

# Analyse des contraintes de tension sur la peau humaine

E. TIENNOT<sup>a</sup>, L. CAPEK<sup>b</sup>, K. SAIDI<sup>a</sup>, V. PLACET<sup>a</sup>, L. DZAN<sup>c</sup>, E. JACQUET<sup>a</sup>

- a. Femto ST CNRS UMR6174 24 rue épitaphe 25000 Besançon (France)
- b. Université de Liberec (republique Tchèque),
- c. Département chirurgie maxillo-faciale hôpital de Liberec (république Tchèque)

## Résumé :

*L'étude du comportement mécanique de la peau est devenu un thème très riche de part les multiples applications envisagées et domaines concernés, de part également la complexité des phénomènes observés. L'un des objectifs visés par nombre de chercheurs consiste à établir une modélisation in vivo de ce tissu prenant en compte son comportement non linéaire, son anisotropie et les effets du temps. La fiabilité de cette modélisation repose sur la connaissance de l'état fonctionnel du tissu qui dépend de l'âge de l'individu et des postures du sujet. Peu d'études permettent la détermination de cet état qui pourtant est essentiel pour l'identification du comportement. Certains auteurs ont développé des dispositifs pour révéler la tension naturelle du tissu, d'autres ont abordé cette grandeur comme l'un des paramètres du comportement. L'étude présente se fixe comme objectif de déterminer le champ de contraintes de tension dans la peau in vivo. On réalise des prélèvements cutanés pour suivre l'évolution de la forme des zones libérées de leurs contraintes. Le champ de contraintes aux bornes de la zone sollicitée a été identifié par méthode inverse grâce à un modèle éléments finis. Cette méthode fournit des données servant de référence à l'état fonctionnel et permettant d'interpréter les résultats des tests expérimentaux d'exploration mécanique in vivo.*

## Abstract :

*The study of the mechanical behaviour of the human skin is an interesting research topic considering the diversity of the related fields and applications, and taking into consideration the complexity of the observed phenomenon. One of the main purposes in the field of human skin researches consists in establishing a model of the mechanical behaviour taking into account the non-linearity, the anisotropy and the time-dependant behaviour of the material. The accuracy and the relevance of such models directly depend on the knowledge of the functional state of this tissue. This one is completely related to the human age and the body posture. Despite its importance for the identification of the behaviour, really few works deal with the determination of this state. Several authors developed experimental devices to determine the natural tension of this tissue; others consider it as a parameter of the global behaviour. The present study aims at determining the field of natural tension stresses in human skin (in vivo). Cutaneous samples are taken to follow the evolution of the shape of the region free from stresses. The stress field at the boundary of the sought region is identified by the inverse method using a finite element calculation. This method provides data stating as reference for the functional state and allowing the interpretation of the experimental tests of in vivo mechanical investigations.*

**Mots clefs: comportement mécanique, peau humaine, in vivo, contrainte résiduelle, tension initiale.**

## 1 Introduction

L'intérêt de la caractérisation des propriétés rhéologiques de la peau humaine est multiple. Pour les dermatologues et les cosmétologues, cette étude permet de s'affranchir des conditions expérimentales. Pour les chirurgiens, il s'agit de prévoir la réponse de la peau à une sollicitation mécanique. La peau, au repos possède un champ de contrainte qui est lié à différents phénomènes : l'élasticité du réseau d'élastine dans le derme [1], la viscosité de l'hypoderme et des constituants sous jacents (muscles, os,...) [2], les effets de pesanteur qui influent sur le vieillissement de la peau [3]. Il existe peu d'études concluantes pour déterminer cette contrainte interne. Les travaux de Diridollou et al. [4] ont permis de distinguer la prétension de la peau de son élasticité. Ceux de Jacquet et al. [5] ont conduit au développement d'un système d'extensiométrie et ont mis en avant l'importance de la posture du corps sur les mesures [4][5]. Avec le même objectif, Lim et al. [6] tentent de limiter la variabilité des mesures en développant un dispositif spécifique permettant de réduire l'influence de l'environnement.

## 2 Etat de l'art

Différentes méthodes classiquement utilisées en sciences des matériaux permettent de déterminer un état de contrainte interne; Parmi elles, la diffraction des rayons X, la photoélasticimétrie, l'utilisation des ultrasons sont des méthodes difficilement applicables à la mesure de contraintes dans un tissu amorphe et fortement visqueux que constitue la peau. Pour cette application, les travaux de Langer [7] s'apparentent à la méthode du trou incrémental [8]. Le principe de cette méthode repose sur la relaxation des contraintes résiduelles dans les matériaux métalliques. A partir d'un trou percé au niveau de la surface du matériau testé, les déformations engendrées à sa proximité sont la conséquence d'une perturbation de l'équilibre des contraintes. Le trou est percé de manière incrémental et les déformations sont relevées par des jauges à chaque étape. Un gradient de contraintes est ainsi acquis en fonction de la profondeur. À partir des lois de l'élasticité linéaire et des coefficients de calibration, le gradient de contraintes avant le perçage du trou peut être obtenu. Les coefficients de calibration dépendent de la géométrie du trou et des propriétés mécaniques du matériau. De la même manière, Langer [7] a pratiqué des plaies circulaires sur des cadavres et identifié les axes d'anisotropie de la peau. Le caractère fortement invasif de la méthode empêche sa transposition directe sur la peau in vivo. Elle est susceptible d'apporter cependant des résultats intéressants concernant le champ de contraintes de tension présent dans le tissu in vivo [4][9]. La présente étude s'appuie sur la méthode du trou incrémental et nécessite quelques modifications.

## 3 Description de la méthode

L'étude proposée consiste à évaluer le champ de tension initiale de la peau in vivo en confrontant des mesures expérimentales de l'ouverture d'incisions pratiquées sur des patients à un calcul par éléments finis fait à postériori. En appliquant aux berges de l'incision un champ de déplacement suffisant pour refermer l'incision et ainsi en associant les conditions aux limites réelles mesurées avec celles calculées numériquement, on accède à l'état de contraintes dans le tissu. La méthode comporte deux volets : un premier volet correspondant à l'acquisition d'images d'incisions réalisées in vivo sur l'homme, un second présentant le résultat d'un calcul numérique.

### 3.1 Acquisition des images

Les patients tous volontaires sont choisis parmi un groupe nécessitant une intervention chirurgicale que le praticien prévoit de réaliser en opérant une incision droite de dimensions suffisantes (longueur supérieure à 3cm). Il faut souligner que le geste du chirurgien n'est absolument pas modifié par la présente étude. Un observateur photographie le repère dessiné au feutre directement sur la peau du patient, puis la zone de la peau incisée après l'incision (**fig. 1**) Deux photos sont alors prises à quelques minutes d'intervalle pour permettre d'évaluer les phénomènes visqueux : l'une juste après l'incision, l'autre après quelques minutes. On mesure également l'épaisseur de la peau incisée.



Figure 1. Image de la peau juste après l'incision

### 3.2 Modèle numérique

Pour évaluer le champ de tensions in vivo qui s'est révélé lors de l'ouverture de la plaie, on développe un modèle numérique. On construit un domaine carré percé en son centre d'une lentille de forme symétrique. Les dimensions de ce perçage sont celles mesurées sur l'image de la plaie ouverte après l'incision. On définit comme Yoshida [10] un grand axe et petit axe de la lentille. Ce domaine géométrique est maillé à l'aide d'éléments triangulaires (3 ou 6 nœuds) d'épaisseur arbitraire 1mm. Le maillage est fortement resserré au voisinage des extrémités du trou lenticulaire. (Fig 2) Le comportement mécanique choisi est dans un premier temps un comportement élastique isotrope; les conditions aux limites choisies sont telles que les zones les plus éloignées de l'incision ne sont pas altérées par la sollicitation, c'est-à-dire les nœuds situés aux sommets du domaine sont bloqués en déplacement. On applique, dans le cadre des déformations planes une sollicitation pour refermer l'incision et on déplace les nœuds aux berges de l'incision symétriquement jusqu'à la ligne de symétrie. On visualise les valeurs du champ de tensions aux bornes du modèle. Ensuite, on prend en compte le caractère anisotrope du comportement mécanique de la peau en choisissant un modèle orthotrope. Une rigidité  $E1$  correspondant à la direction parallèle aux lignes de Langer est environ 10 fois plus importante que celle correspondant à la direction perpendiculaire aux lignes de Langer ( $E2$ ).

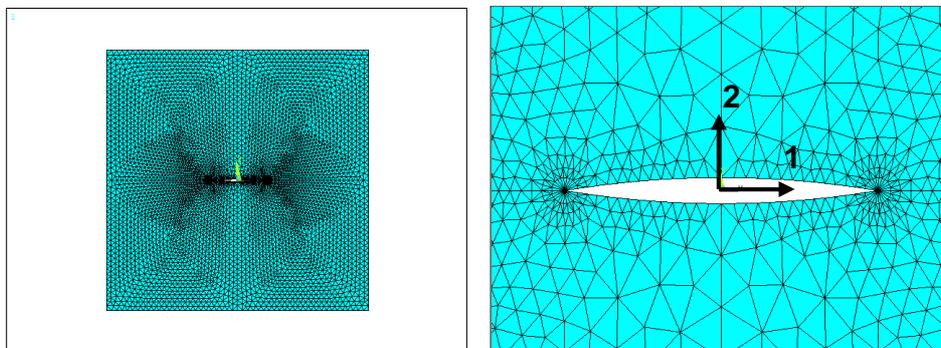


Figure 2 : Maillage de la géométrie choisie : à gauche toute la zone sollicitée, à droite, le maillage au voisinage de l'incision. Éléments 2D triangulaires

Dans la zone choisie par le chirurgien (base du cou) on note que l'incision est réalisée parallèlement aux lignes de Langer ; ce qui va limiter l'ouverture de la plaie.

Le nombre d'éléments choisis pour le maillage du modèle a été optimisé en particulier pour assurer une parfaite symétrie des résultats dans le cas élastique isotrope. Les paramètres mécaniques intrinsèques représentatifs du comportement de la peau ont été choisis à l'intérieur des plages de valeurs issues des données de la littérature [11][12] Ils sont regroupés dans le tableau 1.

	Module d'élasticité $E_1$ (// lignes de Langer)	Module d'élasticité $E_2$ (⊥ lignes de Langer)	Coefficient de Poisson $\nu_{12}$	Module de cisaillement $G_{12}$
modèle isotrope	1MPa	1MPa	0.3	0.38MPa
modèle orthotrope	1MPa	0.1MPa	0.3	0.38MPa

Tableau 1 : Valeur des paramètres élastiques choisis lors des deux essais

On note que le coefficient de Poisson est choisi sans tenir compte du caractère supposé quasi-incompressible de la peau in vivo [13]. La viscosité du matériau [14] n'a pas été prise en compte lors de cette étude [14]. Cela peut constituer un prolongement puisque nous disposons des images immédiatement après l'incision ainsi que des images dix minutes après.

## 4 Résultats

La modélisation a été développée à partir d'images obtenues grâce aux patients volontaires de l'hôpital de Librec.

### 4.1 Interprétation des images

Deux patients ont permis la prise de clichés de l'intervention. L'interprétation des images de plaies avant l'incision et après l'incision conduit aux mesures géométriques des incisions « ouvertes » pratiquées sur deux individus (tableau 2)

	Profondeur de l'incision = épaisseur de la peau	grand axe	Petit axe Première mesure	Petit axe Deuxième mesure
Patient 1 femme 62 ans	1.5mm	38mm	Après 3 min 2.14mm	Après 6min : 2.14mm
Patient 2 homme 39 ans	1.8mm	45mm	Après 4 mn : 4.26mm	Après 6mn : 4.26mm

Tableau 2 : Mesure des dimensions des plaies pratiquées in vivo

Dans la zone choisie par le chirurgien (base du cou) on note que l'incision est réalisée parallèlement aux lignes de Langer, ce qui permet de limiter l'ouverture de la plaie mais reste compatible avec l'interprétation des résultats [15].

### 4.2 Modélisation de la zone incisée

La mesure des dimensions tient compte de la courbure présumée de la zone sollicitée. Le modèle numérique est quant à lui réalisé en déformations planes avec le logiciel ANSYS<sup>®</sup>. A partir d'un domaine de 200 cm de côté percé d'une incision de forme lenticulaire de 38mm de long et 2.14 mm de large, l'application d'une sollicitation conduisant à la fermeture de la zone centrale conduit au champ des contraintes dans la direction perpendiculaire à l'incision présentées figures 3.

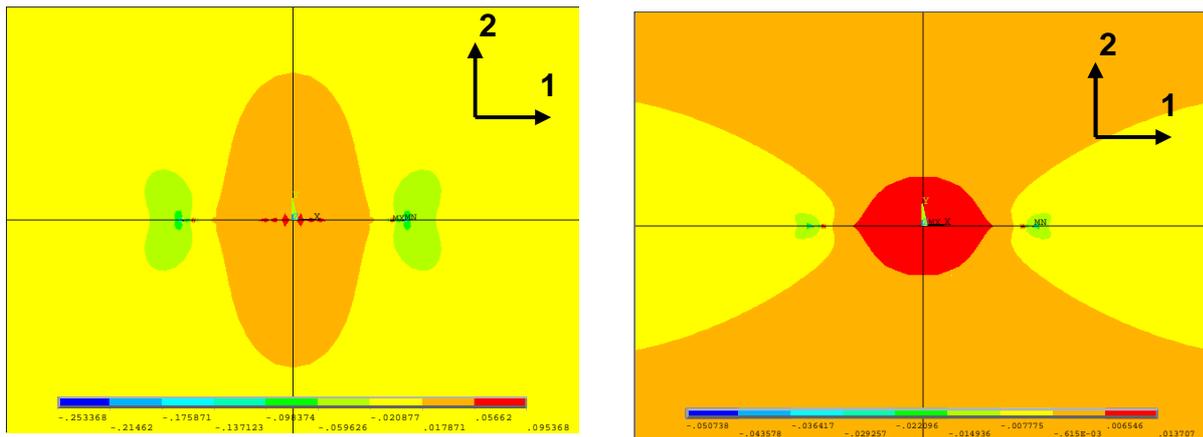


Figure 3 : Simulations issues du modèle. Champ de contraintes  $\sigma_2$  résultant de la fermeture de l'incision : à gauche : comportement élastique isotrope. à droite, comportement élastique orthotrope

On note une répartition assez homogène du champ de contrainte. La valeur maximum du champ de contrainte de tension dans ce cas de figure est plus élevée dans le calcul isotrope (95 kPa dans la direction perpendiculaire à l'incision) que dans le calcul orthotrope (42 kPa dans la direction de l'incision) ce qui est cohérent avec la plus faible valeur du module dans la direction principale de la sollicitation.

De la même façon, la modélisation correspondant à l'incision du deuxième patient (longueur 45mm largeur 4mm) conduit aux résultats présentés sur le tableau 3.

		Patient 1	Patient 2
Calcul isotrope	Maximum contrainte de tension $\perp$ incision (kPa)	95	80
	Maximum contrainte de tension // incision (kPa)	40	60
Calcul orthotrope	Maximum contrainte de tension $\perp$ incision (kPa)	14	15
	Maximum contrainte de tension // incision (kPa)	42	42

Tableau 3 : résultat des calculs issus des simulations de fermeture d'incision dans le cas d'un modèle isotrope et dans celui d'un modèle orthotrope

La similarité des incisions pratiquées par rapport à l'orientation des lignes de Langer explique la similarité des résultats. Les valeurs des tensions maximales déterminées sont à comparer aux ordres de grandeur de la littérature, à savoir 110-190kPa sur l'avant-bras [9][5].

## 5 Discussion

La présente étude tend à montrer que la manifestation de l'anisotropie du comportement de la peau humaine mise en évidence par les lignes de Langer peut être prédite par un champ de tensions aux bornes du domaine considéré. L'ordre de grandeur des résultats obtenus reste celui de la littérature [4][5]. On peut utiliser les images obtenues à partir des incisions faites lors d'opérations chirurgicales pour quantifier l'ordre de grandeur du champ de tensions in vivo dans la peau humaine. La méthode pourrait, comme celle de Langer pour l'orientation des tensions principales [7], aboutir à une cartographie des mesures de champ de tension dans la peau. Cette méthode fournit la valeur de champ in vivo alors que les résultats de Langer sont obtenus à partir de cadavres. Pour aboutir, la méthode doit être menée sur toutes les régions du corps. D'autre part, le modèle numérique utilisé nécessite de connaître le comportement mécanique du tissu incisé. La variabilité des mesures issues de la littérature montre l'importance de déterminer au préalable de l'incision les paramètres intrinsèques du tissu. La mesure de l'épaisseur du tissu est aussi un paramètre important dont il convient de tenir compte dans la modélisation [16]. In vivo, l'évolution de l'incision dépend de la relaxation des contraintes internes au tissu et aussi de l'ancrage du tissu superficiel aux couches sous-jacentes (hypoderme, tendons...). Cet aspect n'est pas pris en compte dans la modélisation. Le tissu est considéré

comme un monocouche libre de se déplacer dans le plan ; ce qui pourrait être amélioré.

Les photographies de l'incision ont été prises à des temps trop rapprochés pour qu'on puisse prendre en compte les phénomènes de viscosité. Une prise de vue effective immédiatement après l'incision serait nécessaire pour discriminer les phénomènes visqueux des phénomènes élastiques, d'autant que la recouvrance viscoélastique succède immédiatement à la recouvrance élastique et ralentit progressivement [17]. D'autre part les photos à quelques minutes d'intervalle sont prises de la façon la plus standardisée possible de sorte d'être comparées deux à deux. Cependant il n'est pas facile d'intégrer cette tâche à une opération chirurgicale et le résultat n'est pas toujours exploitable.

## References

- [1] Silver F.H., Siperko L.M., Seehra G.P., 2003, *Mechanobiology of force transduction in dermal tissue*, *Skin Research and Technology*, Vol. 9, pp. 3-23, 2003
- [2] Pierard E., *EEMCO Guidance to the in vivo assessment of the tensile functional properties of the skin*, *Skin Pharmacology and Applied Skin Physiology*, Vol. 12, pp. 352-362, 1999
- [3] Tsukahara K., Moriwaki S., *A study of diurnal variation in wrinkles on the human face*, *Archives of Dermatological Research*, Vol. 296, pp. 169-174, 2004.
- [4] Diridollou S., Patat F., Gens F., Vaillant L., Black D., Lagarde J.M., Gall Y., Berson M., *In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction*, *Skin Research and technology*, Vol. 6, Iss. 21, pp. 221-225, 2000
- [5] Jacquet E., Josse G., Khatyr F., Garcin C., *A new experimental method for measuring skin's natural tension*, *Skin Research and technology*, Vol. 6, Iss. 21, pp. 221-225, 2007
- [6] Lim K.H., Jeyapalina S., Ho H.N., Chew C.M., Chen P.C.Y., Teo C.L., Lim B.H., *Non invasive prediction of skin flap shrinkage: a new concept based on animal experimental evidence*, *journal of biomechanics* 41, 1668-1674, 2008
- [7] Langer K., *Zue anatomie und physiologie de haut. ueber der spaltbarkeit der cutis*, *Sitzungsberich der Academie der Wissenschaften in Wien*, 44, 19, 1861
- [8] Montay G. *Détermination des contraintes résiduelles par la méthode du trou incrémental ; Thèse Université de technologie (Troyes) ; 2001*
- [9] Diridollou S., *Etude du comportement mécanique cutané par technique ultrasonore haute resolution*, *Thèse de l'université Francois Rabelais Académie Orléans Tours*, 1994
- [10] Yoshida H., Tsutsumi S., Mizunuma M., Yani A., *Surgical simulation system of skin sutures using a three dimensional finite element method*, 16, 621-626, 2001.
- [11] Agache P., *Physiologie de la peau et exploration cutanée*, éditions médicales internationales, 2000
- [12] Wijn P.F.F., Brakee A.J.M., Kuiper J.P., Vendrick A.J.H. *the alinear viscoelastic properties of human skin in vivo related to sex and age* *Bioengineering and the skin* Marks R. et Payne P.A. éditions 135-146, 1981
- [13] Hendricks F.M., Brokken d., Van Eemeren J.T. W., Oomens C. W. J., Baijens F. P. T., Horsten J.B. A.M., *Numerical experimental method to characterize the non linear behaviour human skin*, *Skin research and technology*, 9, 274-283, 2003
- [14] Khatyr F., Imberdis C., Varchon D., Lagarde J.M., Josse G., *Measurement of the mechanical properties of the skin using the suction test*, *Skin research and technology*, 12, 24-31, 2006
- [15] Simon H.K., Zempsky W.T., Bruns T. B. and Sullivan K.M., *Lacerations against Langer's lines : to glue or suture*, *The journal of Emergency medecine*, 16, 2, 185-189, 1998
- [16] Delalleau A., *Analyse du comportement de la peau in-vivo*, *Thèse de l'université Jean Monnet de St Etienne*, 2007
- [17] Khatyr F., Imberdis C., Vescovo P., Varchon D., Lagarde J.M., *Model of the viscoelastic behaviour of skin in vivo and study of anisotropy*, *Skin research and technology*, 10, 96-103, 2004