



**HAL**  
open science

# Caractérisation 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 et modélisation du comportement jusqu'à rupture d'un tissu biologique mou fibreux : la peau humaine. 8e Colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2007, Giens, France. hal-01517267

**HAL Id: hal-01517267**

**<https://hal.science/hal-01517267>**

Submitted on 3 May 2017

**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

---

# Caractérisation 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\*

\* Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Solides, INSA-Lyon  
CNRS UMR5259, F-69621 Villeurbanne cedex

\*\* Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, INRETS-UCBL  
UMR-T 9406, 25 avenue F. Mitterrand, case24, F-69675 Bron cedex  
clementine.jacquemoud@inrets.fr

---

*RÉSUMÉ.* Des tissus biologiques mous fibreux comme la peau doivent l'hétérogénéité de leur comportement à celui de leur réseau de fibres. Des essais de traction dynamique réalisés sur de la peau humaine jusqu'à rupture mettent en évidence l'hétérogénéité du champ de déformation. Modéliser ce type de comportement demande de prendre en compte des paramètres propres à la structure. Le modèle développé utilise donc la méthode des éléments finis en formulation lagrangienne réactualisée et il inclut une fonction de répartition des fibres permettant ainsi 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.* The global heterogeneity of fibrous soft tissues such as skin comes from their fibre network organisation. Dynamic tensile tests up to failure on human skin reveal the heterogeneity of the strain field. Modelling such tissues is accurate when taking 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-CLÉS :* tissu fibreux, traction dynamique, hyperélasticité, rupture, formulation EF.

*KEYWORDS:* fibrous soft tissues, dynamic tensile test, hyperelasticity, failure, FE formulation.

---

## 1. Introduction

Dans le domaine des transports, des modèles éléments finis du corps humain sont développés dans le but de prédire les risques de blessure lors d'accidents de la route. Face au manque de données sur les tissus mous, cette étude a pour objectif d'apporter une modélisation du comportement de la peau humaine lors d'un essai de traction dynamique jusqu'à rupture.

La peau est en effet 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 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 (Silver *et al.*, 2001). Modéliser le comportement de la peau en traction revient donc à modéliser le comportement de son réseau de fibres de collagène.

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, Driessen *et al.*, 2005, Holzapfel, 2006).

Nous proposons donc de modéliser la peau humaine par un réseau de fibres, défini par une fonction de répartition angulaire de type Sacks (Sacks, 2003), que nous avons complété pour prendre en compte la rupture, ce qui est peu présent dans la littérature. L'objet de cet article est donc la présentation de ce modèle ainsi que sa mise en œuvre numérique 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. Le montage de traction dynamique (Jacquemoud *et al.*, 2007) est équipé d'un capteur d'effort, d'un capteur de déplacement et d'une caméra rapide (2000i/s). Les essais peuvent ainsi être effectués à des vitesses proches du choc ( $V_0=3\text{m/s}$ ) jusqu'à rupture du matériau. 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**

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 (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 :

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

[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.

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

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 (Sacks, 2003) :

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

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.

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

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 composé d'une partie linéaire et d'une partie géométrique non linéaire :

$${}^t\mathbf{K}_e = \underbrace{\int_{V_e} {}^t\mathbf{B}_L^T \mathbf{A} {}^t\mathbf{B}_L dV_e}_{{}^t\mathbf{K}_{eL}} + \underbrace{\int_{V_e} {}^t\mathbf{B}_{NL}^T {}^t\sigma_{NL} {}^t\mathbf{B}_{NL} dV_e}_{{}^t\mathbf{K}_{eNL}} \quad [6]$$

avec  $\mathbf{B}_L$  et  $\mathbf{B}_{NL}$  matrices gradient linéaire et non linéaire,  $V_e$  volume élémentaire et  $\mathbf{A}$  module tangent de comportement en formulation LR dont le calcul s'effectue de deux façons différentes suivant :

- si toutes les fibres vérifient  $C_{f11} < C_{11rupture}$ , le module tangent en formulation lagrangienne totale  ${}_0\mathbf{A}$  dérive du potentiel d'énergie de déformation et peut ensuite être transformé pour une écriture en formulation LR :

$${}_0A_{ijrs} = 4 \frac{\partial^2 W}{\partial {}_0^t C_{ij} \partial {}_0^t C_{rs}} \rightarrow {}^tA_{abpq} = \frac{1}{\det({}^tF)} {}^tF_{ai} {}^tF_{bj} {}_0A_{ijrs} {}^tF_{pr} {}^tF_{qs} \quad [7]$$

- 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  $t1$  et l'état recherché  $t$  :

$${}_{t1}\mathbf{A} = \frac{{}_0^t\mathbf{A} \cdot {}_0^t\mathbf{E} - {}_0^{t1}\mathbf{A} \cdot {}_0^{t1}\mathbf{E}}{{}_0^t\mathbf{E} - {}_0^{t1}\mathbf{E}} \quad [8]$$

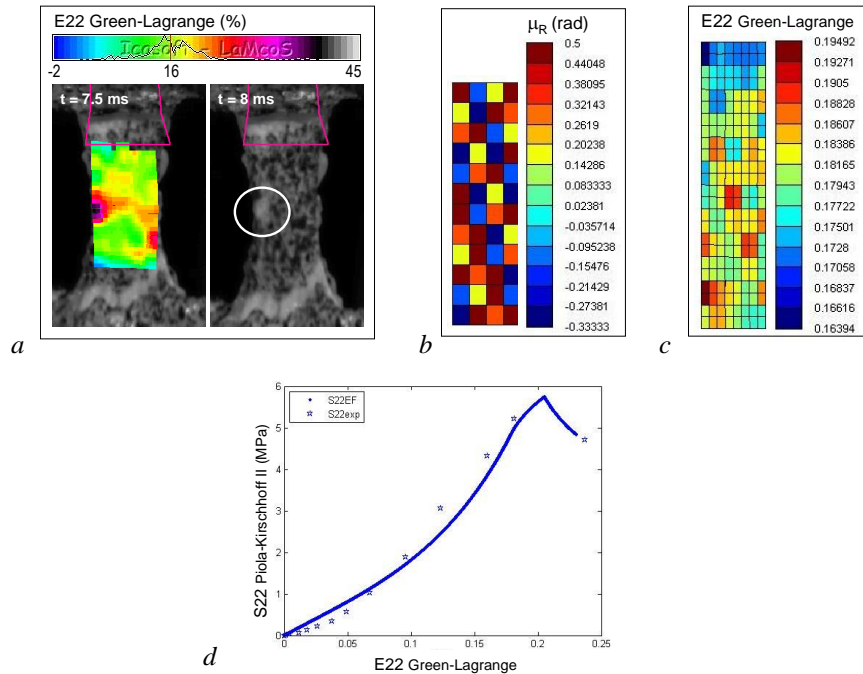
Les équations d'équilibre sont ensuite résolues par la méthode itérative de Newton complet.

### 3. Résultats

Lors des essais de traction, 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 1.a).

---

1. Notation des tenseurs : l'indice en bas à gauche correspond à la configuration de référence, l'indice en haut à gauche à la configuration actuelle.



**Figure 1.** Déformations longitudinales: mesurées par corrélation d'images essai RHD14 (a), simulées par EF 48 éléments (c). Orientations privilégiées de fibre  $\mu_R$  à  $t_0$ : simulation EF 48 éléments (b). Courbe contrainte-déformation longitudinales (d)

Le modèle est tout d'abord testé sur un élément ( $30 \times 10 \times 1 \text{ mm}^3$ ). Les paramètres  $a=0.5289$ ,  $b=14.1385$ ,  $C_{11critique}=1.36$  et  $C_{11rupture}=1.41$  sont identifiés sur une courbe expérimentale choisie comme représentative des essais sur peau humaine. 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 (Figure 1.d) est proche des valeurs expérimentales de l'essai RHD14 (Sujet: femme 85 ans). 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  $\mu_R$  qui est différente sur chaque élément: les valeurs ( $-\pi/3 < \mu_R < \pi/2$ ) étant attribuées à chaque élément de façon aléatoire (Figure 1.b). Il apparaît que le champ de déformation juste avant la rupture est hétérogène (Figure 1.c).

#### 4. Discussion

Les essais de traction dynamique sur la peau humaine dévoilent un matériau au champ de déformations hétérogène. A partir de ce résultat, 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 le problème de l'identification des paramètres pour une simulation plus précise des essais, une méthode d'optimisation doit être définie par la suite. L'avantage de ce modèle réduit au simple réseau de fibres est le faible nombre de paramètres par rapport aux modélisations de tissus cardiovasculaires (Driessen *et al.*, 2005, Holzapfel, 2006) dans lesquelles est ajouté un matériau homogène isotrope pour la substance fondamentale, ce qui double le nombre de paramètres.

#### 5. Bibliographie

- Demiray H., « Stresses in ventricular wall », *ASME J. Appl. Mech.*, vol. 43, 1976, p. 194-197.
- Driessen N.J.B., Bouten C.V.C., Baaijens F.P.T., « A structural constitutive model for collagenous cardiovascular tissues incorporating the angular fiber distribution », *Journal of Biomechanical Eng.*, vol. 127, 2005, p. 494-503.
- Mguil-Touchal S., Morestin F., Brunet M., « Experimental determination of forming limit diagrams using a method of digital picture », *In proceedings of the 20<sup>th</sup> Biennial Congress Genval Brussel IDDRG 98*, Brussel, 1998.
- Holzapfel G.A., « Determination of material models for arterial walls from uniaxial extension tests and histological structure », *Journal of Theoretical Biology*, vol. 238, n° 2, 2006, p. 290-302.
- Jacquemoud C., Bruyère-Garnier K., Coret M., « Methodology to determine failure characteristics of planar soft tissues using a dynamic tensile test », *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° 2, 2007, p. 468-475.
- Lanir Y., « Constitutive equations for fibrous connective tissues », *Journal of Biomechanics*, vol. 16, n° 1, 1983, p. 1-12.
- Sacks M.S., « Incorporation of experimentally-derived fiber orientation into a structural constitutive model for planar collagenous tissues », *J. Long-term Effect Med Implants*, vol. 125, n° 2, 2003, p. 280-287.
- Silver F.H., Freeman J.W., DeVore D., « Viscoelastic properties of human skin and processed dermis », *Skin Research and Technology*, vol. 7, 2001, p. 18-23.