



**HAL**  
open science

## Mechanical investigation of compression stockings and of their effects on the human leg. Étude mécanique des articles de contention et de leurs effets sur la jambe humaine.

Stéphane Avril, Sylvain Drapier, Serge Couzan, Laura Bouten

### ► To cite this version:

Stéphane Avril, Sylvain Drapier, Serge Couzan, Laura Bouten. Mechanical investigation of compression stockings and of their effects on the human leg. Étude mécanique des articles de contention et de leurs effets sur la jambe humaine.. Journées AUM/AFM 08 (Activités Universitaires en Mécaniques/Association Française de Mécanique), Aug 2008, Mulhouse, France. hal-00429881

**HAL Id: hal-00429881**

**<https://hal.science/hal-00429881>**

Submitted on 4 Nov 2009

**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.

**Etude mécanique des articles de contention et de leurs effets sur la jambe humaine**  
***Mechanical investigation of compression stockings and of their effects on the human leg***

**Stéphane Avril<sup>1</sup>, Sylvain Drapier<sup>2</sup>, Serge Couzan<sup>3</sup> & Laura Bouten<sup>1,2</sup>**

1. Centre Ingénierie et Santé  
PECM, UMR 5146  
Ecole Nationale Supérieure des Mines  
158 cours Fauriel  
42023 SAINT-ETIENNE cedex 2  
Contact : avril@emse.fr

2. Centre Science des Matériaux et des Structures  
LTDS, UMR 5513  
Ecole Nationale Supérieure des Mines  
158 cours Fauriel  
42023 SAINT-ETIENNE cedex 2

3. BVSPORT  
104, rue BERGSON  
42000  
SAINT-ETIENNE

**Résumé :**

*Ce papier est une synthèse de différentes études apportant un regard scientifique sur la contention, qui consiste à exercer des pressions sur la jambe humaine au moyen de chaussettes ou de bas afin de faciliter le reflux veineux. Il paraît évident que la répartition des pressions sur la jambe affecte le débit sanguin dans les veines. Néanmoins, la répartition conduisant à un débit veineux optimal est non triviale, et diffère en fonction de l'application : traitement médical ou récupération chez les sportifs. Afin d'améliorer les connaissances à ce sujet, un modèle numérique 2D a été mis en place pour calculer les champs de contrainte dans la jambe en prenant en compte le comportement mécanique réel des articles de contention et des tissus de la jambe. Des méthodes d'identification appropriées, basées soit sur le recalage de modèle et la corrélation d'images numériques (pour les articles de contention), soit sur le recalage de modèle par mise en correspondance locale non linéaire d'images fournies par l'IRM (pour les tissus internes de la jambe), ont été développées pour identifier ces paramètres de comportement. Cette approche est maintenant utilisée pour évaluer les effets sur la jambe humaine de différents articles produits par la société BVSPORT®.*

**Abstract :**

*This paper presents a synthesis of different studies willing to bring a scientific insight on leg compression, which is the process of applying external compression forces onto the human leg with stockings or socks, for enhancing the venous flow. It seems obvious that the pressure distribution on the leg affects the blood flow in the veins. However, the pressure distribution that leads to the optimal blood flow is not trivial, and it is different with regard to the application: medical treatment or recovering after an effort in sports. In order to improve the scientific knowledge about this topic, a numerical 2D model was set up for computing stress fields inside the leg, accounting for both the actual material properties of the compression stocking and of the leg biological tissues. Suitable identification methods, based either on model updating from digital image correlation (for the compression stockings), or on image warping and model updating from MRI scans (for the internal leg tissues), were developed for retrieving these material properties. This approach is now used for assessing the effects onto the human leg of different items produced by the BVSPORT® Company.*

**Mots-clefs :**

**bas de contention / tissus mous biologiques / éléments finis (EF) / hyperélasticité / recalage de modèle / corrélation d'images / recalage d'images / IRM**

**Keywords:****Compression stocking / soft biological tissue / finite elements (FE) / hyper-elasticity / model updating / image correlation / image warping / MRI****1 Introduction**

La contention ou compression élastique (CE) a pour but d'exercer des pressions sur la jambe humaine afin de diminuer le calibre des veines dans l'ensemble de la jambe. Elle permet ainsi de diminuer le volume total de sang veineux et aussi d'augmenter la vitesse de retour [1]. Deux applications principales sont le domaine médical (traditionnels bas à varices) pour traiter certaines pathologies circulatoires, et le sport, où les chaussettes de contention sont utilisées pendant ou après un effort de longue durée pour empêcher le sang de s'acculer dans les jambes (sensations de jambes lourdes) et ainsi faciliter la récupération.

La CE classique prescrite à l'heure actuelle dans le traitement de l'insuffisance veineuse chronique modérée, importante et sévère, répond au principe de dégressivité : les pressions sont maximales en cheville puis diminuent vers le haut. On parle de « contention dégressive » (CE-Degr). Cependant, le principe de la dégressivité avec des pressions fortes en cheville et plus faibles au mollet est discutable car le volume maximal de sang veineux est contenu dans le mollet, zone où les veines sont quantitativement les plus importantes. Ainsi, afin d'augmenter l'efficacité de la CE, l'application d'un principe inverse de contention dite « contention progressive » (CE-Prog) avec des pressions moindres en cheville et plus fortes au mollet a été mis au point par la société BVSport<sup>®</sup>, implantée à Saint-Étienne. Il rencontre un large succès chez les sportifs pour la récupération après l'effort. Concernant les applications médicales, une première étude clinique (étude BOOSTER) a montré une sensation de confort supérieure de la CE-prog par rapport à la CE-degr. Une deuxième étude clinique est en cours. Ces études tendent aussi à montrer que la CE-prog favorise la circulation veineuse chez le malade de manière sensiblement meilleure que la CE-degr [19]. De plus, plusieurs études médicales reposant sur l'utilisation de l'IRM ou de l'échographie ultrasonore ont permis de confirmer l'influence significative de la compression du mollet sur le débit veineux [15-17]. Tous ces résultats sont cohérents avec le principe que le volume maximal de sang veineux de la jambe est contenu dans le mollet [18].

Toutefois, aucun modèle mathématique n'a permis à ce jour de comprendre comment les pressions appliquées sur le mollet facilitent le retour veineux. Les études de ce côté-là sont même inexistantes. La CE-degr se justifie par la loi de Poiseuille qui énonce que le débit pour un écoulement laminaire dans une conduite cylindrique est proportionnel au gradient de pression :  $Q = \pi R^4 / 8\eta \Delta P / L$ , où  $Q$  est le débit,  $R$  le rayon de la conduite,  $\eta$  la viscosité du fluide,  $\Delta P$  le gradient de pression et  $L$  la longueur de la conduite.

Ainsi, théoriquement, en appliquant sur la jambe des pressions variant de façon dégressive vers le haut, on augmente donc le débit en créant un gradient de pression  $\Delta P$ . Dans la pratique, des modèles plus complexes prenant en compte les interactions fluide/structure seraient nécessaires car, même si en première approximation l'écoulement du sang dans les veines se fait au repos en régime stationnaire sans déformations dynamiques de la paroi des vaisseaux, cela n'est plus valable lorsque le corps est en mouvement. Dans ce dernier cas, les déformations élastiques des parois veineuses et les actions musculaires engendrent localement des accélérations et décélérations du sang dont la modélisation n'a encore jamais été abordée. Mais avant d'envisager une étude dynamique, la présente étude va se concentrer sur le cas statique sans action musculaire.

Supposons donc dans cette étude que le débit veineux est bien régulé par la loi de Poiseuille. Il est évident dans ce cas que ce sont les pressions subies directement sur les parois des veines qui vont affecter le débit sanguin, et pas les pressions externes appliquées sur la peau. La relation entre la distribution des pressions externes appliquées sur la peau de la jambe et les pressions internes ressenties sur les parois des veines n'est pas linéaire, contrairement à ce que suppose la théorie simpliste sur laquelle se base la CE-degr. De plus, dans la loi de Poiseuille,  $\Delta P$  n'est pas le seul paramètre affecté par la compression. L'élasticité des tissus engendre une diminution du rayon des veines (paramètre  $R$ ) sous l'effet de la pression, donc une baisse du débit.

Dans cette étude on cherche à déterminer la répartition des pressions hydrostatiques réellement subies dans les tissus constitutifs de la jambe afin de mieux comprendre l'intérêt de la CE-prog par rapport à la CE-degr. Pour cela, un modèle numérique de la jambe humaine sous contention a été développé. Les modèles numériques en biomécanique sont très répandus pour des calculs de structures sur une partie ou la totalité du squelette. Les modèles numériques prenant en compte les tissus mous au niveau de la jambe sont plus rares. On peut citer toutefois à titre d'exemples des modèles du talon [13], de la cuisse chez l'amputé [10-11], des fesses [14] ou du pénis [12]. Les difficultés inhérentes à la mise en œuvre de tous ces modèles est de déterminer les conditions aux limites et d'alimenter le modèle avec des lois de comportement pertinentes. Concernant le deuxième point, on constate une très grande variabilité des propriétés généralement utilisées dans les modèles, ce qui nécessite de développer pour chaque nouveau modèle une méthode de caractérisation *in vivo* appropriée.

Dans ce papier, une approche permettant de répondre à cette problématique d'identification est proposée. Le modèle éléments finis (EF) de la jambe sous contention, développé sur le logiciel Zebulon, prend en compte les propriétés mécaniques *réelles* du textile utilisé pour l'article de contention et les propriétés mécaniques *réelles* des tissus biologiques de la jambe considérée. Les propriétés mécaniques *réelles* du textile sont identifiées par recalage à partir de mesures de déplacements par corrélation d'images pour un chargement bi-axial. Concernant les propriétés *réelles* des tissus biologiques, une méthode inverse originale utilisant l'imagerie médicale par résonance magnétique (IRM) pour recaler un modèle élément finis et ainsi identifier la loi de comportement a été mise en œuvre. Après une présentation du modèle et des méthodes d'identification, on montrera les résultats fournis par ce modèle sur un patient donné, puis les perspectives de ces études.

## 2 Présentation du modèle numérique de la jambe sous contention

La géométrie a été obtenue à partir d'une image IRM au repos (Fig. 1a). Elle a été segmentée de manière à définir les différentes zones qui constituent la jambe (graisse autour, trois muscles au milieu et deux os : tibia et péroné). L'ensemble a été maillé avec des triangles à six nœuds, avec 400 éléments. Le calcul est réalisé dans l'hypothèse des déformations planes. Une étude de convergence a été réalisée.

Les conditions aux limites sont de deux types :

- en déplacement (Dirichlet), avec un blocage de tous les degrés de liberté sur les contours de deux os (tibia et péroné), ces zones pouvant être considérées comme infiniment rigides par rapport aux tissus mous qui l'entourent ;
- en effort (Neumann) sur le contour extérieur de la jambe. Une pression normale est appliquée sur chaque nœud. Localement, la valeur de cette pression, notée  $p$ , est calculée en fonction de la tension locale du textile de contention, notée  $T$ , selon la loi de Laplace :  $p = T/r$ ,

où  $r$  est le rayon de courbure local. Les frottements étant négligés, aucune pression tangentielle n'est appliquée. La valeur de  $T$  est supposée constante sur tout le contour (frottements négligés). Connaissant l'élongation du textile grâce à la mesure de sa circonférence à la fois au repos et sur la jambe, la valeur de la tension  $T$  est directement déduite avec la loi de comportement identifiée sur le textile dans les essais de caractérisation (présentés dans la partie 3).

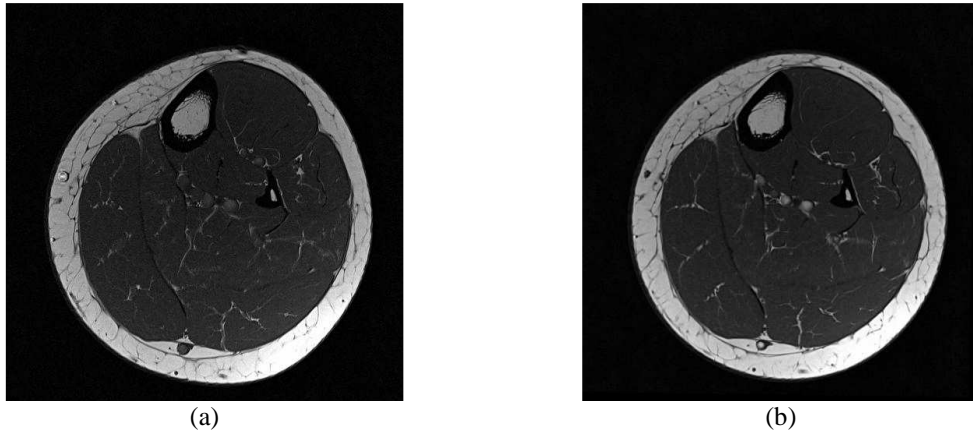


FIG. 1a – Coupe de la jambe réalisée par IRM avant port de la chaussette de contention ;  
 FIG. 2b – Coupe de la jambe réalisée par IRM pendant le port de la chaussette de contention.

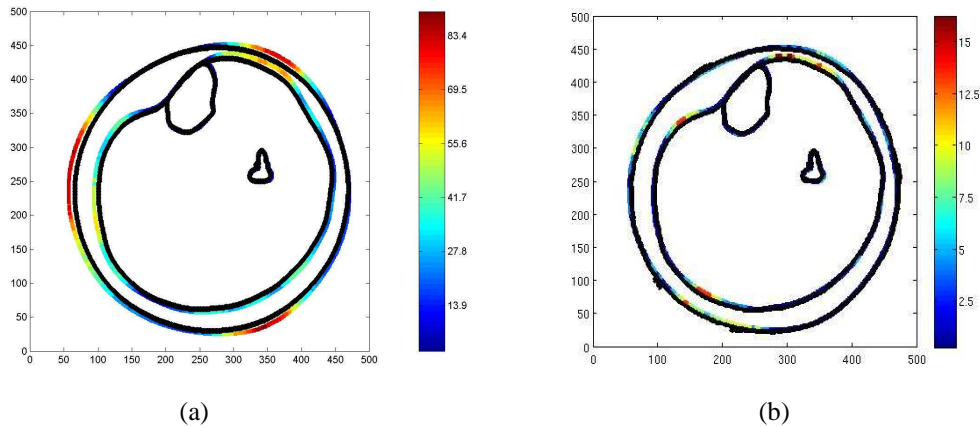


FIG. 2a – superposition des contours cibles et des contours à recaler avant transformation par le modèle numérique ; FIG. 2b – superposition des contours cibles et des contours à recaler après transformation par le modèle numérique

Le comportement des tissus mous de la jambe est supposé hyper-élastique compressible (la compressibilité se justifie par observation de la diminution de volume sur les coupes IRM après application de la contention). Etant donné que les élongations restent faibles, le comportement est simplement modélisé par un modèle Néo-Hookéen [20]. Le potentiel hyper-élastique utilisé est donc :  $W = C_{10} (I_1 - 3) + K_v [(J^2 - 1)/2 - \ln(J)]$

où :

$J = \det(F)$  et  $I_1 = J^{-2/3} \text{tr}(F.F)$  avec  $F$  désignant le gradient de la transformation et  $\text{tr}$  la trace.

Des propriétés différentes sont considérées pour la graisse (parties claires sur l'IRM de la Fig. 1) et pour les muscles (parties sombres sur l'IRM de la Fig. 1). Le comportement de chaque tissu mou est donc caractérisé par deux constantes :  $C_{10}$  et  $K_v$ . Le modèle numérique de la jambe sous contention est donc piloté par quatre paramètres de comportement. Il existe une très grande variabilité des valeurs de ces paramètres fournies dans la littérature [10-14]. De manière à utiliser des valeurs pertinentes en fonction de chaque patient étudié, une procédure d'identification *in vivo* de ces paramètres a été développée. Elle repose sur le recalage du modèle numérique grâce aux coupes faites en IRM. Cette procédure de recalage est décrite à la partie 4. Une fois que les quatre paramètres de comportement sont identifiés, la résolution se fait de manière incrémentale sur 10 itérations. L'objectif est de calculer le champ de pression hydrostatique sur toute la coupe de la jambe (exemple de résultat donné sur la Fig. 5).

### 3 Identification du comportement bi-axial des articles de contention

L'identification de la réponse des textiles (tricot) constituant les articles de contention est nécessaire pour fournir les conditions aux limites de Neumann du modèle de la jambe sous contention. L'identification de la réponse de ce type de matériau fibreux souple est une problématique récente. Les difficultés qui se posent sont multiples, elles proviennent de la structure même du tricot, milieu discontinu par nature, mais aussi des faibles niveaux d'efforts engendrés, autant que du type de fil élastomérique utilisé qui génère une réponse viscoélastique ou encore du domaine d'utilisation en grandes déformations, entre 60% et 120 % de déformation dans le sens trame *i.e.* dans le sens circonférentiel de la jambe.

Ainsi, pour répondre à ces difficultés, une méthodologie d'identification originale du comportement bi-axial en grandes déformations des textiles élastomériques a été développée. Elle a d'abord été appliquée sur des articles de CE-degr dans le cadre d'un travail précédent la présente étude [2-3]. Cette méthodologie s'appuie en premier lieu sur un montage spécifique [8] permettant l'acquisition d'images successives représentant l'état du textile au cours de sa sollicitation. Pour ces essais, des cyclages sont réalisés avant les mesures, conformément à la pré-norme [9]. Les séquences d'images acquises sont ensuite traitées par corrélation d'images numériques [6], la granularité du textile servant de mouchetis naturel, afin d'en déduire des champs de déplacements. La sollicitation bi-axiale est ici induite par une pré-tension imposée dans le sens transverse à la sollicitation. Sous l'effet de cette pré-tension, le fort coefficient de liage induit une contraction transverse bloquée, ce qui induit la réponse bi-axiale souhaitée. En parallèle, un modèle numérique EF du tricot a été mis en place, dans le cadre d'une formulation corrotationnelle, à l'aide du code de calcul Zebulon, permettant de simuler la réponse du tricot sous le chargement précédemment décrit. Cette réponse simulée est recalée par rapport aux déplacements mesurés, permettant ainsi d'identifier la réponse bi-axiale du textile en grandes déformations tel que présenté sur la Fig. 4. On note que pour les déformations utiles (déformation sens trame [60%, 100%] et déformation sens chaîne [20%, 40%]), la surface hypoélastique polynômiale représente parfaitement la réponse expérimentale. Pour les déformations extrêmes, un écart subsiste, mais ces déformations sont hors des déformations utiles.

La courbe de réponse obtenue nous permet d'alimenter les valeurs de  $T$  dans la loi de Laplace qui est utilisée pour définir les contions aux limites en pression du modèle de la jambe sous contention. Seule la réponse uni-axiale dans le sens trame est nécessaire pour le du modèle 2D de la jambe sous contention présenté dans ce papier. Toutefois, la caractérisation de la réponse bi-axiale a été faite ici dans la perspective de développer plus tard un modèle 3D de la jambe sous contention.

Une étude a aussi été menée afin de vérifier la pertinence de la loi de Laplace pour relier la tension locale du textile à la pression externe appliquée sur la peau de la jambe [3]. Un modèle physique de jambe rigide a permis de recouper les mesures réalisées expérimentalement à l'aide de capteurs de pression spécifiques et les résultats de pression calculés par des simulations EF (Abaqus®) en 2D simulant le contact du textile sur la jambe. Dans ces simulations, la loi de comportement uni-axial implémentée dans une *subroutine* UMAT a été identifiée à partir d'essais uni-axiaux quasi-statiques, après avoir vérifié que le temps de relaxation du tricot était environ 5 fois plus élevé que la durée des tests. Les résultats des simulations, ainsi que les mesures, montrent que la pression locale est bien liée à la courbure locale de la jambe ('*Laplace locale*' sur la Fig. 3) et valident donc l'utilisation de la loi de Laplace pour définir les conditions aux limites du modèle de la jambe sous contention.

#### 4 Identification de la loi de comportement des tissus mous biologiques de la jambe

On rencontre fréquemment dans la littérature des comparaisons entre les champs de déplacements numériques fournis par un calcul EF et les champs expérimentaux fournis par une méthode comme la corrélation d'images [4]. On peut même recalculer le modèle EF en prenant certains paramètres de comportement comme variables de contrôle, puis en minimisant l'écart entre les champs expérimentaux et numériques, comme cela a été fait pour déterminer la loi de comportement du textile de contention. Ce type d'approche pourrait être utilisé ici pour identifier la loi de comportement des tissus biologiques de la jambe si on était capable de mesurer expérimentalement les déplacements à l'intérieur de la jambe entre l'état libre et l'état sous contention. Malheureusement, bien que nous disposions d'images de la jambe avant et après application de la contention, la corrélation d'images classiques (corrélation par sous-images [4]) ne permet pas d'en déduire des champs de déplacement suffisamment précis car les images dont nous disposons ne sont pas d'un contraste suffisant (pas de mouchetis naturel). Une tentative d'utilisation de la corrélation par sous-images sur des coupes IRM de la jambe est présentée dans [3], montrant une forte variabilité des valeurs de déplacement localement obtenues.

L'idée est donc de procéder à de la corrélation d'image *globale*, qui est encore faiblement utilisée dans la littérature [5]. Le principe est le suivant : au lieu de déterminer localement les translations qui permettent de passer de l'image initiale (IRM sans port de la chaussette) à l'image finale (IRM avec port de la chaussette), on définit de manière paramétrée une transformation globale permettant de passer d'une image à l'autre et on détermine les paramètres de cette transformation par minimisation au sens des moindres carrés sur l'écart entre les intensités d'images.

Dans notre cas, la transformation globale est celle calculée par le modèle EF de la jambe sous contention. Les paramètres de cette transformation sont donc les 4 propriétés mécaniques ( $C_{10}$  et  $K_v$  pour muscle et graisse). On recalcule le modèle en utilisant la transformation géométrique calculée pour déformer l'image initiale et la faire s'apparier au mieux avec l'image finale. Au lieu d'utiliser tous les pixels, seuls les contours des muscles et de la graisse sont utilisés ici. Ces contours principaux sont déterminés par segmentation des coupes IRM. Les contours cibles (en noir sur la Fig. 2) correspondent à l'état de la jambe lors du port de la chaussette (état chargé). Le contour à recalculer est celui de l'état non chargé (contour en couleur sur la Fig. 2a). Pour chaque calcul EF du modèle de la jambe sur contention, les déplacements interpolés aux pixels concernés sont appliqués pour déformer le contour à recalculer. Un exemple de contour déformé est donné sur la Fig. 2b (contours en couleur). L'échelle de couleur correspond à la distance locale entre le contour déformé et le contour cible.

Le recalage se fait par minimisation, la fonction coût étant définie comme la distance moyenne entre le contour déformé et le contour cible. La minimisation de cette fonction coût est faite par une méthode de simplexe. La convergence de cette méthode a d'abord été validée sur un cas test numérique. Elle a ensuite été appliquée pour identifier les paramètres du modèle des tissus de la jambe sur un patient donné.

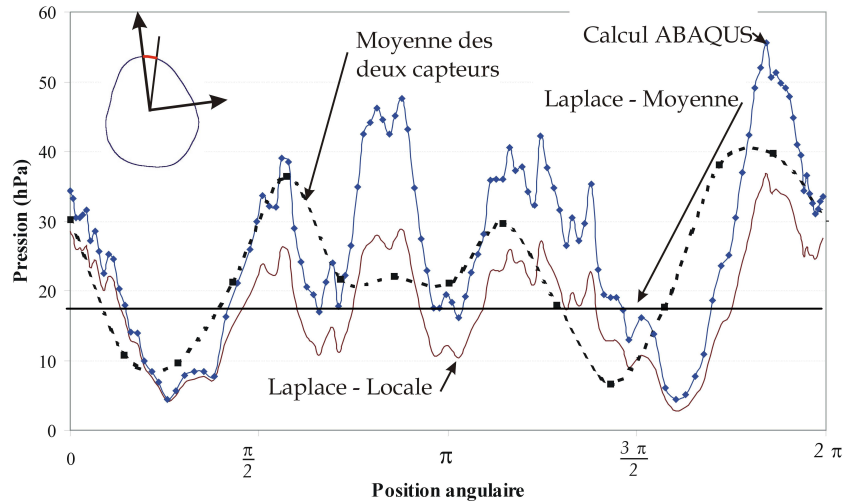


FIG. 3 – Évolution des pressions de contention mesurées et calculées selon la circonférence de la section du mollet [2,4]

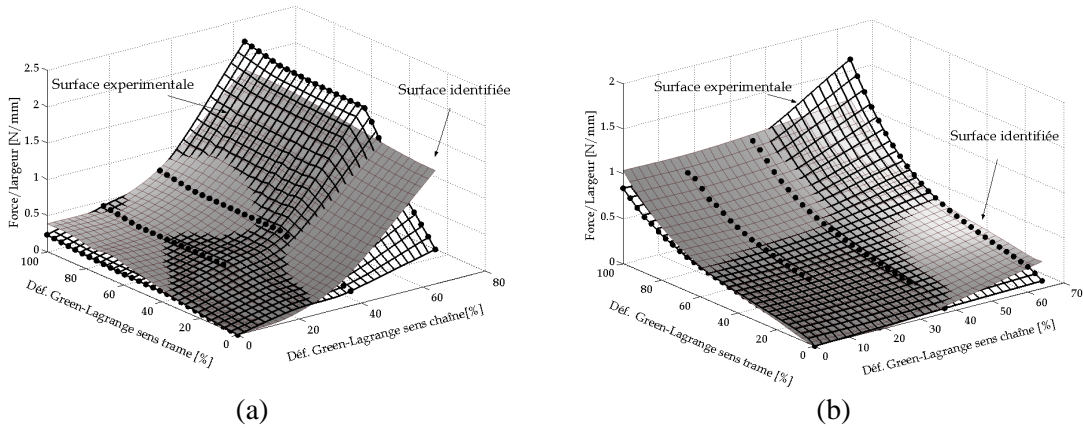


FIG. 4 – Surface de réponse (a) sens trame et (b) sens chaîne d'un tricot (référence industrielle) : mesures expérimentales et réponse identifiée [2,8].



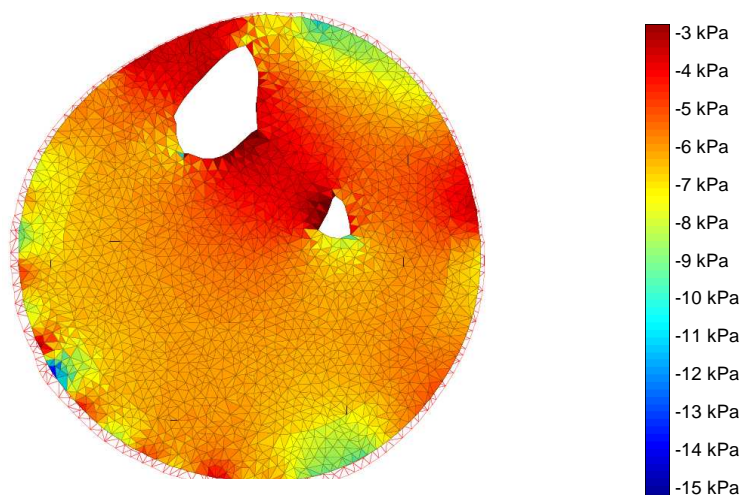


FIG. 5 – Pressions hydrostatiques calculées dans chaque tissu de la jambe après recalage du modèle pour un patient et une chaussette de contention donnés.

#### 4 Résultats et discussion

Les contours en couleur de la Fig. 2b correspondent aux contours déformés pour le minimum de la fonction coût. Les paramètres identifiés sont :  $C_{10} = 8.5$  kPa et  $K_v = 42.9$  kPa pour la graisse et  $C_{10} = 12.9$  kPa et  $K_v = 43.8$  kPa pour les muscles. Un appariement parfait sur tout le long du contour n'a pas été obtenu. Les raisons principales proviennent de certaines hypothèses trop fortes liées au modèle, en particulier vis-à-vis de la partition des tissus mous de la jambe en deux matériaux différents seulement : graisse et muscle. Les hétérogénéités locales de la jambe ne sont pas prises en compte, par exemple au niveau de la veine du bas (c'est là qu'on a les écarts les plus forts entre contours cibles et recalés).

Une fois le modèle recalé et les propriétés mécaniques des tissus mous identifiées, le champ de pression au sein des tissus de la jambe peut être obtenu en réalisant un calcul avec les paramètres identifiés (Fig. 5). Ces résultats sont parmi les premiers obtenus et leur interprétation est toujours en cours. On constate une hétérogénéité importante des pressions. Les tissus en profondeur subissent les pressions les moins élevées. Les hétérogénéités proches de la surface sont dues à l'existence des variations de courbures, induisant des pressions locales plus élevées d'après la loi de Laplace.

Les champs de pression fournis par le modèle sont prometteurs en termes d'applications. Il sera intéressant d'analyser les différences entre différentes stations (debout, couché). De plus, les résultats fournis par ce modèle vont pouvoir être corrélés avec les résultats fournis par l'appareil de mesure de pression veineuse AMPVE® [17]. Cela permettra de déterminer quelle est la pression locale permettant de réduire le diamètre des principales veines de la jambe. Cela permet aussi de déterminer quels sont les muscles qui subissent le moins de compression et donc au niveau desquels l'effet de facilitation du retour veineux sera le moins efficace.

#### 4 Conclusions

Afin de mettre en œuvre un premier modèle mécanique permettant de déterminer les pressions subies à l'intérieur de la jambe humaine sous compression élastique, des méthodes d'identification pour matériaux souples et fibreux ont été utilisées. Basées sur l'imagerie, elles ont permis un recalage du modèle. Les premières applications du modèle sont en cours, concernant principalement un recoupement avec des résultats médicaux déjà observés, en particulier concernant l'accumulation de sang plus importante dans certaine partie du mollet plutôt qu'ailleurs.

Le passage à une modélisation 3D est envisagé, afin d'intégrer la loi de comportement bi-axiale du textile et pour ne plus dépendre de l'hypothèse très restrictive des déformations planes dans la jambe. La prise en compte d'un plus grand nombre de constituants dans la jambe pourra alors être envisagée. A plus long terme, le couplage avec des calculs d'écoulement sanguin dans les veines, avec interactions fluide-structure, sera traité.

### Références

- [1] G. Belcaro, D. Christopoulos, A.N. Nicholaides, Hémodynamique veineuse des membres inférieurs. *Ann. Chir. Vasc.* 5 (1991) 305-330.
- [2] I. Gaied, S. Drapier, B. Lun, Experimental assessment and analytical 2D predictions of the stocking pressures induced on a model leg by Medical Compression Stocking, *J. Biomech.* 39 (2006) 3017–3025.
- [3] S. Drapier, I. Gaied, Identification strategy for orthotropic knitted elastomeric fabrics under large biaxial deformations, *Inv. Prob. Sci. Eng.* 15:8 (2006) 871–894.
- [4] L. Bouten, S. Drapier, In-vivo identification of soft biological tissues using MR Imaging, *Eur. J. Comp. Mech.* 17:5-7 (2008) ?– ?.
- [5] G. Besnard, F. Hild, S. Roux, "Finite Element" displacement fields analysis from digital images: application to Portevin-Le Châtelier bands, *Exp. Mech.* 46 (2006) 789–803.
- [6] H. Schreier, M.A. Sutton, Systematic errors in digital image correlation due to undermatched subset shape functions, *Exp. Mech.* 42 (2002) 303–310.
- [7] K. Amunts, P.H. Weiss, H. Mohlberg, P. Pieperhoff, S. Eickhoff, J.M. Gurd, J.C. Marshall, N.J. Shah, G.R. Fink, K. Zilles, Analysis of neural mechanisms underlying verbal fluency in cytoarchitectonically defined stereotaxic space – the role of Brodmann areas 44 and 45, *NeuroImage* 22 (2004) 42–56.
- [8] I. Gaied "Contribution à l'étude de la contention : approche bidimensionnelle , identification du comportement biaxial en grandes déformations des tricots élastomériques." Thèse de doctorat de l'Ecole des Mines de Saint-Etienne, 2004.
- [9] Le comité technique CEN / TC205 : Bas médicaux de compression. Prénorme Européenne, Comité Européen de normalisation CEN, 2001.
- [10] S. Portnoy, Z. Yizhar, N. Shabshin, Y. Itzhak, A. Kristal, Y. Dotan-Marom, I. Siev-Ner, A. Gefen, Internal mechanical conditions in the soft tissues of a residual limb of a trans-tibial amputee, *J. Biomech.* 41 (2008) 1897–1909.
- [11] W.C.C. Lee, M. Zhang, Using computational simulation to aid in the prediction of socket fit: A preliminary study, *Med. Ing. Phys.* 29 (2007) 923–929.
- [12] A. Gefen, J. Chen, D. Elad, A biomechanical model of Peyronie's disease, *J. Biomech.* 33 (2000) 1739–1744.
- [13] A. Gefen, Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia disease, *J. Biomech.* 35 (2002) 629–637.
- [14] E. Linder-Ganza, N. Shabshin, Y. Itzhak, A. Gefen, Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: A combined experimental-MRI and finite element approach, *J. Biomech.* 40 (2007) 1443–1454.

- [15] J.-F. Pouget, W.M.W. Geedroyc, M. Prüfer, Nuclear magnetic resonance (NMR) study of leg venous drainage in men with and without elastic compression socks (traditional and new bvsport concept). *Int. Angiol.* 19 (2000).
- [16] S. Couzan, M. Prüfer, J.-M. Ferret, Un nouveau concept de contention-compression : apport de l'écho-Doppler couleur avec prise des pressions veineuses et de l'IRM. *Phlébologie* 55 (2002) 159-171.
- [17] S. Couzan, J.-F. Pouget, M. Prüfer, Study of the athletes venous system by Doppler scan with pressures measurement and the perfecting of a new elastic compression concept. *Int. Angiol.* 19 (2000).
- [18] P. Blanchemaison, P. Gorny, G. Louis, Relation entre veines et muscles du mollet chez le sportif et le sujet sédentaire : étude échographique et conséquences physiopathologiques, *Phlébologie* 4 (1995) 435-440.
- [19] P. Ducrozet, Un nouveau concept de contention-compression veineuse évalué par un essai randomisé en double aveugle : contention progressive versus contention classique dans l'insuffisance veineuse légère : l'étude BOOSTER. Thèse de médecine de Saint Etienne n° 44, Dec 2004.
- [20] Y.C. Fung, *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*, Springer, Berlin, 1993.