HAL
open science

Identification des propriétés des tissus mous de la jambe sous compression élastique

Laura Dubuis, Stéphane Avril, Pierre Badel, Johan Debayle

To cite this version:

Laura Dubuis, Stéphane Avril, Pierre Badel, Johan Debayle. Identification des propriétés des tissus mous de la jambe sous compression élastique. 10e colloque national en calcul des structures, May 2011, Giens, France. pp.Clé USB. hal-00592737

HAL Id: hal-00592737

https://hal.science/hal-00592737v1

Submitted on 3 May 2011

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.

CSMA 2011
10e Colloque National en Calcul des Structures
9-13 Mai 2011, Presqu'île de Giens (Var)

Identification des propriétés des tissus mous de la jambe sous compression élastique

L. Dubuis[1], S. Avril[1], P. Badel[1],
J. Debayle[2]

[1] *LCG, École des Mines de Saint-Étienne, France, {dubuis, avril, badel}@emse.fr*
[2] *LPMG, École des Mines de Saint-Étienne, France, debayle@emse.fr*

Résumé — La compression élastique (CE) est largement utilisée pour le traitement et la prévention des insuffisances veineuses. Pour connaître la réponse des tissus internes à une pression externe, un modèle EF 3D d'une jambe humaine a été développé. Le modèle est constitué des tissus mous et des os dont les géométries sont obtenues à partir d'images scanner 3D. Une méthode inverse basée sur les images de la jambe avec et sans CE est utilisée pour identifier les propriétés des tissus mous. La méthode consiste à minimiser l'écart entre l'image de la jambe déformée par le modèle EF et l'image de la jambe sous CE.
Mots clés — tissus mous, modèle EF, compression élastique.

1 Introduction

Le traitement le plus courant en cas d'insuffisance veineuse ou dans le cadre de la prévention est le port de compression élastique (CE). La CE est utilisée depuis l'antiquité et pourtant ses mécanismes et ses effets biomécaniques sur les tissus internes sont toujours partiellement inconnus. En effet, même si les études cliniques sont abondantes à ce sujet démontrant l'efficacité de la CE, les études biomécaniques sont plus rares. Dans la littérature, le problème est abordé de trois différentes manières.

La première est la modélisation du contact de la CE sur la jambe. Les études montrent que la pression exercée par la CE n'est pas uniforme [8, 12, 20, 21].

Le seconde approche est de modéliser l'écoulement sanguin dans les veines [3, 7, 9, 14].

Enfin, la troisième démarche consiste à modéliser la compression des tissus mous à partir d'une géométrie réelle d'un patient. La modélisation des tissus mous compressés permet d'appréhender les efforts subis par les tissus et de connaitre leur réponse mécanique. Dans ces études, les tissus mous biologiques sont généralement supposés hyperélastiques. Comme les propriétés matériaux des tissus mous ne sont pas connus *a priori*, leurs identifications peuvent être réalisées en utilisant des images médicales et en appliquant une méthode inverse. Cette méthode a déjà été utilisée sur une coupe de 4 mm d'épaisseur en 3D pour déterminer les propriétés des fesses [16]. L'objectif de cette étude est de montrer la faisabilité de cette approche en 3D sur les tissus mous de la jambe [4, 10].

2 Méthodes

2.1 Protocole

Des images scanner 3D d'une jambe droite d'une jeune femme sans pathologie veineuse ont été acquises en position assise avec et sans CE. La CE utilisée pour cette étude est une chaussette BVSport® *Pro Recup* dédiée à la récupération après un effort physique dont la particularité est qu'elle applique une compression maximale au mollet et non à la cheville dans le cas d'une CE traditionnelle.

Dans le but d'évaluer la pression locale transmise de la chaussette compressive (CC) à la jambe, la raideur de la CC doit être caractérisée. Par conséquent, la chaussette utilisée dans l'acquisition d'image a ensuite été testée par des essais de tractions à différentes hauteurs. Un système non-destructif basé sur la norme NF G30-102 [2] a été utilisé pour reproduire des conditions de chargement similaires à celles observées lorsque la CC est portée. Ainsi, les fibres du textile dans le sens trame restent parallèles à la direction du chargement tout le long du test. La raideur k est déduite à différentes hauteurs comme la

pente moyenne de la courbe tension/déformation. La Figure 1 présente le montage de l'essai de traction. Les valeurs obtenues sont utilisées pour calculer les conditions aux limites (section 2.3).

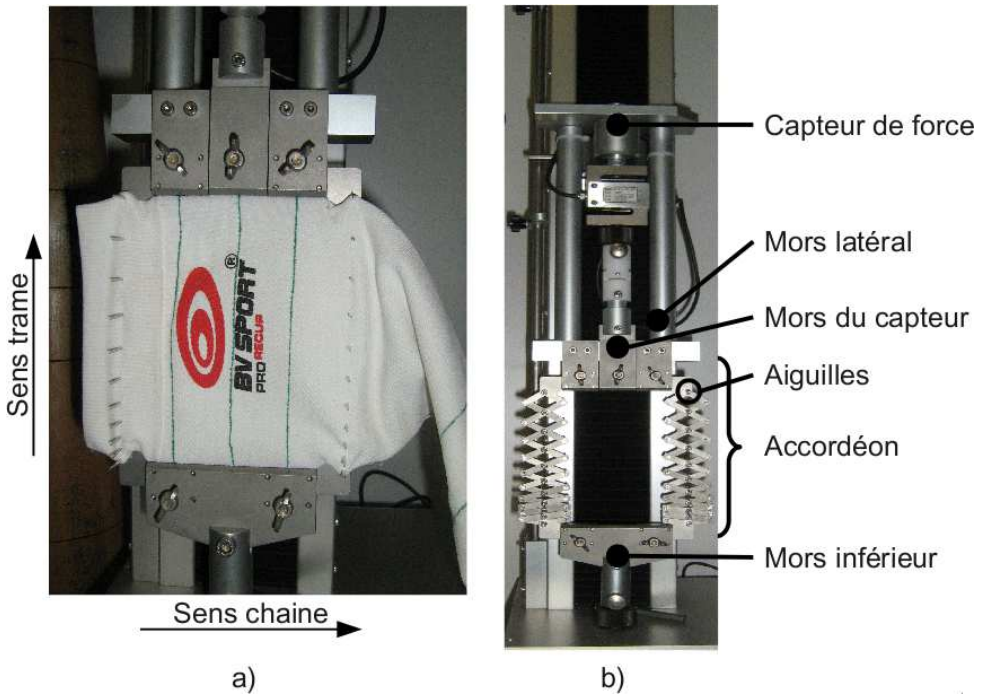

FIG. 1: Essais de traction sur les chaussettes : (a) État non chargé. (b) Montage à vide. Les aiguilles latérales et l'accordéon sont utilisés pour empêcher le tissu de se déformer dans le sens chaine.

2.2 Géométrie et maillage

L'image scanner 3D contient $512 \times 512 \times 376$ voxels et la taille de chaque voxel est de $0.93 \times 0.93 \times 1$ mm. Un système de coordonnées cylindriques (r, θ, z) est défini, z étant l'axe vertical (Figure 2). Après différentes étapes de traitement d'images (seuillage, nettoyage), les images sont segmentées en trois régions illustrées dans la Figure 2 :

- la région 1 est composée des tissus adipeux (peau et graisse) et de quelques veines,
- la région 2 est composée des muscles, vaisseaux sanguins, tendons et des fascias,
- la région 3 est composée des os de la jambe : le tibia et le fibula.

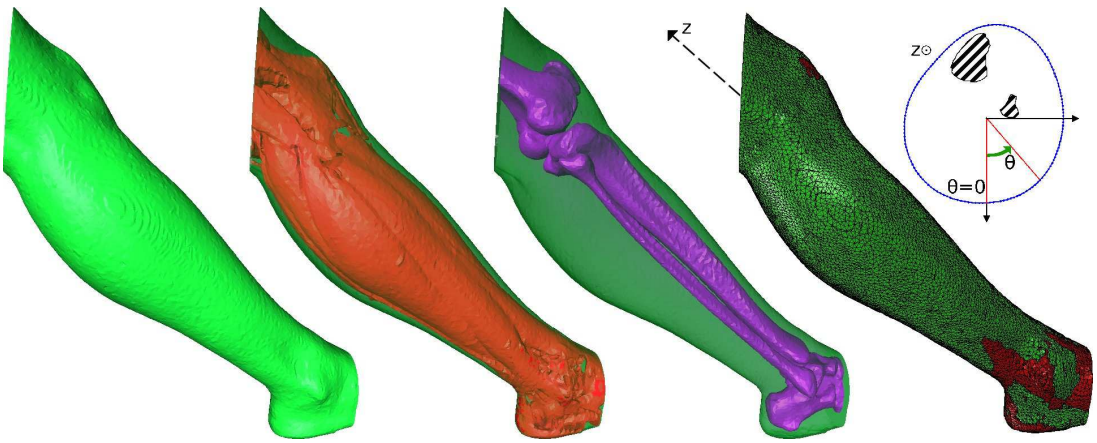

FIG. 2: Images segmentées (frontière extérieur, frontière des muscles, frontière des os) et maillage.

Un recalage des images avec et sans CC est effectué via une transformation rigide (rotation et translation) de sorte que la région 3 (non déformable) des images se superpose parfaitement. Les images avec et sans CC sont donc placées dans le même référentiel géométrique.

Le logiciel Avizo® est utilisé pour créer le maillage composé de 359 374 éléments tétraédriques (71 960 noeuds). Seuls les tissus mous sont maillés avec des éléments linéaires hybrides [1, 11].

2.3 Condition aux limites du modèle EF

Tous les degrés de liberté le long du tibia et du fibula sont fixés car les os sont supposés être infiniment rigides. Une pression non-homogène est appliquée sur la surface extérieure de la jambe. À chaque position donnée (θ, z) de la surface, la valeur de la pression locale à appliquer est obtenue à partir de la loi de Laplace :

$$P(\theta, z) = \frac{T(z)}{R(\theta, z)} = k(z)\frac{\varepsilon(z)}{R(\theta, z)} \tag{1}$$

où P est la pression, T la tension dans la CC, R le rayon de courbure local de la jambe dans le plan horizontal obtenu à partir des coordonnées des nœuds voisins (la courbure dans le plan vertical est négligée), k la raideur du textile et ε la déformation locale de la CC.

La raideur du textile de la CC est mesurée au niveau de la cheville et du mollet de la chaussette par la méthode décrite dans la section 2.1. La valeur de k dépend seulement de la coordonnée verticale, c'est à dire qu'elle est constante dans chaque plan horizontal. Elle est aussi constante du bas de la cheville jusqu'à 60 mm au dessus de la cheville, puis elle augmente linéairement jusqu'à 140 mm et elle est de nouveau constante dans la région du mollet.

Les frottements de la chaussette sur la peau sont négligés, ce qui signifie que les contraintes tangentielles ne sont pas considérées.

2.4 Propriétés des matériaux

2.4.1 Loi de comportement

Les matériaux 1 et 2 correspondants aux tissus mous de la région 1 et 2 sont définis comme des matériaux homogènes, isotropes, quasi-incompressibles et hyper-élastiques. Une fonction d'énergie de déformation néo-Hookéenne est utilisée [4, 10, 16]. Cette fonction d'énergie modélise le comportement mécanique des matériaux homogènes équivalents dont les propriétés sont un mélange des propriétés des composants biologiques de ces régions. La fonction d'énergie de déformation néo-Hookéenne peut s'écrire :

$$W = \frac{G}{2}\left(\bar{I}_1 - 3\right) + \frac{K_v}{2}\left(J - 1\right)^2 \tag{2}$$

où $\bar{I}_1 = \mathrm{Tr}\left(\overline{\mathbf{F}}.\overline{\mathbf{F}}^t\right)$ est le premier invariant de déformation déviatorique, $J = \det(\mathbf{F})$ la variation volumique, $\mathbf{F}$ le gradient de déformation, $\overline{\mathbf{F}} = J^{-\frac{1}{3}}\mathbf{F}$ le gradient de déformation déviatorique et Tr la trace d'une matrice. Le comportement de chaque matériau est dirigé par un paramètre : G_1 et G_2 pour les matériaux 1 et 2 respectivement. Une étude préliminaire a montré que l'effet de la variation de K_v (entre 0,1 et 100 MPa) peut être négligé par rapport aux effets de G. Le paramètre K_v est alors fixé arbitrairement à 1 MPa pour les deux matériaux. G_1 et G_2 sont identifiés par une méthode inverse qui est détaillée dans le paragraphe suivant.

2.4.2 Méthodologie de l'identification

Dans le but de déterminer les paramètres G_1 et G_2, une méthode inverse est utilisée. Cette méthode consiste à estimer l'erreur entre le résultat du modèle EF et l'image cible puis à minimiser cette erreur jusqu'à atteindre une convergence. L'algorithme d'optimisation de Levenberg-Marquardt borné (bounded Levenberg-Marquardt, BLVM) programmé dans Matlab®, est utilisé pour minimiser l'erreur traduite sous forme d'une fonction coût. La méthodologie de l'identification est présentée dans la figure 3.

Estimation de l'erreur. Le contour extérieur de la jambe et le contour défini par la frontière interne de la région 1 (appelé contour interne) sont utilisés pour évaluer la fonction coût.

- Soit $(X, Y, Z)^{init}$ les coordonnées des nœuds dans l'état non déformée (état initial du modèle EF).
- Soit $(X, Y, Z)^{simul}$ les coordonnées des nœuds dans l'état déformée obtenu après déformation du maillage initial par le modèle EF.

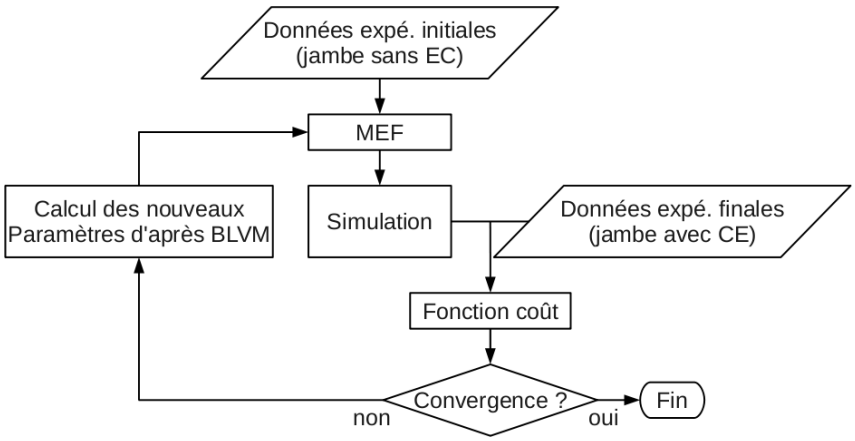

FIG. 3: Algorithme d'optimisation par une méthode inverse.

– Soit $(X,Y,Z)^{cible}$ les coordonnées des points du contours de l'image cible de la jambe avec CC.

Les positions $(X,Y,Z)^{simul}$ et $(X,Y,Z)^{cible}$ de chaque contours situés dans une couche d'épaisseur 5 mm centrée en z_i sont utilisées pour construire un contour moyen. La fonction coût C à minimiser est définie à partir des aires que forment ces contours :

$$C(G_1,G_2) = \sum_{i=1}^{n} \left[\left(A_{z_i}^{simul} - A_{z_i}^{cible} \right)_{contour\ interne} + \left(A_{z_i}^{simul} - A_{z_i}^{cible} \right)_{contour\ externe} \right] \tag{3}$$

où C est la fonction coût, n le nombre de coupes dans le mollet, z_i la hauteur de la coupe i, A_{z_i} l'aire définie à l'intérieur des contours, externe ou interne, à la hauteur z_i.

Minimisation. L'algorithme BLVM est utilisé pour minimiser la fonction coût C. Pour cela, l'algorithme calcule le gradient de C par rapport aux paramètres, par différences finies. Le critère d'arrêt de l'optimisation est déclenché dès que la norme des incréments, entre chaque itérations, des paramètres normalisés atteint 10^{-5}.

3 Résultats

3.1 Cartographie de la pression extérieure

La pression appliquée par la CC sur la peau estimée par l'équation de Laplace (Équation 1) est présentée sur la Figure 4. Les pressions les plus élevées sont appliquées au milieu de la jambe sur le tibia et sur les muscles gastrocnémiens, ce qui correspond aux régions où le rayon de courbure de la surface est le plus faible. La pression est nulle dans les zones où le rayon de courbure est négatif ou nul.

3.2 Paramètres identifiés

Les valeurs initiales des paramètres utilisées pour l'optimisation sont $G = 10$ kPa pour les deux matériaux. Les coefficient G identifiés sont 9,5 et 7,5 kPa pour le matériau 1 et le matériau 2. Dans la littérature, les valeurs de ce paramètre varient entre 16 et 32 kPa pour la graisse et entre 8 et 145 kPa pour les muscles [16, 17]. Les valeurs des propriétés des matériaux obtenues par la méthode d'identification développée dans cette étude sont du même ordre de grandeur.

La Figure 5 montre l'aire à différentes hauteurs des contours initial, simulé et cible. Ces résultats sont obtenus après moins d'une heure de calcul et 5 itérations BLVM.

3.3 Champ de pression

La pression transmise de la peau aux tissus mous peut se rapporter au champ de pression hydrostatique à l'intérieur de la jambe. Une distribution de pression hétérogène à l'intérieur de la jambe est mis

FIG. 4: Pression extérieure appliquée sur la jambe. Vues postérieure, extérieure, antérieure, intérieure et pression moyenne circonférentielle.

en évidence (Figure 6). La pression maximale est localisée là où le rayon de courbure est minimum : près du tibia (sur l'avant de la jambe) et près des muscles gastrocnémiens.

La Figure 7 représente la pression hydrostatique au niveau des principales veines du système veineux profond et superficiel en fonction de la hauteur de la jambe. Cette pression est comparée à la pression moyenne appliquée. La pression hydrostatique dans les veines peut-être plus élevée que la pression moyenne appliquée à cause des effets géométriques (rayon de courbure) et de la position des os.

4 Discussion

4.1 Comparaison des modèles 2D et 3D

Dans les études préalables en 2D [4], l'identification des propriétés des tissus mous dans la jambe était basée sur l'image d'une seule section du mollet, là où le périmètre est le plus grand. Dans cette section, la variation d'aire entre l'état compressé et non-compressé était de 4,5%. L'hypothèse de déformation plane, qui est couramment utilisée pour des problèmes 2D [13, 15] était aussi utilisée dans les études précédentes. Cependant, la jambe est très différente d'un cylindre de longueur infini. Par conséquent, les effets 3D peuvent être significatifs, ce qui justifie le modèle 3D développé dans ce papier.

Un aspect important de la comparaison 2D-3D est la différence de variation d'aire entre une coupe

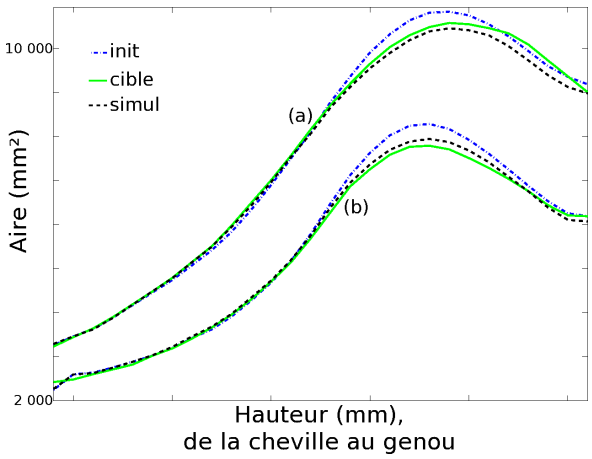

FIG. 5: Aire des contours extérieur (a) et intérieur (b) pour les cas initial, simulé et cible en fonction de la hauteur de la jambe.

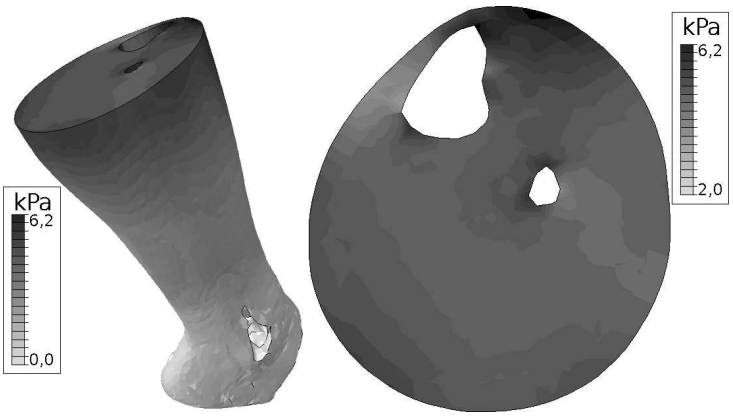

FIG. 6: Champ de pression hydrostatique dans la jambe.

située dans le mollet et une située plutôt à la cheville (Figure 5). La variation d'aire maximale est de 3,1% dans la coupe située à mi-mollet (là où l'image du modèle 2D a été acquises dans [4]), alors que certaines coupes n'ont pas ou très peu de variation d'aire. Ce qui fait que la variation de volume sur toute la jambe est de 0,5% d'après les scanners 3D. C'est pourquoi, nous pouvons dire que les tissus mous de la jambe sont quasi-incompressibles. Dans l'approche 2D [4], ces compensations de volume ne pouvaient pas être pris en compte, entrainant la sous-estimation du module de compressibilité.

4.2 Pertinence du modèle

Pression extérieure estimée par la loi de Laplace. La pression extérieure appliquée sur la peau dépend de la raideur du textile de la CC et du rayon de courbure de la jambe. Sa valeur, calculée d'après la loi de Laplace, est en accord avec les résultats obtenus dans l'étude [12] : entre 0,5 et 4,5 kPa pour [12] et entre 0,6 et 4,7 kPa dans cette étude.

Propriétés des matériaux. Les propriétés des tissus mous sont considérés comme étant isotropes et homogènes. Cette hypothèse est communément utilisée pour la graisse [5, 6, 16, 17], mais les muscles sont composés de fibres ce qui correspond plutôt à de l'isotropie transverse [18, 19]. De plus, les fascias et les compartiments musculaires qui peuvent jouer un rôle significatif dans la réponse mécanique du système, n'ont pas été considérés car une autre modalité d'image (tel que l'IRM) aurait été requis pour les distinguer.

Erreur. Les paramètres du modèle EF n'arrivent pas à s'ajuster pour qu'il y ait correspondance dans les zones où $r^{cible}(\theta_i)$ est supérieur à $r^{simul}(\theta_i)$. Ceci peut résulter d'une non prise en compte de certains paramètres pouvant avoir des conséquences sur les résultats, comme le frottement entre la peau et la CC, les mouvements de glissement entre les différents compartiments musculaires ou l'isotropie transverse

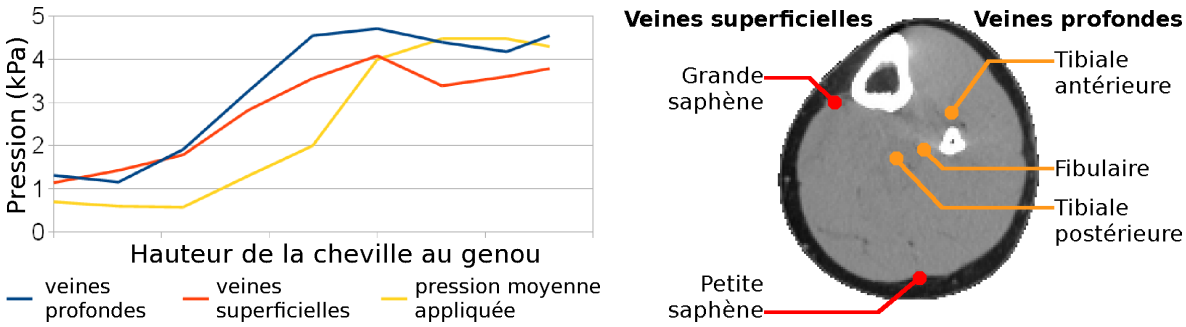

FIG. 7: (a) Pression hydrostatique moyenne en fonction de la hauteur. (b) Position des principales veines superficielles et profondes.

des muscles. Des modèles plus sophistiqués pourront être considérés dans de futures études.

4.3 Effets de la CE sur les tissus

Actuellement, le choix d'une CC est basé seulement sur la taille du mollet et sur l'avancement de la maladie. Cependant, cette étude montre des variations spatiales de pression qui sont conséquentes à l'intérieur de la jambe. Par conséquent, un facteur correctif dédié à l'estimation de la pression effectivement transmise aux veines et dépendant de la morphologie du patient pourrait être envisagé dans le but d'aider les médecins à choisir la CC la plus adaptée.

Le rôle mécanique des veines a été négligé dans ce premier modèle 3D, la pression appliquée sur les parois des veines est supposée identique à la pression des tissus environnants. Cette hypothèse n'a pas été évaluée dans cette étude. Un modèle plus complexe qui tient compte des effets des fascias ou avec des interactions fluide-structure pourra être développé pour voir leurs effets sur la distribution de pression.

5 Conclusion et perspectives

Une méthode inverse basée sur des images 3D a été utilisée pour identifier les propriétés des tissus mous biologiques dans la jambe. Cet article est surtout centré sur la présentation de la méthode inverse et sur ses applications au problème de la jambe compressée. Les résultats prouvent la faisabilité de l'approche. De plus, le modèle met en évidence d'importantes hétérogénéités de distribution de pression dans la jambe. Des modèles plus sophistiqués de la jambe seront développés dans de futures études dans le but de reproduire le plus fidèlement possible un modèle EF 3D d'une jambe humaine sous compression spécifique à un patient.

Pour une exploitation médicale du modèle, des améliorations sont en cours :

- la considération de l'anisotropie des muscles,
- la considération des compartiments musculaires et des fascias,
- l'application de la méthode à d'autres patients pour comprendre les effets de la morphologie de la jambe.

En plus de ces perspectives, il est aussi prévu d'inclure des veines dans le modèle avec pour objectif de simuler les mécanismes du retour veineux et l'action de la CE sur l'écoulement sanguin dans la jambe humaine.

Références

[1] 6.9 Abaqus. *Abaqus Theory Manual*, ©Dassault Systèmes, 2009.

[2] AFNOR. NF G30-102. *Article de bonneterie - Détermination de la pression de contention*, 1986.

[3] J.-T. Aubert, S. Bassez, F. Louisy, Ch. Ribreau. *Accélérations dans le réseau veineux du membre inférieur au cours de la marche stationnaire*, XVème Congrès Francais de Mécanique, Centre Universitaire Marseille Saint-Charles, pages 3–7, 2001.

[4] S. Avril, L. Bouten, L. Dubuis, S. Drapier, J.-F. Pouget. *Mixed experimental and numerical approach for characterizing the biomechanical response of the human leg under elastic compression*, ASME J. Biomech. Engrg., vol 132(3), ASME, pages 031006-1-8, 2010.

[5] F.S. Azar, D.N. Metaxas, M.D. Schnall. *Methods for modeling and predicting mechanical deformations of the breast under external perturbations*, Med. Image. Anal., vol 6, Elsevier, pages 1–27, 2002.

[6] J.H. Chung, V. Rajagopal, P.M.F. Nielsen, M.P. Nash. *A biomechanical model of mammographic compressions*, Biomechan. Model. Mechanobiol., vol 7, Springer-Verlag, pages 43–52, 2008.

[7] F. Cros, P. Flaud, Ph. Dantan. *A digital model for the venous junctions*, Comput. Meth. Biomech. Biomed. Eng., vol 5(6), Taylor & Francis, pages 421–429, 2002.

[8] X.Q. Dai, R. Liu, Y. Li, M. Zhang, Y.L. Kwok. *Numerical simulation of skin pressure distribution applied by graduated compression stockings*, Stud. Comp. Intell., vol 55, Springer-Verlag, pages 301–309, 2007.

[9] S.P. Downie, Sh.M. Raynor, D.N. Firmin, N.B. Wood, S.A. Thom, A.D. Hughes, K.H. Parker, J.H.N. Wolfe, X. Yun Xu. *Effects of elastic compression stockings on wall shear stress in deep and superficial veins of the calf*, Am. J Physiol.-Heart C., vol 294(5), American Physiological Society, pages H2112–H2120, 2008.

[10] L. Dubuis, S. Avril, J. Debayle, P. Badel. *Identification of the material parameters of soft tissues in the compressed leg*, Comput. Meth. Biomech. Biomed. Eng., in press.

[11] Y.C. Fung, P. Tong. *Classical and computational solid mechanics*, Word Scientific Publishing, Singapore, Advanced Series in Engineering Science. vol 1, 2001.

[12] I. Gaied, S. Drapier, B. Lun. *Experimental assessment and analytical 2d predictions of the stocking pressures induced on a model leg by medical compressive stockings*, J. Biomech., vol 39(16), Elsevier, pages 3017–3025, 2006.

[13] A. Gefen. *Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release*, J. Biomech., vol 35(5), Elsevier, pages 629–637, 2002.

[14] P. Guesdon, J.-M. Fullana, P. Flaud. *Étude expérimentale du drainage musculaire*, C. R. Mec., vol 335(4), Elsevier, pages 207–212, 2007.

[15] S. le Floc'h, J. Ohayon, Ph. Tracqui, G. Finet, A.M. Gharib, R.L. Maurice, G. Cloutier, R.I. Pettigre. *Vulnerable atherosclerotic plaque elasticity reconstruction based on a segmentation-driven optimization procedure using strain measurements : theoretical framework*, IEEE Trans. Med. Imaging., vol 28(7), IEEE, pages 1126–1137, 2009.

[16] E. Linder-Ganz, N. Shabshin, Y. Itzchak, A. Gefen. *Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting : A combined experimental-MRI and finite element approach*, J. Biomech. Model. Mechanobiol., vol 40(7), Elsevier, pages 1443–1454, 2007.

[17] H.-V. Tran, F. Charleux, A. Ehrlacher, M.-C. Ho Ba Tho. *Propriétés mécaniques multi-couches de la peau humaine in vivo*, 7ème Colloque national en calcul des structures, Université de Technologie de Compiègne, 2005.

[18] M. van Loocke, C.G. Lyons, C.K. Simms. *A nonlinear anisotropic model for porcine aortic heart valves*, J. Biomech., vol 39(16), Elsevier, pages 2999–3009, 2006.

[19] J.A. Weiss. *A constitutive model and finite element representation for transversely isotropic soft tissues*, Thèse de doctorat, University of Utah, 1994.

[20] F. You, J.-M. Wang, G.-J. Liao. *The simulation of elastic human body deformation and garment pressure with moving mesh method*, Stud. Comp. Intell., vol 55, Springer-Verlag, pages 289–300, 2007.

[21] M. Zhang, X.Q. Dai, Y. Li, J.T.-M. Cheung. *Computational simulation of skin and sock pressure distributions*, Stud. Comp. Intell., vol 55, Springer-Verlag, pages 323–333, 2007.