



**HAL**  
open science

## Caractérisation des paramètres mécaniques de la peau humaine jeune *in vivo* par essais d'indentation sans contact

Marie-Angèle Abellan, Meriem Ayadh, Eric Feulvarch, Hassan Zahouani,  
Jean-Michel Bergheau

### ► To cite this version:

Marie-Angèle Abellan, Meriem Ayadh, Eric Feulvarch, Hassan Zahouani, Jean-Michel Bergheau. Caractérisation des paramètres mécaniques de la peau humaine jeune *in vivo* par essais d'indentation sans contact. CFM 2015 - 22ème Congrès Français de Mécanique, Aug 2015, Lyon, France. hal-03444829

**HAL Id: hal-03444829**

**<https://hal.science/hal-03444829>**

Submitted on 23 Nov 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.

# Caractérisation des paramètres mécaniques de la peau humaine jeune in vivo par essais d'indentation sans contact

M-A. ABELLAN<sup>a</sup>, M. AYADH<sup>a</sup>, E. FEULVARCH<sup>a</sup>, H. ZAHOUANI<sup>a</sup>,  
J-M. BERGHEAU<sup>a</sup>

a. Université de Lyon, ENISE LTDS UMR 5513 CNRS, 58 rue Jean Parot,  
F42023 Saint-Etienne, France. marie-angele.abellan@enise.fr

## Résumé :

*La peau est un organe complexe qui protège l'intérieur du corps des agressions externes tout en favorisant les échanges intérieurs-extérieurs. Ce papier propose la simulation numérique 3D à l'aide du logiciel SYSTUS® d'essais d'indentation sans contact conduit sur un sujet jeune in vivo pour deux débits : 15 et 20 Nl/min. Ces simulations permettent l'estimation de valeurs des paramètres mécaniques caractérisant la réponse des différentes couches de la peau humaine jeune in vivo.*

## Abstract:

*Human skin is a living organ. It acts as an impermeable frontier between the outside influences and the inside of the body. Human skin is the privileged souple and resistant zone for these exchanges to take place. This paper proposes a 3D numerical simulation with the program SYSTUS® of contact-free indentation tests performed for a young volunteer in vivo for 15 and 20 Nl/min. These simulations lead to estimates of the mechanical parameters of each layer of a young human skin in vivo.*

**Keywords: biomechanics, human skin, contact free indentation test, numerical simulation, mechanical parameters.**

## 1 Introduction

La peau est un organe en constant renouvellement. Elle a la caractéristique d'être à la fois imperméable comme une frontière intérieure-extérieure, et perméable comme une zone d'échange privilégiée, résistante et souple, peuplée d'organites spécialisés dans l'alerte et la défense ou la réparation [1]. La peau est l'organe le plus grand du corps humain. Elle a une épaisseur de 0,5 à 5 mm selon les localisations du corps. Sa surface est d'environ de 1,75–2 m<sup>2</sup>, son poids atteint 3,5–4 kg et elle renferme 20% de la totalité de l'eau du corps humain [1].

La peau a une structure en mille-feuilles qui comprend trois couches superposées de tissus qui sont, de la surface vers la profondeur : l'épiderme, le derme et l'hypoderme. Des études ont montré que la peau est constituée de matériau non-homogène, anisotrope, non-linéaire, viscoélastique soumis à une précontrainte in vivo [2]. La peau peut ainsi être vue comme un matériau complexe dont la réponse dépend de très nombreux facteurs : l'âge, le sexe, la santé, l'alimentation, la zone du corps humain, ... L'étude de cette réponse est d'une importance capitale dans de très nombreux domaines de la cosmétologie, de la chirurgie, de la médecine, ...

La détermination des propriétés mécaniques de la peau in vivo permet d'avoir des informations sur sa réponse aux sollicitations extérieures multiples qu'elle reçoit. De nombreux outils expérimentaux ont été développés pour contribuer à l'évaluation de ces propriétés mécaniques de la peau in vivo dans des conditions de mesures quantitatives, objectives et reproductibles. Mais des difficultés persistent au

niveau expérimental car les différents dispositifs tendent à perturber l'état naturel de la peau *in vivo* avant l'essai. Pour dépasser ces contraintes, le dispositif d'indentation sans contact conçu et réalisé au LTDS permet d'appliquer un jet d'air pour indenter la peau sans la toucher et donc sans aucune perturbation avant essai [3].

L'objectif de ce papier est de présenter la simulation numérique d'essais d'indentation sans contact réalisé sur une peau jeune *in vivo*. La modélisation numérique 3D de la peau est réalisée par la méthode des éléments finis. Tous les calculs sont conduits sur le logiciel SYSTUS® [4] et permettent l'estimation et la validation des paramètres mécaniques de la peau humaine jeune *in vivo*.

## 2 Structure de la peau

Une coupe histologique de la peau humaine met en évidence sa structure stratifiée présentant trois couches principales : l'épiderme, le derme et l'hypoderme.

L'épiderme est la couche la plus superficielle de la peau. Il a une épaisseur qui varie en fonction de la localisation : 0,04 mm à la paupière, 1,6 mm aux paumes des mains et plantes des pieds. En moyenne son épaisseur est de 0,1 mm. Il est constitué de couches de kératinocytes empilées les unes sur les autres qui se départagent en deux couches principales qui sont de bas en haut : l'épiderme viable (comprenant la couche basale, la couche muqueuse, la couche granuleuse) et le stratum corneum. On trouve également dans l'épiderme d'autres populations cellulaires qui sont : les mélanocytes, les cellules de Langerhans, les cellules de Merkel et de nombreux desmosomes qui lient les cellules entre elles. L'épiderme viable contient une seule rangée de cellules germinales. Ce sont les seules cellules capables de se diviser pour donner naissance à deux cellules filles. Ces cellules vont évoluer et changer de forme et de physiologie au fur et à mesure de leur montée vers la couche cornée pour devenir des cornéocytes. Le stratum corneum est la couche la plus externe de l'épiderme. Elle est située à la surface de la peau. Le stratum corneum est composée de cellules attachées les unes aux autres formant des lamelles flexibles et résistantes. Elle est principalement constituée de cellules mortes appelés cornéocytes. Ces cellules sont reliées entre elles par des cornéodesmosomes individuels et forment un réseau de cellules. Entre les cornéocytes, il y a une zone intercellulaire riche en lipides. La fonction protectrice de la peau est en grande partie due au stratum corneum.

Juste au-dessous de l'épiderme, le derme forme la plus épaisse des couches de la peau. Il est séparé de l'épiderme par la membrane basale, qui représente un filtre de diffusion vis-à-vis des produits qui circulent entre le derme et l'épiderme. Le derme est une structure complexe. C'est un tissu conjonctif à la structure complexe qui contient des fibroblastes entourées par une matrice extracellulaire, des vaisseaux sanguins, des terminaisons nerveuses, les glandes sudorales et sébacées. Les fibroblastes produisent en permanence des fibres capables de résister en élasticité : les fibres de collagène, les fibres élastiques (élastine) et la substance fondamentale.

L'hypoderme est la couche la plus profonde, constituée de cellules graisseuses, organisées en lobules, séparées par des cloisons fibreuses et traversées par des vaisseaux. Il sert d'interface entre le derme et les structures mobiles situés au-dessous, comme les muscles et les tendons. Il protège également le corps des chocs physiques, des variations de température et fournit une réserve de lipides.

## 3 Indentation sans contact

L'appareil utilisé pour les mesures sans contact a fait l'objet d'un brevet du Professeur H. Zahouani et son équipe au sein du Laboratoire de Tribologie et Dynamique des Systèmes (LTDS). L'ensemble du dispositif et son schéma de principe sont représentés sur la figure 1. Ce dispositif permet les mesures sur certaines zones comme sur des peaux endommagées ou sensibles, qui nécessitent de ne pas entrer en contact avec le tissu afin d'éviter toute contamination ou altération. De plus la sollicitation sans contact permet de supprimer instantanément la contrainte appliquée et d'observer le retour libre de la peau sans qu'aucun élément extérieur n'influence les mesures.

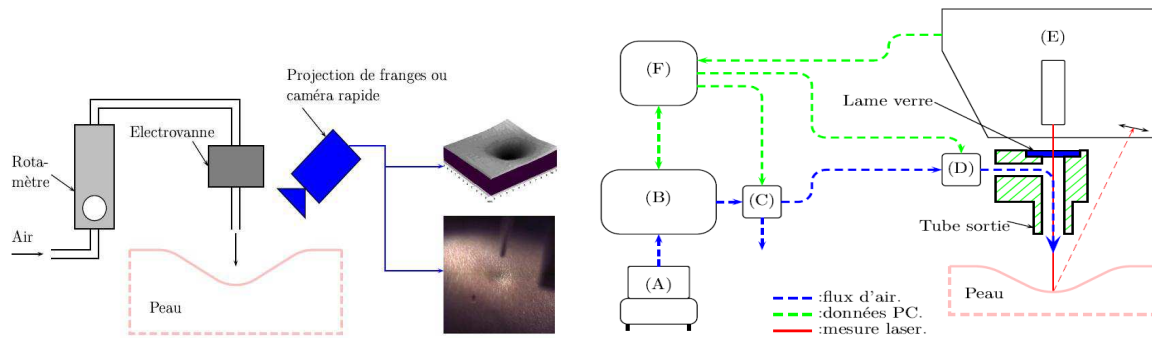


Figure 1 : Montage du dispositif expérimental d'indentation sans contact (gauche) et de son schéma de principe (droite)

Un compresseur (A) fournit la source d'air comprimé nécessaire pour le système. La régulation de cet air comprimé se fait tout d'abord par deux détendeurs (non représentés) montés en série. Ils convertissent la pression de 6 bars fournie par le compresseur à la pression de travail du régulateur qui est 4,5 bars. Le choix de deux détendeurs au lieu d'un est basé sur le fait qu'un tel montage permet de minimiser plus efficacement la variation de la pression de sortie suite à une variation de la pression d'entrée. Le flux d'air est ensuite contrôlé par un régulateur de débit massique (B) avec une gamme de débit de 2 à 100 NI/min (Litres Normalisés par minute), cette unité est un débit volumique exprimé dans les conditions normales de pression  $P_N$  (Pa) et de température  $T_N$  (K) auxquelles correspond une masse volumique normalisée  $\rho_N$  (kg/Nm<sup>3</sup>) qui sont dans le cas de l'air :

$$T_N = 273.15K \quad P_N = 101325Pa \quad \rho_N = 1.293\text{kg/Nm}^3$$

En sortie de ce régulateur sont disposées deux électrovannes, la première (C) permet de purger le circuit d'air avant un essai. La deuxième (D) est disposée juste avant le raccord de la sortie du jet. Ce jet d'air asservi est ainsi régulé en diamètre (tube de 2 mm, distance tube-peau 10 mm). La mesure de la flèche est effectuée par un capteur à triangulation laser (E) (LK-G82, Keyence). L'ensemble du système est piloté par un ordinateur (F) associé à une carte analogique/numérique 16 bits (6221M, National Instruments).



Figure 2 : Mise en place de l'avant-bras

Les résultats expérimentaux utilisés pour cette étude sont des essais d'indentation sans contact réalisés à force imposée sur un sujet jeune. La figure 2 représente la mise en place de l'avant-bras permettant de minimiser sa mobilisation le mieux possible. Ce type de test consiste à générer une tension de même forme que la force souhaitée qui sera convertie par le régulateur en un débit. L'indenteur applique cette force sur l'avant-bras jusqu'à ce que le flux voulu (15 ou 20 N l/min) soit atteint. Puis l'indenteur maintient le chargement pendant un temps donné. Enfin la coupure instantanée de la sollicitation permet d'observer le retour de la peau libre. Les enregistrements réalisés permettent de tracer les courbes du chargement en fonction du temps (figure 3 courbes bleues) et de l'enfoncement en fonction du temps (figure 4 courbes bleues).

## 4 Traitement du signal

Ces données expérimentales sont filtrées par la méthode des moyennes glissantes (filtre passe-bas). Les figures 3 et 4 représentent la comparaison des signaux expérimentaux (courbes bleues) avec les résultats obtenus après traitement (courbes rouges) sous la forme de courbes du chargement en fonction du temps (figure 3) et de l'enfoncement en fonction du temps (figure 4) pour un sujet jeune volontaire à des débits de 15 et 20 N l/min.

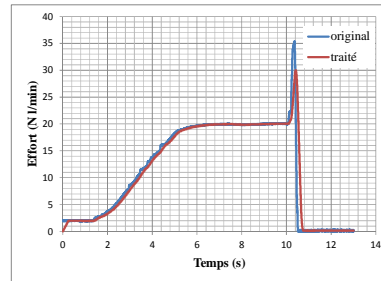
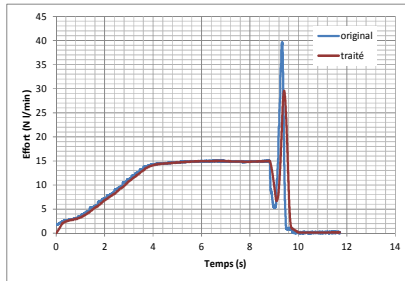


Figure 3 : Comparaison entre les signaux originaux et traités pour le chargement en fonction du temps pour un sujet jeune à un débit de 15 (gauche) et 20 Nl/min (droite)

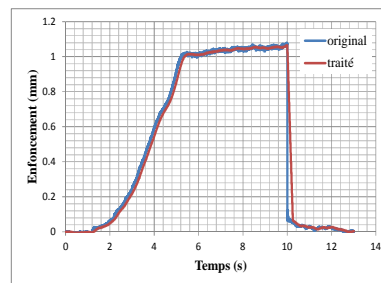
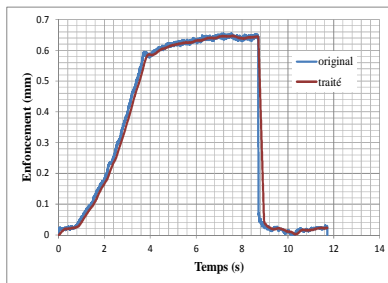


Figure 4 : Comparaison entre les signaux originaux et traités pour l'enfoncement en fonction du temps pour un sujet jeune à un débit de 15 (gauche) et 20 Nl/min (droite)

L'objectif de la simulation numérique est de reproduire les branches chargements discrétisées obtenues à partir des graphes expérimentaux des figures 3 et 4, et ainsi d'en déduire les paramètres mécaniques de la peau jeune. La discrétisation temporelle a été faite sur l'ensemble des signaux avec un pas de 0.1 s en 90 points. La figure 5 donne les courbes discrétisées de la branche chargement des graphes de l'effort en fonction de l'enfoncement du sujet jeune aux débits de 15 et 20 Nl/min.

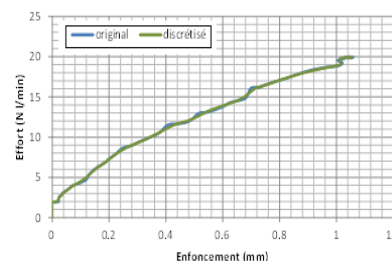
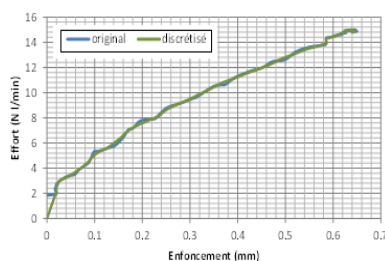


Figure 5: Signal discrétisé du chargement fonction de l'enfoncement pour le sujet jeune à un débit de 15 (gauche) et 20 Nl/min (droite)

## 5 Simulation numérique et discussion

La modélisation numérique 3D de la peau est réalisée par la méthode des éléments finis formulée en grands déplacements 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 : 0,01 mm, épiderme viable : 0,1 mm, derme : 1 mm et hypoderme : 10 mm) (figure 6). Chaque couche est considérée comme un matériau homogène avec sa propre loi de comportement linéaire élastique isotrope.

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 donné à la figure 5, 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.

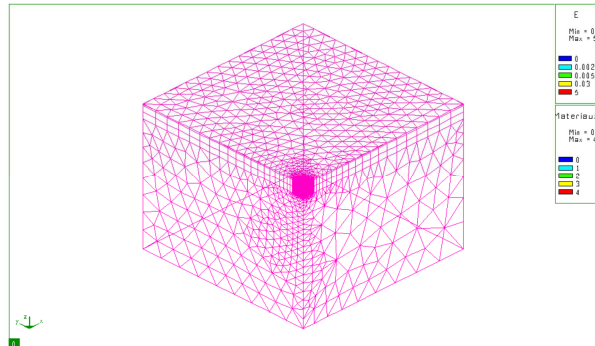


Figure 6 : Maillage 3-dim

L'estimation des paramètres matériels définissant les propriétés mécaniques des différentes couches de la peau jeune a été conduite sur le graphe donné à la figure 5 pour un débit de 20 NI/min. La comparaison entre les courbes expérimentale et numérique de la composante verticale du déplacement en fonction du temps obtenues pour le sujet jeune et tracée pour le point central du jet d'air est présentée sur la figure 7. Il est à noter une très bonne concordance entre les deux courbes qui sont pratiquement confondues. Le coefficient de Poisson est imposé identique pour toutes les couches et est pris égal à  $\nu = 0,3$ . Les modules d'Young obtenus pour chacune des couches sont : pour le stratum corneum  $E = 14$  MPa, pour l'épiderme viable  $E = 0,06$  MPa, pour le derme  $E = 0,05$  MPa et pour l'hypoderme  $E = 0,002$  MPa.

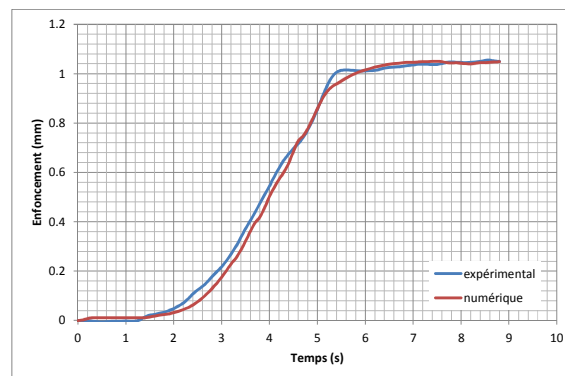


Figure 7 : Comparaison entre les courbes expérimentale et numérique de l'enfoncement en fonction du temps pour le sujet jeune à un débit de 20 NI/min

La validation de ces paramètres matériels est faite sur le graphe donné à la figure 5 pour le débit de 15 NI/min. Les calculs sont conduits en prenant pour les paramètres mécaniques les valeurs déterminées pour le débit de 20 NI/min. La comparaison entre les courbes expérimentale et numérique de la composante verticale du déplacement en fonction du temps obtenues pour le sujet jeune et tracée pour le point central du jet d'air est présentée sur la figure 8 pour le débit de 15 NI/min. Pour ce débit de 15 NI/min, les paramètres mécaniques permettent de reproduire avec une très bonne approximation l'enfoncement du point central du jet d'air tout au long du chargement.

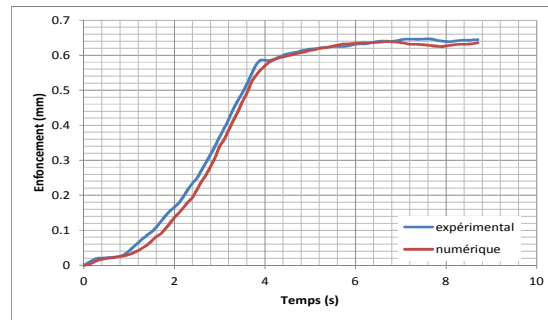


Figure 8 : Comparaison entre les courbes expérimentale et numérique de l'enfoncement en fonction du temps pour le sujet jeune à un débit de 15 ml/min

Les valeurs des paramètres mécaniques déterminées ici sont supérieures aux valeurs proposées dans [5] où pour les différentes couches il est donnée : stratum corneum  $E=0,130$  MPa, épiderme viable  $E=0,001$  MPa, derme  $E=0,004$  MPa et hypoderme  $E=0,002$  MPa). La différence peut provenir d'une part des conditions expérimentales (entre indentation avec contact et indentation sans contact) et d'autre part de la modélisation théorique (entre milieu hétérogène stratifié linéaire élastique isotrope et milieu homogène stratifié linéaire élastique isotrope) et enfin de la simulation numérique (entre différences finies 1D et éléments finis 3D). De plus les ordres de grandeurs restent cependant dans les intervalles qu'il est possible de rencontrer dans la littérature [6, 7]. De sorte que ces paramètres mécaniques sont considérés comme physiquement acceptables.

## 6 Conclusion

Cette contribution a présenté la simulation numérique 3D à l'aide du logiciel SYSTUS d'essais d'indentation sans contact conduit sur un sujet jeune in vivo pour deux débits : 15 et 20 ml/min. La comparaison entre les données expérimentales et les résultats numériques obtenus ont permis l'estimation des paramètres mécaniques pour chacune des couches de la peau sous la forme d'un module d'Young de 14,0 MPa pour le stratum corneum, 0,06 MPa pour l'épiderme viable, 0,05 MPa pour le derme et 0,002 MPa pour l'hypoderme et d'un coefficient de Poisson égal à 0,3 pour toutes les couches.

## Références

- [1] H.V. Tran, (2007) Caractérisation des propriétés mécaniques de la peau humaine in vivo via l'IRM. Mechanics. Université de Technologie de Compiègne. French. <tel-00207740>.
- [2] A. Rochefort, Propriétés biomécaniques du stratum corneum : - Modélisation rhéologique – Application à la cosmetology, Thèse de Doctorat, Université de Franche-Comté – Besançon, 1986.
- [3] G. Boyer, (2010) Modélisation du comportement mécanique de la peau humaine in vivo : application au vieillissement et aux gestes du clinicien. Thèse de l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, France.
- [4] SYSTUS User's manual, ESI Group, 2015.
- [5] M-A. Abellan, H. Zahouani, J-M. Bergheau. Contribution to the Determination of In Vivo Mechanical Characteristics of Human Skin by Indentation Test. Computational and Mathematical Methods in Medicine, Volume 2013, Article ID 814025, 11 pages, 2013.
- [6] F.M. Hendriks. Mechanical behaviour of human epidermal and dermal layers in vivo, Dissertation, Eindhoven University of Technology, 2005.
- [7] M. Geerligs, Skin layer mechanics, Dissertation, Eindhoven University of Technology, 2009.