

## Corrélation des propriétés mécaniques et micro-structurelles de la peau de souris à partir d'une sollicitation bi-axiale

J-S. Affagard<sup>1,2</sup>, G. Ducourthial<sup>3</sup>, C. Bonod-Bidaud<sup>4</sup>, F. Ruggiero<sup>4</sup>, M-C. Schanne-Klein<sup>3</sup>, J-M. Allain<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> LMS, Ecole Polytechnique, CNRS, Université Paris-Saclay

<sup>2</sup> Inria, Université Paris-Saclay

<sup>3</sup> LOB, Ecole Polytechnique, CNRS, INSERM, Université Paris-Saclay

<sup>4</sup> IGFL, ENS-Lyon, CNRS, Université Lyon 1

**Résumé** — Le derme, composant principal de la peau, est composée en majorité de collagène et présente une micro-structure très hiérarchisée qui influe sur son comportement mécanique aux différentes échelles. La prédiction de son comportement nécessite de caractériser l'influence de la micro-structure sur les propriétés mécaniques. Aussi, un test de traction bi-axiale couplé indépendamment à une mesure macroscopique et à une mesure microscopique a été développé. Ce travail a finalement permis d'identifier les paramètres d'une loi hyper-élastique anisotrope et de tester l'hypothèse de transformation affine sous-jacent au comportement adopté.

**Mots clés** — Micro-structure, Identification, Transformation affine.

### 1 Introduction

Avec l'accroissement de la durée de vie dans les populations occidentales (20% de la population a, à l'heure actuelle, dépassé 60 ans), les besoins esthétiques ont pris une part primordiale. La peau se présente comme l'interface entre la société et l'individu, c'est pourquoi de nombreuses recherches se sont intéressées, par exemple, à l'impact du vieillissement ou de différentes maladies cutanées. Or, la caractérisation mécanique de ces tissus biologiques est un champ d'application trop souvent négligé qui peut cependant permettre de mieux comprendre le comportement de cet organe dans un contexte physiologique ou pathologique. On peut, par exemple, citer la conception de dispositifs tels que des sièges d'auto, des fauteuils roulants ou des rasoirs où la distribution de la contrainte pourrait être un indicateur ergonomique. Néanmoins, les tissus biologiques possèdent une microstructure très hiérarchisée engendrant ainsi une variabilité des propriétés mécaniques intra et inter-individus. Ce tissu conjonctif, constitué à plus de 90% de protéines contenues dans la matrice extracellulaire, les collagènes fibrillaires étant de loin prédominants, donne à la peau, par l'intermédiaire du derme, tissu prépondérant, un comportement complexe viscoélastique, non-linéaire et anisotrope [1].

De nombreux tests, uni-axiaux [2, 3, 4] ou bi-axiaux [5], se sont intéressés à la caractérisation mécaniques (élasticité, hyper-élasticité, relaxation, etc.) sans prendre en compte de données sur l'évolution de leur micro-structure. Cependant, un fort lien existe entre la microstructure des tissus conjonctifs et leurs propriétés mécaniques à l'échelle macroscopique [6]. Dans ce cadre, une investigation de la corrélation entre les propriétés mécaniques macroscopiques et les propriétés micro-structurelles a été réalisée sur différents tissus [7, 8, 9, 10]. Jayyosi et al. [8, 9] a réalisé des tests de gonflement sur des tissus hépatiques entre 2 niveaux de chargement en ayant une information d'une part sur la distribution des fibres de collagène mais aussi sur celles d'élastine. Les résultats ont montré que la réorganisation des fibres est un phénomène majeur en cas d'anisotropie du chargement. De même, Mauri et al. [10] a étudié la corrélation entre les propriétés mécaniques et la micro-structure sur du tissu amniotique. Enfin, Bancelin et al. [7] a étudié sous sollicitation uni-axiale, le comportement multi-échelles de peau de souris saine et de peau de souris atteinte de mutation affectant la micro-structure du derme. Il en est ressorti qu'une faible altération du collagène engendre une variation importante des propriétés mécaniques. Néanmoins, ces différentes études se contentent d'étudier l'évolution de la micro-structure et des propriétés mécaniques sans proposer de modèle micro/macro prédictif.

Afin de caractériser le comportement macro/micro, une étude de sensibilité [11] a préalablement permis de déterminer une sollicitation et une géométrie adéquate à l'identification des paramètres de la loi de Holzapfel [12, 13] ainsi que de valider le protocole d'identification à partir d'une exemple numérique. Dans la présente étude, l'enjeu est dans une premier temps d'identifier cette loi hyper-élastique anisotrope couramment utilisée pour décrire les tissus biologiques mous par FEMU (Finite Element Model Updating). Dans un second temps, l'objectif est de décrire la distribution de la microstructure au cours du chargement. Enfin, l'hypothèse affine sous-jacente au modèle de Holzapfel est testée.

## 2 Matériel et méthode

### 2.1 Protocole expérimental

#### 2.1.1 Mesure macroscopique

Le test bi-axial (fig.1a) a été adapté de celui publiée dans Ref.[7]. Des échantillons *ex vivo* de peau de souris de 1 mois, dont l'épiderme et l'hypoderme ont été préalablement enlevés, sont découpé en forme de croix. La découpe est réalisée avec un emporte pièce sphérique ayant un rayon de 14 ou 16 mm (fig.1b) en fonction de la taille de l'échantillon. La peau est ensuite recouverte de poudre de graphite pour créer une texture permettant la mesure de champ par corrélation d'images (fig.1c) [14]. Ces échantillons sont ensuite insérés dans les mors pour être soumis à une sollicitation bi-axiale. L'axe antéro-postérieur est aligné avec l'axe X de la machine de traction. Les dimensions initiales de l'échantillon sont mesurées en utilisant un pied à coulisse numérique. Chaque mors est vissé sur un capteur de force lui-même fixé au moteur par l'intermédiaire d'une plaque intermédiaire (fig.1c). Le trajet de chargement est imposé en déplacement de façon incrémentale successivement sur chacun des des axes (fig.2) avec une vitesse de chargement de l'ordre de  $10^{-4}s^{-1}$ .

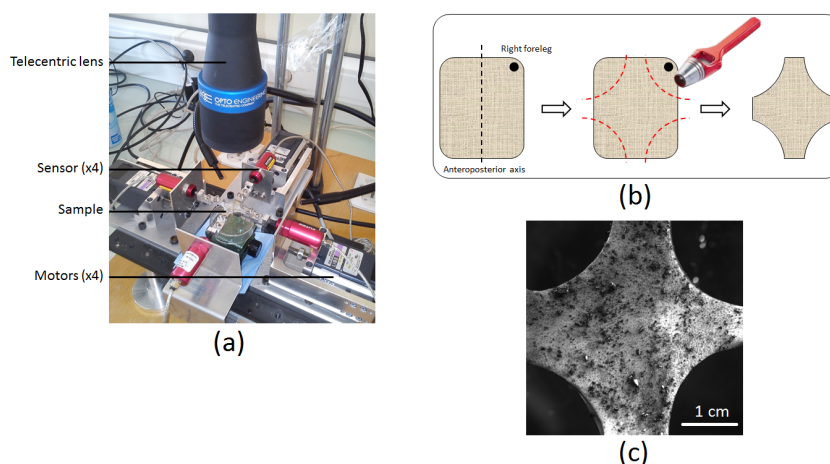


FIGURE 1 – a) Dispositif de traction bi-axial développé. b) Illustration de la découpe de l'échantillon. c) Échantillon recouvert de poudre de graphite permettant ainsi la mesure du champ de déplacement par corrélation d'images.

Au cours de l'essai les images de peau sont acquises avec une caméra CCD 8 bits (résolution : 4384\*6576 pixels) toutes les cinq secondes. Un objectif télécentrique, monté sur la caméra (Opto ingénierie TC16M036), permet d'avoir une taille de pixel de  $5,5\mu m$ . La mesure du champ de déplacement est réalisée avec le logiciel CMV (CorrelManuV [14]). Le champ de déplacement est mesuré en prenant un sous domaine d'environ 128 pixels. La figure 2 illustre la mesure de champ réalisée à 3 niveaux de déformation différents. Cette mesure de champ, ainsi que l'effort mesuré, constitue la première entrée de notre protocole d'identification.

#### 2.1.2 Mesure microscopique

Le protocole de mesure microscopique est similaire au protocole macroscopique en ce qui concerne la découpe et le placement dans les mors (fig.3a). Le chargement est effectué par incrément de 5% de

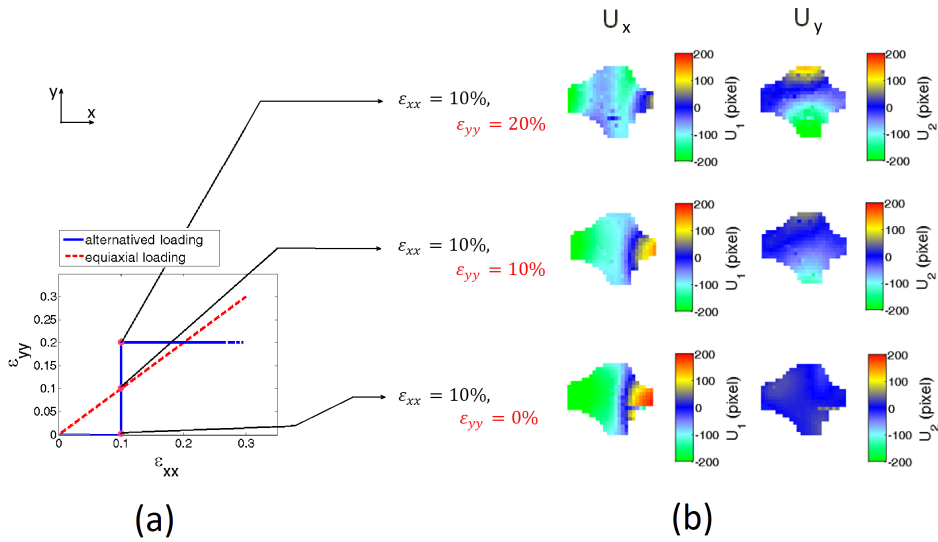


FIGURE 2 – a) Trajet de chargement imposé. b) Déplacement mesuré par corrélation d'images numériques.

déformation en adoptant un chargement alterné sur chacun des axes (fig. 2a). Les peaux de souris sont néanmoins marqué en 3 endroits (une zone centrale et deux zones dans les bras) pour permettre de repérer la même zone lors des acquisitions SHG (Second Harmonic Generation) au cours de la traction (fig.3b). Ces acquisitions permettent un suivi local de la déformation à une échelle microscopique grâce à un suivi des follicules pileux (fig.4). A partir de ces images, un filtre morphologique est appliqué pour obtenir une information sur la distribution du réseau de collagène [7]. Pour obtenir une information quantitative, l'OI (Index d'Orientation) est représenté au cours de la déformation et ce dans chacune des zones. L'OI est relatif à la fraction de fibre aligné dans une direction de fibre donnée ( $\theta_x$ ) à partir de distribution ( $I(\theta)$ ). En pratique, la direction de fibre donnée ( $\theta_x$ ) est imposée à  $0^\circ$  soit selon l'axe X, tel que (1) :

$$OI = \left[ 2 \cdot \frac{\int_{-90^\circ}^{90^\circ} I(\theta) \cos^2(\theta - \theta_x) \delta\theta}{\int_{-90^\circ}^{90^\circ} I(\theta) \delta\theta} - 1 \right] \cdot 100 \quad (1)$$

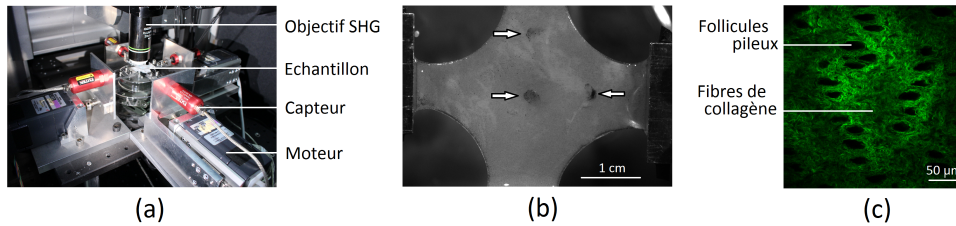


FIGURE 3 – a) Dispositif de traction in situ. b) Échantillon sur lesquels sont repérées les zones d'acquisition. c) Exemple d'acquisition SHG.

## 2.2 Modélisation

### 2.2.1 Maillage

Le simulation est réalisée sur le logiciel *Abaqus*. Le maillage est généré en vue de comparer les données expérimentales aux données numériques. Dans ce cadre, l'hypothèse de contraintes planes a été adoptée, l'épaisseur étant très faible par rapport aux autres dimensions. Afin de créer le maillage, la géométrie de l'échantillon est obtenue à partir de l'image expérimentale de l'échantillon prise juste avant la traction. Par ailleurs, cette image est utilisée comme l'image de référence pour la corrélation d'images. Les positions des points de corrélation sont extraits à l'aide d'un script *Matlab*. Un fois ces points placés, la même géométrie est utilisée pour raffiné l'ensemble du maillage. Le raffinement est effectué de tel

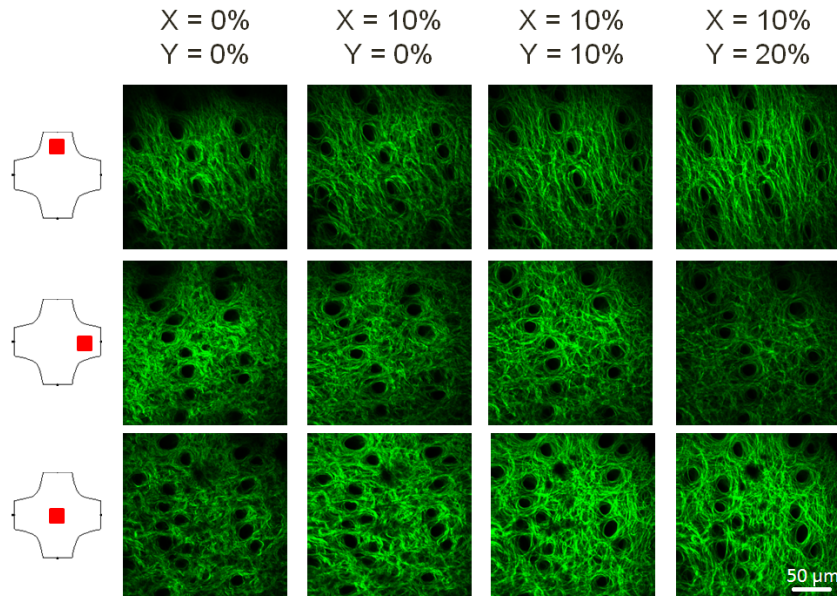


FIGURE 4 – Evolution de la micro-structure d'une peau de souris dans les 3 zones préalablement définies au cours d'un essai de traction biaxial.

sorte qu'une augmentation du nombre de nœuds n'induit qu'une faible modification des forces et des déplacements calculés par rapport au bruit expérimental. Un trop grand nombre de nœuds ralentissant la simulation, il a été maintenue aussi faible que possible. Une taille d'élément de  $12px$  ( $66\mu m$ ) a été choisi, tandis que la distance entre deux points de corrélation est de  $128px$ . Un maillage CPS3 - 3-node linear plane stress elements - est créé (fig.5). Finalement, les déplacements des mors sont imposés dans la simulation, pour une cohérence avec l'expérimentation.

Les déplacements aux point d'intérêt et les forces de réaction résultantes constituent la seconde entrée du protocole d'identification.

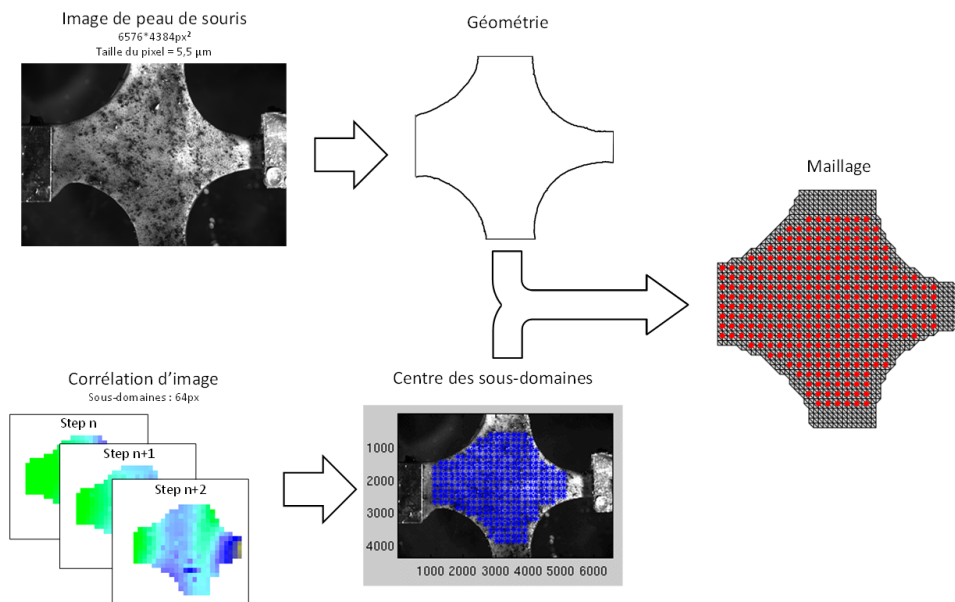


FIGURE 5 – Schéma de la mise au point du maillage en prenant en compte la position des centres des sous domaines utilisés pour la corrélation d'images.

## 2.2.2 Comportement constitutif

Les échantillons sont considérés comme ayant des propriétés mécaniques homogènes : les paramètres ne dépendent pas de l'emplacement [7]. Par ailleurs, en raison de la présence de fibres dans le derme, la peau est considérée anisotrope et hyper-élastique. Un comportement Holzapfel a été choisi pour décrire la réponse mécanique de la peau [12, 13] (2) :

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{k_1}{2k_2} \sum_{\alpha=1}^N \{e^{k_2 \langle \bar{E}_\alpha \rangle^2} - 1\} \quad (2)$$

où  $C_{10}$  décrit le comportement de la matrice non-conjonctive.  $k_1$  et  $k_2$  les contributions des différentes familles de fibres de collagène.  $N$  est le nombre de familles de fibres ( $N \leq 3$ ), qui a été pris égal à 1 dans cette étude.  $\bar{I}_1$  est définie comme :  $\bar{I}_1 = J^{-2/3} I_1$ , avec  $J = \det(\underline{\underline{F}})$ , et  $I = \text{tr}(\underline{\underline{F}}^T \underline{\underline{F}})$ ,  $\underline{\underline{F}}$  étant le tenseur du gradient de déformation.  $\bar{E}_\alpha$  est une quantité semblable à une déformation qui caractérise la déformation des fibres dans leur direction moyenne (3) :

$$\bar{E}_\alpha = \kappa(\bar{I}_1 - 3) + (1 - 3\kappa)(\bar{I}_{4(\alpha\alpha)} - 1) \quad (3)$$

où  $\kappa$  décrit le niveau de dispersion des fibres le long de la direction moyenne ( $0 \leq \kappa \leq 1/3$ ). Lorsque  $\kappa = 0$ , les fibres sont parfaitement alignés, et quand  $\kappa = 1/3$  les fibres sont réparties de façon aléatoire, le matériau est donc défini isotrope. Le pseudo-invariant  $\bar{I}_{4(\alpha\alpha)}$  représente le carré de la déformation locale des fibres. L'opérateur  $\langle . \rangle$  est défini comme  $\langle x \rangle = \frac{1}{2}(|x| + x)$ , (ex :  $\langle \bar{E}_\alpha \rangle \geq 0$ ), de sorte que la contribution des fibres se fait uniquement lors qu'elles sont soumises à une traction.

Ce comportement, tel qu'il est présenté, induit que la transformation est affine ([15]). C'est à dire que l'évolution de la distribution du réseau de fibres de collagène suit exactement la déformation tel que (4) :

$$\underline{\underline{E}}_{fibres} = \mathbf{M}^T \underline{\underline{E}} \mathbf{M} \quad (4)$$

où  $\underline{\underline{E}}$  est le tenseur de déformation de Green-Lagrange macroscopique,  $\underline{\underline{E}}_{fibres}$  celui associé au fibres et  $\mathbf{M}$  le vecteur associé à la direction de la famille de fibres au sein d'un volume élémentaire.

## 2.3 Identification

Pour identifier les paramètres constitutifs ( $\theta$ ), une fonction de coût  $\Pi(\theta)$  est choisie comme l'écart quadratique entre les quantités mesurées (déplacements ( $\tilde{U}$ ) et forces ( $\tilde{F}$ )) et les quantités simulées (déplacements ( $\bar{U}(\theta)$ ) et forces ( $\bar{F}(\theta)$ )) (5) :

$$\begin{aligned} \Pi(\theta)^2 = & \left( \frac{N_{dof}}{N_{dof} + N_F} \right) \left( \frac{\{\tilde{U} - \bar{U}(\theta)\}^T \{\tilde{U} - \bar{U}(\theta)\}}{\sigma_U^2 N_{dof} N_{step}} \right) \\ & + \left( \frac{N_F}{N_{dof} + N_F} \right) \left( \frac{\{\tilde{F} - \bar{F}(\theta)\}^T \{\tilde{F} - \bar{F}(\theta)\}}{\sigma_F^2 N_{step} N_F} \right) \end{aligned} \quad (5)$$

où  $N_{dof}$  est le nombre de degrés de liberté,  $N_F$  le nombre de capteur de force,  $N_{step}$  le nombre de pas, et  $\sigma_U$  et  $\sigma_F$  les écarts-types du déplacement et de la force caractérisant le bruit de mesure considéré ici blanc gaussien. La minimisation est réalisée en utilisant un algorithme de type Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno (BFGS) sous *Matlab*. Différentes initialisations sont proposées comme présenté dans le tableau 1. Ceci permet de s'affranchir des minimum locaux et de vérifier l'unicité de la solution.

## 3 Résultats

### 3.1 Identification des paramètres

Les paramètres identifiés sont présentés dans le tableau 1. On constate que pour chaque peau la valeur identifiée pour chaque paramètre est très similaire à l'exception de l'angle d'orientation principal des fibres, ce qui met en évidence la répétabilité de notre essai et la relativement faible variation inter-individu.

TABLE 1 – Paramètres identifiés sur différentes peaux de souris lors d'une sollicitation bi-axiale

Échantillon	Paramètres	Cas 1	Cas 2	Cas 3	Cas 4	Cas 5	Cas 6	Moyenne	Ecart type
	Intervalle	$C_{10}$ (MPa)	0.001 / 0.1	0.001 / 0.1	0.001 / 0.1	0.001 / 0.1	0.01 / 0.6	0.01 / 0.6	-
		$k_1$ (MPa)	0.002 / 0.5	0.002 / 0.5	0.002 / 0.5	0.002 / 0.5	0.002 / 0.5	0.002 / 0.5	-
		$k_2$	0.001 / 0.05	0.001 / 0.05	0.001 / 0.05	0.001 / 0.05	0.0001 / 0.01	0.0001 / 0.01	-
		$\kappa$	0 / 0.33	0 / 0.33	0 / 0.33	0 / 0.33	0 / 0.33	0 / 0.33	-
		$\alpha$ (°)	-90 / 150	-90 / 150	-90 / 150	-90 / 150	-110 / 190	-110 / 190	-
	Valeurs initiales	$C_{10}$ (MPa)	0.0505	0.01	0.05545	0.05545	0.0305	0.2	-
		$k_1$ (MPa)	0.251	0.01	0.4	0.02	0.251	0.03	-
		$k_2$	0.0255	0.01	0.02795	0.02795	0.00505	0.002	-
		$\kappa$	0.1667	0.01	0.3	0.1833	0.1667	0.1833	-
		$\alpha$ (°)	30	0	-45	45	40	20	-
WT1	Valeurs identifiées	$C_{10}$ (MPa)	$9.98e^{-2}$	$8.91e^{-2}$	$9.69e^{-2}$	$9.69e^{-2}$	$1.48e^{-1}$	$1.51e^{-1}$	$2.81e^{-2}$
		$k_1$ (MPa)	$3.31e^{-2}$	$2.97e^{-2}$	$3.22e^{-2}$	$3.22e^{-2}$	$4.90e^{-2}$	$5.01e^{-2}$	$9.25e^{-3}$
		$k_2$	$1.05e^{-3}$	$6.25e^{-3}$	$2.18e^{-3}$	$2.18e^{-3}$	$3.46e^{-4}$	$1.06e^{-3}$	$2.12e^{-3}$
		$\kappa$	$5.93e^{-6}$	$7.40e^{-4}$	$1.48e^{-4}$	$1.48e^{-4}$	$2.95e^{-5}$	$1.48e^{-4}$	$2.71e^{-4}$
		$\alpha$ (°)	122.70	122.73	-57.28	32.71	32.67	32.67	-
WT2	Valeurs identifiées	$\Pi$	22.1947	22.1966	22.1952	22.1952	22.1939	22.1942	-
		$C_{10}$ (MPa)	$4.01e^{-2}$	$2.50e^{-2}$	$3.16e^{-2}$	$4.28e^{-2}$	$7.41e^{-2}$	$5.23e^{-2}$	$1.73e^{-2}$
		$k_1$ (MPa)	$2.17e^{-2}$	$2.25e^{-2}$	$2.87e^{-2}$	$2.34e^{-2}$	$7.94e^{-2}$	$4.88e^{-2}$	$2.29e^{-2}$
		$k_2$	$9.62e^{-3}$	$1.01e^{-3}$	$2.14e^{-3}$	$1.20e^{-3}$	$5.00e^{-3}$	$5.66e^{-3}$	$3.33e^{-3}$
		$\kappa$	$2.27e^{-2}$	$2.97e^{-6}$	$2.76e^{-4}$	$2.31e^{-2}$	$3.05e^{-2}$	$6.66e^{-3}$	$1.42e^{-2}$
WT3	Valeurs identifiées	$\alpha$ (°)	149.99	-90.00	82.85	149.99	82.6649	-7.22	-
		$\Pi$	9.5055	9.7474	9.3681	9.5055	9.3752	9.37	-
		$C_{10}$ (MPa)	$9.20e^{-2}$	$9.12e^{-2}$	$9.18e^{-2}$	$9.10e^{-2}$	$9.21e^{-2}$	$9.22e^{-2}$	$4.80e^{-4}$
		$k_1$ (MPa)	$6.10e^{-2}$	$6.06e^{-2}$	$6.09e^{-2}$	$6.05e^{-2}$	$6.11e^{-2}$	$6.12e^{-2}$	$2.71e^{-4}$
		$k_2$	$1.43e^{-3}$	$9.79e^{-3}$	$3.07e^{-3}$	$1.13e^{-2}$	$6.10e^{-4}$	$3.99e^{-3}$	$4.47e^{-3}$
	Fonction cout	$\kappa$	$3.34e^{-3}$	$9.85e^{-5}$	$1.98e^{-5}$	$3.46e^{-3}$	$3.34e^{-3}$	$9.87e^{-5}$	$1.82e^{-3}$
		$\alpha$ (°)	134.49	-45.50	-45.50	44.49	44.49	134.49	-
		$\Pi$	16.8196	16.8144	16.8141	16.8199	16.8195	16.8143	-

### 3.2 Évolution de la micro-structure

La figure 6 présente, pour chacune des zones d'étude, la distribution du réseau de fibres de collagène mesurée, la distribution calculée sous l'hypothèse affine ainsi que l'OI mesuré (...), calculé (—) et leur différence (—).

Lorsque l'on observe la distribution mesurée initiale, on constate que la zone centrale a une répartition quasi-homogène tandis que dans les bras, la distribution semble être légèrement orientée probablement en raison du pré-chargement effectué lors de la mise en position de l'échantillon.

De plus, dans la zone centrale (fig.6c), on constate qu'il y a une réorganisation suivant l'axe de traction qui est confirmée par la forme de l'OI (fig.6c). Pour rappel, le chargement est effectué successivement dans chacune des directions. La distribution calculée (fig.6b) est légèrement éloignée de la distribution mesurée mais l'OI reproduit qualitativement la réorganisation au cours du chargement.

Dans les zones horizontales et verticales, deux comportements distincts sont observés. En effet, en zone horizontale (fig.6f), l'OI mesurée reproduit le même type de comportement que précédemment. Au contraire, en zone verticale (fig.6f), la réorganisation de l'OI mesurée est continue (pas de réorganisation successive dans chacune des directions). Ce type de comportement était attendu car dans les bras nous attendions un comportement proche d'un essai uni-axial. Il est donc probable qu'en zone horizontale notre observation se situe trop près du centre de l'éprouvette ce qui conduit à un comportement similaire à la zone centrale.

De manière générale, lorsque l'on compare l'OI mesuré et simulé (fig.6c,f,i), on constate que pour de faibles déformations locales, la prédiction de la distribution des fibres de collagène. Au contraire, pour des grands niveaux de déformation, la différence d'OI est très importante ce qui nous fait dire que l'hypothèse affine n'est pas valable pour de grandes déformations.

Enfin, bien que la figure 6 soit obtenue pour un seul échantillon des résultats similaires ont été obtenus avec plus ou moins de réorganisation successive dans chacune des directions dans chacun des bras.

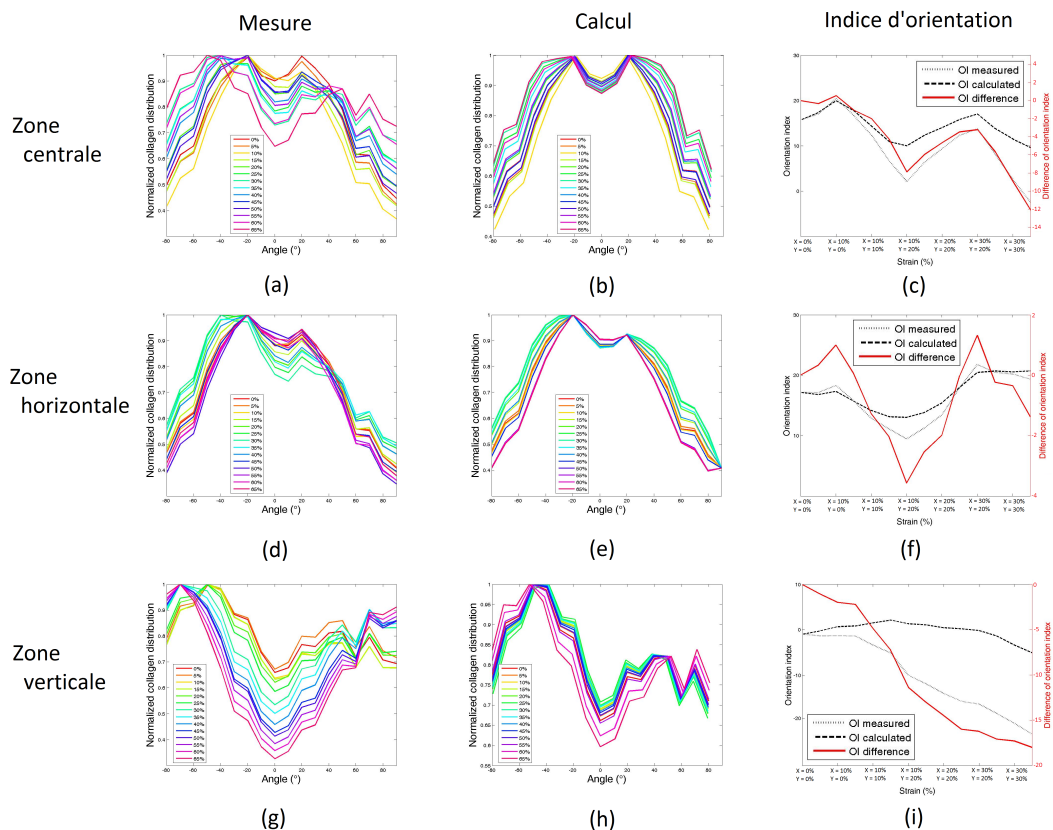


FIGURE 6 – Réorientation des fibres de collagène au cours de la traction bi-axiale au sein de différentes régions.

## 4 Conclusion et discussion

Ce travail a permis d'identifier, à partir d'une mesure macroscopique, une loi de comportement très utilisée pour caractériser les matériaux biologiques. Une faible dispersion des paramètres identifiés est observée pour chaque échantillon ce qui valide les résultats. L'hypothèse affine, sous-jacente à la loi de comportement utilisée, a aussi été testée à partir de mesures locales de la déformation. Cette hypothèse est qualitativement bonne pour de faibles déformations mais engendre de plus importantes erreurs pour des déformations locales importantes.

En conséquent, la loi de Holzapfel ne semble pas contenir suffisamment d'information pour décrire l'interaction macro/micro présente dans la peau. En effet, il est possible qu'il y ait un effet de structure qui n'est pas pris en compte lors de cette hypothèse affine.

Le travail futur s'intéressera à la description d'un modèle plus complexe dans lequel les fibres interagissent à l'échelle de la micro-structure [16].

## Références

- [1] YC Fung. *Biomechanics : Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer-Verlag, New York, 1993.
- [2] LH Jansen and PB Rottier. Elasticity of human skin related to age. *Dermatology*, 115(2) :106–111, 1957.
- [3] DR Veronda and RA Westmann. Mechanical characterization of skin—finite deformations. *Journal of biomechanics*, 3(1) :111–124, 1970.
- [4] MD Ridge and V Wright. A bio-engineering study of the mechanical properties of human skin in relation to its structure. *British Journal of Dermatology*, 77(12) :639–649, 1965.
- [5] JWY Jor, MP Nash, PMF Nielsen, and PJ Hunter. Estimating material parameters of a structurally based constitutive relation for skin mechanics. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 10(5) :767–778, 2011.
- [6] Y Lanir. A structural theory for the homogeneous biaxial stress-strain relationships in flat collagenous tissues. *Journal of biomechanics*, 12(6) :423–436, 1979.
- [7] S Bancelin, B Lynch, C Bonod-Bidaud, G Ducourthial, S Psilodimitrakopoulos, P Dokládál, J-M Allain, M-C Schanne-Klein, and F Ruggiero. Ex vivo multiscale quantitation of skin biomechanics in wild-type and genetically-modified mice using multiphoton microscopy. *Scientific reports*, 5, 2015.
- [8] C Jayyosi, M Coret, and K Bruyère-Garnier. Liver capsule microstructure reorganization induced by biaxial loading assessed by multiphoton microscopy. *S13 Comportement biomécanique multi-échelles et multi-physiques*, 2015.
- [9] C Jayyosi, M Coret, and K Bruyere-Garnier. Characterizing liver capsule microstructure via in situ bulge test coupled with multiphoton imaging. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 54 :229–243, 2016.
- [10] A Mauri, M Perrini, AE Ehret, DSA De Focatiis, and E Mazza. Time-dependent mechanical behavior of human amnion : macroscopic and microscopic characterization. *Acta biomaterialia*, 11 :314–323, 2015.
- [11] J-S Affagard, F Wijanto, R Rubio Amador, C Bonod-Bidaud, F Ruggiero, and J-M Allain. A numerical study of a biaxial sollicitation to set-up the displacement field measurement of ex vivo mouse skin. In *Mechanics of Biological Systems and Materials, Volume 6*, pages 53–60. Springer, 2016.
- [12] GA Holzapfel, TC Gasser, and RW Ogden. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *Journal of elasticity and the physical science of solids*, 61(1-3) :1–48, 2000.
- [13] TC Gasser, RW Ogden, and GA Holzapfel. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *Journal of the royal society interface*, 3(6) :15–35, 2006.
- [14] M Bornert, F Hild, J-J Orteu, and S Roux. Digital image correlation. *Full-Field Measurements and Identification in Solid Mechanics*, pages 157–190, 2012.
- [15] MS Sacks. Incorporation of experimentally-derived fiber orientation into a structural constitutive model for planar collagenous tissues. *Journal of biomechanical engineering*, 125(2) :280–287, 2003.
- [16] J Guilie, T-N Lê, and P Le Tallec. Microsphere model for strain-induced crystallization in rubber. In *Proceedings of the 8th conference on constitutive models in rubbers*, Taylor & Francis, pages 467–472, 2013.