HAL
open science

Application de la MEF pour la caractérisation in vivo des propriétés mécaniques de la peau humaine

Viet Tran, Fabien Charleux, Mohamed Rachik, Alain Ehrlacher, Marie-Christine Ho Ba Tho

To cite this version:

Viet Tran, Fabien Charleux, Mohamed Rachik, Alain Ehrlacher, Marie-Christine Ho Ba Tho. Application de la MEF pour la caractérisation in vivo des propriétés mécaniques de la peau humaine. 8e Colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2007, Giens, France. hal-01509131

HAL Id: hal-01509131

https://hal.science/hal-01509131v1

Submitted on 15 Apr 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.

Public Domain

Application de la MEF pour la caractérisation *in vivo* des propriétés mécaniques de la peau humaine.

H.-V.Tran[*] — F.-Charleux[**] — M.-Rachik [***] — 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 Roberval, UTC 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. 5 modèles par EF en 2D ont été créés pour faire la simulation de l'essai. La loi de comportement Néo-Hookéen quasi-incompressible* $(C10, K)$ *a été choisie pour les couches cutanées et sous-cutanées. L'algorithme de Levenberg-Marquardt a été utilisé pour identifier les paramètres matériels. Les paramètres identifiés sont* $C10_E = 0.07MPa, C10_D = 0.35MPa, C10_H = 0.19KPa, K_E = 5.6MPa, K_D = 3.2MPa, K_H = 14.2KPa$.

ABSTRACT. *The human skin is an exceedingly complex and multi-layered material. An indentation test combined with Magnetic Resonance Imaging (MRI) techniques have been performed on the left dorsal forearm of a young man. Using MRI images processing and a pre and post processor allows to make numerically 5 models in 2D each of which consists of three skin layers and the muscles. FEA has been applied to simulate indentation tests. Neo-Hookean slightly incompressible material model of two material constants (*C_{10}, K*) has been used to model the mechanical behavior of three skin layers and the muscles. The identification of material model parameters was done by applying Levenberg-Marquardt Algorithm (LMA). The identified material parameters are* $C10_E = 0.07MPa, C10_D = 0.35MPa, C10_H = 0.19KPa, K_E = 5.6MPa, K_D = 3.2MPa, K_H = 14.2KPa$.

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

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

1. Introduction

La peau humaine est un matériau très complexe. Elle possède une structure multi-couches d'épaisseur très différente qui dépend de la localisation anatomique, du sexe et de l'âge du sujet. Cette complexité structurale donne à la peau des propriétés mécaniques complexes : hyper-élastique, non-linéaire, dépendantes du temps et soumises de la pré-tension [LAS 04], [BEN 98]. Figure 1 est un dessin de la structure multi-couches de la peau humaine.

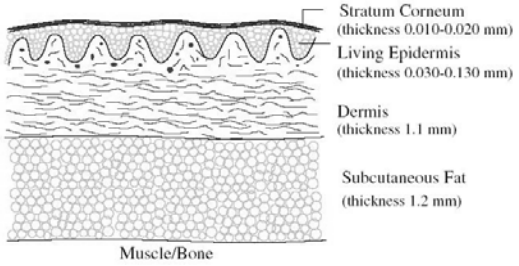

Figure 1. *Structure anatomique de la peau [HEN 01].*

La combinaison d'une technique d'indentation et d'une technique d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) a été utilisée pour solliciter de façon non-invasive les couches cutanées et pour enregistrer ses déformations. La technique de modélisation par EF a été appliquée pour identifier le comportement mécanique des couches cutanées.

2. Méthodes

2.1. *Configuration expérimentale*

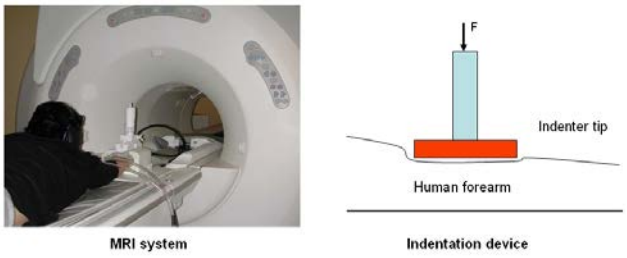

Figure 2. *Configuration expérimentale*

Le dispositif d'indentation a été conçu pour solliciter toutes les couches cutanées *in vivo* dans l'environnement du scanner d'IRM (figure 2). Ce dispositif se compose de

6 poids différents (0,35N ; 0,5N ; 0,75N ; 1,0N ; 1,4N ; 1,8N). L'IRM a été utilisée pour enregistrer la déformation des couches cutanées sous forme des images médicales. Un test a été réalisé sur un avant-bras d'une personne d'âge de 25 ans. Les images d'IRM de 5 sections de l'avant-bras espacées de 4,4mm ont été obtenues. Chaque section se compose de trois couches cutanées, des muscles et des os. Un logiciel de traitement des images médicales SIP a été utilisé pour créer les contours qui séparent des couches cutanées, des muscles et des os pour chaque section [HOB 93]. Ensuite, ces contours ont été exportés dans un pré-post processeur Patran 2005 (MSC.Software, California, USA) pour construire des modèles par EF.

2.2. *Processus d'identification*

2.2.1. *Modélisation par EF*

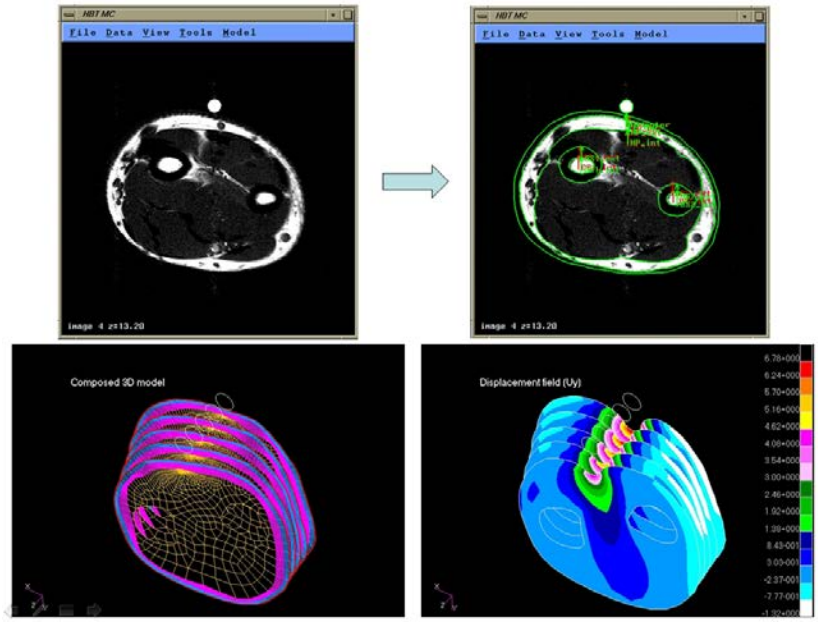

Figure 3. *Modélisation par EF de 5 sections de l'avant-bras.*

Une série de 5 modèles en 2D a été créée avec l'hypothèse que la déformation le long de l'avant-bras soit négligeable. Pour chaque modèle en 2D, les os étaient supposés comme étant rigides et fixés. Les éléments quadratiques ont été utilisés pour le maillage des trois couches cutanées et les muscles. La zone sous l'indenteur a été raffinée pour avoir plus de précisions de calculs. La figure 3 montre la construction de 5 modèles en 2D des sections de l'avant-bras. Les calculs non-linéaires en grandes

déformations et grands déplacements ont été réalisées grâce à un solveur de calcul Marc 2005 (MSC.Software, California, USA).

Les couches cutanées et les muscles ont été supposés comme étant homogènes, isotropes. La loi de comportement hyper-élastique quasi-compressible Néo-Hookéen de deux paramètres $(C10, K)$ a été appliquée sur tous les éléments. La formule de la densité énergique de déformation est donnée ci-dessous :

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

où I_1 est le premier invariant du tenseur de déformation. $C10$ est lié au module d'Young par la relation : $E = 6C_{10}$. K est le module de compressibilité. J est le coefficient de changement volumétrique. L'hypothèse de quasi-incompressibilité exige que $\frac{K}{C_{10}} \geq 9$.

2.2.2. *Méthode d'identification*

Le problème d'identification des paramètres d'une loi de comportement proposée est considéré comme un problème de minimisation. La fonction objective (f) est définie comme la somme des carrés des erreurs entre les résultats expérimentaux et les résultats simulés (erreur Exp-Sim).

L'erreur Exp-Sim était classée en deux formes : l'erreur géométriques et l'erreur en force. La construction de deux sources d'erreur est illustrée dans la figure 4.

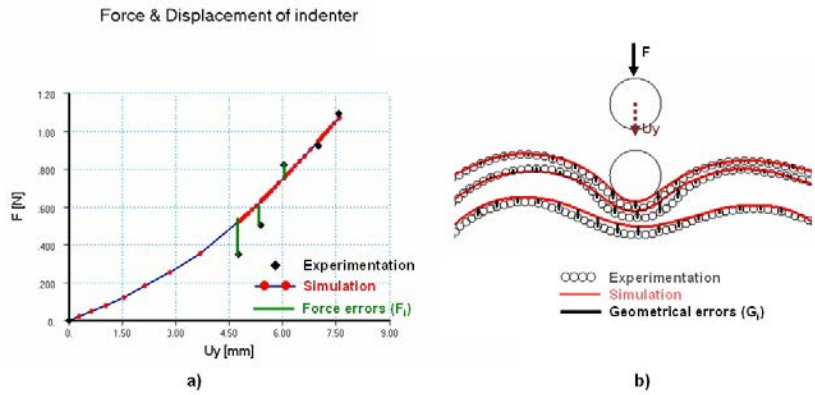

Figure 4. *La construction de la fonction objective. a) Erreur en force ; b) Erreur géométrique*

L'erreur géométrique $(\mathbf{G})$ a été définie comme la différence entre ces contours de l'expérimentation et ceux de la simulation. La formule est donnée comme la suivante :

$$\mathrm{G}(\mathbf{x})_{\mathrm{jj}} = [\frac{\mathrm{p}(\mathbf{X})^{\mathrm{sim.}}_{\mathrm{i,j,k}} - \mathrm{p}^{\mathrm{exp.}}_{\mathrm{i,j,k}}}{\mathrm{p}^{\mathrm{exp.}}_{\mathrm{i,j,k}}}], \mathrm{i} = \overline{1,\mathrm{n}}, \mathrm{j} = \overline{1,\mathrm{m}}, \mathrm{k} = \overline{1,\mathrm{l}}.$$

où n est le nombre des cas de chargements, m,l sont nombres de points des contours de l'expérimentation et de la simulation. $\mathrm{p}_{\mathrm{i,j,k}}^{\mathrm{exp.}}$ sont points des contours de l'expérimentation, $\mathrm{p}(\mathbf{x})_{\mathrm{i,j,k}}^{\mathrm{sim.}}$ sont des points des contours de la simulation.

Pour calculer l'erreur en force, la somme des forces de contact calculées sur les modèles en 2D a été comparée à la valeur du poids pour chaque cas de chargement. La formule est donnée ci-dessous :

$$F(\mathbf{x})_{ii} = [\frac{F(\mathbf{x})_i^{sim.} - F_i^{exp.}}{F_i^{exp.}}], i = \overline{1, n}$$

$F_i^{exp.}$ est la valeur du poids mesurée au cas de chargement de N° i. $F(\mathbf{x})_k^{sim.}$ sont les forces de contact calculées à partir des résultats de la simulation.

L'algorithme de Levenberg-Marquardt a été utilisé pour minimiser la fonction objective en variant les paramètres matériels [MAD 04]. A cause de la linéarisation, des erreurs expérimentales et des hypothèses de la modélisation, un terme de régularisation a été ajouté dans la fonction objective pour avoir la stabilisation de la solution [ERI 98]. La fonction objective est alors définie comme la suivante :

$$f(\mathbf{x}) = 0.5(\mathbf{F}(\mathbf{x})^T\mathbf{F}(\mathbf{x}) + \mathbf{G}(\mathbf{x})^T\mathbf{G}(\mathbf{x}) + \gamma\mathbf{x}^T\mathbf{x})$$

Où γ est un paramètre de régularisation. Ce paramètres tends vers 0 au cours de la minimisation. L'algorithme a été implanté dans MatLab 7.0.

La loi de comportement Néo-Hookéen est paramétrée par 2 paramètres C10 et K. Un modèle en 2D par EF a 4 couches de matériaux différents. Il y a donc 8 paramètres au total à identifier : $C10_E$, $C10_D$, $C10_H$, $C10_M$, K_E, K_D, K_H, K_M. Cinq valeurs aléatoires des jeux de paramètres initiaux ont été choisies. Elles sont résumées dans le tableau 1.

Tableau 1. *5 jeux de paramètres de départ*

Pts	$C10_E$	$C10_D$	$C10_H$	$C10_M$	$\frac{K_E}{C_{10,E}}$	$\frac{K_D}{C_{10,D}}$	$\frac{K_H}{C_{10,H}}$	$\frac{K_M}{C_{10,M}}$	f
-	[MPa]	[MPa]	[KPa]	[KPa]	-	-	-	-	-
x°1	9,1	1,	5,0	15,0	18,1	18,1	54,5	36,3	680
x°2	3,	5,	5,0	45,0	90,9	54,5	90,9	72,7	4731
x°3	1,0	7,0	7,0	25,0	58,7	44,5	58,7	58,7	2316
x°4	5,0	7,0	7,0	15,0	18,1	36,3	72,7	36,3	1335
x°5	3,0	9,0	5,0	5,0	54,5	72,7	54,5	72,7	374

3. Résultats et Discussion

Le tableau 2 résume les jeux de paramètres trouvés à partir des 5 valeurs de départ. Les valeurs obtenues montrent une stabilisation des solutions. Les médianes se-

Tableau 2. *5 jeux de paramètres identifiés*

Pts	$C10_E$	$C10_D$	$C10_H$	$C10_M$	$\frac{K_E}{C_{10,E}}$	$\frac{K_D}{C_{10,D}}$	$\frac{K_H}{C_{10,H}}$	$\frac{K_M}{C_{10,M}}$	f
-	[MPa]	[MPa]	[KPa]	[KPa]	-	-	-	-	-
x°1	0,09	0,3	0,33	1,26	99,5	9,0	27,8	59,3	0,21
x°2	0,07	0,34	0,21	1,27	99,9	9,0	57,4	53,3	0,21
x°3	0,05	0,35	0,19	1,27	80,0	9,0	73,5	50,0	0,21
x°4	1,18	0,37	0,13	1,13	48,9	9,0	98,3	84,6	0,21
x°5	0,03	0,40	0,16	1,19	56,0	10,9	99,9	83,0	0,21
min	0,03	0,30	0,13	1,13	48,9	9,0	27,8	50,0	-
max	1,18	0,40	0,33	1,27	99,9	10,9	99,9	84,6	-
med,	0,07	0,35	0,19	1,26	80,0	9,0	73,5	59,3	-

ront prises comme la solution finale. L'erreur calculée maximale en géométrie est de 0,4mm. L'erreur calculée maximale en force est de 15%.

Notre méthodologie est capable de caractériser les propriétés mécaniques toutes les trois couches cutanées grâce à une seule technique d'indentation. La méthode d'identification montre la stabilisation des solutions

La loi de comportement Néo-Hookéen semble suffisante pour représenter le comportement des couches cutanées. En perspectives, la méthodologie sera utilisée pour caractérisation des propriétés mécaniques des couches cutanées de quelques sujets afin de quantifier l'intervalle des valeurs qui représentent la variabilité humaine.

4. Bibliographie

[BEN 98] BENOLIEL, S., « Le laser en dermatologie et esthetique », *Que sais-je ?*, 1998.

[ERI 98] ERIKSSON, J., et al., « Regularization methods for nonlinear least squares problems. Part I : Exactly rank-deficiency » Technical report, 1998.

[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.

[HEN 06] HENDRIKS, F. M, et al., « The relative contributions of different skin layers to the mechanical behavior of human skin in vivo using suction experiments », *Medical Engineering & Physics*, vol. 28, 2006, p. 259–266.

[HOB 93] HO BA THO M. C., « Logiciel SIP 305 (© Inserm), Logiciel de prétraitement d'images médicales, scanner, IRM », 1993.

[LAS 04] LASSAGNE, F., « La peau : une fronti'ere bien vivante », *Science et Vie*, vol. 226, 2004. 26–36.

[MAD 04] MADSEN, K., et al., « Methods for Non-linear Least Squares Problems » *Technical report*, 2004.