



HAL
open science

Un modèle hyperélastique à réorientation de fibres pour l'analyse des caractéristiques mécaniques de la peau

Alexandre Delalleau, Gwendal Josse, Jean-Michel Lagarde

► To cite this version:

Alexandre Delalleau, Gwendal Josse, Jean-Michel Lagarde. Un modèle hyperélastique à réorientation de fibres pour l'analyse des caractéristiques mécaniques de la peau. 9e Colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2009, Giens, France. hal-01413193

HAL Id: hal-01413193

<https://hal.science/hal-01413193>

Submitted on 9 Dec 2016

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License

Un modèle hyperélastique à réorientation de fibres pour l'analyse des caractéristiques mécaniques de la peau

A. Delalleau¹, G. Josse¹, JM. Lagarde¹

¹ Pierre Fabre Dermo-Cosmétiques
Centre de Recherche sur la Peau
2 rue Viguerie, BP 3071
31025 Toulouse Cedex 3

{alexandre.delalleau, gwendal.josse, jean.michel.lagarde}@pierre-fabre.com

Résumé – L'aspect fibrillaire du derme apparaît comme une clef de la compréhension du comportement mécanique de la peau dont l'analyse est un enjeu majeur pour différents domaines médicaux. Ce travail consiste en la définition d'un modèle numérique à réorientation de fibres dont les équations constitutives et principes d'implémentation sont présentés dans un premier temps. Suite aux différents tests réalisés une analyse pour un cadre expérimental réel est proposée avant de pouvoir conclure sur les futures orientations de ces travaux.

Mots clés – Peau, hyperélasticité, fibres, orientation.

1 Synopsis

La définition d'un modèle numérique pragmatique pour l'étude des propriétés mécaniques de la peau est un sujet récurrent de la littérature. Face à la complexité de ce tissu tant au niveau structurel [1] que comportemental [6], les approches proposées visent généralement à simplifier ces deux aspects [6][9][14]. Cependant, la pleine compréhension de la mécanique de la peau reste un enjeu majeur pour différents domaines tels la chirurgie, la dermatologie et la cosmétologie. Au delà des analyses structurelles, qui constituent un point clef d'étude de la peau vis-à-vis de sa mobilité par exemple, la définition d'un modèle numérique reposant sur des considérations physiologiques représente une perspective essentielle [9].

L'analyse cutanée peut être réalisée à différentes échelles. D'un point de vue macroscopique, la peau apparaît comme une enveloppe fine assimilable à une membrane. En se focalisant sur l'aspect mésoscopique, sa structure stratifiée (épiderme, derme, hypoderme) et hétérogène (vaisseaux, follicules pileux) apparaît. Finalement, à l'échelle microscopique l'ultra-structure se dessine. Selon toute vraisemblance, le derme reste le principal acteur du comportement mécanique cutané [1][12][29][11]. Des fibres de collagène et d'élastine le constituant, à la matrice extra cellulaire, chaque élément participe au comportement macroscopique viscoélastique non linéaire anisotrope quasi incompressible de la peau [1][6][13][28].

L'objectif de ce travail est la définition d'un modèle mécanique à réorientation de fibres, phénomène singulier notamment mis en valeur par Wilkes *et al.* [34], Daly *et al.* [5]. En effet, lors d'une sollicitation mécanique, les fibres de collagène s'orientent dans la direction de sollicitation conférant à la peau un comportement macroscopiquement non linéaire (voir *Figure 1*). Ces réorientations, similaires à celles apparaissant pour des matériaux composites ou des structures polymères, représentent par ailleurs une clef de la compréhension de la corrélation entre anisotropie et pré-tension cutanées.

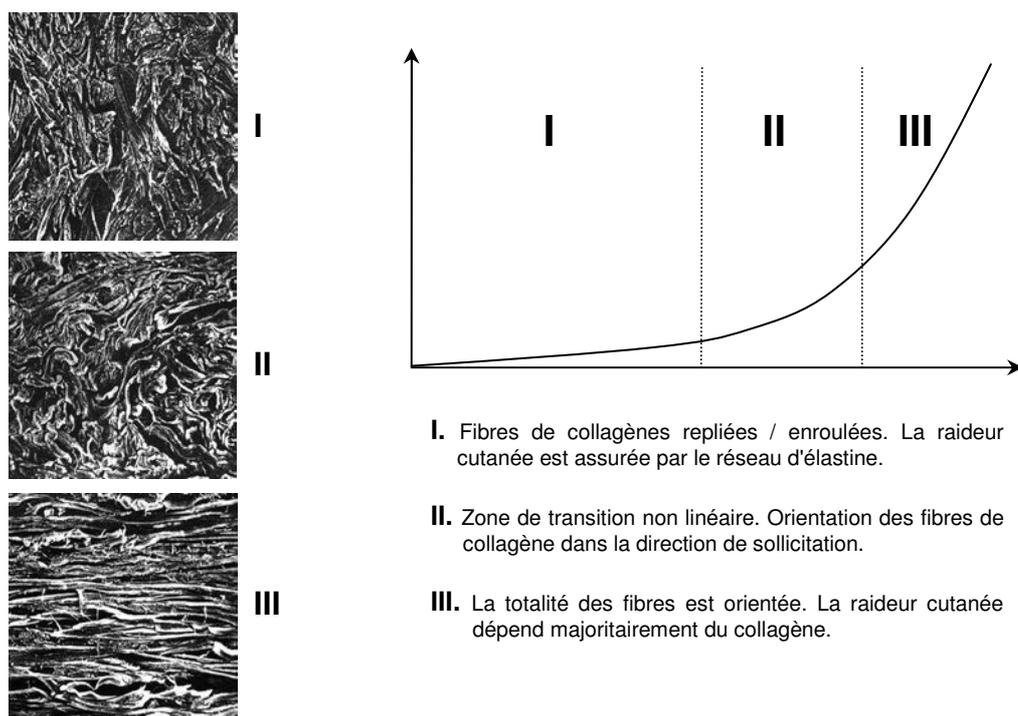


Figure 1 - Mécanismes d'orientation des fibres de collagène du derme. Photographies correspondant à une traction uniaxiale du tissu issues de [34].

Le modèle numérique adopté est inspiré de celui proposé par Holzapfel, Hariton *et al.* [15][16][17][18] pour l'étude des artères. Ce dernier, dont les équations constitutives sont présentées dans un premier temps, consiste à différencier l'apport des fibres d'élastine (mécaniquement isotrope) de celui des fibres de collagène. Un tel modèle, s'il permet de définir des directions privilégiées de la matière, ne permet, en revanche, pas de modification du comportement en fonction de la sollicitation. En somme, le réseau fibrillaire reste fixe ce qui, phénoménologiquement, ne correspond pas aux mécanismes cutanés tels qu'ils sont identifiés [5][34] (voir *Figure 1*). Afin de pouvoir introduire une notion de réorientation des fibres, leur direction est modifiée à l'instant t . De plus, le tissu cutané présente généralement deux directions principales d'orientation [19] qui diffèrent notamment par leurs taux de densité en collagène. Une pondération des termes relatifs à chacune de ces directions est adoptée pour rendre artificiellement compte de cette distribution.

Après un bref descriptif des équations constitutives du modèle ainsi que de son implémentation au sein du code de calcul Aster, une méthode de validation s'appuyant sur des exemples classiques (glissement simple, traction) est proposée. Une modélisation de la peau soumise à un test mécanique *in vivo* de type succion [6] est ensuite présentée. Afin de mettre en exergue l'apport de la loi de comportement développée, les résultats obtenus sont comparés à ceux issus de l'utilisation de la loi hyperélastique de néo-Hooke [32] et d'un modèle anisotrope (*e.g.* orientation initiale seule).

Finalement, afin de souligner l'intérêt du développement d'un comportement pour l'analyse de l'anisotropie cutanée, une modélisation relative à une cuve de succion oblongue est proposée.

2 Méthodes

2.1 Généralités numériques

Compte tenu du comportement complexe des tissus vivants [13], les analyses

biomécaniques doivent nécessairement être menées dans le cadre des grandes perturbations (*i.e.* grandes déformations, grandes rotations, grands déplacements de la matière). Le cas particulier du tissu cutané, étudié pour de faibles déformations, permettrait, par exemple, uniquement l'analyse de la contribution du réseau d'élastine alors que les fibres de collagène jouent un rôle clef vis-à-vis de son comportement global [1][6][13]. Si une généralisation de la loi de Hooke à de grandes perturbations est parfois proposée via l'utilisation d'une formulation lagrangienne réactualisée (loi hypoélastique [6]), l'utilisation de potentiels hyperélastiques spécifiquement développés pour ces analyses constitue indubitablement la majorité des applications [13].

La formulation de telles lois est généralement définie par l'expression d'un potentiel dépendant des invariants I_1, I_2 et I_3 du tenseur des dilatations de Cauchy-Green droit \mathbf{C} . De telles descriptions sont, en revanche, restrictives au cadre d'études incompressibles dont le traitement doit s'appuyer sur des formulations spécifiques (pénalisation notamment) et sur des éléments pour lesquels une sous-intégration peut être employée [6]. Le développement de ces modèles dans le cadre d'une utilisation pour des milieux compressibles comme incompressibles est permis par l'utilisation d'invariants réduits J_i du tenseur des dilatations de Cauchy-Green droit modifié \mathbf{C}^* , défini tel que $\mathbf{C}^* = I_3^{-1/3} \mathbf{C}$ [31], qui permettent de surcroît une scission des parties sphérique et déviatorique du potentiel.

2.2 Description du modèle

La description du modèle adopté pour ce travail est notamment issue des travaux menés par Holzapfel, Hariton *et al.* [15][16][17][18], initialement développés pour l'étude du comportement des artères et la modélisation des champs de contraintes apparaissant au niveau de leurs ramifications.

2.2.1 Configuration standard

La configuration standard consiste tout d'abord à décomposer le potentiel Ψ en une partie volumique $U(J, \kappa) = \kappa(J-1)^2/2$, dépendant du jacobien de la transformation J et de la compressibilité κ , et une partie déviatorique $\bar{\Psi}(\mathbf{C}^*, {}_u\mathbf{A}_0)$ pour laquelle ${}_u\mathbf{A}_0$ est le tenseur d'orientation du matériau défini de telle sorte que :

$${}_u\mathbf{A}_0 = {}_u\mathbf{a}_0 \otimes {}_u\mathbf{a}_0 \quad (1)$$

avec, ${}_u\mathbf{a}_0$ le vecteur définissant l'orientation des fibres de type u du milieu.

La partie déviatorique du potentiel peut elle-même être décomposée en aspects isotope $\bar{\Psi}_{iso}$ et anisotrope $\bar{\Psi}_{aniso}$ rendant respectivement compte des comportements de la matrice d'élastine [12][15][18] et des fibres de collagène. Suivant la complexité du modèle, l'expression de $\bar{\Psi}_{iso}$ est décrite par un potentiel de Ogden [33] ou de néo-Hooke [15][18] comme nous l'adoptons dans ce travail :

$$\bar{\Psi}_{iso} = X_1 (J_1 - 3) \quad (2)$$

avec X_1 le module d'élasticité de la partie isotrope du comportement.

Cette loi de comportement intégrant une notion d'anisotropie par le biais de ${}_u\mathbf{A}_0$, ne peut être décrite de manière standard à partir des invariants de \mathbf{C}^* seuls [30]. Deux pseudo-invariants principaux ${}_uP$ et ${}_uQ$ par type de fibre doivent par conséquent être calculés :

$${}_uP = {}_u\mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{C}^* {}_u\mathbf{a}_0 \quad (3)$$

$${}_uQ = {}_u\mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{C}^{*2} {}_u\mathbf{a}_0 \quad (4)$$

De même, il est nécessaire de définir des pseudo-invariants secondaires relatifs au couplage des différentes directions d'orientation des fibres [30]. De manière générale, suivant les considérations de Holzapfel *et al.* [18], afin de simplifier le paramétrage d'une telle loi, les formulations de la partie anisotrope du modèle peuvent être réduites à l'emploi de ${}_u P$. La description adoptée dans le cadre de ce travail est une loi exponentielle introduite par Fung [13] pour laquelle l'expression de $\bar{\Psi}_{aniso}$ est définie par :

$$\bar{\Psi}_{aniso} = \frac{X_2}{2X_3} \left(\sum_u \left(\exp(X_3 ({}_u P - 1)^2) - 1 \right) \right) \quad (5)$$

avec X_2 le module d'élasticité de la partie anisotrope et X_3 un facteur sans dimension permettant de modifier la non linéarité du système.

Notons que ce type de formulation propose un comportement de la matière identique en traction ou compression des fibres. Afin de rendre compte des mécanismes réels liés à ces structures particulières, présentant une rigidité en traction seule, la partie anisotrope du modèle correspondant à la fibre u est uniquement considérée si ${}_u P \geq 1$ [18].

Une telle loi, si elle permet de définir des directions privilégiées de la matière, n'autorise pas, en revanche, de modification du comportement en fonction de la sollicitation. En somme, les directions d'anisotropie restent fixes ce qui, phénoménologiquement, ne correspond pas aux mécanismes cutanés tels qu'ils sont identifiés [5][34] (voir *Figure 1*).

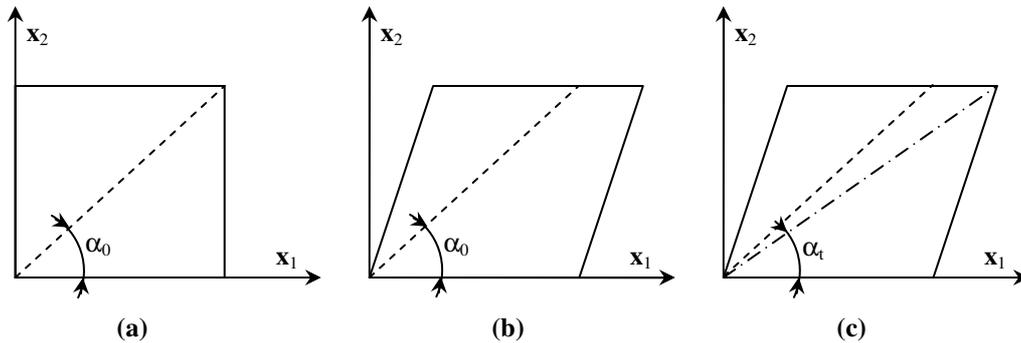


Figure 2 – Description de l'orientation des fibres lors d'un glissement simple. (a) configuration de référence. (b) configuration déformée standard. (c) orientation de la fibre.

2.2.2 Réorientation

Le processus de réorientation (voir *Figure 2*) consiste à définir la direction de la fibre ${}_u \mathbf{a}_t$ à l'instant t en fonction du gradient de transformation \mathbf{F}^t et de sa configuration initiale ${}_u \mathbf{a}_0$ (conception inhérente à l'utilisation d'une formulation lagrangienne totale). Sachant que ${}_u \mathbf{a}_t$ est normé, son expression est définie par :

$${}_u \mathbf{a}_t = \mathbf{F}^t {}_u \mathbf{a}_0 / \|\mathbf{F}^t {}_u \mathbf{a}_0\| \quad (6)$$

La résolution quasi-statique effectuée dans le cadre de ce travail permet de résoudre l'équilibre mécanique en prenant en compte le phénomène de réorientation des fibres pour chaque itération de l'algorithme de Newton-Raphson utilisé. Notons cependant qu'en raison de ce changement de configuration, le schéma de convergence est altéré vis-à-vis d'une

configuration standard.

2.2.3 Densité de collagène

L'anisotropie de la peau [23], clairement mise en valeur par l'orientation de son microrelief [35], est majoritairement induite par une orientation des faisceaux de collagène du derme en relation intime avec les directions principales de contrainte du tissu [27]. Ces derniers, principalement distribués dans des plans parallèles à la surface cutanée, présentent une densité en rapport avec leur concentration plus ou moins prononcée en microfibrilles élémentaires. Selon l'âge de l'individu, la peau présente alors un comportement mécanique allant de l'isotropie (sujet jeune) à l'orthotropie transverses jusqu'à une direction d'orientation unique (sujet âgé) [2][22][35].

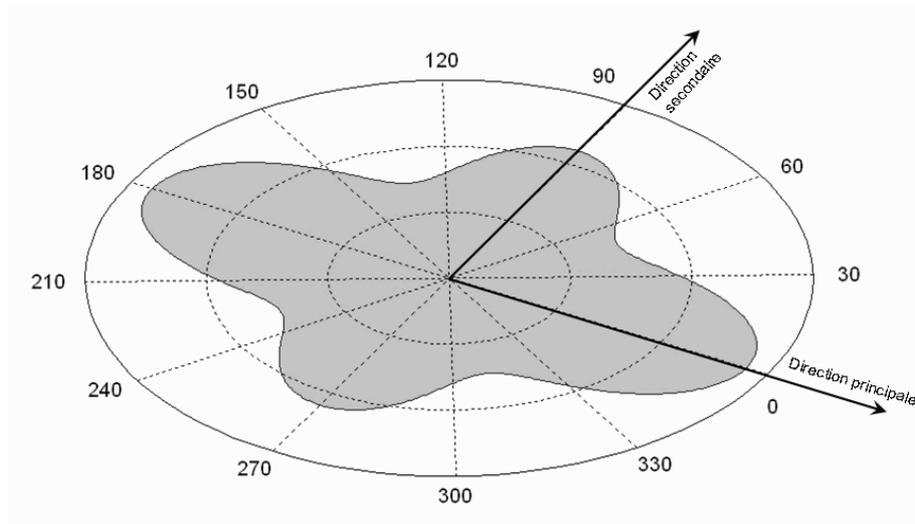


Figure 3 – Exemple de rose d'orientation des fibres de collagène dans le derme. Description polaire.

Si la valeur du paramètre X_3 présenté en Equation 5 est en relation avec l'enchevêtrement des fibres de collagène (influence concernant la non linéarité du comportement), X_2 joue en revanche sur leur rigidité. Il est alors possible d'adopter une description de la distribution des fibres en fonction de leur densité, par l'intermédiaire de X_2 , et de leur orientation, à l'aide de ${}_u \mathbf{a}_0$. En normant la distribution des fibres de collagène, tout en supposant que leur enchevêtrement est le même dans l'ensemble des directions (*i.e.* valeur identique de X_3), l'Equation 5 peut être modifiée de telle sorte que :

$$\bar{\Psi}_{aniso} = \frac{X_2}{2X_3} \sum_u \tau \left(\sum_u \left(\tau \exp(X_3 ({}_u P - 1)^2) - 1 \right) \right) \quad (7)$$

Bien que la caractérisation de l'anisotropie cutanée puisse être au préalable effectuée par l'analyse de son micro-relief (*e.g.* empreinte de Silflo® [22]), et puisse suivre une loi de distribution complexe [24][26], la plupart des analyses considèrent la peau comme un milieu orthotrope [1][19][21][25].

2.3 Points d'implémentation

De manière générale, l'implémentation d'un modèle hyperélastique pour une résolution de type Lagrange Totale nécessite une première dérivation du potentiel par rapport à \mathbf{C} pour

l'obtention des composantes du second tenseur des contraintes de Piola-Kirchoff, puis une seconde pour le calcul de la matrice tangente du comportement. Notons de plus, qu'afin de se soustraire à la présence de termes exponentiels au sein de la matrice tangente, pouvant notamment amener à une divergence des calculs, il est possible de réduire son expression en considérant uniquement la partie relative au comportement isotropique du milieu (*e.g.* loi de néo-Hooke).

L'expression de ces tenseurs est définie par l'intermédiaire du calcul de :

$$\frac{\partial J_1}{\partial C_{ij}} = I_3^{-1/3} \left(\delta_{ik} - \frac{1}{3} C_{ij}^{-1} I_1 \right) \quad (8)$$

$$\frac{\partial^2 J_1}{\partial C_{ij} \partial C_{kl}} = \frac{1}{3} I_3^{-1/3} \left(C_{ki}^{-1} C_{lj}^{-1} I_1 - C_{kl}^{-1} \left(\delta_{ij} - \frac{1}{3} C_{ij}^{-1} I_1 \right) - C_{ij}^{-1} \delta_{kl} \right) \quad (9)$$

$$\frac{\partial J}{\partial C_{ij}} = \frac{1}{2} I_3^{1/2} C_{ij}^{-1} \quad (10)$$

$$\frac{\partial^2 J}{\partial C_{ij} \partial C_{kl}} = \frac{1}{4} I_3^{1/2} (C_{kl}^{-1} C_{ij}^{-1} - 2C_{ki}^{-1} C_{lj}^{-1}) \quad (11)$$

$$\frac{\partial {}_u P}{\partial C_{ij}} = I_3^{-1/3} \left({}_u A_{ij} - \frac{1}{3} C_{ij}^{-1} {}_u P \right) \quad (12)$$

$$\frac{\partial^2 {}_u P}{\partial C_{ij} \partial C_{kl}} = \frac{1}{3} I_3^{-1/3} \left(C_{ki}^{-1} C_{lj}^{-1} {}_u P - C_{kl}^{-1} \left({}_u A_{ij} - \frac{1}{3} C_{ij}^{-1} {}_u P \right) - C_{ij}^{-1} \left({}_u A_{kl} - \frac{1}{3} C_{kl}^{-1} {}_u P \right) \right) \quad (13)$$

dans lequel les indices i, j, k, l définissent les composantes des tenseurs calculés, δ est le tenseur de Kronecker.

L'ensemble du développement de ce modèle de comportement a été réalisée au sein du code Aster®. Le maillage et post-visualisation des résultats sont issus de Salomé®.

3 Résultats numériques

3.1 Tests de validation

3.1.1 Configuration standard

Outre les tests standards de traction ou cisaillement simples, nous proposons ici une méthode de validation originale de la loi de comportement développée. Ce test de validation consiste à démontrer l'influence de l'orientation des fibres sur le comportement macroscopique du matériau. Il s'agit d'appliquer une dépression $P=0.05\text{MPa}$ sur la surface supérieure d'un cylindre de rayon et de hauteur 10mm. Ce chargement, comprimant le cylindre, permet une sollicitation des fibres orientées initialement selon le plan normal à la direction d'application de la dépression (voir *Section 2.2.1*). Les paramètres mécaniques du modèle considérés pour ce calcul sont : $X_1=0.05\text{MPa}$, $X_2=0.1\text{MPa}$, $X_3=10$, $\kappa=100$, $P=0.05\text{MPa}$. Les déplacements relatifs à la base du cylindre sont contraints dans chacune des directions de l'espace.

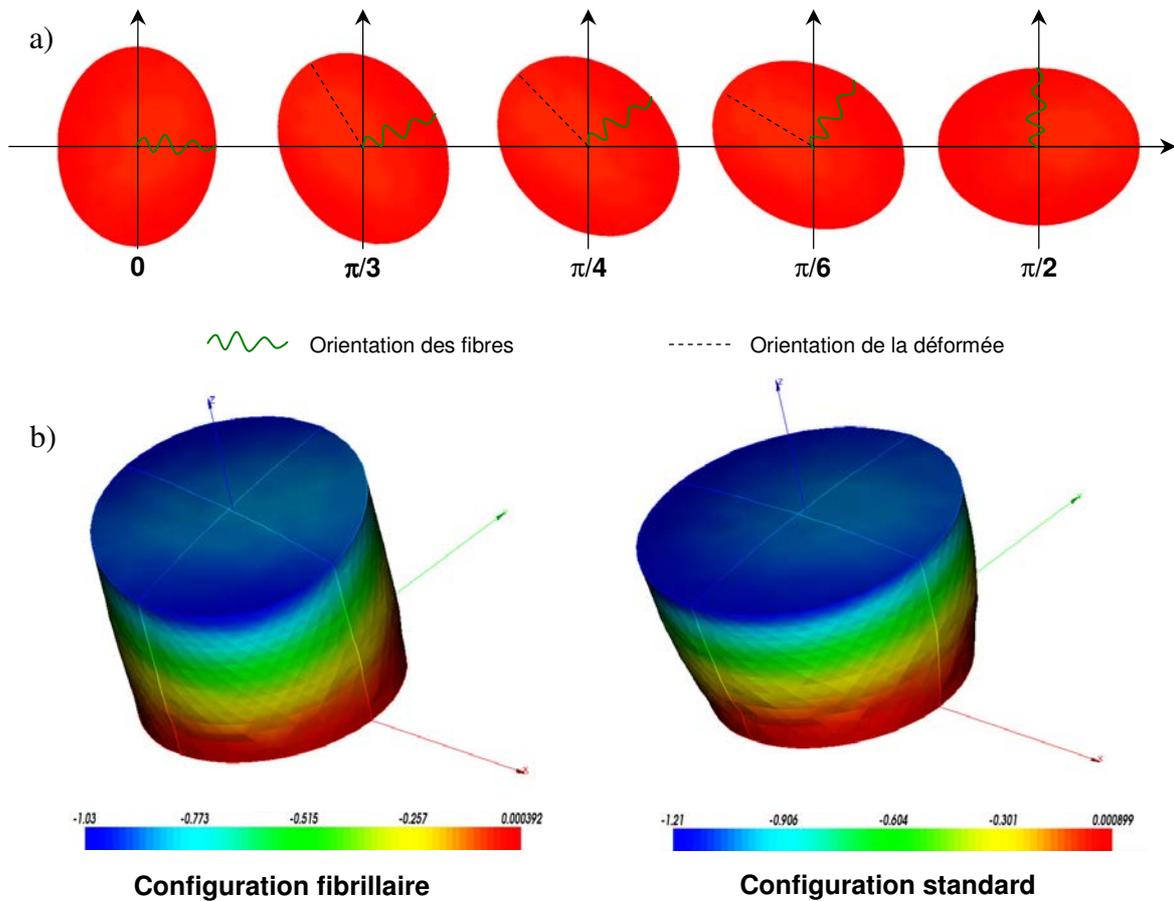


Figure 4 – Tests d'orientation de fibre pour une configuration standard (*i.e.* fibre orientée initialement). (a) Orientation de la surface supérieure du cylindre en fonction de la direction de la fibre. (b) Comparaison entre une configuration fibrillaire orientée à 45° et un modèle néo-Hookéen (composante vertical du vecteur déplacement). $X_1=0.05\text{MPa}$, $X_2=0.1\text{MPa}$, $X_3=10$, $\kappa=100$, $P=0.05\text{MPa}$. Déformées présentées amplifiées par 3.

La Figure 4.a) présente une orientation de la surface supérieure du cylindre selon la direction orthogonale à celle définie par les fibres. La rigidité associée à ces dernières est en effet prépondérante suivant cette direction et, par conséquent, limite le déplacement de matière. Chacune des configurations présente une déformée identique fonction du référentiel d'étude et met clairement en relief l'influence du caractère anisotrope du milieu.

La Figure 4.b) illustre une comparaison entre un système fibrillaire orienté à 45° et une configuration standard issue d'un calcul néo-Hookéen. Ce dernier montre, comme attendu, une déformée homogène attestant de son isotropie alors que celle relative au modèle fibrillaire décrit une orientation pouvant être appréciée en Figure 4.a). Notons que, présentant une rigidité moindre, la configuration néo-Hookéenne propose un déplacement vertical (-1.21mm) plus important que celui calculé par le biais du modèle fibrillaire (-1.03mm).

3.1.2 Réorientation

La validation du modèle à réorientation de fibres a été réalisée en considérant uniquement un type de fibres dont les orientations α_0 et α_i sont comparées. Afin d'attester du bon comportement du modèle, un test de glissement simple (illustré en Figure 2) a été effectué suivant différentes configurations initiales de fibres. L'ensemble des résultats présentent une concordance exacte avec les expressions analytiques classiquement développées pour ce test [4]

et le calcul de ${}_u \mathbf{a}$, défini en Equation 6.

Un modèle permettant d'analyser la réorientation des fibres en fonction de leur direction initiale a également été étudié. Ce dernier vise à réaliser la traction pure d'une maille pour laquelle l'orientation du réseau fibrillaire varie de 0° à 90° dans le plan xz (voir Figure 5). L'angle d'orientation représente la différence entre α_0 et α_t . Ce dernier présente une évolution singulière pour laquelle un maximum d'orientation est atteint pour 35° . Ce dernier correspond au meilleur compromis entre la possibilité de réorientation et la rigidité des fibres relativement à la sollicitation imposée. Une diminution du paramètre X_2 a pour conséquence une réduction de ce phénomène permettant l'apparition d'une asymptote pour des valeurs de α_0 plus élevées. Notons que, comme attendu, pour $\alpha_0 = 90^\circ$, aucune réorientation des fibres n'est calculée (*i.e.* ces dernières sont initialement orientées suivant la direction de traction), alors que pour $\alpha_0 = 0^\circ$ le matériau est considéré comme isotrope, la fibre n'étant soumise à aucune sollicitation de type traction (voir Section 2.2.1). La valeur de ${}_u P$ calculée lors de faibles orientations initiales est par ailleurs impliquée dans la réorientation réduite du système.

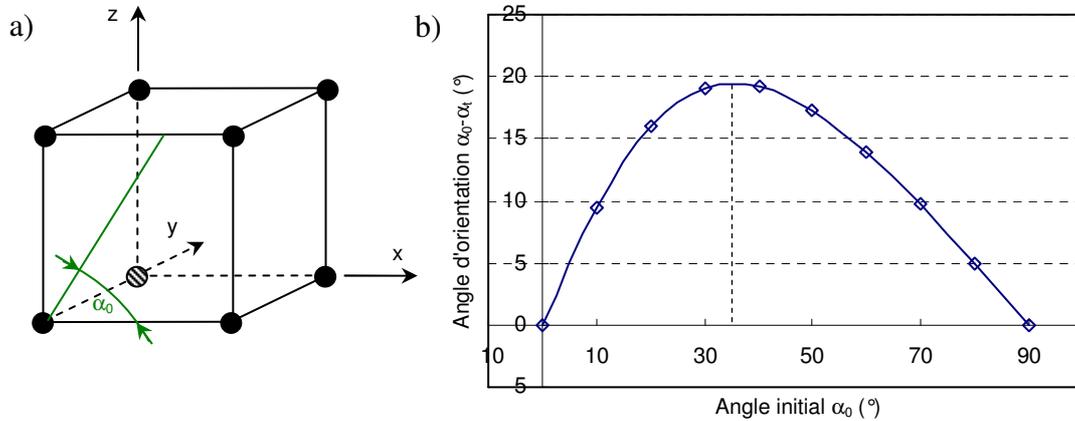


Figure 5 – Test de réorientation des fibres par traction pure. (a) Maille et repère. (b) Evolution de l'angle d'orientation en fonction de l'angle initial. $X_1=0.05\text{MPa}$, $X_2=0.1\text{MPa}$, $X_3=10$, $\kappa=100$.

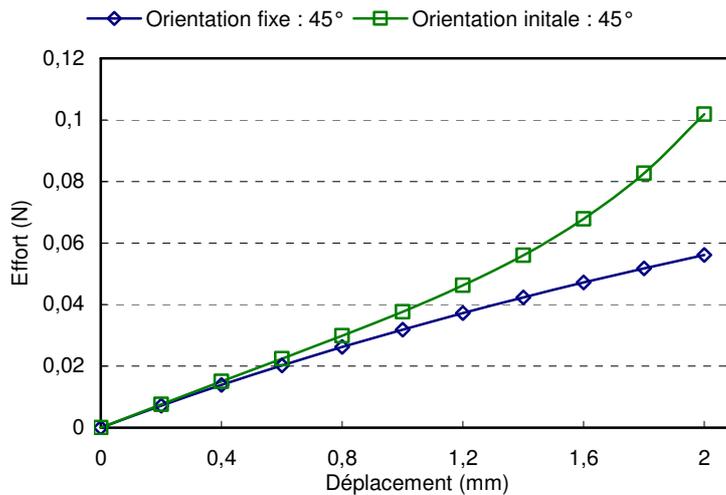


Figure 6 – Comparaison des efforts mis en jeu lors de la traction uniaxiale d'un cylindre. $X_1=0.05\text{MPa}$, $X_2=0.1\text{MPa}$, $X_3=10$, $\kappa=100$.

Finalement un essai de traction uniaxiale de la géométrie cylindrique précédemment proposée (voir *Section 3.1.1*) a également été réalisé. Ce dernier consiste à effectuer un déplacement de 2mm de l'une des bases du cylindre, alors que la seconde est considérée comme bloquée suivant les trois directions de l'espace. La *Figure 6* compare un modèle à réorientation pour lequel $\alpha_0 = 45^\circ$ avec un modèle anisotrope équivalent. Cette dernière laisse clairement apparaître l'effet de réorientation des fibres amenant une augmentation progressive de l'effort de traction. Ce point de comportement corrèle par conséquent les observations menées par Wilkes *et al.* [34], Daly *et al.* [5] concernant le réseau de collagène du derme (voir *Section 1*). L'angle d'orientation initial α_0 et la sollicitation considérée jouent également sur l'amplitude de cette modification suivant les considérations sus-présentées (voir *Figure 5*).

3.1.3 Densité des fibres

La prise en compte de la densité des fibres constitue le dernier point de validation de ce travail. Cette dernière est réalisée suivant la formulation développée en *Equation 7* pour une famille de fibres orientées orthogonalement selon le repère global du système (voir *Figure 3*). La valeur du paramètre τ est définie vis-à-vis d'un rapport entre la densité des fibres dans la direction principale (direction 1) et celle relative à la direction secondaire (direction 2). La simulation numérique effectuée est identique à celle proposée en *Section 3.1.1*. Le processus de réorientation n'est pas considéré.

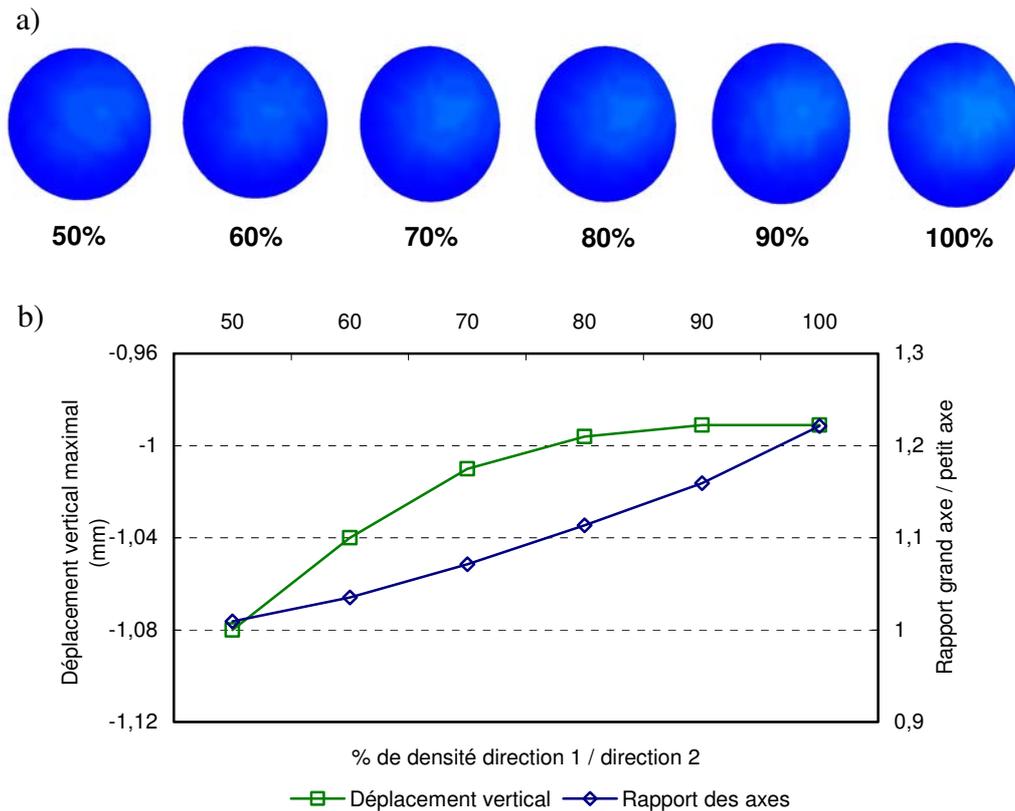


Figure 7 – Test de densité fibrillaire. (a) Déformées de la surface supérieure du cylindre amplifiées par 3. (b) Evolution des déplacements verticaux et du rapport grand axe / petit axe en fonction de la densité. $X_1=0.05\text{MPa}$, $X_2=0.1\text{MPa}$, $X_3=10$, $\kappa=100$, $P=100\text{mbar}$. Déformées présentées amplifiées par 3.

La *Figure 7.a)* présente la déformée de la surface supérieure du cylindre pour les différents taux de densités proposés, la valeur de 100% correspondant à une orientation uniquement selon la direction 1 alors que la valeur de 50% est relative à un équilibre des deux. Les résultats obtenus dénotent d'une influence importante de ce rapport et peuvent, pour une valeur de 100%, être directement corrélés avec ceux présentés en *Figure 4.a)* concernant l'orientation 0. La déformée de la surface supérieure du cylindre montre, pour des valeurs importantes du rapport de densité, une forme elliptique caractéristique d'une orientation unidirectionnelle, alors que cette dernière apparaît comme circulaire lors d'un équilibre entre les deux directions préférentielles choisies. Dans ce dernier cas, la circularité, peut être expliquée par le biais de la géométrie de test et des déformations, restant faibles, mises en jeu.

Afin de caractériser cette circularité la *Figure 7.b)* propose d'analyser l'évolution du rapport entre les grand et petit axes de l'ellipse formée. Ce dernier montre une augmentation approximativement linéaire en relation avec l'équilibre existant entre les deux directions d'orientations. L'évolution du déplacement maximal constitue également un point d'analyse intéressant. Ce dernier présente une variation notable vis-à-vis des densités les plus équilibrées, puis une asymptote en ce qui concerne les taux plus importants. Cet effet apparaît également comme étant en relation forte avec les valeurs des paramètres mécaniques définis pour cette simulation et la sollicitation considérée.

3.2 Modélisation de l'essai de succion

Le test de succion [11] consiste à appliquer une dépression dans une chambre cylindrique placée sur la peau du sujet. Cette sollicitation crée une élévation de la surface cutanée dont l'évolution de la flèche est mesurée (voir *Figure 8*). Le dispositif employé de manière standard, présente une chambre de succion de diamètre 6mm. Pour l'ensemble des modélisations réalisées les paramètres mécaniques utilisés sont : $X_1=0.2\text{MPa}$, $X_2=0.4\text{MPa}$, $X_3=10$, $\kappa=100$. Compte tenu des conditions expérimentales généralement employées pour la réalisation du test de succion [6][9], la dépression maximale appliquée est $P=100\text{mbar}$. Les résultats présentés sont relatifs à une modélisation mono-fibrillaire de la peau orientée selon le plan d'application de la dépression (*i.e.* selon la surface cutanée).

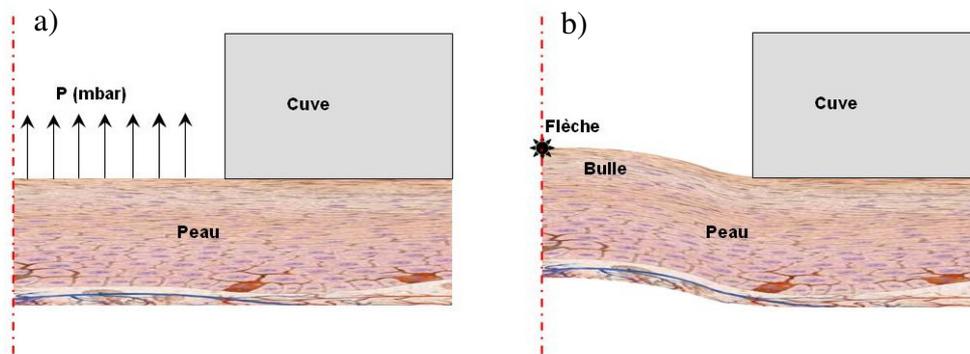


Figure 8 – Illustration du test de succion cutané. (a) Conditions initiales. (b) Déformée en cours de test.

3.2.1 Utilisation d'une cuve cylindrique.

Nous proposons de comparer ici trois configurations d'analyse : un comportement à réorientation, une loi anisotrope (orientation initiale fixe), et un modèle de néo-Hooke. Un quart de la structure tridimensionnelle est modélisé. Les conditions aux limites sont définies de manière à simuler la continuité de la matière et le collage de la cuve à la surface cutanée (généralement réalisé par un adhésif double face).

La *Figure 9* décrit les déformées et déplacements verticaux obtenus. Si la forme de calotte n'est globalement pas modifiée et reste sphérique [6][11], la valeur de la flèche est fortement dépendante du modèle adopté. La prise en compte du réseau de fibres de collagène affecte clairement les résultats obtenus, de même que le phénomène de réorientation rigidifie la structure au cours de l'expérimentation. Comme attendu, étant donné la structure de révolution étudiée, une variation de α_0 ne permet en revanche pas de modification des résultats. Une question concernant la mesure de l'anisotropie cutanée subsiste par conséquent. Cette dernière reste impossible à qualifier à l'aide d'une cuve cylindrique et a par conséquent fait l'objet d'une étude propre à l'aide d'une chambre oblongue.

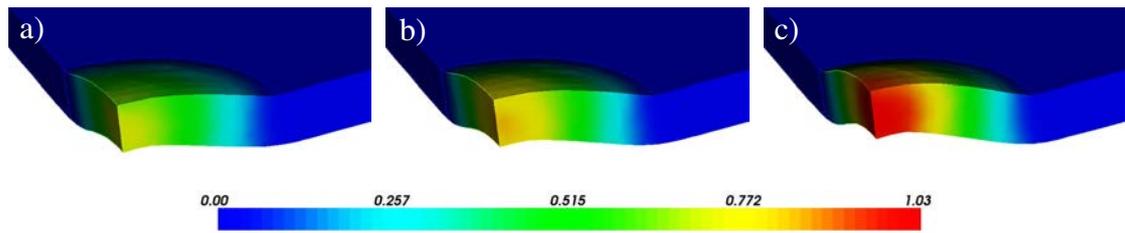


Figure 9 – Simulation du test de succion suivant différentes configurations. Déplacement vertical en mm. (a) Loi de comportement à réorientation. (b) Loi anisotrope. (c) Loi de néo-Hooke. $X_1=0.2\text{MPa}$, $X_2=0.4\text{MPa}$, $X_3=10$, $\kappa=100$.

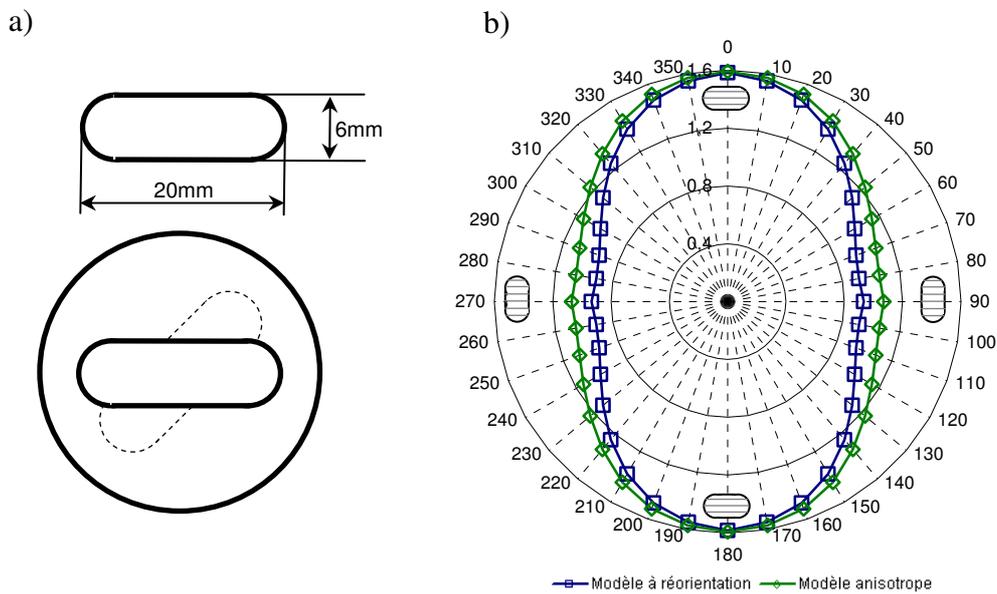


Figure 10 – Modélisation du test de succion à l'aide d'une cuve oblongue. (a) Sonde et géométrie de la chambre. (b) Valeur de la flèche (mm) en fonction de l'orientation de la cuve ($^\circ$). $X_1=0.2\text{MPa}$, $X_2=0.4\text{MPa}$, $X_3=10$, $\kappa=100$.

3.2.2 Utilisation d'une cuve oblongue.

La cuve oblongue modélisée s'inspire des travaux de Kathyr [20] bien que présentant des proportions différentes (voir *Figure 10.a*). La modélisation réalisée propose d'effectuer une rotation de la cuve afin de calculer l'évolution de la flèche maximale du système (e.g. à $P=100\text{mbar}$) en fonction de la position considérée. Cette rotation est artificiellement modélisée par des orientations différentes du réseau de fibres qui sont par ailleurs supposées être initialement dirigées suivant l'axe 0° du repère global.

La *Figure 10.b*) présente l'évolution de la flèche maximale en fonction de l'angle d'orientation de la cuve. Cette dernière connaît un maximum lorsque la direction des fibres et l'axe de la cuve sont colinéaires et, à l'inverse, un minimum dans la direction orthogonale. Dans ce premier cas, l'orientation des fibres favorise en effet la déformation de la matière qui reste principalement influencée par la direction orthogonale jouant, par conséquent, un rôle prépondérant lors de la mesure. L'observation des résultats associés au modèle anisotrope corréle cette conclusion en présentant une hauteur de flèche similaire à celle relative au modèle à réorientation lorsque fibres et cuve sont colinéaires, alors qu'une différence apparaît dans les autres cas. Ce phénomène met en outre clairement en relief l'influence cette modification structurelle sur la rigidité du système.

4 Discussion

Cette étude a permis le développement et l'implémentation d'une loi hyperélastique à réorientation de fibres pour l'analyse des propriétés mécaniques de la peau. L'anisotropie, phénomène notamment primordial pour la caractérisation du vieillissement cutané [2][22][35], est ici traitée en considérant les grandes perturbations inhérentes aux essais réalisés *in vivo* [6]. L'aspect fibrillaire du derme, principal acteur des mécanismes cutanés [1][12][29][11], est tout d'abord décomposé en une contribution isotrope des fibres d'élastine et une orientation préférentielle définies par le réseau de collagène. Suivant les observations réalisées par Wilkes *et al.* [34] et Daly *et al.* [5] attestant de la réorientation des fibres au cours d'une sollicitation mécanique, la description est ensuite modifiée afin de rendre compte de ce phénomène. Finalement une formulation du problème pour la modélisation de la répartition des fibres au sein du derme est proposée.

Les simulations numériques réalisées mettent clairement en avant l'apport d'un modèle fibrillaire et l'influence des phénomènes de réorientation. Ces derniers rigidifient le milieu et créent, par conséquent, une non linéarité complémentaire à celle apportée par les lois de comportement généralement proposées par la littérature [13]. La prise en compte d'une densité de fibres différente en fonction de la direction considérée apparaît également comme une perspective intéressante à cette analyse. Mais c'est sans nul doute la caractérisation de l'anisotropie cutanée qui représente l'aspect majeur de ce travail. Si cette dernière reste impossible à l'aide d'une cuve de succion cylindrique, une forme oblongue permet en revanche une détermination robuste des directions cutanées privilégiées. Afin de réaliser une identification pragmatique des paramètres mécaniques de la peau, une telle caractérisation est primordiale. La *Figure 10.b*) illustre clairement qu'une simple variation angulaire du test induit une forte modification de la flèche mesurée. Suivant cet aspect, la détermination des paramètres X_1 , X_2 et X_3 et au-delà de τ , serait susceptible d'être erronée.

L'identification de ces grandeurs reste un problème à part entière. Cette dernière est généralement réalisée par méthode inverse [7][8] en minimisant la fonction coût du problème définie à partir de la comparaison des courbes expérimentales et simulées. Toutefois, complexifier le modèle mécanique utilisé conduit également à augmenter le nombre de degrés de liberté du système à optimiser. Dans ce cadre, l'utilisation d'une simple courbe expérimentale peut conduire à des identifications instables dont l'unicité de solution est délicate à prouver. C'est pourquoi il apparaît fondamental d'augmenter la quantité d'informations expérimentales. Une identification réalisée communément sur l'ensemble des courbes ayant permis la caractérisation des directions principales du tissu apparaît comme une méthode satisfaisante

d'analyse. Mais c'est sans nul doute les méthodes d'identification de champs [3] qui constituent la perspective la plus intéressante. Ces dernières visent à comparer le champ de déformations simulé à celui obtenu par des techniques optiques (suivi des déplacements d'un mouchetis) ou de type élastographique (couplage entre une sollicitation mécanique et une mesure échographique) [10]. Ce point constituera par ailleurs l'axe majeur de nos futures recherches.

Notons finalement qu'en raison de sa structure particulière, et notamment de son anisotropie, le tissu cutané présente un comportement différent selon le type de sollicitation adopté [6]. Le couplage de tests complémentaires (suction, extensométrie, indentation *etc.* [6]) associé un modèle adapté permettrait une caractérisation complète de la peau et d'améliorer notre compréhension des disparités existant entre les diverses analyses offertes par la littérature [1].

Références

- [1] P. Agache. *Physiologie de la peau et explorations fonctionnelles cutanées*. Collection explorations fonctionnelles humaines, Editions Médicales Internationales, 2000.
- [2] P. Agache, J. Mignot, S. Makki. Microtopography of the skin and ageing. *Cutaneous Aging*, A.M. Kligman, Y. Takase Editors, University of Tokyo Press, 475-499, 1988.
- [3] S. Avril, F. Pierron. General framework for the identification of constitutive parameters from full-field measurements in linear elasticity. *International Journal of Solids and Structures*, 44, 4978-5002, 2007.
- [4] J. Coirier. *Mécanique des milieux continus*, Editions Dunod, 2001.
- [5] C.H. Daly. Biomechanical properties of the dermis. *Journal of Investigative Dermatology*, 79, 17-20, 1982.
- [6] A. Delalleau. Analyse du comportement mécanique de la peau in vivo. *Thèse soutenue devant l'Université de Saint Etienne*, 187 pages, 2007.
- [7] A. Delalleau, H. Zahouani, J.M. Lagarde, G. Josse, J.M. Bergheau, R. Toscano. A new stochastic inverse identification of the mechanical properties of human skin. *Engineering Optimization*, in press, accepted November 2007.
- [8] A. Delalleau, G. Josse, J.M. Lagarde, H. Zahouani, J.M. Bergheau. Use of the Kalman Filters for the analysis of the mechanical properties of human skin in vivo. *Inverse Problems in Science and Engineering*, 16(3), 325-347, 2007.
- [9] A. Delalleau, H. Zahouani, J.M. Lagarde, G. Josse, J.M. Bergheau. A nonlinear elastic behavior to assess the mechanical parameters of human skin in vivo. *Skin Research and Technology*, 14, 152-164, 2008.
- [10] A. Delalleau, G. Josse, J. George, Y. Mofid, F. Ossant, J.M. Lagarde. A human skin ultrasonic imaging to analyse its mechanical properties. *European Journal on Computational Mechanics*, in press, accepted December 2007.
- [11] S. Diridollou, M Berson, V Vabre, D. Black, B. Karlsson, F. Auriol, J-M. Gregoire, C. Yvon, L. Vaillan, Y. Gall, F. Patat. An in vivo method for measuring the mechanical properties of the skin using ultrasound. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24(2), 215-224, 1998.
- [12] M.G. Dunn, F.H. Silver. Viscoelastic behaviour of human connective tissues : relative contribution of viscous and elastic components. *Connective Tissue Research*, 12, 59-70,

- 1983.
- [13] Y.C. Fung. *Mechanical Properties of Living Tissues*. Second Edition, Springer, 547 pages, 1996.
- [14] F.M. Hendricks, D. Brokken, J.T.W.van Eemeren, C.W.J. Oomens, F.P.T. Baijens, J.B.A.M. Horsten. A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behaviour of human skin. *Skin Research and Technology*, 9, 274-283, 2003.
- [15] I. Hariton, G. deBotton, T.C. Gasser, G.A. Holzapfel. Stress-modulated collagen fiber remodelling in a human carotid bifurcation. *Journal of Theoretical Biology*, 248, 460-470, 2007.
- [16] I. Hariton. Vascular Biomechanics – Functional adaptation, anisotropy and seeds of micromechanics. *PhD. Thesis, Ben-Gurion University of the Negev*. 93 pages, 2007.
- [17] G.A. Holzapfel. *Non Linear Solid Mechanics*. John Wiley & Sons, LTD, 455 pages, 2000.
- [18] G.A. Holzapfel, T.C. Gasser. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *Journal of Elasticity*, 61, 1-48, 2000.
- [19] F. Khatyr, C. Imberdis, P. Vescovo, D. Varchon, J.M. Lagarde. Model of the viscoelastic behaviour of skin in vivo and study of anisotropy. *Skin Research and Technology*, 10, 96-103, 2004.
- [20] F. Khatyr. Etude in vivo des propriétés mécaniques de la peau humaine. Réalisation d'un capteur spécifique ; modélisation du comportement. *Thèse soutenue devant l'Université de Franche Comté*, 147 pages, 2004.
- [21] F. Khatyr, C. Imberdis, D. Varchon, J.M. Lagarde, G. Josse, Measurement of the mechanical properties of the skin using the suction test. *Skin Research and Technology*, 12, 24-31, 2006.
- [22] J.M. Lagarde, C. Rouvrais, D. Black. Topography and anisotropy of the skin surface with ageing. *Skin Research and Technology*, 11, 110-119, 2005.
- [23] K. Langer. Zue anatomie und physiologie de haut. 1. ueber der spaltbarkeit der cutis. *Sitzungsberich der Akademie der Wissenschaften in Wien*. 44, 19, 1861.
- [24] Y. Lanir, O. Lichtenstein, O. Imanuel. Optimal design of biaxial tests for structural material characterization of flat tissues. *Journal of Biomechnaical Engineering*. 118, 41, 1996.
- [25] J.F.M. Manschot, P.F.F. Wijn, A.J.M. Brakee. The angular distribution function of the elastic fibers in the skin as estimated from in vivo measurements. *Biomechanics Principles and Applications*, 1, 411-418, 1982.
- [26] R. Meijer, L.F.A. Douven, C.W.J. Oomens. Characterization of anisotropic and non-linear behaviour of human skin in vivo. *Computer Methods in Biomechanics and Biomechanical Engineering*. 1, 13-27, 1999.
- [27] G.E. Piérard, C.M. Lapière. Microanatomy of the dermis in relation to relaxed skin tension lines and Langer's lines. *Journal of Dermatopathology*. 9, 219-224, 1987.
- [28] R. Reihnsner, B. Balog, E.J. Menzel. Two-dimensional elastic properties of human skin in

- terms of an incremental model at the in vivo configuration. *Medical Engineering and Physics*, 17(4), 304-313, 1995.
- [29] F.H. Silver, J.W. Freeman, D. DeVore. Viscoelastic properties of human skin and processed dermis. *Skin research and technology*, 7, 18-23, 2001.
- [30] A.J.M. Spencer. *Theory of invariants*. Continuum Physics. A.C. Eringen editors. Academic press New-York. 1, 1971.
- [31] T. Sussman, K-J. Bathe. A finite element formulation for nonlinear incompressible elastic and inelastic analysis. *Computer and Structure*, 26(1), 357-409, 1987.
- [32] L.R.G. Treloar. Stesses and birefringence in rubber subjected to general homogeneous strain. *Proceedings of the Physical Society*, 60, 135-144, 1947.
- [33] H.S. Tuan. FE analysis of cord-reinforced rubber composites at finite strains. *Proceedings of Výpočty konstrukcí metodou konečných prvků*. Available online <http://vypocty2007.fs.cvut.cz/articles/Hoang.pdf>. 12 pages, 2007.
- [34] G.L. Wilkes, I.A. Brown, R.H. Wildnauer. The biomechanical properties of skin. *Critical Reviews in Bioengineering*, 453-495, 1973.
- [35] H. Zahouani, R. Vargiolu. Skin Line Morphology: Tree and Branches. *Measuring the skin*, Springer eds, 40-59, 2004.