

Contribution à la caractérisation numérique de la contrainte de cisaillement maximale dans la peau humaine d'un sujet âgé in vivo

M-A. Abellan¹, M. Ayadh¹, J-M. Bergheau¹,
H. Zahouani¹

¹ Université de Lyon, ENISE-LTDS-CNRS, France, {marie-angele.abellan,meriem.ayadh, jean-michel.bergheau}@enise.fr, hassan.zahouani@ec-lyon.fr

Résumé — Cette étude propose un modèle aux éléments finis développé sous SYSTUS (ESI Group, France) avec une approche lagrangienne et une analyse en grands déplacements en vue de la caractérisation numérique de la contrainte de cisaillement maximale dans la peau humaine in vivo. La peau est vue ici comme un milieu stratifié présentant 4 couches de tissus cutanés (le stratum corneum, l'épiderme viable, le derme et l'hypoderme) supposés linéaires isotropes viscoélastiques. Afin de montrer la versatilité du modèle numérique, la simulation de 5 tests de fluage numériques sans contact est proposée. Les données expérimentales nécessaires pour les calculs sont issues de tests de fluage sans contact conduits sur l'avant-bras d'un sujet âgé. Les résultats numériques obtenus font apparaître deux plans de cisaillement horizontaux dans les couches supérieures de la peau et pour la composante de contrainte de cisaillement deux extrema de signes opposés : un à la frontière entre le stratum corneum et l'épiderme viable et un à la frontière dermo-épidermique.

Mots clefs — visco-élasticité, simulation numérique, grands déplacement.

1. Introduction

La peau est une barrière vivante complexe qui protège le corps humain des agressions extérieures biologique-chimique-mécanique et thermique. L'état de cette barrière influence son évolution et ses réponses. Dans la vie quotidienne, l'état de notre peau nous est connu au travers de sensations de confort, de tiraillement, de sécheresse, de peine, ... Chez les personnes vulnérables pouvant développer des ulcères légers ou profonds, il est devenu très important pour les dermatologues, les médecins et les chirurgiens de pouvoir avoir accès à des informations quantifiées, objectives, robustes et personnelles sur l'état de la peau d'un patient.

L'objectif de cette contribution est la caractérisation numérique de la contrainte de cisaillement maximale dans la peau humaine in vivo soumise à l'application d'un jet d'air à la surface de la peau et tout au long de son retour libre après l'arrêt du jet d'air.

Cette étude propose de travailler dans le cadre de la Thermodynamique des Processus Irréversibles [1, 2] et suivant les développements de Bathe [3] avec une approche lagrangienne et une analyse en grands déplacements pour l'écriture des équations de champ modélisant l'évolution d'un volume de peau humaine in vivo décrite comme un milieu stratifié présentant 4 couches : le stratum corneum, l'épiderme viable, le derme et l'hypoderme. Les tissus cutanés sont supposés formés de matériaux linéaires isotropes viscoélastiques. Le système d'équation aux dérivées partielles obtenu est résolu à l'aide du modèle numérique aux éléments finis développé sous SYSTUS (ESI Group, France) présenté ci-après.

Une application du modèle numérique est proposée pour la simulation de 5 tests de fluage numériques sans contact. Les données expérimentales nécessaires pour conduire les calculs sont issues de tests de fluage sans contact disponibles au laboratoire et conduit sur l'avant-bras d'un sujet âgé ayant donné son consentement éclairé.

2. Modèle numérique

2.1. Equations de champ

La méthode des éléments finis appliquée au bilan de quantité de mouvement pour un milieu stratifié [1, 2] écrit avec une approche lagrangienne actualisée et une analyse en grands déplacements [3] conduit au système d'équations aux dérivées partielles (1) :

$$(K_L^e + K_{NL}^e) a = F_{ext}^e - F_{int}^e \quad (1)$$

où K_L^e est la matrice de rigidité linéaire, K_{NL}^e est la matrice de rigidité non-linéaire permettant la prise en compte des non-linéarités géométriques, F_{ext}^e et F_{int}^e sont respectivement les vecteurs forces externe et interne. La réponse des différentes couches de la peau humaine est modélisée avec un modèle linéaire isotrope viscoélastique de Zener (Figure 1) associant en parallèle 4 ressorts et un modèle de Maxwell. Chaque ressort est associé à une couche de la peau : un pour le stratum corneum (SC), un pour l'épiderme viable (VE), un pour le derme (DE) et un pour l'hypoderme (HY). Ils modélisent la partie élastique de la réponse de la peau totale. Plus précisément, ils traduisent la réponse élastique des entités structurantes des différentes couches représentées par les cornéodesmosomes et le réseau de cornéocytes kératinisés du stratum corneum, les desmosomes de l'épiderme viable, les réseaux de fibres d'élastine et de collagène du derme et les parois fibreuses de l'hypoderme. Le modèle de Maxwell modélise la partie viscoélastique de la réponse de la peau totale. Il représente la contribution visqueuse des fluides physiologiques qui saturent chacune des couches.

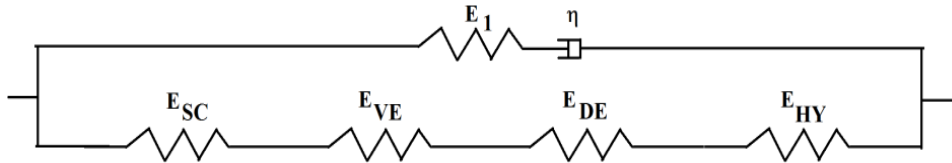


Figure 1 – Modèle rhéologique viscoélastique de Zener. La branche élastique comporte 4 ressorts qui modélisent la réponse des entités structurantes des tissus cutanés. La branche viscoélastique est un modèle de Maxwell qui modélise la réponse visqueuse des fluides physiologiques qui saturent les tissus cutanés.

Sous l'hypothèse de décomposition du tenseur des contraintes de Cauchy $\sigma = \sigma^E + \sigma^M$ en une partie élastique σ^E et une partie viscoélastique σ^M , la relation taux de contrainte-taux de déformation dans la branche élastique s'écrit :

$$\sigma^{E\Delta} = \frac{E_\infty}{2(1+\nu)} d + \frac{E_\infty \nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} tr(d)I \quad (2)$$

où E_∞ est le module d'élasticité dans la branche élastique défini par $\frac{1}{E_\infty} = \frac{1}{E_{SC}} + \frac{1}{E_{VE}} + \frac{1}{E_{DE}} + \frac{1}{E_{HY}}$ à partir des modules d'Young E_{SC} du stratum corneum, E_{VE} de l'épiderme viable, E_{DE} du derme et E_{HY} de l'hypoderme, ν est le coefficient de Poisson, $\sigma^\Delta = \dot{\sigma} + \sigma \cdot \dot{R} \cdot R^T - \dot{R} \cdot R^T \cdot \sigma$ est la dérivée de Green-Naghdi appliquée au tenseur des contraintes de Cauchy où R est le tenseur rotation provenant de la décomposition polaire du gradient de déformation. Sous l'hypothèse supplémentaire de décomposition du tenseur des taux de déformation $d = d' + \frac{1}{3} tr(d)I$ en une partie déviatorique d' et une partie sphérique $\frac{1}{3} tr(d)I$, la relation taux de contrainte-taux de déformation dans la branche de Maxwell s'écrit :

$$d' + \frac{1}{3} \text{tr}(d)I = \frac{1}{\eta_d} \sigma'^M + \frac{1+\nu}{E_1} \sigma'^{M\Delta} + \frac{1}{3\eta_v} \text{tr}(\sigma^M)I + \frac{1-2\nu}{3E_1} (\text{tr}(\sigma^M))^\Delta I \quad (3)$$

avec σ'^M partie déviatorique du tenseur des contraintes de Cauchy.

2.2. Maillage

Il est important de disposer d'un maillage physiquement représentatif de la zone d'étude pour le sujet âgé. Nous disposons des résultats statistiques sur l'épaisseur de la peau de l'avant-bras [4] obtenus à partir d'images réalisées avec un échographe (Dermcup, AtysMedical, 25 MHz) (Figure 2a). Boyer [4] a mesuré une moyenne de $1,033 \pm 0,108$ mm pour l'épaisseur totale du stratum corneum, de l'épiderme viable et du derme. A partir de ces données nous avons fait choix de travailler avec des épaisseurs de 0,01 mm pour le stratum corneum, 0,1 mm pour l'épiderme viable et de 1 mm pour le derme, pour une épaisseur totale de 1,11 mm. Afin de lever la difficulté qu'une frontière mobile peut représenter lors de la définition des conditions aux limites (Section 2.3.), un hypoderme d'épaisseur 10 mm est également pris en compte. Ainsi le maillage correspondant au sujet âgé et permettant de satisfaire le Principe de Saint-Venant a les dimensions finales 15 mm x 15 mm x 11.11 mm. Il est partitionné en 25181 éléments (prismes et tétraèdres) pour 9689 nœuds.

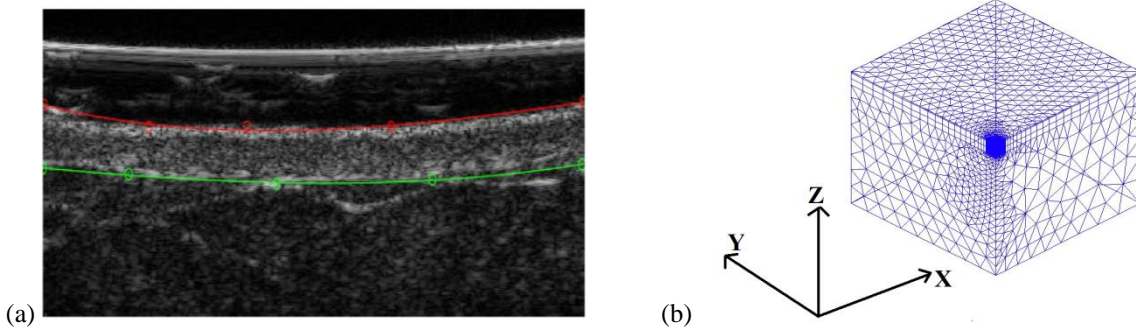


Figure 2 – (a) Exemple d'image prise avec l'échographe [4]. (b) Maillage utilisé pour l'étude et repère de référence : x est l'axe longitudinal du bras, y est l'axe latéral et z est l'axe vertical

2.3. Conditions aux limites

Les conditions aux limites physiquement admissibles suivantes sont définies sur les frontières du maillage. La frontière inférieure modélise la surface de contact entre l'hypoderme et le muscle sous-jacent. Elle est considérée comme indéformable compte tenu des ordres de grandeurs des modules viscoélastiques respectifs de l'hypoderme (2E-3 MPa) et du muscle (80 MPa) ainsi que des ordres de grandeurs très faibles (7E-3 MPa) des chargements mécaniques extérieurs considérés dans l'étude. Pour ces raisons, les déplacements sont imposés nuls dans toutes les directions pour tous les nœuds de la surface inférieure. Des conditions de symétrie sont imposées à la frontière verticale gauche. Les composantes horizontales des déplacements sont imposées nulles pour tous les nœuds de la frontière verticale droite car il ne peut y avoir de déplacements latéraux des différentes couches de tissus lors d'une étude in vivo. Les conditions imposées sur la frontière supérieure modélisent l'application d'un jet d'air dans le coin supérieur gauche du maillage (quart de cercle de rayon 1 mm). La photographie de la Figure 3a montre la déformée de la surface de la peau lors de l'application expérimentale d'un jet d'air [5]. Il est à noter la forme typique en cloche inversée de cette déformée. Afin de se rapprocher de cette observation expérimentale, le chargement numérique est appliqué sous la forme d'une pression

décrite par la gaussienne de la Figure 3b. Cinq protocoles d'application de ce chargement sont étudiés dans ce travail (Figure 3c) :

- L'application progressive d'une pression de 0 à 7277,14 Pa en 9,1 s.
- Un temps de maintien de respectivement 0,1 s, 0,5 s, 1 s, 2 s et 100 s pour chaque protocole.
- L'arrêt instantané du chargement et le suivi du retour libre des tissus cutanés pendant 3600 s.

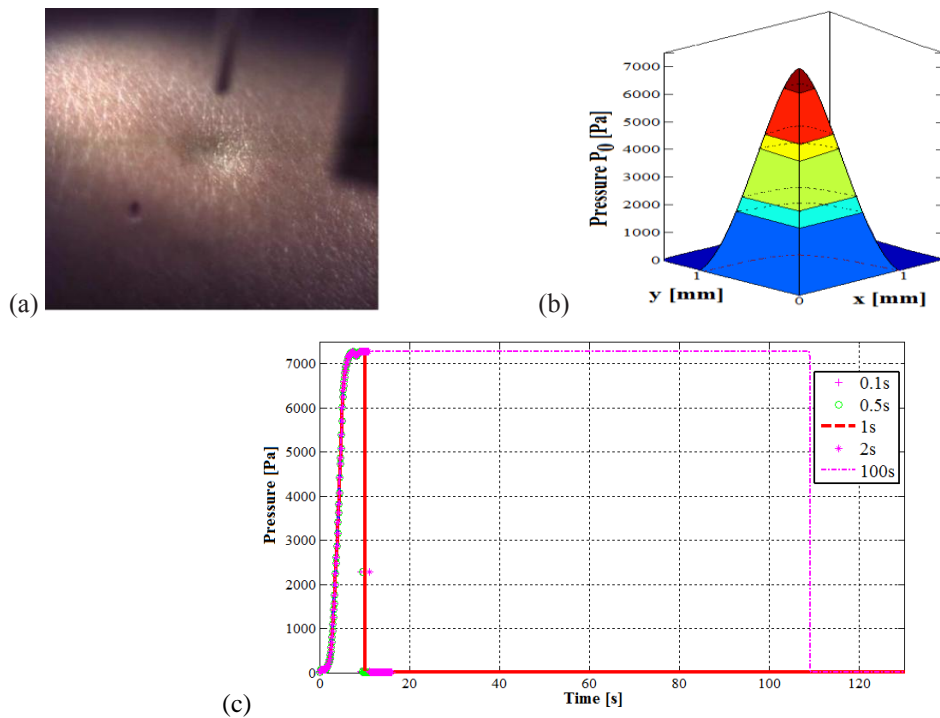


Figure 3 – (a) Déformée de la surface de la peau soumise à un jet d'air [5] (b) Gaussienne décrivant la pression imposée à la surface supérieure (c) Chargements mécaniques imposés

2.4. Variables matérielles

La définition de la loi de comportement à l'aide des équations (2) et (3) introduit un jeu de variables matérielles ($E_{SC}, E_{VE}, E_{DE}, E_{HY}, E_{\infty}, E_1, \eta_d, \eta_v, \nu$) dont les valeurs données dans la table 1 sont déduites de [6] pour le sujet âgé choisi pour cette étude.

Table 1 – Valeurs des variables matérielles prises en compte dans les simulations numériques

| Variabiles | E_{SC} (MPa) | E_{VE} (MPa) | E_{DE} (MPa) | E_{HY} (MPa) | E_0 (MPa) | η_d (MPa) | η_v (MPa) | ν |
|------------|----------------|----------------|----------------|----------------|-------------|----------------|----------------|-------|
| Valeur | 5 | 0.03 | 0,014 | 0.002 | 1.7400E-3 | 0.002 | 0 | 0.45 |

3. Résultats numériques et discussion

Les figures 4a, b, c, et d présentent les graphes de la composante de contrainte de cisaillement σ_{xy} en fonction du déplacement vertical respectivement pour le stratum corneum, l'épiderme viable, le derme et l'hypoderme pour les 5 temps de maintien étudiés 0,1 s, 0,5 s, 1 s, 2 s et 100 s. Les graphes de la composante de contrainte de cisaillement σ_{xy} en fonction de la profondeur sont tracés pour 8

temps de l'étude : $t = 4,5 \text{ s}, 9 \text{ s}, 9,9 \text{ s}, 11,9 \text{ s}, 14,1 \text{ s}, 114,5 \text{ s}$ et 3600 s sur les figure 5a, b, c, d et e respectivement pour les 5 temps de maintien étudiés : $0,1 \text{ s}, 0,5 \text{ s}, 1 \text{ s}, 2 \text{ s}$ et 100 s .

Les graphes de la figure 4 font apparaître une forte dépendance de la composante de contrainte de cisaillement σ_{xy} en fonction du temps de maintien et de la couche. La surface des cycles d'hystérésis augmente avec l'augmentation du temps de maintien. Les surfaces du stratum corneum et de l'épiderme viable sont plus grandes que celles du derme et de l'hypoderme bien que les deux premières couches aient une épaisseur très inférieure aux deux dernières (voir Table 2). Les cycles d'hystérésis donnent une quantification de l'énergie mécanique apportée par le chargement extérieur et de l'énergie que les tissus cutanés sont susceptibles de dissiper sous forme de chaleur ou de redonner pendant le retour libre après l'arrêt de l'application du chargement extérieur. Il apparaît, d'après les graphes de la figure 4 et des données de la Table 2, que la plus grande partie des échanges d'énergie se produit dans le stratum corneum et dans l'épiderme viable. De plus, pour toutes les couches et pour tous les temps de maintien, on notera des inversions de signe de la composante de contrainte de cisaillement σ_{xy} au cours du cycle de charge-décharge (Figure 4).

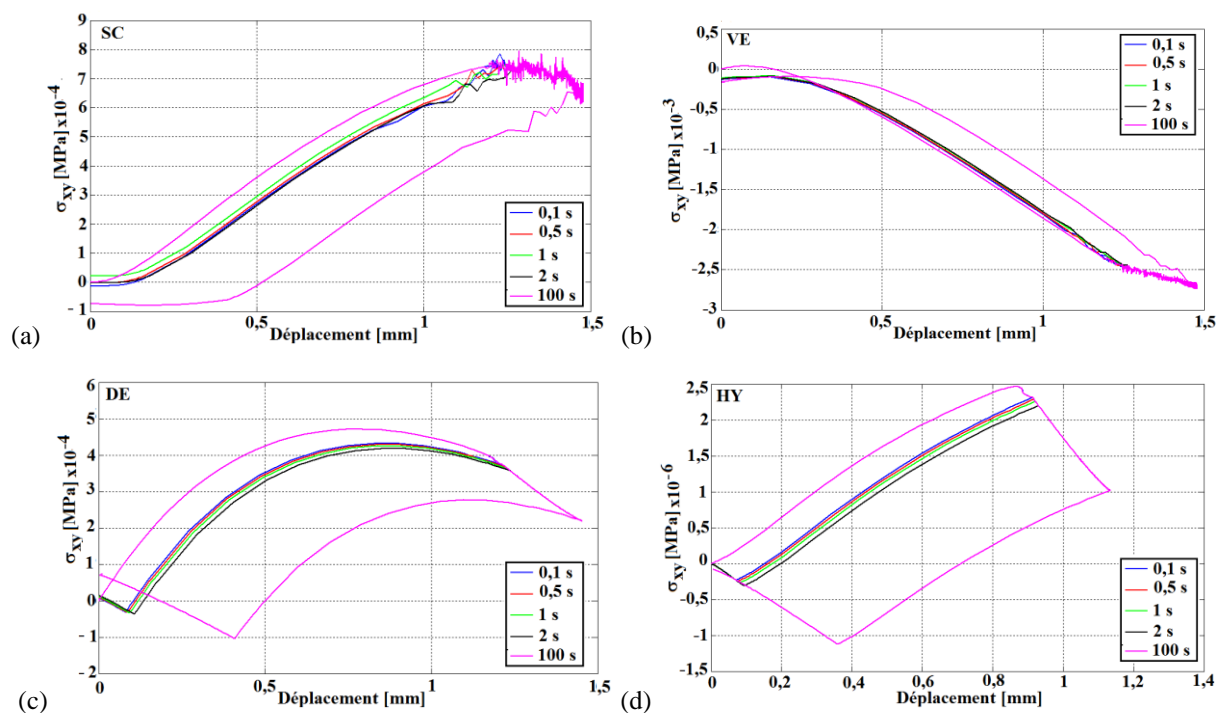


Figure 4 – Cycles d'hystérésis pour les 5 temps de maintien : $0,1 \text{ s}, 0,5 \text{ s}, 1 \text{ s}, 2 \text{ s}$ et 100 s .
 (a) Dans le stratum corneum. (b) Dans l'épiderme viable. (c) Dans le derme. (d) Dans l'hypoderme.

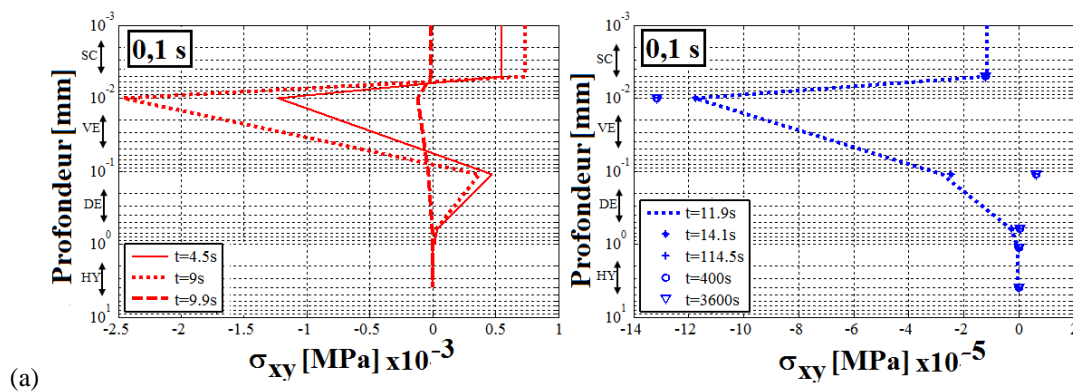
Table 2 – Surface (en mm^2) des cycles d'hystérésis pour les différentes couches pour les 5 temps de maintien

| Temps maintien \ Couche | SC | VE | DE | HY |
|-------------------------|-------|------|----------|----------|
| 0.1 s | 0,032 | 0,04 | 0,19E-02 | 0,20E-04 |
| 0.5 s | 0,031 | 0,05 | 0,20E-02 | 0,22E-04 |
| 1 s | 0,038 | 0,10 | 0,27E-02 | 0,21E-04 |
| 2 s | 0,042 | 0,09 | 0,25E-02 | 0,26E-04 |
| 100 s | 0,502 | 1,75 | 1,69E-02 | 2,97E-04 |

Une étude détaillée des graphes de la figure 5 montre que lors de l'application progressive de la pression, la composante de contrainte de cisaillement est positive dans les deux premiers tiers du stratum corneum et négative au-dessous. Elle redevient positive dans le dernier tiers de l'épiderme viable, le derme et l'hypoderme. Ces changements de signe mettent en évidence l'existence de deux plans de cisaillement horizontaux, un dans le stratum corneum à la profondeur 0,006 mm et un dans l'épiderme viable à la profondeur 0,05 mm. La composante de contrainte de cisaillement présente deux extrema associés : un extremum négatif de $-24,59E-4$ MPa à la profondeur 0,01 mm à la frontière entre le stratum corneum et l'épiderme viable et un extrémum positif de $3,62E-4$ MPa à la profondeur 0,1 mm à la frontière entre l'épiderme viable et le derme. En valeur absolue, l'extrémum négatif est supérieur à l'extrémum positif. Les deux plans de cisaillement sont présents aux mêmes profondeurs, les deux extrema sont observés aux mêmes profondeurs et ils ont les mêmes amplitudes durant toute la phase de chargement et durant le temps de maintien pour les 5 temps de maintien étudiés : 0,1 s, 0,5 s, 1 s, 2 s et 100 s (voir les graphes de gauche de la Figure 5).

Pour la phase de retour libre après l'arrêt de l'application du chargement extérieur, il est possible de noter un temps de retard dans la réponse de la peau du sujet âgé. Ce n'est que 0,2 s après l'arrêt du chargement extérieur que la réponse fait apparaître des changements (voir les graphes de droite de la Figure 5). L'amplitude des extrema de la composante de contrainte de cisaillement va tendre à diminuer. Pour un temps de maintien donné, cette diminution est régulière entre les temps $t = 11$ s (début du retour libre) et $t = 3600$ s (fin de l'étude). Le second plan de cisaillement initialement présent dans l'épiderme viable va se déplacer à la profondeur 0,4 mm au temps $t = 12,7$ s (dans le derme) avant de remonter et de se stabiliser à la profondeur 0,07 mm (dans l'épiderme viable) au temps $t = 3600$ s. On retrouve les inversions de signe observées pour la composante de contrainte de cisaillement durant la phase de chargement à l'exception de l'épiderme viable. Maintenant la contrainte de cisaillement est négative dans toute l'épaisseur de l'épiderme viable et ce n'est que proche de la jonction dermo-épidermique qu'elle devient positive.

Ainsi au point de vue physiologique, au-dessus du premier plan de cisaillement horizontal, les tissus du stratum corneum sont soumis à des contraintes de cisaillement négatives tandis qu'au-dessous du second plan de cisaillement horizontal les tissus du derme sont soumis à des contraintes de cisaillement positives. Entre les deux plans horizontaux, les tissus cutanés de l'épiderme viable présents sont en quelque sorte enfermés dans une boîte de cisaillement dont les surfaces supérieures et inférieures se déplacent dans des directions opposées. Ces efforts soumettent l'épiderme viable à des tensions horizontales. L'épiderme viable est la couche assurant le renouvellement des cellules du stratum corneum soumises à la desquamation régulière. L'intégrité de l'épiderme viable est assurée par les desmosomes qui sont donc en charge de résister à ce chargement extérieur. Dans une peau en bonne santé et en bon état, les desmosomes n'ont aucune difficulté pour reprendre ces efforts qui sont de l'ordre de $28,21E-4$ MPa. Par contre des peaux fragilisées par des traitements répétés d'entretien, de soin ou médicaux par voies cutanées peuvent parfois avoir des difficultés à reprendre ces chargements bien que faibles et ceci peut marquer le début de soucis cutanés plus importants.



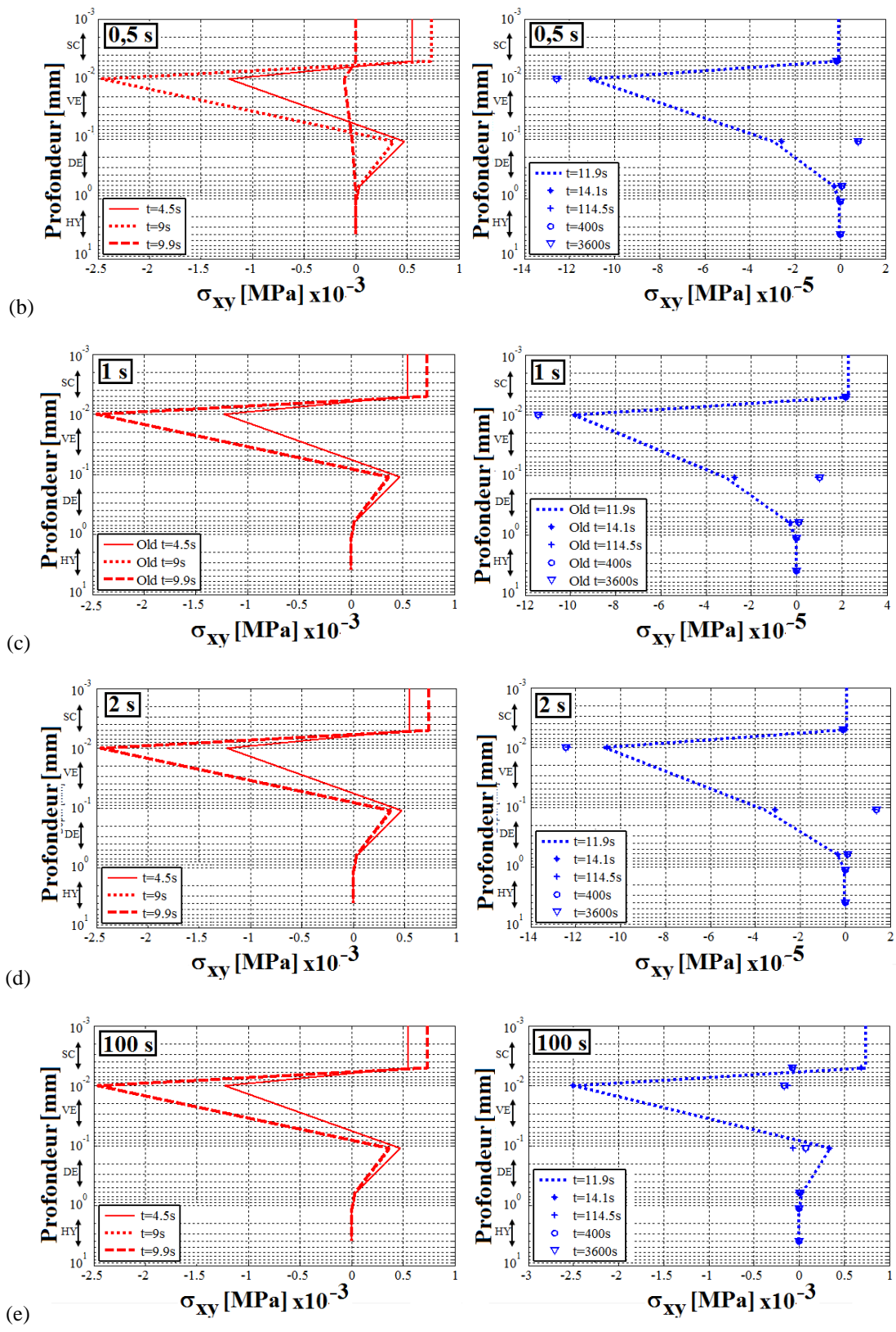


Figure 5 – Composante de contrainte de cisaillement σ_{xy} en fonction de la profondeur pour différents temps d'étude : $t = 4,5 \text{ s}, 9 \text{ s}, 9,9 \text{ s}, 11,9 \text{ s}, 14,1 \text{ s}, 114,5 \text{ s}$ et 3600 s pour le temps de maintien de : (a) $0,1 \text{ s}$, (b) $0,5 \text{ s}$, (c) 1 s , (d) 2 s et (e) 100 s

4. Conclusion

Cette contribution présente un modèle aux éléments finis développé sous SYSTUS (ESI Group, France) avec une approche lagrangienne et une analyse en grands déplacements en vue de la caractérisation numérique de la contrainte de cisaillement maximale dans la peau humaine in vivo. La peau est vue comme un milieu stratifié présentant 4 couches de tissus cutanés supposés linéaires isotropes viscoélastiques. Afin de montrer la versatilité du modèle numérique, une application est proposée pour laquelle les données expérimentales utilisées sont issues de tests de fluage sans contact conduits sur l'avant-bras d'un sujet âgé et disponibles au laboratoire.

Les résultats numériques obtenus sont analysés en termes du champ de contrainte de cisaillement qui se développe dans le volume de tissus cutanés suite à l'application d'un jet d'air et lors du retour libre après l'arrêt du jet d'air. Ils font apparaître deux plans de cisaillement dans les couches supérieures de la peau. Le premier plan partage le stratum corneum en deux domaines dans lesquels se développent des composantes de contrainte de cisaillement de signes opposés à savoir les deux tiers supérieurs avec une contrainte de cisaillement positive et le tiers inférieur avec une contrainte de cisaillement négative. Le second plan de cisaillement partage l'épiderme viable en des strates supérieures (deux tiers supérieurs) soumises à une contrainte de cisaillement négative et des strates inférieures (tiers inférieurs et notamment proche de la frontière dermo-épidermique) dans lesquelles se développent des contraintes de cisaillement positive.

De plus la composante de contrainte de cisaillement présente deux extrema de signes opposés. Un extrémum négatif à la frontière entre le stratum corneum et l'épiderme viable et un extrémum positif à la frontière entre l'épiderme viable et le derme.

Au point de vue physiologique, l'analyse des résultats numériques permet de mettre en évidence que les concentrations de contraintes de cisaillement se produisent essentiellement dans l'épiderme viable.

Cette contribution est une première étape qui doit être complétée afin de prendre en compte les chargements mécaniques et les endommagements des tissus cutanés tels que ceux rencontrés lors du développement d'ulcères légers ou profonds pour les sujets vulnérables

Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier chaleureusement G. Boyer, M. Djaghloul et C. Thieulin pour la mise à disposition des données expérimentales analysées dans ce travail.

Références

- [1] C. Truesdell, R. Toupin. The classical field theories, *Handbuch der Physik III/1*, Springer, Berlin, 1960.
- [2] P. Jouanna, M-A. Abellan. A generalized approach to heterogeneous media, *Transport in Porous Media*, 25, 351-374, 1996.
- [3] K-J. Bathe. Finite element procedures. Prentice Hall, Upper Saddle River; New Jersey, 1996.
- [4] G. Boyer. Modélisation du comportement mécanique de la peau humaine in vivo : application au vieillissement et aux gestes du clinicien, Thèse de doctorat, ENISE, Saint-Etienne, 2010.
- [5] M. Djaghloul. Bio-ingénierie de la palpation mécanique cutanée par instrumentation non invasive : compréhension du vieillissement chronologique, Thèse de doctorat, ENISE, Saint-Etienne, 2014.
- [6] M. Ayadh, M-A. Abellan, R. Chatelin, J-M. Bergheau, H. Zahouani. Contribution à la simulation numérique du comportement viscoélastique de la peau humaine jeune et âgée in vivo, CSMA – Colloque National en Calcul des Structures, 15-19 mai 2017, Presqu'île de Giens (Var), 2017.