



HAL
open science

Caractérisation mécanique et modélisation du comportement jusqu'à rupture d'un tissu biologique mou fibreux: la peau humaine

Clémentine Jacquemoud, Michel Coret, Karine Bruyère-Garnier, Michel Brunet

► **To cite this version:**

Clémentine Jacquemoud, Michel Coret, Karine Bruyère-Garnier, Michel Brunet. Caractérisation mécanique et modélisation du comportement jusqu'à rupture d'un tissu biologique mou fibreux: la peau humaine. CFM 2007 - 18ème Congrès Français de Mécanique, Aug 2007, Grenoble, France. hal-03360343

HAL Id: hal-03360343

<https://hal.science/hal-03360343>

Submitted on 30 Sep 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Caractérisation mécanique et modélisation du comportement jusqu'à rupture d'un tissu biologique mou fibreux: la peau humaine

^{1,2}Clémentine Jacquemoud, ²Michel Coret, ¹Karine Bruyère-Garnier & ²Michel Brunet

¹Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Solides – CNRS UMR5259 - INSA-Lyon, Bât. Jean d'Alembert, 18-20 Rue des Sciences, 69621 VILLEURBANNE Cedex.

²Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs – UMR-T 9406 – INRETS-UCBL, 25 Av. F. Mitterrand, Case24, 69675 BRON Cedex.
clementine.jacquemoud@inrets.fr

Résumé :

La peau humaine est classée parmi les tissus biologiques mous fibreux dont le comportement hétérogène est directement lié à l'organisation du réseau de fibres. Cette hypothèse est confirmée par les essais de traction dynamique réalisés sur la peau humaine jusqu'à rupture. Il apparaît que les propriétés mécaniques de la peau varient avec l'orientation principale des fibres et que son champ de déformation est hétérogène. La modélisation d'un tel tissu nécessite de prendre en compte des paramètres propres à la structure. C'est la raison pour laquelle le modèle développé utilise la méthode des éléments finis en formulation lagrangienne réactualisée et inclut une fonction de répartition des fibres permettant la modélisation de champs de déformations et de contraintes hétérogènes. De plus, en attribuant un comportement hyperélastique fragile aux fibres, il est possible de modéliser la rupture du matériau.

Abstract :

Fibrous soft tissues such as skin are characterized by a heterogeneous behaviour due to their fibre network organisation. The dynamic tensile tests performed up to failure on human skin help in validating this hypothesis. It appears that the mechanical properties of human skin vary with the main fibre orientation and that the strain field is heterogeneous. When modelling such a tissue it is important to take into account some structural parameters. That is the reason why a finite element model is developed using the updated lagrangian formulation and includes a fibre distribution function. Each fibre follows a hyperelastic plastic law so that it is possible to model heterogeneous strain and stress field up to the failure of the tissue.

Mots-clefs :

tissu fibreux ; formulation EF hyperélastique ; essais à rupture.

1 Introduction

Dans le domaine des transports, des modèles éléments finis du corps humain sont utilisés pour la prédiction des risques de blessure lors d'accidents de la route. Le développement de tels modèles demande une connaissance des propriétés des tissus lorsqu'ils sont soumis à des sollicitations dynamiques jusqu'à rupture. Or la plupart des études expérimentales sur les tissus mous portent sur des essais de traction quasi-statiques (Lanir *et al.* 1974, Sacks, 2003) en petites déformations et sans endommagement. Face au manque de données dans des conditions de choc, cette étude a pour objectif d'apporter les caractéristiques à rupture de la peau humaine et une modélisation de son comportement lors d'un essai de traction dynamique jusqu'à rupture.

La peau est constituée de trois couches dont seule la couche centrale : le derme, joue un rôle résistant en traction. Défini comme un tissu conjonctif, le derme est constitué d'un réseau hétérogène de fibres de collagène et d'élastine entouré d'une substance fondamentale, or seules les fibres de collagène vont résister à la traction, spécialement en grandes déformations d'après Silver *et al.* (2001). Une telle structure hétérogène impose à la fois d'avoir des mesures très locales lors des expérimentations et d'inclure les propriétés du réseau de fibres de collagène lors de la modélisation de son comportement en traction. Les modèles existants de tissus conjonctifs concernent essentiellement les tissus cardiovasculaires. En général, le matériau est considéré comme incompressible avec un comportement hyperélastique non linéaire dérivant d'un potentiel d'énergie de déformation de type exponentiel. Dans la plupart des études récentes, le tissu est modélisé par une matrice homogène isotrope (substance fondamentale) et un réseau de fibres défini de différentes façons (Lanir, 1983, Holzappel, 2006).

Nous proposons donc de déterminer les propriétés mécaniques de la peau humaine à l'aide d'essais de traction dynamique agrémentés d'un système de mesure de champs de déformations adapté aux tissus biologiques. Nous modélisons ensuite la peau humaine par un réseau de fibres, défini par une fonction de répartition angulaire de type Sacks (2003), que nous avons étendu pour prendre en compte la rupture, ce qui est peu présent dans la littérature. L'objet de cet article est donc la présentation du protocole expérimental ainsi que sa mise en œuvre numérique du modèle dans un cadre éléments finis (schéma implicite en formulation lagrangienne réactualisée).

2 Méthode

2.1 Essais de traction dynamique

Les essais de traction sont réalisés sur de la peau humaine, les éprouvettes en forme de I ($L=30\text{mm}$, $l=10\text{-}30\text{mm}$) sont prélevées sur des fronts de sujets frais et conservés dans du sérum physiologique à 4°C jusqu'au moment du test (12h maximum). La découpe des éprouvettes est effectuée suivant deux directions perpendiculaires : la direction transversale (Tr) parallèle à la ligne des sourcils et la direction crânio-caudale (Cc). La peau est préalablement recouverte d'un mouchetis aléatoire (points noirs) avant le test pour la mesure des déformations par corrélation d'image, décrite ci-dessous.

Le montage de traction dynamique, décrit dans Jacquemoud *et al.* (2006), est conçu pour s'adapter à un puit de chute. Il est composé de deux chariots, sur chacun d'eux est fixé un mors et l'éprouvette constitue le lien entre eux. Lors d'un essai, la chute libre du chariot principal est stoppée par une structure en nid d'abeille tandis que le chariot secondaire continue sa chute en sollicitant la peau en traction. La masse du chariot secondaire ($M_0=1.49\text{kg}$) est ajustable. Les essais peuvent ainsi être effectués à des vitesses proches du choc ($V_0=3\text{m/s}$) jusqu'à rupture du matériau.

Le montage est équipé d'un capteur d'effort, d'un capteur de déplacement et d'une caméra rapide (2000i/s). Compte tenu de la structure hétérogène du tissu étudié, deux échelles de mesure de déformations viennent se compléter. A l'échelle globale, les déformations longitudinales sont calculées de manière conventionnelle à partir de l'allongement lu sur le capteur de déplacement tandis qu'à l'échelle locale, le champ de déformation total est mesuré par corrélation d'images numériques Mguil-Touchal *et al.* (1998) à partir des vidéos rapides.

2.2 Modèle éléments finis

La peau est considérée comme une membrane incompressible de densité égale à 1. Elle est modélisée par un réseau de fibres incompressibles en contraintes planes.

Le comportement de chaque fibre dérive d'un potentiel d'énergie de déformation w_f défini à partir de la loi de Demiray (1976) à laquelle est ajoutée une pression hydrostatique p permettant de prendre en compte son incompressibilité :

$$w_f = a(\exp[b(I_{f1} - 3)] - 1) - \frac{1}{2} p \ln(I_{f3}) \quad [1]$$

avec I_{f1} premier invariant et I_{f3} troisième invariant des déformations de la fibre, a et b paramètres de la fibre. Le tenseur des contraintes de Piola-Kischhoff II de la fibre s'écrit alors :

$$\mathbf{S}_f = 2 \frac{\partial w_f}{\partial \mathbf{C}_f} \text{ où } \mathbf{C}_f \text{ est le tenseur des déformations de Cauchy-Green droit.} \quad [2]$$

[2] est valable dans le cas où la composante C_{f11} (déformation longitudinale de la fibre) est strictement inférieure à une déformation critique $C_{11critique}$. Le tenseur \mathbf{S}_f est en fait réduit à la seule composante S_{f11} dont l'expression est choisie de la forme [3] afin de permettre la modélisation de la rupture des fibres.

$$\begin{cases} S_{f11} = 2a.b.\exp[b(I_{f1} - 3)] \left(1 - (C_{f11})^{\frac{3}{2}}\right) & \text{si } C_{f11} < C_{11critique} \\ S_{f11} = -0.005C_{f11} + S_0 & \text{si } C_{11critique} \leq C_{f11} < C_{11rupture} \\ S_{f11} = 0 & \text{si } C_{f11} \geq C_{11rupture} \end{cases}, S_0 \text{ constante} \quad [3]$$

Précisons qu'une formulation thermodynamique dissipative plus complète sera proposée ultérieurement.

L'arrangement des fibres en réseau est pris en compte par une fonction de répartition angulaire R dont la forme est définie par Sacks (2003) :

$$R(\theta) = \frac{1}{\sigma_R \sqrt{2\pi}} \cdot \exp\left[-\frac{(\theta - \mu_R)^2}{2\sigma_R^2}\right] \text{ avec } \mu_R \text{ moyenne et } \sigma_R \text{ écart type de } R. \quad [4]$$

L'énergie de déformation totale W de la membrane est alors la somme des énergies de chaque fibre suivant son orientation [5]. Les contraintes de Piola-Kirschhoff II de la membrane dérivent de cette énergie.

$$W = \frac{1}{Q_0} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} w_f \cdot R(\theta) \cdot d\theta \quad \text{avec} \quad Q_0 = \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} R(\theta) \cdot d\theta \quad \text{quantité de fibres initiale} \quad [5]$$

L'écriture et la résolution des équations d'équilibre sont effectuées par la méthode des éléments finis sur un schéma itératif implicite. Les non linéarités géométriques sont prises en compte par la formulation lagrangienne réactualisée (LR) appliquée à des éléments quadrilatères isoparamétriques à quatre noeuds. L'opérateur tangent élémentaire est alors calculé à partir du

module tangent de comportement $\iota\mathbf{A}$ en formulation LR. L'écriture de $\iota\mathbf{A}$ s'effectue de manière différente suivant:

- si toutes les fibres vérifient $C_{f11} < C_{11rupture}$, le module tangent en formulation lagrangienne totale dérive du potentiel d'énergie de déformation et peut ensuite être transformé pour une écriture en formulation LR,

- dès qu'une première fibre atteint $C_{11rupture}$, le module tangent en formulation LR se calcule directement par différence finie entre le dernier état convergé et l'état recherché.

Les équations d'équilibre sont ensuite résolues par la méthode itérative de Newton complet.

3 Résultats

Les essais de traction apportent les caractéristiques à rupture de la peau humaine : la contrainte maximale est de 7.0 ± 1.4 MPa pour une déformation moyenne locale de $19.6 \pm 3.5\%$ (moyenne sur 6 essais en direction transversale). Les valeurs de contraintes sont comparables à celles rapportées par Yamada (1970) et Dunn *et al.* (1983) comprises entre 4.6 MPa et 14 MPa pour la peau humaine. Il apparaît (Figure 1) que la raideur de la peau est plus importante dans la direction transversale. Enfin, les mesures effectuées par corrélation d'images montrent que le champ de déformation de la peau est hétérogène, des concentrations de déformations apparaissent dans la zone proche de la rupture (Figure 2.a).

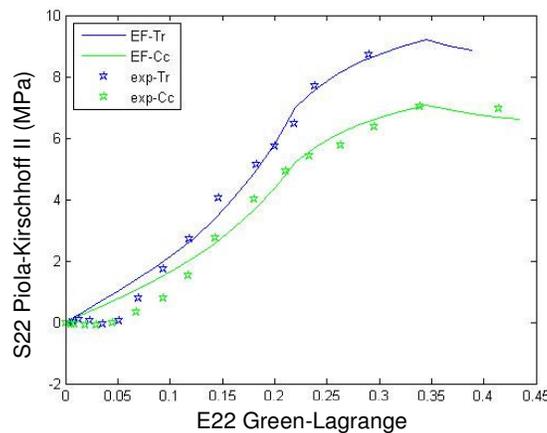


FIG. 1 – Courbes contrainte-déformation longitudinales: valeurs expérimentales en direction transversale (exp-Tr) et en direction crânio-caudale (exp-Cc), valeurs de la simulation EF 1 élément avec $\mu_R = \pi/2$ (EF-Tr) et $\mu_R = 0$ (EF-Cc).

Le modèle est tout d'abord testé sur un élément ($30 \times 10 \times 1 \text{ mm}^3$). Les paramètres $a=0.0150$, $b=8.8319$, $C_{11critique}=1.45$ et $C_{11rupture}=1.72$ sont identifiés sur une courbe expérimentale choisie comme représentative des essais sur peau humaine en direction transversale. La moyenne $\mu_R = \pi/2$ et l'écart type $\sigma_R = \pi/2$ sont choisis de telle sorte que l'orientation principale des fibres soit parallèle à la direction de traction. La courbe des contraintes longitudinales en fonction des déformations longitudinales issue de la simulation (courbe EF-Tr sur la Figure 1) est proche des valeurs expérimentales de l'essai RHD41 réalisé dans la direction transversale. Si l'on se place dans une direction perpendiculaire, c'est-à-dire que la moyenne μ_R est choisie égale à 0, la raideur diminue et les valeurs de la simulation (courbe EF-Cc sur la Figure 1) correspondent

alors aux données de l'essai RHD44 pour lequel la peau est prélevée sur le même sujet (homme, 62 ans) mais est sollicitée dans la direction crânio-caudale. Le second test est effectué sur une éprouvette ($30 \times 10 \times 1 \text{ mm}^3$) divisée en 48 éléments, tous les paramètres sont identiques à l'exception de la moyenne μ_R qui est différente sur chaque élément: les valeurs ($-\pi/2 < \mu_R < \pi/2$) étant attribuées à chaque élément de façon aléatoire (Figure 2.b). Il apparaît que le champ de déformation juste avant la rupture est hétérogène (Figure 2.c).

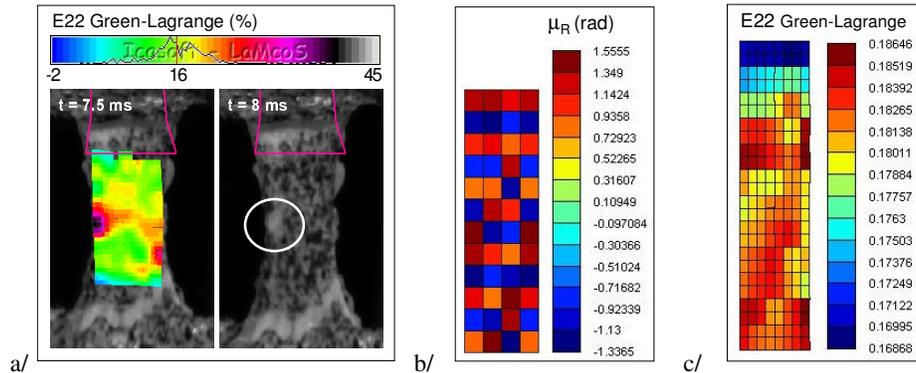


FIG. 2 – Déformations longitudinales: mesurées par corrélation d'images essai direction transversale RHD14 (a), simulées par EF 48 éléments (c). Orientations privilégiées des fibres μ_R à t_0 : simulation EF 48 éléments (b).

4 Conclusions

Les essais de traction sont effectués avec des moyens adaptés aux tissus biologiques mous telle la mesure de déformations par corrélation d'images qui présente plusieurs avantages : elle permet des mesures sans contact qui n'endommagent pas le tissu, elle apporte des valeurs de déformation plus précises proches de la rupture et donne les trois composantes du champ de déformation à partir d'un test unidirectionnel. Les résultats ainsi obtenus montrent que les propriétés mécaniques de la peau varient avec la direction de traction, elles dépendent donc des orientations privilégiées de fibres. De plus, le champ de déformation est hétérogène reflétant bien l'hétérogénéité structurelle du matériau.

A partir de ces résultats, une maquette numérique d'un modèle élément fini est développée pour simuler le comportement et la rupture d'un matériau constitué d'un réseau hétérogène de fibres. Le modèle hyperélastique fragile proposé semble pouvoir décrire correctement le comportement de la peau jusqu'à rupture. Il reste cependant à définir une méthode d'optimisation adaptée à l'identification des paramètres du modèle permettant la simulation des essais.

Références

- Demiray, H. 1976 Stresses in ventricular wall. *ASME J. Appl. Mech.* **43**, 194-197.
- Dunn, M.G., Silver, F.H. 1983 Viscoelastic behavior of human connective tissues: relative contribution of viscous and elastic components. *Connect. Tissue Res.* **12**, 59-70.

- Holzappel, G.A. 2006 Determination of material models for arterial walls from uniaxial extension tests and histological structure. *Journal of Theoretical Biology*. **238**(2), 290-302.
- Jacquemoud, C., Bruyère-Garnier, K., Coret, M. 2007 Methodology to determine failure characteristics of planar soft tissues using a dynamic tensile test. *Journal of Biomechanics*. **40**(2), 468-475.
- Lanir, Y., Fung, Y.C. 1974 Two-dimensional mechanical properties of rabbit skin - II. Experimental results. *Journal of Biomechanics*. **7**, 171-182.
- Lanir, Y. 1983 Constitutive equations for fibrous connective tissues. *Journal of Biomechanics*. **16**(1), 1-12.
- Mguil-Touchal, S., Morestin, F., Brunet, M. 1998 Experimental determination of forming limit diagrams using a method of digital picture. In proceedings of the 20th Biennial Congress Genval Brussel IDDRG 98, Brussel.
- Sacks, M.S. 2003 Incorporation of experimentally-derived fiber orientation into a structural constitutive model for planar collagenous tissues. *J. Biomech. Eng.* **125**(2), 280-287.
- Silver, F.H., Freeman, J.W., DeVore, D. 2001 Viscoelastic properties of human skin and processed dermis. *Skin Research and Technology*. **7**, 18-23.
- Yamada, H. 1970 Mechanical properties of the nervous system, integument, sense organs and tissues. In: Evans, G. (Ed.), *Strength of biological materials*. Waverly Press, Baltimore, 224-231.