

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

L. Dubuis¹, S. Avril¹, P. Badel¹,
J. Debayle²

¹ PECEM, 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

La compression élastique (CE) est largement utilisée pour le traitement et la prévention des insuffisances veineuses [1]. Pourtant, les mécanismes de la CE et leurs effets biomécaniques sur les tissus internes sont toujours partiellement inconnus. L'objectif de cette étude est d'identifier les propriétés mécaniques des tissus mous de la jambe à l'aide d'une méthode inverse basée sur des images tomographiques.

2 Méthodes

2.1 Géométrie et conditions aux limites

Des images de tomodensitométrie 3D d'une jambe humaine ont été acquises en position assise avec et sans CE, puis segmentées en trois régions qui sont composées des tissus adipeux, des muscles et des deux os, respectivement. Un maillage constitué de 359 374 tétraèdres et 71 960 nœuds a été créé à partir des images segmentées.

Les degrés de liberté des nœuds correspondant aux os sont fixés car ils sont considérés comme indéformables. Une pression inhomogène est appliquée sur la surface externe de la jambe calculée à partir de la loi de Laplace.

2.2 Identification

Les tissus mous de la jambe sont considérés comme hyper-élastiques, quasi-incompressibles, isotropes et homogènes. On utilise une loi de comportement de type Néo-Hookéen dont l'énergie de déformation W s'écrit :

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

où $\bar{I}_1 = \text{Tr}(\bar{\mathbf{F}} \cdot \bar{\mathbf{F}}^t)$ est le premier invariant de déformation, $J = \det(\mathbf{F})$ la variation de volume totale, \mathbf{F} le gradient de déformation et $\bar{\mathbf{F}} = J^{-\frac{1}{3}} \mathbf{F}$ sa partie déviatorique.

La méthode d'identification des paramètres G et K_v est basée sur la minimisation d'une fonction coût [2, 4]. Pour chaque jeu de paramètres, deux étapes sont nécessaires pour estimer cette fonction coût :

1. déformer l'image de la jambe sans CE en utilisant les déplacements obtenus par le calcul EF,

2. évaluer la fonction coût. Pour 29 coupes horizontales espacées d'un centimètre, l'aire totale située entre le contour de l'image déformée numériquement et le contour de l'image cible est calculée. La valeur de la fonction coût est la somme de ces 29 aires. Elle représente la somme des écarts sur ces 29 sections entre un contour cible et un contour piloté par la valeur des paramètres à identifier.

La fonction coût est minimisée par l'algorithme de *Levenberg-Marquardt* (LVM). Le critère d'arrêt de l'optimisation est la norme des incréments des paramètres normalisés, fixé à 10^{-5} .

Le schéma global de la méthode inverse est présenté dans la Figure 1.

3 Résultats

Les coefficients des matériaux identifiés sont $G^1 = 11,1$ kPa et $K_v^1 = 1,06$ kPa, et $G^2 = 5,8$ kPa et $K_v^2 = 1,16$ kPa pour les matériaux constitués principalement des tissus adipeux et des muscles, respectivement. La Figure 2 montre le résidu obtenu avec ces paramètres pour une coupe au niveau du mollet. Les résidus les plus importants sont situés dans les zones où le contour cible est plus éloigné du centre de la jambe que le contour initial.

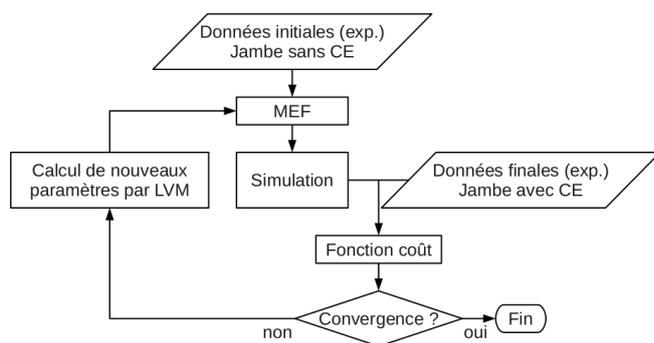


FIG. 1 – Algorithme d'optimisation par une méthode inverse.

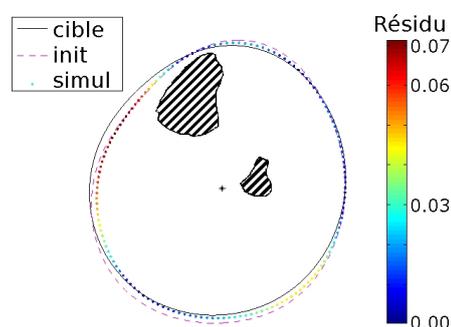


FIG. 2 – Contour de la jambe cible, initial et simulé. Le contour simulé est tracé avec une carte de couleur correspondant au résidu.

4 Conclusion

Pour la première fois, une méthode inverse basée sur des images 3D a permis d'identifier les propriétés mécaniques des tissus mous biologiques de la jambe. Montrant une disparité de pression à l'intérieur de la jambe, les résultats pourraient orienter les médecins lors de la prescription de CE en fonction de la localisation des veines pathologiques des patients.

References

- [1] F. Amsler, T. Willenberg, 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, 668–674, 2009.
- [2] 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 Journal of Biomechanical Engineering, ASME, 031006-1-8, 2010.
- [3] 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*. Journal of Biomechanics, Elsevier, 3017–3025, 2006.
- [4] 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*, Journal of Biomechanics, Elsevier, 1443-1454, 2007.