



**HAL**  
open science

# Influence du temps de maintien sur la réponse viscoélastique de la peau humaine jeune *in vivo* lors d'essais de fluage sans contact

Marie-Angèle Abellan, Meriem Ayadh, Khouloud Azzez, Jean-Michel Bergheau, Hassan Zahouani

## ► To cite this version:

Marie-Angèle Abellan, Meriem Ayadh, Khouloud Azzez, Jean-Michel Bergheau, Hassan Zahouani. Influence du temps de maintien sur la réponse viscoélastique de la peau humaine jeune *in vivo* lors d'essais de fluage sans contact. 13e colloque national en calcul des structures, Université Paris-Saclay, May 2017, Giens, Var, France. hal-01899315

**HAL Id: hal-01899315**

**<https://hal.science/hal-01899315>**

Submitted on 19 Oct 2018

**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.

## Influence du temps de maintien sur la réponse viscoélastique de la peau humaine jeune in vivo lors d'essais de fluage sans contact

M-A. Abellan<sup>1</sup>, M. Ayadh<sup>1</sup>, K. Azzez<sup>1</sup>, J-M. Bergheau<sup>1</sup>, H. Zahouani<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Université de Lyon, ENISE LTDS UMR 5513 CNRS, 58 rue Jean Parot, F42023 Saint-Etienne, France. marie-angele.abellan@enise.fr

**Résumé** — L'étude présentée dans cette contribution s'appuie sur la simulation numérique en 3-dim à l'aide du logiciel SYSTUS® d'essais de fluage numériques sans contact réalisés sur un modèle de peau humaine jeune in vivo. Le comportement non-linéaire viscoélastique considéré correspond au modèle rhéologique de Zener. Les quatre essais de fluage numériques étudiés diffèrent uniquement sur le temps de maintien simulé qui est de respectivement 5 s, 10 s, 20 s et 100 s en fonction de l'essai. Les simulations numériques permettent d'étudier la réponse viscoélastique des tissus cutanés en cours de chargement ainsi que le retour libre après l'arrêt de l'application du chargement extérieur. Les résultats numériques permettent également une comparaison des évolutions viscoélastiques dans le volume en fonction du chargement en fluage.

**Mots clés** — Peau humaine in vivo, expérimentation sans contact, viscoélastique, simulation numérique, essais de fluage numériques.

### 1. Instruction

La physiologie de la peau humaine in vivo et son évolution lors du vieillissement influence ses réponses aux chargements couplés biologiques, thermo-hydro-mécaniques et physico-chimiques sous la forme d'agressions extérieures à travers sa surface ou directement dans ses tissus. La compréhension de ces phénomènes est primordiale pour de nombreuses branches de la médecine, de la chirurgie et de la dermatologie tant de soins que de bien-être.

Des études ont montré que la peau in vivo est un milieu stratifié comportant quatre couches principales qui sont de la surface externe vers la profondeur : le stratum corneum, l'épiderme viable, le derme et l'hypoderme [1, 2]. Chaque couche est formée d'un ensemble de cellules et d'organites spécialisés baignant dans un liquide physiologique assurant l'approvisionnement en nutriments, en oxygène et permettant l'élimination des déchets [3]. Il est important de noter que la structure mécanique des tissus mous de la peau humaine in vivo est assuré par deux réseaux de fibres résistantes : les fibres de collagène et les fibres d'élastine présents au niveau du derme. Ces matériaux constitutifs des tissus cutanés sont non-homogènes, anisotropes, non-linéaires, viscoélastiques et soumis à une précontrainte in vivo [4, 5, 6, 7, 8].

Le modèle théorique de peau humaine jeune in vivo considéré dans cette étude repose sur la physiologie de la peau humaine in vivo. Ainsi la peau humaine jeune in vivo est modélisée comme un milieu stratifié présentant quatre couches solides saturées par un fluide unique. Les solides représentent les cellules et entités solides présentent dans respectivement le stratum corneum, l'épiderme viable, le derme et l'hypoderme. Le fluide représente les fluides physiologiques baignant les cellules et tissus des différentes couches. In vivo pour une couche donnée, la composition chimique du fluide physiologique dépend principalement du métabolisme des cellules et entités constitutives de la couche considérée. Ainsi le fluide sera différent dans chacune des couches de tissus cutanés in vivo. Cependant il est proposé ici de considérer un fluide saturant unique identique pour toutes les couches

et correspondant à la composition minimale commune aux quatre fluides physiologiques présents dans les tissus cutanés. Si pour une couche, des composés chimiques en quantité excédentaire ne sont pas conservés, ils seront pris en compte dans le solide de la couche considérée. De sorte que chacun des solides sera considéré formé d'un matériau différent dont la réponse est modélisée par sa propre loi de comportement non linéaire, élastique et isotrope. Le fluide saturant sera modélisé comme un fluide viscoélastique non linéaire. Ce modèle de peau humaine est supposé occuper un volume  $\Omega$  correspondant au volume (VER) élémentaire représentatif de la physiologie des tissus cutanés et permettant de satisfaire le Principe de Saint-Venant. Les équations du modèle théorique sont rappelées dans le paragraphe 2.

L'étude présentée ici est basée sur des essais de fluage numériques sans contact réalisés sur un modèle de peau humaine in vivo obtenu à partir d'essais expérimentaux réalisés à l'aide du Tonoderm® [9]. Cet appareillage disponible au Laboratoire de Tribologie et Dynamique des Systèmes (LTDS) permet l'application d'une pression à la surface externe de la peau humaine in vivo à l'aide d'un jet d'air. La mesure et l'enregistrement de l'enfoncement qui en résulte est réalisé par une ligne laser. Le choix de ce dispositif repose sur l'absence de contact entre le dispositif expérimental et le tissu cutané in vivo en cours d'expérimentation. Cette absence de contact permet non seulement de ne pas perturber l'état des tissus cutanés avant application du chargement extérieur mais également de suivre l'évolution libre après l'arrêt de l'application du chargement. Une seconde raison a motivé ce choix. Le laboratoire LTDS dispose d'essais de fluage réalisés sur l'avant-bras d'un homme jeune in vivo [10]. Ces essais sont à la base de la détermination d'une part des paramètres mécaniques caractérisant le comportement des différentes couches de tissus cutanés (présentés paragraphe 3) et d'autre part des caractéristiques des essais de fluage numériques utilisés dans cette étude (décrits au paragraphe 4).

Les simulations numériques de ces essais décrites au paragraphe 5 conduisent aux résultats numériques donnés au paragraphe 6. Le paragraphe 7 présente une discussion de ces résultats en termes d'informations dans le volume de tissus cutanés à partir d'observations en surface pour les différents essais de fluage numériques proposés. Les conclusions du paragraphe 8 terminent cette contribution.

## 2. Définition du modèle théorique

En l'absence de forces d'inertie, le bilan de quantité de mouvement s'écrit :

$$\operatorname{div} \sigma = 0 \quad (1)$$

où  $\sigma$  est le tenseur des contraintes de Cauchy du solide saturé étudié. La relation contrainte-déformation considérée est un modèle rhéologique de Zener [11] présentant un ressort non-linéaire et un modèle de Maxwell non-linéaire assemblé en parallèle (figure 1) et décrit par :

$$d\sigma = \frac{\partial \sigma}{\partial \varepsilon} d\varepsilon = C d\varepsilon \quad (2)$$

avec  $d\sigma$  : incrément du tenseur des contraintes de Cauchy,  $C$  : matrice tangente du comportement et  $d\varepsilon$  tenseur des taux de déformation.

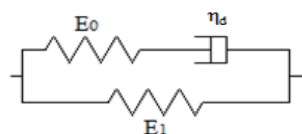


Figure 1 – Modèle de Zener

L'équation de bilan (1) et la loi de comportement (2) sont complétées par des conditions aux limites physiquement admissibles définies sur des parties complémentaires de la frontière  $\partial\Omega$  du volume élémentaire représentatif  $\Omega$ , sous la forme :

$$\sigma_\pi \cdot n_{\partial\Omega} = t_p \quad \text{et} \quad u_\pi = u_p \quad (3)$$

avec  $\partial\Omega = \partial\Omega_t \cup \partial\Omega_u$  et  $\partial\Omega_t \cap \partial\Omega_u = \emptyset$ ,  $n_{\partial\Omega}$  normale unitaire sortante de la frontière  $\partial\Omega$ ,  $t_p$  effort imposé sur la frontière  $\partial\Omega_t$  et  $u_p$  déplacement imposé sur la frontière  $\partial\Omega_u$ .

### 3. Matrice tangente du comportement

Les composantes de la matrice tangente  $C$  du comportement s'obtiennent à partir de la définition du modèle rhéologique représenté sur la figure 1 en termes du module d'Young équivalent  $E_1$  et du coefficient de Poisson  $\nu$  de la branche élastique, du module d'Young  $E_0$ , du coefficient de viscosité  $\eta_d$  et du modèle de cisaillement  $G_v$  de la branche viscoélastique. Le module d'Young équivalent est défini en fonction des modules d'Young des quatre couches par :

$$\frac{1}{E_1} = \frac{1}{E_{SC}} + \frac{1}{E_{VE}} + \frac{1}{E_{DE}} + \frac{1}{E_{HY}} \quad (4)$$

où  $E_{SC}$ ,  $E_{VE}$ ,  $E_{DE}$  et  $E_{HY}$  sont les modules d'Young respectivement du stratum corneum, de l'épiderme viable, du derme et de l'hypoderme. Il est classiquement admis que les tissus cutanés in vivo sont principalement constitués d'eau. Ils sont de ce fait considérés comme des matériaux quasi-incompressibles. Pour cette raison, le choix est fait ici de travailler avec un coefficient de Poisson pris égal à  $\nu = 0,45$  pour chacune des couches de tissus cutanés. Les autres caractéristiques mécaniques nécessaires ont été déterminées par problème inverse à partir des essais d'indentation sans contact in vivo conduit sur l'avant-bras d'un sujet jeune [10]. Ces paramètres mécaniques sont donnés dans le tableau 1.

Table 1 - Paramètres mécaniques du modèle de Zener

	SC	VE	DE	HY
<b>E (MPa)</b>	14	0.06	0.038	0.002
<b>E<sub>0</sub> (MPa)</b>	0.0026			
<b>G<sub>v</sub> (MPa)</b>	0.001			
<b>η<sub>d</sub> (MPa.s)</b>	0.0003			

### 4. Essais de fluage utilisés dans les simulations numériques

Les essais de fluage numériques servant de base aux simulations numériques décrites dans le paragraphe 5 sont issus d'un essai expérimental. Le chargement expérimental est donné par la courbe « Exp = Test 10 » de la figure 3. Ce chargement correspond à un essai de fluage sans contact (figure 2) réalisé in vivo sur l'avant-bras d'un sujet jeune [10] et caractérisé par :

- Monté en charge en 9,1 s ;
- Maintien de la charge pendant 10 s ;
- Arrêt du chargement et suivi du retour libre des tissus cutanés de l'arrêt de l'application du chargement extérieur jusqu'à 3600 s.

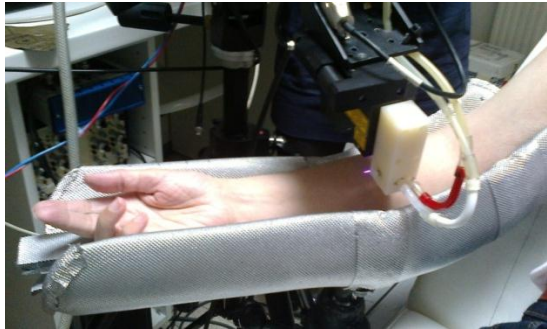


Figure 2 – Essais sans contact sur l'avant-bras d'un sujet jeune in vivo à l'aide du Tonoderm® [10]

Les caractéristiques des essais de fluage numériques sont déduites de l'essai expérimental précédent sous la forme :

- Monté en charge de 0 s à 9,1 s ;
- Maintien de la charge pendant respectivement 5 s (Test 5), 20 s (Test 20) et 100 s (Test 1000) ;
- Arrêt du chargement et suivi du retour libre des tissus cutanés de l'arrêt de l'application du chargement extérieur jusqu'à 3600 s.

Les courbes de chargement des essais de fluage numériques sont données sur la figure 3.

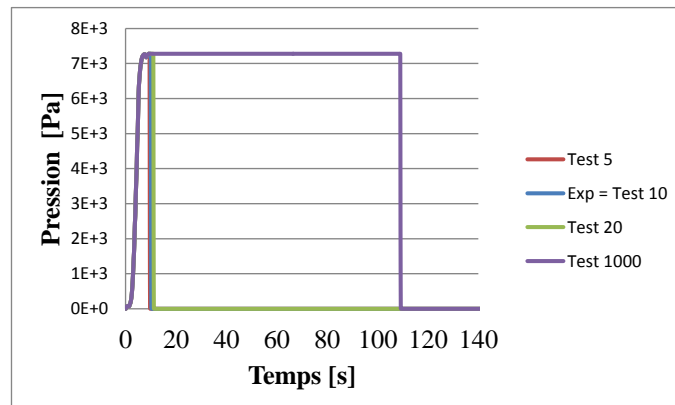


Figure 3 - Courbe expérimentale du chargement en fonction du temps (Exp=Test 10) et courbes des essais de fluage numériques (test 5, test 20 et test 1000)

## 5. Simulations numériques

La résolution des équations aux dérivées partielles rappelées au paragraphe 2 est conduite par la méthode des éléments finis à l'aide du logiciel SYSTUS. L'analyse en grands déplacements et petites déformations avec une formulation lagrangienne actualisée est basée sur un pas de temps variable piloté manuellement qui permet le traitement des non-linéarités apparaissant dans les lois de comportement des matériaux en assurant une convergence optimale des calculs numériques vers une solution approchée physiquement admissible. Les différents calculs numériques sont tous conduits sur le même maillage tridimensionnel (figure 4) comportant les quatre couches de tissus cutanés considérés : bleu = stratum corneum, vert = épiderme viable, jaune = derme et rouge = hypoderme. Sous les hypothèses de comportement isotrope et compte tenu des symétries, le maillage de la figure 3 représente un quart du volume élémentaire représentatif. Il a les dimensions nominales : 15 mm x 15 mm x 11,11 mm correspondant à stratum corneum : 0,01 mm, épiderme viable : 0,1 mm, derme : 1

mm et hypoderme : 10 mm. Ce maillage comporte 9689 nœuds répartis en 25181 mailles. Le choix des pas de temps variables est : 0,1 s pour la montée en charge, 0,001 s pour la période de maintien et d'arrêt du chargement et 1 s pour le suivi du retour libre.

Les conditions aux limites sont rappelées sur la figure 4 et correspondent :

- Pour la surface supérieure du maillage : une pression imposée représentant le chargement mécanique considéré de la figure 3 ;
- Pour la surface inférieure du maillage : le vecteur déplacement égal au vecteur nul pour tous les nœuds ;
- Pour toutes les surfaces verticales : les composantes horizontales du vecteur déplacement imposées nulles dans les deux directions horizontales pour tous les nœuds.

Les paramètres mécaniques utilisés dans les simulations numériques sont ceux du tableau 1.

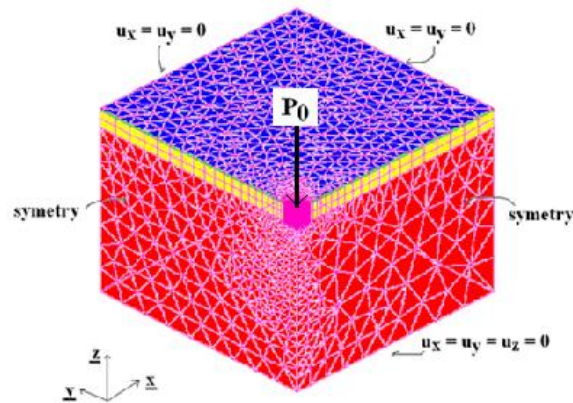


Figure 4 - Maillage tridimensionnel et conditions aux limites du modèle de peau humaine in vivo

## 6. Résultats numériques

Un zoom des résultats numériques, pour la période de temps 0 s à 140 s, en termes de la composante verticale du déplacement du point central du jet d'air de la surface supérieure externe en fonction du temps est tracé sur la figure 5 pour les tests 5, 10, 20 et 1000.

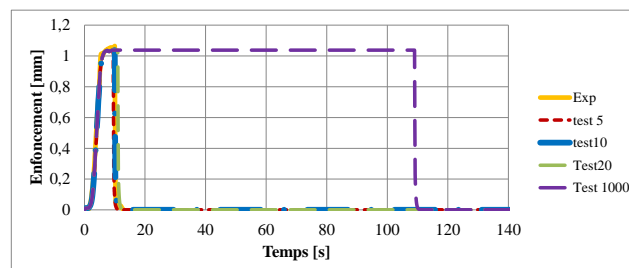


Figure 5 - Courbes expérimentale et numériques pour les tests 5, 10, 20 et 1000 de l'enfoncement en fonction du temps entre 0 s et 140 s

La comparaison entre les graphes numériques composante verticale  $\sigma_{zz}$  du tenseur des contraintes-valeur absolue de la composante verticale  $u_z$  du déplacement pour les tests 5, 10, 20 et 1000 est tracée sur la figure 6 pour le point central du jet d'air de la surface supérieure externe pour la durée de l'étude soit 3600 s.

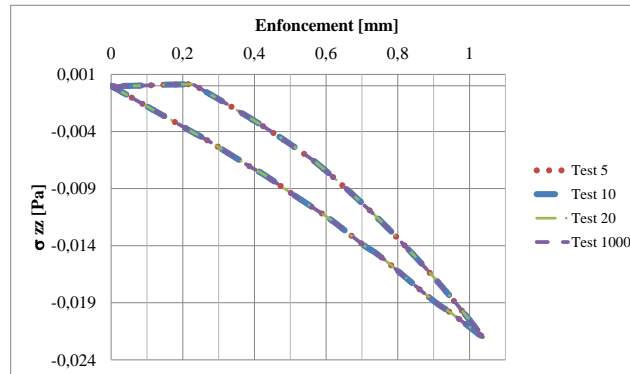


Figure 6 - Courbes numériques contrainte-enfoncement pour les tests 5, 10, 20 et 1000 entre 0 s et 3600 s pour le point central du jet d'air de la surface supérieure externe

La comparaison entre les graphes numériques composantes verticale  $\sigma_{zz}$  du tenseur des contraintes-valeur absolue de la composante verticale  $u_z$  du déplacement pour les tests 10 et 1000 est tracée sur la figure 7 pour les noeuds de la verticale centrale sous le jet d'air : 6966 (sommet du stratum corneum), 5832 (milieu du stratum corneum), 4688 (bas du stratum corneum coïncidant avec le sommet de l'épiderme viable), 4116 (bas de l'épiderme viable coïncidant avec le sommet du derme), 3515 (milieu du derme), 2920 (bas du derme coïncidant avec le sommet de l'hypoderme) et 4251 (milieu de l'hypoderme) pour la durée de l'étude soit 3600 s.

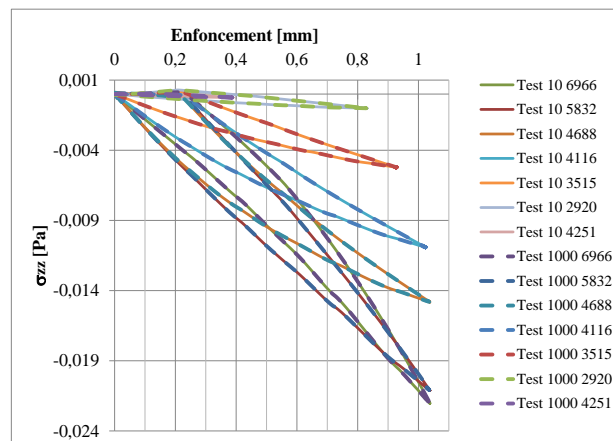


Figure 7 - Courbes numériques contrainte-enfoncement pour les tests 10 et 1000 pour les nœuds 6966, 5832, 4688, 4116, 3515, 2920 et 4251 entre 0 s et 3600 s

Les isovaleurs des déplacements verticaux à la fin de la période de maintien du chargement extérieur sont données à la figure 8 pour les tests 5 et 1000.

## 7. Discussion

L'étude du retour libre de la surface externe des tissus cutanés par un modèle de comportement viscoélastique non-linéaire pour les différents temps de maintien (5 s, 10 s, 20 s et 100 s) fait apparaître une évolution quasi-similaire quelle que soit la durée d'application du chargement extérieur. Les réponses viscoélastiques globales des tissus cutanés, observables en surface, présentent les mêmes tangentes pour la partie décharge des courbes de la figure 5. La variation de la quantité d'énergie mécanique apportée lors des chargements entre les différents essais de fluage numériques n'entraîne pas de variations associées dans la réponse viscoélastique globale de la surface externe des tissus cutanés.



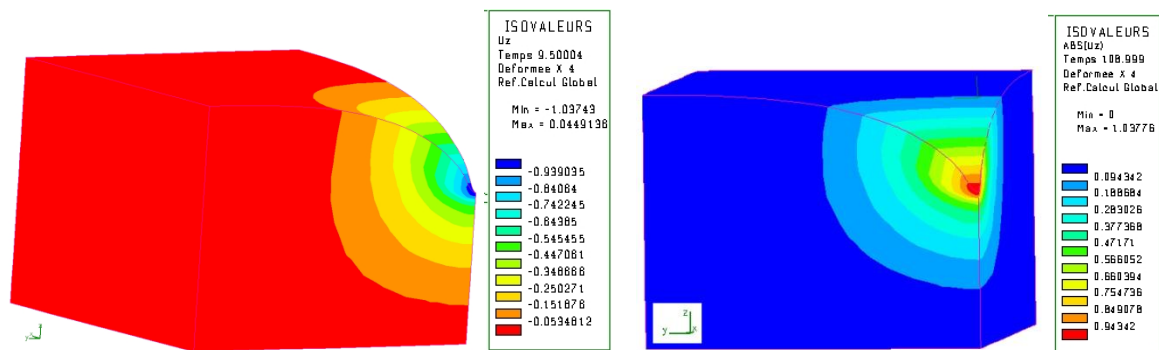


Figure 8 - Isovaleurs des déplacements verticaux à la fin de la période de maintien pour le test 5 (gauche) et pour le test 1000 (droite)

Cette observation est renforcée par les graphes superposés de la figure 6. Au cours des différents tests de fluage numériques, la variation de la quantité d'énergie mécanique apportée lors du maintien du chargement extérieur ne fait pas apparaître d'augmentation ou de diminution de la surface encadrée par les courbes contrainte-enfoncement. Le test 1000 avec un temps de maintien de 100 s correspond au même cycle charge-décharge que le test 5 avec un temps de maintien de 5 s.

Les résultats numériques disponibles permettent d'aller plus loin. A partir de cette observation pour le nœud 6966 de la surface supérieure externe de la peau in vivo, il est possible de s'interroger sur ce qui se passe en profondeur. Les 7 cycles tracés sur la figure 7 pour 7 nœuds de la verticale centrale sous le jet d'air font apparaître une coïncidence parfaite pour chaque profondeur entre le test 5 correspondant à un chargement maintenu pendant 5 s et le test 1000 correspondant à un chargement maintenu pendant 100 s. Ceci conduit à penser que pour une profondeur donnée, les tissus cutanés, présents entre le nœud du bas de l'hypoderme et cette profondeur étudiée, ont une contribution à la réponse viscoélastique globale qui n'est pas influencée par la quantité d'énergie mécanique apportée lors de l'application du chargement extérieur lors d'un essai de fluage sans contact.

## 8. Conclusion

Ce papier a présenté les simulations numériques d'essais de fluage numériques sans contact réalisés sur un modèle de peau humaine jeune in vivo. Les quatre essais de fluage numériques étudiés diffèrent uniquement sur le temps de maintien simulé qui est de respectivement 5 s, 10 s, 20 s et 100 s en fonction de l'essai. Ces simulations 3D à l'aide du logiciel SYSTUS® ont mis en évidence que pour le point central du jet d'air à la surface supérieure externe de la peau, la réponse viscoélastique non-linéaire globale des tissus cutanés est indépendante de la quantité d'énergie mécanique apportée lors de l'application du chargement extérieur lors d'un essai de fluage sans contact. De plus, les différents résultats numériques disponibles permettent d'établir que pour 7 profondeurs sur la verticale sous le point central du jet d'air, le même résultat est également obtenu.

## Références

- [1] G. Odland, Structure of the skin, Physiology, biochemistry and molecular biology of the skin, L.A. Goldsmith (ed.), Oxford University Press, Oxford, 1991.
- [2] J. Ginefri, I. Darasse, P. Crozat. High-temperature superconducting surface coil for in vivo microimaging of the human skin, *Magnetic Resonance in Medicine*, 45, pp. 376-382, 2001
- [3] H.V. Tran, Caractérisation des propriétés mécaniques de la peau humaine in vivo via l'IRM. Mechanics. Université de Technologie de Compiègne. French. <tel-00207740>, 2007.



- [4] J.L. Leveque, J. de Rigal, P.G. Agache, C. Monneur, Influence of ageing on the in vivo extensibility of human skin at a low stress, *Archives of Dermatological Research*, 269 (2), pp. 127-135, 1980.
- [5] J.D. Rigal, J. Lévêque, In vivo measurement of the stratum corneum elasticity, *Bioengineering and the Skin*, 1, pp. 13-23, 1985.
- [6] A. Rochefort, Propriétés biomécaniques du stratum corneum : - Modélisation rhéologique – Application à la cosmetology, Thèse de Doctorat, Université de Franche-Comté – Besançon, 1986.
- [7] M-A. Abellan, M. Ayadh, E. Feulvarch, H. Zahouani, J-M. Bergheau, Caractérisation des paramètres mécaniques de la peau humaine jeune in vivo par essais d'indentation sans contact, 22<sup>ème</sup> Congrès Français de Mécanique (CFM 2015), 24-28 août, Lyon, 2015
- [8] K. Azzez, J-M. Bergheau, A. Dogui, H. Zahouani, M-A. Abellan, M. Chaabane. Contribution à l'étude du vieillissement de la peau humaine in vivo par simulations numériques d'essais d'indentation. CSMA 2015, 12 Colloque National en Calcul des Structures, Presqu'île de Giens (Var), 18-22 Mai 2015.
- [9] G. Boyer, Modélisation du comportement mécanique de la peau humaine in vivo : application au vieillissement et aux gestes du clinicien. Thèse de l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, France, 2010.
- [10] M. Ayadh, Contribution à l'étude du comportement viscoélastique de la peau humaine in vivo et in vitro : application à la simulation numérique d'essais de fluage par jet d'air, Diplôme de Master Recherche Ingénierie des Matériaux et Procédés, Spécialités Mécanique et Ingénierie, Saint-Etienne, France, 2016.
- [11] ESI GROUP SYSTUS 2013, Manuel de Référence Analyse (Tome 4), chapitre 17 Lois de comportement – 17.5 Viscoélasticité – 17.5.4 Modèle Viscoélastique Non Linéaire, page 1246 – 1247 - 1248.