtera la chaussette de contention et se rendra à l'IRM où il/elle aura une période de repos d'une demi-

heure. Puis une IRM de la jambe choisie, sans contention, sera effectuée. Le sujet enfilera ensuite à nouveau la contention et réalisera une seconde IRM de la jambe choisie. Le temps de port des contentions étant limité (environ 1 heure), il n'y a aucun impact physiologique durable et donc pas de nécessité de réaliser une nouvelle échographie.

Cette visite durera environ 3 heures. En cas de découverte d'une anomalie à l'IRM ou au scanner, le sujet sera remercié, adressé à son médecin traitant et l'étude sera arrêtée pour lui/elle.

3.3.4. Fin de l'étude

Elle sera terminée pour chaque volontaire à la fin de l'IRM. Aucune indemnisation n'est prévue mais une paire de chaussettes neuve sera donnée aux sujets car les chaussettes utilisées durant l'étude seront remises à l'école des mines pour la réalisation d'autres tests. L'ensemble des images des différents examens seront anonymisées et transmises à l'école des Mines. Aucun compte-rendu de ces examens n'étant fait, ils ne seront pas transmis au médecin généraliste, sauf en cas de découverte d'une anomalie.

Pendant la durée de cette étude, les sujets pourront participer à une autre étude à condition que celle-ci n'influe pas sur la circulation veineuse des membres inférieurs et ne comporte pas d'examens radiologiques afin d'éviter tout risque de surdosage. A la fin de cette recherche, les sujets seront libres de participer à toute autre recherche.

Description des règles d'arrêt définitif ou temporaire

Si les inclusions n'ont pas commencé au bout d'un an (date anniversaire de l'avis du CPP ou de l'autorisation de l'AFSSAPS), l'étude sera arrêtée. Si le taux d'inclusion paraît insuffisant et non justifié, le promoteur pourra décider de l'arrêt de l'étude.

IV - SELECTION ET EXCLUSION DES PERSONNES DE LA RECHERCHE

Critères d'inclusion

- Age \geq 18 ans et \leq 90 ans
- Sujet affilié ou bénéficiaire d'un régime de sécurité sociale
- Consentement éclairé de participation à l'étude signé

Critères de non-inclusion

- Femme enceinte
- Échographie initiale révélant une pathologie veineuse des membres inférieurs,
- Claustrophobie
- Port d'un pacemaker
- Patient ayant reçu plus de 2 radios dans les 12 derniers mois
- Sujet susceptible d'avoir des pailles métalliques intra-oculaires
- Port de tout type de matériel métallique susceptible de bouger suite à l'application d'un champ magnétique intense
- Port de matériel d'orthopédie depuis moins de 6 semaines
- Sujet sans médecin traitant ou refusant de donner l'adresse de ce médecin ou refusant que le médecin traitant soit contacté en cas de découverte d'une anomalie
- Stents ou valves, selon le type de matériel et la date de la pose
- Allergie à l'un des composants des contentions
- Obésité (BMI \geq 30)
- Refus de test de grossesse

Arrêt prématuré de la recherche

L'étude sera arrêtée pour un sujet si celui-ci présente un malaise dans le scanner ou l'IRM ou refuse de poursuivre la recherche.

Procédure d'arrêt prématuré de l'utilisation par le dispositif médical

Le dispositif médical (contention veineuse) utilisé dans cette étude est prévu pour être porté toute une journée. Les études réalisées jusqu'à maintenant avec ces contentions ont montré une très bonne compliance, encore meilleure qu'avec une contention classique. Dans le cadre de l'étude, la contention ne sera portée qu'au maximum 1 heure. Il ne devrait donc pas y avoir de raison pour que le port de ce dispositif soit interrompu à moins que le sujet présente une allergie.

V- EVALUATION DE LA PERFORMANCE

Description des paramètres d'évaluation des performances

Voir § 3.1.

5.2 Méthodes et calendrier prévus pour mesurer, recueillir et analyser les paramètres d'évaluation de la performance.

Cf. Annexe 1

VI - EVALUATION DE LA SECURITE

Cette étude ne comporte aucun risque particulier, de ce fait, il n'y a pas de paramètres spécifiques d'évaluation de la sécurité.

VII – EVENEMENT INDESIRABLE GRAVE

7.1 Description des paramètres d'évaluation de la sécurité

Vu que cette étude ne comporte aucun risque particulier, il n'y a pas de paramètres spécifiques d'évaluation de la sécurité.

7.2 Méthodes et calendrier prévus pour mesurer, recueillir et analyser les paramètres d'évaluation de sécurité

Non applicable vu qu'il n'y a pas de paramètres spécifiques d'évaluation de la sécurité.

7.3 Procédures mises en place en vue de l'enregistrement et de la notification des événements indésirables

7.3.1 Définition

Un effet/événement indésirable grave est une manifestation nocive survenant chez une personne qui se prête à la recherche biomédicale (que cette manifestation soit liée ou non à la recherche) et qui :

- entraîne la mort,
- met en danger la vie de la personne qui se prête à la recherche,
- nécessite une hospitalisation ou la prolongation de l'hospitalisation,
- provoque une incapacité ou un handicap important ou durable,
- se traduit par une anomalie ou une malformation congénitale.

Les seuls examens liés à cette étude étant l'IRM, le scanner et l'échographie, examens inoffensifs, il nous paraît peu probable d'être à l'origine d'un EIG. Cependant, tout événement entrant dans la définition des EIG et survenant lors du passage d'un volontaire dans le scanner ou l'IRM ou sur le trajet pour se rendre à la Clinique sera considéré comme un EIG inattendu.

7.3.2 Déclaration de l'investigateur au promoteur.

L'investigateur devra déclarer au promoteur :

- tout EIG inattendu dès qu'il en a connaissance,
- tout EIG attendu dans un délai de 8 jours après qu'il en ait eu connaissance.

que cet EIG soit ou non lié au produit/technique expérimental/étude.

Dans les 2 cas, l'investigateur complétera puis faxera au 04 77 12 78 20 le bordereau spécifique de déclaration d'EIG figurant dans les cahiers d'observation. A réception du bordereau d'EIG, un ARC de l'URCIP documentera cet événement et le transmettra aux membres du comité de validation des EIG constitué d'un médecin et d'un pharmacien de l'Unité de Recherche Clinique Innovation et Pharmacologie (URCIP) du CHU de ST-Étienne. Ce comité jugera du caractère attendu ou inattendu et de l'imputabilité de cet EIG par rapport à l'étude. Tous les EIGI pour lesquels le comité de validation des EIG n'aura pu totalement écarter un quelconque lien avec l'étude seront déclarés à l'AFSSAPS par le promoteur.

7.3.3 Déclaration du promoteur au CPP et autorités de santé

Dès qu'il aura eu connaissance de la survenue d'un EIGI susceptible d'être lié à l'étude, le promoteur effectuera une déclaration à l'AFSSAPS et au CPP :

- dans un délai de 7 jours ouvrés pour tout décès ou événement mettant en jeu le pronostic vital,
- dans un délai de 15 jours ouvrés pour tout autre type d'EIG.

En cas de déclaration initiale incomplète d'un EIGI, le promoteur adressera, dès réception d'informations complémentaires, un rapport de suivi référencé et numéroté de cet EIGI.

S'il survient des EIG dans cette étude, le promoteur transmettra au CPP et à l'AFSSAPS :

- tous les 6 mois, un listing (accompagné d'une synthèse) de ces EIGI,
- chaque année, dans les 60 jours suivant la date anniversaire de la 1ère inclusion, un rapport annuel de sécurité

La survenue et la déclaration des EIG attendus et inattendus seront systématiquement vérifiées lors des visites de monitoring.

En cas de survenue d'un fait nouveau (par exemple nouvelle donnée de sécurité), le promoteur adressera une déclaration de ce fait nouveau et des éventuelles mesures prises, dès qu'il en a connaissance, au CPP et à l'AFSSAPS. Si le promoteur a connaissance d'informations complémentaires pertinentes concernant ce fait nouveau, il adressera un rapport de suivi, à l'AFSSAPS et au CPP.

7.4 Modalités et durée du suivi des personnes suite à la survenue d'événements indésirables

Toute personne présentant un effet/événement indésirable recevra la prise en charge adaptée à son état et sera suivie jusqu'à la résolution de l'événement ou jusqu'à la fin de la recherche. Si cela s'avère nécessaire, l'étude sera arrêtée.

VIII - ANALYSE STATISTIQUE

Description des méthodes statistiques

Les images provenant de l'IRM, du scanner Rx ou de l'échographie ultrasonore seront analysées à l'aide de routines développées par nos soins fonctionnant sous Matlab (The Mathworks Inc.). Les fichiers dicom seront d'abord convertis en données numériques se présentant sous la forme de matrices 3D. Une phase de prétraitement spatial des images sera tout d'abord effectuée. Elle inclut le réalignement des acquisitions temporelles pour compenser

les mouvements des sujets, la normalisation des données dans un référentiel commun ainsi qu'un lissage spatial (à l'aide d'un noyau gaussien de 6 mm). Les sujets démontrant des mouvements trop importants (>1 mm ou $>3^\circ$) seront exclus de l'analyse. Ensuite, l'analyse statistique se fera suivant la formulation standard du modèle d'erreur de la corrélation d'images comme défini précédemment dans la littérature [9]. Les zones présentant un contraste spatial donnant une erreur statistique inférieure à 1% seront repérées sur l'image au repos, puis leur correspondante sera déterminée sur l'image avec chaussette afin de caractériser la déformation locale. La recherche d'une zone correspondante se fera par maximisation du critère de similarité [10]. Par la suite, des reconstructions en 3D des cartographies de déformation, puis de pressions et de propriétés élastiques, seront déduites grâce aux calculs par éléments finis, réalisés avec le logiciel Abaqus (www.abaqus.com). Des cartographies statistiques seront réalisées pour quantifier localement l'incertitude des pressions et propriétés évaluées, toujours en utilisant le modèle d'erreur défini dans la littérature [11].

Nombre de sujets nécessaires

Cette étude étant de type physiologique, il n'y a pas de calcul de nombre de sujets. Nous avons besoin de 10 volontaires (chiffre fixé arbitrairement) : 3 de la classe d'âge 25-40 ans, 4 de la classe d'âge 40-55 ans et 3 de la classe d'âge >55 ans afin d'avoir de morphotypes représentatifs de chaque catégorie d'âge. Cependant, certains sujets risquant d'être exclus suite à l'échographie ou de ne pas se présenter à l'IRM, nous préférons augmenter ce nombre de sujets à 20 afin d'être certain d'avoir au final 10 volontaires analysables.

Degré de signification statistique

Le modèle sera validé pour des pressions estimées aux 4 points (veine grande saphène, veine petite saphène, position la plus saillante au niveau du tibia, position la plus profonde entre la fibula et le tibia) à une erreur de 15% près maximum.

Choix des personnes à inclure dans les analyses

Tous les patients inclus dans l'étude seront analysés.

IX - DROIT D'ACCES AUX DONNEES ET DOCUMENTS SOURCES

Les personnes participantes à cette recherche seront informées de leur droit d'accès et de rectification aux données les concernant ainsi que des modalités d'application de ce droit via la notice d'information de l'étude. Les investigateurs s'engagent à répondre à toute demande d'accès aux données dans un délai de 2 mois maximum. Par ailleurs, seul le personnel habilité : investigateurs, ARC, TEC et les représentants des autorités de santé pourront avoir accès à ces informations.

Les documents sources seront constitués par l'ensemble des informations, résultats d'exams consignés dans le dossier médical des personnes participants à cette recherche.

X - CONTRÔLE ET ASSURANCE QUALITE

Le contrôle de qualité sera réalisé par la doctorante de l'école des mines. Tous les cahiers d'observations seront entièrement monitorés.

XI - FAISABILITE ET CALENDRIER DE L'ETUDE

Il nous paraît tout à fait réalisable de recruter 10 volontaires sains en 2 ans.

Durée de l'étude

- Début prévisible de début des inclusions : début au 02/01/2010
- Date de fin des inclusions : 31/12/2012
- Date de fin du suivi : 31/01/2013
- Analyse et validation des résultats : Fin des analyses statistiques 30/06/2013
- Rapport final : décembre 2013.

XII - ORGANISATION DE L'ETUDE

Investigateur coordonnateur : Dr Jean François POUGET

Institut mutualiste radiologique,
Clinique Mutualiste Chirurgicale
3 rue Le Verrier, BP 209
42013 SAINT-ETIENNE cedex

Co-investigateurs :

Dr. Serge COUZAN, Service d'angiologie, Clinique Mutualiste Chirurgicale

Expérimentateurs :

Dr. Stéphane AVRIL (Maitre Assistant HDR, Mél : avril@emse.fr), Dr. Johan DEBAYLE (Maitre Assistant), M^{lle} Laura DUBUIS (Doctorante), École Nationale Supérieure des Mines de Saint-Étienne

Les services concernés par la recherche :

Service de Radiologie, Clinique Mutualiste Chirurgicale de St-ÉTIENNE
Service d'Angiologie, Clinique Mutualiste Chirurgicale de St-ÉTIENNE

Le(s) responsable(s) de la mesure du (des) critère(s) d'évaluation : S. AVRIL

La personne chargée du contrôle de qualité de la recherche : L. DUBUIS

La personne chargée de la saisie des données : L. DUBUIS

Le responsable de l'analyse statistique : S. AVRIL - L. DUBUIS

XIII - CONSIDERATIONS ETHIQUES

13.1 Principes généraux

Le protocole est en conformité avec les principes d'éthique établis par la 18^{ème} Assemblée Médicale Mondiale (Helsinki 1964) et par les amendements établis lors des 29^{ème} (Tokyo 1975), 35^{ème} (Venise 1983), 41^{ème} (Hong Kong 1989), 48^{ème} (Somerset West 1996) et révisée lors de la 52^{ème} Assemblées Médicales Mondiales (Edinburg 2000) et qu'il sera conduit en conformité avec les recommandations ICH de Bonnes Pratiques Cliniques.

13.2 Protection des personnes

Il s'agit d'une étude entrant dans le cadre de la loi du 9 août 2004, du fait de la réalisation d'un scanner d'une IRM et d'une échographie chez des volontaires sains. Les modalités de réalisation de ces examens et les clichés, séquences réalisées ne diffèrent en rien de la pratique habituelle si ce n'est qu'ils sont effectués sur des volontaires sains. Une autorisation de lieu de recherche sera donc demandée pour cette étude.

Le protocole sera soumis à l'avis du Comité de Protection des Personnes (CPP) Sud-Est I avant de débuter les inclusions. Chaque patient se verra remettre une notice d'information lui expliquant l'étude et devra signer un formulaire de consentement éclairé avant de pouvoir participer à la recherche.

13.3 Rapport Bénéfice/Risque

Les examens liés à cette étude (échographie, scanner et IRM) sont totalement indolores. Le seul risque minime concerne l'irradiation induite par le scanner de la jambe, examen qui n'a lieu qu'une fois, et pour lequel la dose de rayons X délivrés est sans danger. Quant au port des chaussettes de contention, le seul risque, extrêmement rare, est celui d'une allergie au textile. Cependant, le temps de port de ces chaussettes étant très court, aucun effet gênant n'est attendu.

XIV - TRAITEMENT DES DONNEES ET CONSERVATION DES DOCUMENTS ET DES DONNEES RELATIVES A LA RECHERCHE

Les informations concernant les volontaires participant à cette étude seront anonymisées et informatisées selon les recommandations établies par la CNIL dans la déclaration de conformité réalisée par la Clinique Mutualiste Chirurgicale.

A la fin de la recherche, l'ensemble des documents (CDRom, classeur investigateur, ...) seront archivés puis conservés durant 15 ans. Une fois le traitement des données terminé, les données informatisées seront stockées temporairement sur un répertoire dont l'accès sera restreint au personnel habilité par le promoteur. Une fois le rapport final de la recherche réalisé ou publié et, au maximum dans un délai de 5 ans après la fin de la recherche, les données figurant sur support informatique seront archivées sur CD pendant 15 ans.

XV – PROPRIETES DES DONNEES – REGLES DE PUBLICATION

- Les données seront la propriété du promoteur. Leur accès et leur utilisation seront sous la responsabilité de l'investigateur coordonnateur.
- Une publication sera réalisée dans les meilleurs délais après la fin de l'étude, sous la responsabilité de M. Stéphane Avril.
- La société BVSport sera citée en tant que sponsor de l'étude.

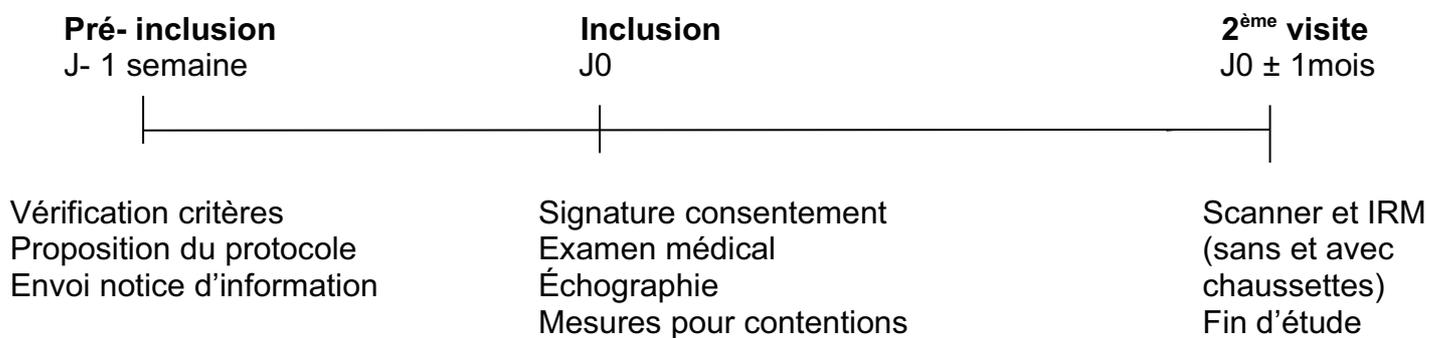
XVI – BIBLIOGRAPHIE

1. Couzan S, Assante A, Laporte S, Mismetti P, Pouget Jf. Etude Booster : évaluation comparative d'un nouveau concept de compression élastique dans l'insuffisance veineuse chronique légère et modérée. Presse Med. 2009 ; 38 : 355-361
2. Contention progressive versus contention dégressive (30 mmHg) dans l'insuffisance veineuse chronique modérée, importante et sévère (définie par la classification CEAP) : étude Ce- Prog. Article en cours d'écriture.
3. Couzan S., Prüfer M., Ferret J.M., Mismetti P., Pouget J.F. Un nouveau concept de contention-compression : apport de l'écho-doppler couleur avec prise des pressions veineuses et de l'IRM. Phlébologie. 2002 ; 55 : 159-170.
4. BOUTEN Laura: Identification des propriétés mécaniques des tissus constitutifs du mollet pour l'étude mécanique de la contention. Thèse soutenue à l'Ecole des Mines, Saint Etienne, 6 mars 2009
5. Avril S., Drapier S., Bouten L., Couzan S. Etude mécanique des articles de contention et de leurs effets sur la jambe humaine. Mécanique et Industries, à paraître, 2009.
6. Debayle, J. and Pinoli, J.C.. General Adaptive Neighborhood Image Processing - Part I: Introduction and Theoretical Aspects. Journal of Mathematical Imaging and Vision, 25(2):245-266, 2006.

7. Debayle, J. and Pinoli, J.C. General Adaptive Neighborhood Image Processing - Part II: Practical Application Examples. *Journal of Mathematical Imaging and Vision*, 25(2):267-284, 2006.
8. Avril S., Huntley J.M., Pierron F., Steele D.D. 3D heterogeneous stiffness identification using MRI and the virtual fields method. *Experimental Mechanics* -2008, Vol. 48, N°5, pp. 479-494.
9. Ophir, J., Kallel, F., Varghese, T., Konofagou, E., Alama, S., Krouskop, T., Garra, B., and Righetti, R. Optical and acoustical imaging of biological media : Elastography. *Comptes rendus de l'Académie des Sciences*, tome 2, série 4, 1193-1212, 2001
10. Schreier H., Sutton M.A. Systematic errors in digital image correlation due to undermatched subset shape functions, *Experimental Mechanics*, 42, 303–310, 2002.
11. Commowick O., Malandain G. Evaluation of Atlas Construction Strategies in the Context of Radiotherapy Planning. In *Proceedings of the SA2PM Workshop (From Statistical Atlases to Personalized Models)*, Copenhagen. Note: Held in conjunction with MICCAI 2006, October 2006

Annexe 1 : Schéma de l'étude.

REPRESENTATION SCHEMATIQUE DE L'ÉTUDE



ANNEXE B

Lettre de consentement pour les volontaires

Dans le cadre du protocole visant à utiliser la méthode développée dans cette thèse sur plusieurs individus, des images médicales de jambe de sujets sains ont été nécessaires. Pour cela, les volontaires participant à l'étude ont dû signer la lettre de consentement et d'explication suivante.

**Etude des effets du port de chaussettes de contention sur les différents tissus de la jambe :
modélisation en 3 dimensions à l'aide de différentes techniques d'imagerie.**

Etude monocentrique
Version n°7 du 10/09/2009

NOTICE D'INFORMATION POUR LE VOLONTAIRE

Madame, Mademoiselle, Monsieur,

Nous vous proposons de participer à une étude organisée par la Clinique Mutualiste Chirurgicale et l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de St-Etienne. Cette étude a pour but de visualiser l'effet du port de chaussettes de contention sur les différents tissus (graisses, muscles) présents dans les jambes.

En effet, en France, 18 millions de personnes souffrent d'insuffisance veineuse : leurs veines ont des difficultés à faire remonter le sang des pieds jusqu'au cœur. Dans les formes les moins graves, cela se traduit par un gonflement et/ou la sensation d'avoir des jambes lourdes ou fatiguées. Le traitement de cette maladie consiste à porter des chaussettes de contention. Celles-ci exercent des pressions au niveau de la jambe ce qui comprime les veines et facilite le retour veineux. A ce jour, les chaussettes de contention exercent des pressions standards quel que soit la morphologie du patient. Or, des mesures ont montré qu'en fonction de la proportion de graisse et de muscle, la pression finalement exercée sur les veines n'était pas la même et pouvait être insuffisante.

Afin de rendre plus efficace l'action des chaussettes de contention, il faudrait pouvoir fabriquer des chaussettes adaptées à la constitution de chaque malade. Pour cela, nous avons besoin de mieux connaître la façon dont la compression induite par les chaussettes se transmet à l'intérieur des jambes. C'est dans ce but que nous vous proposons de participer à cette étude.

Vous disposez d'1 semaine de réflexion avant de donner votre accord quant à votre participation à ce projet. Si vous acceptez de participer à cette étude, un rendez-vous vous sera donné à la Clinique Mutualiste Chirurgicale de St-Etienne. Lors de cette visite, le médecin réalisera un examen médical : il vérifiera que vous ne présentez pas de maladie ou de traitements qui seraient une contre-indication à la réalisation de cette étude. Ensuite, il réalisera une échographie de vos jambes. Si cet examen révèle une anomalie ou une pathologie, vous ne pourrez pas continuer l'étude et vous serez adressé(e) à votre médecin traitant. Il prendra également des mesures pour faire fabriquer des chaussettes à votre taille. Cette consultation durera environ 1 heure.

Dans les deux mois \pm 1 mois suivant le premier rendez-vous, vous devrez vous rendre à nouveau à la Clinique Mutualiste Chirurgicale de St-Etienne pour un scanner et une IRM (IRM). Ces deux examens seront réalisés sans, puis avec, une chaussette de contention qui vous sera fournie sur place. Avant la réalisation de ces examens, vous aurez à nouveau un examen clinique et un interrogatoire pour s'assurer que vous ne présentez pas de contre-indication à participer à l'étude. Si vous êtes une femme, vous aurez un test de grossesse urinaire. Si vous présentez une contre-indication à la poursuite de l'étude ou que vous êtes enceinte, l'étude sera terminée pour vous. Dans le cas contraire, vous devrez :

- vous allonger dans le scanner, sans les chaussettes, le temps de réaliser les clichés de votre jambe (du genou jusqu'au pied) nécessaires, puis sortir de l'appareil
- enfiler la chaussette, vous rallonger dans le scanner le temps de réaliser les clichés de votre jambe (du genou jusqu'au pied), nécessaires puis sortir de l'appareil et enlever la chaussette
- faire une pause
- vous rendre à l'IRM, vous allonger dans l'IRM, sans la chaussette, le temps de réaliser les clichés nécessaires de votre jambe (du genou jusqu'au pied), puis sortir de l'appareil
- enfiler la chaussette, vous rallonger dans l'IRM le temps de réaliser les clichés nécessaires de votre jambe (du genou jusqu'au pied), puis sortir de l'appareil et enlever la chaussette

Vous passerez d'abord le scanner puis l'IRM. Entre les deux, vous aurez une période de repos. Au total, cette visite durera 3 heures. Le port de chaussette est sans danger et vous ne la porterez au total qu'environ 1 heure. Si toutefois vous présentiez une allergie (cas fort improbable), vous la quitteriez immédiatement. Si un problème était détecté au scanner ou à l'IRM, l'étude sera arrêtée pour vous et vous serez adressé(e) à votre médecin traitant.

L'IRM et le scanner sont constitués d'une sorte de tunnel dans lequel vous devrez rester totalement immobile durant le temps de réalisation des clichés. Ils s'effectuent sous surveillance vidéo et audio, vous permettant d'interrompre l'examen à tout moment grâce à un bouton presseur. Ces examens sont bruyants mais sans danger, et sont utilisés depuis de nombreuses années en pratique courante sans aucun problème. Les principales contre-indications à l'IRM sont le port de prothèses ferromagnétiques (pacemakers, implants, ...), de corps étrangers métalliques, l'anxiété, la claustrophobie. Il vous sera demandé de quitter les objets ferromagnétiques ou électroniques que vous portez (montre, matériel électronique...) avant d'entrer dans le scanner et l'IRM.

Le scanner est une sorte d'appareil de radio qui délivre donc des rayons X. Cependant, la dose de rayons délivrée (0,1 milliSev) est bien inférieure au rayonnement émis par la terre et le soleil (4 milliSev /an). Bien que les risques de surdosage soient très rares, si vous avez eu de nombreuses radios ou scanner auparavant, vous ne pourrez pas participer à cette étude. Par ailleurs, pendant la durée de cette étude, vous pourrez participer à d'autres études uniquement si elles n'ont pas d'influence sur la circulation veineuse des membres inférieures. A la fin de cette étude, vous serez libre de participer à d'autres recherches.

Vous n'aurez pas de bénéfice immédiat à participer à cette recherche. L'IRM et le scanner sont des examens inconfortables mais indolores et inoffensifs. Vous ne percevrez aucune indemnité pour votre participation mais on vous donnera une paire de chaussette neuve à la fin de l'IRM.

Vous êtes libre de refuser ou d'interrompre votre participation à cette étude à tout moment sans avoir à vous justifier. En cas d'interruption de l'étude, les informations vous concernant seront conservées sauf opposition de votre part. La personne de confiance que vous avez désignée pourra vous accompagner lors des consultations. À la fin de cette recherche, les résultats globaux seront affichés à la Clinique Mutualiste. Si vous le souhaitez, vos résultats personnels pourront également vous être communiqués.

Dans le cadre de la recherche biomédicale à laquelle la Clinique Mutualiste Chirurgicale vous propose de participer, un traitement de vos données personnelles va être mis en œuvre pour permettre d'analyser les résultats de la recherche au regard de l'objectif de cette dernière qui vous a été présenté. A cette fin, les données médicales vous concernant et les données relatives à vos habitudes de vie, seront transmises au promoteur de la recherche ou aux personnes agissant pour son compte, en France ou à l'étranger. Ces données seront identifiées par un numéro de code et les deux premières lettres de votre nom et de votre prénom. Ces données pourront également, dans des conditions assurant leur confidentialité, être transmises aux autorités de santé françaises ou étrangères, à d'autres entités de la Clinique Mutualiste Chirurgicale.

Conformément aux dispositions de loi relatives à l'informatique aux fichiers et aux libertés, vous disposez d'un droit d'accès et de rectification. Vous disposez également d'un droit d'opposition à la transmission des données couvertes par le secret professionnel susceptibles d'être utilisées dans le cadre de cette recherche et d'être traitées. Vous pouvez également accéder directement ou par l'intermédiaire d'un médecin de votre choix à l'ensemble de vos données médicales en application des dispositions de l'article L1111-7 du Code de la Santé Publique. Ces droits s'exercent auprès du médecin qui vous suit dans le cadre de la recherche et qui connaît votre identité.

Cette étude a reçu l'accord du Comité de Protection des Personnes Sud-Est 1 le 12/10/2009 et l'autorisation de l'Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé le 28/12/2009. Elle est couverte par un contrat d'assurance souscrit par le Clinique Mutualiste Chirurgicale (MATMUT n°929.9010.20329 U 31), qui est le promoteur de cette étude. Nous vous remercions de votre aimable coopération.

**Etude des effets du port de chaussettes de contention sur les différents tissus de la jambe :
modélisation en 3 dimensions à l'aide de différentes techniques d'imagerie.**

Etude monocentrique
Version n°7 du 10/09/2009

CONSENTEMENT DE PARTICIPATION DU VOLONTAIRE

Madame, Monsieur(Nom, Prénom)

Né(e) le/...../19.....

Adresse
.....

Le Docteur m'a proposé de participer à une recherche organisée par le Clinique Mutualiste Chirurgicale concernant une « Etude des effets du port de contentions sur les différents tissus de la jambe : modélisation en 3 dimensions à l'aide de différentes techniques d'imagerie. ».

Il m'a précisé que je suis libre d'accepter ou de refuser.

J'ai reçu et j'ai bien compris les informations suivantes :

- le but de cette recherche est d'étudier les effets, en terme de pression, d'une contention élastique sur différentes zones allant du pied au genou
- j'aurai une échographie des jambes puis 2 mois ± 1 mois plus tard, un scanner et une IRM sans puis avec une contention. Ces examens auront lieu à la Clinique Mutualiste Chirurgicale.

J'accepte de participer à cette recherche dans les conditions précisées dans la notice d'information.

Mon consentement ne décharge pas les organisateurs de la recherche de leurs responsabilités. Je conserve tous mes droits garantis par la loi. Si je le désire, je serai libre à tout moment d'arrêter ma participation. J'en informerai alors le Docteur

J'accepte que les données enregistrées à l'occasion de cette recherche puissent faire l'objet d'un traitement automatisé par le promoteur pour son compte. J'ai bien noté que le droit d'accès prévu par la loi du 6 janvier 1978 relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés (article 39) s'exerce à tout moment auprès du médecin qui me suit dans le cadre de la recherche et qui connaît mon identité. Je pourrai exercer mon droit de rectification et d'opposition auprès de ce même médecin qui contactera le promoteur de la recherche.

Je pourrai à tout moment demander toutes informations complémentaires au Dr en appelant le

Fait à SAINT-ETIENNE, en deux exemplaires dont un est remis à l'intéressé(e)

Nom du médecin

Nom et prénom du patient

.....

.....

le/...../20.....

le/...../20.....

Signature du médecin

Signature du patient précédée de la mention « Lu et approuvé »

NOTE CONCERNANT L'UTILISATION DE L'ECHOGRAPHIE, DU SCANNER ET DE L'IRM.

Le projet de recherche auquel vous participez nécessite la réalisation d'une échographie, d'un scanner et d'une IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) des jambes. Ces examens sont susceptibles de mettre en évidence d'éventuelles anomalies qui peuvent être bénignes ou non. **Nous vous demandons de nous donner le nom de votre médecin traitant qui sera systématiquement informé en cas de découverte d'une quelconque anomalie lors de ces examens et qui jugera de la conduite à tenir.**

Médecin traitant : Dr

Adresse :

.....

.....

Fait à Saint-Étienne, le/...../20..... , en deux exemplaires dont un est remis à l'intéressé(e).

Nom et prénom du volontaire :

.....

Signature du volontaire précédée de la mention "Lu et approuvé"

École Nationale Supérieure des Mines
de Saint-Étienne

NNT: *Communiqué le jour de la soutenance*

Laura Dubuis

Dissertation title: Biomechanics of soft tissues of human leg under elastic compression

Speciality: Mechanics and Engineering

Keywords: elastic compression, soft tissues, mechanical identification, Neo-Hooke, finite-element model.

Abstract:

Elastic compression (EC) is a medical treatment prescribed in case of venous insufficiency. Recently, EC is also employed for recovery after efforts in sports. Nevertheless, despite the more and more common use of EC, its biomechanical action onto the lower limb remain partially unknown .

To address this issue, a 3D biomechanical model of the soft tissues of the leg under EC has been developed and applied on a group of subjects. Each model is patient-specific: the geometry is reconstructed from the 3D CT-scan images of each subject's legs and the boundary conditions are prescribed according to the local pressure applied by the EC onto the skin. Furthermore, the hyper-elastic properties of the soft tissues are identified for each subject using an inverse approach. The inverse approach is original: it consists in using the 3D CT-scan images of the deformed leg as experimental data for calibrating the model.

The resulting model provides the pressure fields in the internal soft tissues induced by the EC. The main conclusions are that the pressure is not transmitted evenly and that significant inter-subject variability exists. Moreover, it is shown that the magnitude of the pressure undergone by the soft tissues is inversely proportional to the thickness of adipose tissues.

The main perspectives of this work are to validate the conclusions on a significant number of subjects and to continue improving the treatments of venous insufficiency by EC.

École Nationale Supérieure des Mines
de Saint-Étienne

NNT : 2011 EMSE 0633

Laura DUBUIS

Titre de la thèse : Biomécanique des tissus mous de la jambe humaine sous compression élastique

Spécialité : Mécanique et Ingénierie

Mots clefs : compression élastique, tissus mous, identification des propriétés mécaniques, Néo-Hooke, modèle éléments finis.

Résumé :

La compression élastique (CE) est un traitement médical qui est prescrit en cas d'insuffisance veineuse. Récemment, la CE rencontre aussi un certain succès auprès des sportifs pour la récupération. Cependant, malgré l'utilisation de plus en plus massive de la CE, son action biomécanique sur le membre inférieur n'est pas encore bien caractérisée.

Pour contribuer à cette caractérisation, un modèle biomécanique 3D des tissus mous de la jambe sous CE a été développé et appliqué à un panel de sujets. Chaque modèle est personnalisé : la géométrie est reconstruite à partir des images tomographiques 3D de la jambe de chaque sujet et les conditions aux limites reproduisent fidèlement la pression localement appliquée par la CE sur la peau. De plus, les propriétés hyper-élastiques des tissus mous sont identifiées pour chaque sujet par recalage du modèle. Une méthode de recalage originale a été spécifiquement développée et mise en œuvre pour cette application : elle consiste à utiliser les images tomographiques 3D de la jambe déformée comme données expérimentales pour le recalage.

Finalement, le modèle donne accès au champ de pression transmis par la CE aux tissus mous internes. Les principales conclusions sont que le champ de pression à l'intérieur de la jambe n'est pas transmis uniformément et qu'il y a de fortes variabilités inter-sujets. En outre, le modèle permet d'obtenir des indications sur le confort et l'efficacité de la CE. Il a ainsi été possible de montrer que l'intensité des pressions maximales subies par les tissus mous de la jambe est inversement proportionnelle à l'épaisseur du tissu adipeux. Les principales perspectives du travail concernent la validation clinique de ces conclusions sur un nombre significatif de sujets, puis leur exploitation en vue d'améliorer les traitements.