
Propriétés mécaniques multi-couches de la peau humaine *in vivo*

Modèle numérique anatomique

H.-V. Tran* — **F.-Charleux**** — **A.-Ehrlacher***** — **M.-C. Ho Ba Tho***

* *Laboratoire de Biomécanique et Génie Biomédical UMR 6600 CNRS,
UTC Compiègne*

** *Centre d'Imagerie Médicale Avancée, Compiègne*

*** *Laboratoire Analyses des Matériaux et Identification (LAMI), ENPC Paris*

RÉSUMÉ. *La peau humaine est une enveloppe vivante de notre corps. L'anatomie de la peau humaine montre une structure multi-couches complexe qui est constitué de l'épiderme, du derme et de l'hypoderme. La complexité anatomique et physiologique de la peau humaine lui confère des propriétés complexes. Un essai sur l'avant bras gauche d'un homme, réalisé in vivo par la technique d'indentation couplée avec l'IRM, nous a donné des images de l'avant bras en deux états : non déformé et déformé sous l'indentation. Il en résulte, pour la première fois, une construction d'un modèle numérique anatomique d'une coupe de l'avant bras d'épaisseur de 16mm. La loi de comportement Néo-Hookéen a été choisie afin de modéliser le comportement mécanique des couches cutanées et sous-cutanées. Les paramètres de la loi de comportement Néo-Hookéen ont été identifiés en utilisant un Algorithme Génétique.*

ABSTRACT. *The skin covers the human body. This organ consists of three stratified layers called the epidermis, dermis and hypodermis. Its thicknesses are extremely different and vary with the anatomical localisation, age and sex. The complex behavior of human skin is due to the structural complexity of skin layers. The indentation technique coupled with the MRI was applied. A test was performed on the dorsal forearm of an adult. The MRI images were used to construct a anatomical numerical model for the first time. The Neo-Hookean material model was chosen. Finally, in order to identify the material parameters of the model, we have used Genetic Algorithm.*

MOTS-CLÉS : *peau, IRM, indentation, Néo-Hookéen, propriétés mécaniques*

KEYWORDS: *skin, MRI, indentation, Neo-Hookean, mechanical properties*

1. Introduction

La peau est assurément un organe vivant à l'interface entre les organismes vivants et l'environnement. Ses propriétés quantitatives qui varient selon les sites anatomiques du corps humain, et dépendent de l'âge et du sexe. La connaissance du comportement mécanique de la peau présente un intérêt pour le diagnostic des maladies cutanées et pour tester l'efficacité des produits cosmétiques sur la peau.

Anatomiquement, la peau humaine est un tissu conjonctif complexe constitué de trois couches stratifiées : l'épiderme, le derme et l'hypoderme (la couche subcutanée), dont l'épaisseur et la structure biologique sont très différentes (Figure 1). Chaque couche cutanée, par nature physique de ses composants et de leur organisation, contribue donc à une très grande complexité des propriétés mécaniques de la peau. Les propriétés mécaniques de la peau humaine sont analysées par de nombreux phy-

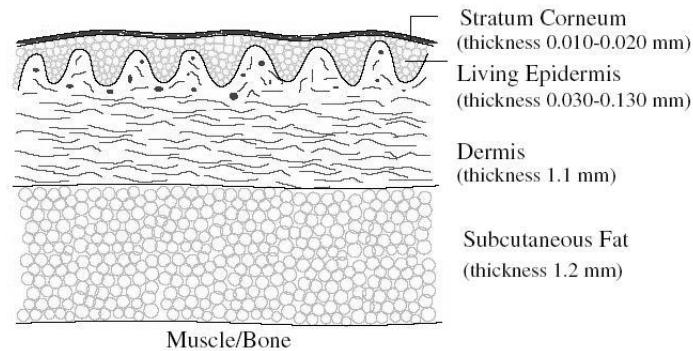


Figure 1. *L'anatomie de la peau [HEN 01].*

siciens, biologistes et chimistes depuis les années 70 [AGA 80]. D'un point de vue mécanique, la peau se comporte comme un matériau très complexe : hétérogène, anisotrope et nonlinéaire viscoélastique [EKS 00]. Les données de la littérature en ce qui concerne l'élasticité de la peau sont extrêmement disparates quant aux méthodes et aux résultats [BAD 83, ESC 89, ZHE 96, DIR 98]. Plusieurs équipes ont utilisé le couplage de la technique ultrasonore avec une technique mécanique afin d'obtenir des mesures expérimentales des propriétés mécaniques de la peau. La méthode des éléments finis (MEF) est largement appliquée de manière à modéliser le comportement mécanique de la peau [DIR 98, HEN 03]. Leurs modèles numériques en 2D sont très simples et en plus ne représentent que deux couches cutanées : l'hypoderme, l'épiderme et le derme étant confondus. En ce qui nous concerne, en couplant l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) avec une technique d'indentation, notre modèle numérique par EF a été développé. En effet, la technique d'IRM permet de visualiser les trois couches cutanées.

2. Méthodes

Le modèle numérique par EF de la peau est construit à partir des images réelles des coupes de l'avant bras. Ces images ont été obtenues à l'aide d'une méthode expérimentale qu'on appelle la technique d'indentation couplée avec l'IRM. Ensuite, les résultats de la simulation du test sont comparés à ceux de l'expérimentation.

Technique d'indentation couplée avec l'IRM

Nous avons développé un dispositif expérimental couplant l'IRM avec la technique d'indentation. Les pré-tests ont été effectués sur la partie dorsale de l'avant bras gauche d'un homme de 24 ans. Le protocole d'acquisition correspond à une matrice de 512x512, un champ d'acquisition de 90x90mm et une épaisseur de coupe de 4mm. Un total de 5 coupes est obtenu. La résolution des images est de $176\mu\text{m}$. Deux séries d'acquisition sont réalisées correspondant à l'état non déformé, puis déformé. A l'aide d'un logiciel de prétraitement d'images d'IRM, SIP [HOB 93], les couches cutanées sont reconstruites et visualisées, puis importés dans un pré et post processeur (Patran 2004) [MSC 04] (Figure 2).

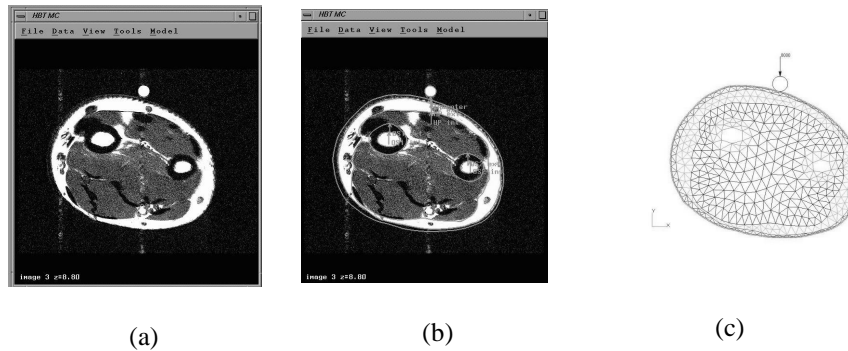


Figure 2. Construction du modèle : image originale (a), image avec contours (b) et maillage du modèle (c)

Simulation numérique

Par la suite, un modèle en 2D a été créé. Ce modèle intègre les trois couches cutanées, les muscles et les os (cubitus et radius). La maille est constituée d'éléments de type triangulaire, isoparamétrique. Les conditions aux limites du problème sont la fixation des os et le contact entre l'indenteur rigide et la peau déformable. Concernant le comportement des matériaux, tous les éléments sont supposés isotropes et de comportement hyperélastique Néo-Hookéen, sauf les os qui sont considérés rigides. Cependant l'hypoderme est considéré quasi-incompressible, alors que les autres incompressibles.

La formule de l'énergie de déformation par l'unité volumique est :

$$w = C_{10}(I_1 - 3) + 0,5K(J - 1)^2$$

Où I_1 est le premier invariant de tenseur de dilatation. J est le taux de dilatation volumique. Le coefficient C_{10} est le paramètre du modèle liant au module de cisaillement G par la relation $2C_{10} = G$. Le coefficient K est le module de compressibilité. Le problème de simulation d'indentation est résolu dans le cas de nonlinéarité en grande déformation à l'aide d'un code de calcul MSC.Marc Mentat 2003.

Identification des paramètres de la loi de comportement

Les paramètres de la loi de comportement Néo-Hookéen (C_{10} et K) doivent être identifiés pour avoir une bonne corrélation entre la simulation avec l'expérimentation. La comparaison entre la simulation avec l'expérimentation est réalisée en appliquant la méthode de recalage des contours des couches cutanées. La méthode d'identification qui utilise l'Algorithme Génétique (AGs) est utilisée. C'est une méthode avancée et évolutive pour résoudre des problèmes d'optimisation de plusieurs variables [MAG 04]. Les itérations de l'AGs ont été programmées dans l'environnement de programmation de Patran (PCL). La recherche des paramètres de la loi de comportement Néo-Hookéen est effectuée sur le modèle en 2D. Les plages des valeurs à rechercher pour les différentes couches sont : $C_{10,Muscle}$: 0,01 - 0,2 MPa ; $C_{10,Hypoderme}$: 0,001 - 0,1 MPa et $K_{Hypoderme}$: 0,05 - 0,5 MPa ; $C_{10,Derme}$: 0,05 - 2,0 MPa ; $C_{10,Epiderme}$: 0,5 - 20 MPa.

3. Résultats

La recherche des paramètres de la loi de comportement Néo-Hookéen par l'AGs donne les valeurs suivantes : $C_{10,Muscle}$: 0,073 MPa ; $C_{10,Hypoderme}$: 0,0082 MPa et $K_{Hypoderme}$: 0,072 MPa ; $C_{10,Derme}$: 0,31 MPa ; $C_{10,Epiderme}$: 1,5 MPa.

La figure 3 illustre un cartographie des déplacements verticaux des éléments finis d'une coupe d'un tronçon de l'avant bras sous la force d'indentation de 0,8N. La figure 4 représente une bonne corrélation qualitative entre les contours simulés et les contours réels.

Quelques mesures géométriques sur les résultats de la simulation et de l'expérimentation sont montrées dans le tableau 1. Les trois dernières colonnes représentent les mesures d'aire des couches cutanées.

Tableau 1. La comparaison entre l'expérimentation et la simulation

Couche	écart _{contour} [mm]	Err. de mesure [mm]	$A_{non-def.}$ [mm ²]	$A_{def.}$ [mm ²]	$A_{simul.}$ [mm ²]
EP	0,165	±0,137	64 ± 10	64 ± 7	63
DE	0,190	±0,128	176 ± 26	163 ± 18	176
HP	0,204	±0,114	516 ± 67	510 ± 50	497

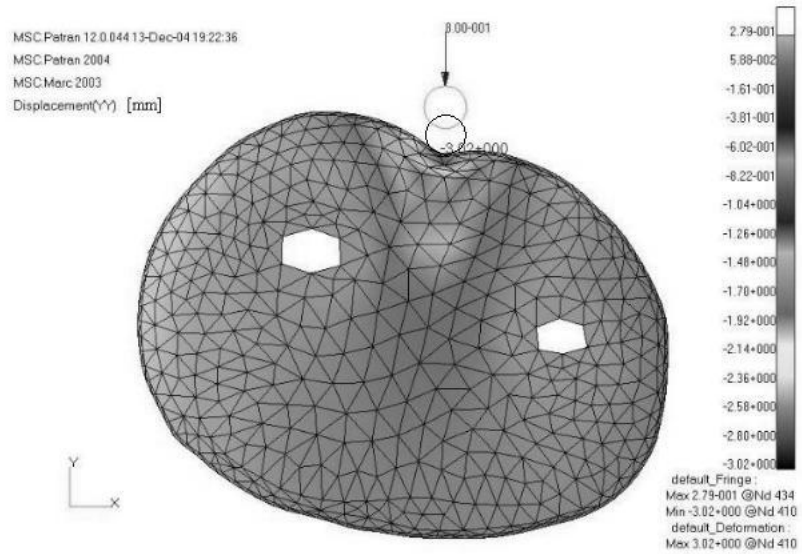


Figure 3. Déplacements des éléments finis à la configuration finale.

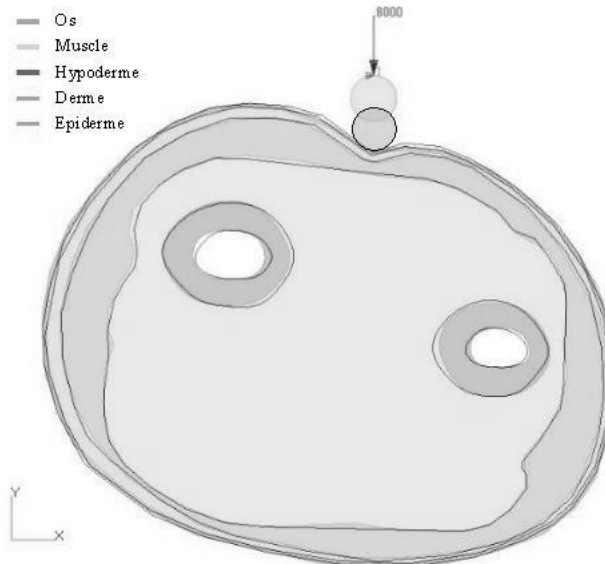


Figure 4. La surperposition des couches cutanées simulés (niveaux de gris) et expérimentales (contours noirs).

4. Discussion

Notre méthode expérimentale donne des informations sur les trois couches cutanées alors que les méthodes trouvées dans la littérature ne présentent que deux couches [HEN 03, DIR 98]. Ainsi, sur l'image IRM, l'hypoderme, le muscle, l'indenteur et les os sont bien visualisés et détectés, de plus, il est possible également de discriminer l'épiderme et le derme.

Par rapport aux modèles numériques de la littérature, notre modèle représente l'anatomie réelle des différentes couches étudiées. Les propriétés mécaniques déterminées par notre méthode sont différentes de celles de la littérature [HEN 03, BAD 83]. Le modèle matériel Néo-Hookéen semble suffisant par rapport à notre configuration expérimentale. Par ailleurs, la résolution de l'image limite la précision des mesures géométriques. En perspective, un nouveau dispositif a été développé afin d'augmenter le nombre de chargements.

5. Bibliographie

- [AGA 80] AGACHE P.G., et al., « Mechanical properties and young's modulus of human skin in vivo », *Archives of Dermatological Research*, vol. 269, 1980, p. 221 - 232.
- [BAD 83] BADER D. L., and BOWKER L., « Mechanical characteristics of skin and underlying tissues in vivo », *Biomaterials*, vol. 4, 1983, page 305 308.
- [DIR 98] DIRIDOLLOU S., et al., « An in vivo method for mesuring the mechanical properties of the skin using ultrasound », *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 24, n° 2, 1998, p. 215 - 224.
- [EKS 00] EKSNER P., BERARDESCA E., KLAUS-P.WILHELM, and MAIBACH H. I., *Skin Biomechanics*, CRCPress, 2000.
- [ESC 89] ESCOFFIER C., DE RIGAL J., ROCHEFORT A., VASSELET R., LÉVÊQUE J., and AGACHE P., « Age-related mechanical properties of human skin : An in vivo study. », *The Journal of Investigative Dermatology*, vol. 93, 1989, page 353 357.
- [HEN 01] HENDRIKS F. M., « Mechanical behaviour of human skin in vivo », Literature review, 2001.
- [HEN 03] HENDRIKS F. M., et al., « A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behaviour of human skin », *Skin Research and Technology*, vol. 9, 2003, p. 274 - 283.
- [HOB 93] HO BA THO M. C., « Logiciel SIP 305 (© Inserm), Logiciel de prétraitement d'images médicales, scanner, IRM », 1993.
- [MAG 04] MAGNIN V., « Optimisation et Algorithmes génétiques », [http ://www.polytech-lille.fr/%7Evmagnin/](http://www.polytech-lille.fr/%7Evmagnin/), 2004.
- [MSC 04] MSC.SOFTWARE, « MSC.Patran Technical Support », rapport, Release 2004.
- [ZHE 96] ZHENG Y., F.T. M., « An ultrasound indentation system for Biomechanical properties assessment of soft tissues in vivo. », *IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol. 43, n° 9, 1996, p. 912 - 918.