



HAL
open science

Modélisation de la jambe humaine sous contention élastique

Stéphane Avril, Laura Dubuis, Johan Debayle, Laura Bouten, Sylvain Drapier

► **To cite this version:**

Stéphane Avril, Laura Dubuis, Johan Debayle, Laura Bouten, Sylvain Drapier. Modélisation de la jambe humaine sous contention élastique. CFM 2009 - 19ème Congrès Français de Mécanique, Aug 2009, Marseille, France. hal-03378543

HAL Id: hal-03378543

<https://hal.science/hal-03378543v1>

Submitted on 14 Oct 2021

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.

Modélisation de la jambe humaine sous contention élastique

L. DUBUIS^a, L. Bouten^a, J. Debayle^a, S. AVRIL^a, S. DRAPIER^b

a. Centre Ingénierie et Santé, CNRS UMR 5146 / INSERM IFR 143, Ecole Nationale Supérieure des Mines, 158 cours Fauriel, 42023 Saint-Etienne Cedex 2, FRANCE

b. Centre Science des Matériaux et des Structures, LTDS CNRS UMR 5513, Ecole Nationale Supérieure des Mines, 158 cours Fauriel, 42023 Saint-Etienne Cedex 2, FRANCE

Résumé :

La contention consiste à exercer des pressions sur la jambe humaine au moyen de chaussettes afin de faciliter le reflux veineux. Afin d'améliorer les connaissances à ce sujet, un modèle éléments finis a été mis en place pour calculer les champs de contraintes 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 ont été développées pour caractériser ces comportements.

Abstract :

Elastic compression is the process of applying an elastic garment around the leg, supposedly for enhancing the venous flow. However, the response of internal tissues to the external pressure is still partially unknown. In order to improve the scientific knowledge about this topic, a cross section of a human leg wearing an elastic garment is modelled by the finite-element (FE) method. The elastic properties of the tissues inside the leg are calibrated thanks to an original patient-specific approach based on image registration. After calibrating the model with MRI scans of a volunteer, the pressures supported by the veins at different locations inside the leg are computed. Very large discrepancies are found from one location to another, showing that the internal morphology of the human leg may strongly affect the efficiency of elastic compression in practice.

Mots clefs : tissu mou, contention, biomécanique, recalage d'image, identification.

1. Introduction

Le rôle principal des veines est d'assurer le retour du sang vers le cœur. Dans les jambes, en cas d'insuffisance veineuse, un traitement courant consiste à utiliser la contention élastique (CE) : un textile élastique est porté, mettant ainsi la jambe sous pression, ce qui aide le retour veineux et soulage efficacement les sensations douloureuses de jambes lourdes [1].

Classiquement, les pressions de contention sont fortes à la cheville et décroissent vers le haut. Ce principe de contention dégressive a été établi selon la loi de Poiseuille qui énonce qu'un écoulement stationnaire dans une conduite cylindrique a un débit proportionnel à l'opposé du gradient de pression. Toutefois, l'application de ce principe est discutable car les fortes pressions à la cheville n'affectent que la circulation veineuse superficielle, les tissus de la cheville étant surtout durs. Des fortes pressions à la cheville peuvent même être douloureuses, et elles sont surtout responsables des difficultés d'enfiler les articles de contention. A l'opposé, des pressions élevées sur le mollet sont essentielles, comme cela a été confirmé par des études médicales basées sur l'imagerie en résonance magnétique (IRM) ou les ultrasons [2].

D'un point de vue biomécanique, aucun modèle n'a été développé jusqu'à présent pour reproduire l'action d'un article de contention sur la jambe. Des études de mécanique des fluides existent [3], mais la question centrale des pressions réellement transmises par les tissus internes sur les veines reste ouverte. C'est l'objet de ce papier, où un modèle éléments finis (EF) a été développé pour répondre à cette question.

2. Modèle de la jambe humaine sous CE

Il s'agit d'une tranche de mollet, modélisée en 2D en déformations planes. La géométrie des tissus internes a

été extraite par segmentation d'images IRM de la tranche en question d'une personne volontaire de 25 ans ne présentant pas d'insuffisance veineuse (Fig. 1). La géométrie une fois définie a été maillée avec environ 400 éléments finis triangulaires à fonctions de forme linéaires.

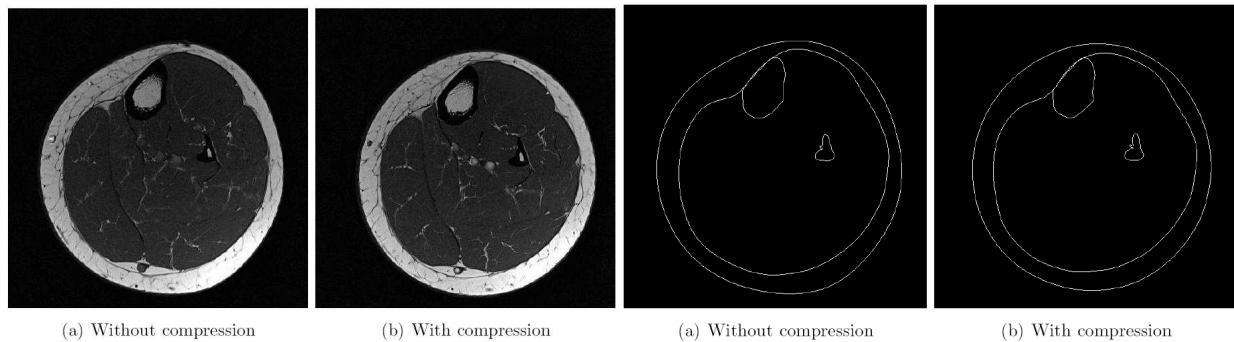


FIG. 1 –Images IRM puis contours après segmentation de la jambe étudiée.

Deux types de conditions aux limites ont été définis:

- Dirichlet, en fixant les degrés de liberté des nœuds sur les contours du tibia et péroné, qui sont des parties supposées infiniment rigides (rapport de rigidité supérieur à 1000 par rapport aux tissus mous).
- Neumann sur le contour externe de la jambe. Une pression normale a été appliquée sur ce contour. Localement, la valeur de cette pression, notée p , est calculée en fonction de la tension (force par unité de largeur) locale du textile de contention, notée T , selon la loi de Laplace : $p = T/r$, où r est le rayon de courbure local, évalué dans la configuration déformée pendant les calculs EF. Le frottement entre le textile et la jambe est négligé, ce qui signifie qu'aucune force tangentielle n'est appliquée. Ainsi, T est constant sur le pourtour de la jambe. Grâce à la segmentation des images IRM de la jambe avant et pendant le port de l'article de contention (Fig. 1), il est possible de mesurer le périmètre de la jambe dans l'état comprimé et libre de la jambe. Ainsi, l'élongation du textile de contention dans la direction circonférentielle peut être déduite. Finalement, on détermine T en caractérisant préliminairement le textile de contention. Un montage mécanique a été développé spécifiquement, reproduisant des conditions de chargement équivalentes à celles lorsque l'article est porté. Ce montage et la méthodologie sont le fruit d'une étude plus large consacrée au comportement biaxial des textiles élastomériques [5, 6]. La méthodologie est basée sur un montage de traction plane, utilisant des glissières sur les côtés, et un système optique pour suivre le champ de déformation en cours d'essai [6]. Grâce à ce système, la valeur de T a pu être estimée avec une incertitude inférieure à 10%. Une autre étude a aussi permis de valider la pertinence de la loi de Laplace [5].

En ce qui concerne les lois de comportement, muscle et graisse sont supposés homogènes dans ce modèle, définissant ainsi deux zones aux propriétés différentes (Fig. 1). La peau est incluse dans la zone « graisse ». De même, les veines et les artères, ainsi que l'ensemble du système vasculaire, est supposé contribuer aux propriétés moyennes équivalentes considérées pour les deux zones du modèle. Cette hypothèse d'homogénéité des tissus « muscle » et « graisse » est certes abusive mais ici suffisante pour évaluer les contraintes à l'intérieur de la jambe avec la précision souhaitée. Ces tissus mous sont modélisés comme hyper-élastiques compressibles. La compressibilité est justifiée par l'observation d'une réduction de 4,5% de l'aire occupée par ces tissus sur les images quand on compare les cas avec et sans contention (Fig. 1).

Les déformations restant toutefois limitées (<5%), un potentiel hyper-élastique Néo-Hookéen a pu être utilisé [7]. Ce potentiel s'écrit : $W = C_{10} (I_1 - 3) + K_v [(J_2 - 1)/2 - \ln(J)]$, où : $J = \det(F)$ et $I_1 = J^{-2} \text{tr}(F.F)$, avec F gradient de la transformation et tr la trace. Le comportement hyper-élastique est gouverné par deux paramètres : C_{10}^m and K_v^m pour la partie muscle et C_{10}^f and K_v^f pour la partie graisse. Le modèle entier est donc gouverné par 4 paramètres. Le choix de ces paramètres est une question ouverte, étant donné la variabilité des valeurs reportées dans la littérature [8-11]. L'objectif de ce papier est de proposer une méthodologie pour recalibrer ces 4 paramètres de manière à reproduire aussi fidèlement que possible la réponse *in vivo* de la jambe de n'importe quel patient.

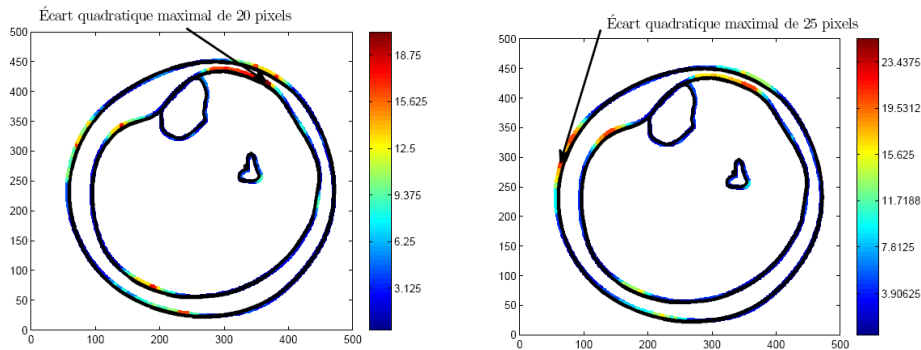


FIG. 2 – Exemples d'écarts entre contours cibles et contours recalés.

3. Identification des propriétés mécaniques des tissus mous

3.1. Méthodologie

Les modèles EF prenant en compte les tissus mous de la jambe humaine restent rares. Des études du talon [12], de la cuisse des amputés [8, 9] ou des fesses [10] peuvent être citées. Cependant, la pertinence de ces modèles est tributaire du choix des propriétés mécaniques choisies pour les tissus. Ces propriétés restent difficiles à identifier *in vivo*, même avec les techniques récentes d'élastographie [13].

Ainsi, afin de rendre le modèle réaliste, un recalage par rapport à des données expérimentales a été mis en œuvre. Ces données expérimentales sont les images IRM, ce qui nécessite du traitement d'image, soit par corrélation, soit par recalage d'images (parfois appelé « *image warping* ») [14]. La corrélation s'est avérée limitée [15]. L'utilisation du recalage est plus répandue [10, 16-19]. Le principe est le suivant : soit M la mesure de similarité entre une image « cible » et une image déformée numériquement. Cette mesure peut être de plusieurs types, soit de type inter-corrélation, soit basée sur la distance entre des marqueurs qu'on suit entre les états déformés et non déformés. La méthode des marqueurs est choisie ici, en utilisant les contours de la Fig. 1 comme marqueurs. Pour chaque pixel k du contour dans l'image cible, le pixel le plus proche de l'image initiale appartenant aussi à un contour est déterminé, et la distance séparant les deux pixels est notée d_k . Des exemples de représentations graphiques de d_k sont donnés sur la Fig. 2. Ce type de représentation permet de déterminer où l'écart est le plus grand, ce qui peut aider à juger ensuite de la pertinence du modèle EF. Finalement, la mesure de similarité est définie comme la somme des $(d_k)^2$ pour tous les pixels appartenant à des contours.

On minimise la mesure de similarité en modifiant itérativement les paramètres constitutifs du modèle: C_{10}^m , K_v^m , C_{10}^f et K_v^f . La minimisation est réalisée avec l'algorithme de Nelder-Mead sur Matlab. Dans cet algorithme, des évaluations de la fonction coût sont faites au cours du processus itératif. Pour chaque évaluation ici, un nouveau calcul EF est lancé, avec de nouvelles valeurs en entrée pour les propriétés des tissus mous (muscles et graisse). Sur Matlab, un programme a été fait pour lancer ces calculs EF, récupérer les résultats (champs de déplacement), les utiliser pour déformer une image IRM, mesurer un écart de similarité avec l'image cible et actualiser la fonction coût. Les calculs EF sont effectués sur le logiciel Zébulon. Le dialogue entre Matlab et Zébulon se fait par l'insertion des commandes de la console directement dans les routines Matlab. Avant chaque calcul, le fichier des propriétés matériaux de Zébulon est actualisé avec les nouvelles valeurs de C_{10}^m , K_v^m , C_{10}^f et K_v^f pour lesquelles une nouvelle évaluation de la fonction coût est nécessaire.

3.2. Résultats

Il a été observé que, quelles que soient les valeurs de C_{10}^m , K_v^m , C_{10}^f et K_v^f choisies parmi un large domaine pour initialiser l'algorithme de minimisation, la convergence est toujours atteinte, mais avec des résultats toutefois variables. Tous les résultats sont situés dans un intervalle qui est reporté dans le Tab. 1. La raison pour laquelle un minimum unique n'est pas atteint est due à des irrégularités de la fonction coût. En effet,

on remarque que si on peut arriver à améliorer encore le recalage des contours sur une partie de la jambe, cela se fait en dégradant le recalage sur une autre zone. Cela est illustré sur la Fig. 2 où, avec deux jeux de propriétés mécaniques, on observe des erreurs de recalage maximales situées en des endroits différents de la jambe, mais la valeur globale de la fonction coût est pourtant identique.

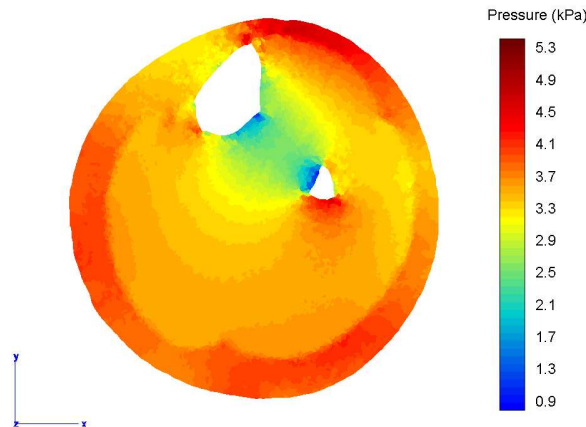


FIG. 3 – Champ de pression calculé dans la jambe.

	C_{10}^f (kPa)	C_{10}^m (kPa)	K_v^f (kPa)	K_v^m (kPa)
lower bound	2	9.4	71.3	61
upper bound	7	12.9	140	78
median	4.5	11.2	106	69.5

TAB. 1 – Solution de l'identification sous la forme d'intervalles.

Les bornes reportées sur le Tab. 1 pour C_{10}^m , K_v^m , C_{10}^f et K_v^f sont en accord avec l'ordre de grandeur des propriétés élastiques de tissus mous tels que la graisse et les muscles [8-12]. Il y a aussi accord avec les propriétés de l'hypoderme reportées dans la littérature [20], ce qui justifie l'inclusion de la peau dans un tissu homogène équivalent appelé « graisse » dans notre modèle.

Si on s'intéresse à la valeur médiane des propriétés identifiées, on remarque d'abord que le muscle est sensiblement plus compressible que la graisse. Cela montre en particulier que la proportion de graisse chez un individu joue un rôle important sur les pressions internes. Cette analyse est en accord avec des études médicales qui ont montré que le muscle est beaucoup plus vascularisé par des veines et veinules que la graisse [2]. Dans notre modèle ici, la compressibilité est attribuée au comportement du tissu, mais c'est parce que le tissu musculaire et la vascularisation ont été inclus dans un modèle homogène équivalent. A l'avenir, en vue d'une amélioration, un modèle biphasique considérant les muscles du mollet comme des « éponges », avec du tissu musculaire et du sang, sera utilisé.

4. Discussion

Comme les veines ont une taille petite par rapport aux deux zones du modèle (Fig. 1), il est supposé que la présence des veines ne perturbe que faiblement les contraintes dans la jambe par rapport à celles fournies par notre modèle. Ainsi, on peut approcher les pressions que les tissus internes appliquent aux parois veineuses par la pression hydrostatique locale calculée par notre modèle.

Un exemple de pression calculée est représenté sur la Fig. 3, basé sur les propriétés médianes du Tab. 1. La pression maximale est de 5 kPa (38 mmHg), située à l'arrière de la jambe, à l'interface entre graisse et muscle. La pression minimale est de 1.11 kPa (8.3 mmHg), située près du tibia. La première conclusion est que les variations spatiales sont considérables, et donc il n'est pas possible de supposer que toutes les veines subissent la même pression. La pression dépend beaucoup de la position dans les tissus internes et cela devrait être pris en compte dans la prescription des traitements.

Il y a une discontinuité entre la graisse et le muscle, à cause de la différence de propriétés. Cet effet montre que la graisse a un effet d'atténuation des pressions vis-à-vis du tissu musculaire. Cet effet peut être bénéfique si l'objectif de l'EC est de traiter les veines superficielles comme la grande et la petite saphènes. Mais l'effet est par contre négatif si l'objectif de l'EC est de traiter le muscle en profondeur. Ce second objectif serait d'ailleurs plutôt le sens des tendances actuelles étant donné que les études récentes montrent que le muscle du mollet contient la plus grande partie du sang veineux dans la jambe [2].

Afin d'étudier l'influence de l'incertitude des propriétés mécaniques identifiées, 30 calculs ont été réalisés avec le modèle EF, chacun avec des valeurs différentes de propriétés élastiques, mais toujours tirées au hasard dans les intervalles dont les bornes sont reportées dans le Tab. 1. Une étude statistique a montré que l'écart type sur les pressions calculé est inférieur à 5%.

Une autre source d'incertitude est la valeur de la tension du textile. Expérimentalement, la tension T est obtenue avec une incertitude de 10% environ. La sur- ou sous-estimation des pressions calculées due à cette sur- ou sous-estimation de T a été estimée être aussi de l'ordre de 10% environ.

Finalement, en ajoutant les deux sources d'incertitude principales de la méthodologie, il peut être retenu que l'approche présentée ici permet d'estimer la distribution des pressions ressenties par le système vasculaire à l'intérieur de la jambe sous contention avec une incertitude de 15%. Pour les pressions généralement prescrites, de l'ordre de 20 mmHg, cela correspond à une incertitude de 3 mmHg, ce qui est une tolérance acceptable pour les prescriptions habituelles.

5. Conclusions

Afin d'améliorer les connaissances scientifiques au sujet de la réponse biomécanique d'une jambe humaine sous contention, un modèle EF 2D en déformations planes a été développé. Une méthodologie a été mise en œuvre pour recalibrer le modèle en utilisant l'IRM, et l'incertitude des résultats fournis par le modèle a été étudiée.

En utilisant le modèle, il a été montré que les effets de la contention dépendent de façon non négligeable de la morphologie interne. La méthodologie présentée dans ce papier devrait maintenant être appliquée sur un nombre important de patients à travers une étude clinique pour analyser ces effets.

Parallèlement, le réalisme du modèle peut-être amélioré. Un modèle 3D est à l'étude, prenant en compte de manière plus détaillée la constitution interne du muscle avec les aponévroses, les artères et les veines avec interaction fluide structure, et la composition biphasique du mollet très irrigué de veinules et capillaires (biphasique = sang + tissu). Le caractère actif du muscle est un autre aspect à intégrer au modèle dans le futur.

Le recalibrage de modèles biomécaniques sophistiqués par rapport à des données *in vivo*, comme cela a été fait dans cette étude avec les images IRM, reste une question ouverte pour un nombre important de paramètres constitutifs à identifier. Les progrès au niveau de la résolution spatiale des méthodes d'imagerie médicale seront un bon appui pour réduire le caractère mal posé de ce type de problèmes inverses.

6. Références

- [1] G. Belcaro, D. Christopoulos, and A.N. Nicholaides. Hémodynamique veineuse des membres inférieurs. *Ann. Chir. Vasc.*, 4:305–330, 1991.
- [2] S. Couzan, J.F. Pouget, and 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.
- [3] B. Maton, G. Thiney, A. Ouchène, P. Flaud, and P. Barthelemy. Intramuscular pressure and surface EMG in voluntary ankle dorsal flexion: Influence of elastic compressive stockings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16:291–302, 2006.
- [5] I. Gaied, S. Drapier, and B. Lun. Experimental assessment and analytical 2d predictions of the stocking pressures induced on a model leg by medical compression stocking. *J. Biomech.*, 39:3017–3025, 2006.
- [6] I. Gaied and S. Drapier. Identification strategy for orthotropic knitted elastomeric fabrics under large biaxial deformations. *Inv. Prob. Sci. Eng.*, 15(8):871–894, 2008.
- [7] Y.C. Fung. *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. Springer, 1993.
- [8] S. Portnoy, Z. Yizhar, N. Shabshin, Y. Itzchak, A. Kristal, Y. Dotan-Marom, I. Siev-Ner, and A. Gefen.

- Internal mechanical conditions in the soft tissues of a residual limb of a trans-tibial amputee. *J. Biomech.*, 41:1897–1909, 2008.
- [9] W.C.C. Lee and M. Zhang. Using computational simulation to aid in the prediction of socket fit: A preliminary study. *Med. Ing. Phys.*, 29:923–929, 2007.
- [10] E. Linder-Ganza, N. Shabshin, Y. Itzchak, and A. Gefen. Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: A combined experimental-MRI and finite element approach. *J. Biomech.*, 40:1443–1454, 2007.
- [11] A. Gefen, J. Chen, and D. Elad. A biomechanical model of peyronie’s disease. *J. Biomech.*, 33:1739–1744, 2000.
- [12] A. Gefen. Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia disease. *J. Biomech.*, 35:629–637, 2002.
- [13] J. Ophir, F. Kallel, T. Varghese, E. Konofagou, S.K. Alama, T. Krouskop, B. Garra, and R. Righetti. Optical and acoustical imaging of biological media: Elastography. *C. R. Acad. Sci. Paris, 2, Série IV*:1193–1212, 2001.
- [14] K. Amunts, P.H. Weiss, H. Mohlberg, P. Pieperhoff, S. Eickhoff, J.M. Gurd, J.C. Marshall, N.J. Shah, G.R. Fink, and K. Zilles. Analysis of neural mechanisms underlying verbal fluency in cytoarchitectonically defined stereotaxic space - the role of Brodmann areas 44 and 45. *NeuroImage*, 22:42–56, 2004.
- [15] L. Bouten and S. Drapier. In-vivo identification of soft biological tissues using MR imaging. *Eur. J. Comp. Mech.*, 18(1):21-32, 2009.
- [16] K.F. Augenstein, B.R. Cowan, I.J. Legrice, and A.A. Young. Estimation of cardiac hyperelastic material properties from MRI tissue tagging and diffusion tensor imaging. In *MICCAI 2006, LNCS 4190*, pages 628–635, 2006
- [17] M. Chabanas, Y. Payan, C. Marecaux, P. Swider, and F. Boutault. Comparison of linear and nonlinear soft tissue models with post-operative CT scan in maxillofacial surgery. *Lecture Notes in Computer Science*, 3078/2004:19–27, 2006.
- [18] F.S. Azar, D.N. Metaxas, and M.D. Schnalli. Methods for modeling and predicting mechanical deformations of the breast under external perturbations. *Medical Image Analysis*, 6:1–27, 2002.
- [19] J.H. Chung, V. Rajagopal, P.M.F. Nielsen, and M. P. Nash. A biomechanical model of mammographic compressions. *Biomechanics and Modelling in Mechanobiology*, 7:43–52, 2007.
- [20] A. Delalleau, G. Josse, J.M. Lagarde, H. Zahouani, and J.M. Bergheau. Characterization of the mechanical properties of skin by inverse analysis combined with the indentation test. *J. Biomech.*, 39(9):1603–1610, 2005.