



**HAL**  
open science

## Modélisation du comportement mécanique de la peau humaine in vivo : prise en compte de la précontrainte des fibres de collagène

Alexandre Bergheau, Marie-Angèle Abellan, Eric Feulvarch, Hassan Zahouani

► **To cite this version:**

Alexandre Bergheau, Marie-Angèle Abellan, Eric Feulvarch, Hassan Zahouani. Modélisation du comportement mécanique de la peau humaine in vivo : prise en compte de la précontrainte des fibres de collagène. 12e Colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2015, Giens, France. hal-01517297

**HAL Id: hal-01517297**

**<https://hal.science/hal-01517297>**

Submitted on 3 May 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

# Modélisation du comportement mécanique de la peau humaine in vivo : prise en compte de la précontrainte des fibres de collagène

A. Bergheau<sup>1</sup>, M-A. Abellan<sup>1</sup>, E. Feulvarch<sup>1</sup>, H. Zahouani<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Université de Lyon, ENISE, LTDS, UMR 5513, {alexandre.bergheau,marie-angele.abellan,eric.feulvarch,hassan.zahouani}@enise.fr

---

**Résumé** — La peau humaine in vivo est vue comme un milieu stratifié présentant 4 couches : le stratum corneum, l'épiderme viable, le derme et l'hypoderme. Le comportement mécanique isotrope de chaque couche permet la prise en compte de la précontrainte initiale exercée suivant 2 directions orthogonales par les fibres de collagène présentes dans le derme. Des simulations numériques d'essais d'indentation sans contact conduisent à l'estimation des propriétés mécaniques de la peau humaine à deux âges donnant ainsi des informations sur leur évolution au cours du vieillissement.

**Mots clés** — vieillissement, peau humaine in vivo, biomécanique, indentation sans contact

---

## 1. Introduction

La peau est l'organe le plus étendu (1,6 m<sup>2</sup>) et le plus lourd (3,46 kg) du corps humain. Il joue le rôle d'interface entre l'intérieur du corps et le monde extérieur. Ce qui requiert de lui des propriétés spécifiques pour l'échange des informations, la protection contre les influences extérieures, l'interaction avec certains produits cosmétiques ou médicaux tels les crèmes, ... L'efficacité sur les rides, les tumeurs, les cicatrices, les attaques bactériologiques dépend de la réponse de la peau à ces agressions chimiques, biologiques, mécaniques, thermiques. L'étude de cette réponse est complexe et dépend de nombreux facteurs parmi lesquels le vieillissement des tissus joue un rôle majeur. Ainsi la compréhension des mécanismes mis en œuvre lors du vieillissement constitue un enjeu social important tant en médecine qu'en cosmétologie.

La peau humaine est un milieu stratifié constituée de matériau non-homogène, anisotrope, non-linéaire, viscoélastique soumis à une précontrainte in vivo, départagée en 4 couches (le stratum corneum, l'épiderme viable, le derme et l'hypoderme). Chacune de ces couches est dotée d'une épaisseur et d'une structure différente car adaptées aux fonctions mécaniques et physiologiques qu'elle doit remplir. En particulier, le derme est constitué de substance fondamentale à l'intérieur de laquelle s'entremêlent deux principaux réseaux de fibres : le collagène principalement orienté parallèlement à la surface de la peau et l'élastine qui forme un réseau tridimensionnel anarchique et dense. Ce sont principalement ces fibres qui assurent la résistance de la peau totale et c'est leur diversité qui fait que le comportement de la peau est relativement complexe. De nombreuses études sur le vieillissement ont mis en évidence des mécanismes de dégradation divers (au niveau de la substance fondamentale et du réseau de fibres du derme principalement) venant modifier la microstructure de la peau au fil des ans et qui entraînent à l'échelle macroscopique des variations au niveau des propriétés mécaniques de la peau totale avec pour conséquence une diminution de résistance.

L'objectif de ce travail est de déterminer les propriétés mécaniques de la peau humaine en vue d'évaluer la contribution des fibres de collagène dans la réponse globale de la peau. Pour cela le modèle théorique déduit de [1] propose d'introduire l'effet des fibres de collagène dans un programme de simulation numérique de la peau humaine par prise en compte d'une précontrainte initiale dans la loi de comportement décrivant la réponse des différentes couches de la peau.

### 3. Modèle théorique

La peau humaine in vivo est vue ici comme un milieu stratifié présentant quatre couches. Chaque couche est considérée comme un solide différent dont la réponse est décrite par son propre modèle de comportement. Si les forces d'inertie sont négligées, le bilan de quantité de mouvement total s'écrit :

$$\nabla \cdot \sigma = 0 \quad (1)$$

avec  $\sigma$  tenseur des contraintes de Cauchy du milieu total défini comme la somme des tenseurs des contraintes de Cauchy de chacun des solides présents :

$$\sigma = \sigma_{SC} + \sigma_{VE} + \sigma_{DE} + \sigma_{HY} \quad (2)$$

où les indices SC, VE, DE et HY représentent respectivement les variables associées au stratum corneum, à l'épiderme viable, au derme et à l'hypoderme. Pour la relation contrainte-déformation permettant la prise en compte d'une précontrainte initiale sous l'hypothèse de petits déplacements et de petites déformations, une loi de Hooke généralisée est prise en compte pour chacune des couches de la peau ( $\pi=SC, VE, DE, HY$ ) :

$$\sigma_\pi = D_\pi^e : (\varepsilon_\pi - \varepsilon_i) \quad (3)$$

avec  $D_\pi^e$  tenseur d'élasticité du solide  $\pi$ ,  $\varepsilon_i$  déformation initiale des fibres de collagène présentes dans la couche correspondant au solide  $\pi$ ,  $\varepsilon_\pi$  tenseur des déformations linéarisé du solide  $\pi$  défini en fonction du gradient du déplacement  $u_\pi$  du solide  $\pi$  par  $\varepsilon_\pi = \nabla^s u_\pi$  où l'exposant  $s$  indique la partie symétrique du gradient. Ce modèle mécanique est complété par des conditions initiales et des conditions aux limites imposées sur des parties complémentaires de la frontière du milieu dans sa configuration de référence.

### 4. Essais d'indentation sans contact et traitement du signal

Le Tonoderm® de l'équipe du Prof. Hassan Zahouani (LTDS) est un indenteur sans contact qui permet de générer mécaniquement un jet d'air asservi régulé en diamètre (tube de 2 mm, distance tube-peau 10 mm) et de l'appliquer à la surface de la peau (Figure 1). La mesure de l'enfoncement de la peau est alors effectuée par un dispositif laser intégré à l'indenteur. Une campagne d'essais a été réalisée à force imposée sur l'avant-bras de sujets adultes volontaires in vivo. Les enregistrements obtenus donnent la déflexion mesurée en fonction du temps pour une pression imposée.

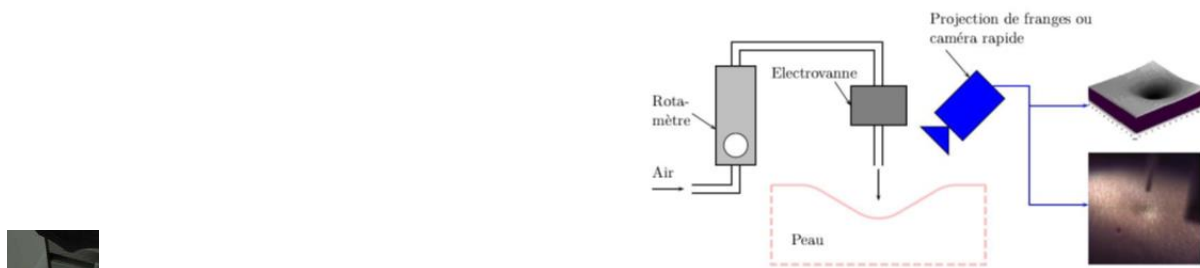


Figure 1 – Dispositif expérimental (gauche) et schéma de montage (droite) [2]

Ces courbes sont numériquement retravaillées à l'aide d'un filtre passe-bas à moyenne glissante en vue de leur traitement numérique au paragraphe 5. La figure 2 présente le signal filtré (bleu) par rapport au signal original bruité (rouge) sous la forme du profil de l'effort appliqué par l'indenteur sans contact en NI/min (litre normalisé par minute exprimé pour des conditions normales de pression, de température et de densité) en fonction du temps en s.

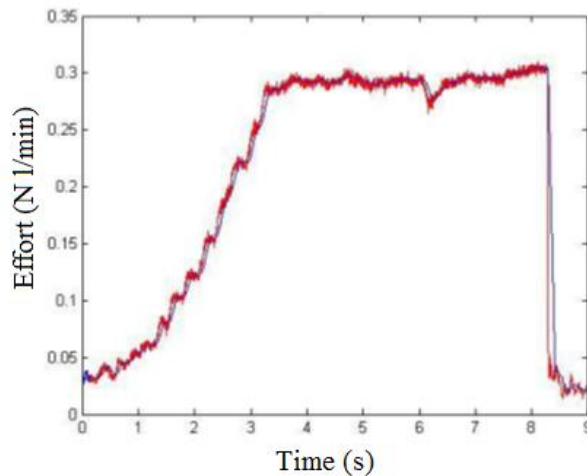


Figure 2 – Signal expérimental filtré à l'aide d'un filtre passe-bas à moyenne glissante [2]

## 5. Simulations numériques

Le système d'équation obtenu au paragraphe 2 est traité numériquement par la méthode des éléments finis à l'aide du logiciel SYSTUS. Tous les calculs sont conduits sur le même maillage tridimensionnel (15 mm x 15 mm x 11,11 mm) présentant 4 couches superposées (stratum corneum : 0,01mm, épiderme viable : 0,1 mm, derme : 1 mm et hypoderme : 10 mm). Les conditions aux limites imposent : une pression imposée sur la surface supérieure représentant le chargement mécanique extérieur lors de l'essai d'indentation sans contact, les composantes de déplacement imposées nulles dans toutes les directions pour tous les nœuds de la surface inférieure extérieure, les composantes horizontales imposées nulles dans les deux directions horizontales pour toutes les surfaces verticales. Les conditions initiales imposent les valeurs des déformations initiales pour deux directions horizontales et orthogonales des fibres de collagènes parallèles à la surface de la peau pour un sujet jeune et pour un sujet âgé. Les paramètres matériels définissant les propriétés mécaniques des différentes couches de la peau sont choisis à partir des études conduites par [2].

## 6. Résultats et discussion

Les résultats numériques en termes de composantes verticales du déplacement sont donnés à la figure 3 pour le sujet jeune et pour le sujet âgé. Une comparaison entre la courbe numérique force - composante verticale du déplacement obtenue pour le sujet jeune et le sujet âgé et tracée pour le point central du jet d'air est présentée sur la figure 4. Il est à noter un comportement mécanique très différent dans les deux cas avec une pente beaucoup plus raide pour le sujet âgé par rapport au sujet jeune. Quantitativement, une telle évolution est en cohérence avec les observations expérimentales [3]. L'offset de départ des deux courbes (bleue et rouge) provient de l'application de la précontrainte qui dès le départ charge le spécimen de peau en compression et donc induit des déplacements négatifs. Ces déplacements sont plus grands pour le sujet jeune dont la peau est plus comprimée que pour le sujet âgé. Ceci est directement lié à la quantité et à la structure des fibres de collagène présentes dans le derme. Par la suite en cours de chargement, les intensités des déplacements sont plus importantes pour le sujet âgé que pour le sujet jeune. De nouveau ceci est lié au réseau de fibres de collagène. Les fibres sont plus tendues pour le sujet jeune qui ainsi répond moins à la sollicitation mécanique imposée par le jet d'air et dont la surface s'enfonce très peu. Au contraire, la peau du sujet âgé présente des fibres relâchées (précontrainte moins importante, structure différentes et quantité plus petite) qui s'opposent très peu à la pression imposée par le jet d'air conduisant à des enfoncements plus grands.

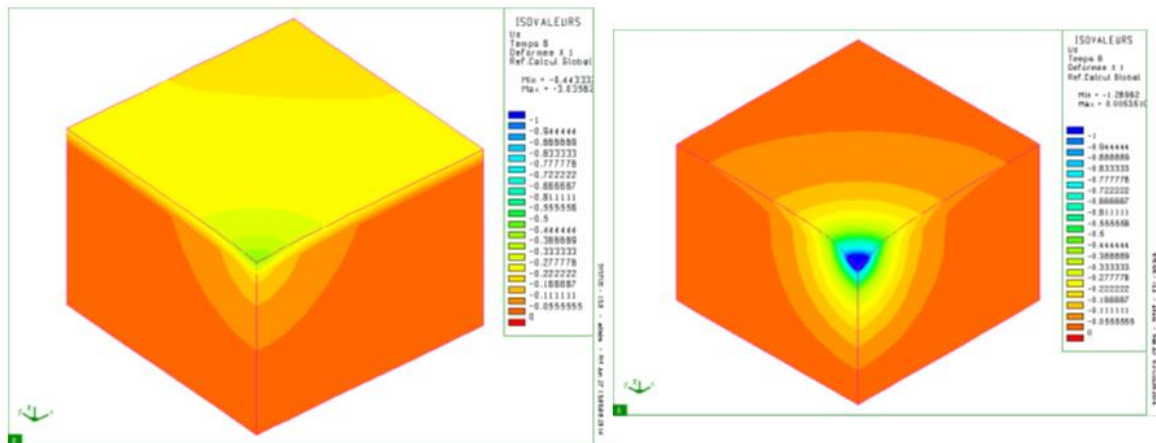


Figure 3 – Isovaleurs des déplacements verticaux pour le sujet jeune (gauche) et pour le sujet âgé (droite) [2]

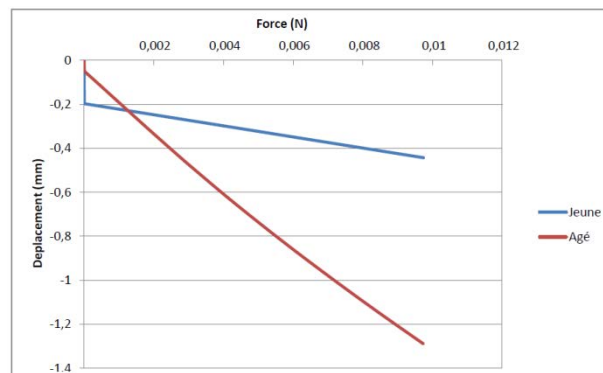


Figure 4 – Comparaison des déplacements du point central du jet d'air entre le sujet âgé et le sujet jeune [2]

## 7. Conclusion

Cette contribution a présenté la simulation numérique d'essais d'indentation sans contact sur la peau humaine in vivo pour un sujet jeune et un sujet âgé. Le modèle mécanique utilisé permet la prise en compte de la précontrainte initiale imposée par les fibres de collagène présentes dans le derme de la peau dans deux directions orthogonales. Ce modèle donne ainsi des informations sur l'évolution des paramètres mécaniques caractérisant la réponse des différentes couches de la peau humaine au cours du vieillissement. Les résultats numériques obtenus font apparaître une bonne corrélation entre l'évolution aux deux âges et les observations expérimentales disponibles dans la littérature.

## Références

- [1] M-A. Abellan, E. Feulvarch, H. Zahouani, J-M. Bergheau. Contribution à la caractérisation expérimentale et simulation numérique du comportement de la peau humaine in vivo : indentation sans contact. 11<sup>ème</sup> Colloque National en Calculs des Structures (CSMA 2013), 13-17 mai, Giens, Var, 2013,
- [2] A. Bergheau. Modeling of the mechanical behavior of the cutaneous tissue ! Effect of the collagen fiber's tension, Mémoire de Master Mécanique et Ingénierie, Ecole Doctorale de Saint-Etienne – Université Jean Monnet, ENSMSE, ENISE, 2014.,
- [3] H. Colin, Ph.D. Daly. Biomechanical Properties of Dermis, The Journal of Investigative Dermatology, Vol. 79, page 17s – page 20s, 1982.