



**HAL**  
open science

## Contribution à la caractérisation expérimentale et simulation numérique du comportement de la peau humaine *in vivo*: indentation sans contact

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

### ► To cite this version:

Marie-Angèle Abellan, Eric Feulvarch, Hassan Zahouani, Jean-Michel Bergheau. Contribution à la caractérisation expérimentale et simulation numérique du comportement de la peau humaine *in vivo*: indentation sans contact. 11e colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2013, Giens, France. hal-01722114

**HAL Id: hal-01722114**

**<https://hal.science/hal-01722114>**

Submitted on 2 Mar 2018

**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

# Contribution à la caractérisation expérimentale et simulation numérique du comportement de la peau humaine in vivo : indentation sans contact

Marie-Angèle ABELLAN<sup>1\*</sup>, Eric FEULVARCH<sup>1</sup>, Hassan ZAHOUANI<sup>1</sup>,  
Jean-Michel BERGHEAU<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Université de Lyon, ENISE, LTDS UMR 5513 CNRS, marie-angele.abellan@enise.fr

---

**Résumé** — Cette contribution propose un modèle de milieu multi-phasique où la peau humaine intacte in vivo est considérée comme un milieu stratifié présentant trois couches (le stratum corneum, l'épiderme vivant et le derme) pour lequel les constituants présents sont trois solides, un fluide et des ions. Chaque couche est considérée comme un solide non-linéaire isotrope hyper-élastique de Mooney-Rivlin pouvant expérimenter de grands déplacements. Des simulations numériques sont présentées. La discussion permet de souligner l'aide de telles études pour obtenir des informations sur les propriétés mécaniques des différentes couches de la peau humaine in vivo.

**Mots clés** — biomécanique, peau humaine in vivo, indentation, loi hyper-élastique, Mooney-Rivlin

---

## 1. Introduction

La peau est l'enveloppe protectrice du corps humain. Cet organe assure plusieurs fonctions de protection du corps contre les influences extérieures de toutes sortes que sont par exemple l'exposition au soleil ou aux intempéries, les traitements esthétiques ou chirurgicaux basés sur l'application de crèmes ou l'utilisation d'appareils de soin personnels, les détergents, les maladies, le vieillissement, etc. La réponse de la peau à ses agressions chimiques, biologiques, mécaniques, thermiques ... dépend de la personne, de la nature de la peau, de sa position sur le corps humain, de ses propriétés, de son âge, de son état et de la complexité des interactions pouvant exister entre les différentes agressions qu'elle subit [18]. Cette réponse fait l'objet de nombreuses études qui ont montré que la peau est constituée de trois couches superposées qui sont, de la surface vers la profondeur du corps : l'épiderme (comprenant le stratum corneum et l'épiderme vivant), le derme et l'hypoderme [7] [13]. La peau peut ainsi être vue comme un milieu stratifié constitué de matériau non-homogène, anisotrope, non-linéaire, viscoélastique soumis à une précontrainte in vivo [15] [16].

Des outils expérimentaux basés sur des essais de succion, torsion, indentation ou extension sont développés depuis plusieurs années [3] [4] [5] [12] [14] afin de contribuer à l'évaluation des propriétés mécanique de la peau in vivo par l'obtention de mesures quantitatives, objectives et reproductibles. Mais des difficultés persistent lors de la comparaison, de l'interprétation et de la simulation numérique de ces essais expérimentaux du fait de la grande complexité des conditions d'essais à traduire mathématiquement. Un nouveau dispositif d'indentation sans contact a été conçu et réalisé au LTDS. Le principe de ce dispositif innovant est d'appliquer un jet d'air pour indenter la peau et permettre la caractérisation expérimentale du comportement mécanique de la peau in vivo y compris pour des zones complexes du corps humain.

L'élaboration d'outils, couplant développements théoriques et modélisations numériques, dont l'utilisation serait indépendante de l'opérateur paraît être une possibilité afin de contribuer à une meilleure compréhension de la structure et des caractéristiques mécaniques et/ou chimique de la peau humaine in vivo [8] [9] [10] [17]. Les premiers résultats ont montré la capacité de ce dispositif à quantifier les propriétés élastiques de la peau en découplant les réponses de chacune de ses couches à

partir de la modélisation de l'écoulement d'un fluide et le transport d'ions à travers une peau endommagée [1] ou intacte [2] in vivo. La peau était considérée comme un milieu stratifié présentant trois couches (le stratum corneum, l'épiderme vivant et le derme) pour lequel les constituants présents sont trois solides, un fluide et des ions. Chaque couche était considérée comme un solide différent de la phase solide dont la réponse est décrite par son propre modèle de comportement élastique, linéaire, isotrope. Les trois couches sont considérées comme des milieux poreux saturés. Dans cet article, le modèle théorique est étendu au cas de trois solides au comportement isotrope non-linéaire traduit pour chaque solide par sa propre fonction énergie de Mooney-Rivlin. Afin de disposer d'un problème mathématiquement bien posé, une proposition est faite pour traduire les conditions d'essais d'indentation sans contact disponibles au LTDS en des conditions initiales et des conditions aux limites physiquement admissibles.

Tout d'abord les équations d'un milieu multi-phasique sont rappelées dans le cadre tridimensionnel. Elles sont ensuite appliquées au cas de la peau humaine in vivo et les relations constitutives des constituants présents sont données. Puis le principe de l'essai d'indentation sans contact in vivo est présenté. Les conditions initiales, les conditions aux limites et les paramètres caractérisant le comportement des solides nécessaires pour conduire le traitement numérique des équations précédentes sont décrites et les résultats numériques sont donnés. Enfin la discussion permet de souligner l'importance de telles analyses dans l'étude du comportement de la peau humaine.

## 2. Modèle théorique

Les équations du problème aux limites tridimensionnel sont développées dans le cadre d'un modèle généralisé de milieux hétérogènes [10] et appliquées ici au cas de la peau humaine in vivo vue comme un milieu stratifiée tri-phasique présentant trois couches pour lequel les constituants présents sont trois solides dans la phase solide ( $\pi = s_1, s_2, s_3$ ), un fluide ( $\pi = f$ ) et des ions ( $\pi = i$ ). Chaque couche est considérée comme un solide différent dans la phase solide dont la réponse est décrite par son propre modèle de comportement. Les trois couches sont considérées comme des milieux poreux saturés décrits sous les hypothèses suivantes : petits gradients de concentration, pas de réactions chimiques entre les constituants présents, processus isothermes, constituants intrinsèquement incompressibles, pas d'effets électriques. La configuration initiale de la phase solide est prise comme configuration de référence pour l'écriture des équations. Le bilan de masse pour chaque constituant  $\pi$  s'écrit :

$$\frac{\partial}{\partial t} \rho_\pi + \nabla \cdot (\rho_\pi v_\pi) = 0 \quad \text{for } \pi = s_1, s_2, s_3, f, i \quad (1)$$

avec  $\rho_\pi$  masse volumique apparente du constituant  $\pi$ . Dans tout l'article, les indices  $\pi = s_1, s_2, s_3, f, i$  font référence aux trois solides, au fluide et aux ions respectivement,  $v_\pi$  vitesse absolue du constituant  $\pi$ . Si les forces d'inertie sont négligées, le bilan de quantité de mouvement d'un constituant  $\pi$  s'écrit :

$$\nabla \cdot \sigma_\pi + p'_\pi = 0 \quad \text{pour } \pi = s_1, s_2, s_3, f, i \quad (2)$$

avec  $\sigma_\pi$  tenseur des contraintes de Cauchy du constituant  $\pi$ ,  $p'_\pi$  source de quantité de mouvement du constituant  $\pi$  en provenance des autres constituants présents dans le milieu. Elle prend en compte les interactions locales entre les solides, le fluide et les ions et doit satisfaire la condition de production :

$$p'_{s1} + p'_{s2} + p'_{s3} + p'_f + p'_i = 0 \quad (3)$$

Sous l'hypothèse de composants chimiquement inertes, les relations matérielles relatives à la masse prennent en compte les interactions entre les solides, le fluide et les ions et permettent d'écrire le potentiel chimique  $\mu_f$  du fluide sous la forme :

$$\mu_f = p - \Pi + \psi \quad (4)$$

où  $p$  est la pression du fluide,  $\psi = \psi(n_s)$  est le potentiel matriciel,  $\Pi$  est la pression osmotique. Le potentiel matriciel prend en compte les interactions fluide-solide (effets capillaire et adsorption) et la pression osmotique traduit les interactions fluide-ions. Le potentiel chimique des ions s'écrit :

$$\mu_i = \mu_{i0} + \frac{RT}{V_i} \ln(c_i) \quad (5)$$

avec  $\mu_{i0}$  potentiel chimique de référence des ions,  $R$  constante des gaz parfait,  $T$  température absolue,  $c_i$  concentration en ions par unité de volume du fluide,  $\bar{V}_i$  volume molaire partiel des ions. La loi de Darcy généralisée modélise l'écoulement d'un fluide à travers un milieu poreux saturé en présence de composants ioniques en fonction d'un tenseur de perméabilité  $K$  et s'écrit :

$$n_f(v_f - v_s) = -K \cdot \left[ \nabla \mu_f + \frac{n_i}{n_f} \nabla \mu_i \right] \quad (6)$$

où  $n_\pi$  est le quotient volumique du constituant  $\pi$  défini par  $\rho_\pi = n_\pi \rho'$  avec  $\rho'$  masse volumique absolue du constituant  $\pi$ . Les quotients volumiques de tous les constituants satisfont la condition  $n_{s1} + n_{s2} + n_{s3} + n_f + n_i = 1$ . La diffusion des ions dans le fluide est traduite par la loi de Fick :

$$n_i(v_i - v_f) = -D_i \nabla \mu_i \quad (7)$$

où  $D_i$  est le tenseur de diffusion. Classiquement lors de la modélisation de milieu poreux, le tenseur des contraintes de Cauchy du milieu total peut se décomposer en une partie solide et une partie fluide :

$$\sigma = \sigma_{s1} + \sigma_{s2} + \sigma_{s3} - pI \quad (8)$$

avec  $I$  le tenseur identité d'ordre 2. Pour la relation contrainte-déformation, deux scénarios sont considérés. Dans une première analyse (analyse 1), sous l'hypothèse de petits déplacements et de petites déformations, la peau est considérée comme un matériau linéaire élastique isotrope et une loi de Hooke généralisée est prise en compte pour chacune des couches de la peau. Ainsi pour chacun des solides ( $\pi = s_1, s_2, s_3$ ), sa relation contrainte-déformation s'écrit sous la forme :

$$\sigma_\pi = D_\pi^e : \varepsilon_\pi \quad \text{pour } \pi = s_1, s_2, s_3 \quad (9)$$

avec  $D_\pi^e$  tenseur d'élasticité du solide  $\pi$ ,  $\varepsilon_\pi$  tenseur des déformations linéarisé du solide  $\pi$  défini en fonction du gradient du déplacement  $u_\pi$  du solide  $\pi$  par la relation cinématique suivante

$$\varepsilon_\pi = \nabla^s u_\pi \quad (10)$$

où l'exposant  $s$  indique la partie symétrique du gradient. Dans une seconde analyse (analyse 2), l'hypothèse de petits déplacements et de petites déformations est libérée. L'élaboration de la loi constitutive des solides est faite sous l'hypothèse que la peau est considérée comme un matériau non-linéaire isotrope hyper-élastique pouvant expérimenter de grands déplacements. Une loi de comportement de Mooney-Rivlin est prise en compte pour chacune des couches de la peau. Ainsi pour chacun des solides ( $\pi = s_1, s_2, s_3$ ), sa relation contrainte-déformation s'écrit sous la forme :

$$\sigma_\pi = \alpha_1 B + \alpha_2 B^{-1} - p_1 I \quad (11)$$

avec  $\alpha_1$  et  $\alpha_2$  fonctions scalaires,  $p_1$  pression hydrostatique,  $B$  tenseur de déformation de gauche de Cauchy-Green du solide  $\pi$  défini en fonction du gradient de la transformation  $F$ . Pour les matériaux incompressibles, élastiques et isotropes, les contraintes dérivent d'une énergie de déformation  $W$  fonction des invariants principaux du tenseur de déformation de droite de Cauchy-Green  $C$  du solide  $\pi$

$$W = W_\pi(I_1, I_2, I_3) \quad \text{et} \quad \begin{cases} I_1 = \text{tr}(C) \\ I_2 = \frac{1}{2}[(\text{tr}(C))^2] - \text{tr}(C^2) \\ I_3 = \det(C) \end{cases} \quad \text{et} \quad C = F^T F \quad (12)$$

avec  $I_i$  invariants principaux du tenseur  $C$  du solide  $\pi$ . Ces invariants sont définis ici comme des scalaires puisque l'élaboration de la loi constitutive du solide  $\pi$  se fait sous l'hypothèse de comportement isotrope. Le second tenseur des contraintes de Piola-Kirchhoff  $K$  du solide  $\pi$  s'obtient alors en dérivant l'énergie de déformation  $W$  du solide  $\pi$  par rapport au tenseur  $C$  du solide  $\pi$  :

$$K = 2 \frac{\partial W}{\partial C} = 2 \frac{\partial W}{\partial I_1} I + 2 \frac{\partial W}{\partial I_2} (I_1 I - C) + 2 \frac{\partial W}{\partial I_3} I_3 C^{-1} \quad (13)$$

Le tenseur des contraintes de Cauchy  $\sigma_\pi$  du solide  $\pi$  s'exprime en inversant l'expression (13) précédente et en tenant compte de l'égalité de Cayley-Hamilton :

$$\sigma_\pi = \frac{2}{J} \left( \frac{\partial W}{\partial I_1} B - \frac{\partial W}{\partial I_2} (I_3 B^{-1} - I_2 I) + \frac{\partial W}{\partial I_3} I_3 I \right) \quad (14)$$

L'expression de la densité d'énergie de déformation  $W$  de Mooney-Rivlin du solide  $\pi$  est :

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + \dots + p_h(I_3 - 1) \quad (15)$$

où  $C_i$ , ... sont les caractéristiques matérielles de Mooney-Rivlin du solide  $\pi$  qui doivent être déterminées expérimentalement et  $p_h$  est la pression hydrostatique du solide  $\pi$  permettant la prise en compte de l'hypothèse d'incompressibilité des squelettes solides. Ainsi le dernier terme de cette fonction  $W$  du solide  $\pi$  est nul dans le cas de matériaux incompressibles, ce qui est le cas dans notre modèle. Cette relation simplifiée a déjà été utilisée dans les travaux de [8] qui proposent de ne considérer que les deux constantes  $C_{10}$  et  $C_{11}$  afin de modéliser le comportement hyper-élastique de chaque solide  $\pi$ . Ainsi la fonction densité d'énergie de déformation  $W$  du solide  $\pi$  se simplifie en

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) \quad (16)$$

En remplaçant dans l'expression (14) et en tenant compte que pour les matériaux hyper-élastiques incompressibles  $I_3 = 1$  et  $j = 1$ , il vient l'expression suivante pour le tenseur  $\sigma_\pi$  du solide  $\pi$  :

$$\sigma_\pi = 2(C_{10} + C_{11}I_2 - 3C_{11})B - 2C_{11}(I_1 - 3)B^{-1} + 2I_2I \quad (17)$$

La forme de relation (17) obtenue ci-dessus pour le tenseur des contraintes de Cauchy  $\sigma_\pi$  du solide  $\pi$  le définit à un tenseur sphérique près [6] et permet de l'écrire plus simplement

$$\sigma_\pi = 2(C_{10} + C_{11}I_2 - 3C_{11})B - 2C_{11}(I_1 - 3)B^{-1} - p_2I \quad (18)$$

où  $p_2$  est une pression arbitraire, multiplicateur de Lagrange de la condition d'incompressibilité. Le tenseur  $\sigma_\pi$  du solide  $\pi$  peut-être décomposé en une partie sphérique et une partie déviatorique :

$$\sigma_\pi = -p_2I + S_\pi \quad (19)$$

avec  $S_\pi$  partie déviatorique du tenseur des contraintes de Cauchy du solide  $\pi$  défini par

$$S_\pi = \alpha_1 B + \alpha_2 B^{-1} - \frac{1}{3} [\alpha_1 \text{tr}(B) + \alpha_2 \text{tr}(B^{-1})] I \quad (20)$$

et  $p_3$  pression hydrostatique associée au tenseur des contraintes de Cauchy du solide  $\pi$  définie par

$$p_3 = p_1 - \frac{1}{3}\alpha_1 \text{tr}(B) - \frac{1}{3}\alpha_2 \text{tr}(B^{-1}) \quad (21)$$

L'objectif de cette contribution est d'étudier le comportement du stratum corneum, de l'épiderme vivant et du derme séparément. Le modèle est utilisé ici pour simuler de petits déplacements dus à l'application de pressions qui restent inférieures à 10% des pressions appliquées lors des essais expérimentaux d'indentation sans contact. Dans le cas de petits déplacements, la contribution du second terme de l'énergie de déformation  $W$  du solide  $\pi$  est négligée et la fonction énergie de déformation  $W$  du solide  $\pi$  prend la forme simple suivante

$$W = C_{10}(I_1 - 3) \quad (22)$$

En remplaçant dans l'expression (14) et en tenant compte que  $j = 1$ , il vient :

$$\sigma_\pi = 2C_{10}B \quad (23)$$

Dans ce cas, seulement trois paramètres matériels doivent être identifiés :  $C_{10s1}$  pour le stratum corneum,  $C_{10s2}$  pour l'épiderme vivant et  $C_{10s3}$  pour le derme.

En résumé, le modèle mécanique comprend : les bilans de quantité de mouvement (2) pour les solides ( $\pi = s_1, s_2, s_3$ ), les bilans de masse (1) pour le fluide ( $\pi = f$ ) et pour les ions ( $\pi = i$ ), les relations constitutives pour les solides (9) ou (23), le fluide (4) et (6) et les ions (5) et (7). De plus, afin de disposer d'un problème mathématiquement bien posé, ce modèle mécanique est complété par des conditions initiales et des conditions aux limites physiquement admissibles et imposées sur des parties complémentaires de la frontière du milieu dans sa configuration de référence.

## 4. Dispositif expérimental d'indentation sans contact

Basé sur le principe de mesures de la pression intraoculaire par tonomètre, l'équipe du Prof. Hassan Zahouani (LTDS) a conçu et réalisé un dispositif innovant de caractérisation mécanique de la peau humaine in vivo : un indenteur par jet d'air. L'évaluation de la réponse de la peau humaine in vivo est ainsi déterminée en observant la déformation de la surface de la peau suite à la projection d'un flux d'air. L'intérêt de ce dispositif est de solliciter la peau sans contact, offrant ainsi la possibilité d'étudier des zones complexes du corps humain. Le système développé permet d'effectuer soit des essais à force imposée soit des essais à flèche imposée. L'essai à force imposée consiste à générer une tension de même forme que la force souhaitée qui sera convertie par le régulateur en un débit. On peut ainsi obtenir toute forme de sollicitation (rampe, plateau, ...). La mesure de la flèche est effectuée par un dispositif laser. L'essai à flèche imposée nécessite un asservissement du régulateur de débit vis-à-vis de la mesure de la flèche. Cet asservissement est réalisé par un correcteur proportionnel intégral dérivé (PID) intégré au logiciel de commande développé. Le réglage des paramètres du correcteur est assez délicat à effectuer car le système d'air comprimé possède une constante de temps importante qui peut entraîner des instabilités. Un jeu de paramètres satisfaisant et permettant au système de se stabiliser lors de faibles mouvements du sujet a été déterminé.

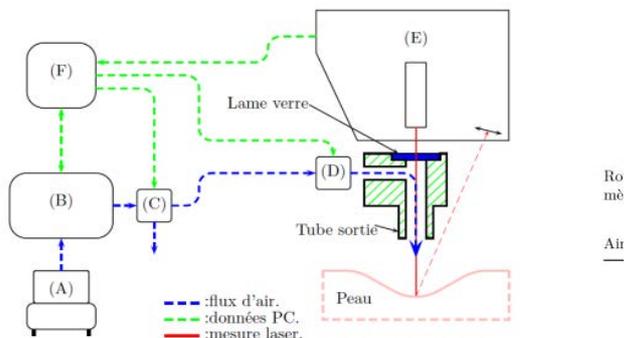


Fig. 1. (gauche) Principe et (droite) montage du dispositif expérimental d'indentation sans contact par jet d'air

Un essai d'indentation sans contact par jet d'air à force imposée a été réalisé sur l'avant-bras d'un humain adulte volontaire in vivo. Le principe de cet essai est décrit sur la Fig. 1 à gauche. Pour cet essai, l'indenteur sans contact utilise un jet d'air (diamètre du tube de 2 mm, distance tube-peau 10 mm) régulé par un rotamètre manuel combiné à une électrovanne commandée manuellement. La mesure de la déformation engendrée est faite sur le côté avec une caméra rapide pour l'observation du temps de retour ou un dispositif de projection de franges pour la mesure de la topographie (Fig. 1 à droite). La Fig. 2 présente un exemple des enregistrements obtenus sous forme d'une courbe d'indentation sans contact pour cet essai à force imposée sur l'avant-bras in vivo.

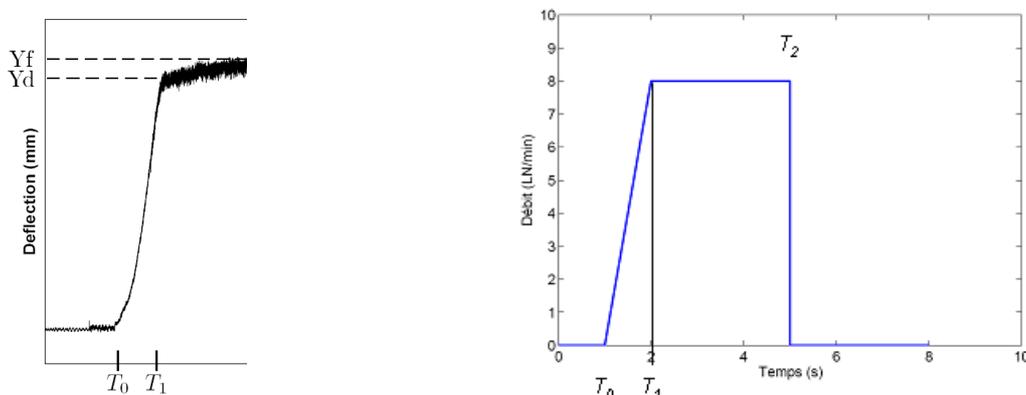


Fig. 2. Courbe d'indentation sans contact pour un essai à force imposée sur l'avant bras in vivo

## 4. Simulations numériques

Le système d'équations obtenu au paragraphe 2 est linéaire (analyse 1) ou non-linéaire (analyse 2). Son traitement numérique est réalisé par la méthode des différences finies. Les dérivées partielles par rapport à l'espace qui apparaissent dans ce système sont approximées par un schéma aux différences finies d'ordre 2, tandis que les dérivées partielles par rapport au temps sont approximées par un schéma aux différences finies avant explicite. Les inconnues principales sont les vitesses des solides, du fluide et des ions. Les déplacements des différents constituants sont obtenus par intégration lorsque cela est nécessaire. Tous les calculs sont conduits sur le même maillage 1-dim d'un spécimen de peau humaine intacte in vivo d'épaisseur 0,156 mm présentant trois couches superposées (stratum corneum, épiderme vivant, derme) à une température ambiante de 21°C. L'épaisseur du spécimen de peau est une valeur moyenne déduite des données expérimentales disponibles dans la littérature. Le pas d'espace est supposé uniforme dans chaque couche. Le maillage est composé de 40 éléments. Les paramètres matériels définissant les propriétés physiques, chimiques et mécaniques des différentes couches de la peau sont choisis comme des valeurs moyennes déduites des données expérimentales disponibles dans la littérature à l'exception des modules d'Young des solides pour l'analyse 1 :  $E_{s1} = 2,0E7$  Pa,  $E_{s2} = 3,0E2$  Pa,  $E_{s3} = 2,0E3$  Pa et des caractéristiques des solides pour l'analyse 2 :  $C_{10s1} = 9,4E6$  Pa,  $C_{10s2} = 4,4E3$  Pa et  $C_{10s3} = 9,4E3$  Pa. Leurs valeurs sont estimées à partir d'une première étude paramétrique conduite sur des essais d'indentation avec contact disponible au LTDS. Une masse volumique absolue de  $\rho'_\pi = 1330$  kg/m<sup>3</sup> est prise pour chacun des solides. La masse volumique absolue du fluide est de  $\rho'_f = 1000$  kg/m<sup>3</sup> et la masse volumique absolue des ions est de  $\rho'_i = 7,5E-4$  kg/m<sup>3</sup>. La perméabilité  $K = 1,98E-21$  m<sup>3</sup>/Ns et le coefficient de diffusion  $D_i = 3,3E-11$  m<sup>2</sup>/s. Les conditions aux limites sont : déplacement de -3E-6 m à la surface supérieure, déplacement nul à la surface inférieure, surface supérieure en contact avec une solution saline à 0,15 [M] NaCl. Le déplacement externe compressif simule l'application du jet d'air représentant le chargement mécanique extérieur lors de l'essai d'indentation sans contact. Cette pression d'air est traduite à l'aide de la mesure de la topographie en un déplacement de la surface externe de la peau. A l'instant initial, le quotient volumique des ions  $n_i$  est égal à zéro pour les trois couches.

## 5. Résultats et discussion

Les simulations numériques permettent d'obtenir les valeurs de l'ensemble des variables définissant l'évolution des différents constituants présents dans la modélisation de la peau intacte in vivo à tout instant. Les résultats sont donnés sous forme de profils le long du spécimen de peau pour trois pas de temps de calculs  $t = 20$ s, 40s et 60 s pour l'analyse 1 (Hooke) et l'analyse 2 (Mooney-Rivlin). La Fig. 3 (gauche) présente les profils du quotient volumique des ions. La pénétration des ions, de la surface vers l'intérieur, suit les variations des potentiels chimiques du fluide et des ions et les variations des déplacements des couches supérieures dues à l'application des chargements mécanique et chimique à la surface externe de la peau. Les profils du quotient volumique du fluide sont donnés à la Fig. 3 (droite). Les quotients volumiques du fluide du stratum corneum et de l'épiderme vivant varient très rapidement suite à une variation du potentiel chimique du fluide et des ions. Le quotient volumique du derme varie plus lentement. Les profils des déplacements pour les différents solides sont donnés à la Fig. 4. Les déplacements négatifs font suite aux chargements extérieurs appliqués et aux mouvements du fluide et des ions qui se fait globalement de la surface vers les couches plus profondes.

Pour les paramètres matériels présentés au paragraphe 4, les résultats numériques des deux analyses donnent des évolutions qualitativement équivalentes. La définition du tenseur des contraintes de Cauchy total, l'écriture d'une fonction potentiel de Mooney-Rivlin pour chaque solide et le traitement numérique simultané du système d'équations permet de disposer d'un modèle mécanique de comportement non-linéaire isotrope hyper-élastique couplé aux évolutions du fluide et des ions et d'informations sur les contributions propres de chacun des solides. L'ordre de grandeur estimé des caractéristiques  $C_{10s1} = 9,4E6$  Pa du stratum corneum et  $C_{10s3} = 9,4E3$  Pa du derme est cohérent avec les ordres de grandeurs proposés par [8].

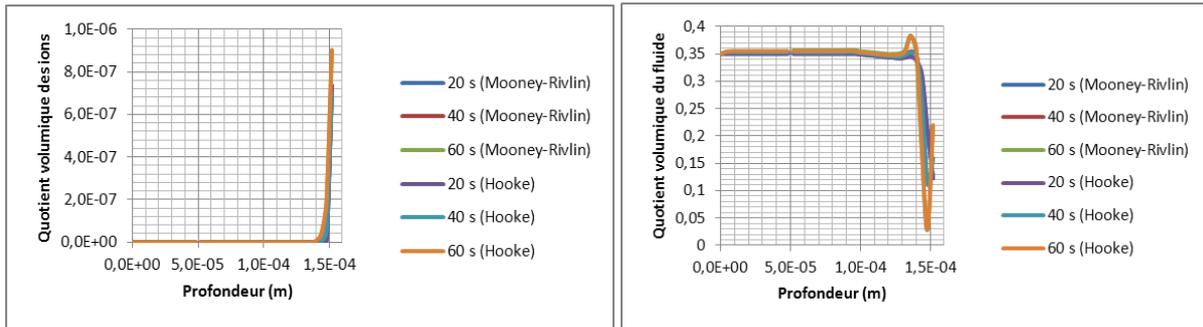


Fig. 3. Profils des quotients volumiques des ions (gauche) et du fluide (droite) : analyse 1 (Hooke) et analyse 2 (Mooney-Rivlin)

Pour l'épiderme vivant, nous ne disposons pas d'ordre de grandeur pour procéder à une comparaison. Généralement, dans les modèles numériques, la contribution de l'épiderme vivant dans la réponse globale de la peau aux sollicitations mécaniques extérieures est souvent négligée devant la contribution du derme du fait de sa faible épaisseur relative. Le stratum corneum présente une forte résistance due au dense tapis de cellules mortes à la surface riche en kératine insoluble. L'épiderme vivant est composé de cellules vivantes plus souples. Le derme est un réseau de fibres de collagène très résistantes et de fibres d'élastine dans une matrice de cellules de base. Les résultats numériques obtenus ici sont en accord avec ces observations expérimentales [9][11]. Le stratum corneum du fait de sa grande résistance, transmet pratiquement tout le chargement extérieur aux couches de dessous. L'épiderme vivant répond en se tassant reprenant ainsi une grande partie de ce chargement extérieur. Dans le derme saturé, la matrice solide et les fluides physiologiques ont un comportement couplé qui entraîne de plus faibles tassements des cellules vivantes protégées par le fluide qui jusqu'à un certain niveau de sollicitations reprend une grande partie des efforts transmis. Ainsi il est raisonnable de considérer que l'ordre de grandeur estimé pour la caractéristique  $C_{10s2} = 4,4E3$  Pa de l'épiderme vivant est physiquement admissible pour les niveaux de sollicitations étudiées.

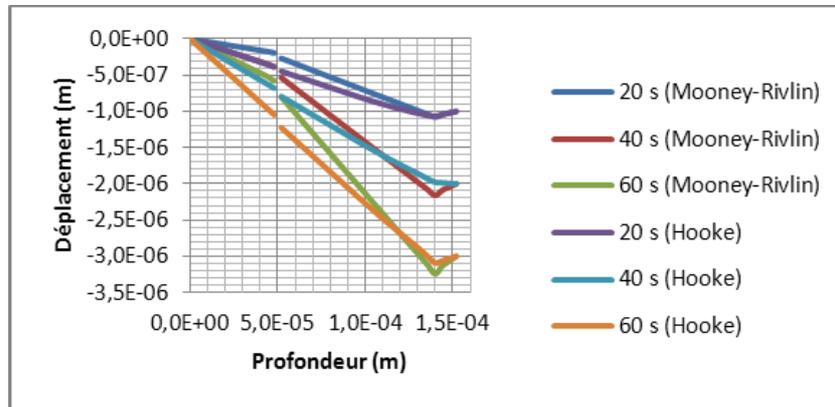


Fig. 4. Profils des déplacements : analyse 1 (Hooke) et analyse 2 (Mooney-Rivlin)

## 5. Conclusion

Un modèle de peau intacte in vivo composée de trois solides, un fluide et des ions a été présenté. Sous les hypothèses de travail choisies, les solides présentent un comportement non-linéaire isotrope hyper-élastique de Mooney-Rivlin et la simulation numérique permet de suivre l'évolution du transport des ions, liés aux flux de fluide en interaction avec les déformations des solides sous l'impact des chargements mécaniques et des variations de concentrations en ions imposés à la surface de la peau. Les résultats obtenus donnent des informations sur les caractéristiques mécaniques des différentes couches de la peau humaine in vivo pour chaque couche prise séparément.

## Références

- [1] M-A. Abellan, H. Zahouani, E. Feulvarch, J-M. Bergheau. Modelling water and ion transport through damaged skin, 2<sup>nd</sup> Euro-Mediterranean Conference on Bioengineering and Biomaterials (EMCBB), July 4-6, Fez, Morocco, 2012.
- [2] M-A. Abellan, E. Feulvarch, H. Zahouani, J-M. Bergheau. Coupled fluid flow and ion transport through intact skin, 38<sup>e</sup> Congrès de la Société de Biomécanique (SB 2013), 4-6 septembre, Marseille-Luminy, 2013.
- [3] P. Agache, C. Monneu, J. Lévêque, J. De Rigal. Mechanical properties and young's modulus of human skin in vivo. Archives of Dermatological Research, 269, 221-232, 1980.
- [4] C. Daly, Biomechanical properties of dermis, The Journal of Investigative Dermatology, 79, 17-20, 1982.
- [5] C. Escoffier, J. de Rigal, A. Rochefort, R. Vasselet, J. Lévêque, P. Agache, Age-related mechanical properties of human skin : An in vivo study, The Journal of Investigative Dermatology, 93, 353-357, 1989.
- [6] P. Germain, Cours de mécanique des milieux continus. Théorie Générale. Tome 1, Masson et Cie Editeurs, 1973.
- [7] J. Ginefri, I. Darasse, P. Crozat. High-temperature superconducting surface coil for in vivo microimaging of the human skin, Magnetic Resonance in Medicine, 45, 376-382, 2001.
- [8] F.M. Hendriks. Mechanical behaviour of human epidermal and dermal layers in vivo, Dissertation, Eindhoven University of Technology, 2005.
- [9] A. Hung, K. Mithraratne, M. Sagar, P. Hunter. Multilayer soft tissue continuum model: towards realistic simulation of facial expressions, World Academy of Science, Engineering and Technology, 54, 134-138, 2009.
- [10] P. Jouanna, M-A. Abellan. A generalized approach to heterogeneous media, Transport in Porous Media, 25, 351-374, 1996.
- [11] J.L. Leveque, J. de Rigal, P.G. Agache, C. Monneur, Influence of ageing on the in vivo extensibility of human skin at a low stress, Archives of Dermatological Research, 269 (2), 127-135, 1980.
- [12] J. Manschot, A. Brakkee, The measurement and modelling of the mechanical properties of human skin in vivo – i. the measurement, Journal of Biomechanics, 19 (7), 511-515, 1986.
- [13] G. Odland, Structure of the skin, Physiology, biochemistry and molecular biology of the skin, L.A. Goldsmith (ed.), Oxford University Press, Oxford, 1991.
- [14] C. Pailler-Mattei, C. Bec, H. Zahouani. In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests, Medical Engineering and Physics, 30, 599-606, 2008.
- [15] J D. Rigal, J. Lévêque, In vivo measurement of the stratum corneum elasticity, Bioengineering and the Skin, 1, 13-23, 1985.
- [16] A. Rochefort, Propriétés biomécaniques du stratum corneum : - Modélisation rhéologique – Application à la cosmetology, Thèse de Doctorat, Université de Franche-Comté – Besançon, 1986.
- [17] P.M. Van Kemenade. Water and ion transport through intact and damaged skin, Dissertation, Eindhoven University of Technology, 1998.
- [18] G. Wilkes, I. Brown, R. Wildnauer. The biomechanical properties of skin, Critical Reviews in Bioengineering, 453-495, 1973.