



HAL
open science

Caractérisation et modélisation du comportement mécanique *in vivo* de la peau

Khouloud Azzez

► **To cite this version:**

Khouloud Azzez. Caractérisation et modélisation du comportement mécanique *in vivo* de la peau. Autre. Université de Lyon, 2019. Français. NNT : 2019LYSEE004 . tel-02885495

HAL Id: tel-02885495

<https://theses.hal.science/tel-02885495>

Submitted on 30 Jun 2020

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.



N° d'ordre NNT : 2019LYSEE004

THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LYON
opérée conjointement
au sein de l'École centrale de Lyon
et de l'École Nationale d'Ingénieurs de Saint-Etienne

Ecole Doctorale N° 488
Science Ingénierie Santé

Spécialité
Mécanique et Ingénierie

Soutenue publiquement/à huis clos le 27/08/2019, par :
Khouloud Azzez

**Caractérisation et modélisation du
comportement mécanique in vivo de la peau**

Devant le jury composé de :

M. Mondher ZIDI	Professeur - ENIM – Monastir, Tunisie	Président
M. Patrick CHABRAND	Professeur, Université d'Aix-Marseille, France	Rapporteur
M. Sami CHATTI	Professeur, ISSAT de Sousse, Tunisie	Rapporteur
M. Benyebka BOU-SAÏD	Professeur, INSA de Lyon, France	Examineur
M. Hassan ZAHOUANI	Professeur, ENISE, France	Directeur de thèse
M. Abdelwaheb DOGUI	Professeur - ENIM – Monastir, Tunisie	Co-directeur

REMERCIEMENTS

Au terme de ce travail, je me rends compte que plusieurs personnes m'ont toujours fait part de leur expérience et leur savoir. Sans ces personnes, jamais je n'aurai acquis autant de savoir et de connaissances durant ces longues années passées.

Je tiens à témoigner ma très profonde gratitude auprès de mes deux directeurs de thèse Monsieur Abdelwaheb DOGUI, Professeur des universités à l'ENIM et Monsieur Hassan ZAHOUANI Professeur des universités à l'ENISE auprès de qui j'ai trouvé les conseils et les directives qui m'ont permis de mener à bien mon projet de thèse. Ils n'ont pas cessé de me booster tout au long de ces longues années.

Je remercie aussi très vivement Monsieur Makram CHAABANE Maître Assistant à l'ENIM et Mademoiselle Marie-Angèle ABELLAN Maître de Conférence à l'ENISE qui ont encadré cette thèse et m'ont accompagné toujours avec le soutien et les recommandations pertinentes pour pouvoir toujours aller de l'avant.

Je remercie du fond du cœur Monsieur Jean-Michel BERGHEAU Professeur des universités à l'ENISE, qui n'a jamais hésité de me soutenir pour résoudre les problèmes rencontrés tant du côté de la recherche scientifique et tant du côté administratif.

Merci beaucoup aux membres du jury qui ont bien voulu me faire l'honneur d'accepter de juger mon travail.

Je voudrais tout d'abord remercier énormément Monsieur Mondher ZIDI Professeur des universités et directeur de l'ENIM pour l'honneur qu'il m'a fait d'accepter de présider ce jury de thèse. Ensuite, je voudrais exprimer ma gratitude à Monsieur Sami CHATTI Professeur des universités à l'ISSAT de Sousse et Monsieur Patrick CHABRAND Professeur des universités à l'Université Aix-Marseille d'avoir accepté d'être les rapporteurs de cette thèse. Je finirai par remercier très chaleureusement Monsieur Benyebka BOU-SAÏD Professeur des universités à l'INSA de Lyon de l'intérêt manifesté pour ce travail pour être membre de ce jury de thèse.

J'assure de toute ma reconnaissance à tous les membres du laboratoire LGM à l'aide desquels j'ai souvent eu recours. En particulier, je remercie Sonia, Mohamed Amine, Anis, Ibtissem, Amira, Nasra et la liste est longue. Il m'est impossible d'oublier aussi de remercier les collègues du LTDS, particulièrement, Emna pour nos longues discussions sur les modèles numériques, Coralie et Meriem pour leur aide dans la réalisation de la partie expérimentale.

Je conclurai en remerciant de tout cœur mon cher époux Brahim pour son soutien quotidien indéfectible et son enthousiasme contagieux à l'égard de mes travaux comme de la vie en général. Notre couple a grandi en même temps que mon projet scientifique et ma chère Ranym a éclairé les moments d'inquiétude et m'a encouragé, sans pour autant le reconnaître, de s'accrocher et d'aller toujours de l'avant.

Je remercie chaleureusement ma belle famille pour tout l'amour et le soutien qu'il m'ont assuré : Mes beaux parents Naceur et Radhia, mes beaux frères : Aymen, Habib et Rached.

Je remercie du fond du cœur mon frère Yassine et mes sœurs Aya et Balkis, Henda, son mari Nejib et leurs fils Taha et Rayen pour leur soutien démesuré aux moments de panique et de doute.

Ces remerciements ne peuvent s'achever, sans une pensée pour ma mère Amel (aussi mon père Azzez de là-haut). Sa présence et ses encouragements sont pour moi les piliers fondateurs de ce que je suis et de ce que je fais.

TABLE DES MATIÈRES

TABLE DES MATIÈRES	vii
LISTE DES FIGURES	x
LISTE DES TABLEAUX	xiv
NOTATIONS	xv
INTRODUCTION GÉNÉRALE	1
1 PEAU HUMAINE : PHYSIOLOGIE ET MÉCANIQUE	5
1.1 Physiologie de la peau humaine	6
1.1.1 Les couches de la peau	6
1.1.1.1 Épiderme	6
1.1.1.2 Derme	9
1.1.1.3 Hypoderme	11
1.1.2 La vascularisation et l'innervation cutanées	12
1.1.2.1 La vascularisation cutanée	12
1.1.2.2 L'innervation cutanée	13
1.1.3 Les annexes cutanées	14
1.1.4 Le vieillissement cutané	16
1.2 Mécanique de la peau humaine	18
1.2.1 Les propriétés mécaniques de la peau	18
1.2.1.1 Non-linéarité de la peau	19
1.2.1.2 Viscoélasticité de la peau	20
1.2.1.3 Précontrainte et anisotropie de la peau	22
1.2.2 Les techniques de caractérisation de la peau	23
1.2.2.1 Essai d'indentation	23
1.2.2.2 Essai de succion	26
1.2.2.3 Essai d'extensométrie	27
1.2.2.4 Essai de torsion	28
1.2.3 Les modèles de la peau	29

1.2.3.1	Modèles élastiques	30
1.2.3.2	Modèles hyperélastiques	31
1.2.3.3	Modèles viscoélastiques	31
Conclusion		31
2 THÉORIES ET MÉTHODOLOGIE DE CARACTÉRISATION DES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DE LA PEAU		
2.1	Les équations du champs en MMC	35
2.2	Le comportement viscoélastique linéaire	36
2.2.1	Modèle de comportement	36
2.2.2	Modèles rhéologiques représentatifs d'un comportement viscoélastique	37
2.2.2.1	Modèle de Maxwell généralisé	38
2.2.2.2	Modèle de Kelvin-Voigt généralisé	39
2.2.3	Application sur Abaqus© : Modèle de Maxwell à une branche	39
2.3	Méthode de résolution du problème inverse	40
2.3.1	Contexte de l'approche inverse	40
2.3.2	Définition du problème d'identification par approche inverse	40
2.3.3	Fonction objective et algorithme d'optimisation	41
2.3.4	Validation du problème inverse	43
2.3.4.1	Modélisation numérique par Éléments Finis	43
2.3.4.2	Existence et unicité de la solution du problème inverse	46
2.3.4.3	Stabilité de l'algorithme	48
Conclusion		50
3 CARACTÉRISATION DES PROPRIÉTÉS VISCO-ÉLASTIQUES DU TISSU CUTANÉ		
3.1	Caractérisation des paramètres visco-élastiques avec un essai d'indentation charge-décharge avec contact	52
3.1.1	Essai expérimental d'indentation charge-décharge	52
3.1.1.1	Dispositif expérimental	52
3.1.1.2	Données expérimentales et exploitation des résultats	52
3.1.2	Modélisation numérique de l'essai d'indentation charge-décharge : Étude du vieillissement	54
3.1.2.1	Définition du modèle EF	54
3.1.2.2	Identification des paramètres visco-élastiques	54
3.2	Caractérisation des paramètres visco-élastiques avec un essai de fluage sans contact	58
3.2.1	Essai expérimental de fluage sans contact	58

3.2.1.1	Dispositif expérimental	58
3.2.1.2	Données expérimentales et exploitation des résultats	59
3.2.2	Modélisation numérique de l'essai de fluage sans contact	63
3.2.2.1	Définition du modèle EF	63
3.2.2.2	Identification des propriétés mécaniques de la peau	64
3.2.2.3	Résultats de l'analyse statistique	69
Conclusion		73
4	INTRODUCTION À LA PRISE EN COMPTE DE LA PRÉCONTRAINTÉ	
	NATURELLE DE LA PEAU HUMAINE	75
4.1	Généralités sur les ondes	77
4.2	Analyse 1 : Propagation d'onde dans un milieu élastique homogène	79
4.2.1	Solution analytique de la propagation d'onde dans un milieu élastique homogène isotrope	79
4.2.2	Simulation numérique de la propagation d'onde dans un milieu élastique homogène isotrope	80
4.2.2.1	Définition du modèle EF	80
4.2.2.2	Étude numérique de la propagation d'onde dans une membrane libre	82
4.3	Analyse 2 : Propagation d'onde dans une membrane élastique homogène avec précontrainte	85
4.3.1	Cas de précontrainte $\sigma_{xx} = \sigma_{zz} = 1kPa$	85
4.3.2	Cas de précontrainte $\sigma_{xx} = \sigma_{zz} = 5kPa$	86
4.3.3	Cas de précontrainte $\sigma_{xx} = \sigma_{zz} = 10kPa$	87
4.3.4	Cas de précontrainte $\sigma_{xx} = \sigma_{zz} = 15kPa$	88
4.3.5	Cas de précontrainte $\sigma_{xx} = \sigma_{zz} = 20kPa$	89
Conclusion		91
	CONCLUSION GÉNÉRALE	93
A	ANNEXES	97
A.1	Solution analytique de la propagation d'onde dans une membrane élastique tendue	98
	BIBLIOGRAPHIE	103

LISTE DES FIGURES

1.1	La structure du tissu cutané. D'après [BASFa]	6
1.2	Les couches de l'épiderme. D'après [site web 1]	7
1.3	La Jonction Dermo-Epidermique (JDE). D'après [BASFb]	9
1.4	Schéma du derme. D'après [site web 2]	10
1.5	Les zones du derme. D'après [site web 3]	11
1.6	Schéma de l'hypoderme. D'après [site web 2]	12
1.7	La vascularisation cutanée. D'après [BASFc]	13
1.8	L'innervation cutanée. D'après [BASFd]	13
1.9	Schéma d'une glande sudoripare. D'après [BASFe]	14
1.10	Schéma d'une glande sébacée. D'après [BASFf]	15
1.11	Schéma d'un follicule pileux. D'après [BASFg]	15
1.12	Schéma de l'ongle. D'après [BASFh]	16
1.13	La topographie du tissu cutané, dimension : $5 \times 5 \text{mm}^2$. a) 30-40 ans, a) 50-60 ans, a) 70-80 ans. D'après [Zahouani et al. (2011)]	17
1.14	Variation de la pression en fonction du déplacement : Résultats numériques (les lignes) et données expérimentales (symboles) [Hendriks et al. (2003)]	19
1.15	Gauche : Comportement non-linéaire de la peau relatif aux fibres de collagènes. Droite : Courbe numérique correspondant à ce comportement [Delleau et al. (2008b)]	20
1.16	Variation du moment de torsion de la peau pour un chargement en déplacement de forme trapézoïdale [Barbenel and Evans (1977)]	21
1.17	Les lignes de Langer sur des zones du corps humain. a) les lignes de Langer sur le dos, le torse et la paume de la main, b) les lignes de Langer sur le visage, c) Evolution de la forme d'une incision circulaire réalisée sur le visage. D'après [Langer (1978b)]	22
1.18	Schéma du principe de l'essai d'indentation sphérique classique	24
1.19	Variation de l'effort normal en fonction de l'enfoncement pour un essai d'indentation sphérique [Boyer (2010)]	25
1.20	Schéma du principe de l'essai de succion. D'après [Boyer et al. (2012)]	27

1.21 Schéma du principe de l'essai d'extension	28
1.22 Schéma du principe de l'essai de torsion	28
2.1 Évolution d'une configuration entre un instant initial t_0 et un instant ulté- rieur t	35
2.2 Les éléments rhéologiques de base pour un comportement viscoélastique. Avec : a) Ressort de module d'élasticité E , b) Amortisseur de viscosité η .	38
2.3 Modèle de Maxwell généralisé	38
2.4 Modèle de Kelvin-Voigt généralisé	39
2.5 Le modèle rhéologique de Zener	39
2.6 Le diagramme de l'approche inverse modélisant le couplage Matlab©- Abaqus©	42
2.7 Modèle numérique EF d'un essai d'indentation sphérique	43
2.8 Variation de l'effort maximal en fonction du nombre d'éléments choisi . . .	44
2.9 Comparaison entre la courbe expérimentale et la courbe analytique pour un essai d'indentation avec un chargement monotone	46
2.10 Convergence de la fonction objective en fonction du nombre d'itérations . .	47
2.11 Comparaison entre la courbe numérique et la réponse de référence	48
2.12 Le diagramme Pareto des effets des paramètres initiaux sur la fonction F_{val} , avec $\alpha = 0,05$	49
3.1 Dispositif expérimental de l'essai d'indentation avec un indenteur sphé- rique. a) Système de fixation et indenteur, b) Schéma du dispositif d'in- dentation sphérique	52
3.2 Chargement expérimental en déplacement en fonction du temps pour chaque individu	53
3.3 Courbes expérimentales de l'effort expérimental mesuré en fonction du dé- placement imposé pour chaque individu	54
3.4 Résultat de l'optimisation de la courbe d'indentation sphérique pour un modèle rhéologique de type Zener : 20 ans	55
3.5 Résultat de l'optimisation de la courbe d'indentation sphérique pour un modèle rhéologique de type Zener : 60 ans	56
3.6 Résultat de l'optimisation de la courbe d'indentation sphérique pour un modèle rhéologique de type Zener : 80 ans	57
3.7 Courbes expérimentales et numériques optimisées pour les 3 personnes . .	57
3.8 Le dispositif du WaveSkin©. Avec (a) La zone de mesure, (b) Le schéma de fonctionnement du dispositif	59

3.9 Profil du déplacement 3D en fonction du temps et de la position du capteur laser	60
3.10 La pression imposée en fonction du temps pour les quatre types de tests	61
3.11 Le déplacement expérimental enregistré au capteur laser central à la surface de la peau pour chaque essai de fluage des différents protocoles étudiés	61
3.12 Le déplacement expérimental de la surface de la peau au capteur central des différents tests. a) Homme jeune, b) Homme âgé, c) Femme jeune, d) Femme âgée	62
3.13 Modèle numérique EF de l'essai de fluage sans contact. Avec : a) Modèle complet, b) Zoom sur la partie de chargement, c) Profil de la gaussienne lissée pour le chargement.	63
3.14 Comparaison entre les déplacements expérimentaux et numériques pour les quatre personnes pour le test T4 (1 bar, 400 ms)	65
3.15 Les déplacements numériques optimisés pour les quatre personnes. a) Homme jeune, b) Homme âgée, c) Femme jeune d) Femme âgée	66
4.1 Organigramme des différents types d'ondes mécaniques	77
4.2 Allure de la propagation des ondes de volume	78
4.3 Allure de la propagation des ondes de surface	78
4.4 Modèle numérique EF 3D de l'essai d'impact avec jet d'air	81
4.5 Path choisi pour le suivi de la propagation de l'onde à la surface de la peau	82
4.6 Oscillation de la surface de la peau générée par une onde sur un path choisi	83
4.7 Déplacement de la surface de la peau de la personne jeune sur le path choisi	83
4.8 Déplacement de la surface de la peau de la personne âgée sur le path choisi	84
4.9 Déplacement de la surface de la peau jeune avec une précontrainte : $\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 1kPa$	85
4.10 Déplacement de la surface de la peau âgée avec une précontrainte : $\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 1kPa$	86
4.11 Déplacement de la surface de la peau jeune avec une précontrainte : $\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 5kPa$	86
4.12 Déplacement de la surface de la peau âgée avec une précontrainte : $\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 5kPa$	87
4.13 Déplacement de la surface de la peau jeune avec une précontrainte : $\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 10kPa$	87
4.14 Déplacement de la surface de la peau âgée avec une précontrainte : $\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 10kPa$	88
4.15 Déplacement de la surface de la peau jeune avec une précontrainte : $\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 15kPa$	88

4.16 Déplacement de la surface de la peau âgée avec une précontrainte : $\sigma_{xx} =$	
$\sigma_{yy} = 15kPa$	89
4.17 Déplacement de la surface de la peau jeune avec une précontrainte : $\sigma_{xx} =$	
$\sigma_{yy} = 20kPa$	89
4.18 Déplacement de la surface de la peau âgée avec une précontrainte : $\sigma_{xx} =$	
$\sigma_{yy} = 20kPa$	90
A.1 Schéma d'un élément de surface soumis à une tension égale dans deux	
directions x et y	98

Liste des tableaux

2.1	Plan factoriel des paramètres viscoélastiques initiaux et identifiés	47
2.2	Plan factoriel des paramètres viscoélastiques initiaux et de la valeur minimale de F_{val}	49
3.1	Les déplacements expérimentaux imposés pour chaque individu	53
3.2	Paramètres viscoélastiques identifiés pour la personne âgée de 20 ans	55
3.3	Paramètres viscoélastiques identifiés pour la personne âgée de 60 ans	56
3.4	Paramètres viscoélastiques identifiés pour la personne âgée de 80 ans	56
3.5	Tableau récapitulatif pour les paramètres identifiés des 3 âges	58
3.6	Déplacements expérimentaux et numériques à la fin des temps de maintien pour les quatre type de testes associés aux quatre personnes	68
3.7	Tableau des moyennes et de leurs écarts-type correspondants des paramètres viscoélastiques identifiés. Les moyennes avec différentes lettres correspondent à une différence significative	70
4.1	Jeu de paramètres choisi pour les deux individus	83
4.2	Vitesse de propagation de l'onde à la surface d'une peau jeune et âgée pour deux précontraintes égales dans deux directions	90

NOTATIONS

Acronymes

EF	Éléments Finis
HPP	Hypothèse des Petites Perturbations
erfi	Fonction d'erreur imaginaire
JKR	Johnson, Kendall and Roberts
TLC	Transformée de Laplace-Carson
DOE	Technique de conception d'expériences (Design Of Experiments)
ANOVA	Analyse de la Variance (ANalysis Of VARIance)

Symboles

ν	Coefficient de Poisson
C_0	Configuration de référence
C_t	Configuration actuelle
$\overrightarrow{P_{ext}}$	Vecteur des efforts extérieurs
$\overrightarrow{P_{int}}$	Vecteur des efforts intérieurs
$\overrightarrow{F_{\Omega_t}}$	Densité volumique des efforts extérieurs
$\overrightarrow{F_{\partial\Omega_t}}$	Densité surfacique des efforts extérieurs
Ω_t	Domaine élémentaire
$\partial\Omega_t$	Contour du domaine élémentaire
δ	Déplacement
F_N	Effort normal
R	Rayon de l'indenteur
I	Tenseur d'identité
σ	Tenseur de contraintes de Cauchy
σ^V	Partie volumique du tenseur de contraintes de Cauchy
σ^D	Partie déviatorique du tenseur de contraintes de Cauchy
ϵ	Tenseur des déformations
ϵ^V	Partie volumique du tenseur de déformations

ϵ^D	Partie déviatorique du tenseur de déformations
E	Module d'Young
E_0	Module d'Young instantané
E_∞	Module d'Young différé
τ	Temps caractéristique
G	Module de rigidité en cisaillement
G_0	Le module de rigidité en cisaillement instantané
G_∞	Le module de rigidité en cisaillement différé
τ^G	Le temps caractéristique de la partie déviatorique
η^G	La viscosité de la partie déviatorique
K	Module de rigidité volumique
K_0	Le module de rigidité volumique instantané
K_∞	Le module de rigidité volumique différé
τ^K	Le temps caractéristique de la partie volumique
η^K	La viscosité de la partie volumique
V	Vitesse de sollicitation
V_R	Vitesse de propagation de l'onde de Rayleigh
ρ	Densité massique de la peau
μ et λ	Coefficients de Lamé
\vec{u}	Vecteur de déplacement

INTRODUCTION GÉNÉRALE

L'homme prend conscience de l'univers qui l'entoure et s'émerveille de son ordre et de sa beauté au moyen de ses sens. La perception tactile ou le toucher est l'un des sens qui offre à l'être humain cette possibilité de communication et d'échange avec l'extérieur. Afin d'assurer ces fonctionnalités, un système tégumentaire englobe tout le corps humain de la tête jusqu'aux orteils. Il s'agit de la peau humaine, appelée aussi tissu cutané. La peau, par ses propriétés sensorielles, garde un rôle déterminant dans la relation avec autrui. Au-delà de son caractère d'enveloppe physiologique, elle représente une barrière physique, chimique, mécanique et immunitaire d'une efficacité considérable. D'un point de vue physique, elle s'oppose et elle résiste aux chocs mécaniques et aux agressions des autres corps physiques. Étant une barrière chimique, elle est perméable et imperméable en même temps. En effet, elle absorbe les nutriments ainsi que les rayons solaires qui permettent de produire la mélanine et elle rejette les produits toxiques qui essaient d'intégrer notre corps. D'un point de vue mécanique, la peau soutient tous les organes et les tissus corporels internes du corps humain. En ce qui concerne son rôle immunitaire, elle contient des anticorps qui dégradent tout élément néfaste et participe à la régénération des cellules endommagées de la peau.

Cet organe, à la fois superficiel et profond, a suscité l'intérêt de beaucoup de spécialités de recherche. D'abord, les spécialistes de la peau ou encore les dermatologues ont commencé par faire des études afin de guérir certaines blessures ou encore aider la régénération des cellules de peau endommagée à l'aide de médicaments. Ensuite, la croissance des besoins esthétiques a fait accroître les développements de nouveaux produits cosmétiques toujours de la part des spécialistes de la peau. Certes les résultats de ces études ont causé un apogée pour la science de la peau, mais le diagnostic reste superficiel et incomplet du fait de la non maîtrise de la structure de la peau et de son comportement mécanique. C'est là où notre apport en tant que mécaniciens surgit.

La mécanique cutanée s'intéresse à la peau comme étant un matériau. Elle a pour objectif de caractériser les propriétés mécaniques du tissu cutané à travers des essais mécaniques. Et ce pour différents types de peaux, saines ou malades ; après rasages ; suite à une opération ou une chirurgie plastique ou encore pour l'étude du degré d'efficacité des produits cosmétiques. La fragilité de cet organe et son exposition directe à l'environnement qui nous entoure fait que ses propriétés mécaniques sont très influençables par ces

facteurs. Afin de comprendre ces changements, beaucoup de dispositifs mécaniques ont été développés et ont permis la caractérisation du tissu cutané. La majorité des travaux affirment que l'âge, le genre, l'hygiène de vie, etc, s'avèrent des facteurs qui affectent la qualité de la peau. Il est alors assez difficile de conclure sur des valeurs ou encore des intervalles bien déterminés relatifs aux propriétés mécaniques de la peau. Ainsi, la caractérisation mécanique *in vivo* de la peau humaine suscite encore l'intérêt des mécaniciens.

C'est dans ce cadre que s'inscrit cette thèse. Le travail associe expérimentations et modélisations et il a pour but d'identifier les propriétés mécaniques de la peau humaine *in vivo*. Il émerge particulièrement par l'utilisation de dispositifs expérimentaux d'indentation développés au sein du Laboratoire de Tribologie et Dynamique des Systèmes (LTDS) et assurant des mesures *in vivo* non-invasives. Deux dispositifs ont été utilisés pour faire des essais de caractérisation sur la peau et un intérêt particulier a été porté à la précontrainte naturelle du tissu cutané. Les simulations numériques au moyen de la méthode de calcul par éléments finis permet d'évaluer les propriétés mécaniques du tissu cutané en comparant par rapport aux données expérimentales ou encore à une solution analytique.

Ce manuscrit est structuré en 4 chapitres :

Le *premier chapitre* présente une synthèse bibliographique des travaux antérieurs réalisés permettant la compréhension du contexte de cette thèse. En commençant par l'anatomie du tissu cutané, les différentes couches de la peau ainsi que leurs composantes ont été définies. Ensuite, une synthèse du comportement mécanique de la peau mène à la présentation des essais mécaniques utilisés pour sa caractérisation. Les modèles qui permettent la simulation de ces essais ainsi que l'identification des propriétés mécaniques de la peau ont été présentés.

Le *deuxième chapitre* présente en détail la démarche mise en œuvre afin de caractériser la peau au moyen d'un problème inverse. La loi de comportement choisie pour le tissu cutané ainsi que le modèle rhéologique représentatif du comportement mécanique de la peau ont été détaillés. Ensuite, le problème inverse qui sera appliqué pour l'identification des propriétés mécaniques de la peau a été défini. Ses caractéristiques en termes d'existence et d'unicité de la solution ainsi que la stabilité du problème ont été démontrés.

Le *troisième chapitre* porte sur l'identification des propriétés viscoélastiques de la peau humaine *in vivo*. Deux types d'essais ont été considérés. Le premier est un essai d'indentation sphérique en charge-décharge. Cette première partie présente une application de la méthode d'identification des paramètres viscoélastiques de la peau humaine *in vivo* par approche inverse. L'identification a été réalisée sur 3 individus de différents âges afin d'étudier l'effet du vieillissement sur les propriétés mécaniques du tissu cutané. La deuxième partie porte sur un test de fluage sans contact au moyen d'un jet d'air. La même démarche inverse a été utilisée avec une adaptation du modèle de calcul par Éléments Finis (EF)

au nouveau type d'essai. Une étude statistique de l'effet des paramètres expérimentaux sur les paramètres identifiés a été ensuite présentée.

Le *quatrième chapitre* a été dédié à l'évaluation de la précontrainte naturelle initialement présente dans la peau. Un essai d'impact avec jet d'air a été utilisé afin de générer une onde qui se propage à la surface et dans le volume de la peau. Un modèle EF en 3 dimensions, qui prend en compte la précontrainte, a été développé avec un calcul dynamique. Une solution analytique de la propagation d'onde dans une membrane tendue a été proposée afin de valider ce modèle EF. Étant donné que les propriétés élastiques d'un matériau influent sur la vitesse de propagation de l'onde, deux sets de paramètres ont été considérés afin d'étudier l'effet de l'âge sur la vitesse de propagation. Ensuite plusieurs valeurs de précontraintes ont été choisies et la vitesse de propagation de l'onde a été calculée en fonction de ces valeurs de précontrainte.

Le document se termine par une conclusion générale et une bibliographie.

PEAU HUMAINE : PHYSIOLOGIE ET MÉCANIQUE



La peau humaine est un système tégumentaire qui couvre le corps humain. C'est un organe sensoriel qui nous permet d'échanger des informations avec notre environnement. Il a plusieurs fonctions indispensables à notre survie dans notre écosystème. La peau représente une barrière résistante protégeant le corps contre les agressions chimiques et maintenant ses fonctions métaboliques grâce à la production de la vitamine D. La peau assure la thermorégulation du corps grâce à sa haute capacité hygroscopique et à l'analyse des messages thermiques reçus par les récepteurs sensoriels présents dans le tissu cutané.

D'un point de vue mécanique, la peau est un milieu stratifié composé de matériaux hétérogènes saturés par un fluide physiologique. Elle a un comportement anisotrope visco-élastique non linéaire et elle est soumise à une précontrainte in vivo provenant du réseau des fibres de collagène [Christopher and Ronald (1995), De Rigal and Leveque (1985), Leveque et al. (1980)].

L'étude du comportement du tissu cutané humain a fait l'objet de plusieurs études et différents types d'essais mécaniques ont été mis en œuvre pour cette fin. Ces tests ont été élaborés afin d'associer un comportement mécanique bien défini au tissu cutané. Certaines lois de comportement étaient très simplificatrices tandis que d'autres étaient plus complexes. Ces lois ont servi aux chercheurs dans le domaine de la biomécanique d'élaborer des modèles analytiques et numériques plus ou moins sophistiqués afin de rapporter plus de facilité et d'appréhension aux praticiens et aux dermatologues.

1.1 PHYSIOLOGIE DE LA PEAU HUMAINE

Le tissu cutané est l'organe le plus volumineux du corps humain après le squelette et les muscles. Il a une superficie de $1,7 m^2$ et une masse d'une moyenne de 4 Kg représentant environ 5,5% de la masse totale du corps chez l'adulte [Christopher and Ronald (1995)]. La peau est constituée de trois couches avec différentes épaisseurs et contenant chacune plusieurs composants lui confiant des fonctions spécifiques à chacune d'entre elles (Fig. 1.1). Les couches de la peau, de l'extérieur vers l'intérieur, sont : L'épiderme, d'épaisseur moyenne 0,1 mm, le derme avec 1 mm d'épaisseur moyenne et l'hypoderme avec une épaisseur très variable selon la zone allant de 1 mm à 20 mm [Odland (1991)].

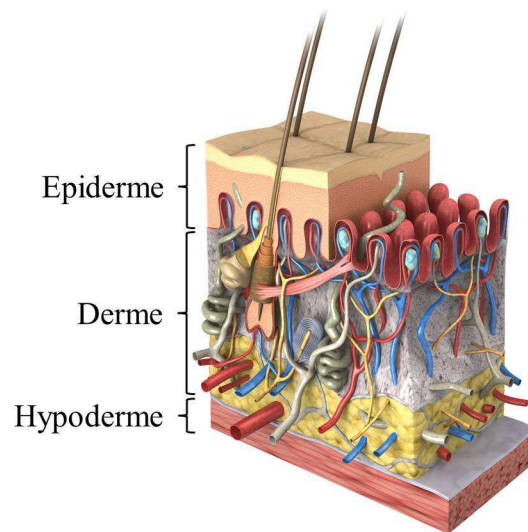


FIGURE 1.1 – La structure du tissu cutané. D'après [BASFa]

La structure de la peau humaine est connue par sa complexité est ceci est dû au fait que chaque couche représente un système assez complexe formé lui même par plusieurs parties. En effet, elle contient une multitudes d'autres cellules et éléments à savoir le système de vascularisation, le système d'innervation, le système immunitaire et les annexes cutanées.

La majorité des informations citées dans cette partie proviennent des livres [Agache (2000)] et [Melissopoulos and Levacher (1998)] ainsi que de la revue bibliographique de [Geerligts (2006)]. Les autres références utilisées seront citées au fur et à mesure.

1.1.1 Les couches de la peau

1.1.1.1 Épiderme

L'épiderme est la couche superficielle de la peau. C'est un épithélium de revêtement stratifié, kératinisé et pavimenteux car les cellules de la couche superficielle sont plates. L'épiderme n'est ni vascularisé ni innervé et les nutriments lui parviennent du derme par diffusion.

Le caractère stratifié de l'épiderme est dû au fait qu'il est constitué de 5 couches vues de l'intérieur vers l'extérieur : Couche germinale, couche épineuse, couche granuleuse, couche claire et couche cornée ou stratum corneum (Fig. 1.2).

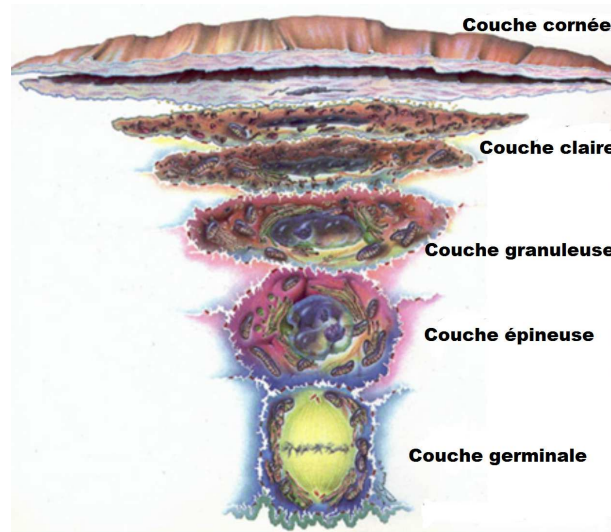


FIGURE 1.2 – Les couches de l'épiderme. D'après [site web 1]

— Couche germinale

C'est une couche formée par des cellules cylindriques implantées perpendiculairement sur les papilles du derme.

— Couche épineuse

Les kératines qui constituent cette couche sont volumineuses, de forme polygonale avec une tendance de s'aligner pour les régions les plus superficielles. Ces cellules sont superposées selon 5 à 6 couches. La couche épineuse contient des cellules riches en mélanine dispersées dans les kératinocytes. Cette couche possède une épaisseur moyenne de $80 \mu m$ [Rajadhyaksha et al. (1999)].

— Couche granuleuse

Cette couche est constituée de 3 couches de kératinocytes aplatis. Elle protège la peau contre la déshydratation. Son épaisseur est de l'ordre de $5 \mu m$ [Rajadhyaksha et al. (1999)].

— Couche claire

Cette couche de l'épiderme n'apparaît que pour les zones épaisses de la peau. Elle contient plusieurs assises de cellules plates et claires d'aspect homogène.

— Couche cornée

Cette couche, appelée aussi stratum corneum, est composée de 15 à 20 couches selon la région de la peau. Ces couches sont complètement kératinisées. L'épaisseur du stratum corneum varie de 15 à $20 \mu m$ [Corcuff and Leveque (1988)]. Ses propriétés dépendent du milieu extérieur en termes de température et humidité. En effet, elle protège le corps contre les agressions extérieures et représente une barrière

empêchant l'entrée des éléments extérieurs tels que les microbes et la poussière dans notre organisme. Elle est en perpétuel renouvellement via la desquamation spontanée.

A une échelle plus profonde, l'épiderme renferme différentes autres cellules :

Les kératinocytes Les différentes couches de l'épiderme sont formées essentiellement de kératinocytes qui sont des cellules qui produisent la kératine. Il s'agit d'une protéine fibreuse à structure α -hélicoïdale. La synthèse de la kératine commence dans la couche germinale et finit à la couche cornée. Ce processus s'appelle différenciation de la kératine.

Les mélanocytes Les mélanocytes sont les cellules responsables de la pigmentation de la peau et des poils, elles sont donc situées au niveau de l'épiderme et du follicule pileux. Les mélanocytes sont réparties de façon non homogène au niveau de la couche germinale du derme, avec une population inférieure à 1% des cellules contenues dans l'épiderme. Elles sont plus volumineuses que les kératinocytes qui sont elles mêmes contenues dans l'épiderme, renfermant des dendrites qui peuvent arriver jusqu'à la couche granuleuse. Ces cellules produisent la mélanine à partir de l'acide aminé tyrosine, qui à son tour est transformé à l'aide d'une enzyme nommée tyrosinase. En plus de la pigmentation de la peau, les mélanocytes assurent une fonction de photo-protection qui permet d'absorber les rayons non réfléchis tels que les rayons UV.

Les disques de Merkel Ces cellules, ayant une forme aplatie, assurent la fonction du tact. En effet, elles permettent d'enregistrer les vibrations perçues par la peau et de les transmettre aux terminaisons nerveuses. Elles sont localisées dans la couche germinale de l'épiderme.

Les cellules de Langerhans Ce sont des cellules du système immunitaire, formées par des douzaines de dendrites, réparties dans l'épiderme avec une population entre 2 et 5%. Ces cellules se renouvellent à partir de la moelle osseuse et elles sont transportées à travers le sang vers l'épiderme. La fonction principale de ces cellules est l'immunisation de la peau contre les antigènes qui lui sont appliqués.

Du point de vue de sa contribution au comportement mécanique de la peau, l'épiderme reste sans importante influence vu qu'il est composé majoritairement de cellules mortes. Mais cette couche reste la plus accessible pour l'étude du comportement mécanique cutané. On peut citer [De Rigal and Leveque (1985)] qui a effectué des essais de torsion sur un tissu cutané hydraté pour déduire que l'hydratation augmente l'extensibilité de la peau humaine.

Jonction dermo-épidermique La jonction dermo-épidermique est une matrice extracellulaire qui sépare l'épiderme du derme et assure les échanges métaboliques entre les deux couches. Du côté de l'épiderme, elle est ancrée à la couche germinale. Du côté du derme, sa surface renferme des papilles imbriquées dans l'épiderme pour maintenir la résistance de cette jonction (Fig. 1.3).

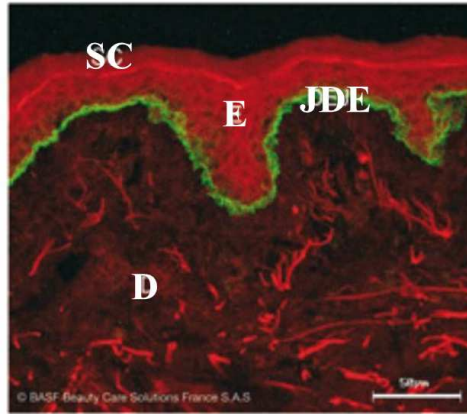


FIGURE 1.3 – La Jonction Dermo-Epidermique (JDE). D'après [BASfb]

La liaison entre les deux couches se fait à travers les kératinocytes du côté de l'épiderme et les fibres de collagène du côté du derme. Cette jonction renferme des mécano-récepteurs appelés les corpuscules de Meissner. Elles ont une forme aplatie et elles assurent une fonction permettant de maîtriser les forces de préhension des objets. Ces cellules renseignent aussi sur la vitesse du contact ainsi que les informations relatives au frottement telles que la palpation et la détection des petits détails sur une surface frottée. Cette partie de la peau reliant les deux premières couches, en dépit de leurs différences, assure la continuité mécanique de la structure cutanée.

1.1.1.2 Derme

Le derme est un tissu fibreux conjonctif dense. C'est un milieu élastique et plus épais que l'épiderme. Sa structure gélatineuse lui permet de relier et de soutenir les différents tissus et organes qui le constituent. Il représente le système vascularisé de la peau ainsi que le sol d'implantation des annexes cutanées, il renferme aussi des fibres nerveuses et des récepteurs sensoriels. Le derme est la couche intermédiaire de la peau représentant sa masse dominante. Il contient en sa globalité différentes cellules, la matrice extra-cellulaire et les glycoprotéines de structure (Fig. 1.4).

Les cellules Il s'agit de deux types de cellules. D'une part des fibroblastes qui synthétisent et entretiennent le matériel extra-cellulaire. Il est représenté par le collagène, l'élastine, la substance fondamentale et les glycoprotéines de structure. Ces cellules n'ont

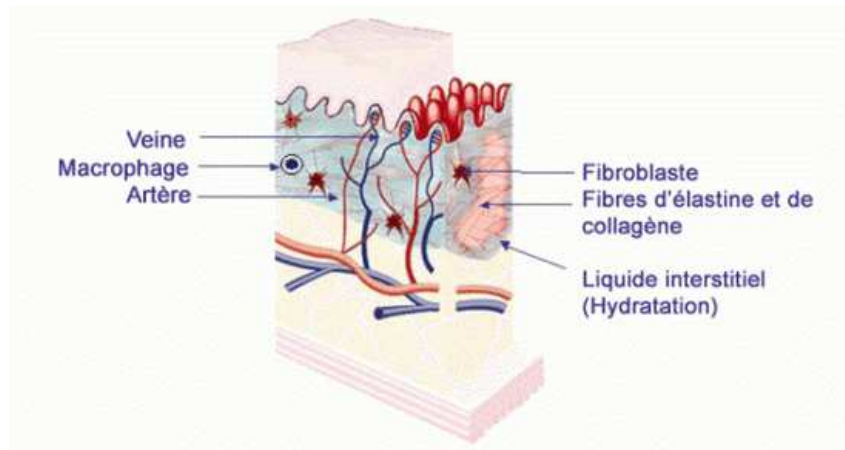


FIGURE 1.4 – Schéma du derme. D'après [site web 2]

pas un caractère mécanique prononcé vu qu'elles n'interviennent presque pas dans la résistance de la peau [Silver et al. (2001)]. D'autre part, il y a les leucocytes, les mastocytes et les macrophages qui assurent la défense et la surveillance immunitaire ainsi que les mécano-récepteurs représentés par les cylindres de Ruffini. Ces cellules donnent une réponse plus importante pour un étirement global de la peau par rapport à une indentation classique.

La matrice extra-cellulaire Elle est constituée par la substance fondamentale, sous forme d'un gel souple. La substance fondamentale est composée essentiellement de l'eau et de protéines. Elle assure la transmission métabolique. Cette matrice contient aussi les fibres, qui sont les protéines les plus répandues dans notre tissu cutané. Le derme renferme deux types de fibres. D'une part, les fibres de collagène qui sont à la base une protéine fibreuse assurant le stockage des forces de tension. Elles représentent environ 70% du volume du derme ou encore 75% du poids de la peau sèche [Silver et al. (2001)]. D'autre part, les fibres d'élastine qui représentent une protéine non glycolée, très hydrophobe et très longue mais elle a un très faible taux de 2% à 4% du poids de peau sèche par comparaison à celui des fibres de collagène. Elles sont disposées en fibres et en lames discontinues. Leur fonction majeure est de résister aux attaques physiques et chimiques. Dans la matrice extra-cellulaire, la substance fondamentale étant un gel souple, assure le glissement entre les fibres en les séparant les unes par rapport aux autres.

Les glycoprotéines de structure Il existe deux types de glycoprotéines dans le derme : la téna-scine et les fibronectines qui ont un rôle très important dans la guérison des plaies et la régénération de la peau après blessure.

Le derme est composé de deux zones : le derme papillaire et le derme réticulaire vus de l'extérieur vers l'intérieur (Fig. 1.5).

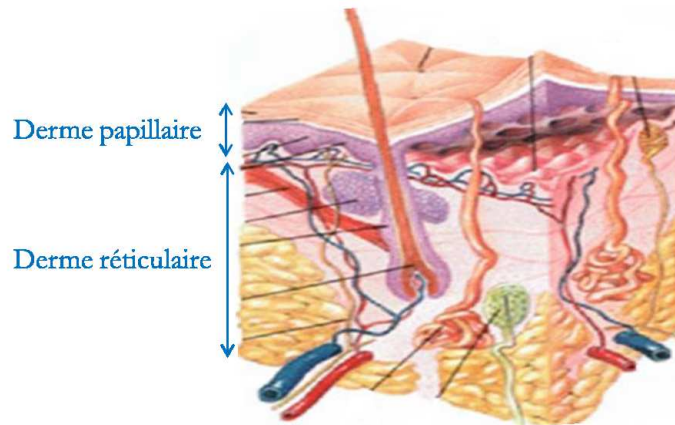


FIGURE 1.5 – Les zones du derme. D'après [site web 3]

— Derme papillaire

C'est un système très vascularisé et riche en fines fibres de collagène entrelacées et orientées perpendiculairement à l'épiderme. L'élément majeur qui le compose est la substance fondamentale, d'où son caractère d'un tissu conjonctif lâche. Du côté des systèmes immunitaire et nerveux, il contient le plexus sous-papillaire artériels, veineux et lymphatique ainsi que des terminaisons nerveuses libres. Il est très sensible à la température ainsi que la chaleur et le froid.

— Derme réticulaire

Cette partie du derme représente 80% du volume du derme. Ainsi, en modélisant la peau en tant qu'une seule couche on peut dire que les propriétés que l'on détermine sont relatives majoritairement au derme. Par conséquent, cette couche représente la partie mécanique de la peau.

Contrairement au derme papillaire, les fibres de collagène du derme réticulaire sont parallèles à la surface de la peau de façon aléatoire. La continuité de ces fibres représente les lignes de tension qui se manifestent par les lignes de Langer à la surface de la peau. Les fibres d'élastine sont reliées à celles du derme papillaire pour former un réseau tridimensionnel très dense et désordonné.

1.1.1.3 Hypoderme

L'hypoderme est la couche la plus épaisse et la plus lourde de la peau humaine étant donné qu'il représente de 15% à 20% de la masse du corps humain (Fig. 1.6).

C'est un tissu adipeux donc composé d'adipocytes organisés en lobules. Ils ont un nombre allant de 60 à 85 cellules selon la zone dont 90 – 99% de triglycéride, 5 – 30% d'eau et 2 – 3% de protéine [Albright and Stern (1998)]. L'hypoderme vient juste après le derme et il lui est rattaché par des expansions de fibres de collagène et d'élastine. Il représente une interface entre le derme et les structures mobiles situées juste en dessous

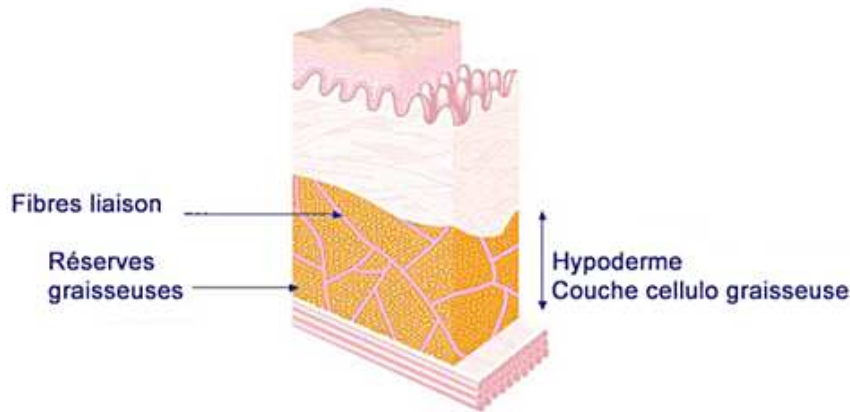


FIGURE 1.6 – Schéma de l'hypoderme. D'après [site web 2]

du tissu cutané tels que les muscles, les tendons et les os. Cette couche est très vascularisée et innervée car le sang est nécessaire pour le métabolisme et le bon fonctionnement des adipocytes. En effet, ces adipocytes ne sont autres que de la graisse, elles représentent donc un réservoir nutritionnel et énergétique permettant de stocker les lipides. L'hypoderme est un isolateur thermique et sa majeure fonction est de protéger le corps contre les chocs mécaniques.

Peu sont les chercheurs qui se sont intéressés au comportement mécanique de l'hypoderme. En fait, cette couche ressemble à un coussin d'amortissement ou encore à une "trampoline", car elle absorbe les chocs mécaniques et les emmagasine sous forme d'énergie de déformation.

1.1.2 La vascularisation et l'innervation cutanées

1.1.2.1 La vascularisation cutanée

Comme la majorité ; voire tous les organes du corps humain ; la peau humaine est très vascularisée. Elle est traversée par une multitudes de vaisseaux sanguins assurant la survie et le bon fonctionnement des différentes cellules qui la constituent. La vascularisation est localisée au niveau du derme et de l'hypoderme, aucun vaisseau sanguin n'existe au niveau de l'épiderme. Si la vascularisation se trouve de manière assez répandue, c'est qu'elle a beaucoup de fonctions. En effet, elle permet le transport des nutriments, de l'oxygène aux couches et aux cellules qui les constituent et d'éliminer au retour les déchets. Elle permet aussi de maintenir l'homéostasie du milieu intérieur, la pression artérielle et l'équilibre organique de l'organisme (Fig. 1.7).

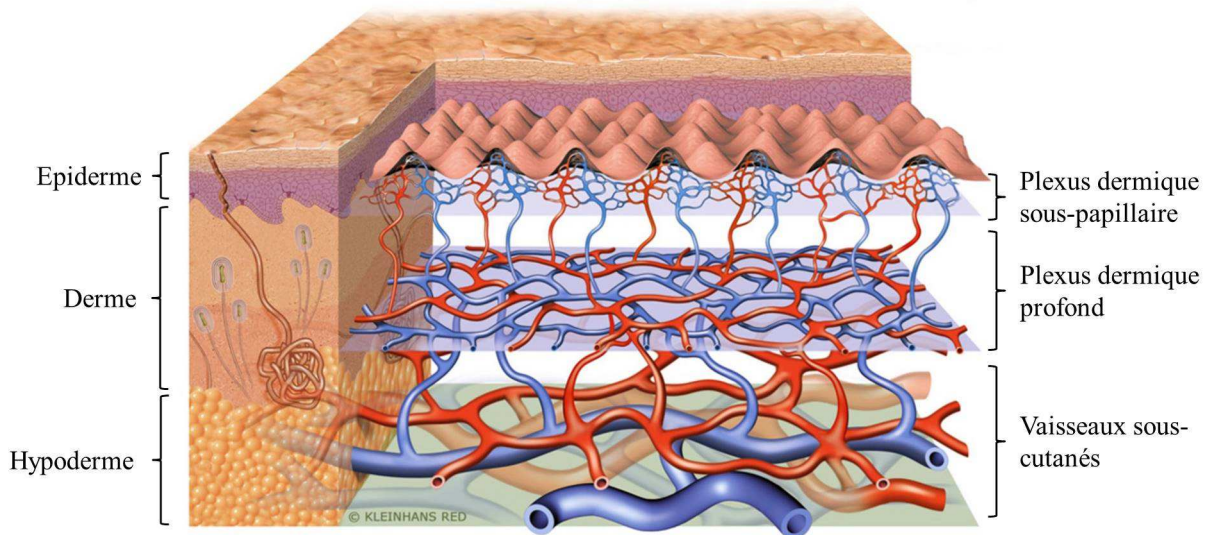


FIGURE 1.7 – La vascularisation cutanée. D'après [BASFc]

1.1.2.2 L'innervation cutanée

Le tissu cutané est le siège de plusieurs transmissions nerveuses étant un organe sensible. Ses transmissions sont assurées par les récepteurs qui transportent l'information vers le cortex cérébral. Le système nerveux autonome contient le réseau dermique et les récepteurs (Fig. 1.8).

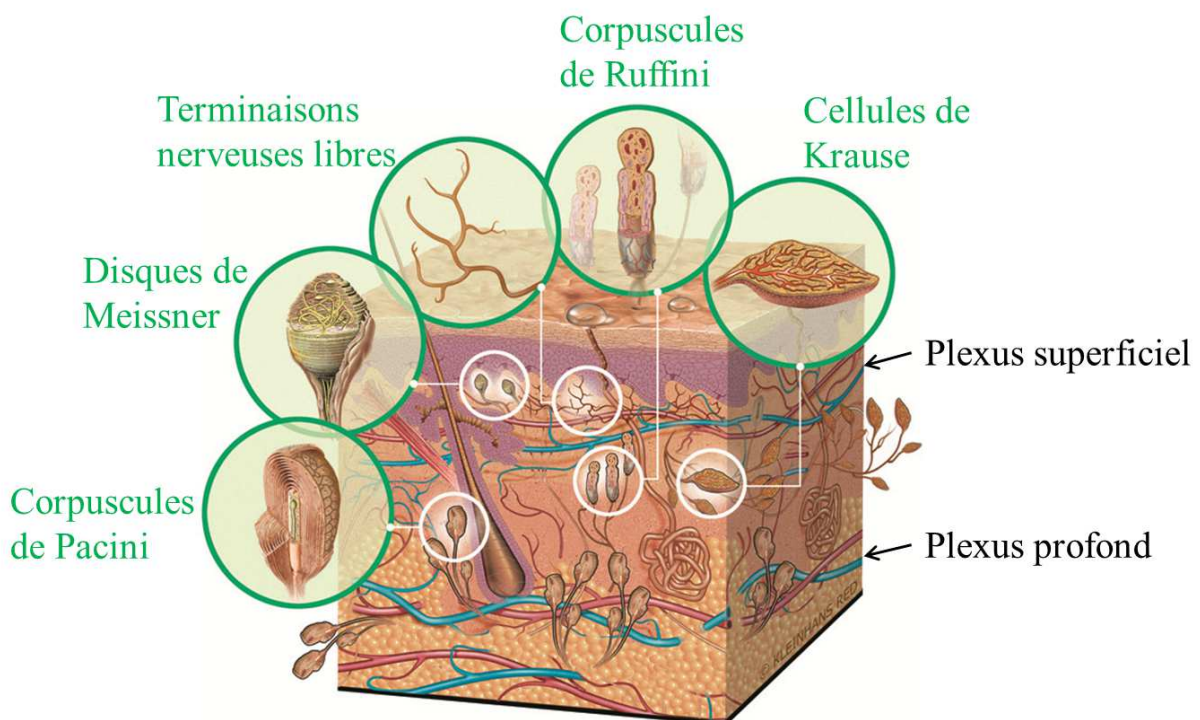


FIGURE 1.8 – L'innervation cutanée. D'après [BASFd]

Le réseau dermique Il est composé de deux parties : le plexus profond qui représente l'origine des fibres et le plexus superficiel qui est l'origine des terminaisons nerveuses libres.

les récepteurs On trouve des terminaisons nerveuses libres ainsi que des terminaisons nerveuses encapsulées. Ces dernières existent sous forme de quatre types de récepteurs :

- Les corpuscules de Meissner assurent la fonction du tact et perçoivent une très faible fréquence de l'ordre de 50 Hz.
- Les corpuscules de Pacini responsables du tact et de la pression, avec une perception d'une fréquence allant de quelques microns jusqu'à une fréquence de 300 Hz.
- Les corpuscules de Krause qui sont les récepteurs de la température.
- Les corpuscules de Ruffini étant les capteurs de pression.

1.1.3 Les annexes cutanées

En addition à tous les composants qui constituent la peau humaine, viennent s'y ancrer plusieurs types d'annexes cutanées. On trouve quatre catégories de ces annexes : Les glandes sudoripares, les glandes sébacées, les poils et les ongles.

Les glandes sudoripares L'origine de ces glandes existe à un niveau profond du derme. Elles se prolongent ensuite par un canal vers la surface du derme avec un pore qui s'ouvre à l'extérieur. Elles sécrètent ainsi la sueur qui a deux formes selon le type des glandes. Les glandes eccrines qui se situent de manière hétérogène dans le corps et sécrètent une sueur limpide. Les glandes apocrines qui se situent au niveau des oreilles, yeux et aisselles, etc. Elles sécrètent une sueur laiteuse, visqueuse et riches en substances organiques (Fig. 1.9).

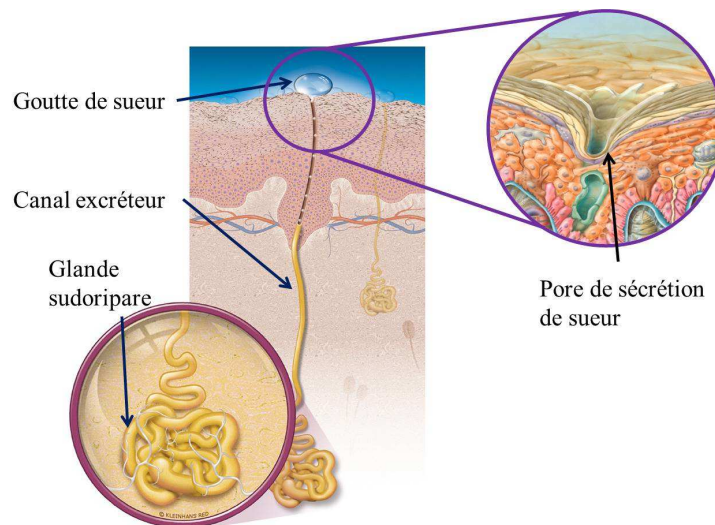


FIGURE 1.9 – Schéma d'une glande sudoripare. D'après [BASFe]

Les glandes sébacées Ces glandes se situent au niveau du derme moyen, elles sont vascularisées et non innervées. Elles sont réparties sur toute la surface de la peau, sauf les paumes des mains et les plantes des pieds. Leurs tailles et densités varient selon la localisation. Les glandes sébacées sont responsables de la sécrétion du sébum à travers des alvéoles dilatées en sac via un canal. Elles assurent plusieurs fonctions telles que la lubrification de la peau et des poils, empêchant ainsi la déperdition d'eau et la cassure des cheveux (Fig. 1.10).

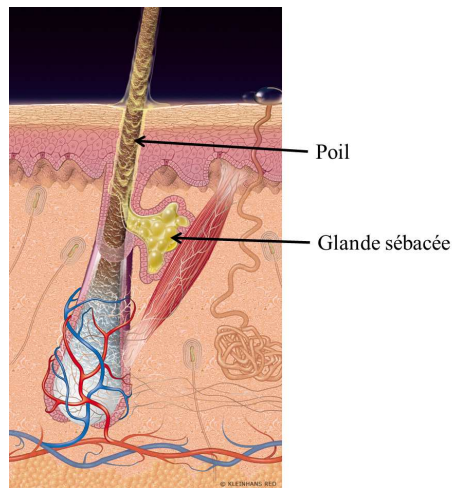


FIGURE 1.10 – Schéma d'une glande sébacée. D'après [BASF]

Les poils La production du poil est cyclique et régulièrement régénérée. On peut dénombrer 100000 à 150000 poils sur toute la surface de la peau. Le poil croît de 0,3 mm par jour en moyenne mais la croissance varie selon l'âge et le genre. On observe aussi une chute de 50 à 100 poils par jour. Les poils ont une fonction tactile au niveau des cils et ils protègent le crâne contre le soleil (Fig. 1.11).

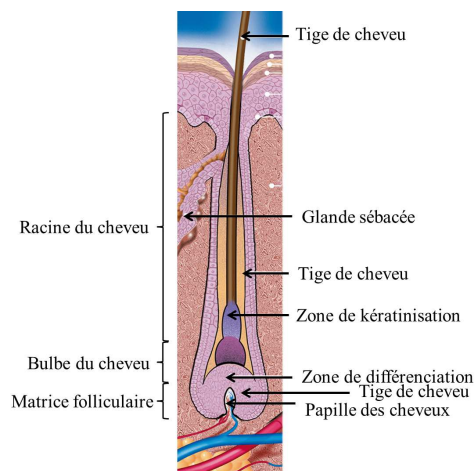


FIGURE 1.11 – Schéma d'un follicule pileux. D'après [BASFg]

Les ongles Ils sont situés au niveau de deux zones de la peau, à savoir la surface des bouts des doigts et des orteils. L'ongle est une plaque rectangulaire dure et flexible en même temps. Il est lisse et régulièrement convexe. Il a une croissance continue comme le cheveux d'une moyenne de 0,1 mm par jour. L'ongle est composé d'une matrice et d'une lame unguéale qui contient à son tour une partie visible (le limbe) et une partie cachée (la racine). C'est une annexe cutanée vascularisée par deux artères digitales et un système capillaire. Elle est aussi innervée par des terminaisons nerveuses sous le lit de l'ongle (Fig. 1.12).

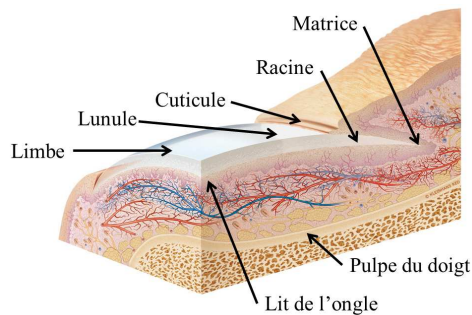


FIGURE 1.12 – Schéma de l'ongle. D'après [BASFh]

L'ongle a plusieurs fonctions telles que la protection, la préhension dans le cas où l'ongle dépasse la pulpe digitale, etc.

1.1.4 Le vieillissement cutané

Le vieillissement de la peau consiste à la dégradation progressive des fonctions du tissu cutané ainsi que les composants qui le constituent. En effet, avec l'âge la peau perd petit à petit sa souplesse et sa fermeté, elle devient de moins en moins sensible à tout ce qu'elle avait l'habitude de percevoir avec le toucher. Ce vieillissement se manifeste par l'apparition des rides, surtout au niveau du visage, et de sillons profonds un peu partout sur la surface de la peau. Ce réseau de lignes, apparent en surface de la peau, s'appelle le microrelief de la peau. Il peut être étudié à travers une étude topographique de la surface cutanée. Quatre catégories de sillons sont distinguées. Les lignes primaires sont les plus visibles et elles délimitent la forme géométrique de la peau avec une profondeur allant de 20 μm jusqu'à 100 μm . Les lignes secondaires sont moins apparentes que les les lignes primaires avec une profondeur entre 5 μm et 40 μm . Pour les lignes tertiaires et quaternaires, elles ne peuvent être vues qu'à l'aide d'un microscope, les premières délimitent les bords des cornéocytes avec une profondeur moyenne de 0,5 μm et les dernières donnent le relief de chaque cornéocyte ayant une profondeur moyenne de 0,05 μm . Les sillons observés sur la surface de la peau sont très serrés pour les personnes jeunes et ils deviennent de plus en

plus larges avec l'âge (Fig. 1.13).

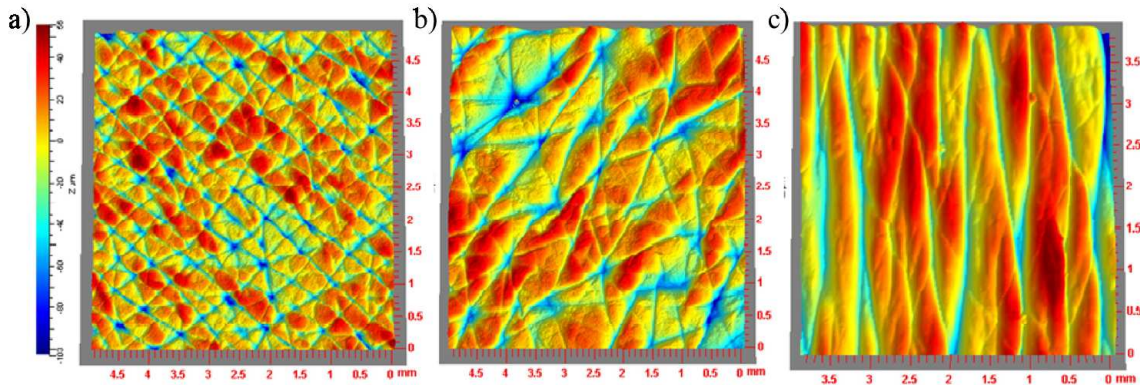


FIGURE 1.13 – La topographie du tissu cutané, dimension : $5 \times 5 \text{ mm}^2$. a) 30-40 ans, a) 50-60 ans, a) 70-80 ans. D'après [Zahouani et al. (2011)]

A l'échelle microscopique, les différentes couches ainsi que les cellules qui les constituent sont le siège d'innombrables modifications. A commencer par les épaisseurs, l'épiderme voit son épaisseur diminuer de 7% par décennie contre une diminution de 6% tous les dix ans pour le derme. Cette baisse d'épaisseur induit une diminution du nombre des cellules ainsi que leur production. Les kératinocytes sont de moins en moins produites et le taux du lipide contenu dans le stratum corneum diminue, ce qui fait baisser l'hydratation de la peau. Cette caractéristique cutanée est elle même affectée suite à la diminution en nombre des glandes sébacées et sudoripares ainsi que leur perte en activité. Une coloration non homogène de la peau est observée avec l'âge et ceci est du à la diminution de mélanogénèse. Ce phénomène affecte la fonction barrière de la peau car l'opposition à la pénétration des rayons UV devient de plus en plus difficile. Cette fonction est aussi perturbée à cause de la diminution des cellules de Langerhans en nombre et en synthèse. Pour le derme, il se compose principalement d'un réseau de fibres et de la substance fondamentale. Étant donné que son épaisseur diminue, l'activité de production de fibroblastes diminue au cours du vieillissement. En contre partie, les enzymes continuent à être produites induisant une diminution progressive de la densité du réseau des fibres de collagène et d'élastine ainsi qu'une fragmentation progressive de ce dernier. La tension naturelle de la peau diminue alors considérablement et les fibres suivent progressivement leur direction privilégiée et l'anisotropie de la peau s'accroît ainsi. Pour la substance fondamentale, une baisse du taux de protéoglycans est observée. Toute cette multitude de modifications structurelles se manifeste par un comportement mécanique global de la peau qui se dégrade petit à petit. En effet, l'élasticité de la peau diminue avec l'âge suite à la dégradation du réseau de fibres et la viscosité augmente car la substance fondamentale devient de plus en plus fluide [Agache et al. (1980)].

Le vieillissement cutané varie d'une personne à une autre selon l'âge et le genre du point

de vue de l'activité hormonale. Plusieurs autres facteurs peuvent le générer ou accélérer son processus. On peut citer l'exposition excessive au soleil, la nutrition non équilibrée, sans oublier le tabagisme et l'alcool.

Ce phénomène qui s'attaque à notre peau quand on vieillit a été beaucoup étudié et on trouve trois théories pour l'analyser :

Théorie déterministe Cette théorie est fondée sur l'influence des gènes de la peau. En effet, les chercheurs qui se basent sur ce principe affirment que la durée de vie de chaque individu est précise et constante. En d'autres termes, la personne au cours du vieillissement va faire face à des phénomènes prédéfinis dans l'appareil génétique qu'elle doit subir.

Théorie stochastique Ce fondement est basé sur des mécanismes épigénétiques. Il s'agit de l'accumulation au cours du temps d'altérations moléculaires et cellulaires. En effet, les cellules se régénèrent de moins en moins rapidement ce qui induit l'accumulation de cellules mortes au niveau de l'épiderme. La surface de la peau devient ainsi moins hydratée et plus dure avec l'accentuation des micro-reliefs.

Théorie évolutionniste Cette théorie est basée sur l'influence du génome et de l'environnement. Au cours de notre cycle de vie, notre peau est enlaidit à causes des blessures et brûlures ainsi que l'exposition excessive aux rayons solaires.

1.2 MÉCANIQUE DE LA PEAU HUMAINE

1.2.1 Les propriétés mécaniques de la peau

La peau a été décrite par son comportement mécanique très complexe depuis les premières études. En effet, Cowper a détecté le caractère multicouches de la peau pendant ses premières études. Cette superposition de couches de la peau peut varier de taille et d'épaisseur selon la personne et même selon la zone du corps pour une personne donnée [Cowper (1698)].

En parcourant la littérature, dans la plupart des cas, la peau a été caractérisée par un comportement non homogène, non linéaire, viscoélastique et anisotrope avec une pré-contrainte naturelle. On présentera dans ce qui va suivre les études faites permettant de justifier ces différentes propriétés mécaniques de la peau humaine.

1.2.1.1 Non-linéarité de la peau

L'étude de la linéarité d'un matériau consiste à étudier la variation de la contrainte en fonction de la déformation. Pour toute combinaison linéaire de déformations le comportement reste linéaire et les contraintes résultantes de tous les échelons de déformations sont additives linéairement. La contrainte résultante est dite proportionnelle à la déformation au sens de Boltzman.

Dans le cas de la peau humaine, des essais d'extension uni-axiale sur des bandes de peau isolée ont été effectués in vitro par Langer. Les résultats ont montré que la peau a un comportement non-linéaire [Langer (1978a), Langer (1978b), Langer (1978c)]. Ensuite, les travaux sur un spécimen de peau abdominale in vitro de Daly en 1966 pendant sa thèse viennent réaffirmer ce dernier résultat. Ces travaux ont permis de voir la variation de la contrainte en fonction du déplacement [Daly (1966)]. Plusieurs autres travaux se sont intéressés au comportement non linéaire de la peau humaine. [Hendriks et al. (2003)] a développé une méthode par éléments finis modélisant la non-linéarité de la relation pression-déplacement en utilisant un essai de succion (Voir Fig. 1.14).

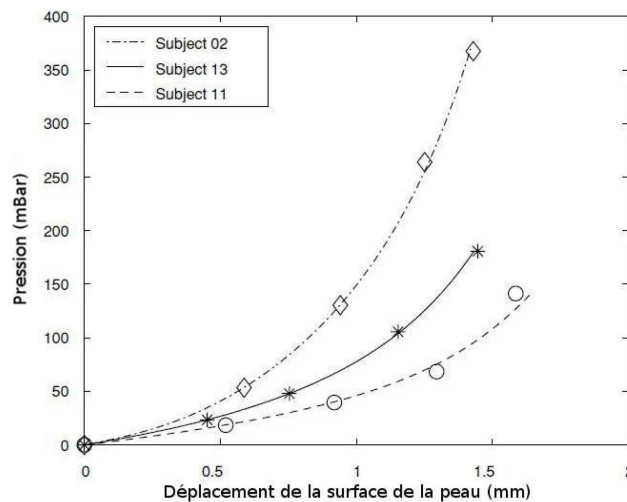


FIGURE 1.14 – Variation de la pression en fonction du déplacement : Résultats numériques (les lignes) et données expérimentales (symboles) [Hendriks et al. (2003)]

Delalleau s'est intéressé, lui aussi, au comportement non linéaire de la peau in vivo. Il a considéré un modèle non linéaire de la peau et il a appliqué l'approche inverse afin d'identifier les paramètres mécaniques de la peau [Delalleau et al. (2008b)].

En décortiquant la courbe de la (Fig. 1.15) on trouve qu'elle se décompose en trois parties :

- Première phase : Une extension élevée de la peau sous un faible chargement. Cette observation peut être interprétée à l'échelle microscopique par l'allongement des fibres d'élastines contenues dans le derme, étant donné que les fibres d'élastines

ont un module élastique plus faible que celui des fibres de collagène [Wilkes et al. (1973)]. En effet, dans cette phase, les fibres de collagène sont enchevêtrées alors que l'élastine est complètement étirée ce qui donne un comportement quasi linéaire isotrope en l'absence de l'effet des fibres de collagène [Silver et al. (2003)].

- Deuxième phase : la contrainte aussi bien que la rigidité augmentent dans cette partie. Une interprétation possible de ce phénomène se traduit par la réorientation et l'allongement des fibres de collagènes contenues elles aussi dans le derme, mais qui ont une rigidité plus importante que celle des fibres d'élastines [Wilkes et al. (1973)].
- Troisième phase : C'est la stabilisation de la rigidité. Cette zone est quasi-linéaire et elle reflète le module d'élasticité des fibres de collagène suffisamment alignées [Bischoff et al. (2000)]. La contrainte augmente linéairement en fonction de la déformation jusqu'à la rupture qui se manifeste par l'altération des fibres de collagène [Wilkes et al. (1973)].

On peut alors déduire deux modules de rigidité, E_1 celui des fibres d'élastine (pente du segment de la phase 1) et E_2 celui des fibres de collagène (pente du segment de la phase 3).

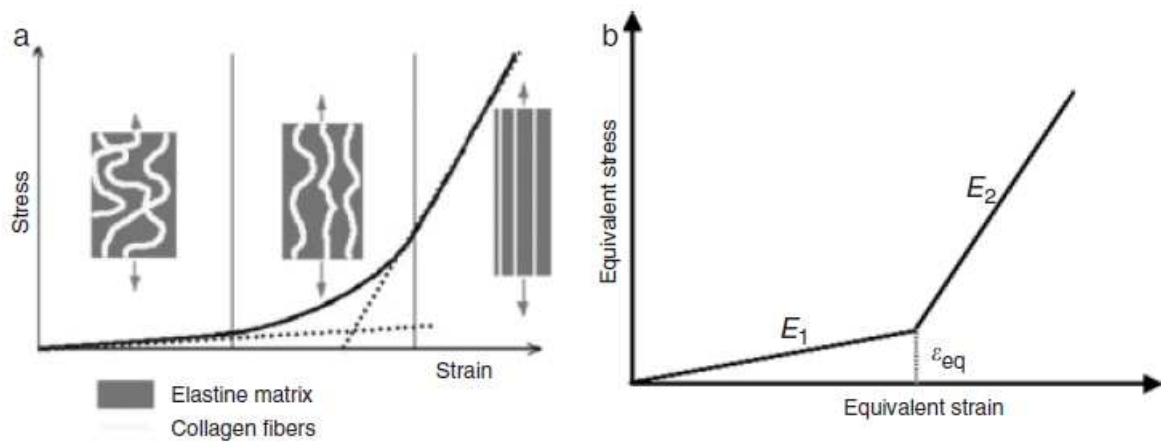


FIGURE 1.15 – *Gauche : Comportement non-linéaire de la peau relatif aux fibres de collagènes. Droite : Courbe numérique correspondant à ce comportement [Delalleau et al. (2008b)]*

1.2.1.2 Viscoélasticité de la peau

La première découverte de la viscoélasticité de la peau fut celle de [Wilkes et al. (1973)]. Il a découvert que la peau a un comportement dissipatif dû à l'écoulement du fluide contenu dans la substance fondamentale qui se situe dans le derme. Cette information a été réaffirmée par les travaux de [Delalleau (2007)]. En effet, la substance fondamentale facilite le mouvement de la peau qui vient être freinée par les fibres contenues dans le derme.

Le frottement entre les fibres sollicitées induit à son tour un comportement dissipatif donc viscoélastique. [Reihnsner et al. (1995)] a étudié à son tour le comportement viscoélastique du tissu cutané et il trouve que la peau a un comportement élastique pour de très faibles tensions alors que l'augmentation de l'intensité de sollicitation fait intervenir le glissement de la substance fondamentale et le réseaux de fibres induisant un comportement dissipatif.

Barbenel a effectué des essais expérimentaux afin d'étudier la dépendance en fonction du temps du comportement mécanique de la peau. Il a effectué des essais de torsion sur la peau, il a appliqué des déplacements en série de trapèzes : il a appliqué une rotation de la peau puis il a maintenu le déplacement constant ensuite il a annulé le déplacement. Il a fait quatre trapèzes avec un temps de latence entre deux trapèzes successifs. Les courbes (Fig. 1.16) illustrent les essais qu'il a effectué et les résultats qu'il a obtenu [Barbenel and Evans (1977)] :

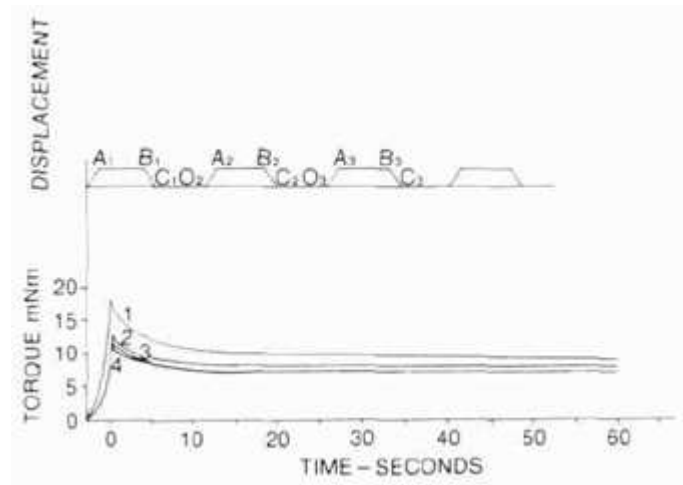


FIGURE 1.16 – Variation du moment de torsion de la peau pour un chargement en déplacement de forme trapézoïdale [Barbenel and Evans (1977)]

Dans le premier graphe, les segments $[O_1A_1, O_2A_2]$ correspondent au chargement, les segments $[B_1C_1, B_2C_2]$ correspondent à la décharge. Quant aux segments $[A_1B_1, A_2B_2]$, ils correspondent au maintien du chargement. Dans le second graphe, on observe la variation du moment de torsion pour les différents trapèzes du graphe de dessus. Dans ces courbes, la première partie correspond à une augmentation du moment de torsion, il s'agit de la partie de chargement $O_iA_i, i = 1, 2, 3$. Ensuite, une diminution du moment de torsion est observée. Rappelons que dans cette partie, on maintient un déplacement constant. On peut alors conclure que le matériau est viscoélastique. Une relaxation du matériau viscoélastique est alors observée.

1.2.1.3 Précontrainte et anisotropie de la peau

La première découverte de l'anisotropie de la peau fut celle de Dupuytren : Cette constatation se manifeste par la transformation d'une plaie de forme circulaire en une plaie de forme ovoïde, après une certaine durée [Dupuytren (1836)]. Cette découverte a été étudiée avec plus de rigueur par Langer. Il a fait une étude sur des cadavres en y réalisant des plaies circulaires. Au cours du temps, elles se transforment en forme ovoïde. Ce travail a permis de tracer des lignes tout au long du corps humain, appelées lignes de Langer.

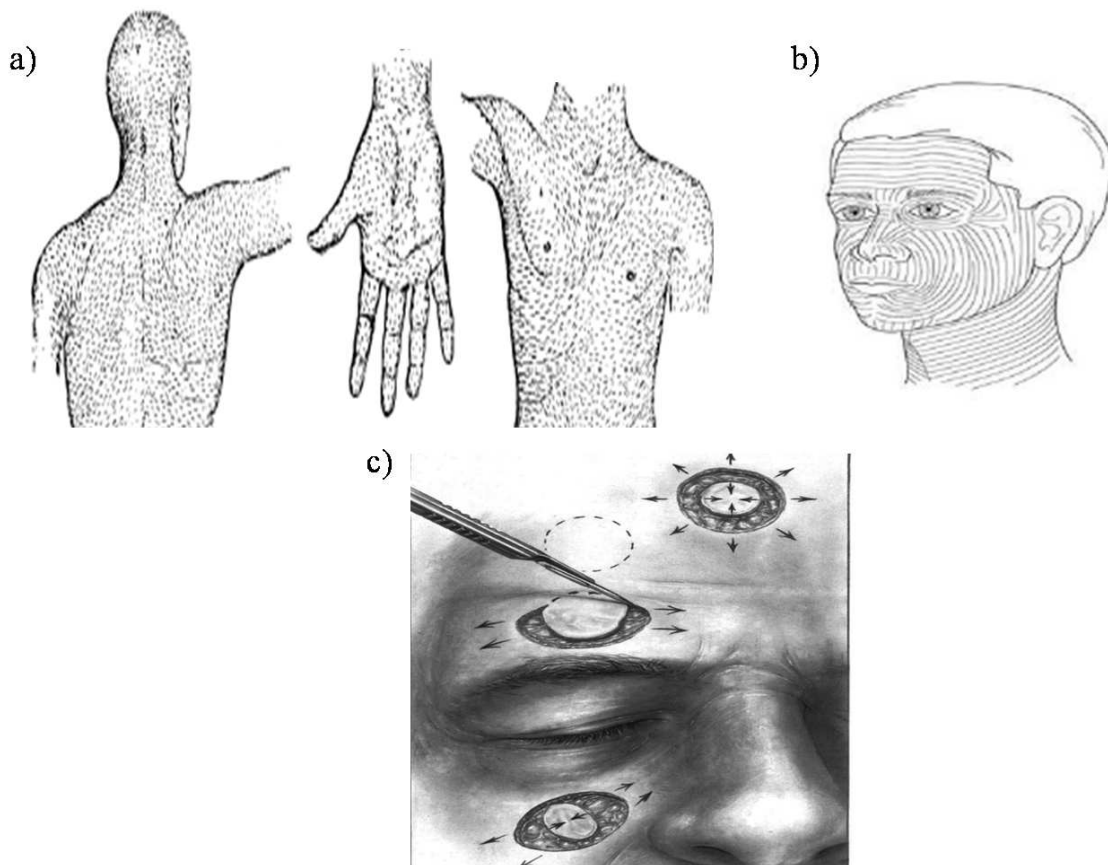


FIGURE 1.17 – Les lignes de Langer sur des zones du corps humain. a) les lignes de Langer sur le dos, le torse et la paume de la main, b) les lignes de Langer sur le visage, c) Evolution de la forme d'une incision circulaire réalisée sur le visage. D'après [Langer (1978b)].

Les lignes de Langer (voir Fig. 1.17) sont la représentation visuelle des fibres de collagène qui se situent dans la zone réticulaire (la zone la plus profonde du derme). Elles ont une direction privilégiée parallèle à la surface de la peau indiquant la direction dominante dans laquelle les fibres de collagène ont tendance à s'orienter [Holzapfel (2000)]. Elles sont longitudinales au niveau du visage et des membres, elles présentent des motifs circulaires au niveau du cou et du tronc. Elles sont très concentrées et les plus visibles à l'oeil nu au niveau des des paumes des mains et des plantes des pieds [Langer (1978a), Langer (1978b) et Langer (1978c)].

La connaissance de l'orientation des lignes de Langer est d'une extrême importance surtout pour les chirurgies. En effet, la direction des incisions est déterminée par rapport à la cicatrisation. Le chirurgien privilégie une incision parallèle aux lignes de Langer à une autre transversale afin d'avoir une meilleure cicatrisation. La précontrainte due aux lignes de Langer varie avec l'âge, le corps et la direction des fibres. Quand on est dans la direction longitudinale des fibres, elle est de l'ordre de 24 kPa ; et elle est de l'ordre de 9.3 kPa dans la direction transversale des fibres [Drobez et al. (2013)].

Cette influence de la direction de sollicitation donne le caractère anisotrope au tissu cutané. Cette caractéristique de la peau humaine a intrigué plusieurs chercheurs. Des essais de traction uni-axiale ont fait l'objet des travaux de [Gibson et al. (1969)] et [Strak (1977)]. Quant à [Barbenel (1992)], il a effectué des essais de suction.

Par conséquent, dans l'étude mécanique de la peau la prise en compte de l'état de précontrainte de la zone étudiée de la peau est primordiale toujours dans le but d'avoir des résultats proches de la réalité.

1.2.2 Les techniques de caractérisation de la peau

La caractérisation du tissu cutané à l'aide des essais mécaniques a passé par plusieurs avancées technologiques à travers l'histoire. Pour ce faire, une multitude de types d'essais a été mise en œuvre dont certains n'étaient pas très riches en termes d'informations extraites sur le comportement mécanique de la peau humaine. Par ailleurs, nous allons citer dans ce qui va suivre les essais les plus utilisés et principalement ceux qui ont servi comme un outil de travail dans nos travaux de recherches.

1.2.2.1 Essai d'indentation

L'essai d'indentation classique est un essai très simple en lui même. En revanche, il est très riche en termes de données exploitables. Il a été conçu initialement afin de déterminer la dureté des matériaux. En effet, il permet d'identifier soit la dureté de Brinell, soit la dureté de Vickers ou encore celle de Rockwell selon le type de l'indenteur choisi. Mais de nos jours, il est utilisé pour des fins plus avancées allant jusqu'à la détermination des propriétés intrinsèques des matériaux. Cet essai consiste à appliquer une charge normale à une surface à l'aide d'un indenteur, on peut ensuite déterminer la relation entre l'enfoncement de l'indenteur δ et l'effort appliqué sur la surface d'indentation F_N (Fig. 1.18).

L'essai d'indentation charge-décharge avec un indenteur sphérique sur un massif semi-infini permet d'identifier le module d'Young à l'aide de la théorie de Hertz [Hertz (1882)].

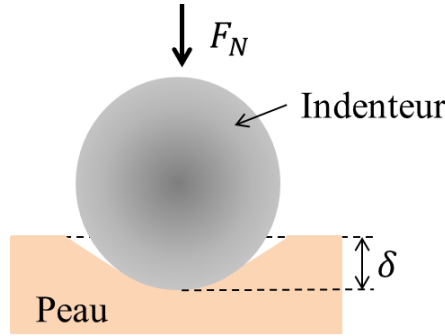


FIGURE 1.18 – Schéma du principe de l'essai d'indentation sphérique classique

En utilisant un indenteur sphérique, l'effort normal F_N peut alors s'exprimer en fonction de δ comme suit.

$$F_N = \frac{1}{3} E^* \sqrt{R_c} \delta^{3/2} \quad (1.1)$$

où : R_c [N/m] : le rayon de contact entre la peau et l'indenteur. E^* [Pa] est le module d'Young réduit du contact qui s'écrit :

$$\frac{1}{E^*} = \frac{1 - \nu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \quad (1.2)$$

avec :

E_1 et E_2 [Pa] : les modules d'Young respectifs de l'indenteur et du matériau,

ν_1 et ν_2 : les coefficients de poisson respectifs de l'indenteur et du matériau.

Or, l'indenteur utilisé est en acier alors : $E_2 \gg E_1$. La relation (2.5) peut alors s'écrire :

$$\frac{1}{E^*} \approx \frac{(1 - \nu_1^2)}{E_1}.$$

Expérimentalement, nous pouvons tracer la courbe qui relie l'effort normal F_N à l'enfoncement δ (Voir Fig. 1.19). En traçant la tangente à la courbe au point de l'effort normal maximal nous calculons la pente de cette droite, appelée K . Elle correspond à la rigidité du matériau. Le module d'Young peut alors être estimé à partir de K comme suit :

$$E^* = \frac{\sqrt{\pi}}{2} \frac{K}{\sqrt{A}} \quad (1.3)$$

Avec : A est donnée par la projection de la surface de contact entre l'indenteur et le matériau.

Dans la Fig. 1.19 nous observons 3 parties :

- Partie OA : phase de charge.
- Partie AB : phase de décharge.
- Partie BC : phase d'adhésion entre le matériau et l'indenteur.

Les informations principales que nous fournis cette courbe sont : la dissipation d'énergie du matériau représentée par l'aire de la partie comprise entre les arcs [OA], [AB] et [BO]. On peut aussi identifier la raideur K du matériau comme expliqué précédemment.

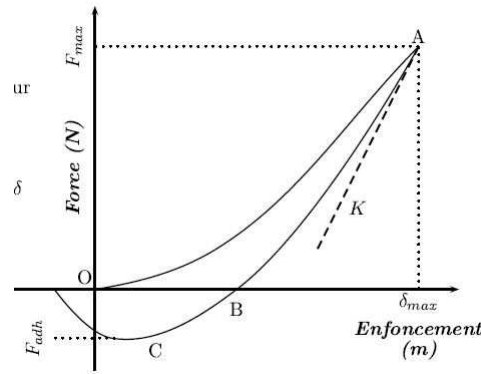


FIGURE 1.19 – Variation de l'effort normal en fonction de l'enfoncement pour un essai d'indentation sphérique [Boyer (2010)]

Beaucoup de chercheurs ont essayé de développer des dispositifs expérimentaux afin d'effectuer un essai d'indentation sur la peau humaine in vivo. Commencant par [Schade (1912)] qui a fait des essais sur la jambe et l'avant bras avec des peaux normales et d'autres présentant des œdèmes. Ensuite, [Kirk and Kvorning (1949)], [Kirk and Chieffi (1962)], [Hayes et al. (1972)] ont fait des essais sur différentes personnes dans différentes zones du corps. Les majeures déductions de ces travaux étaient par rapport à la mesure de l'élasticité de la peau. Ils trouvent qu'elle dépend énormément des conditions de mesures telles que l'intensité de chargement, la zone de mesure ou encore le dispositif. La conclusion la plus importante était que la peau jeune représente une élasticité plus importante que la peau âgée avec un enfoncement moins important pour les personnes âgées. On trouve ensuite [Barbenel and Payne (1981)], [Bader and Bowker (1983)], [Dikstein and Hartzshtark (1983)] qui ont synthétisé les travaux précédents pour imposer que le rayon doit être suffisamment petit par rapport à la surface d'étude pour que l'hypothèse de massif semi-infini reste valable. D'autres essais ont été effectués avec différents types d'indenteurs et différents coefficients de poisson pour la peau. Une originalité était en ce temps là dans l'étude de [Bader and Bowker (1983)] qui introduit le caractère multi-couche de la peau dans ses interprétations. Cette même thématique a été utilisée après par [Lanir et al. (1990)]. [Pailler-Mattei et al. (2008)] a considéré aussi cette même structure multi-couche dans ses travaux. Mais, il a commencé par l'étude du contact adhésif indenteur-peau en utilisant le modèle de Poynting-Thomson [Pailler-Mattei (2004), Pailler-Mattei and Zahouani (2006)]. Des études ont été faites pour étudier avec plus de finesse le phénomène d'adhésion. On peut citer [Pailler-Mattei et al. (2009)] qui a comparé deux théories qui permettent de calculer la force d'adhésion à savoir la théorie de Hertz et la théorie de Johnson, Kendall and Roberts (JKR) pour des peaux normales et des peaux traitées. Ensuite, il a étudié l'influence des paramètres expérimentaux tels que l'effort normal, la vitesse de sollicitation, etc, sur la force d'adhésion. D'un côté, il a trouvé que la théorie de Hertz est valable pour l'étude d'une peau normale et non pas pour une peau traitée. D'un

autre côté, il a trouvé que la force adhésive augmente avec la force appliquée ainsi que la vitesse de sollicitation. Ensuite, il a retrouvé que lorsque l'effort normal et/ou la vitesse de sollicitation sont très grands, la théorie de JKR n'est plus valable. Donc, il a défini des conditions expérimentales avec une vitesse ne dépassant pas $500 \mu\text{m/s}$ et une déformation maximale de 20 % pour avoir une mesure correcte de la force d'adhésion. [Zahouani et al. (2009)] a son tour a utilisé le même dispositif d'indentation sphérique afin de quantifier le coefficient de friction de la peau humaine in vivo. Pour mieux comprendre et quantifier les caractéristiques mécaniques de la peau, [Boyer et al. (2009)] a développé un dispositif d'indentation dynamique qui permet de déterminer la rigidité de la peau ainsi que son amortissement.

L'essai d'indentation comprend aussi les essais de fluage et de relaxation. L'essai de fluage consiste à appliquer une contrainte constante pendant une certaine durée et de suivre l'évolution de la déformation du matériau en fonction du temps. Par contre, l'essai de relaxation consiste à appliquer une déformation constante à l'aide de l'indenteur et de suivre l'évolution de la contrainte induite en fonction du temps. Si l'essai d'indentation charge-décharge est utilisé généralement pour des matériaux élastiques, les essais de fluage et de relaxation eux sont utilisés dans le cas d'un matériau viscoélastique. En 2012, Boyer a proposé un dispositif qui permet d'éviter la perturbation de l'équilibre de la surface de peau ainsi que l'adhésion entre la peau et l'indenteur [Boyer et al. (2012)]. Ce dispositif permet d'effectuer des essais de fluage sans contact au moyen d'un jet d'air. C'est à travers cette avancée technologique que l'on a pu effectuer des essais mécaniques sur la peau in vivo non seulement sans perturber son état de repos initial, mais aussi on a pu regarder le retour libre de la peau humaine à son équilibre naturel.

1.2.2.2 Essai de succion

L'essai de succion consiste à créer une dépression P dans une cuve perpendiculaire à la surface dont les bords sont fixés sur la peau à l'aide d'un adhésif double face. On mesure en sortie l'évolution de la flèche de la peau U_f en fonction du temps en utilisant des dispositifs optique ou ultrason (Fig. 1.20).

La flèche s'écrit : $U_f = U_e + U_v$, avec : U_e est l'extensibilité instantanée et U_v est le fluage de la peau. La Fig. 1.20 fait apparaître la courbe de la flèche en fonction du temps. Elle fait apparaître d'autres paramètres : le retour élastique instantané U_r , le retour total U_a .

Les chercheurs ont développé des dispositifs expérimentaux permettant d'effectuer l'essai de succion. On trouve le Cutomètre commercialisé par la société allemande Courage & Khazah et le Dermaflex commercialisé par la société Danemarkaise Cortex Technology. Le premier dispositif comporte différentes chambres avec différents diamètres 2, 4, 6 ou 8

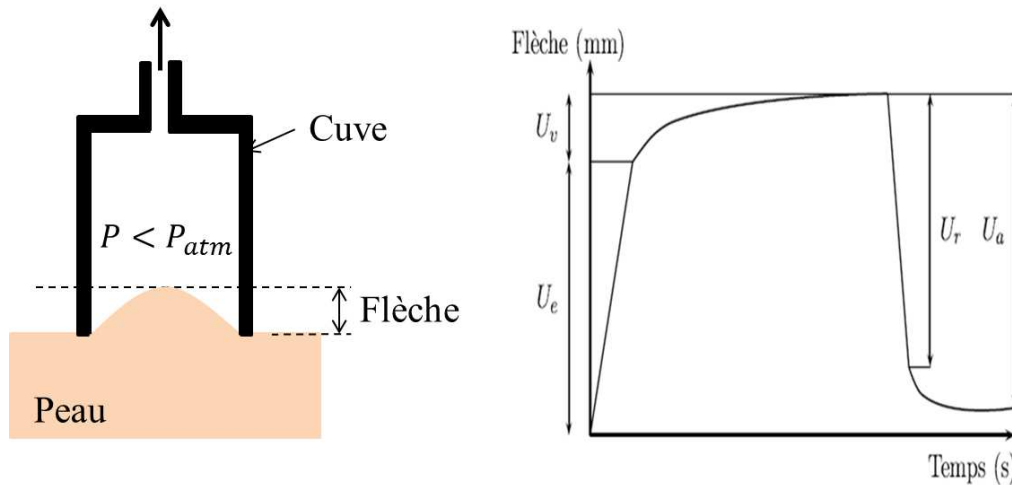


FIGURE 1.20 – Schéma du principe de l'essai de succion. D'après [Boyer et al. (2012)]

mm. IL a été utilisé par [Diridollou (1994)] afin de démontrer le caractère non linéaire du tissu cutané ainsi que l'influence négligeable de l'hypoderme sur le comportement mécanique de la peau. Le deuxième dispositif, qui est constitué d'une seule chambre d'un diamètre de 10 mm, a été mis en œuvre par [Gniadecka and Serup (1995)] et [Agache (2000)]. Les résultats expérimentaux de [Hendriks et al. (2003)] avec l'essai de succion ont permis de démontrer que le module d'Young identifié a une forte corrélation avec l'hydratation et l'épaisseur du tissu cutané.

1.2.2.3 Essai d'extensométrie

L'essai d'extensométrie consiste à imposer un allongement de la peau et de calculer la force tangentielle à la surface qui en résulte ou vice versa. Ensuite, la relation qui relie ces deux grandeurs peut être déduite afin de déterminer l'élasticité de la peau. La manipulation consiste à coller deux patins sur la surface de la peau, l'un est fixe et l'autre est mobile permettant d'appliquer un allongement à la peau. Muni d'un capteur de force, le deuxième capteur permet de mesurer l'effort induit par le tissu cutané suite à ce chargement en déplacement (Fig. [1.21]).

Les premières recherches se sont succédées pour donner le meilleur moyen de coller les patins, on cite [Barbenel and Evans (1977)], [Diridollou (1994)] et [Vescovo et al. (2002)]. Dans ces dernières recherches, l'acquisition se faisait à l'aide de l'imagerie optique tandis que [Khatyr et al. (2004)] a proposé de coupler l'essai à l'aide de l'imagerie ultrason. Il a aussi apporté des modifications au dispositif de l'essai de succion en fixant les patins sur la peau à l'aide d'une faible dépression au lieu de l'adhésif. Plusieurs autres résultats existent dans la bibliographie, on trouve ainsi les travaux de [Delalleau et al. (2008b)] qui a détaillé l'influence de chaque couche sur le résultat et il a déduit l'effet négligeable de l'hypoderme sur le comportement mécanique du tissu cutané.

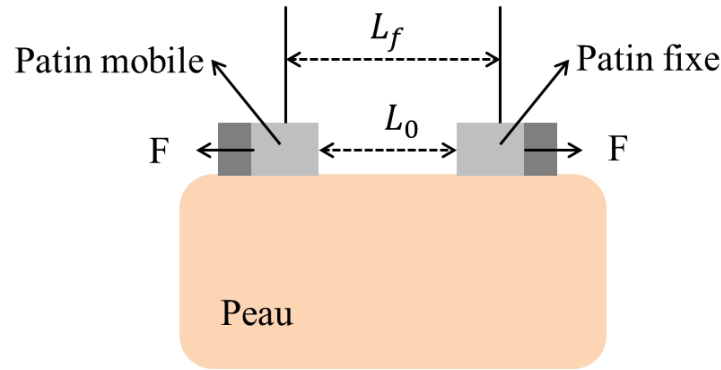


FIGURE 1.21 – Schéma du principe de l'essai d'extension

1.2.2.4 Essai de torsion

L'essai de torsion consiste à coller deux anneaux concentriques et de diamètres différents sur la surface de la peau à l'aide d'une bande adhésive double face. L'anneau extérieur (de diamètre supérieur) est fixé sur la peau afin de délimiter la zone de mesure et l'autre applique un angle ou un couple induisant la torsion de la peau. La déformée de la peau en fonction du couple et de l'angle de déviation peut ensuite être déterminée et elle permettra à son tour d'identifier le module d'Young de la peau en utilisant une formulation analytique (Fig. 1.22).

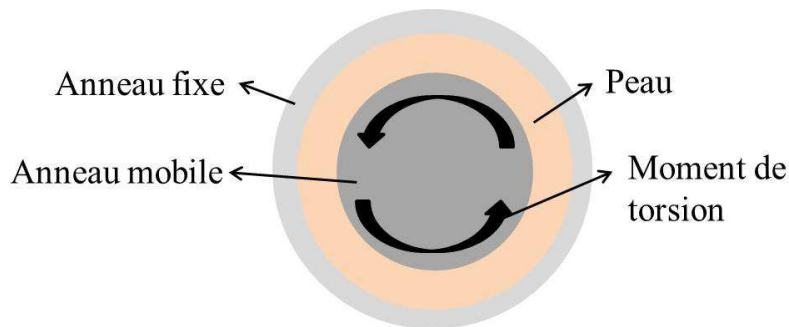


FIGURE 1.22 – Schéma du principe de l'essai de torsion

Plusieurs chercheurs se sont intéressés à l'essai de torsion in vivo. On peut citer [Vlasblom (1967)], [Duggan (1967)] et [Daly (1966)] qui ont utilisé le couple moteur afin de déterminer le couple appliqué sur la peau. Ce dernier est celui qui a ajouté un anneau de garde pour délimiter la région d'étude. Ainsi il a généré une déformation sinusoïdale. Ceci a permis à [Finlay (1970)] et [Sandrin (1973)] de déduire que le fait de délimiter la zone d'étude permet d'avoir une information sur les propriétés intrinsèque du tissu cutané alors que le test de torsion sans cet anneau donne une idée sur son comportement globale avec prise en compte de l'effet des tissus sous-cutanés.

Un dispositif de torsion cutanée a été développé par [Leveque et al. (1980)] en utilisant un anneau de garde. Ce dispositif a été réutilisé par [Agache et al. (1980)] et rénové par [Aubert et al. (1985)] qui s'est intéressé à l'effet des couches superficielles de la peau sur

la mesure de l'appareil.

Synthèse sur les essais de caractérisation La majorité des essais présentés ci-dessus mettent en œuvre des outils dotés d'un certain nombre de capteurs permettant de mesurer soit un effort soit un déplacement. L'outil est mis en contact avec la peau ce qui perturbe son état d'équilibre et rajoute un problème d'adhésion entre la peau et l'outil. Dans ce cas, la méthode de détermination des propriétés mécaniques du tissu cutané nécessite des simplifications et des hypothèses plus ou moins acceptables. Pour remédier à ces problèmes, on a recours au développement de modèles numériques ou analytiques qu'on peut optimiser à l'aide d'algorithmes d'optimisation par rapport aux résultats expérimentaux. Le but est alors d'obtenir une caractérisation du comportement mécanique de la peau la plus proche possible de la réalité.

1.2.3 Les modèles de la peau

La peau est reconnue par sa structure très complexe : multi-couches avec une multitude de cellules et de composants tels que les nerfs, la vascularisation, les glandes, etc. Pour définir son comportement mécanique on doit associer à chaque composant sa contribution au comportement mécanique du tissu cutané ainsi que l'interaction entre ces différents éléments et l'effet de chacun des composants sur le comportement global de la peau. Comme il a été présenté dans la section 1.2.1, une description complète du comportement mécanique de la peau nécessite un modèle anisotrope viscoélastique non linéaire. La modélisation d'un tel comportement s'avère très compliquée. C'est pour cela qu'on trouve dans la littérature plusieurs modèles analytiques et numériques plus ou moins simplifiés permettant de s'approcher au mieux de la réalité. En fait, les modèles de peau décrivent le comportement mécanique du derme sans mettre en évidence la contribution de ces différents composants tels que les vaisseaux sanguins, les lymphes, les nerfs, les glandes et les poils. Habituellement, l'épiderme a une contribution négligeable vis-à-vis du comportement mécanique. Quant à l'hypoderme, cette couche est un amortisseur de chocs donc elle intervient plutôt pour s'opposer à la déformation de la peau.

Des modèles analytiques de la peau ont été proposés. Globalement, deux théories ont été mises en œuvre. [Danielson (1973)] et [Diridollou et al. (2000)] ont modélisé la peau comme étant une membrane élastique alors que [Khatyr et al. (2006)] a proposé un modèle analytique de la peau en utilisant la théorie des plaques. [Diridollou et al. (2000)] a pu identifier le module d'Young ainsi que la tension naturelle de la peau, le premier est de 129 ± 88 kPa et la prétension est égale à $13,5 \pm 5$ kPa. Les modèles analytiques offrent des solutions mathématiques exactes. Mais quand on gagne en exactitude, on perd en hypothèse car on a recours à plusieurs hypothèses simplificatrices par rapport à la géométrie

et aux conditions aux limites.

Les modèles numériques sont aussi simplifiés mais on arrive à augmenter de plus en plus leur degré de complexité afin de reproduire au mieux le comportement réel du tissu cutané.

1.2.3.1 Modèles élastiques

Larrabee a développé des modèles numériques de calcul par éléments finis pour décrire le comportement élastique de la peau [Larrabee (1986)], [Larrabee and Sutton (1986)] et [Larrabee and Galt (1986)]. A partir des deux dernières décennies, les modèles par éléments finis modélisant pour un comportement élastique du tissu cutané se sont multipliés. [Bischoff et al. (2000)], [Delalleau et al. (2006)] et [Delalleau et al. (2008a)] ont développé des modèles élastiques isotropes. Le premier a opté pour une relation non-linéaire entre la contrainte et la déformation alors que dans les deux derniers travaux, Delalleau a supposé que cette relation est linéaire. La validation du premier et du dernier modèle a été faite sur des essais d'extension *in vivo* et le deuxième modèle avec des essais d'indentation *in vivo* sur l'avant-bras qui a permis d'identifier un module d'Young de l'ordre de 5,67 kPa. [Delalleau et al. (2008a)] a choisi de tester deux épaisseurs de la peau 1 mm et 1,5 mm. Il a trouvé une moyenne de module d'Young de 500 kPa pour la première épaisseur et 350 kPa pour la deuxième épaisseur. [Delalleau et al. (2008b)] a développé un autre modèle par éléments finis homogène, mono-couche qui prend en compte l'épiderme et le derme uniquement. Ce modèle est isotrope avec un comportement élastique non linéaire. Il a validé son modèle à l'aide d'un essai de succion sur l'avant-bras d'une seule personne. [Khatyr et al. (2006)] a aussi travaillé sur le test de succion et il a développé pour ce faire un modèle EF en grands déplacements et grandes déformations avec un comportement élastique pour deux plaques, l'une isotrope et l'autre orthotrope. Il a validé son modèle à l'aide d'un développement analytique en utilisant la méthode de Timoshenko appliquée sur les plaques. [Abellan et al. (2013)] a développé un modèle numérique élastique isotrope qui considère la peau comme étant un milieu multicouches. Chaque couche est composée par un fluide saturé contenant des composants ioniques. Une étude de l'effet du vieillissement sur les propriétés mécaniques du tissu cutané a été présentée. Ensuite, [Boyer et al. (2013)] a développé un modèle EF élastique linéaire et il a couplé l'essai expérimental d'extensiométrie avec une corrélation d'image. Il a travaillé avec un modèle orthotrope et il a identifié le module d'Young suivant les deux directions pour un groupe de personnes jeunes et un groupe de personnes âgées. [Hara et al. (2013)] a développé à son tour un modèle numérique ayant un comportement élastique linéaire afin d'identifier le module d'Young du stratum corneum et il a validé son modèle à l'aide d'essais de succion et de torsion sur les joues des visages de 78 femmes Japonaise âgées entre 20 et 68 ans.

1.2.3.2 Modèles hyperélastiques

Les premiers modèles avec un comportement hyperélastique proposés par des chercheurs, à savoir [Ridge and Wright (1966)], [Lanir (1983)] et [Fung (1993)] consistent à formuler une fonction de pseudo-énergie de déformation en se basant sur des travaux faits sur des polymères. Hendricks a développé un modèle numérique par éléments finis avec un comportement hyperélastique de Mooney étendu permettant de prendre en compte la relation non-linéaire entre la contrainte et la déformation. Il a validé son modèle à l'aide des essais expérimentaux de succion sur l'avant-bras de 10 personnes, le module d'Young cutané qu'il a identifié est de l'ordre de 56 kPa [Hendriks et al. (2003), Hendriks et al. (2006)]. Plus récemment, [Iivarinen et al. (2013)] a développé un modèle numérique 3D par éléments finis avec un comportement hyperélastique avec prise en compte de l'effet des fibres de collagène. Il a validé son modèle ultérieurement avec des essais expérimentaux de succion sur 11 personnes des deux genres.

1.2.3.3 Modèles viscoélastiques

Les modèles numériques viscoélastiques développés sont basés sur deux types de modèles viscoélastiques, soit les modèles Maxwell soit les modèles de Kelvin-Voigt généralisés. [Sanjeevi (1982)] et [Potts and Breuer (1983)] ont proposé des modèles numériques de la peau afin de décrire son comportement global. Pour ces deux derniers, les modèles numériques ont été validés uniquement sur des animaux à l'aide d'un test in vitro de traction bi-axiale. Ensuite, [Khatyr et al. (2004)] a développé un modèle viscoélastique orthotrope en utilisant le modèle de Kelvin-Voigt généralisé et il a validé son modèle avec des essais d'extension sur l'avant-bras pour 63 personnes. Il a identifié le module d'Young dans l'axe de l'avant-bras et l'axe perpendiculaire, la moyenne du premier est de 675 kPa et celle du deuxième est de 130 kPa. [Flynn et al. (2011)] a proposé par la suite un modèle numérique pour un essai de succion sur l'avant bras avec un comportement viscoélastique quasi-linéaire. A l'aide d'une optimisation de son modèle par rapport à des essais de succion sur 3 zones de l'avant-bras, il a déduit que la position et l'orientation affecte les mesures de façon très considérable. Plus récemment, [Amaied et al. (2015)] a développé un modèle numérique viscoélastique à 3 couches de la peau et elle a validé son modèle à l'aide des essais de fluage avec jet d'air sur le doigt de deux groupes de personnes jeunes et âgées.

CONCLUSION DU CHAPITRE

Le premier chapitre représente une description du tissu cutané dans son environnement. Ceci a permis de faire un bilan des différentes composantes qui constituent la peau

humaine et de définir leurs fonctionnalités particulières. En globalité, tout composant de la peau contribue à l'équilibre du tissu cutané dans son environnement afin d'assurer les fonctions qui lui sont confiées.

La deuxième partie du chapitre a situé la peau en tant qu'un matériau ayant un comportement mécanique viscoélastique non linéaire, anisotrope avec une tension naturelle. Une description de chaque caractéristique de ce comportement a été présentée afin de comprendre les résultats des essais mécaniques effectués sur la peau humaine. On a donc présenté les principaux tests effectués sur la peau qui permettent de caractériser le comportement mécanique cutané. La compréhension de ces techniques de caractérisation et des résultats qu'elles fournissent permet de définir par la suite des modèles numériques qui simulent les essais mécaniques effectués sur le tissu cutané et de les optimiser afin d'avoir une représentation réaliste du comportement mécanique de la peau humaine.

THÉORIES ET MÉTHODOLOGIE DE CARACTÉRISATION DES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DE LA PEAU

2

SOMMAIRE

1.1	PHYSIOLOGIE DE LA PEAU HUMAINE	6
1.1.1	Les couches de la peau	6
1.1.2	La vascularisation et l'innervation cutanées	12
1.1.3	Les annexes cutanées	14
1.1.4	Le vieillissement cutané	16
1.2	MÉCANIQUE DE LA PEAU HUMAINE	18
1.2.1	Les propriétés mécaniques de la peau	18
1.2.2	Les techniques de caractérisation de la peau	23
1.2.3	Les modèles de la peau	29
	CONCLUSION	31

Ce chapitre porte sur les différentes techniques et procédures utilisées le long de cette thèse et qui ont permis d'aboutir à ses finalités.

Nous commençons par une petite présentation des équations analytiques du champ en Mécanique des milieux continus (MMC). La deuxième section est consacrée à la description du comportement mécanique de la peau humaine. Le comportement viscoélastique linéaire est alors choisi avec la présentation du modèle de comportement ainsi que les modèles rhéologiques représentatifs de ce comportement. Ensuite, un cas d'application de l'implémentation sur Abaqus© d'un comportement viscoélastique linéaire est détaillé en choisissant le modèle rhéologique de Zener.

La section suivante est associée à la présentation de la démarche d'identification des propriétés mécaniques du tissu cutané. Il s'agit de la démarche d'identification par approche inverse. La méthodologie de la définition du problème inverse est présentée ainsi

que la technique de résolution. Cette technique est ensuite validée en montrant l'existence et l'unicité de la solution ainsi que la stabilité de l'algorithme.

2.1 LES ÉQUATIONS DU CHAMPS EN MMC

Dans la mécanique des milieux continus, on peut définir l'évolution d'une configuration de référence C_0 vers une configuration actuelle C_t dans un repère orthonormé $R = (O_0, \vec{x}_0, \vec{y}_0, \vec{z}_0)$ avec l'Hypothèse des Petites Perturbations (HPP) (Fig. 2.1).

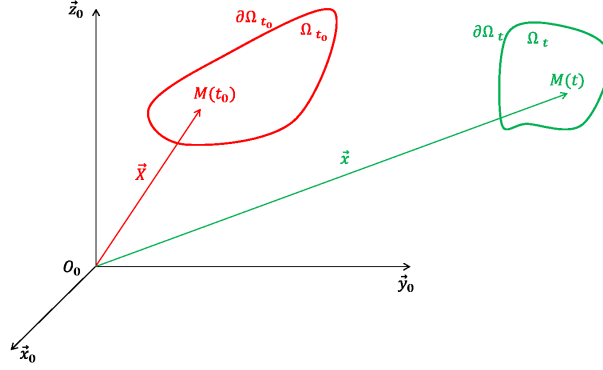


FIGURE 2.1 – Évolution d'une configuration entre un instant initial t_0 et un instant ultérieur t

Cette configuration est soumise à des efforts intérieurs et des forces extérieures. Ces deux dernières grandeurs sont égales :

$$\vec{P}_{ext} + \vec{P}_{int} = \vec{0} \quad (2.1)$$

et

$$\int_{\Omega_t} \vec{F}_{\Omega_t} d\Omega_t + \int_{\partial\Omega_t} \vec{F}_{\partial\Omega_t} d\partial\Omega_t = \vec{0} \quad (2.2)$$

Avec :

- \vec{P}_{ext} et \vec{P}_{int} : les efforts extérieurs et intérieurs respectivement.
- \vec{F}_{Ω_t} : densité volumique des efforts extérieurs.
- $\vec{F}_{\partial\Omega_t}$: densité surfacique des efforts extérieurs.
- Ω_t : Domaine élémentaire.
- $\partial\Omega_t$: contour du domaine élémentaire.

Sur la limite $\partial\Omega_t$ les forces de contact prescrites sont égales au flux de contraintes :

$$\vec{F}_{\partial\Omega_t} = \boldsymbol{\sigma} \vec{n} \quad (2.3)$$

Avec : $\boldsymbol{\sigma}$: tenseur des contraintes de Cauchy et \vec{n} est un vecteur normal.

L'équation (2.3) est la définition du tenseur des contraintes de Cauchy. En tenant compte de cette définition, l'équation (2.2) devient alors :

$$\int_{\Omega_t} (\vec{F}_{\Omega_t} + \text{div} \boldsymbol{\sigma}) d\Omega_t = \vec{0} \quad (2.4)$$

L'intégration de l'équation (2.4) sur le volume Ω donne l'équation suivante :

$$\overrightarrow{\text{div}}\boldsymbol{\sigma} + \overrightarrow{P_{ext}} = \overrightarrow{0}, \text{ dans } \Omega_t \quad (2.5)$$

Afin de relier les grandeurs définies dans l'équation (2.5) à un matériau donné, il faudra définir la loi de comportement correspondant à ce matériau. Nous allons présenter dans la suite la loi de comportement mécanique qui peut décrire le tissu cutané vivant.

2.2 LE COMPORTEMENT VISCOÉLASTIQUE LINÉAIRE

2.2.1 Modèle de comportement

La loi de comportement est une relation mathématique permettant de relier le tenseur des contraintes à celui des déformations respectives pour un matériau donné. Conventionnellement, le tenseur des contraintes de Cauchy $\boldsymbol{\sigma}$ se décompose en une partie déviatorique $\boldsymbol{\sigma}^D$ et une partie volumique $\boldsymbol{\sigma}^V$:

$$\boldsymbol{\sigma} = \boldsymbol{\sigma}^D + \boldsymbol{\sigma}^V = \boldsymbol{\sigma}^D + \frac{1}{3}Tr(\boldsymbol{\sigma})\mathbf{I} \quad (2.6)$$

Avec : \mathbf{I} est le tenseur identité.

Lorsque le comportement dépend du temps, un comportement de type viscoélastique par exemple, on propose d'écrire la loi de comportement dans l'espace opérationnel en utilisant la transformée de Laplace-Carson. En effet, une fonction scalaire $f(t)$ supposée nulle pour $t < 0$ et définie pour tout $t \geq 0$ a comme transformée de Laplace-Carson (TLC) :

$$f^*(p) = p \int_0^{\infty} f(t)e^{-pt} dt \quad (2.7)$$

En appliquant la Transformée de Laplace-Carson à l'équation (2.6), nous obtenons :

$$\boldsymbol{\sigma}^*(p) = \boldsymbol{\sigma}^{D*}(p) + \frac{1}{3}Tr(\boldsymbol{\sigma}^*(p))\mathbf{I} \quad (2.8)$$

Les parties déviatorique et volumique peuvent être exprimées en fonction du tenseur de déformation $\boldsymbol{\epsilon}^*(p)$ en utilisant la formulation classique de la viscoélasticité linéaire isotrope.

Partie déviatorique La partie déviatorique s'exprime en fonction du tenseur de déformation déviatorique $\boldsymbol{\epsilon}^{D*}(p)$:

$$\boldsymbol{\sigma}^{D*}(p) = 2G^*(p)\boldsymbol{\epsilon}^{D*}(p) \quad (2.9)$$

Avec : $G^*(p)$ est le module de rigidité déviatorique en cisaillement.

Nous proposons d'exprimer le module de rigidité déviatorique en cisaillement à l'aide d'un

développement en série de Prony afin de définir la réponse d'un matériau viscoélastique donné. $G^*(p)$ s'écrit alors comme suit :

$$G^*(p) = G_0(g_\infty + \sum_{i=1}^{N_G} (g_i \frac{\tau_i^G p}{1 + \tau_i^G p})) \quad (2.10)$$

Avec : $g_i = \frac{G_i}{G_0}$ et $\tau_i^G = \frac{\eta_i^G}{G_i}$ sont les coefficients de la série de prony à N_G branches, où : l'indice i correspond à la $i^{\text{ème}}$ branche. τ_i^G , η_i^G et G_i sont respectivement le temps caractéristique, la viscosité et le module de rigidité en cisaillement de la partie déviatorique correspondants à la branche i . On écrit : $g_\infty = \frac{G_\infty}{G_0}$ et on définit le module de rigidité en cisaillement instantané par : $G_0 = G_\infty + \sum_{i=1}^{N_G} G_i$, avec : G_∞ est le module de rigidité déviatorique différé.

Partie volumique La partie volumique s'exprime aussi à l'aide du tenseur de déformation $\epsilon^*(p)$:

$$\frac{1}{3}Tr(\sigma^*(p)) = K^*(p)Tr(\epsilon^*(p)) \quad (2.11)$$

Avec : $K^*(p)$ est le module de rigidité volumique.

Un développement numérique en série de Prony est aussi défini pour la partie volumique :

$$K^*(p) = K_0(k_\infty + \sum_{i=1}^{N_K} (k_i \frac{\tau_i^K p}{1 + \tau_i^K p})) \quad (2.12)$$

Avec : $k_\infty = \frac{K_\infty}{K_0}$, $k_i = \frac{K_i}{K_0}$ et $\tau_i^K = \frac{\eta_i^K}{K_i}$ sont les coefficients de la série de prony à N_K branches. τ_i^K , η_i^K et K_i sont respectivement le temps caractéristique, la viscosité et le module volumique de la partie volumique relatifs à la branche i . Le module de rigidité volumique instantané est défini comme suit : $K_0 = K_\infty + \sum_{i=1}^{N_K} K_i$, avec : K_∞ est le module volumique différé.

Les paramètres définis ci-dessus peuvent être reliés à des éléments rhéologiques. Ces éléments permettent de représenter des modèles rhéologiques qui caractérisent le comportement mécanique des matériaux.

2.2.2 Modèles rhéologiques représentatifs d'un comportement viscoélastique

Les modèles rhéologiques sont une représentation mécanique des équations mathématiques des lois de comportement. Ces modèles correspondent à une association des éléments rhéologiques de base. Pour représenter une loi de comportement viscoélastique, les éléments de base des modèles rhéologiques sont :

- le ressort, qui traduit un comportement purement élastique décrit par la loi de Hooke avec un module d'élasticité E . Cette loi s'écrit : $\sigma = E\epsilon$
- l'amortisseur, qui traduit la viscosité η d'un fluide Newtonien et dépend de la vitesse de déformation $\frac{\partial\epsilon}{\partial t}$. La loi qui traduit ce comportement est la loi de Newton qui s'écrit : $\sigma = \eta \frac{\partial\epsilon}{\partial t}$.

Les deux éléments rhéologiques de base qui permettent de représenter un comportement viscoélastique sont donnés par la (Fig. 2.2).

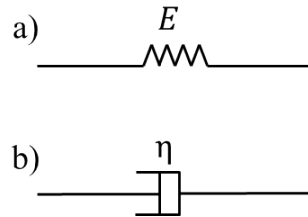


FIGURE 2.2 – Les éléments rhéologiques de base pour un comportement viscoélastique. Avec : a) Ressort de module d'élasticité E , b) Amortisseur de viscosité η

Les modèles viscoélastiques linéaires peuvent être représentés par deux classes : Le modèle de Maxwell généralisé et le modèle de Kelvin-Voigt généralisé.

2.2.2.1 Modèle de Maxwell généralisé

Le modèle de Maxwell généralisé est représenté par l'association d'un ressort qui traduit le comportement élastique différé (E_∞) en parallèle avec n branches d'éléments de Maxwell comportant un ressort (E_i) et un amortisseur (η_i) en série. Le comportement élastique instantané est défini par $E_0 = E_\infty + \sum_{i=1}^n E_i$. A chaque branche i du modèle de Maxwell généralisé correspond un temps caractéristique $\tau_i = \frac{\eta_i}{E_i}$. Le temps caractéristique du modèle de Maxwell généralisé à n branches se définit comme suit : $\tau = \sum_{i=1}^n \tau_i$.

La Fig. 2.3 présente le schéma rhéologique du modèle de Maxwell généralisé à n branches.

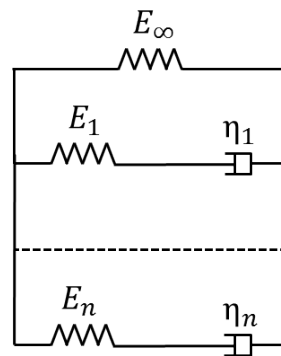


FIGURE 2.3 – Modèle de Maxwell généralisé

2.2.2.2 Modèle de Kelvin-Voigt généralisé

Le modèle de Kelvin-Voigt généralisé est représenté par une association d'un ressort qui traduit le comportement élastique différé (E_∞) en série avec n branches d'éléments de Kelvin-Voigt : un ressort et un amortisseur en parallèle (Voir Fig. 2.4). Le comportement élastique instantané est défini par E_0 est défini par $\frac{1}{E_0} = \frac{1}{E_\infty} + \sum_{i=1}^n \frac{1}{E_i}$. A chaque branche i du modèle de maxwell généralisé correspond un temps caractéristique $\tau_i = \frac{\eta_i}{E_i}$.

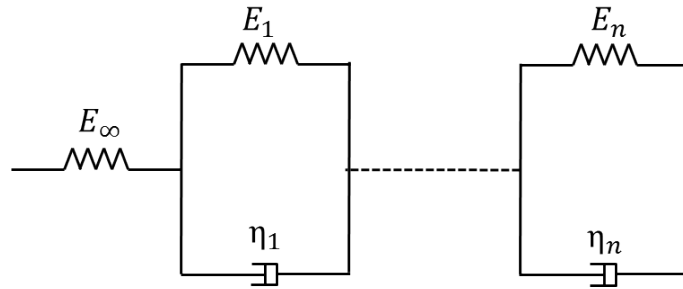


FIGURE 2.4 – *Modèle de Kelvin-Voigt généralisé*

2.2.3 Application sur Abaqus© : Modèle de Maxwell à une branche

Pour définir une loi de comportement viscoélastique sur ABAQUS©, deux classes de paramètres doivent être introduites :

- une partie relative au comportement élastique instantané, Elasticity sur ABAQUS© : E_0 : module d'Young instantané et ν_0 : coefficient de Poisson.
- une partie relative au comportement visqueux, Viscosity sur ABAQUS© à l'aide des paramètres de la série de prony : g_i , k_i et $\tau = \tau_i^G = \tau_i^K$, avec : $i = 1..n$ et n est le nombre des branches du modèle.

Dans notre étude, le comportement volumique est purement élastique. Nous pouvons alors écrire : $K = K_0 = \frac{E_0}{3(1-2\nu_0)}$ et $k_i = 0$ pour tout $i \geq 1$. Pour le comportement déviatorique, il est représenté par le modèle de Maxwell à une seule branche, appelé aussi modèle de Zener. Ce choix de modèle de comportement a été fixé pour tout le travail qui va suivre dans ce manuscrit. Le modèle de Zener est représenté par un modèle rhéologique composé d'un ressort (E_∞ en parallèle avec une association en série d'un amortisseur η et un autre ressort E (Voir Fig. 2.5).

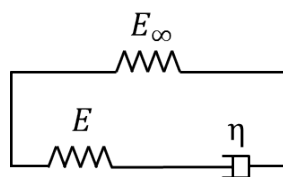


FIGURE 2.5 – *Le modèle rhéologique de Zener*

La représentation de ce modèle sur Abaqus© correspond à une seule branche donc $n = 1$. Les paramètres à introduire dans Abaqus© sont alors les suivants :

$$\left\{ \begin{array}{l} E_0 = E_\infty + E \\ \nu_0 \\ g = \frac{E}{E_0} \\ k = 0 \\ \tau = \frac{\eta}{E} \end{array} \right. \quad (2.13)$$

2.3 MÉTHODE DE RÉOLUTION DU PROBLÈME INVERSE

2.3.1 Contexte de l'approche inverse

La méthode d'identification par approche inverse est utilisée dans le cas où la détermination des paramètres recherchés difficile voire impossible par la méthode directe. Un problème inverse est alors conçu afin de déterminer un certain nombre de paramètres. Ce problème est composé d'une fonction objective à minimiser ou à maximiser, de variables d'état qui sont elles mêmes les paramètres à identifier et de contraintes à respecter.

D'une manière générale, un problème inverse a un degré de difficulté plus ou moins élevé. D'un côté, le problème du temps de calcul s'avère, dans beaucoup de situations, très coûteux à cause de la complexité du système à résoudre. D'un autre côté, un certain nombre de problématiques accompagnent la résolution d'un tel problème :

- L'inexistence : Le problème n'a aucune solution qui le minimise ou le maximise, selon l'objectif.
- La non-unicité : La solution du problème existe mais elle n'est pas unique, c'est à dire que plusieurs combinaisons de paramètres permettent la minimisation ou la maximisation du problème selon le besoin.
- L'instabilité : Toute petite variation des paramètres d'entrée induit un changement remarquable du résultat de l'identification.

Dans ce qui va suivre, les étapes de la définition d'un problème inverse vont être présentées ainsi que la méthode de sa résolution. Une validation de cette méthode sera ensuite validée avec un exemple d'identification par approche inverse.

2.3.2 Définition du problème d'identification par approche inverse

La définition d'un problème d'identification par approche inverse nécessite la définition des éléments cités précédemment, à savoir la fonction objective, les variables d'état et les contraintes. Le problème peut alors être défini comme suit :

- Minimiser ou maximiser :

$$f(X) = f(x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_n), \text{ avec } : (x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_n) \in IR^n \quad (2.14)$$

- en respectant :

$$G_i(X) = 0, \text{ avec } : i = 1 \dots m_e$$

$$G_i(X) \leq 0, \text{ avec } : i = m_e + 1 \dots m$$

$$x_j^{min} \leq x_j \leq x_j^{max}, \text{ avec } : j = 1 \dots m$$

Sachant que :

- $f(X)$ représente la fonction objective à minimiser.
- Le vecteur X , constitué de n variables, correspond au vecteur des paramètres à optimiser.
- Les fonctions $G_i(X)$ représentent les contraintes d'égalité et d'inégalité.
- Les valeurs x_j^{min} et x_j^{max} désignent les contraintes de domaine des variables d'état.

Par conséquent, la résolution d'un problème inverse consiste à identifier les variables optimales qui permettent de minimiser ou maximiser la fonction objective tout en respectant des critères de convergence.

2.3.3 Fonction objective et algorithme d'optimisation

Dans notre étude, la fonction objective est définie par rapport aux résultats numériques et aux données expérimentales. En partant d'un jeu de paramètres numériques initial, une première évaluation de la fonction objective est réalisée. Un calcul itérative est réalisé en choisissant un nouveau jeu de paramètres à chaque itération afin d'optimiser cette fonction, appelée F_{val} . Dans notre cas, la fonction objective est minimisée en utilisant la méthode des moindres carrés. Elle est définie comme suit :

$$F_{val}(X) = \sum_{i=0}^n (f_{exp}(i) - f_{num}(i))^2 \quad (2.15)$$

Avec : X est le vecteur des paramètres à identifier, n est le nombre total des points expérimentaux, $f_{exp}(i)$ et $f_{num}(i)$ sont respectivement les données expérimentales mesurées et les résultats numériques calculés correspondants à l'incrément i . La solution optimale de ce problème correspond au set de paramètres optimal qui minimise la fonction objective F_{val} . En considérant la loi de comportement relative au modèle de Zener définie dans la section 2.2.3, les paramètres viscoélastiques à identifier sont :

- E_0 : le module d'Young instantané
- E_∞ : le module d'Young différé
- ν_0 : le coefficient de Poisson
- τ : le temps caractéristique.

Le travail de ce manuscrit porte sur la peau humaine. Etant donné que ce matériau est considéré comme un matériau quasi incompressible, le coefficient de Poisson est alors fixé : $\nu_0 = 0.48$ [Delalleau et al. (2006)]. Les paramètres qui restent à identifier sont alors : E_0 , E_∞ et τ .

Afin d'optimiser la fonction objective du problème inverse, un algorithme d'optimisation doit être utilisé. Dans notre étude, l'algorithme de Nelder-Mead Simplex a été choisi [Nelder and Mead (1965)]. Ce choix est fait car il ne nécessite pas le calcul de gradient ou Hessien. Une fois la boucle d'optimisation lancée, la solution optimale est obtenue lorsque les critères d'arrêt et de convergence sont respectés. Dans notre cas, les critères suivant sont définis :

- TolX : est la borne inférieure de la taille d'une étape, c'est-à-dire la norme de $(X_i - X_{i+1})$. Si l'algorithme tente de prendre une valeur inférieure à TolX, les itérations se terminent.
- TolFun : est la borne inférieure de la variation de la valeur de la fonction objective au cours d'une étape. Si $(F_{val_i} - F_{val_{i+1}}) < TolFun$, les itérations se terminent.
- MaxIter : est le nombre maximum d'itérations autorisé.
- MaxFunEvals : est le nombre maximum d'évaluations de fonctions autorisé.

Le problème inverse et la méthode de résolution sont codés sur Matlab©.

La Fig. 2.6 récapitule la démarche d'identification de paramètres optimaux par approche inverse.

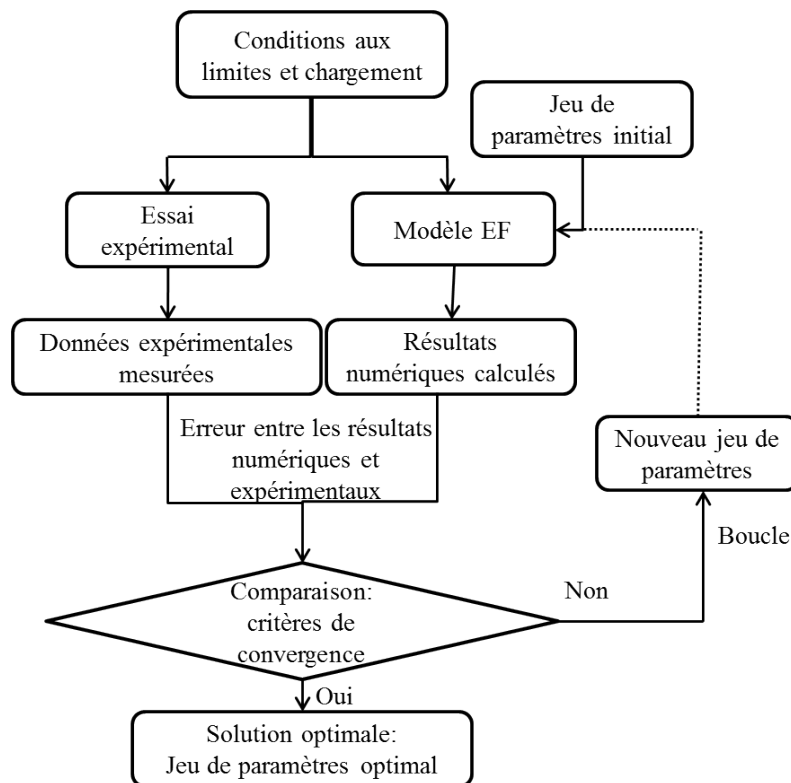


FIGURE 2.6 – Le diagramme de l'approche inverse modélisant le couplage Matlab©-Abaqus©

2.3.4 Validation du problème inverse

Dans cette section l'objectif est de valider la démarche par approche inverse proposée pour l'identification des propriétés viscoélastique de la peau humaine. Pour ce faire, un modèle de calcul par EF d'un essai d'indentation sphérique charge-décharge sur un matériau de comportement viscoélastique a été développé. La démarche a été validée en montrant l'existence et l'unicité de la solution du problème inverse. Ensuite, la stabilité de l'approche a été démontrée.

2.3.4.1 Modélisation numérique par Éléments Finis

Modèle numérique Le modèle numérique par EF axisymétrique de l'essai d'indentation charge-décharge a été développé sur le logiciel de calcul par EF Abaqus© (Fig. 2.7).

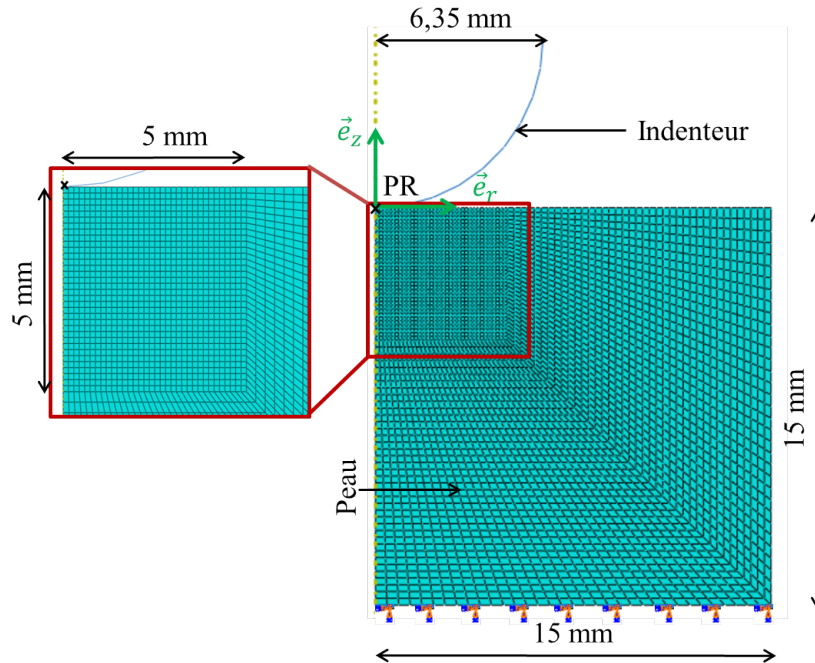


FIGURE 2.7 – Modèle numérique EF d'un essai d'indentation sphérique

— Géométrie :

On considère le système de coordonnées cylindriques $(\vec{e}_r, \vec{e}_\theta, \vec{e}_z)$. Le modèle est représenté par un cylindre de rayon 15 mm et de hauteur 15 mm où \vec{e}_z est son axe de révolution. Un indenteur sphérique de rayon 6,35 mm est considéré comme étant une surface analytique rigide.

— Loi de comportement :

Le matériau de la peau est considéré homogène, isotrope et quasi-incompressible avec un comportement viscoélastique linéaire de type Zener.

— Conditions aux limites et chargement :

La condition d'axisymétrie est imposée le long de la limite verticale gauche ($r = 0$). Pour la surface inférieure ($z = -15$ mm), tous les nœuds sont encastrés car la peau est supposée collée aux tissus sous-cutanés, à savoir : tendons, muscles, os, etc. La surface latérale ($r = 15$ mm) du cylindre est libre de tout chargement. Un contact parfait sans frottement est imposé entre l'indenteur et la peau. Un essai d'indentation charge-décharge de vitesse constante est réalisé à l'aide de l'indenteur. Pour la première étape de calcul, un déplacement est imposé induisant une compression du matériau. Ensuite, pour la deuxième étape, l'indenteur revient à sa position initiale et le matériau revient à son tour à sa position d'équilibre.

— Maillage et résolution :

Le maillage est basé sur des éléments quadratiques axisymétriques bilinéaires à 4 nœuds (*CAX4R*) avec 2697 éléments. Une maille de raffinement (dimensions 5 mm x 5 mm) est localement requise autour de la zone de chargement (encadré rouge sur la Fig. 2.7) afin d'obtenir une distribution plus fluide des contraintes et déformations. Une étude de raffinement du maillage a été réalisée afin d'avoir une réponse insensible au maillage (Voir Fig. 2.8).

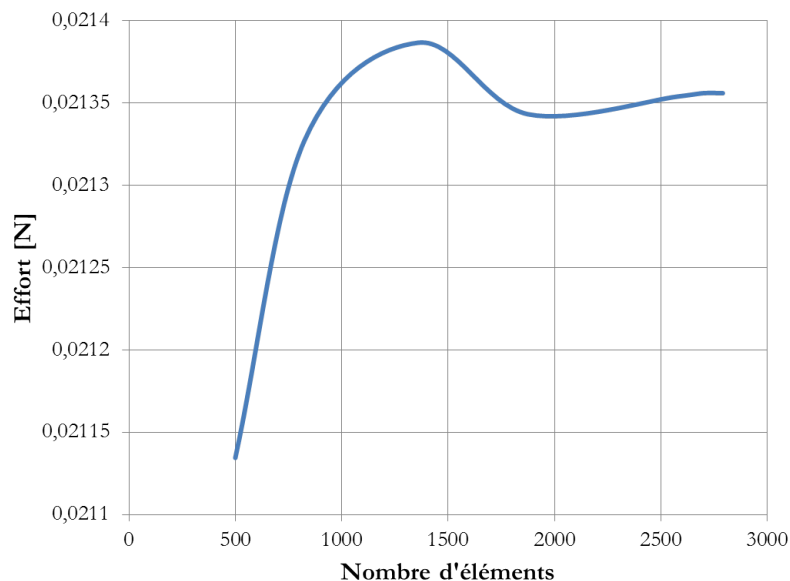


FIGURE 2.8 – Variation de l'effort maximal en fonction du nombre d'éléments choisi

Comparaison entre la réponse numérique du modèle EF et la solution analytique relative au contact de Hertz En se référant à la théorie de Hertz [Hertz (1882)], la solution analytique d'un essai d'indentation charge-décharge d'un massif semi-infini élastique avec un indenteur sphérique rigide est donnée par :

$$F(t) = \frac{4}{3} \frac{E}{1 - \nu^2} \sqrt{R} \delta(t)^{\frac{3}{2}} \quad (2.16)$$

Où : $\delta(t)$ et F sont respectivement le déplacement appliqué par l'indenteur et l'effort résultant. ν est le coefficient de Poisson, R est le rayon de l'indenteur, E est le module d'Young de la peau (l'indenteur est supposé comme étant un corps rigide et son module est très supérieur à celui de la peau). Dans ce qui va suivre, une proposition de l'extension de cette solution (2.16) pour un comportement viscoélastique dans l'espace opérationnel en utilisant la transformation de Laplace-Carson est donnée afin de valider le modèle EF proposé :

$$F^*(p) = \frac{4}{3} \frac{E^*(p)}{1 - \nu(p)^{*2}} \sqrt{R} (\delta(p)^{\frac{3}{2}})^* \quad (2.17)$$

Nous considérons une sollicitation monotone de vitesse a avec un déplacement imposé : $\delta = at$. Dans ce cas, la transformation de Laplace-Carson du terme $(\delta(t)^{\frac{3}{2}})^*$ est $(\delta(p)^{\frac{3}{2}})^* = \frac{3}{4} \sqrt{\pi} \left(\frac{a}{p}\right)^{\frac{3}{2}}$. En considérant la loi de comportement viscoélastique linéaire relative à un modèle de Zener représentée par le module volumique K et le module de cisaillement $G^*(p) = \frac{G_\infty + G_0 \tau p}{1 + \tau p}$, l'équation (2.17) peut alors s'écrire :

$$F^*(p) = 4\sqrt{R}\sqrt{\pi} \frac{(G_0 \tau p + G_\infty)((G_0 + 3K)\tau p + G_\infty + 3K)}{(1 + \tau p)(4(G_0 \tau p + G_\infty) + 3K(1 + \tau p))} \left(\frac{a}{p}\right)^{\frac{3}{2}} \quad (2.18)$$

En utilisant la transformation de Laplace-Carson inverse, la réponse analytique est :

$$F(\delta) = a_1 \delta^{\frac{3}{2}} + a_2 \delta^{\frac{1}{2}} - b_1 \operatorname{erfi}\left(\sqrt{\frac{\delta}{\tau a}}\right) e^{-\frac{\delta}{\tau a}} - b_2 \operatorname{erfi}\left(\sqrt{\frac{\delta}{b_3}}\right) e^{-\frac{\delta}{b_3}} \quad (2.19)$$

Où : a_1, a_2, b_1, b_2 et b_3 sont définis comme suit :

$$\begin{aligned} a_1 &= \frac{16}{3} \sqrt{R} \frac{(G_\infty + 3K)G_\infty}{4G_\infty + 3K}, \\ a_2 &= 8\sqrt{R}\tau a \frac{(4G_\infty^2 + 6G_\infty K + 9K^2)(G_0 - G_\infty)}{(4G_\infty + 3K)^2}, \\ b_1 &= \sqrt{R\pi} (G_0 - G_\infty) (\tau a)^{\frac{3}{2}}, \\ b_2 &= \sqrt{R\pi} \sqrt{4G_0 + 3K} \frac{(G_0 - G_\infty)(\tau a)^{\frac{3}{2}} K^2}{3(4G_\infty + 3K)^{\frac{5}{2}}}, \\ b_3 &= \tau a \frac{4G_0 + 3K}{4G_\infty + 3K}; \end{aligned}$$

et erfi est une fonction d'erreur imaginaire définie par :

$$\operatorname{erfi}(x) = -i \operatorname{erfi}(ix) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^x e^{t^2} dt.$$

A cette étape, nous présentons une comparaison entre les deux réponses des tests d'indentation, à savoir la réponse analytique relative à la théorie de Hertz étendue au comportement viscoélastique et la réponse numérique du modèle FE présenté précédemment. Ces essais sont effectués avec un déplacement imposé maximal $\delta_{max} = 0,8$ mm. Les propriétés du matériau sont choisies comme suit : $G_0 = 3,86$ kPa, $G_\infty = 1,93$ kPa et $\tau = 0,1$ s. La comparaison entre la courbe représentant l'effort du modèle numérique et la solution analytique donnée par l'équation (2.19) est présentée dans la Fig. 2.9.

Les résultats montrent un bon accord entre les réponses numérique et analytique pour un essai d'indentation quasi-statique. Le modèle EF proposé est alors validé et il représente bien un massif semi-infini.

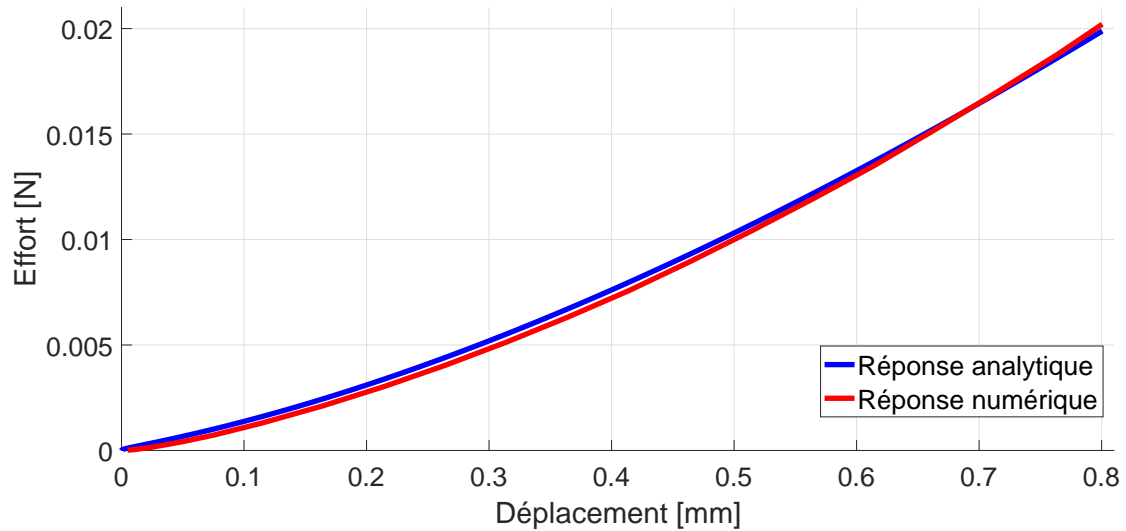


FIGURE 2.9 – Comparaison entre la courbe expérimentale et la courbe analytique pour un essai d'indentation avec un chargement monotone

2.3.4.2 Existence et unicité de la solution du problème inverse

Dans cette partie, on s'intéresse à la validation de la démarche de l'approche inverse. Pour ce faire, l'existence et l'unicité de la solution vont être montrées.

L'existence Dans ce qui va suivre l'existence de la solution qui minimise la fonction objective définie dans la section 2.3.3 sera montrée. Il s'agit d'un matériau biologique ayant les paramètres suivants : $E_0 = 3,6$ kPa, $E_\infty = 2,1$ kPa et $\tau = 0,2$ s. Les critères de convergence de l'algorithme d'optimisation ont été fixés comme suit : $TolX = TolFun = 10^{-9}$, $MaxIter = 1500$ et $MaxFunEvals = 2000$. Les paramètres initiaux sont contraints à être positifs. En respectant tous ces critères, nous trouvons une solution optimale qui minimise la fonction objective. Les résultats montrent que le nombre d'itérations optimal N_{iter} est au voisinage de 100 et la valeur de l'erreur minimale entre les données expérimentales et les résultats numériques tend vers $F_{val} = 10^{-6}$. Pour un nombre d'itérations plus grand, aucune variation de la valeur de la fonction objective n'a été observée (Voir Fig. [2.10](#)).

Une question très importante se pose ici : cette solution est-elle unique ?

L'unicité Afin de répondre à cette question, un matériau "virtuel" défini par les paramètres viscoélastiques suivants : $E_0 = 7$ kPa, $E_\infty = 3,5$ kPa et $\tau = 0,19$ s, a été considéré afin de représenter une réponse de référence. Un essai d'indentation charge-décharge a été considéré avec un déplacement maximal imposé $\delta_{max} = 0,8$ mm et une vitesse de sollicitation $a = 0,5$ mm/s. Un premier calcul d'identification des paramètres viscoélastiques est effectué avec un choix aléatoire des paramètres initiaux. L'optimisa-

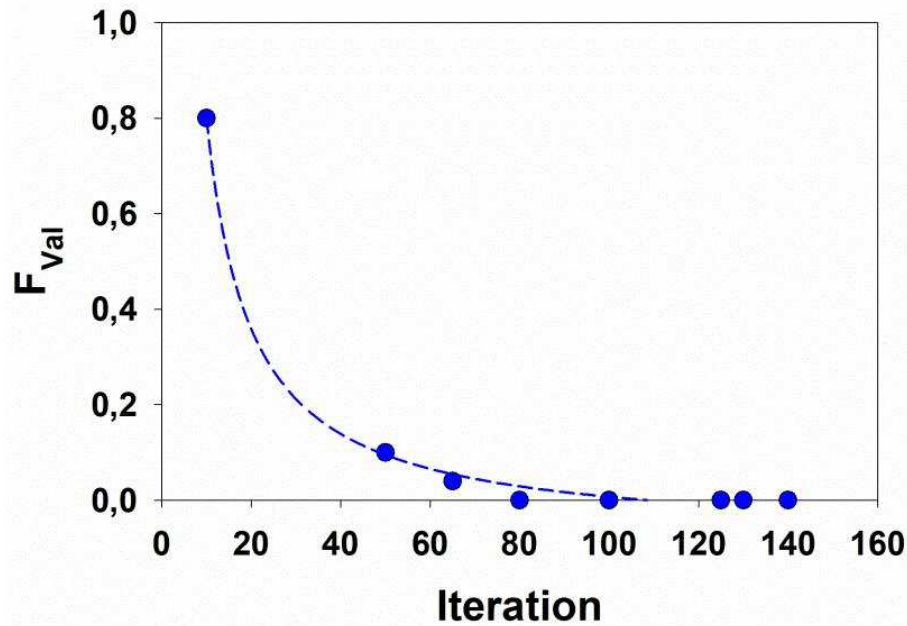


FIGURE 2.10 – Convergence de la fonction objective en fonction du nombre d'itérations

tion du modèle numérique par rapport aux données de référence donne les paramètres identifiés suivants :

$$\begin{cases} E_0 = 7kPa \\ E_\infty = 3,5kPa \\ \tau = 0,19s \end{cases} \quad (2.20)$$

Ces paramètres identifiés par la résolution du problème inverse sont égaux à ceux du matériau de référence.

Afin de montrer l'unicité de la solution donnée par l'équation (2.20), un plan d'expérience a été mis en place à l'aide de la technique de conception d'expériences (DOE). Il s'agit d'un plan factoriel complet avec trois facteurs (E_0 , E_∞ et τ) et trois niveaux. La Table. 2.1 donne l'ensemble des paramètres initiaux ainsi que les paramètres identifiés par résolution du problème inverse.

Niveaux	Paramètres initiaux			Paramètres identifiés
	-1	0	1	
$E_0[kPa]$	1	5	10	7
$E_\infty[kPa]$	1	3,5	5	3,5
$\tau[s]$	0,1	2,5	9	0,19

TABLE 2.1 – Plan factoriel des paramètres viscoélastiques initiaux et identifiés

Pour chaque combinaison des paramètres initiaux, on identifie les valeurs des paramètres optimisés (E_0 , E_∞ et τ). Donc, 27 calculs ont été effectués. Pour toutes les combi-

naisons de ces paramètres initiaux, les mêmes valeurs des paramètres viscoélastiques ont été identifiées : $E_0 = 7$ kPa, $E_\infty = 3,5$ kPa et $\tau = 0,19$ s. Les courbes correspondantes aux 27 calculs sont parfaitement superposées à la courbe de référence comme le montre la Fig. [2.11](#).

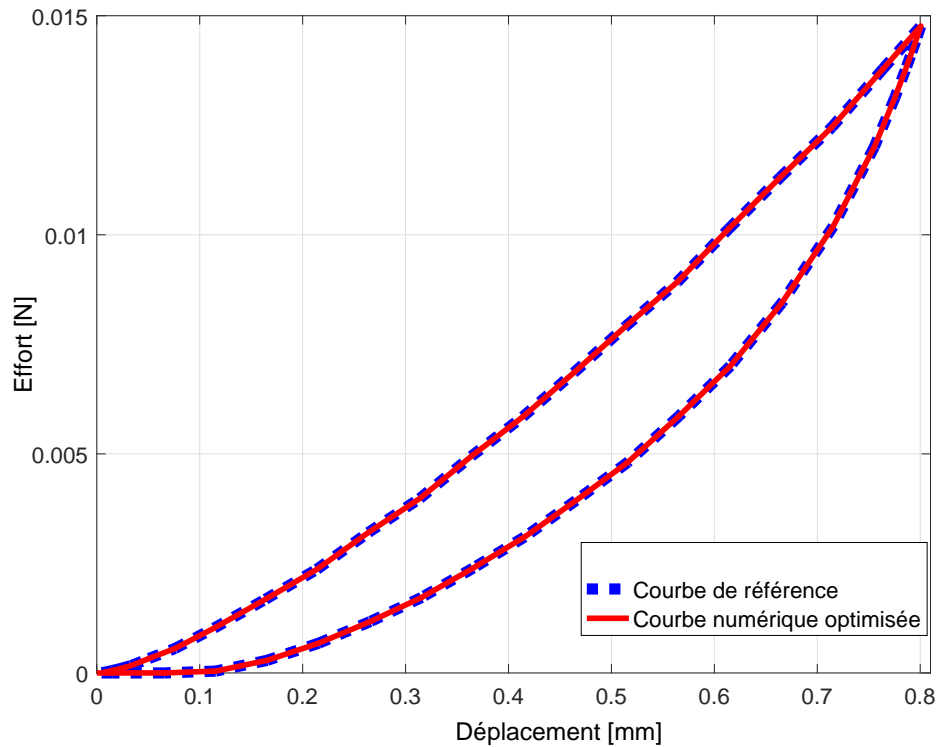


FIGURE 2.11 – Comparaison entre la courbe numérique et la réponse de référence

Par conséquent, l’algorithme d’optimisation converge pour tous les calculs vers les mêmes paramètres correspondant à la courbe de référence. Alors, la solution optimale du problème inverse est unique.

2.3.4.3 Stabilité de l’algorithme

Pour un problème d’identification, l’étude de la stabilité de l’algorithme d’optimisation est très importante. Pour ce faire, un essai d’indentation sphérique charge-décharge a été réalisé sur la peau humaine. Le problème inverse est résolu en optimisant les résultats numériques par rapport aux données expérimentales tout en choisissant un jeu de paramètres initial. Afin de prendre en compte l’influence des paramètres initiaux sur l’algorithme d’optimisation, nous avons mis en place un plan factoriel complet avec trois paramètres à deux niveaux (Voir Table [2.2](#)).

Pour chaque combinaison des valeurs initiales, nous identifions les valeurs optimisées de $(E_0, E_\infty$ et $\tau)$ ainsi que la valeur minimale de la fonction objective F_{val} . La Table [2.2](#) montre que pour tous les calculs, F_{val} tend vers 10^{-6} . Cette valeur est obtenue avec une

Niveaux	Paramètres initiaux		F_{val}
	-1	1	
$E_0[kPa]$	4,94	19,77	$\approx 10^{-6}$
$E_\infty[kPa]$	2,86	11,44	
$\tau[s]$	0,012	0,185	

TABLE 2.2 – Plan factoriel des paramètres viscoélastiques initiaux et de la valeur minimale de F_{val}

très grande précision entre les réponses expérimentales et numériques de l'essai d'indentation. L'effet standardisé de la fonction F_{val} est tracé. La Fig. 2.12 montre le diagramme Pareto des effets normalisés des paramètres initiaux sur la fonction F_{val} représentés par des barres horizontales. La valeur de $\alpha = 0,05$ (niveau de confiance) signifie que l'on a une chance inférieure à 5% pour que le résultat soit obtenu par hasard. Il est donc considéré comme statistiquement significatif.

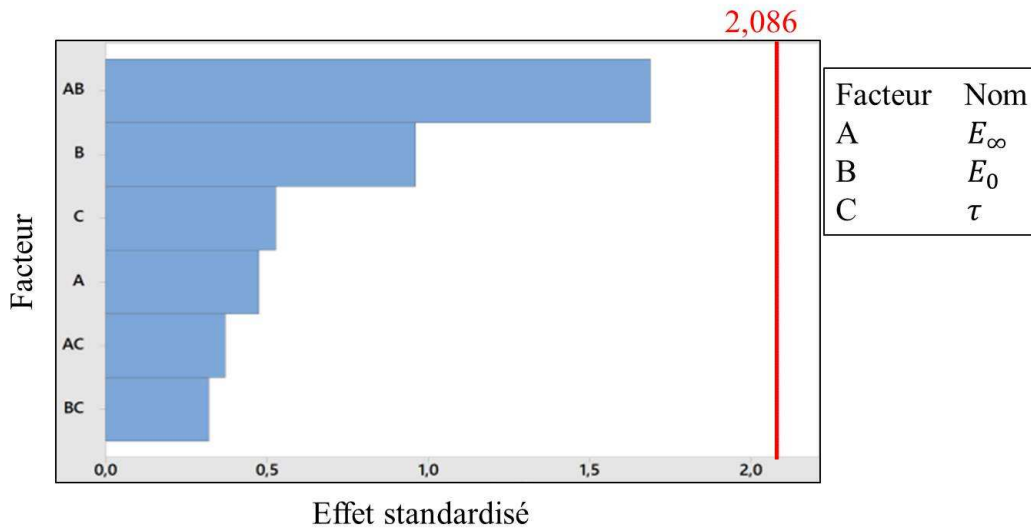


FIGURE 2.12 – Le diagramme Pareto des effets des paramètres initiaux sur la fonction F_{val} , avec $\alpha = 0,05$

Ce diagramme montre la valeur absolue des effets des paramètres initiaux et trace une ligne rouge (effet standardisé = 2,086) sur le graphe. Tout effet au-delà de cette ligne est considéré comme un effet statistiquement significatif. Dans la Fig. 2.12, toutes les barres se trouvent à gauche de la ligne rouge. Cela signifie qu'aucun paramètre d'entrée n'affecte la fonction objective F_{val} et qu'aucun effet significatif n'est observé. L'algorithme d'optimisation développé est alors indépendant du choix des valeurs initiales des paramètres d'entrée. Donc la stabilité de notre approche est validée.

CONCLUSION DU CHAPITRE

Dans ce deuxième chapitre, nous avons présenté toutes les théories et les techniques qui vont servir comme outils de travail pour pouvoir réaliser les objectifs de cette thèse.

D'une part, nous avons présenté le comportement viscoélastique linéaire qui a été choisi pour représenter le comportement mécanique du tissu cutané et ce choix est justifié par l'étude bibliographique présentée dans le premier chapitre. D'autre part, nous avons choisi d'appliquer la démarche de résolution du problème inverse pour pouvoir caractériser le comportement mécanique *in vivo* de la peau humaine. L'algorithme choisi est le Simplex permettant d'optimiser notre modèle numérique par rapport aux données expérimentales disponibles. Le modèle numérique de calcul par Éléments finis a été validé au moyen d'une extension de la solution analytique de Hertz pour un essai d'indentation sphérique d'un massif semi-infini vers un comportement viscoélastique linéaire.

Nous avons ensuite validé la démarche d'identification par approche inverse présentée, en montrant l'existence et l'unicité de la solution de ce problème et ce en utilisant un matériau "virtuel" de référence tout en mettant en place la technique de conception d'expériences (DOE). Nous avons trouvé que les valeurs des paramètres identifiés sont égales aux valeurs des paramètres viscoélastiques du matériau de référence et que la courbe correspondant au jeu de paramètres optimal est superposée à la courbe de référence. La stabilité de l'algorithme du Simplex a été validée à son tour toujours avec la mise en place d'un deuxième plan d'expérience. Nous avons trouvé que la valeur de F_{val} est inchangée quand les valeurs des paramètres initiaux changent.

Arrivant à ce niveau, la caractérisation de la peau humaine comme étant un matériau viscoélastique linéaire de type Zener peut se faire en utilisant la démarche de l'approche inverse et les résultats qui vont être trouvés sont valides et fiables.

CARACTÉRISATION DES PROPRIÉTÉS VISCO-ÉLASTIQUES DU TISSU CUTANÉ

3

SOMMAIRE

2.1 LES ÉQUATIONS DU CHAMPS EN MMC	35
2.2 LE COMPORTEMENT VISCOÉLASTIQUE LINÉAIRE	36
2.2.1 Modèle de comportement	36
2.2.2 Modèles rhéologiques représentatifs d'un comportement viscoélastique	37
2.2.3 Application sur Abaqus© : Modèle de Maxwell à une branche	39
2.3 MÉTHODE DE RÉOLUTION DU PROBLÈME INVERSE	40
2.3.1 Contexte de l'approche inverse	40
2.3.2 Définition du problème d'identification par approche inverse	40
2.3.3 Fonction objective et algorithme d'optimisation	41
2.3.4 Validation du problème inverse	43
CONCLUSION	50

L'objectif de ce chapitre est de caractériser le comportement mécanique du tissu cutané à l'aide des techniques présentées dans le chapitre précédent.

Une première partie a été dédiée à l'identification des propriétés viscoélastiques de la peau à l'aide d'un essai expérimental d'indentation charge-décharge avec un indenteur sphérique sur la peau in vivo. Le modèle numérique de calcul par EF et la technique de l'approche inverse développés dans le chapitre précédent seront utilisés afin d'identifier les propriétés viscoélastiques de la peau. Une étude de l'effet du vieillissement sur les propriétés viscoélastiques identifiées a été ensuite entamée.

La deuxième partie de ce chapitre porte sur l'étude d'un essai de fluage sans contact sur la peau in vivo. Une caractérisation du tissu cutané a été réalisée à l'aide d'un modèle numérique EF correspondant à ce type d'essai. Ensuite, une analyse statistique de l'effet des paramètres expérimentaux sur l'identification des paramètres a été menée.

Une synthèse et une discussion des résultats relatifs aux deux méthodes et à leurs résultats respectifs sont présentées à la fin de ce chapitre.

3.1 CARACTÉRISATION DES PARAMÈTRES VISCO-ÉLASTIQUES AVEC UN ESSAI D'INDENTATION CHARGE-DÉCHARGE AVEC CONTACT

3.1.1 Essai expérimental d'indentation charge-décharge

3.1.1.1 Dispositif expérimental

L'essai d'indentation charge-décharge est un essai classique utilisé pour la caractérisation des matériaux. Ce test consiste à utiliser un indenteur pour appliquer soit un effort soit un déplacement sur le matériau à étudier afin d'en déduire sa réponse.

Dans cette étude, l'essai consiste à imposer un déplacement en utilisant la table des déplacements de National Instrument dotée d'un capteur de déplacement. La vitesse de sollicitation est gardée constante tout le long du test, étant égale à $V = 0,5$ mm/s. L'indenteur utilisé est un indenteur sphérique en acier AISI 52100 ayant un rayon de 6,35 mm [Pailler-Mattei et al. (2009)]. L'indenteur est muni d'un capteur de force qui permet d'enregistrer la réponse de la peau qui se manifeste par un effort normal. Le test est effectué dans la zone intérieure de l'avant-bras. Cet endroit de mesure est choisi vu la facilité d'accessibilité d'une part. D'autre part, il est très peu perturbé par les mouvements du corps car on utilise un système de fixation de l'avant-bras représenté par une gouttière ajustable (Voir Fig. 3.1).

Les tests ont été effectués dans une pièce avec une température ambiante entre 22 et 24 °C et une humidité relative allant de 20 à 30 %.

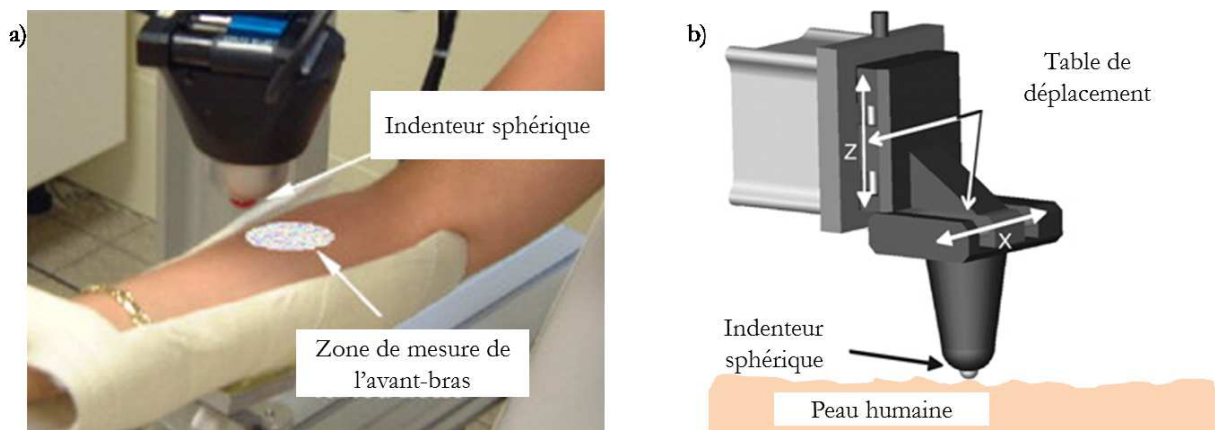


FIGURE 3.1 – Dispositif expérimental de l'essai d'indentation avec un indenteur sphérique. a) Système de fixation et indenteur, b) Schéma du dispositif d'indentation sphérique

3.1.1.2 Données expérimentales et exploitation des résultats

L'essai d'indentation charge-décharge avec un indenteur sphérique nous permet d'obtenir une courbe de la variation de l'effort mesuré en fonction du déplacement imposé.

3.1. Caractérisation des paramètres visco-élastiques avec un essai d'indentation charge-décharge avec contact

Dans cette partie, notre objectif est de caractériser le comportement viscoélastique de la peau humaine in vivo ainsi que l'étude du vieillissement. Pour ce faire, un essai d'indentation charge-décharge a été réalisé sur 3 individus ayant les âges suivant : 20, 60 et 80 ans, avec des déplacements imposés respectifs donnés par la table [3.1](#).

Âge de l'individu (ans)	20	60	80
Chargement imposé (mm)	-0,8	-1	-1,35

TABLE 3.1 – Les déplacements expérimentaux imposés pour chaque individu

La (Fig. [3.2](#)) représente les sollicitations qui sont données par des courbes du déplacement imposé en fonction du temps. Pour les 3 cas d'étude nous avons utilisé une vitesse constante $V = 0,5$ mm/s.

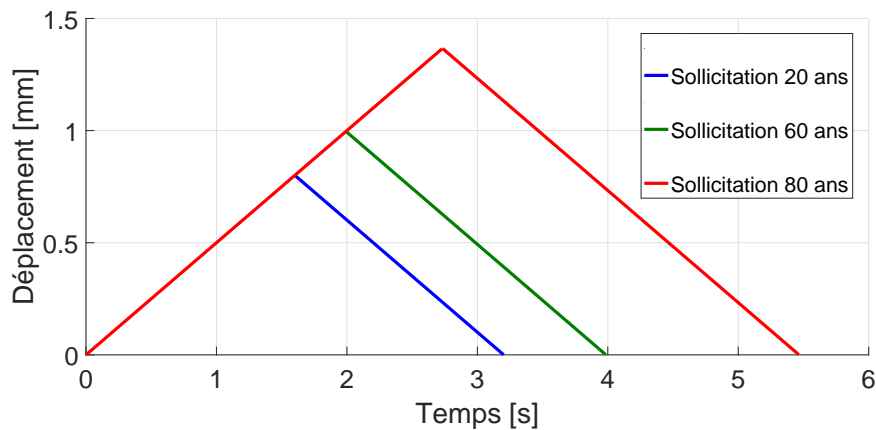


FIGURE 3.2 – Chargement expérimental en déplacement en fonction du temps pour chaque individu

La Fig. [3.3](#) représente les efforts enregistrés en fonction des déplacements imposés pour les 3 individus. L'effort a été enregistré à l'aide d'un capteur de force fixé sur la tête de l'indenteur.

Une hystérésis entre la partie de chargement et la partie de décharge est observée pour toutes les courbes de la Fig. [3.3](#) mais le volume de cette hystérésis diffère d'une courbe à l'autre. En effet, ce volume est plus important quand la personne est plus âgée. On peut alors déduire que l'énergie dissipée est plus importante avec l'âge. En d'autres termes, on peut conclure que la viscosité augmente avec le vieillissement.

Les courbes expérimentales sont très riches en informations. Mais pour un matériau ayant un comportement aussi complexe que le tissu cutané, on a recours au développement d'un modèle numérique qui permettra de mieux comprendre son comportement mécanique.

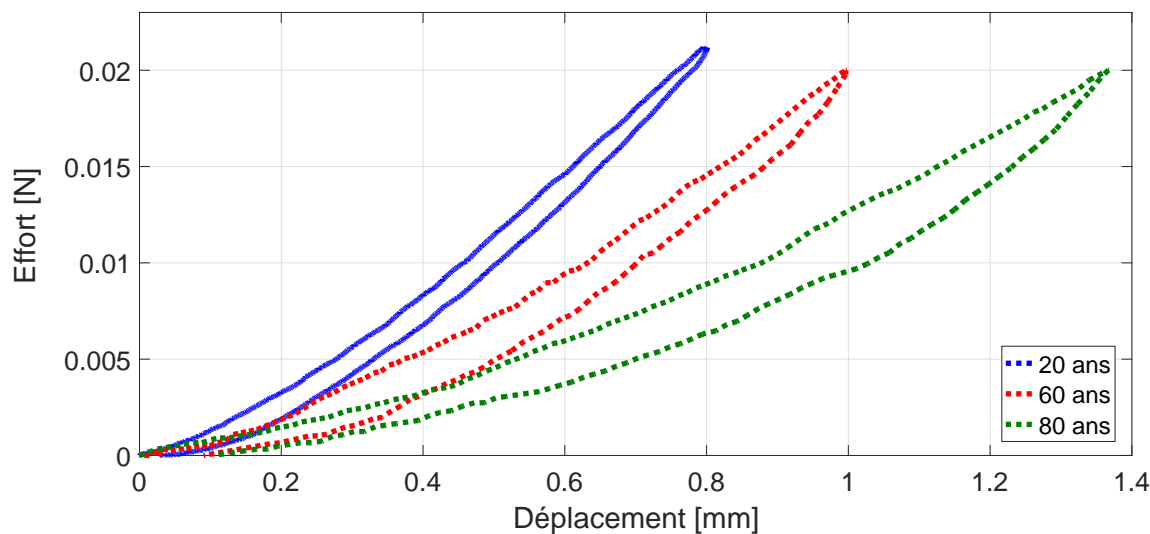


FIGURE 3.3 – Courbes expérimentales de l'effort expérimental mesuré en fonction du déplacement imposé pour chaque individu

3.1.2 Modélisation numérique de l'essai d'indentation charge-décharge : Étude du vieillissement

3.1.2.1 Définition du modèle EF

La peau est un milieu hétérogène, multicouches avec un comportement très complexe. Dans cette partie, l'étude a été simplifiée avec un modèle représentatif de la peau isotrope mono-couche avec un comportement viscoélastique linéaire. Le modèle numérique relatif à un essai d'indentation charge-décharge sur la peau in vivo défini dans le chapitre 2 à la section 2.3.4 a été utilisé.

Un essai d'indentation charge-décharge monotone a été imposé avec une vitesse $V = 0,5$ mm/s. Le déplacement imposé est identique à celui expérimental présenté par la table [3.1](#).

3.1.2.2 Identification des paramètres visco-élastiques

Après avoir développé le modèle numérique correspondant à l'essai d'indentation charge-décharge, l'objectif est d'identifier les propriétés viscoélastiques de la peau humaine in vivo pour chaque individu. Pour ce faire, nous avons fait une optimisation de ce modèle par rapport aux données expérimentales. La démarche appliquée est celle présentée à la section 2.3 du chapitre 2.

Les paramètres mécaniques déterminés dans la suite correspondent à 3 individus. Nous allons alors présenter les résultats après optimisation pour chaque personne : 20, 60 et 80 ans. Cette étude s'inscrit alors dans le cadre de l'étude du vieillissement de la peau humaine in vivo.

Étude du cas 20 ans L'optimisation du modèle numérique a été réalisée en utilisant l'algorithme du Simplexe et l'erreur minimale retrouvée entre les résultats numériques et expérimentaux est : $9,181.10^{-5}$. La comparaison entre la courbe expérimentale de l'essai d'indentation charge-décharge et la courbe numérique optimisée correspondante, pour la personne âgée de 20 ans, est donnée par la Fig. 3.4.

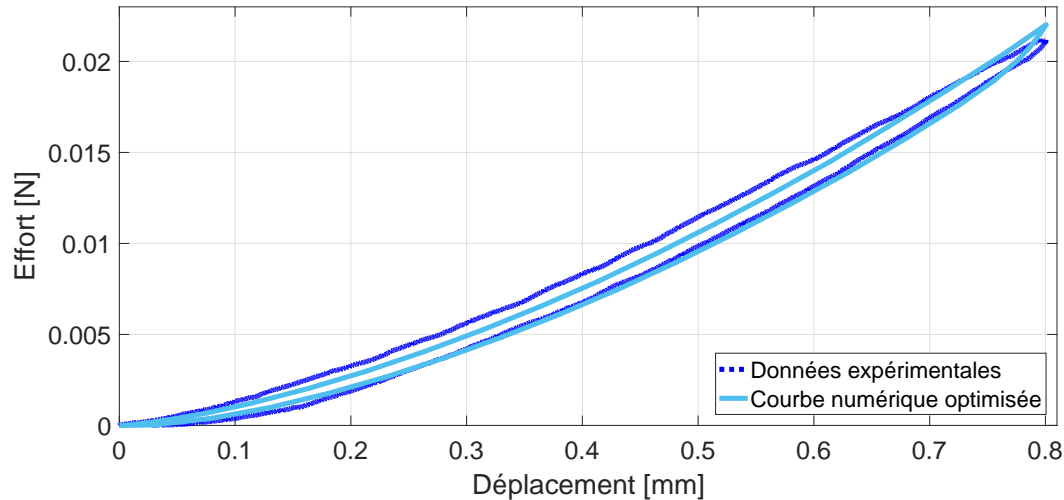


FIGURE 3.4 – Résultat de l'optimisation de la courbe d'indentation sphérique pour un modèle rhéologique de type Zener : 20 ans

Dans la Fig. 3.4, la partie de chargement et celle de décharge sont très proches l'une de l'autre. L'hystérésis pour ce cas est très réduit. Cette allure est très proche des courbes observées pour un comportement élastique. Par ailleurs, nous pouvons anticiper que le comportement de la personne jeune âgée de 20 ans a une viscosité très faible. Outre la courbe numérique optimisée, l'algorithme d'optimisation nous permet d'identifier le set optimal des paramètres viscoélastiques. La table 3.2 donne les paramètres identifiés pour la peau de la personne âgée de 20 ans.

$E_0(kPa)$	$E_\infty(kPa)$	$\tau(s)$
9,88	5,72	0,04

TABLE 3.2 – Paramètres viscoélastiques identifiés pour la personne âgée de 20 ans

Étude du cas 60 ans Le modèle numérique correspondant à l'essai d'indentation charge-décharge pour la personne âgée de 60 ans a été optimisé par rapport aux données expérimentales disponibles. L'erreur minimale retrouvée est : $1,48431.10^{-6}$. La Fig. 3.5 donne la comparaison entre la courbe expérimentale et la courbe numérique.

L'écart entre la partie charge et la partie décharge de la Fig. 3.5 est plus grand que celui de la Fig. 3.4. La dissipation d'énergie est alors plus importante et le matériau de la

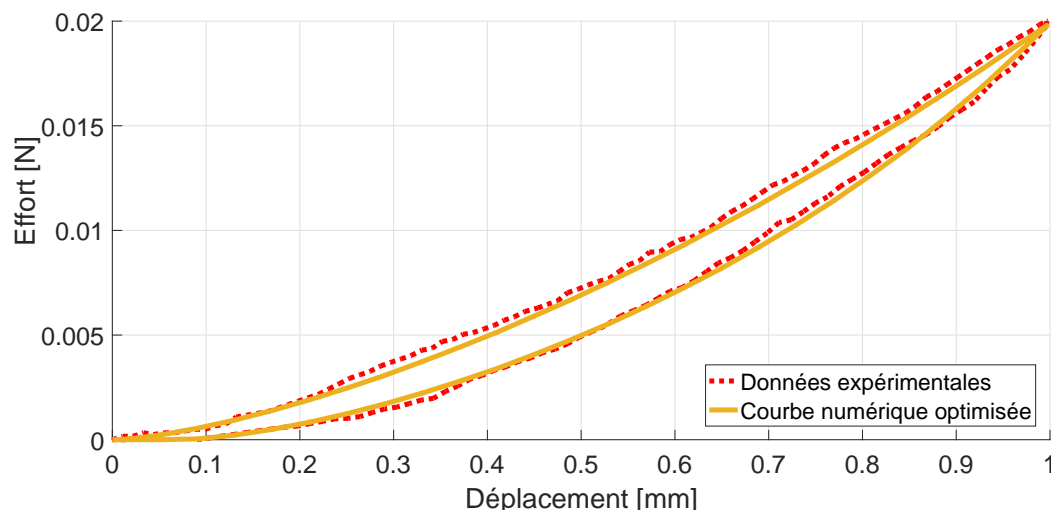


FIGURE 3.5 – Résultat de l'optimisation de la courbe d'indentation sphérique pour un modèle rhéologique de type Zener : 60 ans

peau de la personne âgée de 60 ans est donc plus visqueux que celui correspondant à la jeune personne âgée de 20 ans.

Afin de valider cette constatation, la table 3.3 présente les propriétés viscoélastiques du matériau correspondant à la peau de la personne âgée de 60 ans.

$E_0(kPa)$	$E_\infty(kPa)$	$\tau(s)$
7,71	3,48	0,08

TABLE 3.3 – Paramètres viscoélastiques identifiés pour la personne âgée de 60 ans

Étude du cas 80 ans La Fig. 3.6 présente la courbe expérimentale correspondante à l'essai d'indentation charge-décharge pour la personne âgée de 80 ans ainsi que la courbe numérique optimisée associée. L'algorithme d'optimisation a convergé vers une erreur minimale de $1,95117 \cdot 10^{-6}$.

L'hystérésis entre la courbe de charge et de décharge pour la personne âgée de 80 ans est plus accentuée que celles des deux autres personnes plus jeunes. Le matériau est alors de plus en plus visqueux. Les propriétés viscoélastiques relatives à la personne âgée de 80 ans présentées dans la table 3.4 en témoignent.

$E_0(kPa)$	$E_\infty(kPa)$	$\tau(s)$
3,63	2,06	0,22

TABLE 3.4 – Paramètres viscoélastiques identifiés pour la personne âgée de 80 ans

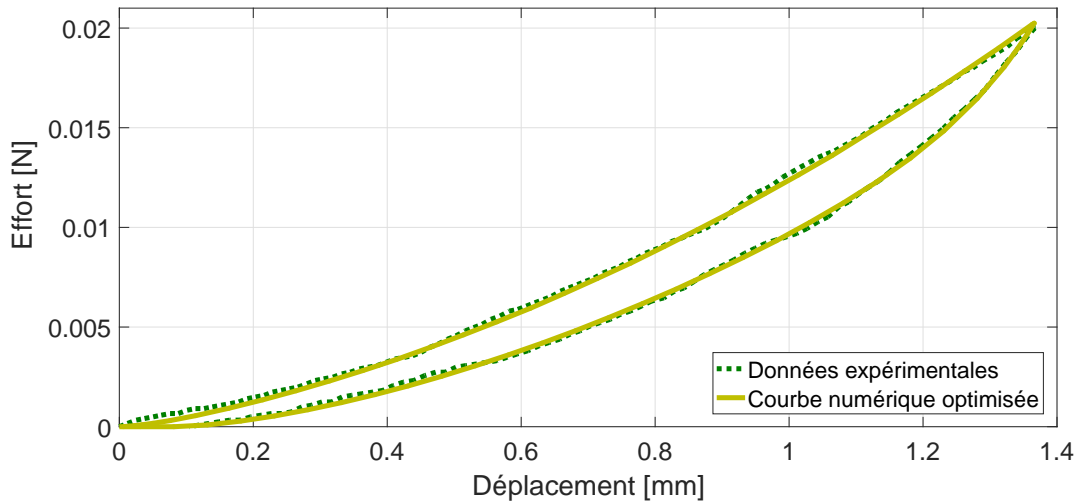


FIGURE 3.6 – Résultat de l'optimisation de la courbe d'indentation sphérique pour un modèle rhéologique de type Zener : 80 ans

Synthèse La Fig. 3.7 présente une comparaison entre les courbes optimisées pour les 3 individus et leurs courbes expérimentales correspondantes respectivement.

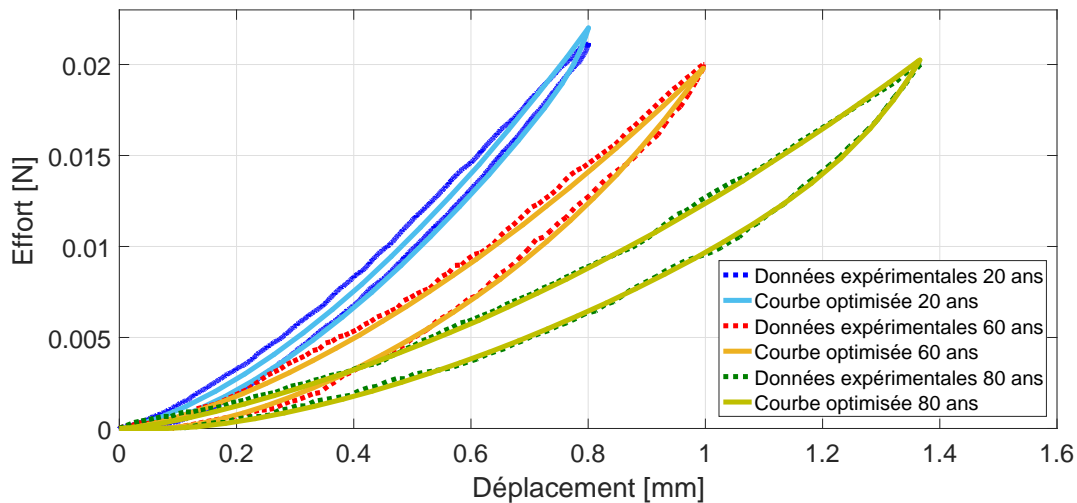


FIGURE 3.7 – Courbes expérimentales et numériques optimisées pour les 3 personnes

L'hystérésis observée entre la partie de chargement et la partie de décharge augmente avec le vieillissement. L'énergie dissipée est alors plus importante avec l'âge, ce qui va de même pour la viscosité du matériau. Cette augmentation de la viscosité avec l'âge peut être expliquée par le fait que la substance fondamentale devient plus fluide avec le vieillissement [Agache et al. (1980)]. La table 3.5 qui récapitule les paramètres identifiés pour les différents âges confirme cette observation.

La table 3.5 présente aussi les modules d'Young instantanés et différés. Les valeurs les plus élevées pour ces modules correspondent à la personne la plus jeune et elles diminuent pour les personnes les plus âgées. Afin de comprendre cette observation, la physiologie

	$E_0(kPa)$	$E_\infty(kPa)$	$\tau(s)$
20 ans	9,88	5,72	0,04
60 ans	7,71	3,48	0,08
80 ans	3,63	2,06	0,22

TABLE 3.5 – *Tableau récapitulatif pour les paramètres identifiés des 3 âges*

du tissu cutané nous donne la réponse. En effet, la peau des personnes jeunes est tendue et très rigide. Cela est dû aux fibres de collagène qui sont enchevêtrées et très tendues. Ces fibres se relâchent petit à petit avec l'âge, la peau se relâche alors à son tour et là apparaissent les rides. Suite à cette action des fibres, la peau perd son élasticité avec l'âge et c'est pour cette raison qu'on observe une diminution du module d'Young avec le vieillissement.

3.2 CARACTÉRISATION DES PARAMÈTRES VISCO-ÉLASTIQUES AVEC UN ESSAI DE FLUAGE SANS CONTACT

3.2.1 Essai expérimental de fluage sans contact

3.2.1.1 Dispositif expérimental

Dans cette partie, une étude de l'essai de fluage sans contact réalisé sur la peau humaine in vivo sera présentée. Pour ce faire, un nouveau dispositif appelé WaveSkin© a été utilisé [Abdouni et al. (2017) et Bonnet et al. (2017)]. Le principal avantage de ce dispositif expérimental consiste à éviter la perturbation de l'état initial de la peau avant le test et permet de retrouver ce même état naturel à la fin du test. Cela nous épargne des problèmes d'adhérence ou de frottement que l'on peut observer avec des essais avec contact. Le principe de fonctionnement de ce dispositif est décrit par la Fig. 3.8-b).

L'essai de fluage consiste à appliquer une pression à la surface intérieure libre de la peau l'avant-bras (1) au moyen d'un flux d'air constant. Pour avoir ce flux d'air avec une pression constante, le dispositif est doté d'un acheminement de plusieurs composants mécaniques. Un compresseur d'air (2) génère un air comprimé, il passe par la suite par deux détendeurs placés en série afin de réguler la pression d'air de 6 bars à 4,5 bars (pression de travail). L'intérêt de mettre deux détendeurs est de minimiser efficacement la variation de la pression de sortie suite à une variation de la pression d'entrée. L'air passe ensuite par un régulateur de débit massique (3) puis l'air est acheminé vers deux électrovannes (4), la première permet de purger le circuit d'air avant le début d'essai et la deuxième permet de couper de manière instantanée le flux d'air afin d'éviter le stockage d'air entre

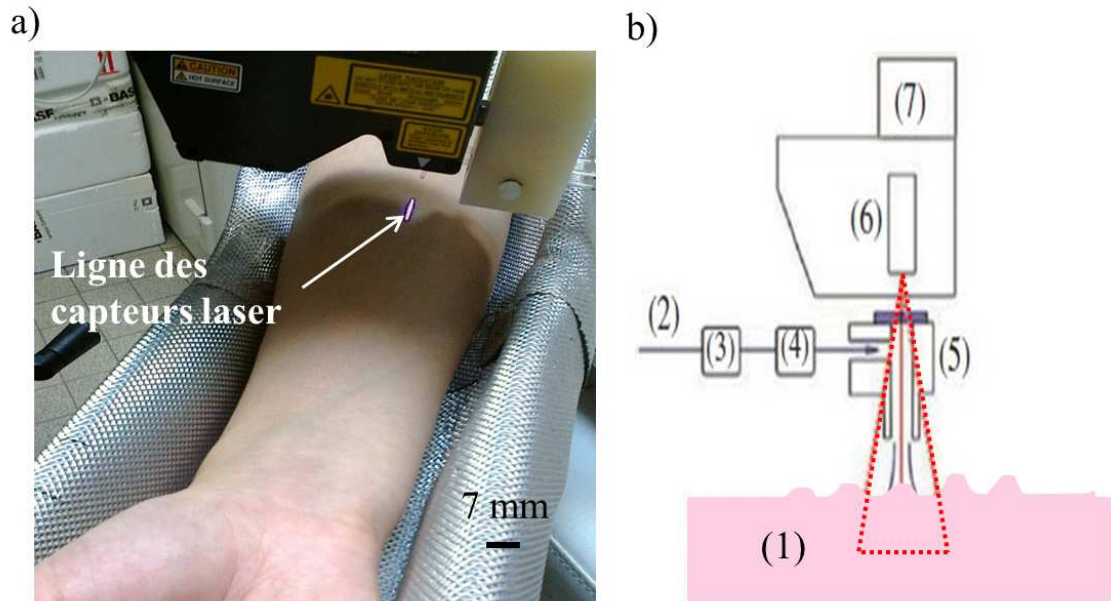


FIGURE 3.8 – Le dispositif du WaveSkin©. Avec (a) La zone de mesure, (b) Le schéma de fonctionnement du dispositif

la sortie de l'électrovanne et l'extrémité finale du tube. L'air traverse ensuite un tube d'un diamètre de 1 mm, parcourant une longueur qui vérifie le rapport diamètre/longueur supérieur à 15 pour pouvoir stabiliser le jet avant qu'il passe à l'air libre à travers une buse en verre (5). A sa sortie de la buse, l'air rencontre la peau perpendiculairement générant une flèche. Cette flèche est mesurée à l'aide d'un système de triangulation laser (6), qui contient 800 capteurs côte à côte sur une ligne de longueur 7 mm présentée par la ligne violette sur la Fig. 3.8-a. Le déplacement est enregistré pour chaque capteur de la ligne. Le signal provenant du capteur est traité par une composante électronique fournissant une tension entre 0 – 10 V proportionnelle à la flèche mesurée. Le pilotage de ce dispositif est commandé par un ordinateur équipé d'une carte analogique / numérique (7). Le programme qui pilote le système est développé sur le logiciel *LabViewTM*, il permet la gestion du pilotage du régulateur de débit, de l'acquisition de la flèche et le pilotage des électrovannes [Boyer (2010)]. La Fig. 3.9 présente le profil du déplacement de la surface de la peau en fonction du temps enregistré sur les 800 capteurs pour un essai de fluage avec jet d'air.

3.2.1.2 Données expérimentales et exploitation des résultats

L'essai de fluage sans contact a été réalisé avec le dispositif WaveSkin© suivant deux protocoles :

Protocole 1 : une pression de 1 bar est appliquée comme suit :

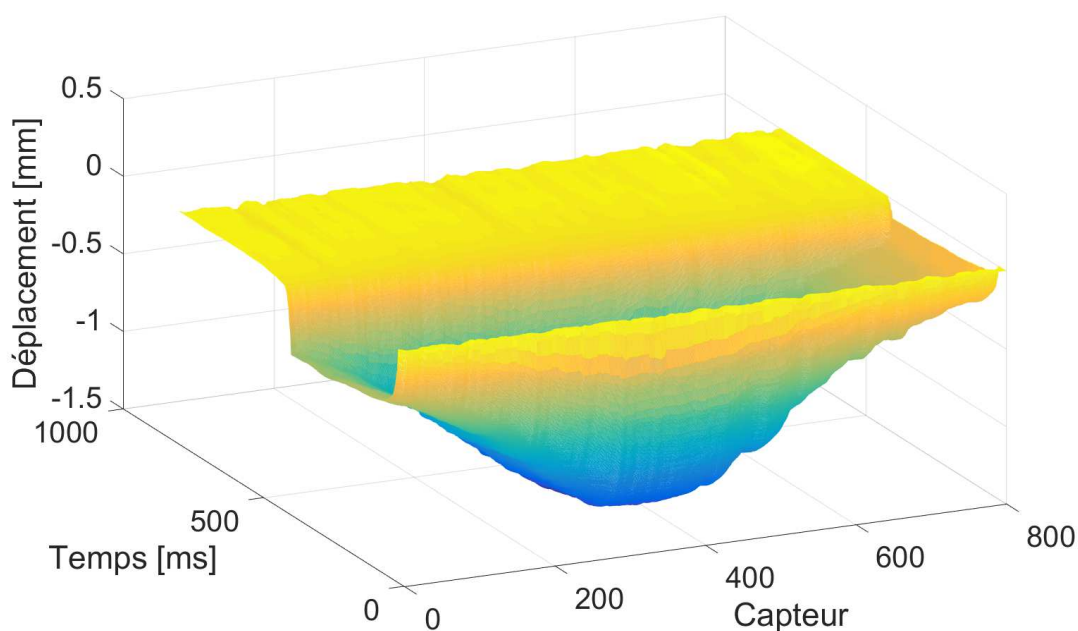


FIGURE 3.9 – Profil du déplacement 3D en fonction du temps et de la position du capteur laser

- Une branche de chargement instantané de 0 à 1 bar suivie d'un temps de maintien. Trois temps de maintien différents ont été choisis : 100 ms (test T1), 200 ms (test T2) et 400 ms (test T3)
- Le flux d'air est arrêté instantanément à la fin du temps de maintien et le retour libre de la peau est observé sans perturbation durant 400 ms

Protocole 2 : une pression de 0,5 bar est appliquée avec :

- Une branche de chargement instantané de 0 bar à 0,5 bar et un seul temps de maintien de 400 ms (test T4) ont été réalisés.
- Le flux d'air est arrêté instantanément à la fin du temps de maintien et le retour libre non perturbé de la peau est observé pendant 400 ms.

La Fig. 3.10 présente les 4 types de chargement en pression correspondants à chaque test : T1, T2, T3 et T4.

Le déplacement de la peau suite à la pression de jet d'air imposée est enregistré à l'aide du système de triangulation laser détaillé précédemment. La Fig. 3.11 présente un exemple du déplacement enregistré pour les 4 types de chargement imposés. Les courbes relatives au déplacement en fonction du temps correspondent à celles du capteur laser central car le déplacement de la peau est maximal en ce point.

Dans cette étude, les 4 essais décrits ci-dessus ont été réalisés sur un groupe de 4 adultes volontaires et en bonne santé. Ce groupe est composé de : un homme jeune (A) 23 ans, un homme âgé (B) 50 ans, une femme jeune (C) 23 ans et une femme âgée (D) 45 ans. Tous les tests ont été effectués dans la même zone extérieure libre de l'avant-bras. Chaque test a été répété trois fois, pour avoir un total de 48 enregistrements.

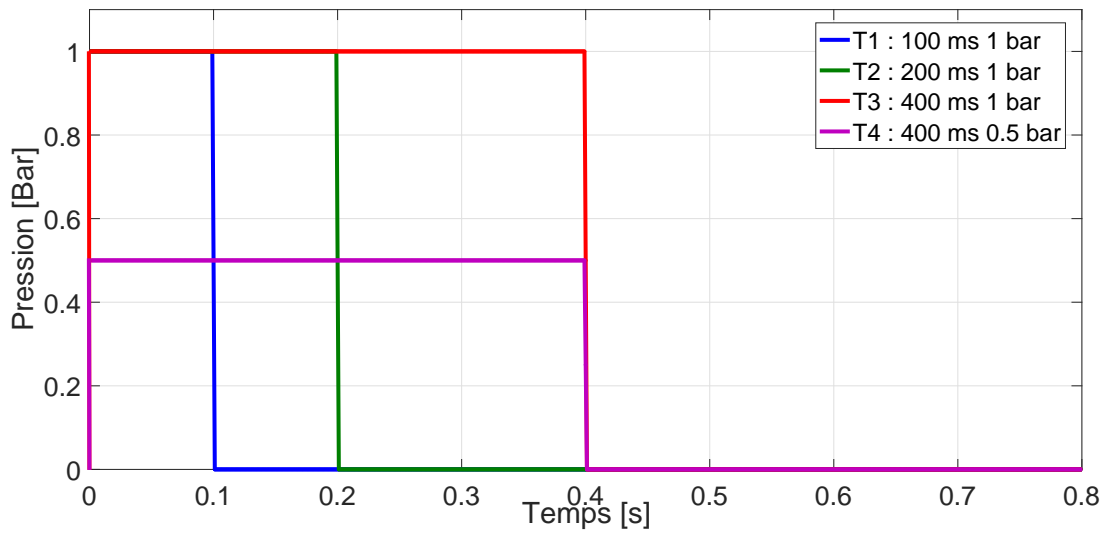


FIGURE 3.10 – La pression imposée en fonction du temps pour les quatre types de tests

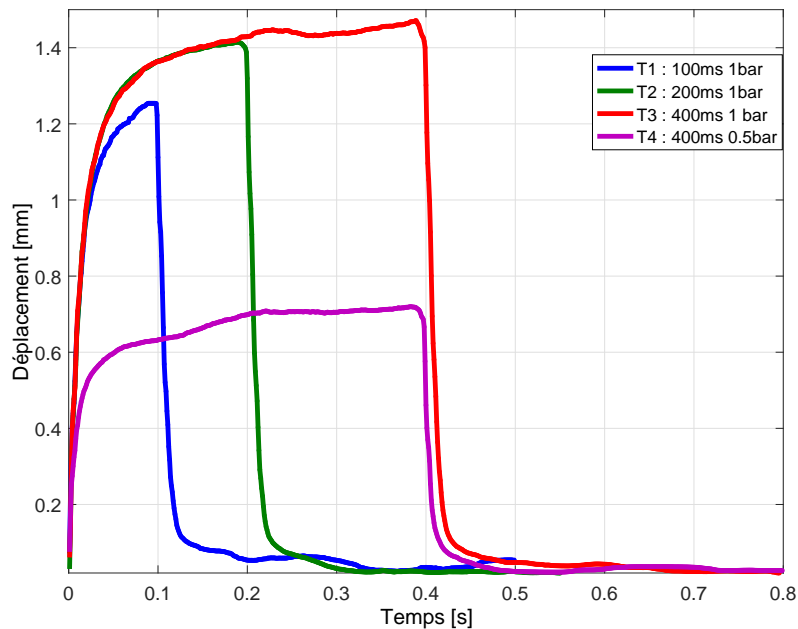


FIGURE 3.11 – Le déplacement expérimental enregistré au capteur laser central à la surface de la peau pour chaque essai de fluage des différents protocoles étudiés

L'évolution du déplacement mesuré de la surface de la peau en fonction du temps, pour chaque personne au capteur central, est présentée par la Fig. 3.12.

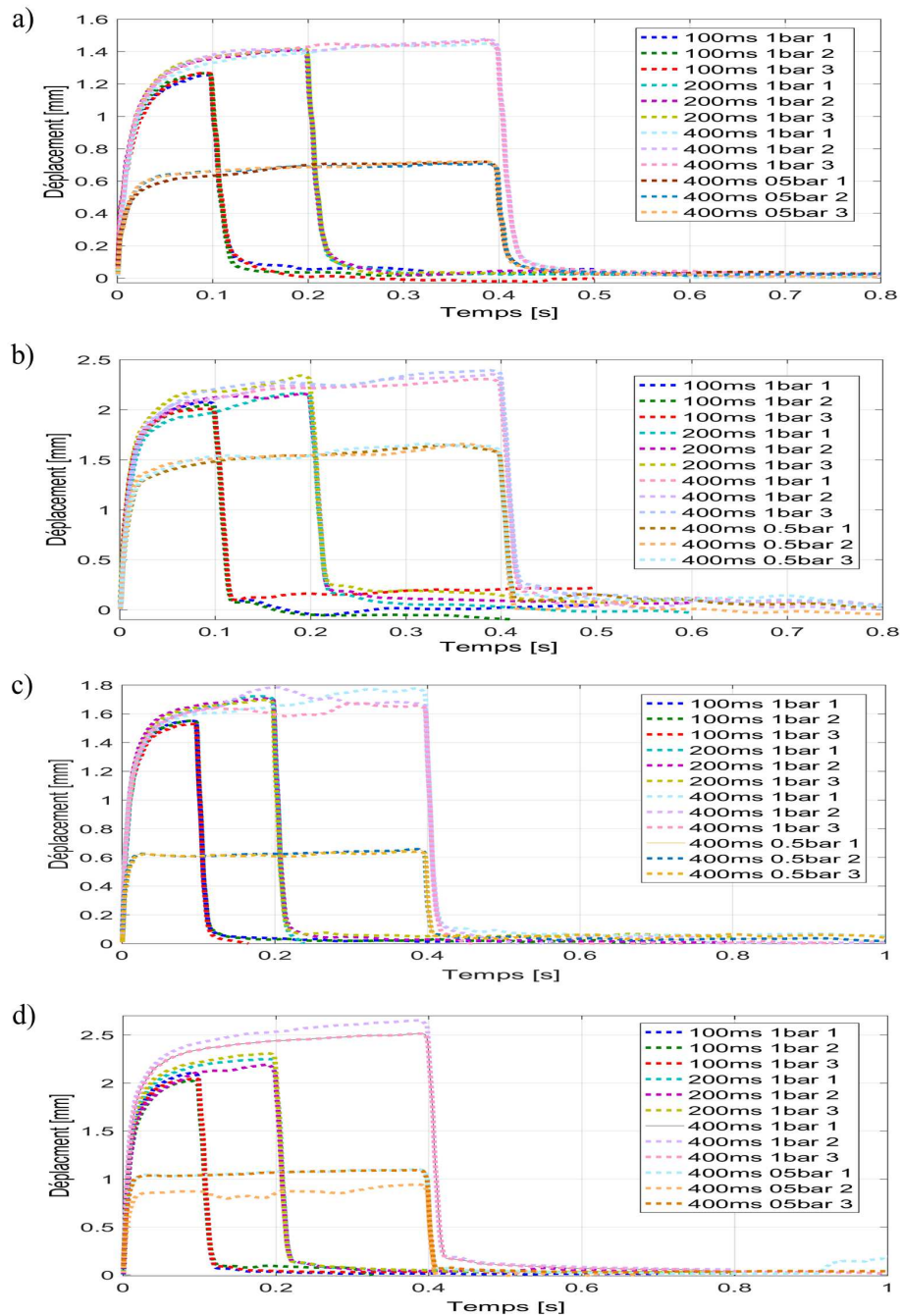


FIGURE 3.12 – Le déplacement expérimental de la surface de la peau au capteur central des différents tests. a) Homme jeune, b) Homme âgé, c) Femme jeune, d) Femme âgée

3.2.2 Modélisation numérique de l'essai de fluage sans contact

3.2.2.1 Définition du modèle EF

Le modèle numérique du test de fluage sans contact a été développé sur le logiciel Abaqus©. Le même modèle est utilisé pour les différentes personnes. La hauteur du modèle est choisie égale à 11,11 mm. En effet, nous avons estimé les épaisseurs suivantes pour les différentes couches de la peau : 0,01 mm pour le stratum corneum, 0,1 pour l'épiderme viable, 1 mm pour le derme et 10 mm pour l'hypoderme [Agache et al. (1980)], [Leveque et al. (1980)] et [De Rigal and Leveque (1985)].

Géométrie du modèle Le système de coordonnées cylindriques ($\vec{e}_r, \vec{e}_\theta, \vec{e}_z$) a été considéré. Le modèle numérique développé est axisymétrique par rapport à l'axe \vec{e}_z . La peau est considérée monocouche et elle est représentée par un cylindre d'un rayon de 30 mm et d'une hauteur de 11,11 mm ; \vec{e}_z est son axe de révolution (Voir Fig. 3.13-a).

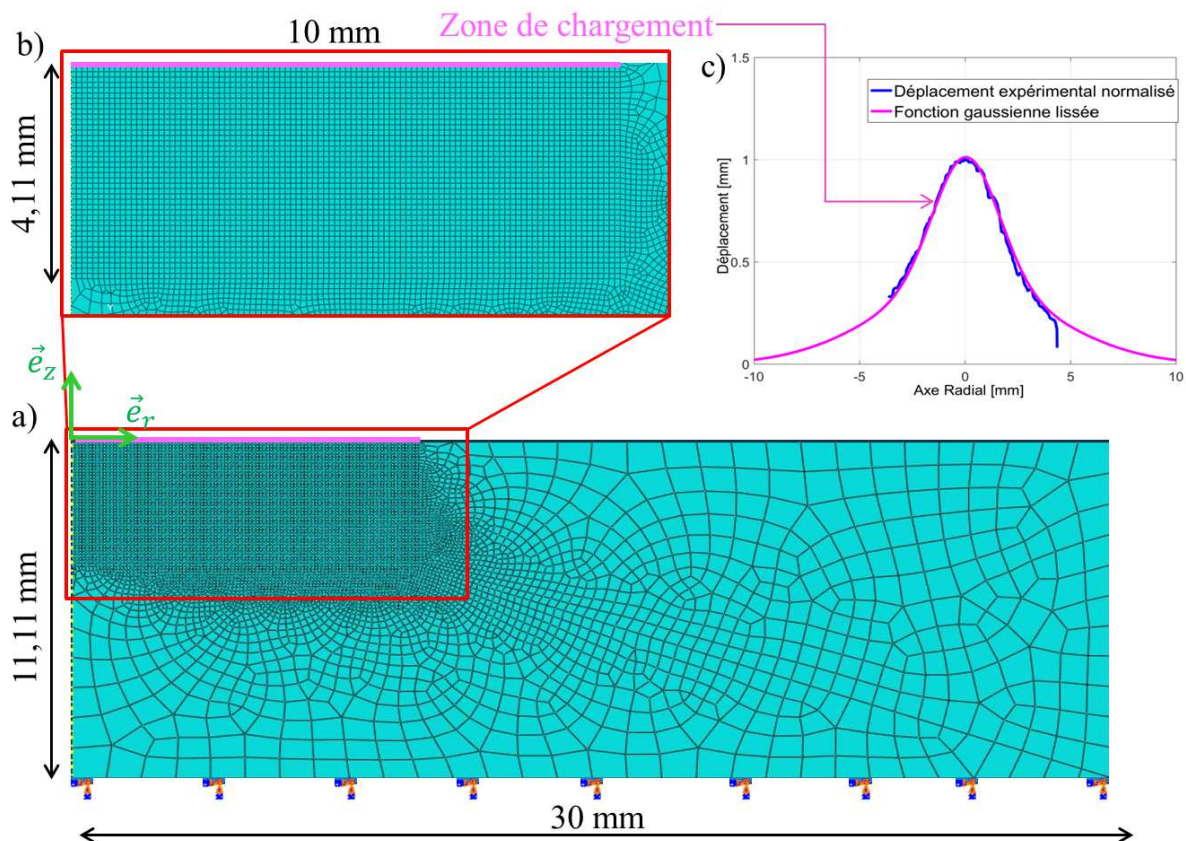


FIGURE 3.13 – Modèle numérique EF de l'essai de fluage sans contact. Avec : a) Modèle complet, b) Zoom sur la partie de chargement, c) Profil de la gaussienne lissée pour le chargement.

Choix du matériau et de la loi de comportement Pour le modèle numérique de l'essai de fluage sans contact, nous avons gardé la même loi de comportement viscoélastique linéaire représentée par le modèle de Zener identique à celle du modèle numérique de l'essai d'indentation sphérique en charge-décharge. La peau est toujours considérée comme étant homogène, isotrope et quasi-incompressible.

Conditions aux limites et chargement La condition d'axisymétrie au niveau de la frontière verticale gauche est imposée par rapport à l'axe \vec{e}_z (Voir Fig. 3.13-a). La surface latérale, représentée ici par la frontière verticale droite est gardée libre. La frontière horizontale inférieure du modèle est encastree.

A la surface supérieure de la peau (ligne rose sur la Fig. 3.13-a)), une pression modélisée par une distribution gaussienne a été imposée. L'expression analytique de cette fonction gaussienne est obtenue en lissant le déplacement normalisé enregistré au point central de la zone de chargement par une équation d'une gaussienne (Fig. 3.13-c).

Maillage Le maillage est basé sur des éléments quadratiques axisymétriques bilinéaires à 4 nœuds (*CAX4R*) avec 8485 éléments. Le maillage est raffiné au voisinage de la zone du chargement ayant les dimensions 4, 11 mm suivant \vec{e}_z et 10 mm suivant \vec{e}_r afin d'obtenir une distribution plus fluide de la contrainte et de la déformation (Voir Fig. 3.13-b)).

3.2.2.2 Identification des propriétés mécaniques de la peau

Les paramètres mécaniques du tissu cutané ont été identifiés pour chaque individu en utilisant la même démarche de résolution du problème inverse définie dans le chapitre 2 à la section 2.3. Étant donné que l'on dispose de 48 courbes expérimentales, avec 12 courbes pour chaque individu relatives aux 3 répétitions de chacun des tests (T1, T2, T3 et T4), les paramètres viscoélastiques E_0 , E_∞ et τ associés à chaque courbe ont été identifiés.

La Fig. 3.14 montre la comparaison entre le déplacement expérimental enregistré et celui déterminé numériquement pour le test T3 (400 ms et 1 bar) pour les 4 personnes.

La comparaison entre les données numériques et expérimentales montre un bon ajustement avec un écart très faible entre les deux courbes pour chaque personne. Les déplacements de la peau augmentent avec l'âge et ils sont plus importants pour une femme que pour un homme. A partir de la Fig. 3.14, nous pouvons proposer un classement des déplacements par ordre croissant comme suit : homme jeune, femme jeune, homme âgé et femme âgée. Ces observations sont cohérentes avec l'effet de l'âge et du sexe sur les propriétés mécaniques de la peau et son épaisseur discuté par [Cua et al. (1990), Gambichler et al. (2006) et Boyer et al. (2009)]. [Cua et al. (1990) et Boyer et al. (2009)] ont étudié le quotient de la déformation viscoélastique par rapport à la déformation instantanée de

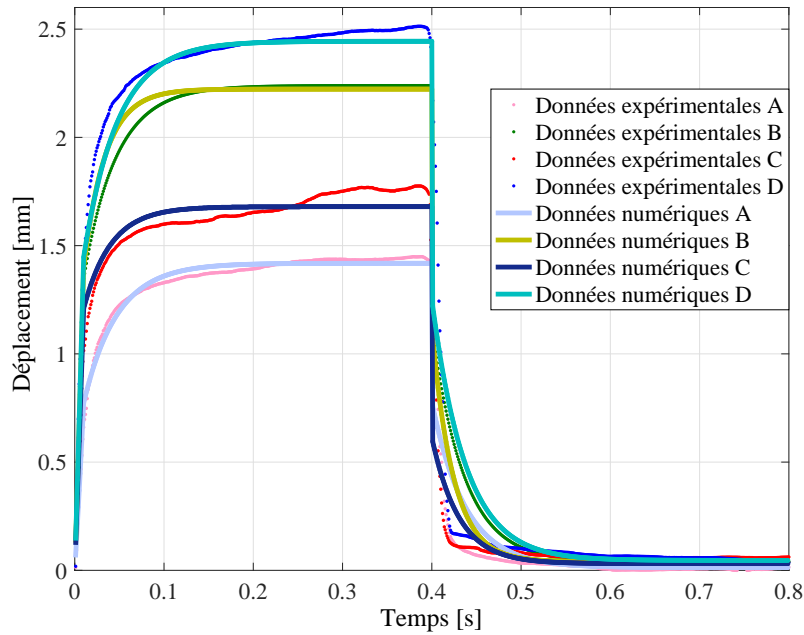


FIGURE 3.14 – Comparaison entre les déplacements expérimentaux et numériques pour les quatre personnes pour le test T4 (1 bar, 400 ms)

trois populations jeune, intermédiaire et âgée. Ils ont trouvé que ce quotient augmente avec l'âge. Quant à [Gambichler et al. \(2006\)](#), il a trouvé que l'épaisseur de l'épiderme est plus importante chez les hommes par rapport aux femmes et qu'elle diminue avec le vieillissement.

Dans notre étude, nous avons effectué différents essais sur les 4 personnes (T1, T2, T3 et T4) afin d'étudier l'effet des conditions expérimentales sur les paramètres mécaniques identifiés de la peau humaine. La Fig. [3.15](#) présente les courbes numériques optimisées du déplacement en fonction du temps par rapport aux données expérimentales pour chaque personne.

Les paramètres expérimentaux relatifs à l'essai réalisé avec le Waveskin© (en termes de pression et de temps de maintien) ont un effet sur la réponse de la peau humaine. En effet, les résultats de la Fig. [3.15](#) révèlent que pour chaque personne, trois conclusions principales peuvent être tirées. Premièrement, les trois essais d'un même test (T1, T2, T3 et T4) conduisent aux mêmes déplacements. Le WaveSkin© est capable de reproduire une charge externe donnée. La Table [3.6](#) présente les différents déplacements expérimentaux enregistrés et numériques identifiés avec leurs moyennes et écarts-type respectifs. Pour un chargement avec une pression donnée, le temps de maintien semble avoir une influence très faible sur l'ordre de grandeur du déplacement de la surface externe de la peau à la fin du chargement. Deuxièmement, les trois essais du protocole 1 (1 bar) conduisent au même ordre de grandeur pour les déplacements. Cependant, les déplacements du protocole

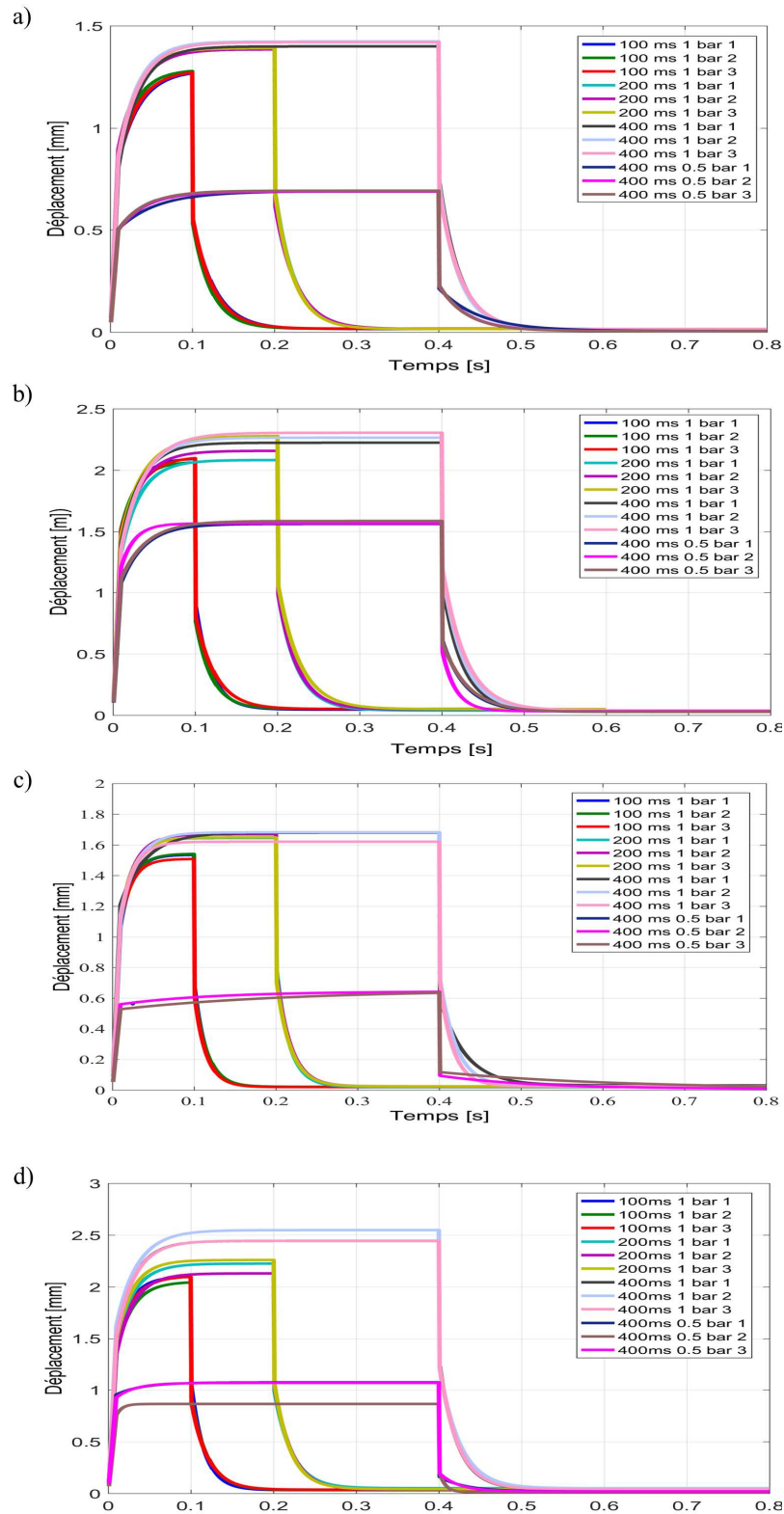


FIGURE 3.15 – Les déplacements numériques optimisés pour les quatre personnes. a) Homme jeune, b) Homme âgé, c) Femme jeune d) Femme âgée

2 (0,5 bar) sont environ égaux à la moitié de la moyenne de ceux du protocole 1 (1 bar). Nous pouvons alors souligner que le déplacement de la surface de la peau diminue avec la pression. Cette variation est proportionnelle à la pression pour la personne A. Cependant, nous n'observons pas le même aspect pour les autres personnes. En effet, pour l'homme âgé (B) le déplacement pour le test T4 est supérieur à la moitié du test T3 tout en restant inférieur à lui. En revanche, on remarque que pour les femmes jeune et âgée (C et D), le déplacement correspondant au test T4 est inférieur à la moitié de celui du test T3. Cette non-proportionnalité peut être due à la précontrainte naturelle de la peau humaine qui dépend de la distribution des fibres de collagène ainsi que de leur tension. Troisièmement, l'influence du protocole sur le déplacement s'estompe après 0,6 s lorsqu'il devient nul pour tous les tests. Par conséquent, nous retrouvons que chaque sujet a sa propre réponse pour une sollicitation donnée selon la charge externe appliquée [Wilkes et al. (1973)].

Les déplacements de la surface cutanée sont donnés dans la Table 3.6. Pour le Protocole 1, en utilisant une pression de 1 bar, nous retrouvons un ordre de grandeur classique dans la plage de $[1,380 \pm 0,08 \text{ mm}, 2,289 \pm 0,181 \text{ mm}]$. Pour les essais du protocole 2 avec une pression de 0,5 bar, les déplacements sont dans l'intervalle de $[0,653 \pm 0,007 \text{ mm}, 1,44 \pm 0,05 \text{ mm}]$.

Nous rappelons que les épaisseurs des couches de la peau dans le modèle numérique sont choisies comme suit : 0,01 mm pour le stratum corneum, 0,1 pour l'épiderme viable, 1 mm pour le derme et 10 mm pour l'hypoderme. Dans ce cas, pour l'ordre de grandeur des déplacements de la surface externe de la peau obtenu pour le protocole 1, le maximum de déplacement atteint et influence toutes les couches de la peau. La réponse globale est une contribution de toutes les couches à la charge externe et aux couplages inter-couches. Cependant, pour le protocole 2, le déplacement maximal se produit uniquement dans les premières couches de la peau (le stratum corneum, l'épiderme viable et le derme). En raison de la physiologie des sous-couches de peau et en particulier du réseau de fibres de collagène contenues dans le derme, des couplages ont eu lieu et des charges ont été transférées. Le derme et l'hypoderme seront donc à leur tour influencés par la faible charge externe. La réponse globale aura deux contributions, la première provenant du stratum corneum, de l'épiderme viable et du derme et la seconde provenant des couplages entre ces dernières couches et l'hypoderme.

TABLE 3.6 – *Déplacements expérimentaux et numériques à la fin des temps de maintien pour les quatre type de testes associés aux quatre personnes*

Déplacement (mm)	Protocole 1			Protocole 2	
	T1	T2	T3	Moyenne protocole 1	T4
	A				
Expérimental	1,260 ± 0,005	1,414 ± 0,004	1,466 ± 0,011	1,38 ± 0,08	0,716 ± 0,006
Numérique	1,273 ± 0,004	1,387 ± 0,003	1,42 ± 0,01	1,358 ± 0,057	0,691 ± 0,001
	B				
Expérimental	2,043 ± 0,024	2,111 ± 0,057	2,253 ± 0,068	2,13 ± 0,08	1,44 ± 0,05
Numérique	2,085 ± 0,014	2,17 ± 0,07	2,265 ± 0,027	2,174 ± 0,061	1,57 ± 0,01
	C				
Expérimental	1,54 ± 0,01	1,708 ± 0,009	1,710 ± 0,043	1,654 ± 0,074	0,653 ± 0,007
Numérique	1,528 ± 0,013	1,65 ± 0,01	1,661 ± 0,027	1,614 ± 0,058	0,638 ± 0,003
	D				
Expérimental	2,06 ± 0,03	2,25 ± 0,04	2,560 ± 0,062	2,289 ± 0,181	1,045 ± 0,069
Numérique	2,078 ± 0,024	2,20 ± 0,05	2,479 ± 0,046	2,25 ± 0,15	1,002 ± 0,092

Les résultats du protocole 1 peuvent être facilement comparés aux données rapportées dans [Cua et al. (1990), Gambichler et al. (2006), Boyer et al. (2009) et Boyer et al. (2012)]. En effet, ils permettent d'avoir une évaluation pertinente des paramètres viscoélastiques du tissu cutané de l'avant-bras à différents âges, aussi bien pour les hommes que pour les femmes. Pour le protocole 2, une charge externe non classique très faible a été appliquée, ce qui rend la comparaison moins facile et moins pertinente.

A la fin de la procédure d'optimisation, la réponse d'une personne est caractérisée par ses 12 ensembles de paramètres viscoélastiques (E_0 , E_∞ , τ). Suite aux remarques précédentes, une question se pose à ce niveau : les moyennes obtenues pour un paramètre donné avec les différents types de tests sont-elles égales pour chaque personne ?

Pour répondre à cette question, une analyse statistique sera présentée dans la partie suivante.

3.2.2.3 Résultats de l'analyse statistique

Une analyse de la variance (ANOVA) a été réalisée pour chaque personne et pour chacun de ses paramètres viscoélastiques correspondants à chaque triplet de données expérimentales. L'ANOVA permet d'évaluer les différences entre les moyennes et les écarts-type associés afin de déduire s'il y a une variation significative ou pas. Les calculs ont été réalisés à l'aide du logiciel statistique SPSS pour Windows en utilisant le test de Duncan. Une probabilité de $p < 0,05$ est prise pour le calcul, c'est-à-dire qu'une valeur de $p > 0,05$ est considérée statistiquement non significative. Cela signifie que l'écart est trop important pour être expliqué par des différences dans les résultats d'optimisation ou les exigences expérimentales. L'objectif est alors d'obtenir les paramètres mécaniques physiquement admissibles requis par le praticien.

La Table 3.7 donne les résultats de l'ANOVA effectuée pour les paramètres viscoélastiques associés à chaque personne.

TABLE 3.7 – Tableau des moyennes et de leurs écarts-type correspondants des paramètres viscoélastiques identifiés. Les moyennes avec différentes lettres correspondent à une différence significative

	Protocol 1			Protocol 2	
	T1	T2	T3	Means protocol 1	T4
A					
E_0 (kPa)	449,6 ^b ± 68,8	437,2 ^b ± 12,7	474,8 ^b ± 17,6	453,9 ± 14,0	317,6 ^a ± 6,8
τ (ms)	13,3 ^a ± 1,0	11,9 ^a ± 1,3	11,5 ^a ± 0,8	12,2 ± 0,7	25,3 ^b ± 6,0
E_∞ (kPa)	244,1 ^a ± 68,1	217,1 ^a ± 12,4	219,1 ^a ± 17,2	226,8 ± 11,6	206,9 ^a ± 6,7
B					
E_0 (kPa)	253,9 ^b ± 34,3	265,2 ^b ± 41,2	303,1 ^b ± 13,0	274,1 ± 19,4	153,5 ^a ± 9,3
τ (ms)	12,2 ^a ± 2,0	12,9 ^a ± 1,1	12,4 ^a ± 0,6	12,5 ± 0,3	15,4 ^a ± 4,2
E_∞ (kPa)	151,2 ^b ± 33,2	139,8 ^b ± 40,7	145,7 ^b ± 12,7	145,6 ± 3,9	95,2 ^a ± 9,0
C					
E_0 (kPa)	408,4 ^a ± 30,8	400,1 ^a ± 38,0	374,9 ^a ± 19,3	394,5 ± 13,0	551,2 ^b ± 8,5
τ (ms)	8,0 ^a ± 0,5	8,8 ^a ± 0,9	12,9 ^a ± 5,6	9,9 ± 2,0	142,8 ^b ± 39,8
E_∞ (kPa)	216,8 ^a ± 30,3	209,5 ^a ± 37,2	215,2 ^a ± 18,3	213,8 ± 2,9	439,3 ^b ± 8,1
D					
E_0 (kPa)	322,0 ^a ± 9,2	286,9 ^a ± 38,5	315,7 ^a ± 32,2	308,2 ± 14,2	453,2 ^b ± 62,3
τ (ms)	9,7 ^a ± 1,8	10,5 ^a ± 0,8	11,2 ^a ± 1,3	10,5 ± 0,5	21,5 ^b ± 4,3
E_∞ (kPa)	168,5 ^a ± 8,8	148,8 ^a ± 37,5	154,0 ^a ± 9,5	157,1 ± 7,6	360,5 ^b ± 40,0

Les résultats de la Table 3.7 montrent que pour le module d'Young instantané E_0 il n'y a pas de différences significatives ($p > 0,05$) intra-tests et inter-tests pour un protocole donné pour toutes les personnes. Cependant, une différence significative est observée inter-protocoles. Ces différences sont cohérentes avec les résultats de l'influence de l'amplitude de la charge externe sur la réponse en termes de déplacement de la peau de chaque personne, déjà discutée dans la section précédente. En outre, E_0 caractérise le comportement instantané de la peau, ce qui correspond à la réponse du tissu cutané pour la branche de chargement. Pour le protocole 1, les branches de chargement pour le trois tests sont superposées. Ceci explique les résultats de l'ANOVA de la Table 3.7 et corrobore les variations minimales inter-tests trouvées pour E_0 . Cependant, le protocole 2 a une pression de chargement différente conduisant à une légère modification de la pente des branches de chargement (ce qui peut être observé sur la Fig. 3.15). Ces légères variations induisent l'augmentation des valeurs de E_0 pour les femmes et leur diminution pour les hommes. Physiquement, il semble que les femmes soient plus sensibles, leurs peaux réagissent mieux et plus vite à une faible influence externe (presque équivalente à un impact) par rapport aux hommes.

Le deuxième paramètre présenté dans la Table 3.7 est le temps caractéristique τ . Il correspond au temps de récupération des tissus cutanés après avoir résisté à une sollicitation mécanique externe. Dans la Table 3.7, l'ANOVA ne donne pas de différences significatives intra-tests et inter-tests pour un protocole donné pour toutes les personnes. En effet pour le protocole 1, nous retrouvons des valeurs de τ plus élevées pour les hommes que pour les femmes et plus petites pour les jeunes personnes que pour les plus âgés d'une part. D'autre part, le comportement inter-protocole dépend de la personne. Les personnes A, C et D présentent des différences significatives inter-protocole avec des valeurs plus élevées pour le protocole 2 par rapport à celles du protocole 1. Néanmoins, pour la personne B, l'amplitude de la charge externe n'a aucune influence sur τ . Un zoom de la Fig. 3.15-c, montre deux changements d'allure avec un angle presque droit dans les courbes du déplacement en fonction du temps pour le protocole 2. Le premier changement est observé au début du temps de maintien. Le deuxième intervient à la fin de la décroissance verticale rapide initiée par l'arrêt instantané de la pression appliquée. Dans les deux cas, des observations équivalentes dans les courbes expérimentales de la personne C ont été rapportées lors de la caractérisation de matériaux élastiques [Lakes (2009)]. Les tissus cutanés répondent spontanément à toute modification de la charge externe appliquée et il n'y a pas d'effet de la viscosité observé. Les courbes expérimentales ne contiennent alors pas suffisamment d'informations pertinentes sur le temps caractéristique. C'est peut-être la raison pour laquelle l'algorithme d'optimisation a donné une moyenne élevée de $\tau =$

142,8 ms avec un écart-type de 39,8 ms pour le protocole 2 avec la femme jeune "C". Cette valeur est très élevée par rapport aux valeurs conventionnelles des tissus vivants. Lorsque la charge externe est instantanément supprimée, la branche de décharge commence par une forte pente verticale décroissante suivie d'une déviation qui conduit à un comportement horizontal asymptotique. A ce niveau de l'essai, le tissu cutané est libre d'éliminer l'énergie mécanique qu'il a emmagasiné et de revenir à son état naturel d'équilibre. Il apparaît sur la Fig. 3.15 que pour toutes les personnes, quel que soit le protocole et quel que soit le test, après 0,6 s le tissu cutané retrouve un état final unique. A cette étape de l'essai, nous définissons le module d'Young différé E_∞ qui caractérise le comportement du matériau à long terme. Dans la Table 3.7, il n'y a pas de différences significatives intra-tests et inter-tests pour un protocole donné pour le module d'Young différé E_∞ chez toutes les personnes. Par ailleurs, les mêmes tendances que celles observées pour les modules d'Young instantanés E_0 sont observées ici avec des valeurs plus élevées pour le protocole 1 que pour le protocole 2 pour l'homme âgé (B) et inversement pour les femmes (C et D). Les résultats pour les personnes C et D répondent aux observations classiques en termes de l'effet de l'âge entre les femmes jeune et âgée. Cependant, il convient de noter le comportement particulier de la personne A. Pour son paramètre E_∞ , l'ANOVA ne conduit à aucune différence significative à la fois intra- et inter-tests pour un protocole donné et aussi inter-protocoles. Sinon, pour le protocole 1, les moyennes obtenues se conforment aux observations relatives à l'âge et au genre comme pour les autres personnes. La valeur élevée retrouvée pour l'écart-type fait apparaître des intervalles de chevauchement de E_∞ pour les tests T1 et T4. Cette intersection non vide peut être une raison pour laquelle une différence non significative inter-protocoles pour la personne A a été observée. En ce qui concerne le genre, pour le protocole 1, la femme âgée (D) a un module d'Young différé plus élevé que l'homme âgé (B).

Conformément aux résultats retrouvés pour le module d'Young instantané, un effet du genre est aussi observé pour les deux modules d'Young différés. Deux intervalles distincts de modules d'Young différés sont associés aux protocoles 1 et 2. Chaque femme apparaît trop sensible avec un excès de résistance pour la faible charge du protocole 2 par rapport à la charge doublée du protocole 1 tant à court terme qu'à long terme. Ceci peut prêter à dire que l'effet de la vitesse devait être pris en compte pour expliquer ces réponses. Les valeurs du module d'Young différé retrouvées pour une petite charge sont faibles.

Synthèse De manière équivalente, lorsqu'on effectue des essais d'indentation sur un matériau viscoélastique (E_0 , E_∞ , τ), on sait classiquement que si la charge externe est appliquée avec une vitesse élevée, le matériau répondra instantanément comme un matériau dur avec une résistance élevée. L'amortisseur reprendra principalement la charge

appliquée et sera bloqué. Au contraire, les modules d'Young différés ont des valeurs faibles faisant face à une charge externe appliquée avec une faible vitesse. Dans ce cas, le matériau a le temps de supporter la charge lentement et de répondre globalement. Le comportement caractérisé sera celui d'un matériau mou avec une faible résistance. En ce qui concerne la physiologie, les modules d'Young instantané et différé caractérisés pour les deux femmes décrivent des tissus cutanés facilement influencés. Ils réagissent tels qu'un matériau vivant dur face à des faibles sollicitations externes et tels qu'un matériau vivant mou dans le cas de changements plus élevés.

CONCLUSION DU CHAPITRE

Une caractérisation du tissu cutané a été réalisée dans ce chapitre à l'aide de deux essais expérimentaux différents. Pour la première partie, une identification des propriétés viscoélastiques de la peau a été réalisée à l'aide d'un essai d'indentation sphérique en charge-décharge. Les essais ont été effectués sur l'avant-bras de 3 individus d'âges différents : 20, 60 et 80 ans et une étude de l'effet de l'âge sur les propriétés mécaniques de la peau a été menée. Nous avons retrouvé une diminution de l'élasticité de la peau avec le vieillissement contre une augmentation de sa viscosité avec l'âge, représentant ainsi un bon accord avec les résultats retrouvés dans la bibliographie.

Pour la deuxième partie, l'identification des propriétés mécaniques de la peau a été faite avec des essais de fluage sans contact au moyen d'un jet d'air sur l'avant-bras de 4 personnes. En premier lieu, nous avons effectué une étude de l'effet du genre et de l'âge sur les propriétés identifiées. Nous avons retrouvé une concordance avec les résultats de la bibliographie. En deuxième lieu, nous avons effectué une analyse statistique de l'effet des paramètres expérimentaux sur l'identification des propriétés du tissu cutané, à savoir la pression de chargement et le temps de maintien. Nous avons déduit que le temps de maintien du test de fluage n'a pas d'influence sur la caractérisation du tissu cutané. La pression de sollicitation de 1 bar permet d'avoir une caractérisation optimale des propriétés viscoélastiques de la peau car elle touche toutes les couches du tissu cutané.

INTRODUCTION À LA PRISE EN COMPTE DE LA PRÉCONTRAINTE NATURELLE DE LA PEAU HUMAINE

4

SOMMAIRE

3.1 CARACTÉRISATION DES PARAMÈTRES VISCO-ÉLASTIQUES AVEC	
UN ESSAI D'INDENTATION CHARGE-DÉCHARGE AVEC CONTACT	52
3.1.1 Essai expérimental d'indentation charge-décharge	52
3.1.2 Modélisation numérique de l'essai d'indentation charge-décharge :	
Étude du vieillissement	54
3.2 CARACTÉRISATION DES PARAMÈTRES VISCO-ÉLASTIQUES AVEC	
UN ESSAI DE FLUAGE SANS CONTACT	58
3.2.1 Essai expérimental de fluage sans contact	58
3.2.2 Modélisation numérique de l'essai de fluage sans contact	63
CONCLUSION	73

Le travail de ce chapitre s'articule autour de la quantification de la précontrainte naturelle qui existe dans la peau humaine. Afin de déterminer cette précontrainte, nous avons choisi d'inciter la peau avec un impact et de suivre l'onde qui en résulte. L'exploitation de la propagation d'onde, comme marqueur expérimental de l'évolution des propriétés mécaniques du tissu cutané, peut être suivie en surface et en volume.

Une présentation des différents types d'ondes qui peuvent se propager à la surface et dans le volume d'un milieu est donnée dans ce chapitre. Cette introduction est poursuivie par une solution analytique de la propagation d'une onde dans un milieu homogène élastique et isotrope, l'expression des vitesses des différents types d'ondes qui en découlent est aussi présentée. Ensuite, nous proposons un modèle numérique de calcul par EF développé sur Abaqus© permettant d'introduire la précontrainte. Une validation de ce modèle est présentée à l'aide du calcul de la vitesse de propagation de l'onde de Rayleigh à la surface d'une membrane élastique. Une solution analytique de la propagation d'onde dans

une membrane tendue est ensuite proposée. On conclut par une étude de l'effet de la précontrainte sur la vitesse de propagation d'ondes dans le tissu cutané.

4.1 GÉNÉRALITÉS SUR LES ONDES

Une onde est une perturbation qui se propage dans un milieu induisant un changement réversible des propriétés physiques de ce milieu. Par conséquent, un transport d'énergie sans transport de la matière est généré. Elle se propage à partir d'une source provoquant sa circulation dans différentes directions. Elle se caractérise par une vitesse de propagation qui dépend des propriétés physiques du milieu dans lequel elle se propage.

Dans cette partie, on se limite à une présentation des ondes mécaniques élastiques (Voir Fig. 4.1).

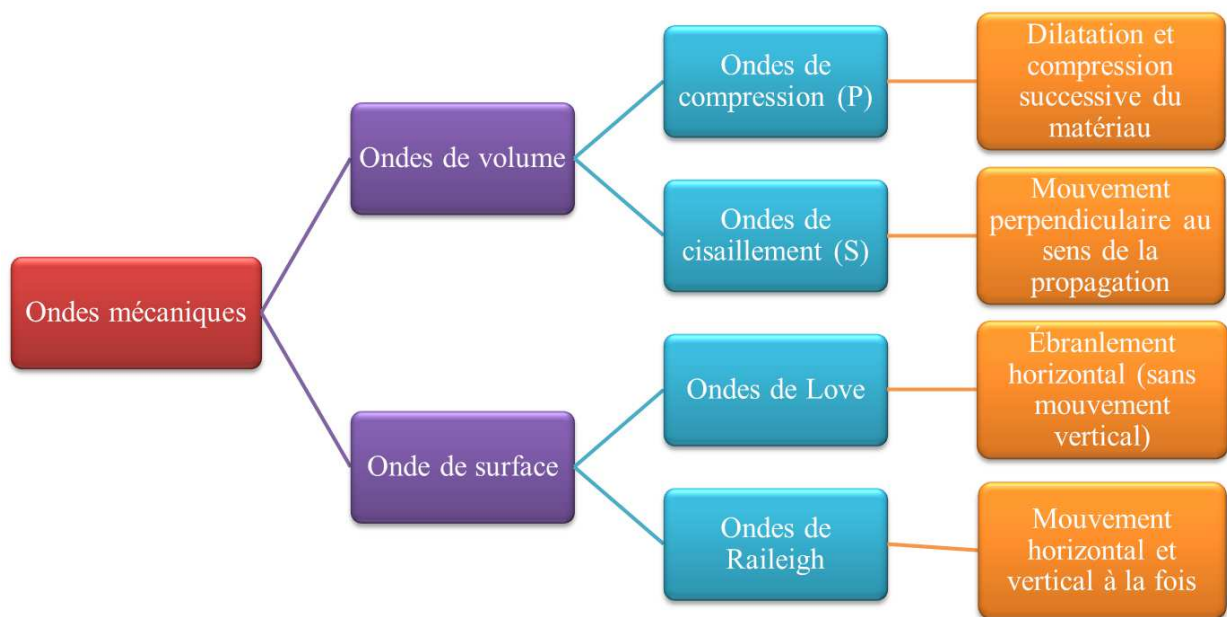


FIGURE 4.1 – Organigramme des différents types d'ondes mécaniques

Ces ondes se propagent dans un support matériel. Il en existe deux types :

- **Ondes de volume** : Elles se propagent à l'intérieur du milieu et leur vitesse augmente avec la profondeur. Elles peuvent suivre deux directions différentes (Voir Fig. 4.2).
 - Onde longitudinale, appelée aussi onde de compression ou onde primaire (P) : Ce sont les ondes les plus rapides et elles génèrent des compressions et des dilatations successives du milieu. Elles provoquent une vibration parallèle au sens de la propagation de l'onde. Cette onde peut être illustrée par le mouvement de l'extrémité d'un ressort comprimé.
 - Onde transversale, appelée aussi onde de cisaillement ou onde secondaire (S) : Dans ce cas, la perturbation provoquée est perpendiculaire au sens de propagation de l'onde. Le mouvement sec imposé à l'extrémité d'une corde peut

témoigner de ce type de propagation d'onde.

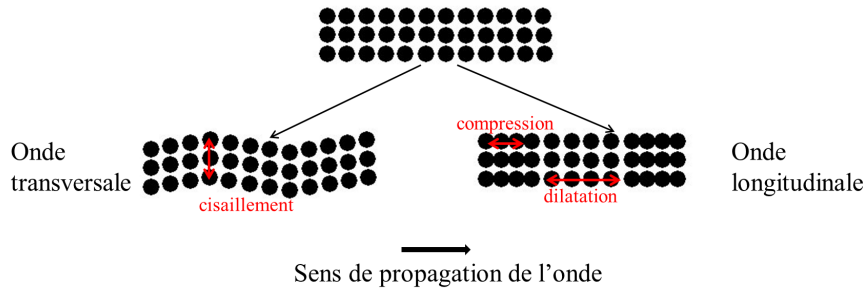


FIGURE 4.2 – *Allure de la propagation des ondes de volume*

- **Ondes de surface** : Elles se propagent à la surface du milieu et elles transportent la plus grande partie de l'énergie transportée. Elles sont moins rapides que les ondes de volumes. Il en existe deux types (Voir Fig. 4.3) :
 - Ondes de Rayleigh : Elles sont caractérisées par la présence d'un mouvement horizontal et transversal à la fois de la surface du milieu.
 - Ondes de Love : Elles correspondent à un ébranlement horizontal sans un mouvement vertical du milieu.

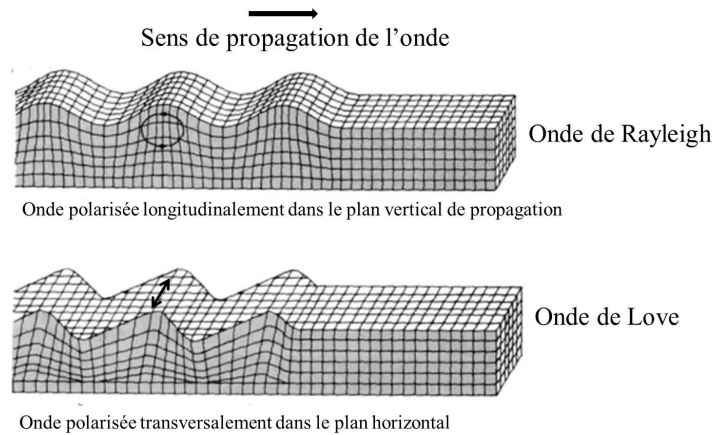


FIGURE 4.3 – *Allure de la propagation des ondes de surface*

Dans ce chapitre, l'objectif est d'étudier la précontrainte naturelle de la peau humaine. Pour ce faire, l'étude porte sur l'essai d'impact avec jet d'air réalisé sur l'avant-bras. La peau sera assimilée à une membrane élastique afin de pouvoir étudier la propagation des ondes générées dans la peau par cet essai. Ce choix de modéliser la peau comme étant une membrane élastique est justifié par [Danielson (1973)] et [Diridollou et al. (2000)]. Dans la première partie, la peau est considérée comme étant élastique sans précontrainte et un calcul des vitesses de propagation des ondes induites par le jet est fait à partir d'un modèle EF 3D développé sur Abaqus/Explicit. Dans la deuxième partie, la peau est le siège d'une précontrainte et une étude de l'effet de la précontrainte sur la vitesse de propagation de l'onde sera présentée, poursuivie d'une étude de l'effet du vieillissement

sur la vitesse de propagation de l'onde ainsi que la précontrainte. Dans les deux cas un développement analytique des équations de propagation sera présenté.

4.2 ANALYSE 1 : PROPAGATION D'ONDE DANS UN MILIEU ÉLASTIQUE HOMOGENÈ

4.2.1 Solution analytique de la propagation d'onde dans un milieu élastique homogène isotrope

Suite à une sollicitation d'un milieu élastique isotrope, une onde est générée. Afin d'établir l'équilibre de ce milieu, l'équation du mouvement est proposée. Pour notre étude, nous considérons que les forces de volume sont nulles. L'équation d'équilibre pour l'échantillon de peau s'écrit alors comme suit :

$$\overrightarrow{div}(\boldsymbol{\sigma}) = \rho \overrightarrow{\gamma} \quad (4.1)$$

où : $\boldsymbol{\sigma}$ est le tenseur des contraintes de Cauchy, ρ est la densité massique de la peau et γ est le vecteur d'accélération.

Pour cette étude, la peau est considérée comme étant un matériau isotrope avec un comportement élastique linéaire. Le tenseur des contraintes de Cauchy peut être exprimé en fonction des coefficients de Lamé (μ et λ) :

$$\boldsymbol{\sigma} = 2\mu\boldsymbol{\epsilon} + \lambda Tr(\boldsymbol{\epsilon})\mathbf{I} \quad (4.2)$$

où : \mathbf{I} est tenseur d'identité et $\boldsymbol{\epsilon}$ est le tenseur de déformation.

La relation classique qui relie le tenseur de déformation $\boldsymbol{\epsilon}$ au vecteur de déplacement u :

$$\boldsymbol{\epsilon} = \frac{1}{2}(\mathbf{grad}(\overrightarrow{u}) + \mathbf{grad}^T(\overrightarrow{u})) \quad (4.3)$$

En combinant les équations (4.2) et (4.3), on obtient l'équation de mouvement de Navier :

$$\mu\Delta\overrightarrow{u} + (\mu + \lambda)\overrightarrow{grad}(\overrightarrow{div}\overrightarrow{u}) = \rho\frac{\partial^2\overrightarrow{u}}{\partial t^2} \quad (4.4)$$

Or pour un vecteur donné \overrightarrow{A} , on a : $\Delta\overrightarrow{A} = \overrightarrow{grad}(\overrightarrow{div}\overrightarrow{A}) - \overrightarrow{rot}(\overrightarrow{rot}\overrightarrow{A})$. Alors :

$$(\lambda + 2\mu)\Delta\overrightarrow{u} + (\mu + \lambda)\overrightarrow{rot}(\overrightarrow{rot}\overrightarrow{u}) = \rho\frac{\partial^2\overrightarrow{u}}{\partial t^2} \quad (4.5)$$

Afin de résoudre l'équation différentielle (4.5), deux types de solutions se présentent : $\overrightarrow{div}\overrightarrow{u} = 0$ ou bien $\overrightarrow{rot}\overrightarrow{u} = \overrightarrow{0}$.

— **Premier cas** : $\text{div } \vec{u} = 0$

Dans ce cas, nous pouvons écrire : $\Delta \vec{u} = -\text{rot}(\text{rot } \vec{u})$ L'équation (4.5) devient alors : $\Delta \vec{u} = \frac{\rho}{\mu} \frac{\partial^2 \vec{u}}{\partial t^2}$.

Or : $\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} = G$, alors : $\Delta \vec{u} = \frac{\rho}{G} \frac{\partial^2 \vec{u}}{\partial t^2}$.

Avec : E et G sont respectivement les modules d'Young et de cisaillement et ν est le coefficient de Poisson.

On définit : $c_1 = \sqrt{\frac{G}{\rho}}$ la vitesse de propagation de l'onde. L'équation différentielle à résoudre devient alors :

$$\Delta \vec{u} = \frac{1}{c_1^2} \frac{\partial^2 \vec{u}}{\partial t^2} \quad (4.6)$$

Connaissant les conditions initiales et les conditions aux limites, la résolution de l'équation différentielle (4.6) donne le déplacement u de l'onde avec la vitesse c_1 . Cette vitesse correspond aux ondes de cisaillement et donc l'équation représente la propagation des ondes de cisaillement.

— **Deuxième cas** : $\text{rot } \vec{u} = \vec{0}$

L'équation (4.5) devient alors : $\Delta \vec{u} = \frac{\rho}{\lambda+2\mu} \frac{\partial^2 \vec{u}}{\partial t^2}$.

On définit : $c_2 = \sqrt{\frac{\lambda+2\mu}{\rho}}$, l'équation différentielle à résoudre devient alors :

$$\Delta \vec{u} = \frac{1}{c_2^2} \frac{\partial^2 \vec{u}}{\partial t^2} \quad (4.7)$$

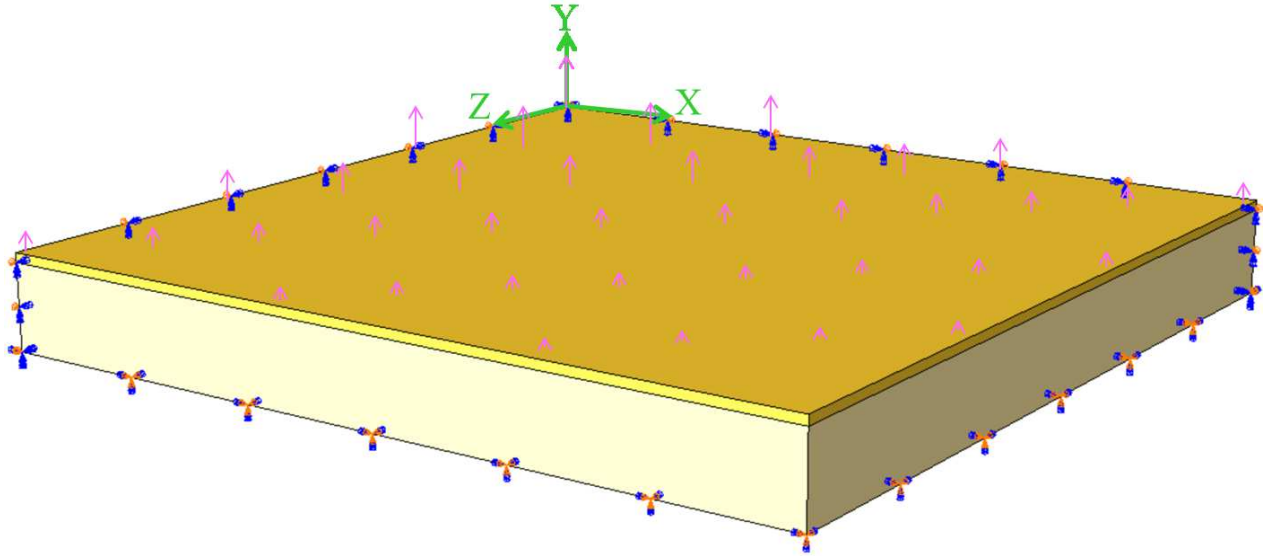
L'équation (4.7) peut être résolue en connaissant les conditions aux limites et les conditions initiales. La solution donne le vecteur de déplacement u relatif à la propagation de l'onde avec la vitesse c_2 . Cette vitesse correspond aux ondes de compression. Donc l'équation correspond à la propagation des ondes de compression.

Les ondes de cisaillement et de compression sont des ondes de volume. Le suivi de la propagation de ce type d'ondes générées à l'aide d'un essai d'impact avec jet d'air reste difficile à mettre en œuvre. C'est pour cette raison que nous proposons d'étudier la propagation des ondes à la surface d'un matériau sollicité par un jet d'air au moyen d'un modèle numérique de calcul par EF développé sur Abaqus/Explicit.

4.2.2 Simulation numérique de la propagation d'onde dans un milieu élastique homogène isotrope

4.2.2.1 Définition du modèle EF

Le modèle numérique de calcul par éléments finis de l'essai d'impact avec jet d'air réalisé sur la peau humaine a été développé sur Abaqus© (Voir Fig. 4.4).

FIGURE 4.4 – *Modèle numérique EF 3D de l'essai d'impact avec jet d'air*

Géométrie du modèle On considère le système de coordonnées cartésiennes $(\vec{e}_x, \vec{e}_y, \vec{e}_z)$. En tenant compte des conditions de symétrie, un quart du modèle a été considéré avec \vec{e}_y est l'axe de symétrie du modèle. Le modèle de la peau est représenté par un parallélépipède de dimensions : $100 \times 100 \times 11,11 \text{ mm}^3$. La peau est considérée comme étant composée de deux couches : la couche supérieure correspond à l'association de l'épiderme avec le derme avec une épaisseur de $1,11 \text{ mm}$. La couche inférieure correspond à l'hypoderme ayant une épaisseur de 10 mm . Cette décomposition va servir à l'ajout de précontrainte au niveau de la première couche uniquement.

Choix du matériau et de la loi de comportement Le matériau considéré est homogène et quasi-incompressible avec un comportement élastique linéaire. On considère le même module d'Young ainsi que le même coefficient de poisson pour les deux couches de la peau. La différence entre eux réside dans l'ajout de la précontrainte à la couche supérieure.

Conditions aux limites et chargement A la surface inférieure ($y = -11,11 \text{ mm}$), tous les nœuds sont encastrés car la peau est collée aux tissus sous-cutanés. Les deux surfaces externes du parallélépipède, de vecteurs normaux respectifs \vec{e}_x et \vec{e}_z , sont libres de tout chargement. Les deux faces internes de vecteurs normaux respectifs $-\vec{e}_x$ et $-\vec{e}_z$ sont le siège d'une condition de symétrie pour assurer la continuité du parallélépipède. Les nœuds de ces faces ne peuvent bouger que suivant l'axe \vec{e}_y et ils sont bloqués par rapport aux autres degrés de liberté.

Un chargement en pression ayant une distribution gaussienne est imposé à la surface supérieure ($y = 0 \text{ mm}$). Il est représenté par des flèches roses dans la Fig. 4.4. Un essai

d'impact a été réalisé avec une pression de 2 bar et une durée de chargement de 0,001 s ensuite la pression s'annule instantanément et la propagation de l'onde est observée pendant une durée de 0,01 s.

Maillage Le maillage est basé sur des éléments hexaédrique linéaires 3D (*C3D8R*) avec 110000 éléments. Une étude de raffinage du maillage a été réalisée afin d'avoir une réponse insensible au maillage.

4.2.2.2 Étude numérique de la propagation d'onde dans une membrane libre

Dans cette partie, on s'intéresse au calcul de la vitesse de propagation de l'onde dans une membrane libre. Le modèle EF utilisé est celui défini dans la partie 4.2.2.1. L'impact avec jet d'air est envoyé en un point et l'onde générée se propage tout au long de la surface du modèle qui correspond à la surface de la peau. Afin de pouvoir calculer la vitesse de propagation de l'onde à la surface de la peau, un path est choisi suivant une ligne horizontale à partir du point central de l'application du jet d'air (centre du repère orthonormé) jusqu'à arriver à l'extrémité du modèle (Voir Fig. 4.5).

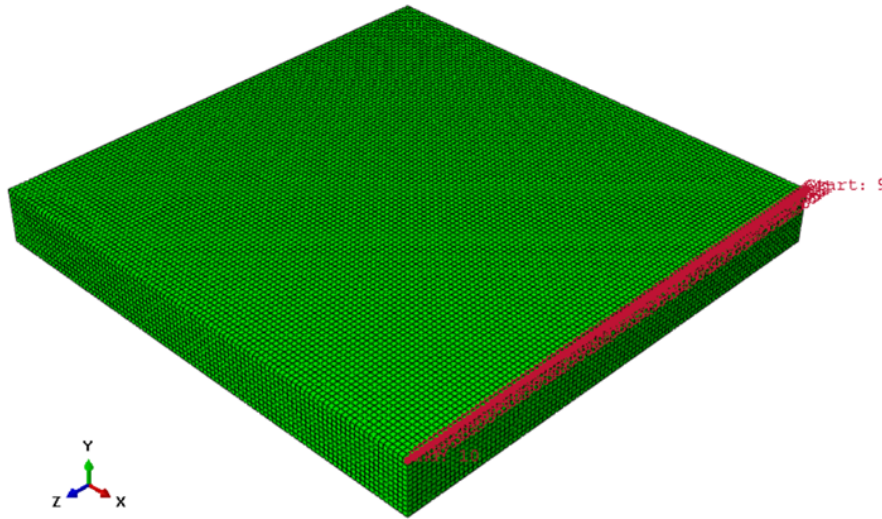


FIGURE 4.5 – Path choisi pour le suivi de la propagation de l'onde à la surface de la peau

Ensuite, le déplacement de la surface est enregistré à deux incréments différents. La vitesse de propagation de l'onde correspond alors au rapport $\frac{\Delta z}{\Delta t}$, tel que Δz est la différence spatiale entre deux crêtes ou deux creux et Δt est l'intervalle de temps entre les deux incréments choisis. La Fig. 4.6 montre un exemple de calcul de la vitesse de propagation de l'onde.

La démarche proposée sera utilisée afin de calculer la vitesse de propagation de l'onde à la surface de la peau d'une personne jeune et d'une personne âgée. Un jeu de paramètres a été choisi pour chaque individu comme le montre la table 4.1

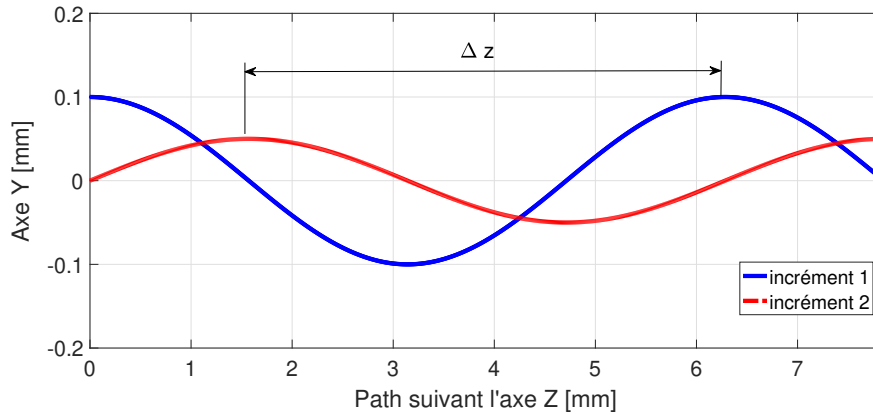


FIGURE 4.6 – Oscillation de la surface de la peau générée par une onde sur un path choisi

âge	Module d'Young [kPa]	Coefficient de Poisson
Jeune	200	0.48
âgé	50	0.48

TABLE 4.1 – Jeu de paramètres choisi pour les deux individus

La Fig. 4.7 présente deux oscillations de l'onde à la surface de la peau jeune sur le path choisi à deux incréments différents. La vitesse de propagation de l'onde calculée à la surface est : $V_J = 8$ m/s.

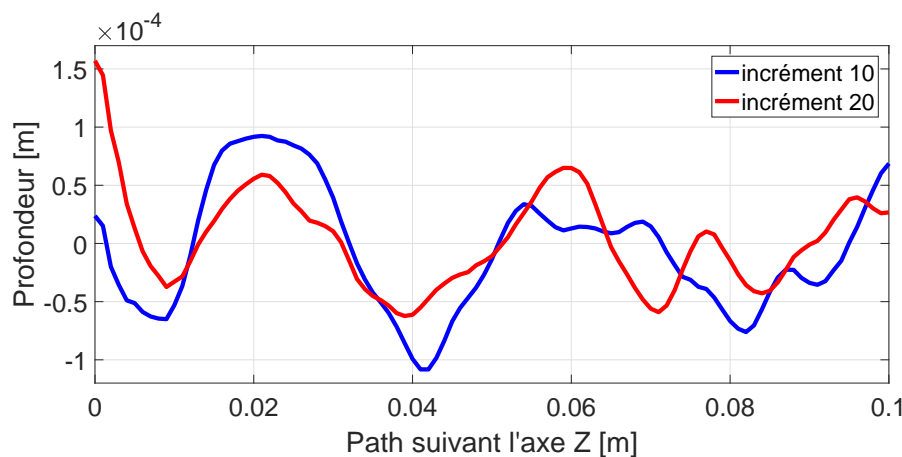


FIGURE 4.7 – Déplacement de la surface de la peau de la personne jeune sur le path choisi

Afin de calculer la vitesse de propagation de l'onde pour la personne âgée, deux oscillations de la surface de la peau ont été considérées à deux instants différents (Voir Fig. 4.8). Pour la personne âgée, la vitesse calculée à partir de ces courbes est : $V_A = 3$ m/s.

Le calcul de la vitesse de la propagation de l'onde à la surface de la peau est à l'image du caractère élastique du tissu cutané. Ceci permettra alors d'estimer le module d'Young de la peau. Pour ce faire, une introduction de la méthode de calcul de la vitesse de propagation de l'onde en surface s'impose.

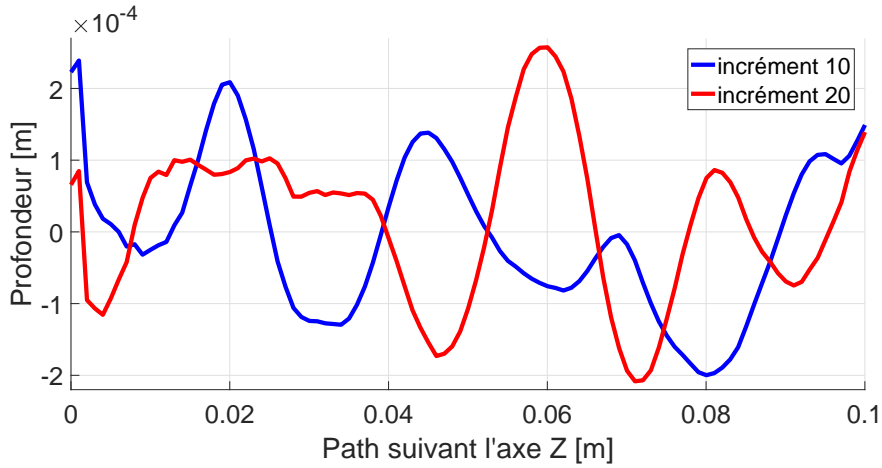


FIGURE 4.8 – Déplacement de la surface de la peau de la personne âgée sur le path choisi

Les auteurs [Rayleigh (1885) et Lamb (1904)] ont proposé une étude de la propagation des ondes au sol suivie d'une généralisation pour un milieu élastique. La source de secousse énergétique considérée étant un impact qui se propage dans le milieu étudié. Cette sollicitation au niveau de la surface génère une propagation hémisphérique qui évolue en temps et en espace. Dans les résultats proposés, l'onde la plus accessible induite par l'impact est l'onde de Rayleigh qui se propagent en surface.

La vitesse de propagation d'onde de Rayleigh V_R peut être exprimée, pour un matériau élastique, homogène et isotrope, en fonction du module d'Young E [Li et al. (2011)] :

$$V_R = \frac{0,87 + 1,12\nu}{1 + \nu} \sqrt{\frac{E}{2\rho(1 + \nu)}} \quad (4.8)$$

Avec : ρ est la densité massique, E et G sont respectivement les modules d'Young et de cisaillement du matériau.

A partir de l'équation (4.8), nous pouvons déduire le module d'Young du tissu cutané.

- Pour la personne jeune, le module d'Young calculé est : $E_J = 209,43$ kPa.
- Pour la personne âgée, le module d'Young calculé est : $E_A = 29,45$ kPa.

Les valeurs du module d'Young calculées à partir de l'équation (4.8) de la vitesse de Rayleigh présentent un petit écart par rapport aux valeurs introduites dans le modèle EF sur Abaqus ($E_{JN} = 200$ kPa et $E_{AN} = 50$ kPa). Cette différence peut être expliquée par le fait qu'à la surface d'un matériau sollicité par un impact d'autres types d'ondes sont générées telles que l'onde de la Love. Donc, la vitesse que l'on calcule numériquement contient la composante de cette onde de Love.

Nous pouvons alors conclure que le modèle numérique par éléments finis proposé est validé.

4.3 ANALYSE 2 : PROPAGATION D'ONDE DANS UNE MEMBRANE ÉLASTIQUE HOMOGENÈME AVEC PRÉCONTRAINTE

Le modèle EF utilisé dans cette partie est celui présenté dans la partie 4.2.2.1 avec l'ajout d'une composante relative à la précontrainte au modèle EF présenté dans la Fig. 4.4. Le module "predefined field" sur Abaqus© permet d'introduire un tenseur de précontrainte initiale qui sera réadaptée aux chargements imposés au cours des étapes de calcul. Cette contrainte initiale est équivalente à la précontrainte naturelle qui existe dans la peau humaine. Il s'agit d'une représentation de la tension des fibres de collagène.

Dans cette partie, la contrainte sera imposée selon les directions x et z dans la partition supérieure de la peau qui correspond aux couches épiderme + derme. La précontrainte considérée est la même dans les deux directions. Les valeurs considérées sont : 1, 5, 10, 15 et 20 kPa. Le calcul est fait pour deux jeux de paramètres, le premier correspond à une personne jeune, $E = 200$ kPa, et le deuxième relatif à une personne âgée, $E = 50$ kPa. Le coefficient de Poisson est $\nu = 0,48$ pour les deux cas.

4.3.1 Cas de précontrainte $\sigma_{xx} = \sigma_{zz} = 1kPa$

Dans cette partie, une précontrainte égale à 1 kPa dans les directions x et z a été considérée. Les Fig. 4.9 et Fig. 4.10 présentent le déplacement de la surface de la peau suivant le même path choisi dans la Fig. 4.5 pour la personne jeune et la personne âgée respectivement. Deux incréments ont été choisis pour chaque cas de calcul afin de mesurer la vitesse de propagation de l'onde qui génère cette oscillation de la peau.

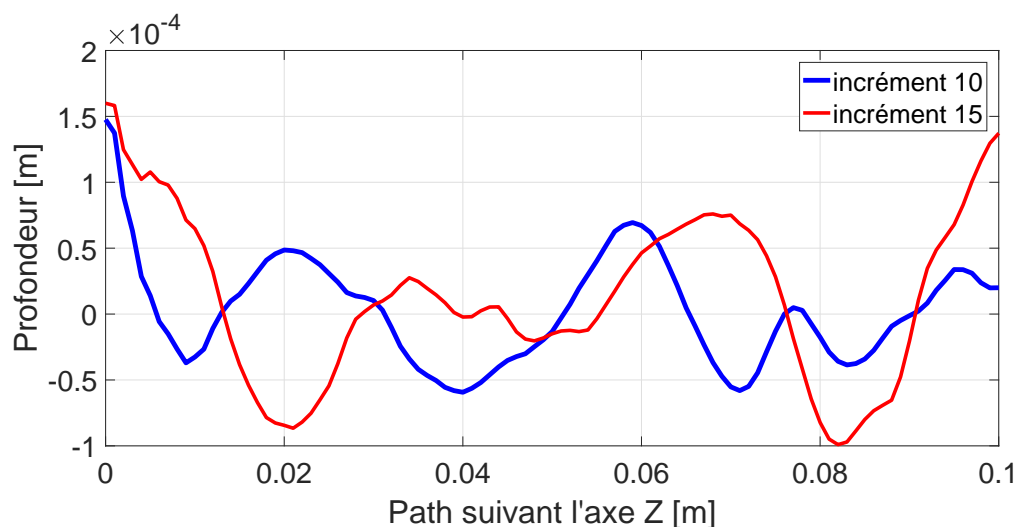


FIGURE 4.9 – Déplacement de la surface de la peau jeune avec une précontrainte :

$$\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 1kPa$$

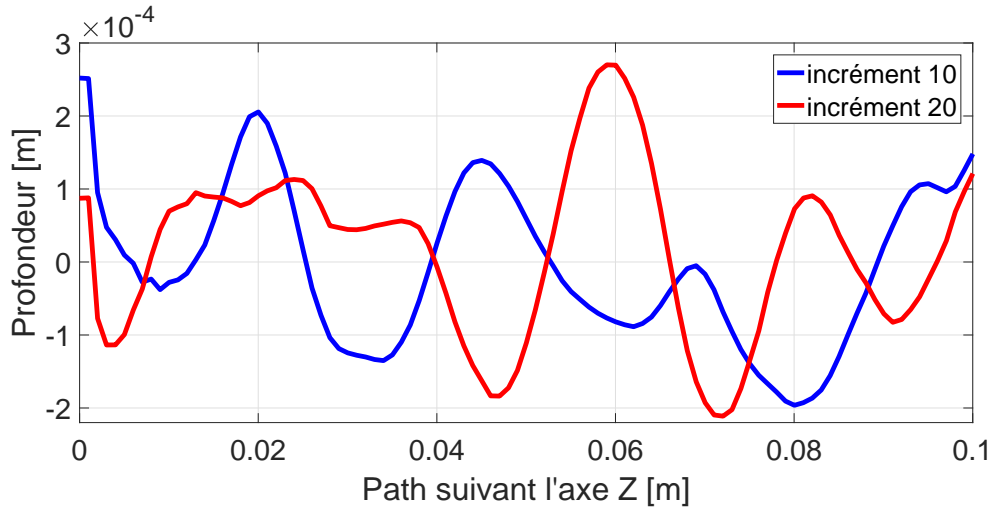


FIGURE 4.10 – Déplacement de la surface de la peau âgée avec une précontrainte :
 $\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 1kPa$

La vitesse de propagation de l'onde a été calculée pour les deux cas jeune et âgé. Pour la personne jeune, la vitesse calculée est $V_{J1} = 5,6$ m/s et pour la personne âgée, on trouve une vitesse $V_{A1} = 2,8$ m/s.

4.3.2 Cas de précontrainte $\sigma_{xx} = \sigma_{zz} = 5kPa$

La précontrainte considérée dans cette partie est égale à 5 kPa dans les directions x et z . Les Fig. 4.11 et Fig. 4.12 présentent le déplacement de la surface de la peau suivant le path choisi sur l'axe z pour la personne jeune et la personne âgée respectivement. Deux incréments ont été choisi pour chaque cas de calcul afin de mesurer la vitesse de propagation de l'onde qui génère cette oscillation de la peau.

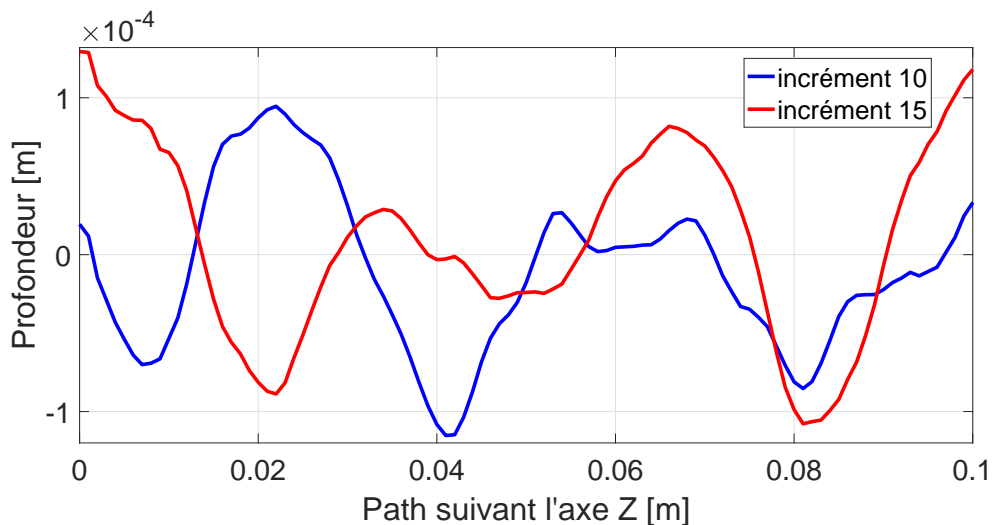


FIGURE 4.11 – Déplacement de la surface de la peau jeune avec une précontrainte :
 $\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 5kPa$

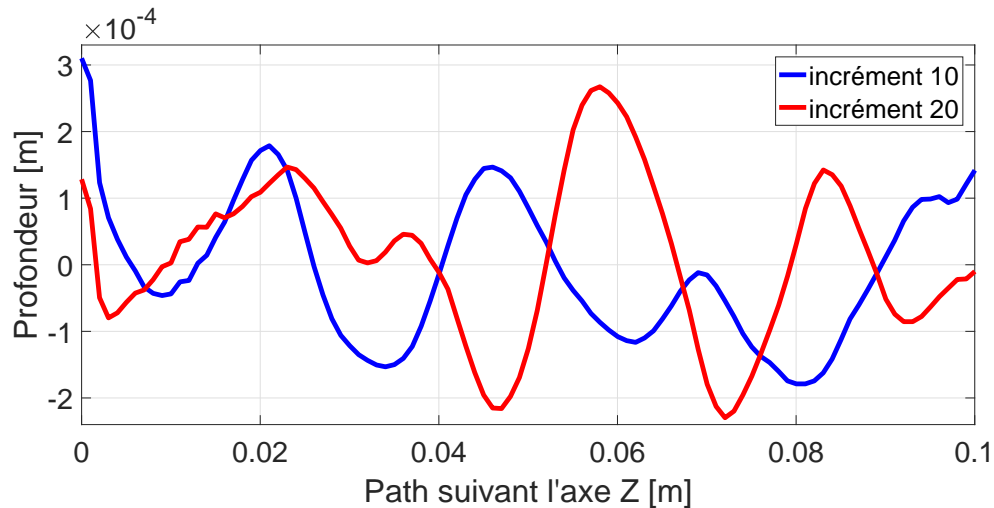


FIGURE 4.12 – Déplacement de la surface de la peau âgée avec une précontrainte :

$$\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 5kPa$$

La vitesse de propagation de l'onde a été calculée pour les deux cas jeune et âgé. Pour la personne jeune, la vitesse calculée est $V_{J5} = 4,8$ m/s et pour la personne âgée, on trouve une vitesse $V_{A5} = 2,4$ m/s.

4.3.3 Cas de précontrainte $\sigma_{xx} = \sigma_{zz} = 10kPa$

La précontrainte considérée dans cette partie est égale à 10 kPa dans les directions x et z .

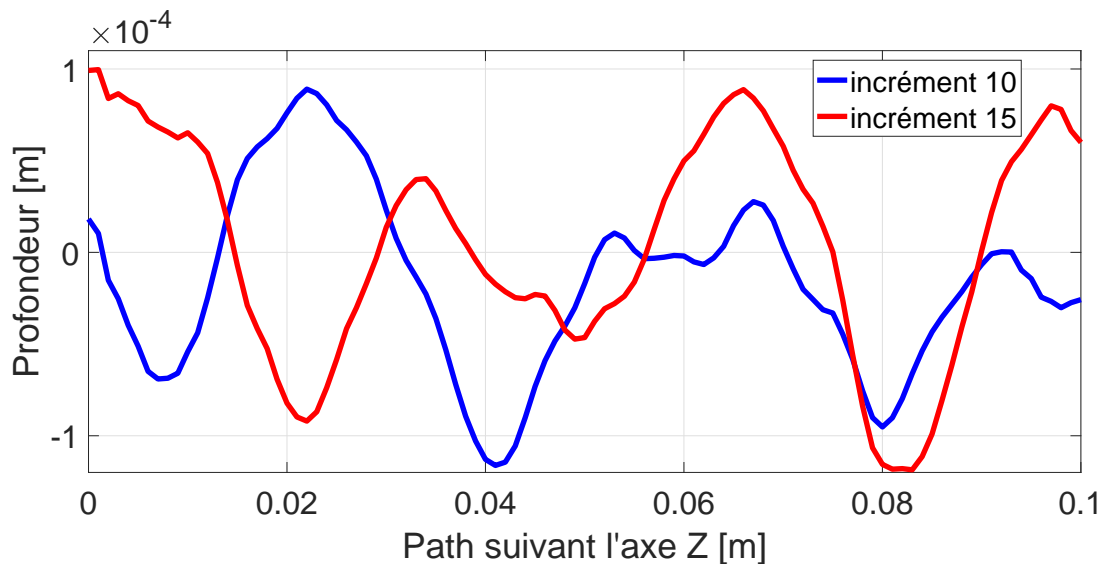


FIGURE 4.13 – Déplacement de la surface de la peau jeune avec une précontrainte :

$$\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 10kPa$$

Les Fig. 4.13 et Fig. 4.14 présentent le déplacement de la surface de la peau suivant le path choisi sur l'axe z pour la personne jeune et la personne âgée respectivement.

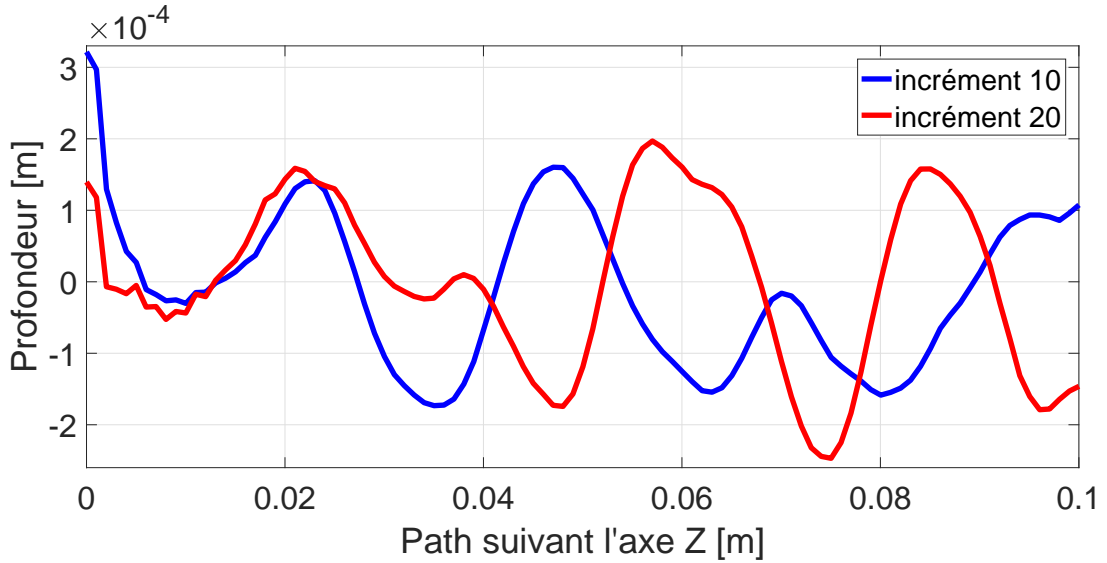


FIGURE 4.14 – Déplacement de la surface de la peau âgée avec une précontrainte :
 $\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 10kPa$

La vitesse de propagation de l'onde a été calculée pour les deux cas jeune et âgé. Pour la personne jeune, la vitesse calculée est $V_{J10} = 4,4$ m/s et pour la personne âgée, on trouve une vitesse $V_{A10} = 2$ m/s.

4.3.4 Cas de précontrainte $\sigma_{xx} = \sigma_{zz} = 15kPa$

La précontrainte considérée dans cette partie est égale à 15 kPa dans les directions x et z . Les Fig. 4.15 et Fig. 4.16 présentent le déplacement de la surface de la peau suivant le path choisi sur l'axe z pour la personne jeune et la personne âgée respectivement.

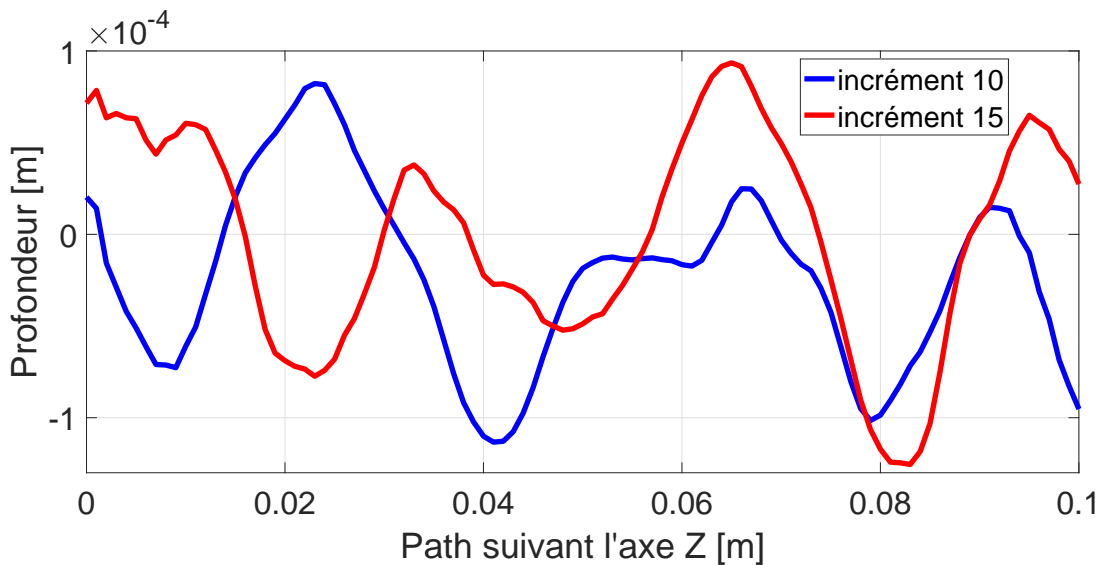


FIGURE 4.15 – Déplacement de la surface de la peau jeune avec une précontrainte :
 $\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 15kPa$

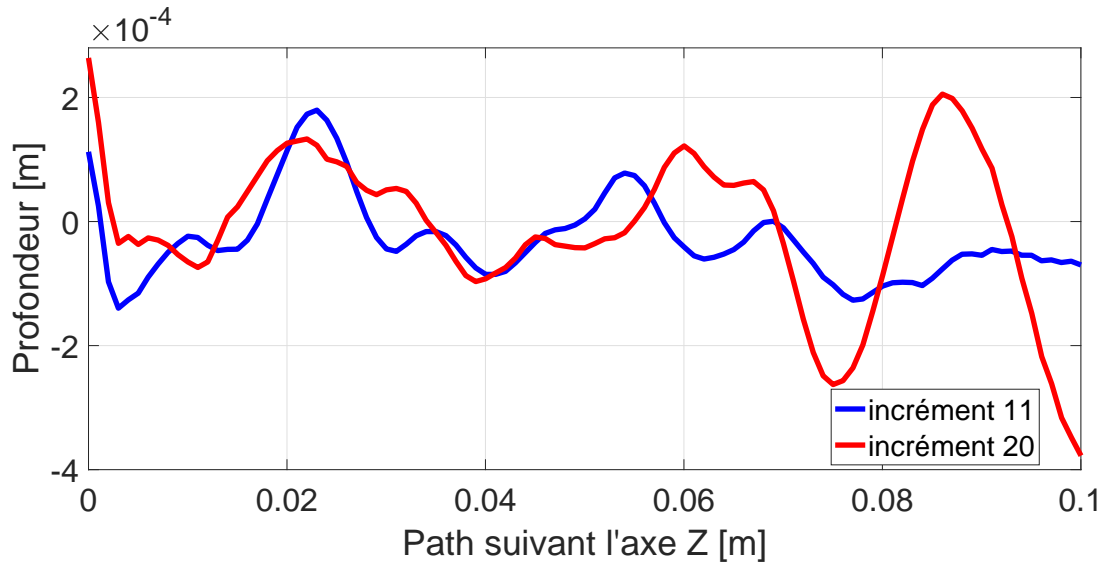


FIGURE 4.16 – Déplacement de la surface de la peau âgée avec une précontrainte :
 $\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 15kPa$

La vitesse de propagation de l'onde a été calculée pour les deux cas jeune et âgé. Pour la personne jeune, la vitesse calculée est $V_{J15} = 4$ m/s et pour la personne âgée, on trouve une vitesse $V_{A15} = 1,33$ m/s.

4.3.5 Cas de précontrainte $\sigma_{xx} = \sigma_{zz} = 20kPa$

La précontrainte considérée dans cette partie est égale à 20 kPa dans les directions x et z . Les Fig. 4.17 et Fig. 4.18 présentent le déplacement de la surface de la peau suivant le path choisi sur l'axe z pour la personne jeune et la personne âgée respectivement.

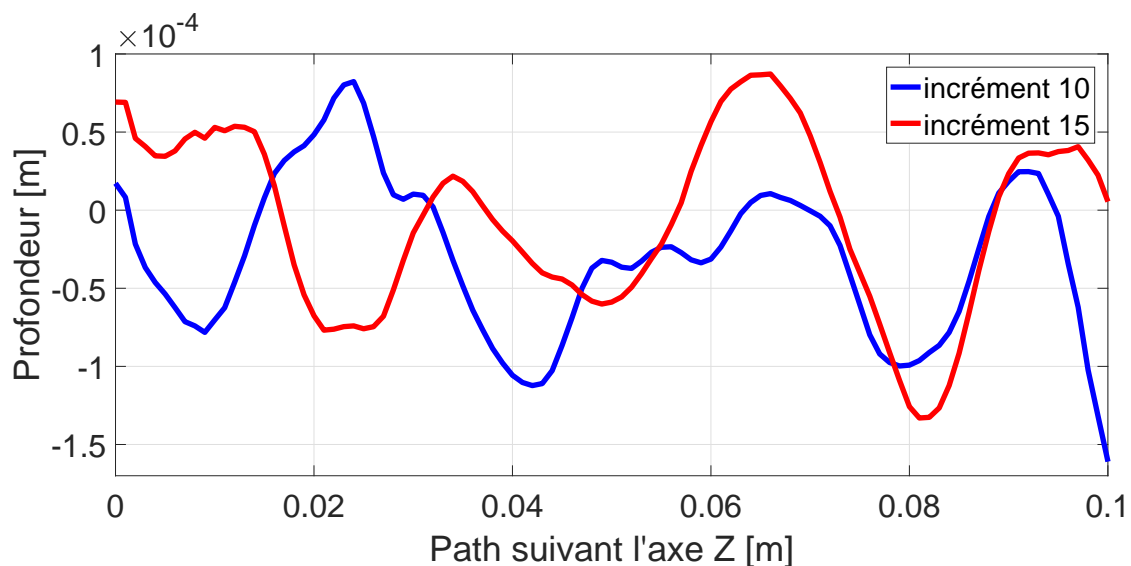


FIGURE 4.17 – Déplacement de la surface de la peau jeune avec une précontrainte :
 $\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 20kPa$

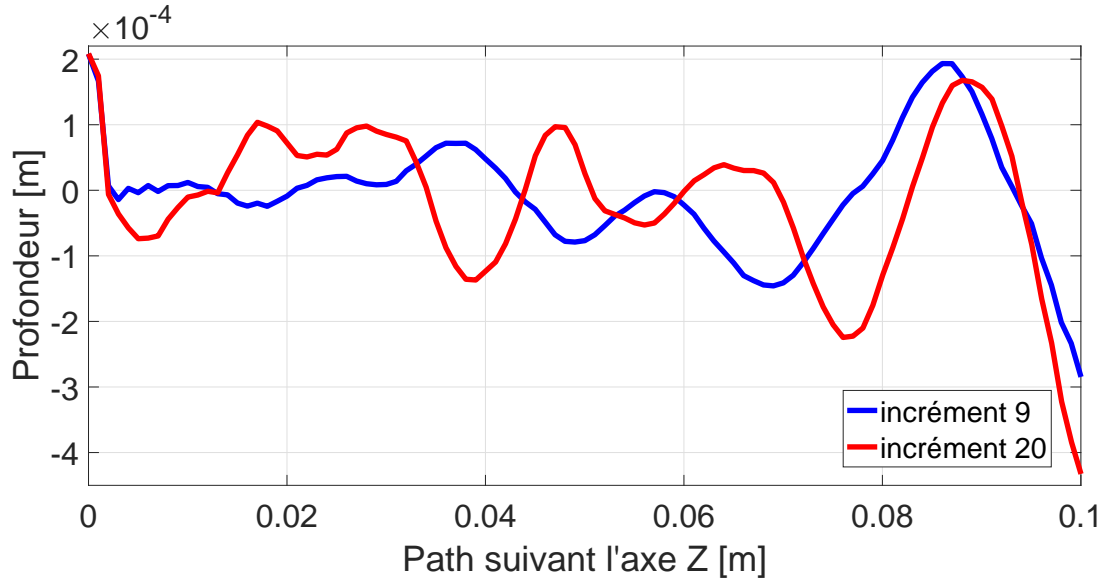


FIGURE 4.18 – Déplacement de la surface de la peau âgée avec une précontrainte :
 $\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = 20kPa$

La vitesse de propagation de l'onde a été calculée pour les deux cas jeune et âgé. Pour la personne jeune, la vitesse calculée est $V_{J20} = 4$ m/s et pour la personne âgée, on trouve une vitesse $V_{A20} = 0,36$ m/s.

Synthèse La table 4.2 récapitule les vitesses calculées relatives à la propagation de l'onde à la surface de la peau. Une comparaison en termes de l'effet de l'âge (peau jeune et peau âgée) est présentée ainsi qu'une étude de l'effet de la précontrainte sur cette vitesse est mise en œuvre.

Précontrainte [kPa]	Vitesse de propagation de l'onde [m/s]	
	Jeune	Âgée
1	5,6	2,8
5	4,8	2,4
10	4,4	2
15	4	1,33
20	4	0,36

TABLE 4.2 – Vitesse de propagation de l'onde à la surface d'une peau jeune et âgée pour deux précontraintes égales dans deux directions

La table 4.2 montre que la précontrainte et la vitesse de propagation de l'onde varient inversement pour les deux âges. C'est à dire que la vitesse de propagation de l'onde diminue quand la précontrainte augmente et vice versa. La précontrainte représente ainsi un obstacle à la propagation de l'onde. Dans ce cas, la peau soumise à une précontrainte

est similaire à une trampoline et elle absorbe le chargement qui lui est appliqué. L'onde est alors freinée et amortie ce qui signifie que sa vitesse de propagation et son amplitude diminuent.

En ce qui concerne l'effet de l'âge, on remarque que la vitesse de propagation diminue avec le vieillissement.

CONCLUSION DU CHAPITRE

Ce dernier chapitre nous a permis d'introduire une propriété primordiale pour la caractérisation du tissu cutané. Il s'agit de la précontrainte naturelle qui existe dans la peau humaine. Un modèle numérique a été développé sur Abaqus®/Explicit à cette issue. Il s'agit d'un modèle de calcul par EF en 3D qui simule un essai d'impact de la peau avec un jet d'air. Une onde est induite et elle se propage à la surface de la peau, il s'agit de l'onde de Rayleigh. Le modèle a été validé en identifiant le module d'Young à partir de l'expression analytique de la vitesse de propagation d'une onde de Rayleigh.

Ensuite, une solution analytique de la propagation d'onde dans une membrane élastique tendue a été présentée afin de déterminer le déplacement de cette membrane suite à une sollicitation avec un impact ainsi que les fréquences et les modes naturels associés.

Pour finir, la précontrainte a été introduite dans le modèle numérique suivant les deux directions latérales et la vitesse de propagation de l'onde a été calculée pour deux peaux, une jeune et une âgée. Nous avons trouvé que, pour une valeur de précontrainte donnée, la vitesse de propagation de l'onde diminue avec le vieillissement. Un panel de différentes valeurs de précontraintes a été aussi considéré, et cela a permis de déduire que la vitesse de la propagation de l'onde diminue quand la précontrainte augmente pour la peau jeune aussi bien que pour la peau âgée.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Au terme de cette thèse, le travail représente une contribution à l'étude de la mécanique du tissu cutané. Ce mémoire est basé sur deux axes principaux. Le premier axe s'intéresse à la caractérisation des propriétés viscoélastiques de la peau humaine *in vivo*. Le deuxième axe s'articule autour de la précontrainte qui existe initialement dans le tissu cutané afin de permettre, en premier lieu, son introduction dans un modèle EF et sa quantification en deuxième lieu.

Dans le premier chapitre, nous avons commencé par une synthèse de l'état de l'art de la peau humaine, ses composantes et ses fonctionnalités ainsi que son comportement mécanique et les techniques tant expérimentales que numériques qui permettent sa caractérisation. Le tissu cutané peut alors être décrit comme étant un matériau multi-couches ayant un comportement viscoélastique, anisotrope non linéaire avec la présence d'une précontrainte naturelle.

Le premier axe de ce manuscrit s'inscrit dans le cadre de la caractérisation des propriétés viscoélastiques de la peau humaine *in vivo*. Pour ce faire, la peau a été représentée par un modèle rhéologique de type Zener. Nous avons développé une méthode numérique d'identification des propriétés viscoélastiques du tissu cutané. Cette méthode est basée sur la démarche d'identification par résolution du problème inverse. Nous avons choisi l'algorithme d'optimisation du Simplex afin d'optimiser notre modèle numérique par rapport aux données expérimentales disponibles. Pour bien définir un problème inverse, il faut montrer l'existence et l'unicité de la solution ainsi que la stabilité de l'algorithme d'optimisation. Pour ce faire, l'existence de la solution de ce problème a été démontrée au moyen d'une solution analytique de l'indentation sphérique d'un massif semi-infini ayant un comportement viscoélastique. Ensuite, l'unicité a été montrée en appliquant la technique de plan d'expériences (Design Of Experiments : DOE) appliquée à un matériau "virtuel" de référence. Les paramètres identifiés sont égaux à ceux du matériau de référence pour toutes les combinaisons de paramètres initiaux. Pour finir, la stabilité de l'algorithme du Simplex a été prouvée toujours avec la mise en place d'un deuxième plan d'expérience tout en faisant varier les paramètres initiaux introduits dans l'algorithme d'optimisation. Aucun effet significatif des paramètres initiaux n'a été observé sur la valeur minimale de la fonction objective optimisée.

Après validation, la méthode d'identification des propriétés viscoélastiques par approche

inverse a été appliquée en utilisant deux types d'essais expérimentaux. Cette méthode reste valide pour les deux cas et la caractérisation a servi pour discriminer deux autres résultats : le premier volet porte sur une étude du vieillissement du tissu cutané et le deuxième porte sur l'effet du choix des paramètres de l'essai expérimental sur le résultat d'identification. Pour la première étude, l'essai réalisé est un test d'indentation sphérique en charge-décharge. Il a été réalisé sur l'avant-bras de 3 personnes de différents âges : 20, 60 et 80 ans. Une comparaison entre les valeurs des paramètres identifiés a mené à une étude de l'effet du vieillissement sur les propriétés viscoélastiques de la peau humaine *in vivo*. Une baisse des modules d'Young instantané et différé contre une augmentation de la viscosité avec l'âge ont été observées. Ces résultats restent en concordance avec les résultats de la bibliographie et la physiologie du corps humain. En d'autres termes, la peau humaine perd de son élasticité et les rides commencent à apparaître avec l'âge. Ceci est expliqué par le fait que les fibres de collagène contenues dans le tissu cutané se relâchent petit à petit avec le vieillissement. En termes de l'augmentation de la viscosité, ceci peut être expliqué par l'augmentation du volume du fluide physiologique dans les couches de la peau avec l'âge, principalement au niveau de la substance fondamentale.

La deuxième étude de caractérisation des propriétés viscoélastiques de la peau est basée sur un essai de fluage avec jet d'air sans contact réalisé sur l'avant-bras de 4 individus : deux femmes et deux hommes, une personne jeune et une personne âgée ont été considérées pour chaque genre. Les effets de l'âge et du genre ont été alors investigués. Le même effet de l'âge sur la variation des paramètres identifiés a été retrouvé en comparaison avec les résultats relatifs à un essai d'indentation sphérique ainsi que l'ordre grandeur des paramètres existants dans la bibliographie. Ensuite, une analyse statistique de l'effet des paramètres expérimentaux sur l'identification des propriétés du tissu cutané a été réalisée. Nous avons déduit que le temps de maintien du test de fluage n'a pas d'influence sur la caractérisation du tissu cutané. Étant donné que 2 pressions différentes ont été considérées pour les essais expérimentaux (1 bar et 0,5 bar), nous avons conclu que la pression de sollicitation de 1 bar a permis d'avoir une caractérisation optimale des propriétés de la peau car elle touche à toutes les couches du tissu cutané.

Le deuxième axe d'étude de cette thèse s'articule autour de la précontrainte naturelle de la peau humaine. Une méthode numérique a été développée pour ce but basée sur un modèle numérique de calcul par EF en 3 dimensions sur Abaqus/Explicit. Ce modèle a permis de modéliser un essai d'impact avec jet d'air afin de suivre la propagation de l'onde induite à la surface de la peau. Le modèle numérique a été validé en identifiant le module d'Young à partir de l'expression analytique de la vitesse de propagation d'une onde de Rayleigh, qui est une onde de surface. Une solution analytique de la propagation d'une onde dans une membrane élastique tendue (soumise à une précontrainte) a été développée.

Cette solution nous a permis d'identifier les fréquences naturelles et les déformées modales associées à l'équation de propagation de l'onde étudiée. La précontrainte a été ensuite introduite dans le modèle numérique selon les deux directions latérales. Les deux valeurs de précontraintes ont été considérées égales dans les deux directions. Par ailleurs, deux jeux de paramètres élastiques ont été considérés, un module d'Young correspondant à une personne jeune et un autre relatif à une personne âgée. Ensuite, la vitesse de propagation de l'onde a été calculée pour ces deux valeurs du module d'Young sur une ligne choisie à la surface de la peau. En termes de vitesse de propagation de l'onde, nous avons trouvé qu'elle diminue avec l'âge. Un panel de différentes valeurs de précontraintes a été aussi considéré, et cela a permis de déduire que la vitesse de la propagation de l'onde diminue quand la précontrainte augmente.

PERSPECTIVES

Dans la continuité directe de ce travail de thèse, nous proposons de traiter les points suivants :

- Comparer les résultats numériques de la précontrainte avec des données expérimentales de l'essai d'impact avec jet d'air.
- Introduire deux précontraintes différentes dans les deux directions latérales. Ce choix est expliqué par le fait que dans la peau, les fibres de collagène, qui sont responsables de la précontrainte, ont une direction privilégiée. Cette étude permettra de proposer une étude préliminaire de l'anisotropie de la peau humaine.
- Prendre en compte le comportement viscoélastique non linéaire du tissu cutané dans le modèle numérique EF.
- Améliorer davantage le modèle EF en présentant toutes les couches séparément et considérer le changement d'épaisseur de la peau avec l'âge afin de se rapprocher au mieux de l'état naturel du tissu cutané.

ANNEXES

A

A.1 SOLUTION ANALYTIQUE DE LA PROPAGATION D'ONDE DANS UNE MEMBRANE ÉLASTIQUE TENDUE

Nous considérons une membrane Ω . Un élément de surface $dxdy$ de cette membrane est considéré ayant une masse par unité de surface M_s et il est soumis à une tension par unité de longueur τ suivant x et y (Voir Fig. [A.1](#)).

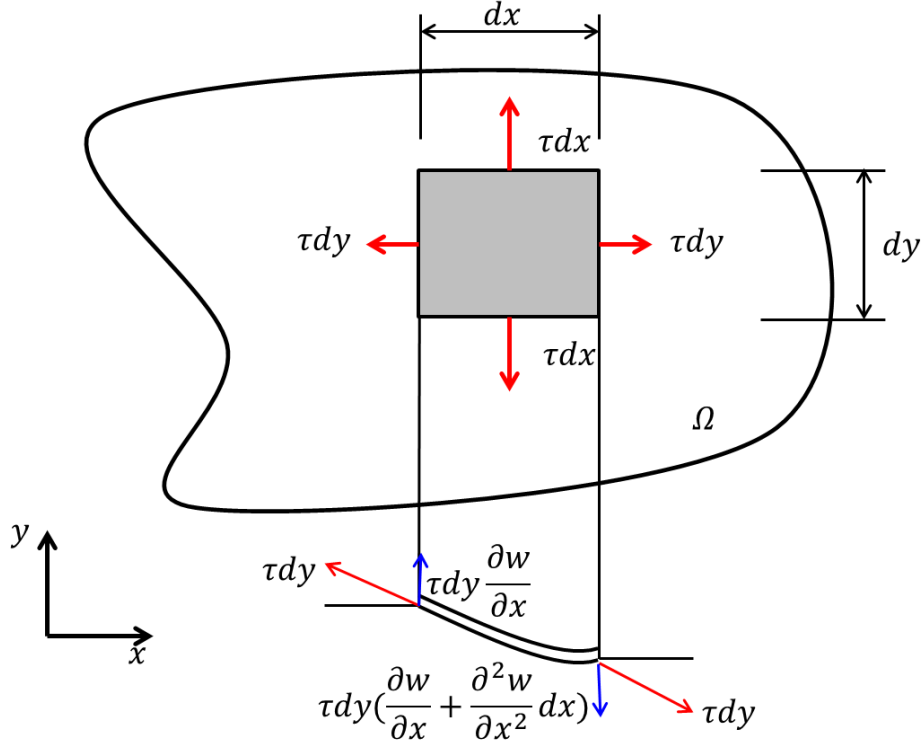


FIGURE A.1 – Schéma d'un élément de surface soumis à une tension égale dans deux directions x et y

La densité surfacique des forces extérieures de volume, notée f , est considérée nulle, le déplacement transversal de l'onde dans la membrane est noté w .

L'équation d'équilibre de l'élément de surface $dxdy$ s'écrit comme suit :

$$\tau dy \left(\frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} dx \right) - \tau dy \frac{\partial w}{\partial x} + \tau dx \left(\frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} dy \right) - \tau dx \frac{\partial w}{\partial y} = M_s dxdy \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} \quad (\text{A.1})$$

Après simplifications, l'équation [\(A.1\)](#) s'écrit :

$$\nabla^2 w(x, y, t) = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 w(x, y, t)}{\partial t^2} \quad (\text{A.2})$$

avec : $c = \sqrt{\frac{\tau}{M_s}}$, le Laplacien est défini par : $\Delta = \nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2}$.

Les solutions de l'équation différentielle [\(A.2\)](#) doivent satisfaire les conditions aux limites sur le contour $\partial\Omega$. La membrane est considérée fixe sur le contour $\partial\Omega$: $w(x, y, t) = 0, \forall (x, y) \in \partial\Omega$.

Afin de résoudre l'équation précédente, une membrane rectangulaire de dimensions L_x et L_y est choisie. La forme générale de la solution de cette équation différentielle est présentée à l'aide des fonctions à variables séparées : $w(x, y, t) = X(x)Y(y)T(t)$.

L'équation différentielle à résoudre devient alors :

$$\frac{X''}{X} + \frac{Y''}{Y} = \frac{1}{c^2} \ddot{T} = -\alpha^2 = \text{constante} \quad (\text{A.3})$$

On définit la constante β telle que :

$$\frac{X''}{X} = -\alpha^2 - \frac{Y''}{Y} = -\beta^2 \quad (\text{A.4})$$

Ensuite, la constante δ est définie par :

$$\frac{Y''}{Y} = -\alpha^2 + \beta^2 = -\delta^2 \quad (\text{A.5})$$

En combinant les équations (A.3), (A.4) et (A.5), le système d'équation différentielles indépendantes à résoudre s'écrit comme suit :

$$\begin{cases} X'' + \beta^2 X = 0 \\ Y'' + \delta^2 Y = 0 \\ \ddot{T} + \alpha^2 c^2 T = 0 \end{cases} \quad (\text{A.6})$$

Les solutions indépendantes pour chaque équation du système a la forme suivante :

$$\begin{cases} X(x) = a \sin \beta x + b \cos \beta x \\ Y(y) = c \sin \delta y + d \cos \delta y \\ T(t) = e \sin \alpha c t + f \cos \alpha c t \end{cases} \quad (\text{A.7})$$

Où : a, b, c, d, e, et f sont des constantes à déterminer en fonctions des conditions aux limites et initiales.

Donc, la forme générale de la solution spatiale peut s'écrire sous la forme :

$$X(x)Y(y) = C_1 \sin \beta x \sin \delta y + C_2 \sin \beta x \cos \delta y + C_3 \cos \beta x \sin \delta y + C_4 \cos \beta x \cos \delta y \quad (\text{A.8})$$

Où : C_1, C_2, C_3 et C_4 sont des constantes à déterminer en fonctions des conditions aux limites. En appliquant les conditions aux limites particulières relatives à une membrane rectangulaire (L_x, L_y) fixe sur le contour $\partial\Omega$, les simplifications suivantes sont obtenues :

— $x = 0$

$X(0)Y(y) = C_3 \sin \delta y + C_4 \cos \delta y = 0$, cette relation doit être vérifiée $\forall y$, alors :

$C_3 = C_4 = 0$. La relation (A.8) devient alors :

$X(x)Y(y) = C_1 \sin \beta x \sin \delta y + C_2 \sin \beta x \cos \delta y$.

— $x = L_x$

$X(L_x)Y(y) = C_1 \sin \beta L_x \sin \delta y + C_2 \sin \beta L_x \cos \delta y = 0$ alors : $\sin \beta L_x (C_1 \sin \delta y + C_2 \cos \delta y) = 0$. La solution triviale $C_1 = C_2 = 0$ est rejetée, d'où l'on obtient l'équation caractéristique :

$\sin \beta L_x = 0$. Donc :

$$\beta_m = \frac{m\pi}{L_x}, m = 1, 2, \dots$$

— $y = 0$ alors : $C_2 = 0$.

— $y = L_y$, alors la deuxième équation caractéristique est obtenue telle que $\sin \delta L_y = 0$, alors :

$$\delta_n = \frac{n\pi}{L_y}, n = 1, 2, \dots$$

Les solutions pour la constante α sont données comme suit :

$$\alpha_{mn} = \sqrt{\beta_m^2 + \delta_n^2} = \pi \sqrt{\frac{m^2}{L_x^2} + \frac{n^2}{L_y^2}}$$

Les fréquences naturelles et les déformées modales pour une membrane rectangulaire fixée sur les bord sont alors définies comme suit :

— Les fréquences naturelles :

$$\omega_{mn} = \alpha_{mn}c = \sqrt{\beta_m^2 + \delta_n^2} = \pi \sqrt{\frac{m^2}{L_x^2} + \frac{n^2}{L_y^2}} \sqrt{\frac{\tau}{M_s}} \quad (\text{A.9})$$

— Les déformées modales :

$X_m(x)Y_n(y) = C_{mn} \sin \beta_m x \sin \delta_n y = C_{mn} \phi_{mn}(x, y)$, avec ϕ_{mn} est la déformée modale définie par :

$$\phi_{mn} = \sin\left(\frac{m\pi x}{L_x}\right) \sin\left(\frac{n\pi y}{L_y}\right), \text{ où : } m, n = 1, 2, \dots, 0 \leq x \leq L_x \text{ et } 0 \leq y \leq L_y \quad (\text{A.10})$$

Après avoir déterminé la forme générale de la solution spatiale de l'équation différentielle (A.2), nous pouvons proposer la solution générale du déplacement $w(x, y, t)$ comme suit :

$$w(x, y, t) = \sum_{m=1}^{\infty} \sum_{n=1}^{\infty} (A_{mn} \sin(\omega_{mn}t) + B_{mn} \cos(\omega_{mn}t)) \phi_{mn}(x, y) \quad (\text{A.11})$$

Les coefficients A_{mn} et B_{mn} peuvent être déterminés en appliquant les conditions initiales et la relation d'orthogonalité définie comme suit :

En multipliant l'équation (A.11) par ϕ_{mn} et en appliquant la relation d'orthogonalité, la relation suivante est obtenue :

$$\int_0^{L_x} \int_0^{L_y} w(x, y, t) \phi_{mn}(x, y) \phi_{pq}(x, y) dx dy = N_{mn} (A_{mn} \sin \omega_{mn}t + B_{mn} \cos \omega_{mn}t) \quad (\text{A.12})$$

En dérivant l'équation (A.11) par rapport au temps et en la multipliant par ϕ_{mn} , ensuite la relation d'orthogonalité est appliquée, nous trouvons :

$$\int_0^{L_x} \int_0^{L_y} \dot{w}(x, y, t) \phi_{mn}(x, y) \phi_{pq}(x, y) dx dy = \omega_{mn} N_{mn} (A_{mn} \cos \omega_{mn} t - B_{mn} \sin \omega_{mn} t) \quad (\text{A.13})$$

Les conditions initiales s'écrivent :

— $t = 0$, on a : $w(x, y, 0) = w_0(x, y)$: vecteur de déplacement initial.

— $\dot{w}(x, y, 0) = \dot{w}_0(x, y)$: vecteur de vitesse initiale.

Les coefficients A_{mn} et B_{mn} sont alors définis respectivement par les équations (A.14) et (A.15) :

$$A_{mn} = \frac{1}{N_{mn} \omega_{mn}} \int_0^{L_x} \int_0^{L_y} \dot{w}_0(x, y) \phi_{mn}(x, y) \phi_{pq}(x, y) dx dy \quad (\text{A.14})$$

$$B_{mn} = \frac{1}{N_{mn}} \int_0^{L_x} \int_0^{L_y} w_0(x, y) \phi_{mn}(x, y) \phi_{pq}(x, y) dx dy \quad (\text{A.15})$$

La membrane considérée étant rectangulaire et fixée sur le contour $\partial\Omega$, nous pouvons écrire : $\phi_{mn}(x, y) = \sin \frac{m\pi x}{L_x} \sin \frac{n\pi y}{L_y}$.

Par ailleurs, N_{mn} s'écrit :

$$N_{mn} = \int_0^{L_x} \int_0^{L_y} \phi_{mn}^2(x, y) dx dy = \int_0^{L_x} \sin^2 \frac{m\pi x}{L_x} dx \int_0^{L_y} \sin^2 \frac{n\pi y}{L_y} dy = \frac{L_x L_y}{4}.$$

BIBLIOGRAPHIE

- A. Abdouni, M. Djaghloul, C. Thieulin, R. Vargiolu, C. Pailler-Mattei, and H. Zahouani. Biophysical properties of the human finger for touch comprehension : influences of ageing and gender. *Royal Society Open Science*, 4 :DOI :10.1098/rsos.170321, 2017. (Cité page 58.)
- M.-A. Abellan, H. Zahouani, and J.-M. Bergheau. Contribution to the determination of in vivo mechanical characteristics of human skin by indentation test. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, Article ID 814025 :11, 2013. doi : http://dx.doi.org/10.1155/2013/814025. (Cité page 30.)
- P. G. Agache. *Physiologie de la peau et explorations fonctionnelles cutanees*. Lavoisier, 2000. (Cité pages 6 et 27.)
- P. G. Agache, C. Monneur, J. L. Leveque, and J. De Rigal. Mechanical properties and Young's modulus of human skin in vivo. *Archives of dermatological research*, 269 : 221–232, 1980. (Cité pages 17, 28, 57 et 63.)
- A. L. Albright and J. S. Stern. *Encyclopedia of Sports Medicine and Science : Adipose Tissue*. The auspices of the International Olympic Committee, 1998. (Cité page 11.)
- E Amaied, R Vargiolu, J M Bergheau, and H Zahouani. Aging effect on tactile perception : Experimental and modemodel studies. *Wear*, 332-333 :715–724, 2015. (Cité page 31.)
- L Aubert, P Anthoine, J De Rigal, and J L Leveque. An in vivo assesement of the biomechanical properties of humain skin modifications under the influence of cosmetic products. *International Journal of Cosmetic Science*, 7 :51–59, 1985. (Cité page 28.)
- D L Bader and P Bowker. Mechanical characteristics of skin and underlying tissues in vivo. *Biomaterials*, 4 :305–308, 1983. (Cité page 25.)
- J Barbenel. A suction method for obtaining the direction of langer's lines. In *The International Symposium on Bioengineering and the Skin*, 1992. (Cité page 23.)
- J Barbenel and P A Payne. In vivo mechanical testing of dermal properties. *Bioengineering and the Skin*, 3 :8–38, 1981. (Cité page 25.)

- J C Barbenel and J H Evans. The time dependent mechanical properties of skin. *The Journal of Investigative Dermatology*, 69(3) :318–320, 1977. (Cité pages [x](#), [21](#) et [27](#).)
- BASFa. Skin care forum : Cross section of the skin. URL www.carecreations.basf.com. (Cité pages [x](#) et [6](#).)
- BASFb. Skin care forum : Poster skin care forum illustrations. URL www.carecreations.basf.com. (Cité pages [x](#) et [9](#).)
- BASFc. Skin care forum : The skin?s blood vessel system. URL www.carecreations.basf.com. (Cité pages [x](#) et [13](#).)
- BASFd. Skin care forum : The skin as a sense and communication organ. URL www.carecreations.basf.com. (Cité pages [x](#) et [13](#).)
- BASFe. Skin care forum : Sweat glands. URL www.carecreations.basf.com. (Cité pages [x](#) et [14](#).)
- BASFf. Skin care forum : Representation of a sebaceous gland. URL www.carecreations.basf.com. (Cité pages [x](#) et [15](#).)
- BASFg. Skin care forum : Diagram of a hair follicle. URL www.carecreations.basf.com. (Cité pages [x](#) et [15](#).)
- BASFh. Skin care forum : Three-dimensional section of the nail bed. URL www.carecreations.basf.com. (Cité pages [x](#) et [16](#).)
- Jeffrey E Bischoff, Ellen M Arruda, and Karl Grosh. Finite element modeling of human skin using an isotropic , nonlinear elastic constitutive model. *Journal of Biomechanics*, 33(6) :645–652, 2000. doi : 10.1016/S0021-9290(00)00018-X. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002192900000018X>. (Cité pages [20](#) et [30](#).)
- I. Bonnet, L. Jobeili, S. Cadau, N. Berthélémy, A. Pierrot, C. Tesdeschi, V. Bardey, G. Fargier, D. Rival, C. Jeanmaire, C. Bnnaud-Rosaye, W. Chan, M. Chavan, V. André-Ferei, H. Zahouani, and P. Rousselle. Collagen xvii : A key interfacial component of the skin architecture. *International Journal of Cosmetic Science*, 68 :35–41, 2017. (Cité page [58](#).)
- G Boyer. *Modélisation du comportement mécanique de la peau in vivo : Application au vieillissement et aux gestes du clinicien*. PhD thesis, Ecole Nationale d ingénieurs de Saint-Etienne, France, 2010. (Cité pages [x](#), [25](#) et [59](#).)

- G Boyer, L Laquieze, A Le Bot, S Laquieze, and H Zahouani. Dynamic indentation on human skin in vivo : ageing effects. *Skin Research and Technology*, 15 :55–67, 2009. (Cité pages 26, 64 et 69.)
- G Boyer, C Pailler-Mattei, J Molimard, M Pericoi, S Laquieze, and H Zahouani. Non contact method for in vivo assessment of skin mechanical properties for assessing effect of ageing. *Medical Engineering and Physics*, 34(2) :172–178, 2012. ISSN 1350-4533. doi : 10.1016/j.medengphy.2011.07.007. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.07.007>. (Cité pages x, 26, 27 et 69.)
- G Boyer, J Molimard, M Ben Tkaya, H Zahouani, M Pericoi, and S Avril. Assessment of the in-plane biomechanical properties of human skin using a finite element model updating approach combined with an optical full- field measurement on a new tensile device. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 27 :273–282, 2013. ISSN 1751-6161. doi : 10.1016/j.jmbbm.2013.05.024. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.05.024>. (Cité page 30.)
- E Christopher and M Ronald. Evaluation of biomechanical properties of human skin. *Clinics in Dermatology*, 13 :375–380, 1995. (Cité pages 5 et 6.)
- P Corcuff and J L Leveque. Corneocyte changes after acute uv irradiation and chronic solar exposure. *Photodermatology Photoimmunology and Photomedicine*, 5 :110–115, 1988. (Cité page 7.)
- W. Cowper. *The anatomy of humane bodies*. Oxford University, 1698. (Cité page 18.)
- A. B. Cua, K. P. Wilhelm, and H. I. Maibach. Elastic properties of human skin : relation to age, sex and anatomical region. *Dermatologica research*, 282 :283–288, 1990. (Cité pages 64 et 69.)
- C H Daly. *The biomechanical characteristics of human skin*. PhD thesis, University of Strathclyde, Glasgrov, Scotland, 1966. (Cité pages 19 et 28.)
- D Danielson. Human skin as an elastic membrane. *Journal of Biomechanics*, 6 :539–546, 1973. (Cité pages 29 et 78.)
- J De Rigal and J L Leveque. In vivo measurement of the stratum corneum elasticity. *Bioengineering and the Skin*, 1 :13–23, 1985. (Cité pages 5, 8 et 63.)
- A Delalleau, G Josse, J-M Lagarde, H Zahouani, and J-M Bergheau. Characterization of the mechanical properties of skin by inverse analysis compbined with an extensometry test. *Wear*, 264 :405–410, 2008a. (Cité page 30.)

- A Delalleau, G Josse, J M Lagarde, H Zahouani, and J M Bergheau. A non linear elastic behavior to identify the mechanical parameters of human skin in vivo. *Skin Research and Technology*, 14 :152–164, 2008b. (Cité pages [x](#), [19](#), [20](#), [27](#) et [30](#).)
- Alexandre Delalleau. *Analyse du comportement mécanique de la peau in vivo*. PhD thesis, Ecole Nationale d ingénieurs de Saint-Etienne, France, 2007. (Cité page [20](#).)
- Alexandre Delalleau, Gwendal Josse, Jean-Michel Lagarde, Hassan Zahouani, and Jean-Michel Bergheau. Characterization of the mechanical properties of skin by inverse analysis combined with the indentation test. *Journal of Biomechanics*, 39 :1603–1610, 2006. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/j.jbiomech.2005.05.001. (Cité pages [30](#) et [42](#).)
- S Dikstein and A Hartzshtark. What does low pressure indentometry measures? *Arztliche Kosmetologie*, 13 :327, 1983. (Cité page [25](#).)
- S Diridollou. *Etude du comportement mécanique cutané par technique ultrason haute résolution*. PhD thesis, Université François Rabelais Académie d Orléans-Tours, France, 1994. (Cité page [27](#).)
- S Diridollou, F Patat, F Gens, L Vaillant, D Black, J M Lagarde, Y Gall, and M Berson. In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction. *Skin research and technology*, 6(4) :214–221, 2000. doi : 10.1034/j.1600-0846.2000.006004214.x. URL <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1034/j.1600-0846.2000.006004214.x/abstract>. (Cité pages [29](#) et [78](#).)
- H. Drobez, H. Reynaud, L. Picot, H. Jaffal, V. Corre, R. Klausz, and S. Muller. Une approche mécanique pour la simulation d un examen de mammographie. In *Congrès Français de Mécanique*, 2013. (Cité page [23](#).)
- T C Duggan. Dynamic mechanical testing of living tissues. In *7th International Conference on Medical and Biological Engineering, Stockholm*, 1967. (Cité page [28](#).)
- G. Dupuytren. *Theoretisch-praktische Vorlesungen uber Verletzungen durch Kiergswaffen (cours théoriques et pratiques à propos des blessures causées par des armes de guerre)*. Berlin, 1836. (Cité page [22](#).)
- B Finlay. Dynamic mechanical testing of human skin in vivo. *Journal of Biomechanics*, 3 :557, 1970. (Cité page [28](#).)
- C Flynn, A Taberner, and P Nielsen. Mechanical characterisation of in vivo human skin using a 3d force-sensitive micro-robot and finite element analysis. *Biomechanical Model Mechanobiology*, 10 :27–38, 2011. (Cité page [31](#).)

- Y Fung. *Biomechanics : Mechanical properties of living tissues - Second edition*. Springer, 1993. (Cité page [31](#).)
- T. Gambichler, R. Matip, G. Moussa, P. Altmeyer, and K Hoffmann. In vivo data of epidermal thickness evaluated by optical coherence tomography : Effects of age, gender, skin type and anatomie site. *Journal of Dermatological Science*, 44 :145–152, 2006. (Cité pages [64](#), [65](#) et [69](#).)
- M. Geerligs. A literature review of the mechanical behavior of the stratum corneum, the living epidermis and the subcutaneous fat tissue. Unpublished Review, 2006. (Cité page [6](#).)
- T. Gibson, H. Stark, and J. Evans. Directional variation in extensibility of human skin in vivo. *Journal of Biomechanics*, 1 :2–201, 1969. (Cité page [23](#).)
- M Gniadecka and J Serup. *Handbook of Non-Invasive Methods and the Skin*, chapter Suction chamber method for measurement of skin mechanical properties : The Dermaflex (R), pages 571–577. Taylor & Francis, 1995. (Cité page [27](#).)
- Yusuke Hara, Yuji Masuda, Tetsuji Hirao, and Nobuhiro Yoshikawa. The relationship between the young’s modulus of the stratum corneum and age : a pilot study. *Skin Research and Technology*, 19(7) :339–345, 2013. doi : 10.1111/srt.12054. (Cité page [30](#).)
- W C Hayes, L M Keer, and L F Herrmann, Gand Mockros. A mathematical analysis for indentation tests of articular cartilage. *Journal of Biomechanics*, 5 :541–551, 1972. (Cité page [25](#).)
- F M Hendriks, D Brokken, J T W M Van Eemeren, C W J Oomens, F P T Baaijens, and J B A M Horsten. A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behaviour of human skin. *Skin research and technology*, 9(3) :274–283, 2003. doi : 10.1034/j.1600-0846.2003.00019.x. URL <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1034/j.1600-0846.2003.00019.x/full>. (Cité pages [x](#), [19](#), [27](#) et [31](#).)
- F M Hendriks, D Brokken, C W J Oomens, D L Bader, and F P T Baaijens. The relative contirbution of different skin layers to mechanical behavior of human skin in vivo using suction experiments. *Medical engineering & Physics*, 28 :250–266, 2006. (Cité page [31](#).)
- H Hertz. On the contact of elastic solids. *Zeitschrift fur die Reine und Angewadte Matematik*, 92 :156–171, 1882. (Cité pages [23](#) et [44](#).)
- G A Holzapfel. *Biomechanics of soft tissues*. Computational Biomechanics, 2000. (Cité page [22](#).)

- Jarkko T Iivarinen, Rami K Korhonen, Petro Julkunen, and Jukka S Jurvelin. Experimental and computational analysis of soft tissue mechanical response under negative pressure in forearm. *Skin Research and Technology*, 19 :356–365, 2013. (Cité page [31](#).)
- Fouad Khatyr, Claude Imberdis, Paul Vescovo, Daniel Varchon, and Jean-michel Lagarde. Model of the viscoelastic behaviour of skin in vivo and study of anisotropy. *Skin research and technology*, 10(2) :96–103, 2004. doi : 10.1111/j.1600-0846.2004.00057.x. URL <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0846.2004.00057.x/full>. (Cité pages [27](#) et [31](#).)
- Fouad Khatyr, Claude Imberdis, Daniel Varchon, Jean-michel Lagarde, and Gwendal Josse. Measurement of the mechanical properties of the skin using the scion test comparaisn between three methods : geometric, timoshenco and finite elements. *Skin Research and Technology*, 12 :24–31, 2006. (Cité pages [29](#) et [30](#).)
- J E Kirk and M Chieffi. Variation with age in elasticity of skin and subcutaneous tissue in human individuals. *Journal of Gerontology*, 17 :373–380, 1962. (Cité page [25](#).)
- J E Kirk and S A Kvorning. Quantitative measurement of the elastic properties of the skin and subcutaneous tissue in young and old individuals. *Journal of Gerontoly*, 4 : 273–284, 1949. (Cité page [25](#).)
- R.-S. Lakes. *Viscoelastic Materials*. Cambridge University Press, 2009. (Cité page [71](#).)
- Horace Lamb. On the propagation of tremors over the surface of an elastic solid. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical or Physical Character*, 203 :1–42, 1904. (Cité page [84](#).)
- K Langer. On the anatomy and physiology of the skin i. the cleavability of the cutis. *British Journal of Plastic Surgery*, 31 :3–8, 1978a. (Cité pages [19](#) et [22](#).)
- K Langer. On the anatomy of the skin ii. skin tension. *British Journal of Plastic Surgery*, 17 :93–106, 1978b. (Cité pages [x](#), [19](#) et [22](#).)
- K Langer. On the anatomy an physiology of the skin iii. the elasticity of the cutis. *British Journal of Plastic Surgery*, 31 :185–199, 1978c. (Cité pages [19](#) et [22](#).)
- Y Lanir. Constitutive equation for fibrous connective tissues. *Journal of Biomechanics*, 16 :1–12, 1983. (Cité page [31](#).)
- Y Lanir, S Dikstein, A Hartzshtark, and V Manny. In-vivo indentation of human skin. *Journal of Biomechanical Engineering*, 112 :63–69, 1990. (Cité page [25](#).)

- W F J Larrabee. A finite element model of skin deformation. i. biomechanics of skin and soft tissue : a review. *Laryngoscope*, 96 :399–405, 1986. (Cité page 30.)
- W F J Larrabee and J A Galt. A finite element model of skin deformation. iii. the finite element model. *Laryngoscope*, 96 :413–419, 1986. (Cité page 30.)
- W F J Larrabee and D Sutton. A finite element model of skin deformation. ii. an experimental model of skin deformation. *Laryngoscope*, 96 :406–412, 1986. (Cité page 30.)
- J L Leveque, J De Rigal, P G Agache, and C Monneur. Influence of ageing on the in vivo extensibility of human skin at a low stress. *Archives of dermatological research*, 269 : 127–135, 1980. (Cité pages 5, 28 et 63.)
- C. Li, G. Guan, R. Reif, Z. Huang, and R. K. Wang. Determining elastic properties of skin by measuring surface waves from an impulse mechanical stimulus using phase-sensitive optical coherence tomography. *Journal of the Royal Society, Interface*, 9(70) :831–841, 2011. (Cité page 84.)
- A. Melissopoulos and C. Levacher. *La peau : Structure et Physiologie*. Lavoisier, 1998. (Cité page 6.)
- J. A. Nelder and R. Mead. A simplex method for function minimization. *The computer journal*, 7 :308–313, 1965. (Cité page 42.)
- George F Odland. *Structure of the skin, Physiology, biochemistry and molecular biology of the skin*. New York : Oxford University Press, 1991. (Cité page 6.)
- C Pailler-Mattei. *Caractérisation mécanique et tribologique de la peau humaine in vivo*. PhD thesis, Ecole Centrale de Lyon, France, 2004. (Cité page 25.)
- C. Pailler-Mattei and H. Zahouani. Analysis of adhesive behaviour of human skin in vivo by an indentation test. *Tribology International*, 39 :12–21, 2006. doi : 10.1016/j.triboint.2004.11.003. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0301679X04002373>. (Cité page 25.)
- C Pailler-Mattei, S Bec, and H Zahouani. In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests. *Medical Engineering & Physics*, 30 : 599–606, 2008. (Cité page 25.)
- C. Pailler-Mattei, S. Nicoli, F. Pirot, R. Vargiolu, and H. Zahouani. A new approach to describe the skin surface physical properties in vivo. *Colloids and Surfaces*, 68 :200–206, 2009. (Cité pages 25 et 52.)

- R Potts and M Breuer. The low-strain, viscoelastic properties of skin. *Bioengineering and the Skin*, 4 :105–114, 1983. (Cité page [31](#).)
- Milind Rajadhyaksha, R. Rox Anderson, and Robert H. Webb. Video-rate confocal scanning laser microscope for imaging human tissues in vivo. *Appl. Opt.*, 38(10) :2105–2115, Apr 1999. doi : 10.1364/AO.38.002105. URL <http://ao.osa.org/abstract.cfm?URI=ao-38-10-2105>. (Cité page [7](#).)
- Lord Rayleigh. On waves propagated along the plane surface of an elastic solid. In *Proceedings of the London Mathematical Society*, 1885. (Cité page [84](#).)
- R Reihnsner, B Balogh, and E J Menze. Two-dimensional elastic properties of human skin in terms of an incremental model at the in vivo configuration. *Medical Engineering & Physics*, 17 :304–313, 1995. (Cité page [21](#).)
- M Ridge and V Wright. Mechanical properties of skin : a bioengineering study of skin structure. *Journal of Applied Physiology*, 21 :1602–1606, 1966. (Cité page [31](#).)
- R Sandrin. Torsional elasticity of human skin in vivo. *European Journal of Physiology*, 342 :255–260, 1973. (Cité page [28](#).)
- R Sanjeevi. A viscoelastic model for the mechanical properties of biological materials. *Journal of Biomechanics*, 15 :107–109, 1982. (Cité page [31](#).)
- H Schade. Die elasticitätsfunction des bindegewebes und die intravitale messung ihrer störungen (the elasticity function of the connective tissue and the intravitale measurement of their disorders). *International Journal of Experimental Pathology*, 11 :369, 1912. (Cité page [25](#).)
- Frederick H Silver, Joseph W Freeman, and Dale DeVore. Viscoelastic properties of human skin and processed dermis. *Skin Research and Technology*, 7 :18–23, feb 2001. ISSN 0909-752X. doi : 10.1034/j.1600-0846.2001.007001018.x. URL <http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0846.2001.007001018.x>. (Cité page [10](#).)
- Frederick H Silver, Lorraine M Siperko, and Gurinder P Seehra. Mechanobiology of force transduction in dermal tissue. *Skin research and technology*, 9 :3–23, 2003. (Cité page [20](#).)
- site web 1. Couches de la peau. URL <https://epilationlaserrouen.wordpress.com/>. (Cité pages [x](#) et [7](#).)
- site web 2. Couches de la peau. URL <https://personalcaretruth.com/2011/03/skin-penetration-enhancers-friend-or-foe/>. (Cité pages [x](#), [10](#) et [12](#).)

- site web 3. Zones du derme. URL <https://personalcaretruth.com/2011/03/skin-penetration-enhancers-friend-or-foe/>. (Cité pages [x](#) et [11](#).)
- H. Strak. Directional variations in the extensibility of human skin. *British journal of plastic surgery*, 1 :30–105, 1977. (Cité page [23](#).)
- P Vescovo, D Varchon, and H Himbert. *In vivo tensile tests on human skin : the extensometers*, chapter Bioengineering of the skin : skin biomechanics, pages 77–90. CRC Press, USA : New York, 2002. (Cité page [27](#).)
- D C Vlasblom. *Skin Elasticity*. PhD thesis, University of Utrecht, Netherland, 1967. (Cité page [28](#).)
- G L Wilkes, I A Brown, and R H Wildnauer. The biomechanical properties of skin. *CRC Critical Reviews in Bioengineering*, 4 :453–495, 1973. (Cité pages [20](#) et [67](#).)
- H. Zahouani, R. Vargiolu, G. Boyer, C. Pailler-Mattei, L. Laquière, and A. Mavon. Friction noise of human skin in vivo. *Wear*, 267 :1274–1280, 2009. (Cité page [26](#).)
- H. Zahouani, G. Boyer, C. Pailler-Mattei, M. BenTkaya, and R. Vargiolu. Effect of human ageing on skin rheology and tribology. *Wear*, 271 :2364–2369, 2011. (Cité pages [x](#) et [17](#).)

École Nationale d'Ingénieurs de Saint-Etienne de Saint-Étienne

Ecole Centrale de Lyon

N° d'ordre : 2019LYSEE004

Khouloud Azzez

CHARACTERIZATION AND MODELING OF HUMAN SKIN BEHAVIOR IN VIVO

Speciality : Mechanics & Engineering

Keywords : Human skin, ageing, viscoelastic properties, prestress, FE model, indentation, impact, wave propagation

Abstract :

The characterization of the mechanical behavior of the cutaneous tissue is of paramount importance for several fields such as dermatology, cosmetology, etc. This study of the mechanical behavior of the skin always raises current issues because of the complexity of this material. Hence, the development of specific tools for the characterization of human skin is needed. In this work, we combine experiments and modeling in order to identify the mechanical properties of human skin in vivo. This study emerges particularly through the use of experimental indentation devices providing non-invasive measurements in vivo. Two devices were used and a particular interest focused on the natural prestress of the cutaneous tissue. Numerical simulations using the finite element method allow to evaluate the mechanical properties of the cutaneous tissue by comparing its results with the experimental data or with an analytical solution. The effect of aging was investigated as well as the choice of the parameters of the experimental test on the identified viscoelastic parameters. Beyond these results, a local stress generated by an air jet impact, we followed the propagation of a resulting wave on the surface of the skin. The calculus of the wave propagation speed allowed us to determine another property of the skin, namely natural prestress, which is an indicator of ageing and an image of the natural tension of the fiber network.

École Nationale d'Ingénieurs de Saint-Etienne de Saint-Étienne

Ecole Centrale de Lyon

N° d'ordre : 2019LYSEE004

Khouloud Azzez

CARACTERISATION ET MODELISATION DU COMPORTEMENT MECANIQUE IN VIVO DE LA PEAU

Spécialité: Mécanique et ingénierie

Mots clefs : Peau humaine, vieillissement, propriétés viscoélastiques, précontrainte, modèle EF, indentation, impact, propagation d'ondes

Résumé :

La caractérisation du comportement mécanique du tissu cutané s'avère d'une importance primordiale pour plusieurs domaines à savoir la dermatologie, la cosmétologie, etc. Cette étude du comportement mécanique de la peau soulève toujours des problématiques d'actualité vu la complexité de ce matériau et l'évolution accrue des techniques utilisées. D'où la nécessité du développement d'outils spécifiques pour la caractérisation de la peau humaine. Le travail de cette thèse associe expérimentations et modélisations et il a pour but d'identifier les propriétés mécaniques de la peau humaine in vivo. Il émerge particulièrement par l'utilisation de dispositifs expérimentaux d'indentation assurant des mesures in vivo non-invasives. Deux dispositifs ont été utilisés et un intérêt particulier a été porté à la précontrainte naturelle du tissu cutané. Les simulations numériques au moyen de la méthode de calcul par éléments finis permettent d'évaluer les propriétés mécaniques du tissu cutané en comparant ses résultats aux données expérimentales ou encore à une solution analytique. L'effet du vieillissement a été investigué ainsi que le choix des paramètres de l'essai expérimental sur les paramètres viscoélastiques identifiés. Au-delà de ces résultats, en partant d'une sollicitation locale se manifestant par un essai d'impact avec jet d'air, nous avons pu suivre une onde résultante qui se propage à la surface de la peau. Un calcul de sa vitesse de propagation nous a permis de déterminer une autre propriété de la peau, à savoir la précontrainte naturelle, étant un indicateur de vieillissement et une image de la tension naturelle du réseau des fibres.