

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

Laura Bouten & Sylvain Drapier

LTDS - UMR CNRS 5513 - ECL/ENISE/ENSM-SE  
Centre Ingénierie et Santé  
Département Biomatériaux et Mécanique  
158, cours Fauriel 42023 Saint-Etienne cedex 2  
bouten@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. On présente ici une méthodologie d'identification basée sur un protocole de mesure non-invasif in vivo.*

## Abstract :

*Soft biological tissues constituting the human body are individually investigated regarding the identification of their mechanical properties. The present study proposes an identification process by coupling MRI images and different levels of stocking as a mechanical loading that may be compared with a compression around the whole leg. MRI image processing and also a Finite Element Method modelization combined with an optimization algorithm are needed. It results in yielding an identification method based on an in vivo non-invasive measurement protocol.*

## Mots-clefs :

**identification, IRM, contention**

## 1 Introduction

L'identification des tissus biologiques est un domaine ayant participé largement au développement de la biomécanique, cependant l'obtention d'un modèle global comportant plusieurs types de matériaux demeure une application complexe à mettre en œuvre. Le but de cette étude est de présenter la méthodologie utilisée pour l'identification des propriétés mécaniques des tissus biologiques de la jambe. Celle-ci est motivée cliniquement par la rareté des données concernant le comportement du système vasculaire profond sous l'effet d'une contention. L'objectif final de ce projet étant de pouvoir prédire l'action des tricotés de contention sur la circulation veineuse profonde et ainsi améliorer les prescriptions médicales des bas de contention. Pour présenter l'ensemble de ce projet, il est nécessaire en premier lieu de présenter le principe de l'identification et les résultats de la recherche bibliographique parcourant plusieurs domaines d'étude. Ensuite, il sera possible de présenter les résultats obtenus jusqu'à présent.

## 2 Méthodologie et bibliographie

Cette première partie s'attachera particulièrement à présenter le principe de l'identification dans le cadre de cette étude ainsi que les différents domaines de recherche nécessaires pour

mener à bien l'ensemble de ce projet. Pour cela, l'identification est abordée de manière générale. Ensuite en s'appuyant sur la bibliographie, l'ensemble des considérations concernant les lois de comportement des matériaux est présenté. D'un point de vue numérique, les lois de comportements choisies entraînent des difficultés dans la mise en œuvre du modèle. De plus un traitement des images IRM est nécessaire pour obtenir des données exploitables dans le processus d'identification dont le détail sera finalement présenté.

## 2.1 Principe de l'identification

L'identification en mécanique est un problème inverse *ie* la résolution de ce problème consiste à déterminer un ou plusieurs paramètres définissant le système, coefficients des lois de comportement dans le cas présent, en s'appuyant sur des résultats expérimentaux obtenus à partir d'un ou plusieurs essais. Le principe de l'identification réside dans la minimisation d'une fonction objectif, traduisant l'écart entre les grandeurs simulées et les grandeurs expérimentales. Dans notre cas ces grandeurs sont obtenues par la compression du mollet à l'aide d'un tricot de contention couplée à une prise de vues d'images IRM, lesquelles après une série de traitements numériques permettent d'extraire les déplacements en des points géométriques appropriés rendant ainsi compte de la déformation entre deux niveaux de contention. La génération des valeurs simulées est le résultat de la modélisation par éléments finis, dont l'approfondissement se fera dans la suite de cet article.

## 2.2 Rhéologie des matériaux

Avant de d'identifier les paramètres des lois de comportement des matériaux biologiques, il est indispensable de déterminer à quels types de comportement correspondent les différents tissus. Les tissus considérés dans cette étude sont les muscles striés squelettiques (MSS) de la jambe, la peau et le système vasculaire (artères et veines). D'une manière générale les MSS sont admis comme des matériaux hyperélastiques (Bosboom *et al.* (2001)), tout comme la peau (Tran *et al.* (2005)) et les vaisseaux (Holzapfel *et al.* (1998), Li *et al.* (2006)). Les os sont légitimement supposés rigides en comparaison aux tissus mous du mollet. L'hyperélasticité implique que le comportement est déterminé par l'écriture de l'énergie de déformation dont dérive la contrainte. Cependant, il est possible de classer les différents modèles existants en deux catégories. En effet, l'énergie de déformation peut s'exprimer soit en fonction des invariants du tenseur de Green-Lagrange  $\bar{E}$  comme le modèle général de Rivlin (Eq.1), soit en fonction des élongations principales comme le modèle d'Ogden (Eq.2).

$$W(I_1, I_2) = \sum_{m=0}^{\infty} \sum_{n=0}^{\infty} \gamma_{mn} (I_1 - 3)^m (I_2 - 3)^n \quad (1)$$

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\mu_n}{\alpha_n} (\lambda_1^{\alpha_n} + \lambda_2^{\alpha_n} + \lambda_3^{\alpha_n} - 3) \quad (2)$$

où  $I_1$  et  $I_2$  sont les invariants du tenseur des déformations de Green-Lagrange,  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  sont les élongations principales et  $\mu_n, \alpha_n, \gamma_{mn}$  sont les paramètres à déterminer dans les lois de comportement.

Il paraît raisonnable dans un premier temps de considérer les tissus biologiques comme néo-hookéens *ie* modèle de Rivlin avec pour seul coefficient non-nul  $\gamma_{10}$ , qui est donc le modèle hyperélastique le plus simple. Une simplification a été volontairement effectuée concernant le

modèle de comportement des tissus, en effet, en plus d'être hyperélastiques, ils sont aussi généralement visqueux. Cependant, le temps d'acquisition des images IRM ne permet pas de tenir compte de la viscosité. De plus, les matériaux hyperélastiques sont très fréquemment incompressibles ou quasi-incompressibles entraînant certaines exigences dans un modèle éléments finis. Concernant le tricot de contention, sa loi de comportement a d'ores et déjà été déterminée dans une étude précédente (Drapier *et al.* (2006)).

### 2.3 Incompressibilité et contact : difficultés numériques

La méthode aux éléments nécessite de nombreuses précautions notamment en cas d'incompressibilité stricte et en présence de contact. En effet l'incompressibilité entraîne dans le calcul des pressions des discontinuités au sein des éléments, ce phénomène est aussi appelé "verrouillage" et il est expliqué par le fait que la pression ne peut être dans ce cas définie entièrement par les déplacements (Weiss (1994)). La solution utilisée dans le code ZéBuLoN est la formulation d'éléments en déplacement/pression *ie* des éléments mixtes. L'ensemble des tissus étant considéré comme hyperélastique et incompressible, tous les éléments utilisés dans le modèle sont des éléments mixtes et à intégrations réduites afin de réduire le nombre de contraintes d'incompressibilité (Sussman *et al.* (1987) ). Le chargement mécanique se faisant par l'action du bas de contention sur la jambe, le traitement du contact est inévitable. Le problème, et donc sa formulation, est semblable à l'incompressibilité car le but est de faire tendre une contrainte, *ie* la distance entre deux corps, vers 0. Les deux cas se ramènent donc à un problème d'optimisation sous contrainte dont les méthodes de résolution les plus usitées sont la méthode de pénalité et la méthode de lagrangien augmenté.

### 2.4 Corrélation et traitements d'images

Les grandeurs "simulées" ayant été obtenues, il est nécessaire à présent de traiter les images afin d'en extraire des données exploitables dans le processus d'identification. Les données accessibles par la technique de corrélation d'images utilisée sont les déplacements de certaines zones définies au préalable. Le but recherché ici est de superposer deux images IRM correspondant à des niveaux de contention différents et d'en extraire les déplacements permettant de passer d'un état à l'autre. Pour que la corrélation soit pertinente, il est indispensable de vérifier l'appartenance au même plan transverse (ou plan de coupe) des deux images puis de les recaler longitudinalement *ie* faire se correspondre les parties fixes de l'image (tibia et fibula). Actuellement, le recalage a été effectué manuellement mais l'étude se poursuit en tentant de recaler de manière automatique les images. Concernant la corrélation d'images sous WIMA<sup>®</sup>, logiciel de corrélation d'images, elle nécessite de munir chacune des images d'un jeu identique de fenêtres (appelées aussi "zone de recherche"). 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. Les vecteurs représentent le déplacement subi par un motif au centre de la fenêtre. Enfin pour mesurer l'écart entre les déplacements mesurés et les déplacements simulés, aux mêmes points géométriques, il faut localiser ces points géométriques dans le maillage éléments finis et en déduire le déplacement simulé en chacun de ces points.

### 2.5 Optimisation

L'étape de l'optimisation consiste à comparer les déplacements obtenus par la corrélation d'images et les déplacements obtenus par la simulation *ie* on cherche à minimiser la fonction

objectif définie ci-dessous, avec  $N$  le nombre de valeurs à comparer :

$$\mathcal{F} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_{sim} - y_{exp})^2 \quad (3)$$

Pour cela les différents algorithmes d'optimisation sont testés dans le module *Z-Optim* du code éléments finis utilisé *ZéBuLoN*. Le choix a été restreint aux algorithmes de Levenberg-Marquardt (Forestier (2004)) et de Nelder-Mead (Luersen *et al.* (2004)). Les avantages du second sont sa robustesse et sa simplicité de mise en œuvre, mais il est possible que pour 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 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.

### 3 Résultats

La corrélation d'images avec le logiciel WIMA<sup>®</sup> s'applique sur deux images dans le même plan de coupe et à deux niveaux de contention différents. Dans le cas présenté, il s'agit d'un sujet de sexe féminin âgé de 25 ans dont le mollet est habillé d'un bas de contention de 20 mmHg (soit 2.666 kPa) puis de 40 mmHg (soit 5.333 kPa). Les pressions annoncées pour les tricots sont approximatives et dépendent de la géométrie du mollet *ie* la circonférence, elles sont néanmoins accessibles grâce à la loi de comportement du tricot (Drapier *et al.* (2006)). La manipulation du sujet lors de l'enfillement du bas peut créer un décalage entre les prises de vues, d'où la nécessité d'un recalage. Pour cet exemple, il existait un décalage de 7 pixels en abscisse et de 11 en ordonnée qui a été compensé. Ensuite les images sont munies d'un jeu de fenêtres, principalement sur la partie externe de la jambe et sur les frontières visibles des muscles en négligeant les zones vasculaires qui nécessitent un traitement numérique particulier pour les rendre exploitables. Le résultat (Figure 2) est un ensemble de vecteurs rendant compte de la déformation subie par les tissus biologiques entre les deux niveaux de contention.

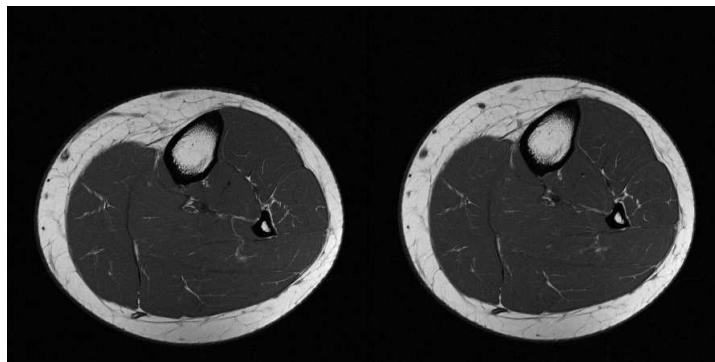


FIG. 1 – Coupe transverse du mollet sous une contention de 20 mmHg et 40 mmHg

La génération du maillage à partir de la segmentation des surfaces sur les images IRM n'ayant pas encore été mise au point, nous présentons le calcul par éléments finis de l'action de la pression d'un bas de contention sur le mollet à partir d'un maillage approximatif. De nombreuses lois de comportement ont été définies pour implémenter le modèle ainsi que pour la différenciation des muscles. Les potentiels hyperélastiques utilisés sont des potentiels de Mooney-Rivlin *ie* potentiels de Rivlin avec deux termes non-nuls  $\gamma_{10}$  et  $\gamma_{01}$ . Le choix a été fait

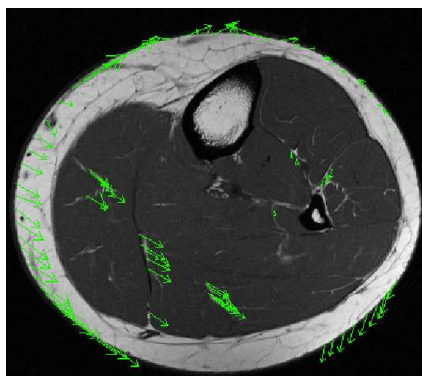


FIG. 2 – Déplacements obtenus aux points "stratégiques" pour une corrélation entre 20 mmHg et 40 mmHg

de se placer dans le cas de l'incompressibilité stricte car cette situation est la plus délicate à gérer numériquement. Les éléments utilisés sont triangulaires quadratiques à intégrations réduites et formulés en déplacement/pression. La pression représentée (figure 3(b)) est le résultat d'un gonflement du tricot (figure 3(a)) par l'application d'une pression sur la face interne du tricot dans la première phase, puis d'un relâchement de la pression dans la deuxième phase et l'établissement progressif du contact entre le tricot et la jambe dans la troisième phase entraînant ainsi la compression. Le contact ne se fait pas dans les zones de concavité comme on peut s'y attendre (Gaied *et al.* (2006)). Le contact est géré par pénalité dont le principe est d'autoriser une très faible interpénétration des nœuds sans altérer de façon notable le calcul.

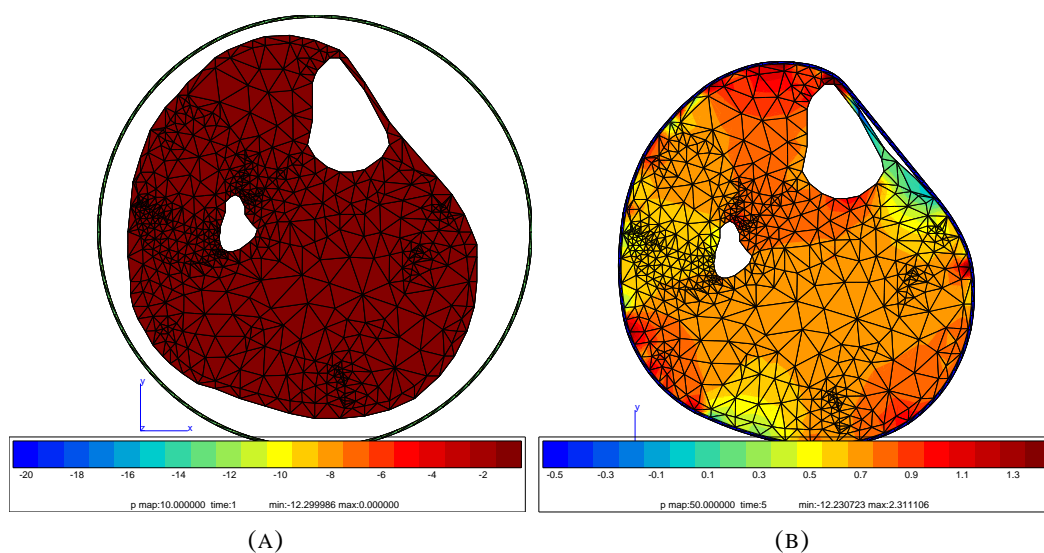


FIG. 3 – Pression en fin de gonflement de tricot à  $t=1$  s et en fin de calcul à  $t=5$  s

#### 4 Conclusions

Afin d'aboutir aux premiers résultats d'identification de paramètres, il faut tout d'abord être en mesure de traduire les résultats de la corrélation d'images en données exploitables dans le code éléments finis ZéBuLoN ; c'est pourquoi un maillage plus précis est préférable. La dernière

étape de l'identification sera l'optimisation, qui entraînera un questionnement approfondi sur l'algorithme à utiliser et sur le nombre de données à comparer pour obtenir une identification satisfaisante. Ensuite il est envisagé que ce processus soit étendu à des lois de comportement hyperélastiques plus complexes, dans le but d'approcher de plus près les valeurs expérimentales par les valeurs simulées.

## Références

- Bernakiewicz M., Viceconti M. 2002 The role of parameter identification in finite element contact analyses with reference to orthopaedic biomechanics applications *Journal of Biomechanics* **35** 61-67
- Bosboom E.M., Hesselink M.K., Oomens C.W., Bouten C.V., Drost M.R., Baaijens F.P. 2001 Passive transverse mechanical properties of skeletal muscle under in vivo compression *Journal of Biomechanics* **34(10)** 1365-1368
- Drapier S., Gaied I. 2006 Identification strategy for orthotropic knitted elastomeric fabrics under large biaxial deformations. *Inverse Problems in Science and Engineering* **In press**
- Forestier R. 2004 *Développement d'une méthode d'identification de paramètre par analyse inverse couplée avec un modèle éléments finis 3D* PhD Thesis, Centre de Mise en Forme des Matériaux, ENSM-P
- Fung Y.C. 1993 *Biomechanics : mechanical properties of living tissues* Springer, Berlin
- Gaied I., Drapier S. 2006 Experimental assessment and analytical 2D predictions of the stocking pressures induced on a model leg by Medical Compressive Stockings *Journal of Biomechanics* **39** 3017-3025
- Holzapfel G.A., Weizsacker H.W. 1998 Biomechanical behavior of the arterial wall and its numerical characterization *Computers in biology and medicine* **28(4)** 377-392
- Li Z.Y., Howarth S., Trivedi R.A., U-King-Im J.M., Graves M.J., Brown A., Wang L., Gillard J.H. 2006 Stress analysis of carotid plaque rupture based on in vivo high resolution MRI *Journal of Biomechanics* **39(14)** 2611-2622
- Luersen M.A., Le Riche R. 2004 Globalized Nelder-Mead method for engineering optimization *Computers and Structures* **82 (23-26)** 2251-2260
- Sussman T., Bathe K.J. 1987 A finite element formulation for nonlinear incompressible elastic and inelastic analysis *Computers & Structures* **26 (1/2)** 357-409
- Tran H.V., Charleux F., Ehrlacher A., Ho Ba Tho M.C. 2005 Propriétés mécaniques multicouches de la peau humaine in vivo. *Colloque national en calcul des structures (éd. Hermes)*
- Weiss J.A. 1994 *A constitutive model and finite element representation for transversely isotropic soft tissues* PhD Thesis, Dept. of Bioengineering, University of Utah