



HAL
open science

Identification des propriétés mécaniques des tissus biologiques de la jambe à partir d'images IRM

Laura Bouten, Sylvain Drapier

► **To cite this version:**

Laura Bouten, Sylvain Drapier. Identification des propriétés mécaniques des tissus biologiques de la jambe à partir d'images IRM. 8e Colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2007, Giens, France. ⟨hal-01492146⟩

HAL Id: hal-01492146

<https://hal.science/hal-01492146v1>

Submitted on 18 Mar 2017

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.



Distributed under a Creative Commons CC0 1.0 - Universal - International License

Identification des propriétés mécaniques des tissus biologiques de la jambe à partir d'images IRM

Laura Bouten — Sylvain Drapier

LTDS - UMR 5513 CNRS/ECL/ENISE/ENSMSE

Département Biomatériaux et Mécanique - Centre Ingénierie et Santé

Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne

158, cours Fauriel

42023 Saint-Etienne cedex 2 , France

{bouten,drapier}@emse.fr

RÉSUMÉ. Les tissus biologiques mous constituant le corps humain font individuellement l'objet d'études visant à déterminer leurs propriétés mécaniques. L'étude propose l'identification des propriétés mécaniques des tissus de la jambe par le couplage d'images IRM et de différents niveaux de contention comme chargement mécanique. Celui-ci peut être assimilé à une compression sur une section complète de jambe. La méthode d'identification fait intervenir d'une part le traitement des images IRM (corrélation, extraction des volumes, etc...) et d'autre part la modélisation par la méthode aux éléments finis combinée à un algorithme d'optimisation.

ABSTRACT. Soft biological tissues constituting the human body are individually investigated regarding the identification of their mechanical properties. This study proposes an identification process by coupling RMI images and different levels of stocking as a mechanical loading. It may be compared with a compression around the whole leg . This identification method needs RMI image processing and also a Finite Element Method modelization combined with an optimization algorithm.

MOTS-CLÉS : identification, IRM, contention, éléments finis, optimisation

KEYWORDS: identification, RMI, stocking, finite element, optimization

1. Introduction

La médecine fait de plus en plus appel à des techniques spécialisées dans l'aide au diagnostic, à l'observation et à la compréhension des maux. L'étude proposée ici est susceptible d'apporter une aide précieuse aux angiologues, spécialistes du système vasculaire.

Le principe de cette étude consiste à identifier au moyen de la contention, et donc caractériser, les tissus biologiques mous composant le mollet. Ce travail est motivé par le manque de données, donc de connaissances, sur le comportement mécanique du système vasculaire profond. Nous rappelons que la contention agit, *via* le système musculaire, sur les systèmes circulatoires sanguin et lymphatique, afin d'améliorer le retour veineux et ainsi éviter les stases, les phlébites, les ulcères, etc ... Une meilleure connaissance de l'effet de la contention sur le système vasculaire profond est donc susceptible d'améliorer les prescriptions des angiologues. D'un point de vue mécanique, l'obtention d'une méthodologie d'identification des tissus de la jambe grâce à un protocole de mesure non-invasif *in vivo* est d'un grand intérêt. En effet, ces tests sont encore assez rares car ils nécessitent de nombreuses précautions, dont celle de ne pas détériorer les tissus pendant les mesures.

La méthodologie de l'identification est déterminée et elle consiste en de multiples étapes faisant intervenir plusieurs domaines de compétences comme l'optimisation, le traitement d'images, la mécanique, *etc* ...

2. Méthodologie de l'identification

L'identification de paramètres rhéologiques des matériaux est un problème mécanique inverse, *ie* il consiste à déterminer un ou plusieurs paramètres définissant le système en s'appuyant sur des résultats expérimentaux. Dans le cas présent, les paramètres à identifier sont les différents coefficients des lois de comportement prises pour les tissus et les résultats expérimentaux sont des déplacements. Afin d'être plus précis dans l'exposé de la méthodologie, nous allons détailler quelques unes des étapes de l'identification.

Le traitement des images IRM est une tâche primordiale dans notre étude. En effet, elle nécessite la corrélation d'images afin d'extraire le champ de déplacement entre deux images représentant deux états de chargement, cette partie nous fournit les résultats expérimentaux. Simultanément, les images sont traitées par le logiciel Amira[■] qui nous permet, de différencier les tissus et de créer un maillage correspondant afin de l'utiliser dans la représentation numérique des configurations expérimentales.

Une fois ces deux étapes franchies, l'identification est possible, elle consiste à trouver un jeu de paramètres de comportement qui minimise une fonction objectif définie comme l'écart entre les grandeurs simulées et les grandeurs expérimentales. Généralement ces grandeurs qui peuvent être de natures différentes doivent être normalisées pour définir correctement cette fonction.

3. Mise en œuvre de l'identification

3.1. La corrélation d'images IRM

Dans le but d'avoir un nombre suffisant de données pertinentes pour l'identification, plusieurs séries d'images IRM du mollet ont été nécessaires. Nous considérons trois séries d'images à des niveaux de contention différents : sans contention, contention de 20 mmHg et contention de 40 mmHg. La pression de contention est approximative mais peut être calculée facilement à partir de la circonférence de la jambe, connaissant la loi de comportement des tricot de contention (Gaied *et al.*, 2006). L'objectif est d'obtenir un champ de déplacement, à partir des images seules, traduisant la déformation entre deux niveaux de contention. Le logiciel de corrélation d'images utilisé est WIMA[■]. Pour que la corrélation soit pertinente, elle doit s'effectuer sur deux images issues de deux séries différentes mais dans le même plan de coupe, *ie* la même hauteur de mollet et implique souvent un recalage en translation et en rotation, à l'aide de nos points fixes que sont les centres de gravité du tibia et de la fibula. Les résultats de la corrélation que nous présentons sur la figure 1 ont été obtenus avec deux niveaux de contention, de 40 mmHg et de 20 mmHg. Les images sont munies d'un jeu de fenêtres identiques et l'ensemble des vecteurs obtenus par la corrélation est le résultat des corrélations simultanées de chacune de ces fenêtres avec leur correspondante dans la seconde image. L'ensemble de l'image peut être recouvert de fenêtres mais il nous est apparu pertinent dans un premier temps de traiter les fenêtres à la frontière des tissus où les glissements sont les plus probables et les textures les plus caractéristiques.

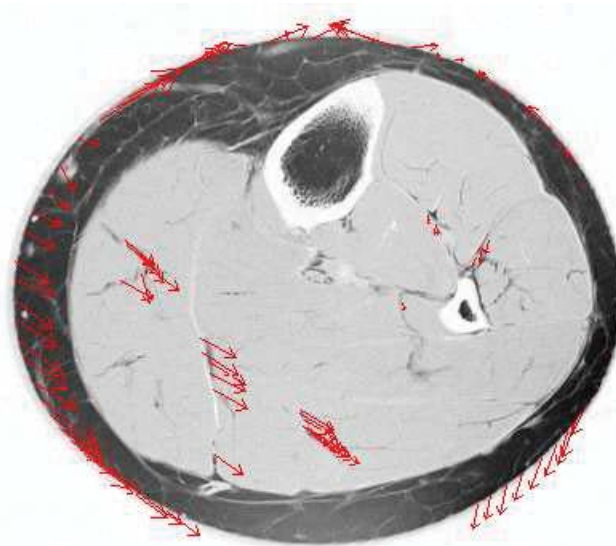


Figure 1. Déplacements obtenus aux points "stratégiques" pour une corrélation entre 20 mmHg et 40 mmHg

3.2. Modélisation par éléments finis

La modélisation par éléments finis avec ZéBuLoN nous permet de simuler la réponse du modèle intégrant les différents types de lois de comportement des matériaux dont on cherche à identifier les paramètres. Nous nous appuyons sur une large bibliographie pour admettre que les matériaux biologiques sont idéalement visco-hyperélastiques, incompressibles et isotropes ou orthotropes (Bosboom *et al.*, 2001) (Schulze-Bauer *et al.*, 2003) (Weiss, 1994) (Fung, 1993) (Loocke *et al.*, 2006). Cependant nous ne pouvons pas tenir compte de la viscosité dans notre modèle du fait des durées d'acquisition des images IRM. Concernant le tricot, des études précédentes ont permis d'identifier le comportement biaxial hypoélastique en grandes déformations (Drapier *et al.*, 2006) de ces matériaux structurés élastomériques. Toutefois, la mise en place d'un modèle rendant compte de la complexité des différents comportements doit être progressive. De plus, l'interaction entre le tricot de contention et la peau nous incite à modéliser le contact ce qui engendre une difficulté supplémentaire. En effet, il est indéniable que numériquement la gestion de l'incompressibilité et du contact présente une certaine complexité. Dans notre étude, nous tentons d'assembler les deux. L'incompressibilité nous incite à utiliser les éléments mixtes, *ie* formulés en déplacement/pression, et à intégrations réduites afin de réduire le nombre de contraintes d'incompressibilité et ainsi éviter le phénomène de "verrouillage" (Sussman *et al.*, 1987) *ie* des sauts de pression apparaissent dans les éléments lorsqu'on impose l'incompressibilité. En effet, la contrainte ne suffit plus pour calculer la pression hydrostatique, qui devient infinie en cas d'incompressibilité stricte, le découplage entre partie déviatorique et partie hydrostatique de la contrainte est alors indispensable.

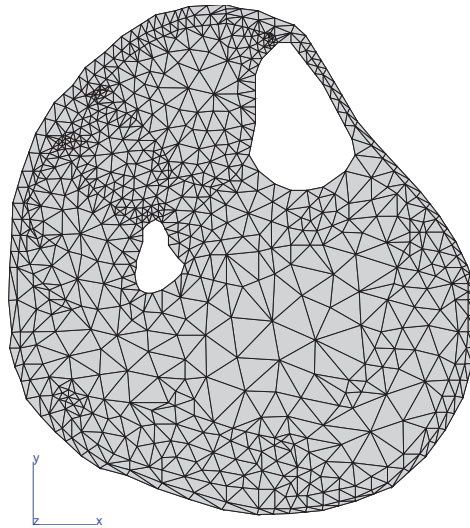


Figure 2. Maillage d'une coupe de mollet : 3181 nœuds , 1485 éléments

3.3. *Elaboration d'un maillage par le traitement d'image*

Pour générer les maillages, nous utilisons le logiciel Amira[■] [figure 2]. L'un des intérêts de ce logiciel est d'utiliser l'ensemble des fonctionnalités du format natif des images IRM, le format DICOM[■], afin de différencier et de reconstruire les volumes présents dans l'ensemble des séries. La génération du maillage, ensemble de tétraèdres, est réalisée à partir des volumes extraits.

3.4. *Optimisation*

L'optimisation, phase finale de l'identification, se fait également avec ZéBuLoN grâce à son module Z-Optim. Elle consiste à déterminer un jeu de paramètres des lois de comportement pour laquelle la fonction objectif est minimale. L'algorithme d'optimisation qui a été utilisé dans des cas simples d'identification est l'algorithme de *Nelder-Mead* (Luersen *et al.*, 2004). La robustesse de cet algorithme et sa simplicité paraissent être un avantage, mais il est possible que sur un problème à plus grande échelle il montre ses limites en terme de vitesse de convergence. Nous serons peut-être amenés à considérer alors un algorithme de *Levenberg-Marquardt* (Forestier, 2004) dont la convergence est plus rapide, les résultats moins précis, et qui est largement utilisé pour l'identification. Un compromis devra être trouvé entre précision et rapidité de calcul.

4. Discussion

La principale difficulté de ce projet est de relier entre elles les différentes parties présentées ci-dessus, chacune d'elles présentant des difficultés et des incertitudes. En ce qui concerne la corrélation d'image, nous espérons améliorer, par un traitement d'image approprié, la définition du système vasculaire. En effet, nous avons choisi des coupes de 5mm d'épaisseur afin d'obtenir une bonne définition des contours et des textures de l'image. Cette précision est nécessaire pour la corrélation d'images puisqu'elle s'opère sur la reconnaissance de motifs. De nombreuses améliorations peuvent être apportées à ces calculs, notamment en terme de fenêtres, appelées aussi zones de recherche, qui peuvent être carrées ou rectangulaires et surtout de tailles différentes, le choix est donc vaste. La seule restriction est que les fenêtres doivent être identiques entre les deux images à corréler. Les résultats sont peu nombreux lors d'une corrélation avec des petites fenêtres, car le motif recherché est trop peu caractéristique. Au contraire, de trop grandes fenêtres impliquent de considérer la déformation en plus du déplacement des fenêtres.

Afin de relier les résultats de la corrélation d'image et le calcul par éléments finis, il est nécessaire de localiser dans le maillage les points géométriques, afin de transposer tous les déplacements obtenus par corrélation, et ainsi déterminer les conditions aux limites et le chargement du modèle éléments finis. Concernant le choix des lois de comportement, nous rappelons que nous utilisons des matériaux hyperélastiques

et incompressibles, mais que l'éventualité d'utiliser un modèle quasi-incompressible n'est pas exclue.

L'optimisation finalisera le travail en imbriquant les différentes parties présentées précédemment et de nombreuses interrogations émergeront alors, notamment à propos de la quantité et de la qualité des résultats expérimentaux, qui rappelons-le ont été obtenus par corrélation d'images. De plus, la qualité, *ie* la précision, pourra être discutée, car le nombre d'éléments sera réduit afin de diminuer le temps de calcul. Nous aurons là aussi à faire un compromis entre le nombre d'éléments et la précision de la géométrie.

Pour conclure, l'originalité de ce travail est d'utiliser un tricot de contention comme chargement mécanique afin de proposer une méthodologie d'identification des tissus de la jambe grâce à un protocole de mesure non-invasif *in vivo*. En corollaire l'intérêt clinique direct de cette étude est de pouvoir observer et prévoir l'action des bas de contention sur le système vasculaire profond.

5. Bibliographie

- Bosboom E. M., Hesselink M. K., Oomens C. W., Bouten C. V., Drost M. R., Baaijens F. P., « Passive transverse mechanical properties of skeletal muscle under *in vivo* compression », *Journal of Biomechanics*, vol. 34, n° 10, p. 1365-1368, 2001.
- Drapier S., Gaied I., « Identification strategy for orthotropic knitted elastomeric fabrics under large biaxial deformations », *Inverse Problems in Science and Engineering*, 2006.
- Forestier R., Développement d'une méthode d'identification de paramètres par analyse inverse couplée avec un modèle éléments finis 3D, PhD thesis, ENSMP, 2004.
- Fung Y. C., *Biomechanics : mechanical properties of living tissues*, Springer, Berlin, 1993.
- Gaied I., Drapier S., Lun B., « Experimental assessment and analytical 2D predictions of the stocking pressures induced on a model leg by Medical Compressive Stockings », *Journal of Biomechanics*, vol. 39, p. 3017-3025, 2006.
- Loocke M. V., Lyons C. G., Simms C. K., « A validated model of passive muscle in compression », *Journal of Biomechanics*, vol. 39, n° 16, p. 2999-3009, 2006.
- Luersen M. A., LeRiche R., « Globalized Nelder-Mead method for engineering optimization », *Computers and Structures*, vol. 82, n° 23-26, p. 2251-2260, 2004.
- Schulze-Bauer C. A., Holzapfel G. A., « Determination of constitutive equations for human arteries from clinical data », *Journal of Biomechanics*, vol. 36, n° 2, p. 165-169, 2003.
- Sussman T., Bathe K.-J., « A finite element formulation for nonlinear incompressible elastic and inelastic analysis », *Computers and Structures*, vol. 26, n° 1-2, p. 357-409, 1987.
- Weiss J. A., A constitutive model and finite element representation for transversely isotropic soft tissues, PhD thesis, Dept. of Bioengineering, University of Utah, 1994.