



HAL
open science

Modélisations et simulations de l'indentation et du plissement de la peau

Amaury Guillermin, Robin Chatelin, Feulvarch Eric, Hassan Zahouani

► **To cite this version:**

Amaury Guillermin, Robin Chatelin, Feulvarch Eric, Hassan Zahouani. Modélisations et simulations de l'indentation et du plissement de la peau. 14ème Colloque National en Calcul de Structures (CSMA 2019), CSMA, LEM3, MSME, Université de Lorraine, Arts et Métiers, CNRS, May 2019, Hyères, France. hal-04824539

HAL Id: hal-04824539

<https://hal.science/hal-04824539v1>

Submitted on 7 Dec 2024

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.

Modélisations et simulations de l'indentation et du plissement de la peau

Guillermin Amaury¹, Chatelin Robin¹, Feulvarch Eric¹, Zahouani Hassan¹

¹ University of Lyon, Ecole Nationale d'Ingénieurs de Saint-Etienne, LTDS, CNRS UMR 5513, 42023 Saint-Etienne, France
{amaury.guillermin, robin.chatelin, eric.feulvarch, hassan.zahouani}@enise.fr

Résumé — Plusieurs résultats récents sur la modélisation et la simulation du comportement mécanique de la peau sont présentés. Ces études permettent de mieux comprendre ce matériau vivant en constante évolution, en particulier ses propriétés mécaniques non linéaires et sa structure complexe.

Mots clés — Biomécanique, Modélisation numérique, Peau, Matériau non linéaire

La peau est un tissu vivant qui recouvre l'être humain et a plusieurs fonctions importantes. C'est la première barrière protectrice entre le corps et le milieu extérieur. Cette fonction protectrice est étroitement liée à des fonctions de régulation, de sécrétion et enfin une fonction sensorielle. L'étude et la compréhension de ce matériau biomécanique sont capitales aussi bien dans le domaine médical en générale et en particulier de la chirurgie, mais également dans l'industrie cosmétique par exemple.

Comme de nombreux matériaux biologiques, la peau a des caractéristiques mécaniques complexes. A la frontière entre solide et fluide, elle possède des propriétés viscoélastiques, non homogène et anisotrope. C'est également un matériau multi-couches - voir figure 1 - avec trois couches distinctes aux propriétés différentes : l'épiderme (en contact avec l'air) est lui-même stratifié avec une succession de couches de cellules mortes ou âgées, le derme est la couche plus épaisse où on trouve notamment des capillaires et les fibres de collagène qui confère à la peau ses propriétés élastiques, et enfin l'hypoderme est un tissu adipeux vascularisé. Ces propriétés complexes et non linéaires changent d'un individu à l'autre,

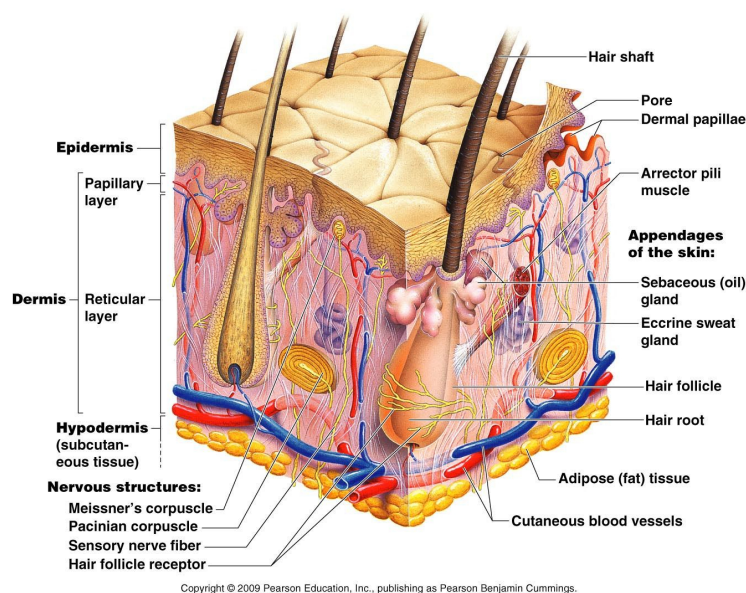


FIGURE 1 – Structure anatomique de la peau.

mais également chez un individu donné au cours de sa vie puisque la peau perd petit à petit son élasticité et devient plus visqueuse [3].

Afin de mieux comprendre cette perte d'élasticité, la topographie de la peau et ses propriétés mécaniques sont étudiés simultanément. L'objectif est de comprendre et d'explicitier le lien entre la surface de la peau visible et mesurable et le volume structurant en profondeur la peau qui confère à ce tissu biologique toutes ses propriétés étonnantes, et qui est beaucoup plus complexe à mesurer *in vivo*. Afin d'accéder à cette compréhension, un test clinique, réalisé pour des chirurgiens, a été mimé. Ce geste clinique est le plissement de la surface de la peau afin d'observer, empiriquement, les lignes de Langer [2], lignes de minimum tension de la peau. Différentes mesures ont été réalisées pour comprendre comment cette perturbation surfacique permettant de révéler des lignes de tension sensées être portées par la structure interne de la peau (c'est à dire le réseau de collagène et d'élastine, les deux protéines structurelles de la peau). L'étude a révélé une importante corrélation entre les directions de ces lignes de Langer, visibles à la surface de la peau, et les directions obtenues par le calcul de l'élasticité de la peau.

Pour comprendre en profondeur le phénomène, une approche numérique a été envisagée. Historiquement, les approches numériques se construisent à partir de modèles basés sur des lois de comportements

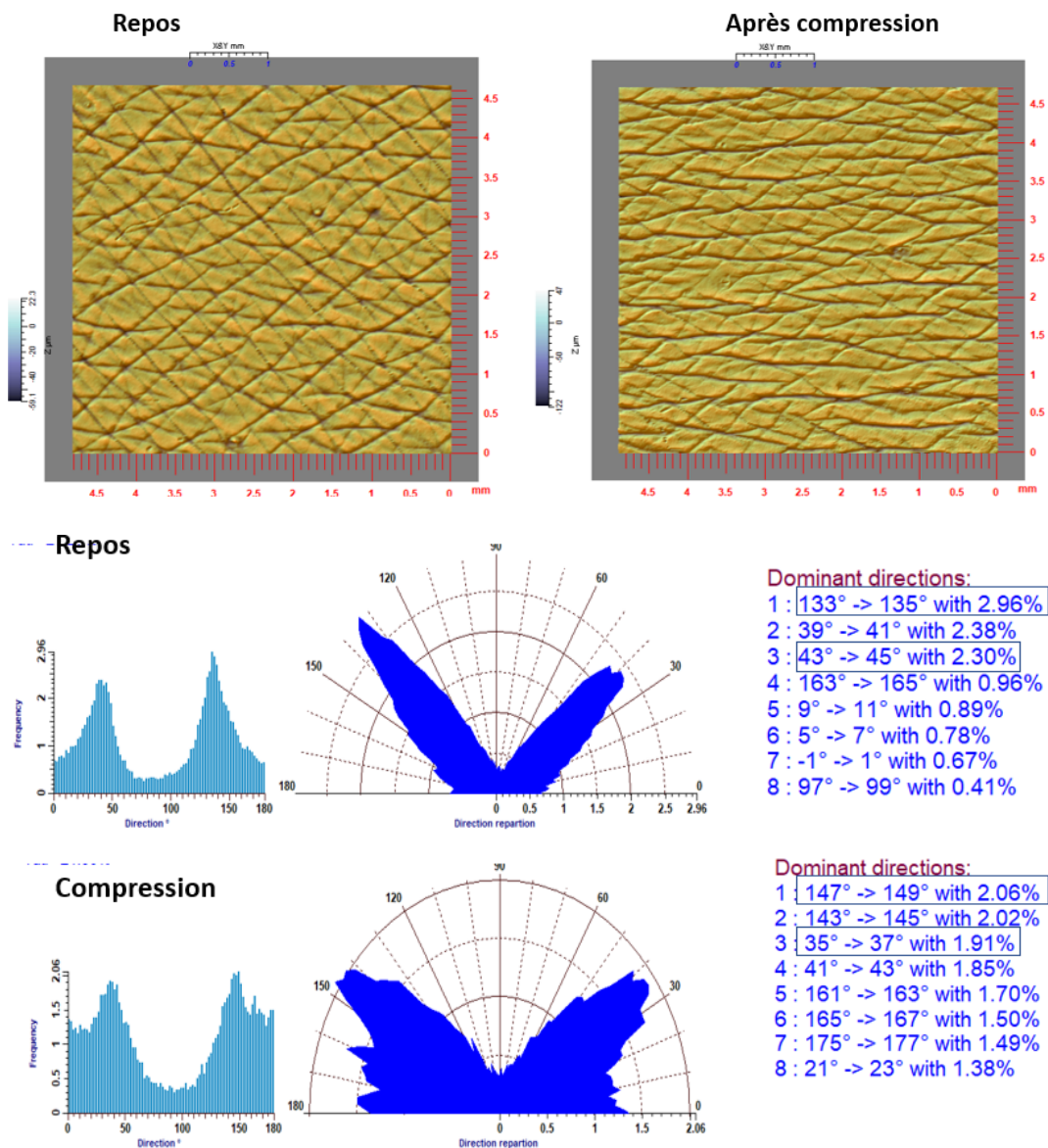


FIGURE 2 – (Haut) Topographie de la surface de la peau au repos et lors du test de plissement. (Bas) Orientation des lignes de tension au repos et lors du test de plissement.

s'approchant du caractère mécanique du tissu cutané. L'approche numérique s'est d'abord concentrée sur la définition d'un volume élémentaire représentatif de la peau pour conduire à la résolution du problème. Pour construire ce volume, un nouveau modèle a été envisagé : le modèle de la biotenségrité. Dérivé du concept architecturale de la tenségrité, ce modèle permet de fonder l'intégrité du volume sur une architecture composé de câbles et de poutres soumis à des forces de compression et de traction. L'architecture du modèle de la biotenségrité est facilement transposable à l'anatomie du tissu cutané et permet de comprendre comment la tension naturelle de la peau influe sur les propriétés mécanique de celle ci. Ce modèle permettra également une approche numérique multi-échelle, qui a été validé par un essai de traction sur une fibre élémentaire de collagène.

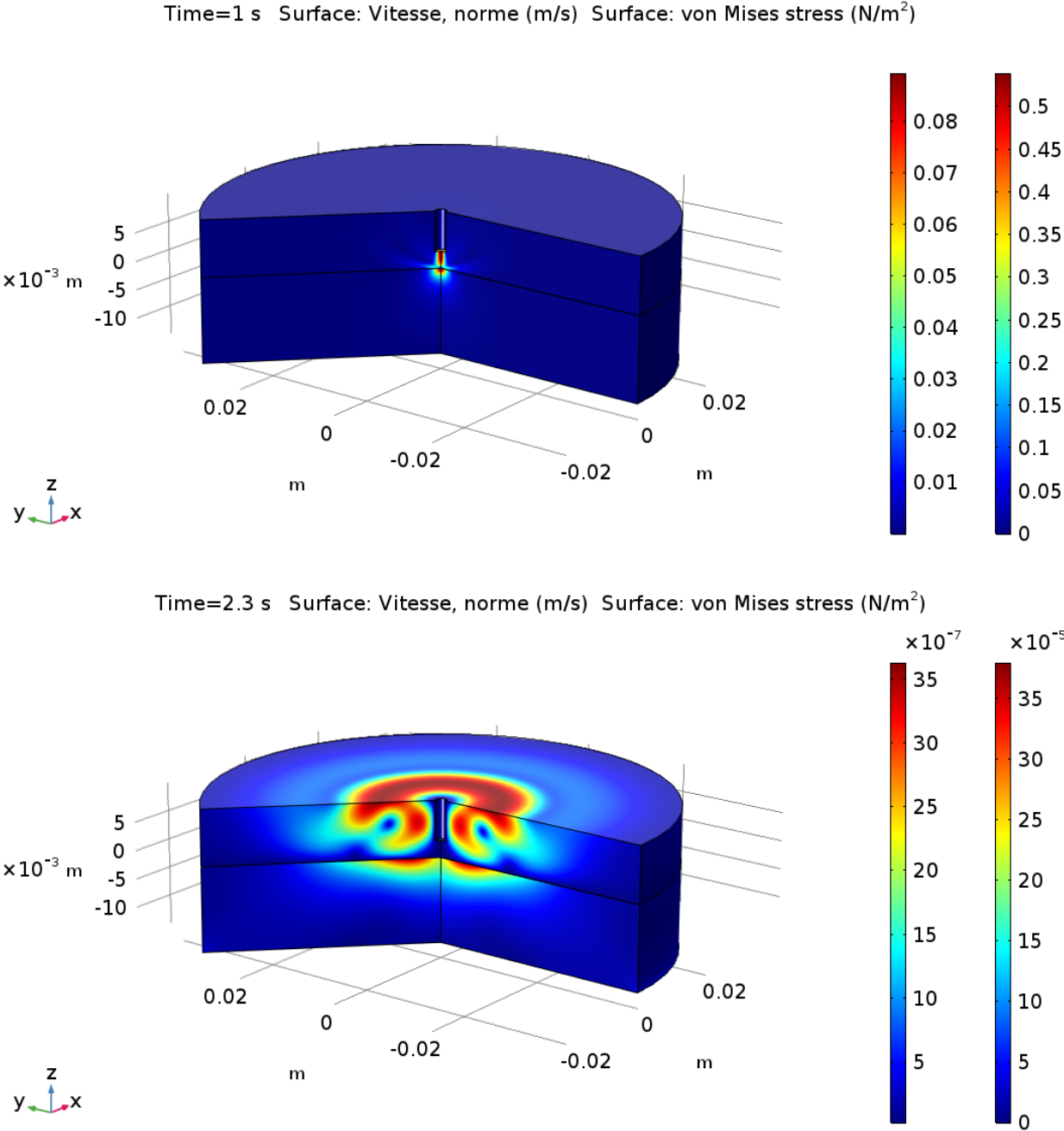


FIGURE 3 – Simulation du dispositif d'indentation sans contact par le jet d'air à deux instants, avant et après arrêt du jet d'air. Norme de la vitesse de l'écoulement dans l'air (partie supérieure de la simulation) et contraintes de Von Mises dans la peau (partie inférieure de la simulation).

Par ailleurs, le dispositif d'indentation sans contact a été simulé avec une interaction fluide structure entre l'air soufflé et la peau - figure 3. Basé sur un système de jet d'air semblable à celui utilisé pour la tension oculaire, ce dispositif permet d'éviter de perturber la mesure avec le retour de l'indentateur. Ces simulations permettent d'une part de suivre le trajet de l'onde générée à la surface de la peau comme cela a été fait expérimentalement, ce qui permet de comparer les deux résultats. Mais en plus la simulation donne accès à la propagation de l'onde en profondeur dans les couches inférieures. Une assimilation des données expérimentales permettra ainsi de caractériser les propriétés *in vivo* des couches inférieures, ce qui n'est bien entendu pas possible expérimentalement [1].

A terme, ces simulations permettront également de calculer de manière précise le chargement équivalent induit par le jet d'air ce qui permettra d'imposer précisément une condition aux limites réaliste à la simulation de la peau, sans forcément simuler le couplage complet avec l'air.

Références

- [1] M. Ayadh, MA Abellan, JM Bergheau, H Zahouani *3D characterization of viscoelastic hydrostatic pressure field in human skin in vivo : numerical contact-free creep tests*. Health Education and Care 3 :1–15, 2018.
- [2] K. Langer, *Zur Anatomie und Physiologie der Haut*, Sitzungsbericht Der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Classe Der Kaiserlichen Academie Der Wissenschaften, 44, 19–48, 1861
- [3] H. Zahouani, G. Boyer, C. Pailler-Mattei, M. Ben Tkaya, and R. Vargiolu. *Effect of human ageing on skin rheology and tribology*. Wear, 271(9-10) :2364–2369, 2011