VETAGRO SUP
CAMPUS VETERINAIRE DE LYON

Année 2014 - Thèse n°

ÉTUDE DE LA CONTRIBUTION DES DIFFÉRENTES COUCHES CUTANÉES AUX PROPRIÉTÉS BIOMÉCANIQUES DE LA PEAU DU CHIEN A L'AIDE D'UN EXTENSOMÈTRE UNI-AXIAL

THESE

Présentée à l'UNIVERSITE CLAUDE-BERNARD - LYON I
(Médecine - Pharmacie)
et soutenue publiquement le 24 Octobre 2014
pour obtenir le grade de Docteur Vétérinaire

par

LEBRETON Manuréva
Née le 18 Février 1988
à Saint-Paul (Réunion)

VetAgro Sup

UNIVERSITÉ DE LYON

VETAGRO SUP

CAMPUS VETERINAIRE DE LYON

Année 2014 - Thèse n°

ÉTUDE DE LA CONTRIBUTION DES DIFFÉRENTES COUCHES CUTANÉES AUX PROPRIÉTÉS BIOMÉCANIQUES DE LA PEAU DU CHIEN A L'AIDE D'UN EXTENSOMÈTRE UNI-AXIAL

THESE

Présentée à l'UNIVERSITE CLAUDE-BERNARD - LYON I
(Médecine - Pharmacie)
et soutenue publiquement le 24 Octobre 2014
pour obtenir le grade de Docteur Vétérinaire

par

LEBRETON Manuréva
Née le 18 Février 1988
à Saint-Paul (Réunion)

Liste des Enseignants du Campus Vétérinaire de Lyon

Mise à Jour :
12 Mars 2014

Civilité	Nom	Prénom	Unités pédagogiques	Grade
M.	ALOGNINOUWA	Théodore	Pathologie du bétail	Professeur
M.	ALVES-DE-OLIVEIRA	Laurent	Gestion des élevages	Maître de conférences
Mme	ARCANGIOLI	Marie-Anne	Pathologie du bétail	Maître de conférences
M.	ARTOIS	Marc	Santé Publique et Vétérinaire	Professeur
M.	BARTHELEMY	Anthony	Anatomie Chirurgie (ACSAI)	Maître de conférences Contractuel
Mme	BECKER	Claire	Pathologie du bétail	Maître de conférences
M.	BELLI	Patrick	Pathologie morphologique et clinique des animaux de compagnie	Maître de conférences Contractuel
Mme	BENAMOU-SMITH	Agnès	Equine	Maître de conférences
M.	BENOIT	Etienne	Biologie fonctionnelle	Professeur
M.	BERNY	Philippe	Biologie fonctionnelle	Professeur
Mme	BERTHELET	Marie-Anne	Anatomie Chirurgie (ACSAI)	Maître de conférences
Mme	BONNET-GARIN	Jeanne-Marie	Biologie fonctionnelle	Professeur
Mme	BOULOCHER	Caroline	Anatomie Chirurgie (ACSAI)	Maître de conférences
M.	BOURDOISEAU	Gilles	Santé Publique et Vétérinaire	Professeur
M.	BOURGOIN	Gilles	Santé Publique et Vétérinaire	Maître de conférences
M.	BRUYERE	Pierre	Biotechnologies et pathologie de la reproduction	Maître de conférences Stagiaire
M.	BUFF	Samuel	Biotechnologies et pathologie de la reproduction	Maître de conférences
M.	BURONFOSSE	Thierry	Biologie fonctionnelle	Maître de conférences
M.	CACHON	Thibaut	Anatomie Chirurgie (ACSAI)	Maître de conférences Stagiaire
M.	CADORE	Jean-Luc	Pathologie médicale des animaux de compagnie	Professeur
Mme	CALLAIT-CARDINAL	Marie-Pierre	Santé Publique et Vétérinaire	Maître de conférences
M.	CAROZZO	Claude	Anatomie Chirurgie (ACSAI)	Maître de conférences
M.	CHABANNE	Luc	Pathologie médicale des animaux de compagnie	Professeur
Mme	CHALVET-MONFRAY	Karine	Biologie fonctionnelle	Professeur
M.	COMMUN	Loic	Gestion des élevages	Maître de conférences
Mme	DE BOYER DES ROCHES	Alice	Gestion des élevages	Maître de conférences
Mme	DELIGNETTE-MULLER	Marie-Laure	Biologie fonctionnelle	Professeur
M.	DEMONT	Pierre	Santé Publique et Vétérinaire	Professeur
Mme	DESJARDINS PESSON	Isabelle	Equine	Maître de conférences Contractuel
Mme	DJELOUADJI	Zorée	Santé Publique et Vétérinaire	Maître de conférences
Mme	ESCRIOU	Catherine	Pathologie médicale des animaux de compagnie	Maître de conférences
M.	FAU	Didier	Anatomie Chirurgie (ACSAI)	Professeur
Mme	FOURNEL	Corinne	Pathologie morphologique et clinique des animaux de compagnie	Professeur
M.	FRANCK	Michel	Gestion des élevages	Professeur
M.	FREYBURGER	Ludovic	Santé Publique et Vétérinaire	Maître de conférences
M.	FRIKHA	Mohamed-Ridha	Pathologie du bétail	Maître de conférences
Mme	GILOT-FROMONT	Emmanuelle	Santé Publique et Vétérinaire	Professeur
M.	GONTHIER	Alain	Santé Publique et Vétérinaire	Maître de conférences
Mme	GRAIN	Françoise	Gestion des élevages	Professeur
M.	GRANCHER	Denis	Gestion des élevages	Maître de conférences
Mme	GREZEL	Delphine	Santé Publique et Vétérinaire	Maître de conférences
M.	GUERIN	Pierre	Biotechnologies et pathologie de la reproduction	Professeur
Mme	HUGONNARD	Marine	Pathologie médicale des animaux de compagnie	Maître de conférences
M.	JUNOT	Stéphane	Anatomie Chirurgie (ACSAI)	Maître de conférences
M.	KECK	Gérard	Biologie fonctionnelle	Professeur
M.	KODJO	Angeli	Santé Publique et Vétérinaire	Professeur
Mme	LAABERKI	Maria-Halima	Santé Publique et Vétérinaire	Maître de conférences
M.	LACHERETZ	Antoine	Santé Publique et Vétérinaire	Professeur
Mme	LAMBERT	Véronique	Gestion des élevages	Maître de conférences
Mme	LATTARD	Virginie	Biologie fonctionnelle	Maître de conférences
Mme	LE GRAND	Dominique	Pathologie du bétail	Professeur
Mme	LEBLOND	Agnès	Santé Publique et Vétérinaire	Professeur
M.	LEPAGE	Olivier	Equine	Professeur
Mme	LOUZIER	Vanessa	Biologie fonctionnelle	Maître de conférences
M.	MARCHAL	Thierry	Pathologie morphologique et clinique des animaux de compagnie	Professeur
Mme	MIALET	Sylvie	Santé Publique et Vétérinaire	Inspecteur en santé publique vétérinaire (ISPV)
Mme	MICHAUD	Audrey	Gestion des élevages	Maître de conférences
M.	MOUNIER	Luc	Gestion des élevages	Maître de conférences
M.	PEPIN	Michel	Santé Publique et Vétérinaire	Professeur
M.	PIN	Didier	Pathologie morphologique et clinique des animaux de compagnie	Maître de conférences
Mme	PONCE	Frédérique	Pathologie médicale des animaux de compagnie	Maître de conférences
Mme	PORTIER	Karine	Anatomie Chirurgie (ACSAI)	Maître de conférences
Mme	POUZOT-NEVORET	Céline	Anatomie Chirurgie (ACSAI)	Maître de conférences
Mme	PROUILLAC	Caroline	Biologie fonctionnelle	Maître de conférences
Mme	REMY	Denise	Anatomie Chirurgie (ACSAI)	Professeur
M.	ROGER	Thierry	Anatomie Chirurgie (ACSAI)	Professeur
M.	SABATIER	Philippe	Biologie fonctionnelle	Professeur
M.	SAWAYA	Serge	Anatomie Chirurgie (ACSAI)	Maître de conférences
Mme	SEGARD	Emilie	Anatomie Chirurgie (ACSAI)	Maître de conférences Contractuel
Mme	SERGENTET	Delphine	Santé Publique et Vétérinaire	Maître de conférences
Mme	SONET	Juliette	Anatomie Chirurgie (ACSAI)	Maître de conférences Contractuel
M.	THIEBAULT	Jean-Jacques	Biologie fonctionnelle	Maître de conférences
M.	VIGUIER	Eric	Anatomie Chirurgie (ACSAI)	Professeur
Mme	VIRIEUX-WATRELOT	Dorothée	Pathologie morphologique et clinique des animaux de compagnie	Maître de conférences Contractuel
M.	ZENNER	Lionel	Santé Publique et Vétérinaire	Professeur

Remerciements

À Monsieur le Professeur Pierre BRETON
De la Faculté de Médecine de Lyon,
Qui m'a fait l'honneur d'accepter la Présidence de ce jury de thèse,
Mes hommages respectueux.

À Monsieur le Docteur Claude CAROZZO
De VetAgro Sup,
Pour avoir accepté d'encadrer ce sujet de thèse,
Avec qui j'ai eu grand plaisir à travailler, dans une constante bonne humeur,
Qu'il voit ici le témoignage de ma sincère reconnaissance et de mon respect le plus profond.

À Monsieur le Docteur Didier PIN
De VetAgro Sup,
Qui a eu la gentillesse d'accepter de participer à ce jury de thèse
Qu'il trouve ici l'expression de ma gratitude.

À Monsieur le Professeur Laurent DAVID,
De l'Université Claude Bernard Lyon 1,
Pour son investissement dans la mise en place de ce travail,
Pour son aide, et ses précieux conseils,
Sincères remerciements.

Table des matières

Liste des figures 11
Liste des tableaux 15
Glossaire 16
INTRODUCTION 19

Chapitre 1 : La peau du chien, un organe complexe

I. Une structure multicouche pour des fonctions variées .. 21

A. L'hypoderme 21
B. Le derme 22
1. Les différents constituants du derme 22
2. Derme superficiel et derme profond 26
C. La jonction dermo-épidermique 28
D. L'épiderme 29
E. Fonctions générales de la peau 33

II. Les propriétés biomécaniques de la peau 35

A. Comportement mécanique intrinsèque des fibres du derme 35
B. Comportement viscoélastique non linéaire de la peau 36
C. Anisotropie et état de pré-tension cutanée 38
D. Synthèse bibliographique d'études de traction sur peau totale chez différentes espèces 40
1. La conservation des échantillons 40
2. La géométrie des échantillons 41
3. Les systèmes d'attache 42
5. Les techniques de mesures de déformation 43
6. Les paramètres mécaniques de la peau en traction uni-axiale 44

III. Participation des différentes couches cutanées aux propriétés mécaniques de la totalité de la peau 48

A. Techniques mécaniques fréquemment utilisées pour étudier les propriétés mécaniques des différentes couches cutanées..... 48
1. Principe, avantages et inconvénients des essais de traction 48
2. Principe, avantages et inconvénients des essais de succion..... 49
3. Principe, avantages et inconvénients des essais de torsion..... 50
4. Principe, avantages et inconvénients des essais d'indentation..... 51
B. Synthèse bibliographique de la contribution des différentes couches cutanées aux propriétés mécaniques de la peau 52
1. Le derme 52
2. L'épiderme 53
3. L'hypoderme 56

Chapitre 2 : Matériel et Méthode

I. Matériel 57
A. Description du dermatome 57
B. Description de l'extensomètre uni-axial 58
C. Choix du support de l'étude..... 61
II. Méthodes 62
A. Protocole de prélèvement des échantillons de peau 62
B. Conditions de réalisation des tests de traction 68
C. Méthodes d'analyse des résultats..... 69
1. Hypothèses formulées 69
2. Méthode d'exploitation des biopsies cutanées 70
3. Définition du module de Young 71
4. Définition de la fraction d'énergie dissipée..... 73

Chapitre 3 : Résultats

I. Examen des prélèvements histologiques 74
A. Composition des prélèvements superficiels et profonds 74
B. Etude de la variabilité de l'épaisseur de l'épiderme et du derme entre les différents individus 77

1. Variabilité de l'épaisseur de l'épiderme entre les différents chiens de l'étude 77

2. Variabilité de l'épaisseur totale du derme entre les différents chiens de l'étude 78

C. Etude de la variabilité de l'épaisseur de l'épiderme et du derme entre les sites prélevés sur un même chien 79

1. Variabilité de l'épaisseur de l'épiderme entre les sites crâniaux et caudaux sur un même chien 79

2. Variabilité de l'épaisseur du derme entre les sites crâniaux et caudaux sur un même chien 81

II. Allure générale des courbes 82

III. Étude du module de Young sécant des différentes couches cutanées 83

A. Modules de Young des prélèvements superficiels 83

B. Modules de Young des prélèvements profonds 84

C. Comparaison des modules de Young des prélèvements superficiels et des prélèvements profonds 85

D. Modules de Young des prélèvements de peau totale 87

IV. Étude de l'énergie dissipée des différentes couches cutanées 88

A. Fractions d'énergie dissipée des prélèvements superficiels 88

B. Fractions d'énergie dissipée des prélèvements profonds 89

C. Comparaison des fractions d'énergie dissipée des prélèvements superficiels et des prélèvements profonds 90

D. Fractions d'énergie dissipée des prélèvements de peau totale 92

V. Construction d'un modèle de comportement biomécanique des différentes couches cutanées 93

A. Visualisation de quelques cycles d'extension-relaxation 93

B. Modèle de comportement des prélèvements superficiels 94

C. Modèle de comportement des prélèvements profonds 97

D. Modèle de comportement des prélèvements de peau totale..... 98

E. Synthèse de la contribution des différentes couches de la peau aux propriétés biomécaniques globales de la peau 101

Chapitre 4 : Discussion

I. Apports et limites des matériels et méthodes..... 103

A. Utilisation d'un dermatome pour la découpe des lambeaux..... 103

B. Choix d'essais de traction ex vivo à l'aide d'un extensomètre uni-axial 104

C. Choix des caractéristiques des échantillons de peau 107

D. Choix des conditions de traction..... 108

1. Conditions environnementales 108

2. Choix de la vitesse 109

3. Choix de la force maximale 109

E. Choix des paramètres étudiés..... 110

F. Choix de l'histologie..... 110

II. Apports et limites des résultats 111

A. Les épaisseurs des différentes couches 111

B. Les courbes obtenues 112

C. Résultats des modules de Young 114

1. Comparaison des résultats des modules de Young avec la bibliographie..... 114

2. Module de Young et contrainte vraie 116

CONCLUSION 117

Bibliographie.....119

ANNEXES 127

ANNEXE 1 : Mesures des épaisseurs d'épiderme et surfaces de derme et d'hypoderme sur lames à l'aide du logiciel Eclipse Net®.....127

ANNEXE 2 : Courbes contrainte-déformation obtenues grâce à l'extensomètre uni-axial représentant l'évolution de la contrainte appliquée (N/mm²) en fonction de l'allongement relatif de la peau.....132

ANNEXE 3 : Modules de Young séquents des différentes couches cutanées..155

ANNEXE 4 : Fractions d'énergie dissipée des différentes couches cutanées..157

Liste des figures

Figure 1: Hypoderme vu en microscopie 22
Figure 2 : Composition de la peau de l'homme 23
Figure 3 : Proportions des différents types de collagène dans l'ensemble du derme 24
Figure 4 : Derme obtenu après coloration à la fuchsine paraldéhyde de Gomori colorant le collagène en vert les fibres élastiques en violet..... 25
Figure 5 : Organisation des fibres de collagène dans le derme superficiel obtenue par microscopie confocale à balayage laser 27
Figure 6 : Organisation des fibres de collagène dans le derme profond obtenue par microscopie confocale à balayage laser 27
Figure 7 : Organisation des fibres élastiques dans le derme obtenue après coloration par la méthode de Godeau 28
Figure 8 : Structure de la membrane basale épidermique 29
Figure 9 : Les couches cellulaires de l'épiderme 30
Figure 10 : Épiderme en microscopie 32
Figure 11 : Image du stratum corneum obtenue par microscopie électronique 32
Figure 12 : Illustration de la structure de la peau 34
Figure 13 : Comportement non linéaire de la peau en trois phases et orientation des fibres de collagène 37
Figure 14 : Image en microscopie électronique à balayage des fibres de collagène suite à une traction quasi-statique de peau de rat jusqu'à la phase 3 38
Figure 15 : Lignes de pré-tension cutanée chez l'homme 39
Figure 16 : Lignes de pré-tension cutanée (lignes pleines) et orientation des fibres collagéniques (lignes en pointillées) chez le rat 40
Figure 17 : Lignes de pré-tension cutanée chez le chien 40
Figure 18 : Géométrie **a)** et photo **b)** d'une éprouvette de peau humaine en forme d'haltère (dimensions en millimètres)..... 41
Figure 19 : Éprouvette en forme de croix utilisée en traction bi-axiale . 42
Figure 20 : Système d'attache utilisé par LANIR et FUNG (1974) 42
Figure 21 : Éprouvette marquée par des lignes parallèles 43
Figure 22 : Marquage d'une éprouvette par un système de grilles 44
Figure 23 : Éprouvette marquée par un champ de points 44
Figure 24 : Définition graphique des modules élastiques sécants et tangents 45
Figure 25 : Schéma du principe d'un extensomètre. Les patins sont fixés à la peau. $L0$ est l'écartement initial des patins. Lf est l'écartement final. 48

Figure 26 : Schéma d'un appareil de succion d'après HENDRIKS (2005) 50
Figure 27 : Schéma d'un dispositif de torsion d'après MANSCHOT et BRAKKEE (1986) 50
Figure 28 : Variation du module de Young de la couche cornée en fonction de son hydratation relative 53
Figure 29 : Évolution du module de Young en fonction de la température d'après WILKES et al. (1973) 54
Figure 30 : Vue générale du dermatome Aesculap 57
Figure 31 : Vue de la tête de coupe du dermatome Aesculap 57
Figure 32 : Schéma de l'extensomètre uni-axial 58
Figure 33 : Photographie de l'extensomètre uni-axial 59
Figure 34 : Générateur du moteur (en haut à gauche), Scout55 (en haut à droite) et conditionneur LVDT Sensorex® (en dessous) 59
Figure 35 : Boitier DEWE-43 avec 8 entrées analogiques dynamiques dont deux sont utilisées dans notre étude 60
Figure 36 : Photographie représentant l'ensemble du montage 60
Figure 37 : Capture d'écran de l'enregistrement par le logiciel DewesoftX® lors de la réalisation d'un test d'extensométrie 61
Figure 38 : Tatouage des rectangles à la bombe de peinture ; côté droit d'un chien 62
Figure 39 : Échantillon de peau superficiel à la fin d'un prélèvement au dermatome 63
Figure 40 : Illustration de la nomenclature d'identification des prélèvements pour le chien numéro 2 64
Figure 41 : Schéma illustrant le milieu de conservation des prélèvements 65
Figure 42 : Photo de l'emporte-pièce fabriqué sur mesure à partir de l'éprouvette de type 5 de la norme ISO 527-3 65
Figure 43 : Forme et dimensions de l'éprouvette de type 5 de la norme ISO 527-3 66
Figure 44 : Schéma de l'éprouvette après découpe grâce à l'emporte-pièce et position de la biopsie cutanée 67
Figure 45 : Photographie représentant la fixation de l'éprouvette à l'extensomètre uni-axial 67
Figure 46 : Illustration des mesures de la surface du derme sur une coupe transversale 70
Figure 47 : Illustration des mesures d'épiderme sur une coupe transversale 70
Figure 48 : Module de Young sécant à 100% de déformation 71
Figure 49 : Approximation d'une courbe par une succession de trapèzes 73
Figure 50 : Composition moyenne des prélèvements superficiels 76

Figure 51: Composition moyenne des prélèvements profonds 76
Figure 52 : Moyennes des épaisseurs de l'épiderme sur différents chiens 77
Figure 53 : Moyennes des épaisseurs du derme sur différents chiens .. 78
Figure 54 : Schéma des sites crâniaux et caudaux comparés au sein d'un même chien 79
Figure 55 : Moyennes des épaisseurs d'épiderme en fonction des sites de prélèvement 80
Figure 56 : Moyennes des épaisseurs de derme en fonction des sites de prélèvement 81
Figure 57 : Allure des courbes obtenues lors d'une série de quatre cycles à 0,25N 82
Figure 58 : Diagramme en boite résumant les modules de Young des prélèvements superficiels 83
Figure 59 : Diagramme en boite résumant les modules de Young des prélèvements profonds 84
Figure 60 : Diagramme en boite comparant les modules de Young des prélèvements superficiels et profonds 85
Figure 61: Diagramme en boite résumant les modules de Young des prélèvements de peau totale 87
Figure 62 : Diagramme en boite résumant les fractions d'énergie dissipée des prélèvements superficiels 88
Figure 63 : Diagramme en boite résumant les fractions d'énergie dissipée des prélèvements profonds 89
Figure 64 : Diagramme en boite comparant les fractions d'énergie dissipée des prélèvements superficiels et profonds 90
Figure 65 : Diagramme en boite résumant les fractions d'énergie dissipée des prélèvements de peau totale 92
Figure 66 : Visualisation des quatrièmes cycles de six prélèvements, superficiels, profonds ou de peau totale 93
Figure 67 : Comparaison du module de Young des prélèvements superficiels au module de Young moyen 95
Figure 68 : Comparaison de l'énergie dissipée des prélèvements superficiels à l'énergie dissipée moyenne 96
Figure 69 : Comparaison du module de Young des prélèvements profonds au module de Young moyen 97
Figure 70 : Comparaison de l'énergie dissipée des prélèvements profonds à l'énergie dissipée moyenne 98
Figure 71: Comparaison du module de Young des prélèvements de peau totale au module de Young moyen 99
Figure 72 : Comparaison de l'énergie dissipée des prélèvements de peau totale à l'énergie dissipée moyenne 100

Figure 73: Modèle de comportement biomécanique des différents prélèvements de l'étude 102
Figure 74 : Illustration de la proposition de protocole 1 105
Figure 75 : Illustration de la proposition de protocole 2 106
Figure 76 : Illustration d'une courbe avec des forces négatives 112
Figure 77 : Illustration d'une éprouvette non tendue au retour à l'écartement initial des mors 112
Figure 78 : Illustration d'une rigidification précoce d'une éprouvette . 113

Liste des tableaux

Tableau I : Les cellules de l'épiderme..... 30
Tableau II : Modules de Young des fibres de collagènes et des fibres élastiques d'après la littérature 36
Tableau III : Modules de Young obtenus lors d'études d'extensométrie sur peau totale pour différentes espèces 46
Tableau IV : Récapitulatif des données bibliographiques sur les modules de Young de l'épiderme en fonction de son état d'hydratation..... 55
Tableau V : Transposition des mesures effectuées sur lames en mesures réelles avant fixation pour les prélèvements superficiels..... 74
Tableau VI : Transposition des mesures effectuées sur lames en mesures réelles avant fixation pour les prélèvements profonds..... 75
Tableau VII : Comparaison de l'épaisseur de l'épiderme et du derme de notre étude avec la bibliographie..... 111
Tableau VIII : Comparaison des modules de Young de notre étude avec la bibliographie..... 115

Glossaire

Capacité d'élongation : capacité d'un matériau à s'allonger lorsqu'il est soumis à un essai de traction.

Capteur de force : capteur qui permet la conversion d'une valeur de force en un signal électrique qui lui est proportionnel.

Cisaillement (Contrainte de) **:** contrainte qui est appliquée de manière parallèle ou tangentielle à la surface d'un matériau. Elle est exprimée en Pascals.

Comportement élastique linéaire : lorsqu'un matériau, soumis à une petite sollicitation, se déforme de manière proportionnelle à la force mise en jeu. Ce matériau retourne à son état d'origine lorsque la sollicitation est stoppée. Le comportement élastique linéaire est défini par la loi de Hooke.

Comportement élastique non linéaire : lorsqu'un matériau, soumis à une petite sollicitation, se déforme de manière non proportionnelle à la force mise en jeu.

Élasticité : aptitude d'un matériau à retourner à son état initial lorsque la force qui lui est appliquée est supprimée.

Élastographie (Essai de) : Etude de la propagation d'ondes (élastogaphie dynamique) ou de vibrations basse fréquence (élastographie quasi-statique) dans un matériau.

Extensométrie : mesure des déformations d'un matériau solide sous l'effet de contraintes mécaniques.

Extension uni-axiale : Allongement d'un matériau suivant un axe unique.

Indentation (Essai de) : Mesure de la déformation d'un matériau solide lorsqu'il est soumis à une pression exercée de manière localisée.

Matériau Anisotrope : matériau dont les propriétés varient suivant la direction considérée.

Matériau Isotrope : matériau dont les propriétés ne varient pas suivant la direction considérée.

Module d'élasticité (longitudinale) = **Module de Young** : constante de vitesse de la variation de la déformation en fonction de la contrainte.

Pré-tension : état de la peau à l'état naturel lorsqu'elle recouvre le corps.

Raideur : résistance à la déformation élastique d'un échantillon.

Succion (Essai de) : mesure de l'élévation d'une zone d'un matériau lorsqu'un vide partiel est appliqué à sa surface.

Torsion (Essai de) : mesure de l'angle de cisaillement d'une zone d'un matériau lorsqu'elle est fixée par un disque externe immobile et qu'un disque central mobile tourne sur lui-même en lui imprimant un mouvement de cisaillement.

Traction (Essai de) : mesure du degré de résistance d'une bande de matériau, lorsqu'elle est fixée à une machine de traction et étirée. La traction peut se faire suivant un axe unique (essai de traction uni-axiale) ou suivant plusieurs axes de façon simultanée (essai de traction multiaxiale).

Viscosité : résistance d'un fluide à l'écoulement uniforme et sans turbulence.

INTRODUCTION

La peau constitue l'enveloppe de l'organisme, et donc l'interface avec le milieu extérieur. Il s'agit de l'organe le plus important du corps en termes de surface. Pour un chien de 30kg par exemple, elle représente 0,95m². On la pense souvent fine et fragile, mais sa vulnérabilité n'est pas si importante, et elle est finalement particulièrement adaptée aux agressions extérieures.

La complexité de la composition et de l'organisation du tissu cutané, ainsi que sa variabilité interindividuelle et intra individuelle, en font un système extrêmement difficile à étudier. Les techniques existantes pour tenter de caractériser ce tissu sont nombreuses (extensométrie, succion, torsion, indentation, ultrasons…) mais aucune ne s'est imposée comme méthode standard de caractérisation des propriétés biomécaniques de la peau. De plus, chaque essai expérimental repose sur des échantillons, des conditions expérimentales et des techniques d'analyse qui lui sont propres. On comprend alors la disparité très importante des résultats et la difficulté de les comparer.
Par ailleurs, les études portant sur les propriétés biomécaniques de la peau sont très souvent réalisées sur le modèle humain ou le modèle porcin. Il existe à l'heure actuelle une seule expérimentation s'appliquant à valider l'utilisation d'un extensomètre uni-axial pour l'étude des propriétés mécaniques de la peau de l'espèce qui nous intéresse ici, celle du chien (BISMUTH *et al*. (2014)).

Pourtant, l'étude des propriétés biomécaniques de la peau trouve des applications dans divers domaines :

- En dermatologie, il est reconnu que les affections cutanées peuvent modifier le comportement mécanique de la peau. Chez le chien, on peut citer par exemple le syndrome d'Ehlers-Danlos caractérisé par une hyper-extensibilité cutanée, une fragilité anormale de la peau et de la paroi des vaisseaux ainsi que des déchirures spontanées (PACIELLO *et al*. (2003)). Par une analyse mécanique simple il apparaît alors possible de définir l'état pathologique, voire l'affection elle-même.

- En chirurgie, le tissu cutané possède des directions de tension privilégiées qu'il est nécessaire de prendre en compte pour une cicatrisation optimale. Par exemple, suite à une chirurgie d'exérèse large, lors de l'étape de reconstruction par un volet cutané, il est

fréquent que les tensions appliquées pour pouvoir mettre bords à bords les deux berges de plaie soient très élevées. La connaissance des lignes de tensions privilégiées ainsi que les capacités d'extension cutanée représentent alors des informations précieuses.

Ces informations trouvent également une grande utilité pour l'optimisation des greffes de peau ou encore l'étude de l'efficacité d'un pansement technique sur la cicatrisation par seconde intention.

- En cosmétologie, l'étude des propriétés biomécaniques de la peau du chien peut être une technique d'évaluation de l'efficacité d'un traitement sur un sujet. Classiquement, l'analyse histologique est employée mais elle ne caractérise pas l'évolution du comportement mécanique associée au traitement (élasticité, fermeté…). Une caractérisation mécanique permettrait de définir des grandeurs intrinsèques de la peau de manière objective et rigoureuse et ainsi de qualifier et quantifier l'action d'un traitement cutané.

Ce travail propose donc d'étudier les spécificités biomécaniques des différentes strates cutanées du chien à l'aide d'un extensomètre uni-axial et d'extraire leur contribution aux propriétés biomécaniques de la peau dans sa globalité. La construction d'un modèle de comportement biomécanique des différentes couches cutanées chez le chien sera proposée.

Pour cela, nous commencerons par une section introductive qui reprend la physiologie cutanée du chien. Sa structure, ses composants et leurs caractéristiques mécaniques y sont détaillés afin d'analyser la fonction de chaque élément dans le comportement mécanique de l'ensemble. Une synthèse d'essais expérimentaux de traction sur la peau de diverses espèces est présentée afin d'établir le cadre général des études existantes et leur caractéristiques expérimentales. Nous nous concentrerons ensuite sur la description de l'ensemble du matériel utilisé pour notre étude et le protocole expérimental mené avant d'exposer l'analyse des données obtenues. Enfin, nous porterons un regard critique sur l'ensemble de ce travail.

Chapitre 1 :
La peau du chien, un organe complexe

I. Une structure multicouche pour des fonctions variées

La peau est un tissu hétérogène hautement stratifié composé de trois couches principales : l'épiderme, le derme et l'hypoderme. Sa structure complexe remplit des fonctions variées permettant d'assurer l'intégrité de l'organisme. Une bonne connaissance de sa structure et de ses fonctions est nécessaire à l'appréhension et la compréhension de son comportement biomécanique.

A. L'hypoderme

L'hypoderme est le tissu le plus profond de la peau. Son épaisseur varie d'un endroit à l'autre du corps. Au niveau des cuisses, des lombes, de la région du sternum, de l'abdomen, des flancs, et en région axillaire, l'épaisseur moyenne de l'hypoderme chez le chien varie entre 0,94mm et 2,12mm ; le minimum étant obtenu pour les flancs et le maximum pour les lombes. L'hypoderme semble donc être d'épaisseur importante au niveau des lombes. (WILKINSON et McEWAN (1991)).

L'hypoderme possède une structure consistant en des lobules d'adipocytes dispersés au sein de septa d'un tissu conjonctif lâche **(Fig 1)**. Des cordons de tissus conjonctifs relient la peau au fascia sous-jacent (LAPIERE *et al.* (1984)). Les triglycérides représentent 90% de la masse l'hypoderme. Les capillaires y sont plus fins que dans le derme (MULLER *et al.* (1989)).

L'hypoderme a pour principales fonctions d'assurer une réserve d'énergie et d'eau, une isolation thermique, ainsi que de préserver les formes de la surface corporelle. Par ailleurs, l'hypoderme intervient dans le métabolisme et la réserve d'hormones stéroïdes telles que les oestrogènes (WANG *et al.* (2012)).

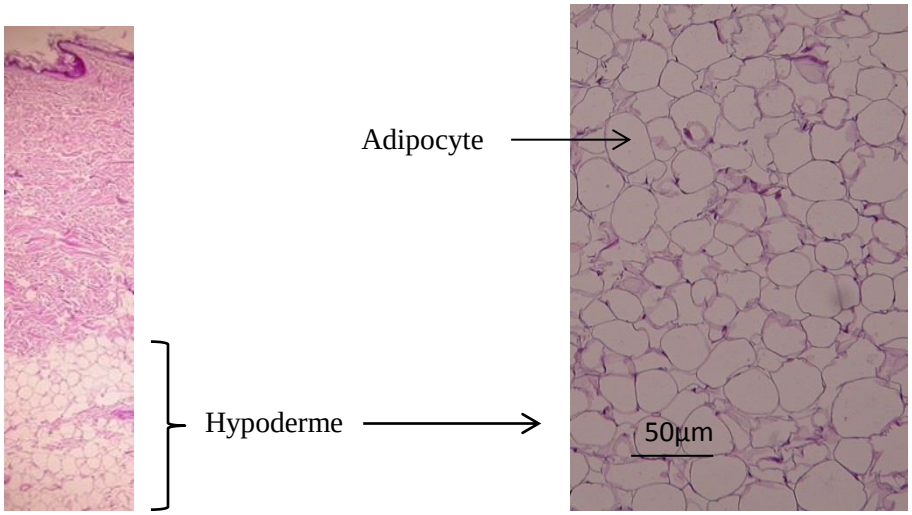


Figure 1: Hypoderme vu en microscopie

(crédits photos Lebreton)

B. Le derme

1. Les différents constituants du derme

Le derme est un tissu conjonctif constitué d'une matrice extracellulaire (collagène, fibres élastiques, glycosaminoglycanes, protéoglycanes) et d'éléments cellulaires (fibroblastes, mastocystes, histiocytes). Il contient également les annexes de la peau (follicules pileux, glandes sébacées et sudoripares), des vaisseaux sanguins et lymphatiques, des nerfs et les muscles érecteurs des poils **(Fig 2)**.

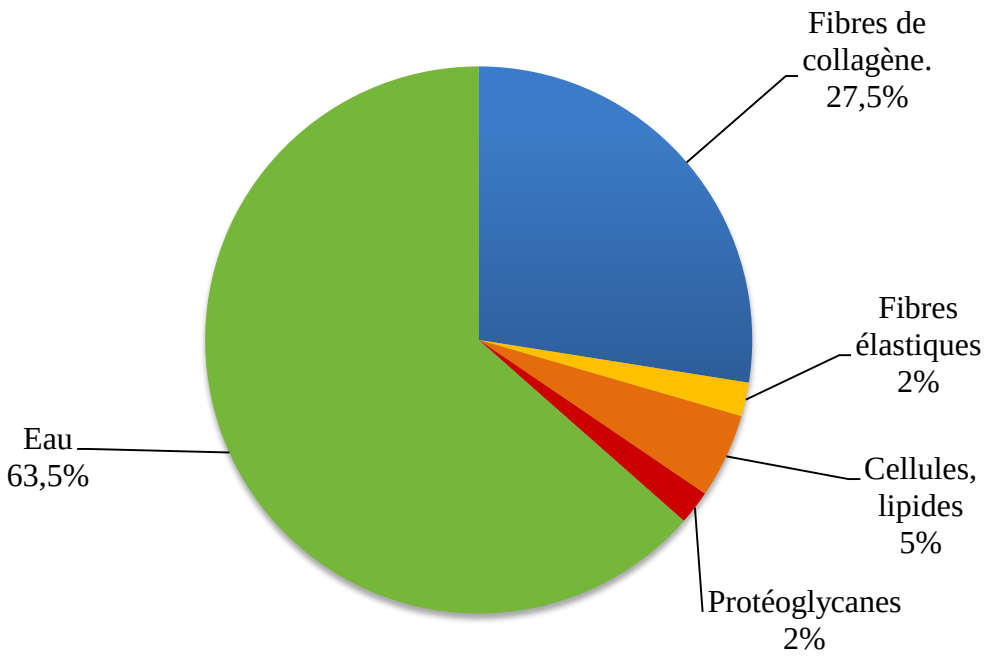


Figure 2 : Composition de la peau de l'homme (d'après SILVER et al. (1992))

Le collagène est une protéine fibrillaire qui représente 80% de la matrice extracellulaire du derme (MULLER *et al.* (1989)).

Une fibre de collagène est composée de quatre fibrilles alignées parallèlement, elles-mêmes constituées de trois chaines polypeptidiques alpha reliées par des ponts di-sulfures et arrangées en triples hélices, ce qui est responsable de la solidité de la fibre. Les fibres de collagène ont une résistance à la traction élevée. Plusieurs types de collagènes sont rencontrés dans la peau, résultant de l'assemblage de chaines alpha variables.

Chez un animal adulte, la majorité du collagène dermique est représentée par du collagène de type I : environ 87% du collagène dermique. Puis, le collagène de type III formerait approximativement 10% du collagène dermique. Les collagènes de type I et III seraient responsables de la résistance aux forces de traction. Le collagène de type V représente environ 3% du collagène dermique. Enfin, les collagènes de type IV, VI, VII et XIII sont présents en tant que composés mineurs **(Fig 3)** (LLOYD et PATEL (2012) ; OLIVRY *et al.* (1994)).

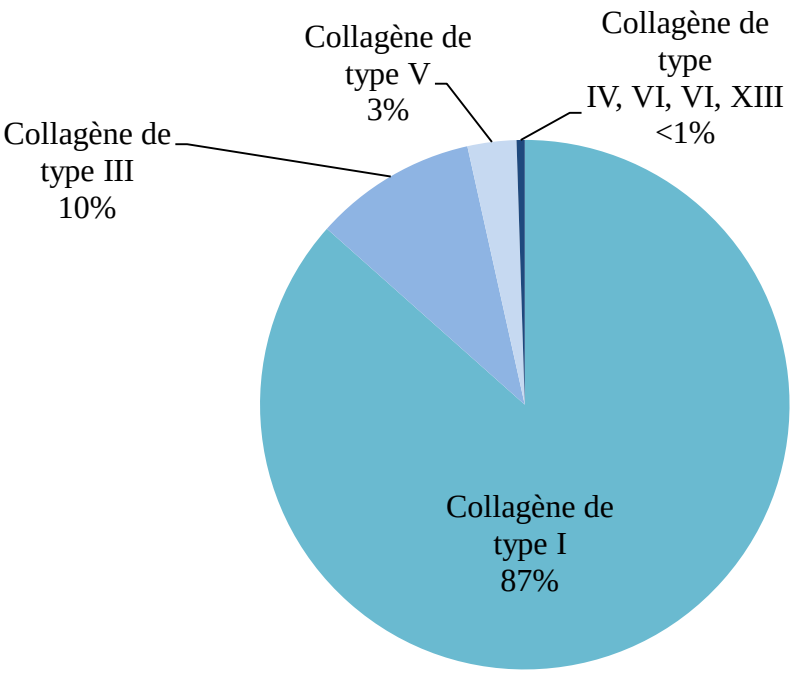


Figure 3 : Proportions des différents types de collagène dans l'ensemble du derme (LLOYD et PATEL (2012) ; OLIVRY et al. (1994))

Les fibres élastiques composent le deuxième grand groupe de fibres dermiques (4% de la matrice extracellulaire dermique). Les fibres élastiques s'intercalent entre les fibres de collagène et forment un réseau dans le derme **(Fig 4)**. Le réseau élastique comprend trois sortes de fibres : les fibres oxytalanes, les fibres d'élaunine et les fibres élastiques proprement dites, matures.

Les fibres oxytalanes sont exclusivement constituées de microfibrilles. Elles sont situées dans le derme papillaire et forment de fines arborisations perpendiculaires à la jonction dermo-epidermique.

Les fibres d'élaunine sont des fibres élastiques immatures, plus courtes et moins larges que les fibres élastiques matures. Elles contiennent également moins de substance amorphe que les fibres élastiques matures. Elles sont organisées en un plexus sous-papillaire, parallèle à la jonction dermo-épidermique, anastomosé avec les fibres oxytalanes et les fibres élastiques matures plus épaisses du derme réticulaire.

Les fibres élastiques matures sont situées au niveau du derme profond, des septas interlobulaires de l'hypoderme, avec un renforcement autour des follicules pileux, des glandes sébacées et des glandes sudorales. Elles se présentent comme des faisceaux ondulés, parfois anastomosés situés entre les fibres de collagène.

Les fibres élastiques sont responsables de la souplesse de la peau ; elles permettent le retour élastique de la peau lors d'une sollicitation. Elles assurent, par ailleurs, la tension initiale de la peau lorsque celle-ci n'est pas sollicitée (SILVER et al. 2003 ; WILKES et al. 1973). La fragmentation des fibres élastiques et la perte de leurs hélices α participent à la réduction de l'élasticité cutanée observée lors des changements dégénératifs de la peau (LLOYD et PATEL (2012) ; SILVER *et al.* (2002)).

Les protéoglycanes et les glycosaminoglycanes sont des macromolécules anioniques complexes composées principalement d'acide hyaluronique, de chondroïtine-4-sulfate, de chondroïtine-6-sulfate, d'héparine et de dermatane-sulfate. Elles forment un gel muco-polysaccharide-glycoprotidique. Cette substance fondamentale contribue à l'équilibre hydroélectrolytique du derme. Du fait de la viscosité intrinsèque élevée de l'acide hyaluronique, elle a également une fonction de lubrification, de support pour les autres constituants du derme et participe à la migration, la croissance et la différenciation de certaines cellules dermiques (OLIVRY *et al.* (1994), (HERBAGE *et al*. 2004)).

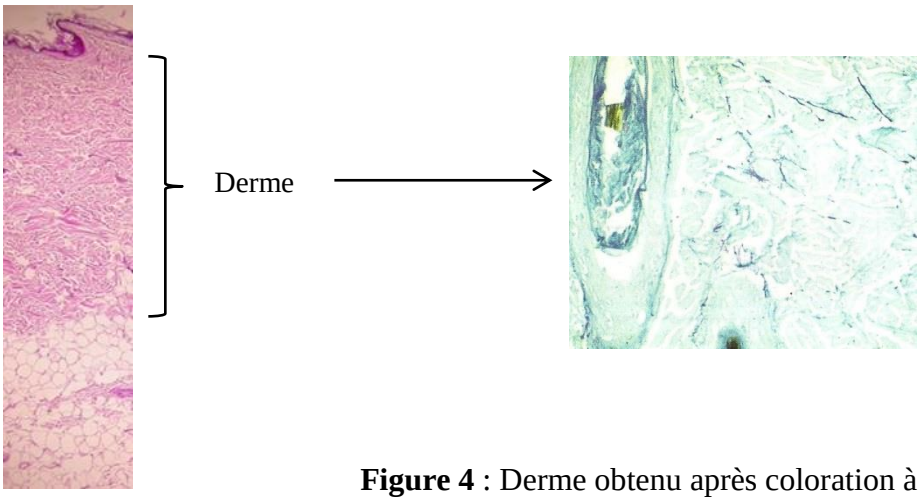


Figure 4 : Derme obtenu après coloration à la fuchsine paraldéhyde de Gomori colorant le collagène en vert les fibres élastiques en violet (LLOYD et PATEL (2012))

2. Derme superficiel et derme profond

Les constituants du derme sont de nature, d'orientation et de densité différentes en fonction de leur localisation ce qui explique que l'on distingue le derme superficiel et le derme profond.

Le derme superficiel est formé de tissu conjonctif lâche. Les fibres de collagène y sont majoritairement de type III et de faible diamètre (de 0,3 à 3µm) (SILVER (1982)). Elles sont isolées, distribuées de manière aléatoire et accompagnées d'un réseau fin de fibres élastiques. Les fibres oxytalanes forment de fines arborisations perpendiculaires à la jonction dermo-épidermique. Quatre-vingt-cinq pourcent de ces fibres ont une longueur qui n'excède pas 20µm pour un diamètre de l'ordre de 1µm. Les fibres d'élaunine sont organisées en un plexus parallèle à la jonction dermo-épidermique anastomosé avec les fibres oxytalanes et les fibres élastiques matures plus épaisses du derme profond **(Fig 7)** (FRANCES et al. (1990)).

Le derme profond est formé d'un tissu conjonctif plus dense et épais. Les fibres de collagène sont alors plutôt de type I et de diamètre plus important (10 à 40µm) (SILVER (1982)). Elles s'organisent en faisceaux parallèles à la surface de la peau **(Fig 5 et 6)** (JOR *et al.* (2011)). Les fibres élastiques matures y sont plus longues et plus épaisses. Leur longueur varie entre 140 et 320µm pour un diamètre de 1 à 5µm. Elles s'organisent en faisceaux ondulés situés entre les fibres de collagène (FRANCES et al. (1990)).

L'épaisseur du derme est déterminante pour celle de la peau. En effet, dans les zones où la peau est épaisse, le derme compte pour la majorité de cette épaisseur, alors que les zones de peau fine correspondent à un derme plus fin. En région dorsale chez le chien, le derme mesure environ 700 µm à la naissance et atteint 1500 µm à l'âge de 6 mois (EVANS et DE LAHUNTA (2013)). Le derme est la couche cutanée qui semble contribuer de façon importante à la résistance et à l'élasticité de la peau. Il est impliqué dans le maintien et la restauration des structures cutanées avec lesquelles il interagit. Il participe à la production de sécrétions et à la cicatrisation de la peau.

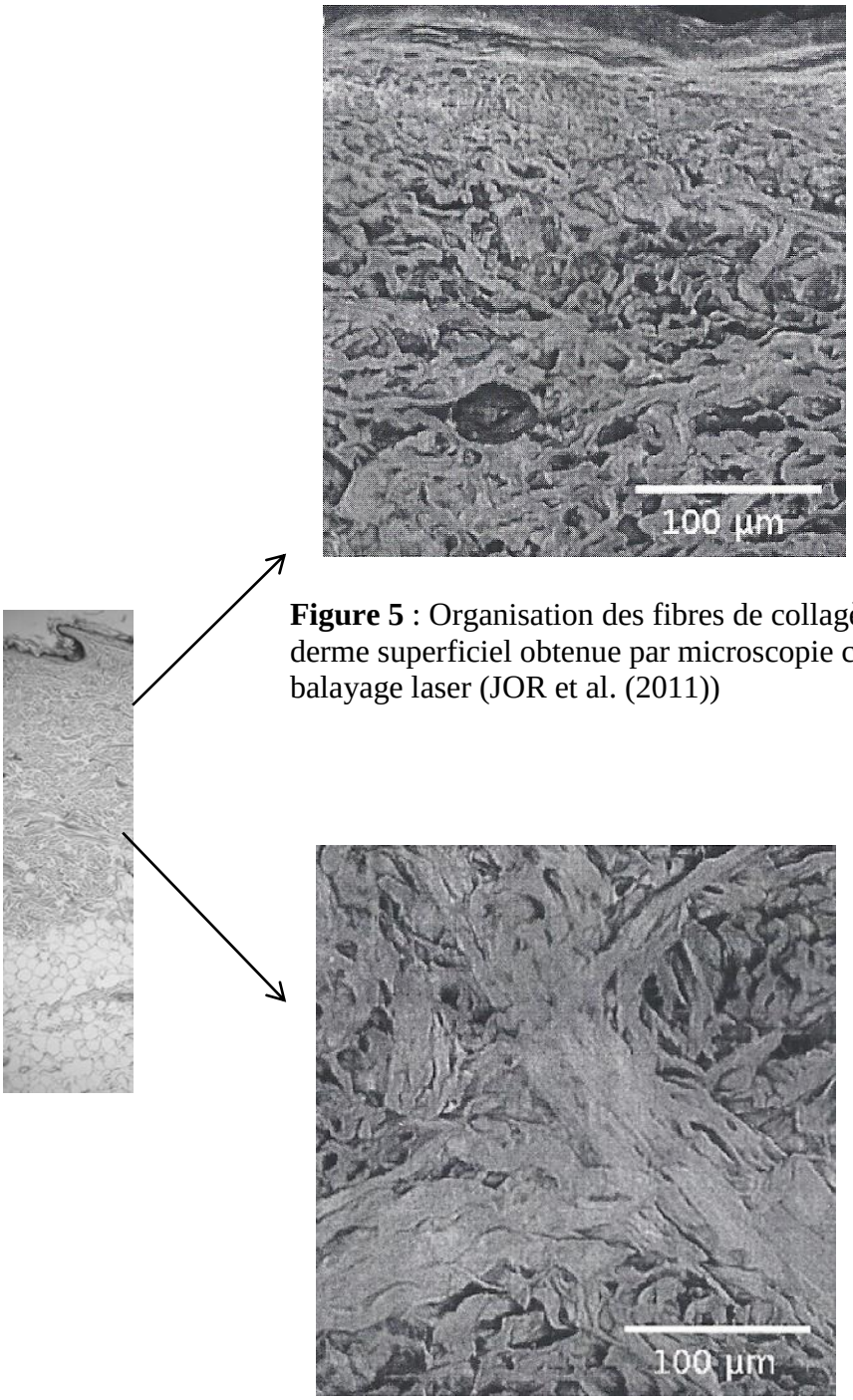


Figure 5 : Organisation des fibres de collagène dans le derme superficiel obtenue par microscopie confocale à balayage laser (JOR et al. (2011))

Figure 6 : Organisation des fibres de collagène dans le derme profond obtenue par microscopie confocale à balayage laser (JOR et al. (2011))

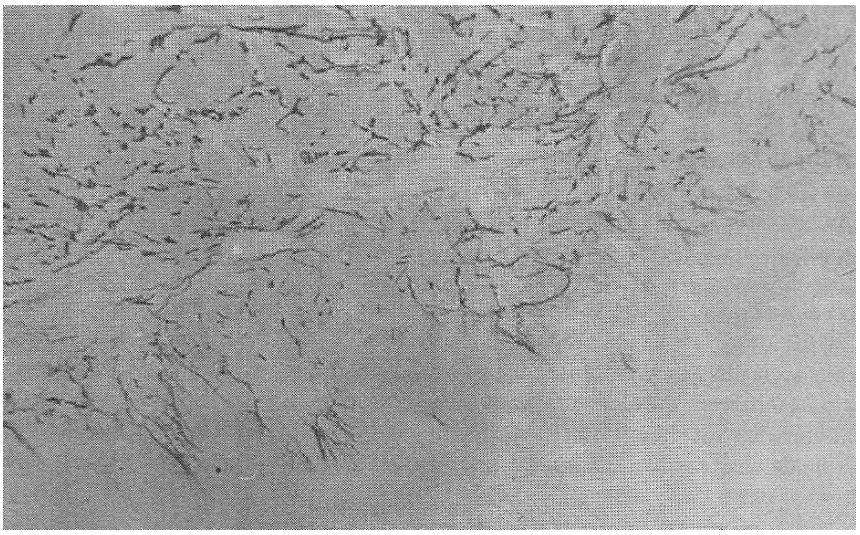


Figure 7 : Organisation des fibres élastiques dans le derme obtenue après coloration par la méthode de Godeau (FRANCES et al. (1990))

C. La jonction dermo-épidermique

La jonction dermo-épidermique est une interface physico-chimique entre l'épiderme et le derme. La fonction principale de cette zone est une fonction d'adhérence permettant d'ancrer l'épiderme dans le derme, mais elle agit également comme barrière physique et permet de maintenir un épiderme fonctionnel en assurant sa nutrition par les tissus sous-jacents et en favorisant sa cicatrisation.

En microscopie électronique, la jonction dermo-épidermique peut être divisée en trois couches. En allant de l'épiderme au derme, on trouve :

- *La lame claire (lamina lucida)*, contenant de nombreux filaments d'ancrage composés entre autres de laminine, de collagène XVII et d'intégrine $\alpha_6\,\beta_4$. Ils relient la lamina densa aux hémidesmosomes des kératinocytes de la couche basale de l'épiderme
- *La lame dense (lamina densa)*, composée massivement de collagène de type IV ayant une architecture grillagée qui permet une grande stabilité mécanique et physiologique
- *L'espace sous-membranaire (sublamina densa)*, contient les fibrilles d'ancrage composé de collagène VII qui s'insèrent sur la membrane basale et sur des plaques d'ancrage dans le derme superficiel. Des fibres élastiques oxytalanes prennent leur origine perpendiculairement à la lame dense et s'étendent dans le derme **(Fig 8)** (OLIVRY *et al.* (1994))

Les nombreuses structures d'adhérence et les interactions fortes avec le cytosquelette des kératinocytes confèrent une forte résistance à la peau.

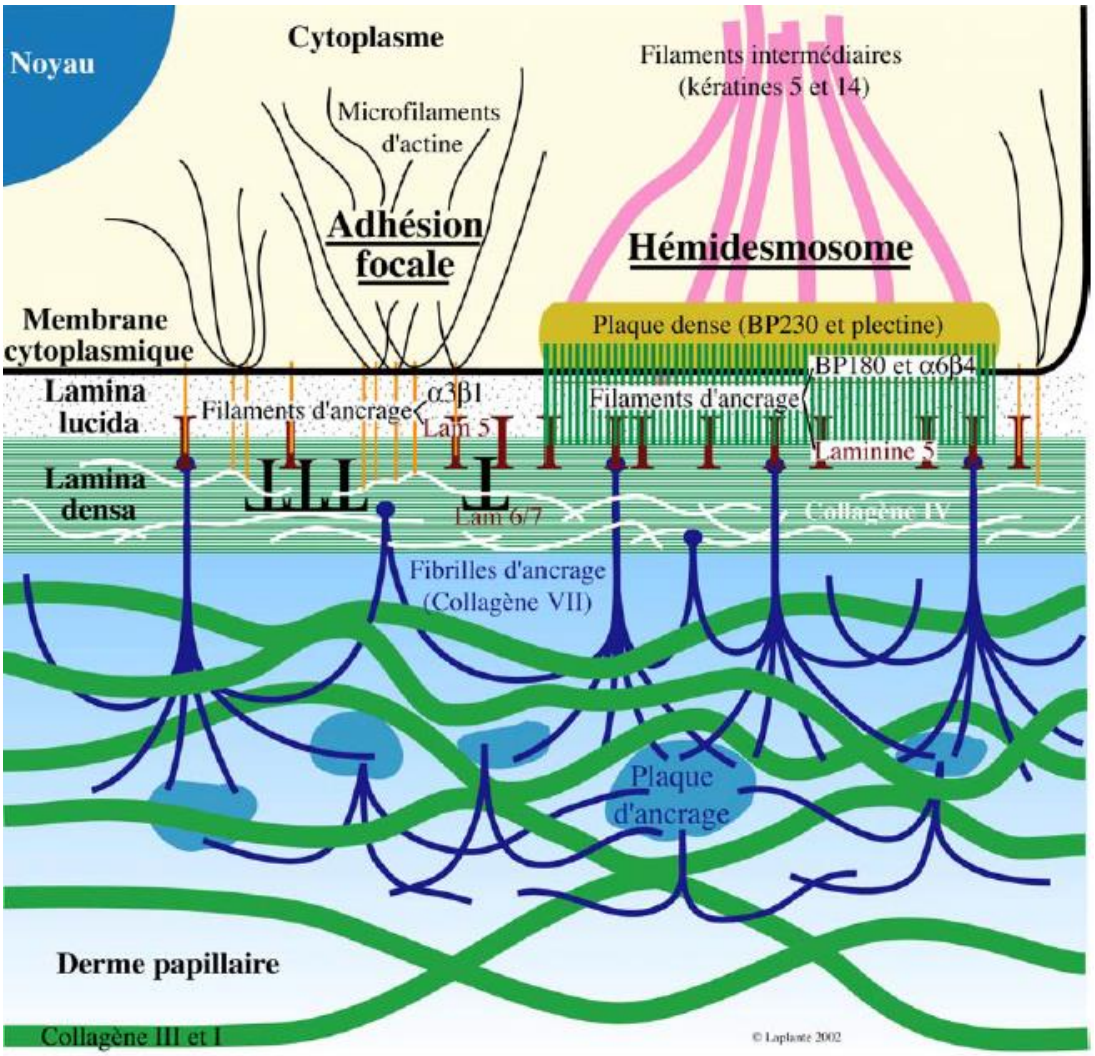


Figure 8 : Structure de la membrane basale épidermique d'après LAPLANTE (2002)

D. L'épiderme

L'épiderme est un épithélium pavimenteux, stratifié et kératinisé, à renouvellement continu,. Il constitue la couche la plus superficielle de la peau. Son épaisseur est variable selon les régions du corps. De manière générale, l'épiderme des chats et des chiens est assez fin puisqu'il mesure de 0,1 à 0,5mm en moyenne. L'épaisseur la plus importante est retrouvée au niveau des coussinets où l'épiderme mesurerait jusqu'à 1,5mm (MULLER *et al.* (1989)). L'épiderme est constitué de quatre types de cellules **(Tab I)**.

Tableau I : Les cellules de l'épiderme (MULLER et al. (1989))

	Proportions	localisation	Principales fonctions
Les kératinocytes	85%	Ensemble de l'épiderme	Production de kératine, protéine fibreuse de grande résistance mécanique Renouvellement des assises cellulaires Ancrage avec la membrane basale
Les mélanocytes	5%	Couche basale	Production de pigments mélaniques à l'origine des différentes colorations de la peau et des poils.
Les cellules de Langerhans	3 à 8%	Couche basale	Cellules présentatrices d'antigène
Les cellules de Merkel	-	Couche basale ou juste en dessous	Mécanorécepteurs à fonctions sensorielles, adaptation lente aux changements de pression

L'épiderme est structuré en quatre couches cellulaires caractérisées par la différenciation des kératinocytes de la profondeur vers la surface de la peau **(Fig 9)**.

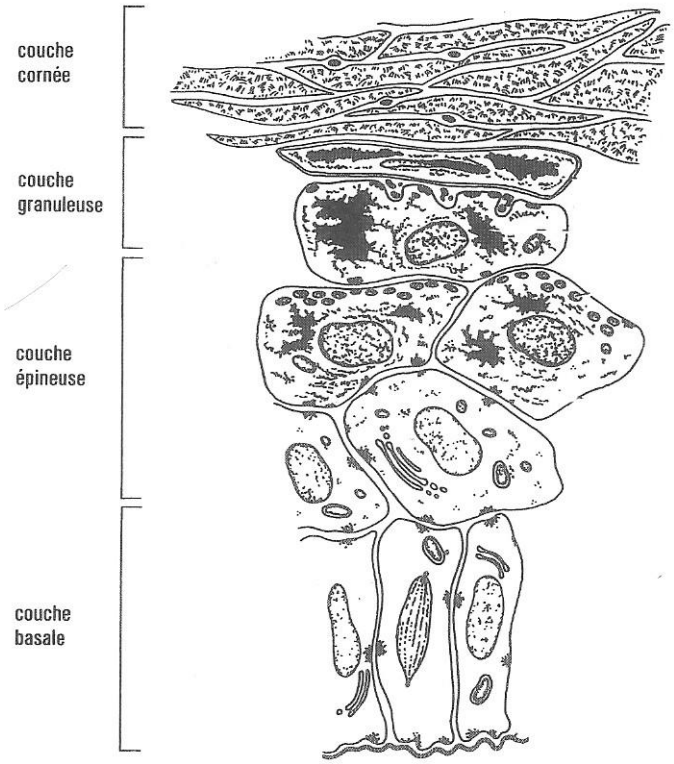


Figure 9 : Les couches cellulaires de l'épiderme (OLIVRY et al. (1994))

La couche basale (stratum basale) est la couche la plus profonde de l'épiderme. C'est un lieu de multiplication qui assure un renouvellement constant des kératinocytes. Cette assise monocellulaire contient majoritairement des kératinocytes cylindriques reliés entre eux par des desmosomes et ancrés à la jonction dermo-épidermique par des hémidesmosomes. Ces kératinocytes prolifèrent pour donner naissance aux kératinocytes différenciés des assises supérieures. Cette couche a une fonction importante dans le processus de cicatrisation en assurant l'épithélialisation. Elle contient également diverses cellules telles que les cellules de Langerhans, les mélanocytes et les cellules de Merkel.

La couche épineuse (stratum spinosum) est composée des kératinocytes issus de la division des cellules basales. Elle est d'épaisseur variable, d'une à deux couches cellulaires dans les zones pileuses à plus de vingt couches au niveau de la truffe, des coussinets plantaires et des jonctions muco-cutanées (MULLER *et al.* (1989)).

Les kératinocytes de cette assise ont une forme cuboïdale et sont reliés par de nombreux desmosomes qui leur donnent un aspect « épineux » en microscopie. La structure et la biochimie des kératinocytes évoluent au fur et à mesure de leur différenciation. Au sein de la couche épineuse, les kératinocytes sont pourvus de nombreux organites et sont en synthèse active de protéines, en particulier de kératines de types K1 et K10 qui vont remplacer les types K5 et K14 de la couche basale. Ces filaments intermédiaires, de plus haut poids moléculaires et organisés en faisceaux autour du noyau, s'attachent aux desmosomes procurant ainsi une grande cohésion mécanique et résistance à l'abrasion (OLIVRY *et al.* (1994)).

La couche granuleuse (stratum granulosum) contient les kératinocytes viables les plus différenciés. Ces kératinocytes fusiformes sont caractérisés par la présence de corps lamellaires et de granules de kératohyaline impliqués dans l'agrégation des filaments de kératine. La membrane plasmique des kératinocytes se modifie pour aboutir à la formation d'une enveloppe cornée imperméable et insoluble particulièrement résistante, doublée d'une enveloppe lipidique cornéocytaire (OLIVRY *et al.* (1994)).

La couche cornée (stratum corneum) détient le plus de couches cellulaires et les plus grandes cellules de l'épiderme. Les cornéocytes sont des cellules mortes, aplaties, reliées par des desmosomes modifiés, les cornéodesmosomes, et dont la kératine compose alors 80 % du cytoplasme (LAPLANTE (2002)). L'épaisseur de la couche cornée varie de 3 à 35 µm chez le chat et de 5 à 1500 µm chez le chien. Chez le chien, l'épaisseur moyenne de la couche cornée serait de 47 couches cellulaires, soit 13,3 µm (MULLER *et al.* (1989)). Cette strate prévient les pertes d'eau transcutanées et joue un rôle de barrière vis-à-vis des agressions environnementales **(Fig 10 et 11)**.

Lors d'une hydratation conséquente, le volume d'un cornéocyte peut tripler et ses caractéristiques mécaniques être modifiées de manière non négligeable. La connaissance de son hydratation lors d'une expérimentation est donc importante pour une bonne interprétation des résultats (AGACHE (2000)).

La peau est recouverte par un film lipidique superficiel (triglycérides, acides gras libres, stérols libres, esters de stérols, céramides). L'ensemble de ces éléments forme une émulsion qui est fondamentale dans la fonction de barrière de la peau. Il intervient dans le contrôle des pertes d'eau et dans la protection des tissus sous-jacents contre les agressions chimiques et biologiques. Il assure le maintien de l'écosystème cutané, notamment en abritant et en nourrissant la flore commensale. Ce film possède un pouvoir antibactérien et antifongique et intervient dans l'imperméabilisation du pelage chez certaines races (Terre-Neuve) (PERRIN (2011)).

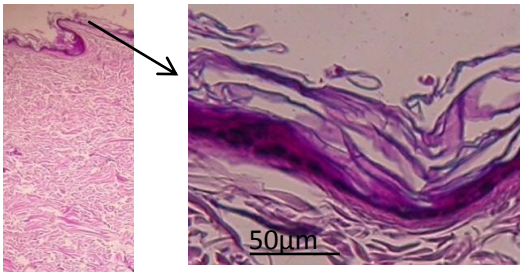


Figure 10 : Épiderme en microscopie (crédits photos Lebreton)

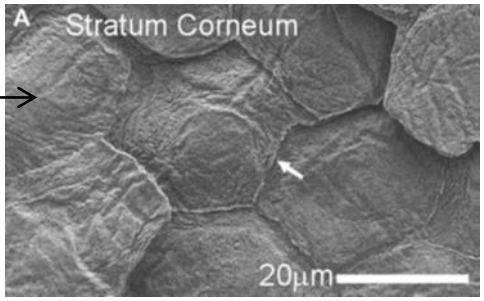


Figure 11 : Image du stratum corneum obtenue par microscopie électronique (CRICHTON et al. (2011))

E. Fonctions générales de la peau

Elle remplit des fonctions essentielles au maintien de l'homéostasie du corps :

- *Barrière physique* : il s'agit de la fonction la plus importante de la peau qui rend possible la préservation d'un milieu interne. Cette barrière assure une protection contre des agents physiques, chimiques et biologiques et permet un contrôle des pertes d'eau, d'électrolytes et de macromolécules.
- *Régulation thermique* : La peau participe à la régulation de la température corporelle par la présence de poils et de graisse au niveau de l'hypoderme qui apporte une bonne isolation. La variabilité du flux sanguin périphérique intervient également mais semble plus limitée que chez l'homme et le porc à cause du nombre réduit de shunts artério-veineux dans le derme (CAMPBELL et LICHTENSTEIGER (2004)).
- *Sensibilité cutanée* : la peau est un support des sensations de contact, chaleur, froid, douleur et prurit.
- *Sécrétion, excrétion* : La peau est le siège de production de structures kératinisées telles que les poils, les griffes, la couche cornée de l'épiderme. La présence de glandes permet également la production de sébum et dans une moindre mesure de sueur.
- *Mouvements et formes* : L'élasticité et la solidité de la peau confèrent au corps certaines formes et autorisent les mouvements.
- *Immunité* : La peau participe activement à la réponse immunitaire du fait de la présence de cellules immunitaires. Les propriétés antimicrobiennes et antifongiques de la surface de la peau et la flore résidente cutanée localisée dans l'épiderme superficiel et dans l'infundibulum des follicules pileux contribuent également à la surveillance immunitaire.
- *Métabolisme* : La peau est le siège de la production de mélanine par les mélanocytes ; ceux-ci sont localisés dans la couche basale de l'épiderme (un mélanocyte tous les dix à vingt kératinocytes), dans les follicules pileux et les canaux des glandes sudoripares et sébacées. La mélanine détermine la couleur de la peau et du pelage et prévient les dommages dus à l'exposition au soleil (MULLER *et al.* (1989)). Nous pouvons noter que la peau joue également un rôle dans le métabolisme de la Vitamine D3. En effet, dans l'épiderme, les rayons solaires stimulent la production de Vitamine D3 à partir du 7-déshydrocholestérol (MULLER *et al.* (1989)).
- *Régulation de la pression artérielle* : La modification des résistances vasculaires périphériques participe à la régulation de la pression artérielle.
- *Indicateur de l'état général* : La peau peut être un bon indicateur de l'état général, de la présence de certaines maladies cutanées ou internes et des effets de l'application cutanée de certaines substances.

La peau humaine, vue par un mécanicien, peut être assimilée à un matériau composite multi couches. Chacune de ces couches, de par sa composition, son organisation et son épaisseur qui lui sont propres, assure une fonction mécanique différente **(Fig 12)**.

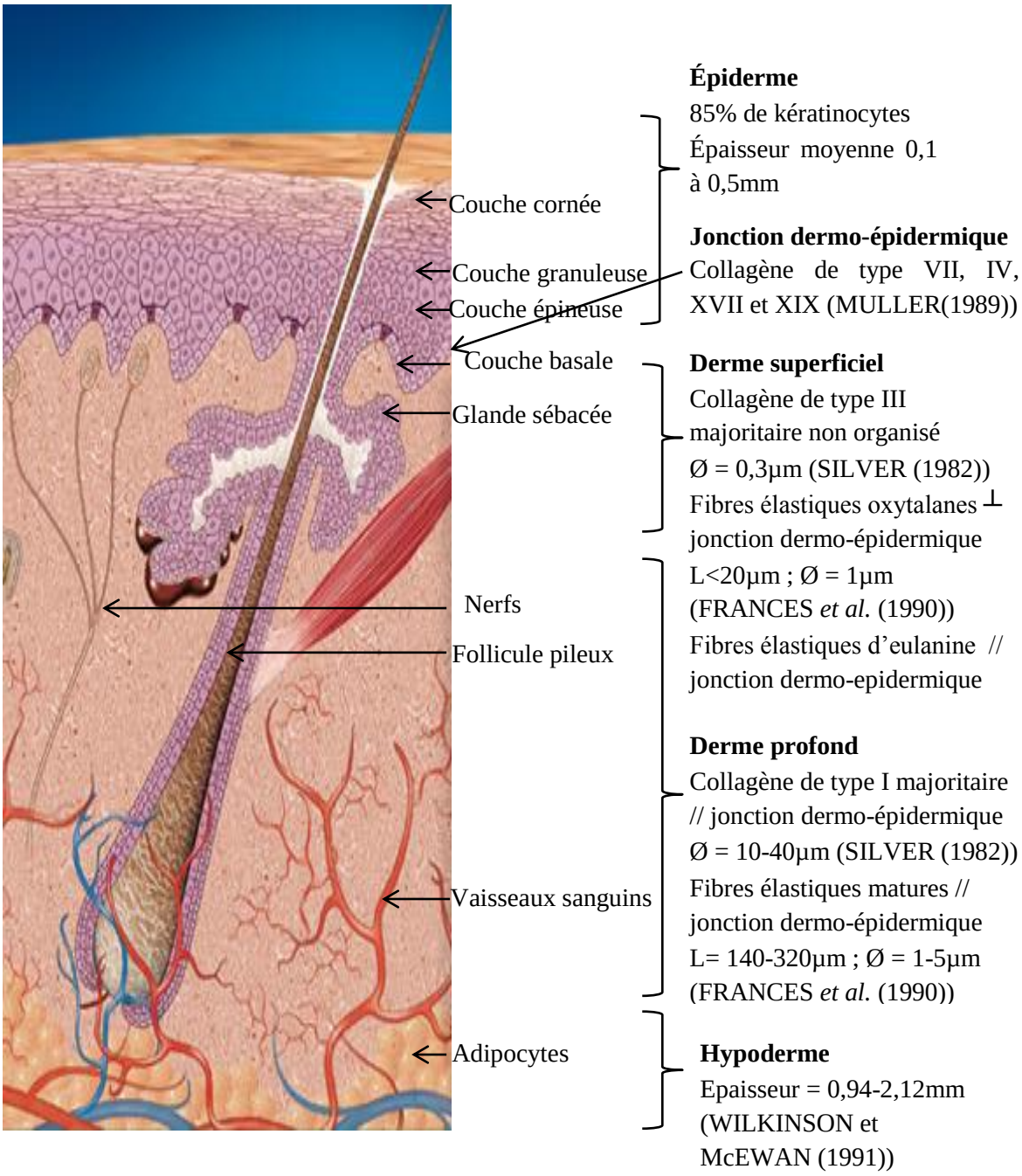


Figure 12 : Illustration de la structure de la peau

II. Les propriétés biomécaniques de la peau

Le comportement biomécanique de la peau est complexe. Il est la résultante globale des comportements de chaque constituant, modulés par les interactions qui existent entre eux. Chaque élément participe ainsi au comportement macroscopique, viscoélastique, non linéaire, anisotrope, quasi-incompressible du tissu cutané (AGACHE (2000)).

Dans cette partie, nous présenterons les comportements mécaniques intrinsèques des fibres du derme. Nous décomposerons ensuite les différents aspects du comportement de la peau en détaillant le lien existant avec sa microstructure. Nous terminerons par la caractérisation des propriétés biomécaniques de la peau en faisant une synthèse d'études d'extensométrie réalisées en traction uni-axiale sur des échantillons de peau.

A. Comportement mécanique intrinsèque des fibres du derme

Le collagène contribue fortement à la résistance mécanique de la peau. Des mutations dans les gènes codant les fibres de collagène entraînent les types du syndrôme d'Ehlers – Danlos, avec notamment, une hyperextensibilité cutanée, une fragilité anormale de la peau et de la paroi des vaisseaux, des lacérations spontanées (PACIELLO *et al*. (2003)).

Il est généralement reconnu que le comportement des fibres de collagène est proche d'un comportement élastique linéaire (HENDRIKS F. (2001)). Celui-ci est décrit à l'aide d'un module d'élasticité, aussi appelé module de Young dont la valeur varie de 20MPa à 4,4GPa (MANSCHOT et BRAKKEE (1986) ; SILVER *et al.*(1992) ; SILVER *et al.* (2001)). L'élasticité des fibres de collagène dépend du type de collagène testé ainsi que de leur géométrie dans le tissu (DUNN et SILVER (1983).

Ainsi, le collagène est caractérisé par une raideur importante et une faible capacité d'élongation de 5 à 10% (ROCHE (1997) ; SILVER *et al.* (1992) ; WILKES *et al.* (1973)).

La fonction première du collagène est de résister aux contraintes qui s'exercent dans la direction de ses fibres. MANSCHOT et BRAKKEE (1986) ont prouvé que le module de Young des fibres de collagène est effectivement trois fois plus important lorsque la traction est appliquée dans le sens d'orientation des fibres.

Les fibres élastiques sont connues pour assurer le retour élastique de la peau lors d'une sollicitation. Elles ont un module de Young beaucoup plus faible, de l'ordre de 0,1 MPa à 4MPa (SILVER (1992) ; SILVER *et al.* (2001)). Elles sont beaucoup plus extensibles, leur possibilité d'élongation excède 100% (AGACHE P. (2000) ; SILVER *et al.*(1992)) (**Tab II**).

Tableau II : Modules de Young des fibres de collagènes et des fibres élastiques d'après la littérature

	Module de Young des fibres de collagène de la peau humaine	Module de Young des fibres élastiques
MANSCHOT et BRAKKEE (1986)	20-73 MPa	
SILVER *et al.*(1992)	500 MPa	0,1 MPa
SILVER *et al.* (2001)	4,4 GPa	4 MPa
DALY C. (1966)	695 MPa - 2 GPa	
LAPIERRE *et al.* (1984)	1 GPa	0,2 MPa
DELALLEAU (2007)	1 GPa	0,6 MPa

B. Comportement viscoélastique non linéaire de la peau

L'analyse d'une courbe caractéristique de l'évolution des contraintes en fonction des déformations lors d'un essai de traction uni-axiale quasi-statique permet de mieux comprendre les phénomènes ayant lieu au niveau du derme et le rôle de chaque famille de fibres. Elle se découpe en trois phases (**Fig 13**).

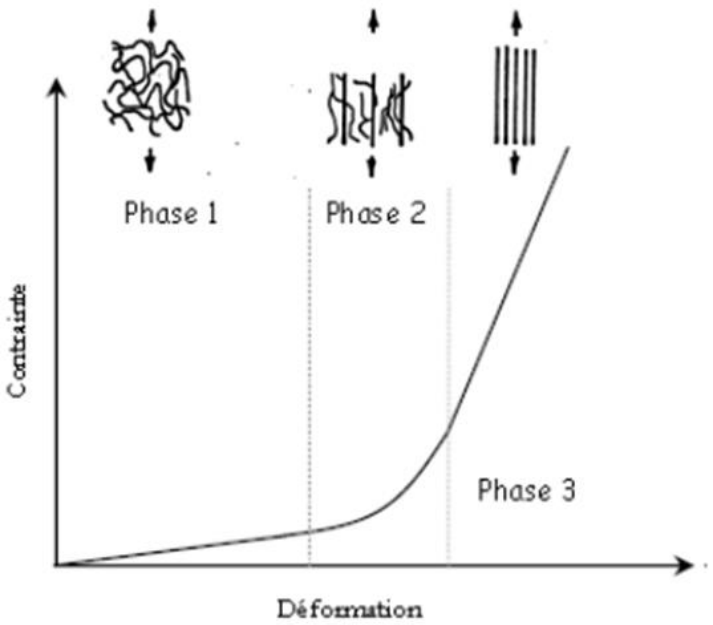


Figure 13 : Comportement non linéaire de la peau en trois phases et orientation des fibres de collagène (WILKES et al. (1973))

Phase 1 : Elle est caractérisée par un fort accroissement de la déformation pour une faible augmentation de la contrainte. Les contraintes restent relativement faibles, le comportement est alors linéaire. Les fibres élastiques sont les seules à intervenir. Elles sont très extensibles sous de faibles efforts et apportent donc leur contribution en début de traction jusqu'à environ 30% de déformation (BREQUE C. (2002)). Au niveau moléculaire, certains auteurs suggèrent que les fibres d'élastine peuvent stocker l'énergie lors de tractions par transformation des hélices α en d'autres conformations plus étendues (SILVER *et al.* (2002)).

Phase 2 : Phase de transition. Les fibres élastiques passent progressivement le relais aux fibres de collagène ondulées à l'état naturel qui se déplissent progressivement pour se réorienter dans la direction de la traction. La raideur du système augmente progressivement. Ce phénomène de réorientation a été étudié en microscopie électronique à balayage sur la peau de rat par BELKOFF et HAUT (1991) (**Fig 14**).

Phase 3 : Quasiment toutes les fibres de collagène sont maintenant alignées dans la direction de traction et apportent une résistance maximale. Le comportement est alors quasi-linéaire.

Lors de la phase 1, on observe un comportement élastique de la peau. En revanche, lors des phases 2 et 3, il s'agit d'un comportement viscoélastique (HENDRIKS F. (2001)). Il est imputé à la viscosité intrinsèque de la substance amorphe et du collagène ainsi qu'aux frottements dissipatifs qui ont lieu entre eux lors de phénomènes de traction ((WILKES et al. (1973)).

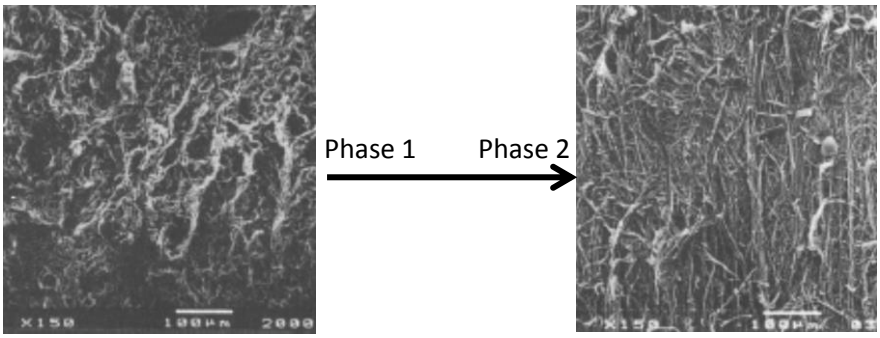


Figure 14 : Image en microscopie électronique à balayage des fibres de collagène suite à une traction quasi-statique de peau de rat jusqu'à la phase 3
(BELKOFF et HAUT (1991))

C. Anisotropie et état de pré-tension cutanée

Dupuytren est le premier à mettre en évidence l'anisotropie de la peau chez l'homme en 1836. Puis, LANGER (1861) reprend ses observations pour étudier les conséquences d'une incision cutanée à différents endroits du corps humain. Il observe systématiquement qu'une incision circulaire provoque une plaie ovale toujours orientée dans la même direction pour un endroit donné du corps. Ainsi, la peau est naturellement dans état de pré-tension asymétrique dont Langer trace les lignes directrices qui seront appelées « lignes de Langer » (**Fig 15**).

Cette pré-tension a été chiffrée à 0,024MPa dans la direction des lignes de Langer et à 0,0093MPa perpendiculairement à celles-ci (DE JONG et DOUVEN (1996)).

Plusieurs études d'extension uni-axiale in vitro (STARK (1977)) et in vivo (GIBSON *et al.* (1969)) ont montré que l'extension maximale de la peau est obtenue perpendiculairement aux lignes de Langer. Ceci est cohérent avec les conclusions d'autres auteurs qui ont prouvé que le module de Young et la résistance ultime à la traction sont plus élevés le long des lignes de Langer (NI ANNAIDH *et al.* (2012)).

D'autres espèces ont fait l'objet d'études sur l'anisotropie et l'état de pré-tension cutanée. Des incisions cutanées menées par CORPS (1969) ont permis de dresser les lignes de tension de la peau de rat (**Fig 17**). Une étude de traction sur peau de rat a démontré également l'anisotropie cutanée dans cette espèce (VOGEL (1981)).

Chez le cochon, Lim et son équipe ont réalisé des tests de traction uni-axiale ex-vivo mettant en évidence que l'élasticité de la peau n'est pas la même en fonction de l'orientation de l'étirement (LIM *et al.* (2011)).

Chez le chat, des essais de traction uni-axiale ont illustré le comportement anisotrope de la peau (VERONDA et WESTMAN (1970)).

Enfin, chez le chien, l'état de pré-tension de la peau est constaté par VALRAN (2008) qui met en évidence une rétraction de greffons de peau totale de l'ordre de 29% associée à une expansion du lit de plaie en moyenne de 81% au niveau des lombes chez le chien. Auparavant, Irwin trace les lignes de tension cutanée chez le chien en 1966 (**Fig 16**) (AL-BAGDADI (2012)).

On peut constater une similitude dans l'orientation des lignes de pré-tensions entre les différentes espèces citées.

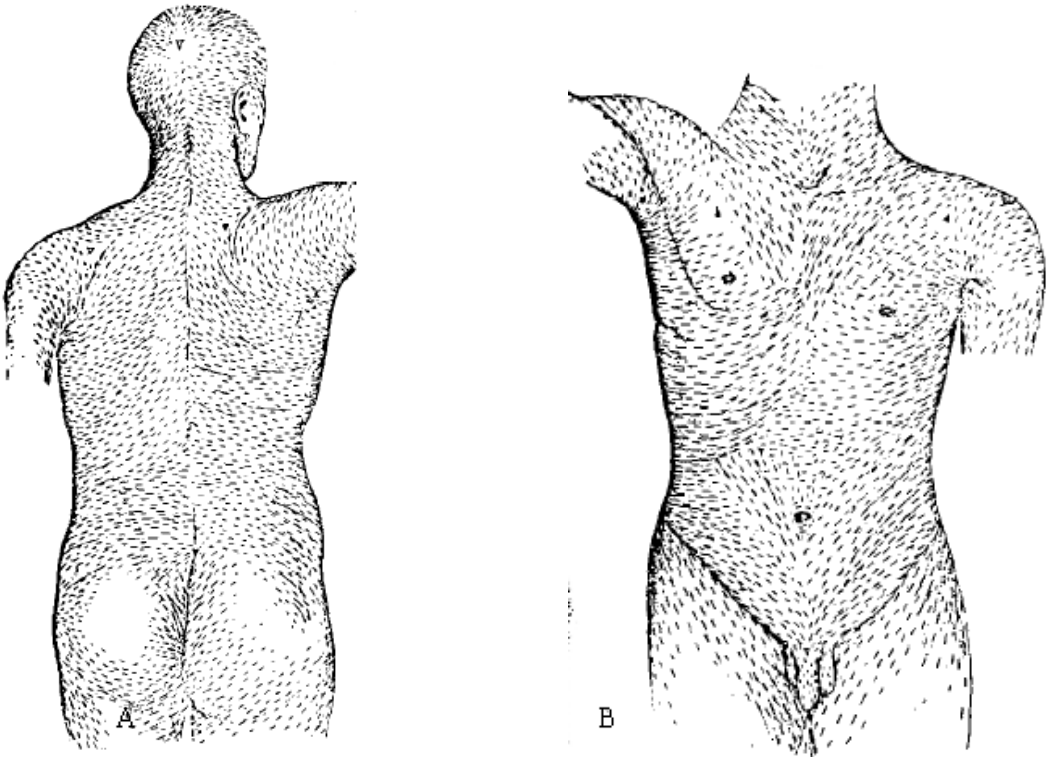


Figure 15 : Lignes de pré-tension cutanée chez l'homme, A : dorsal ; B : ventral (LANGER (1861))

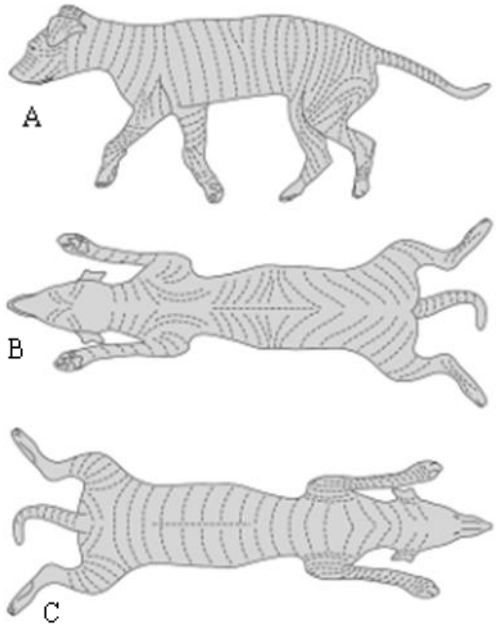


Figure 17 : Lignes de pré-tension cutanée chez le chien, A : profil ; B : ventral ; C : dorsal

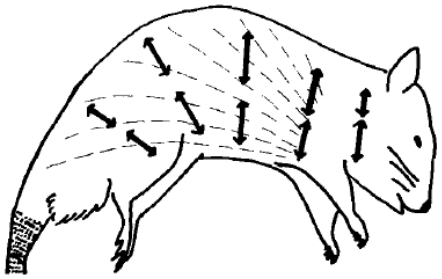


Figure 16 : Lignes de pré-tension cutanée (lignes pleines) et orientation des fibres collagéniques (lignes en pointillées) chez le rat (CORPS (1969))

D. Synthèse bibliographique d'études de traction sur peau totale chez différentes espèces

1. La conservation des échantillons

D'après YAMADA (1970), les tissus doivent être testés dans un état mécaniquement stable où les propriétés mécaniques sont constantes, il considère cet état atteint quand la *rigor mortis* a disparu et que le tissu est saturé en eau.

C'est pourquoi, la tendance générale est à la conservation des tissus biologiques dans une solution de sérum physiologique à 4°C ((BELKOFF et HAUT (1991) ; LANIR et FUNG (1974) ; YAMADA (1970)). Certains protocoles incluent alors des systèmes de bains qui permettent de maintenir les échantillons dans une telle solution pendant toute la durée de l'expérience.

Dans les expériences où ce n'est pas le cas, le protocole prévoit tout de même une humidification des échantillons avec une solution de sérum physiologique avant et pendant le test (BELKOFF et HAUT (1991) ; NI ANNAIDH (2012)).

2. La géométrie des échantillons

Les auteurs effectuant des essais de traction unidirectionnelle utilisent bien souvent des éprouvettes en forme de d'haltère, avec une partie centrale de plus faible largeur (BELKOFF et HAUT (1991) ; BREQUE (2002) ; NI ANNAIDH *et al*. (2012) ; YAMADA (1970)). Cette forme permet une plus grande surface de contact avec les mors et donc une meilleure qualité d'attache (**Fig 18**).

Nous pouvons cependant noter quelques exceptions d'auteurs (DEL PRETE *et al.* (2004) ; DALY (1982) ; MANSOUR (1993) ; DUNN et SILVER (1983) utilisant des éprouvettes rectangulaires en traction unidirectionnelle.

Les éprouvettes en forme de croix se prêtent quant à elles relativement bien à la traction bidirectionnelle **(Fig 19)** (BREQUE (2002)).

Les tailles des éprouvettes restent relativement petites, elles varient entre 10 et 137mm de long, quelle que soit la forme choisie.

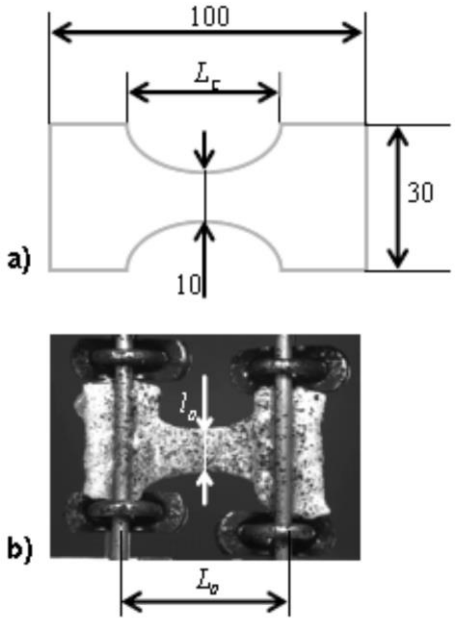


Figure 18 : Géométrie **a)** et photo **b)** d'une éprouvette de peau humaine en forme d'haltère (dimensions en millimètres) (JACQUEMOUD (2007))

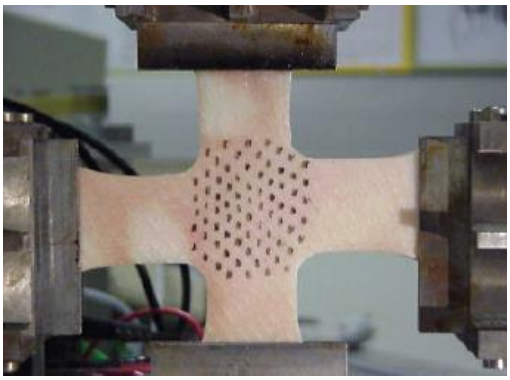


Figure 19 : Éprouvette en forme de croix utilisée en traction bi-axiale (BREQUE (2002))

3. Les systèmes d'attache

Les systèmes d'attache pour des tissus biologiques mous sont conçus pour s'adapter à des petites tailles d'échantillons et maintenir le tissu sans l'altérer.
Les solutions les plus fréquentes rencontrées dans la littérature sont des systèmes de plaques recouvertes d'un papier de verre ou équivalent que l'on serre en étaux sur l'échantillon de peau (MANSOUR (1993)). Sur le même principe, des protocoles utilisent de la colle cyanoacrylate pour fixer l'échantillon à des mors (GERIN (2012) ; BARBENEL et EVANS (1977)).

Viennent ensuite des systèmes composés de petits crochets, reliés à des fils, répartis régulièrement sur les extrémités de l'éprouvette à la manière d'un trampoline (LANIR et FUNG (1974) ; SACKS (2000)). Le risque en grandes déformations est l'apparition de déchirures locales (**Fig 20**).

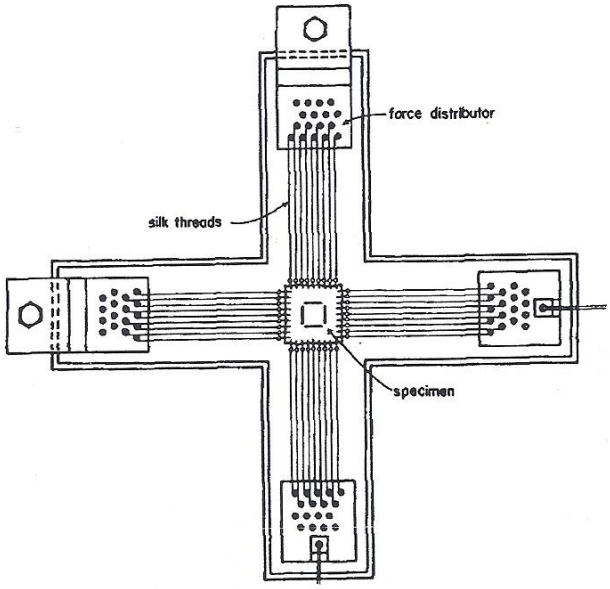


Figure 20 : Système d'attache utilisé par LANIR et FUNG (1974)

4. Les vitesses de traction

On distingue deux types d'essais de traction :

- Les essais de traction dits quasi-statiques dont les vitesses de traction sont faibles, de l'ordre de quelques millimètres par minute.
- Les essais de traction dynamiques concernent en général des travaux dans le domaine de la mécanique des chocs ayant pour but la prédiction des risques de blessure lors d'accidents de la route. De ce fait, ils sont effectués à des vitesses classiquement plus élevées, de plusieurs mètres par minute.

5. Les techniques de mesures de déformation

On retrouve parmi les techniques de mesures les capteurs de déplacement. L'inconvénient de cette technique est que les valeurs peuvent être erronées en cas de glissement entre les mors (BELKOFF et HAUT (1991), DEL PRETE et al. (2004)).

D'autres techniques permettent d'effectuer des mesures sans contact. Ces techniques suivent le même principe général à savoir que le tissu est préalablement recouvert de marqueurs, l'essai est filmé dans son intégralité et les images obtenues sont traitées automatiquement par des logiciels de suivi de marqueurs, permettant de calculer les déplacements de ces points. La différence des divers protocoles réside dans le choix du type de marqueurs à dessiner sur le tissu. Certains préfèrent des motifs réguliers tels des lignes (**Fig 21**) (LANIR et FUNG (1974)), une grille complète (BELKOFF et HAUT (1991) (**Fig 22**); DALY (1982)) ou encore de champs de points (**Fig 23**) (BREQUE (2002) ; VESCOVO (2002)).

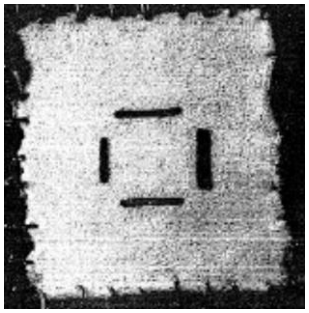


Figure 21 : Éprouvette marquée par des lignes parallèles (LANIR et FUNG (1974))

Figure 22 : Marquage d'une éprouvette par un système de grilles DELALLEAU (2007)

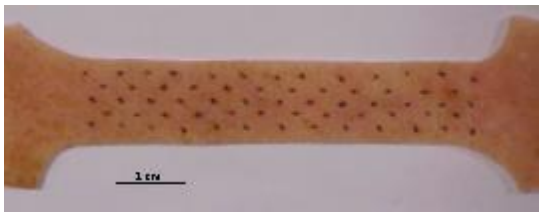


Figure 23 : Éprouvette marquée par un champ de points BREQUE C. (2002)

6. Les paramètres mécaniques de la peau en traction uni-axiale

Les propriétés mécaniques de la peau sont fréquemment décrites à l'aide du module de Young.

Le module de Young ou module d'élasticité longitudinale ou encore module de traction se définit comme étant une constante de proportionnalité de la déformation en fonction de la contrainte (unité : le Pascal).

Le physicien britannique Thomas YOUNG (1773-1829) avait remarqué que le rapport entre la contrainte de traction appliquée à un matériau et l'allongement relatif qui en résulte est constant tant que cette déformation reste faible et que la limite d'élasticité du matériau n'est pas atteinte.

Plus le module de Young d'un matériau est petit, plus celui-ci est élastique (à l'inverse, plus il est grand et plus il est rigide).

On parle de module de Young tangent lorsque l'on calcule la pente de la tangente à la courbe contrainte-déformation en une déformation donnée. Il est souvent calculé pour la première partie de la courbe contrainte-déformation et pour la troisième partie de la courbe car elles se rapprochent de portions linéaires. On obtient alors deux valeurs E1 et E2 **(Fig 24)**.

On peut également calculer le module de Young sécant (E_{global}). Il correspond à la pente de la droite qui joint l'origine au point correspondant à une déformation donnée.

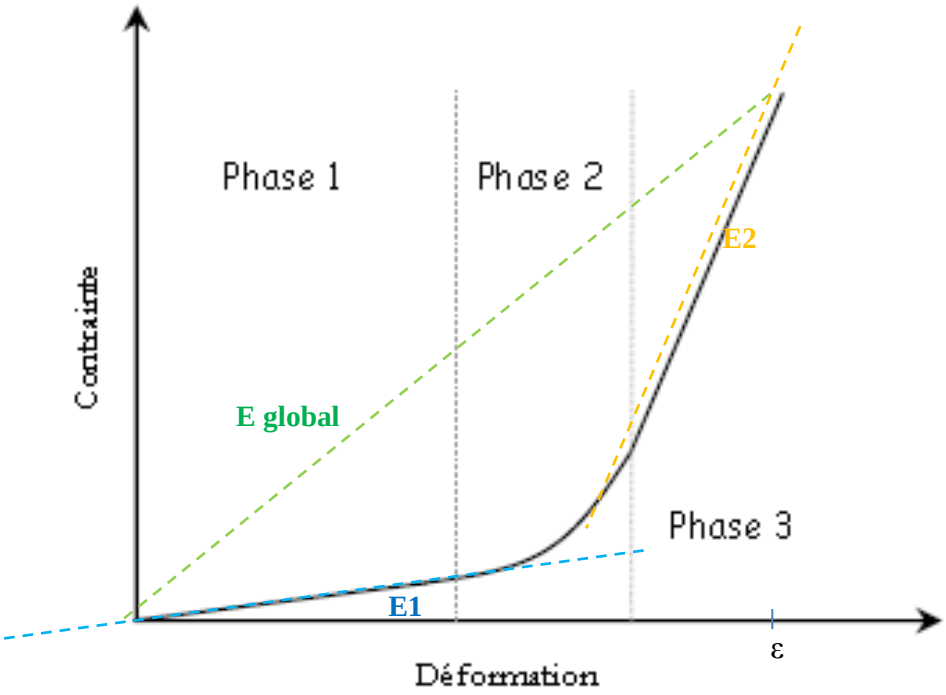


Figure 24 : Définition graphique des modules élastiques sécants et tangents (production personnelle) (E1 = module élastique tangent pour la première phase ; E2 = module élastique tangent pour la troisième phase ; E_global = module élastique sécant pour une déformation de ε)

De nombreuses études se sont intéressées à quantifier le comportement élastique de la peau par un module de Young. Une synthèse des données bibliographiques concernant les valeurs de modules de Young obtenus lors d'études d'extensométrie sur peau totale est présentée dans le **Tableau III**.

Tableau III : Modules de Young obtenus lors d'études d'extensométrie sur peau totale pour différentes espèces

Références	Type de peau testée	Modules élastiques		
Agache (2000)	• Peau d'homme	E1< 7kPa	E2 = 510 kPa	
Belkoff et Haut (1991)	• Peau de rats âgés de 1 à 4 mois • Région lombaire • Prélèvements dans l'axe transversal du corps			E global = 14MPa à 1mois E global = 36MPa à 4mois
Brèque (2002)	• Peau de cochon • Prélèvements dans l'axe longitudinal du corps • Prélèvements dans l'axe transversal du corps	E1 = 0,47-1,26 MPa E1= 1,14-1,78 MPa	E2 = 35,5-37,9 MPa E2 = 70-118 MPa	
Clark *et al.* (1996)	• Peau d'homme • Avant-bras	E1 = 0,42MPa	E2 = 0,75MPa	
Daly (1979)	• Peau d'homme • Abdomen			E global = 30MPa
Daly (1982)	• Peau d'homme • Abdomen, en dessous de l'ombilic	E1 = 0,005MPa	E2= 0,45MPa	
Delalleau (2007)	• Peau d'homme	E1 = 0,06-0,09 MPa	E2 = 0,22-0,28MPa	
Del Prete *et al.* (2004)	• Peau de souris	E1 = 1,7-2,1MPa	E2 = 1,5 MPa	

Delalleau *et al.* (2008)	• Peau d'homme			E global = 0,35-0,50MPa
Jacquemoud (2007)	• Peau d'homme • Front	E1 = 6MPa	E2 = 20MPa	
Jacquet *et al.* (2008)	• Peau d'homme • Bras			E global = 1-10MPa
Khatyr *et al.* (2004)	• Peau d'homme • Avant-bras			• Dans l'axe longitudinal de l'avant-bras : 0,657MPa • Perpendiculairement à l'axe longitudinal de l'avant-bras : 1,30MPa
Ni Annaidh *et al.* (2012)	• Peau d'homme d'âge moyen 86 ans ± 6 ans • Milieu du dos			• Parallèle aux lignes de Langer : E = 112,45MPa ± 36,49 • Perpendiculaire aux lignes de Langer : E = 63,75 ± 24,59 MPa • 45° par rapport aux lignes de Langer : E = 103,49 ± 41,2 MPa
Rollhaüser (1950)	• Peau d'homme			E global = 3-20 MPa
Silver (1982)	• Peau d'homme	E1 = 0,1 MPa	E2 = 20 MPa	
Silver *et al.* (1992)				E global = 6-35MPa
Silver *et al.* (2001)	• Peau d'homme • Personnes de 23 ans • Personnes âgées de 87 ans	E1 = 2,1 MPa E1 = 0,6 MPa	E2 = 41 MPa E1 = 15 MPa	

III. Participation des différentes couches cutanées aux propriétés mécaniques de la totalité de la peau

Plusieurs études menées dans la littérature tentent de décomposer les propriétés mécaniques de chacune des strates de peau afin de comprendre le comportement global du système. Ces études utilisent différentes techniques qui seront présentées dans cette partie.

A. Techniques mécaniques fréquemment utilisées pour étudier les propriétés mécaniques des différentes couches cutanées

1. Principe, avantages et inconvénients des essais de traction

Lors d'un essai traction, la peau est étirée parallèlement à sa surface. Deux patins sont fixés à chaque extrémité de l'échantillon, dont un est mobile est permet de réaliser plusieurs séries d'étirement-relaxation (**Fig 25**). On peut ainsi obtenir une courbe contrainte/déformation caractéristique d'un matériau.

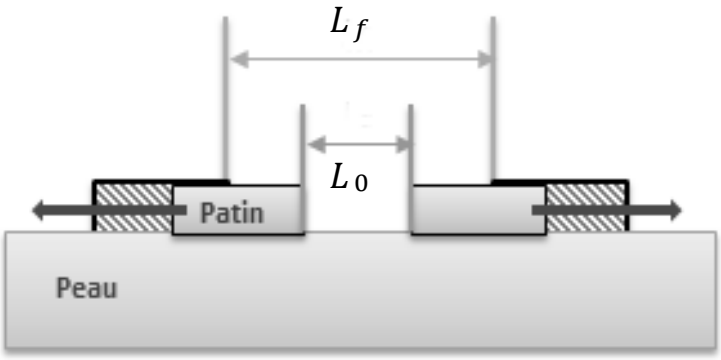


Figure 25 : Schéma du principe d'un extensomètre. Les patins sont fixés à la peau. L_0 est l'écartement initial des patins. L_f est l'écartement final (GERIN (2012)).

Ces tests constituent une évaluation mécanique standard facile à mettre en œuvre. Néanmoins, l'étude des différentes strates cutanées nécessite le prélèvement ex-vivo de fragments cutanés pour la réalisation de tests de traction. Ceci implique toutes les difficultés liées au prélèvement (lambeaux suffisamment fins et d'épaisseurs constantes, prise en compte des contraintes de pré-tension, rétraction de l'éprouvette), et à la conservation (gestion de la déshydratation…).

2. Principe, avantages et inconvénients des essais de succion

Le principe d'un essai de succion est de mesurer l'élévation d'une zone de peau engendrée par l'application d'un vide partiel (généralement de l'ordre de 5 à 50kPa). Celui-ci est réalisé au moyen d'une sorte de ventouse appliquée perpendiculairement à la surface cutanée (**Fig 26**).

L'utilisation de différents diamètres d'ouverture reflète les propriétés de différentes couches cutanées. Plus on augmente le diamètre d'ouverture, plus les couches profondes sont sollicitées lors de la succion (HENDRIKS *et al.* 2006)). Une ouverture de 2mm correspond à la mesure du comportement du stratum corneum. Les ouvertures de 4mm et 6mm mesurent un comportement global de la peau chez l'homme, alors qu'une chambre de 8mm permet d'étudier l'influence de l'hypoderme (DELALLEAU A. (2007)).

Des techniques d'imagerie sont souvent associées aux essais de succion afin de visualiser et de mesurer le déplacement.

Les tests de succion présentent l'avantage de pouvoir être réalisés in-vivo dans le cadre de l'étude des propriétés mécaniques des différentes couches cutanées. Les techniques d'imagerie associées permettent d'identifier précisément les couches sollicitées. Plusieurs dispositifs de succion sont disponibles dans le commerce dont le Dermaflex (Cortex, Denmark) et le Cutomètre (Courage & Khazaka Electronic GmbH, Germany) (HENDRIKS (2005)). Ces tests sont donc facilement mis en œuvre mais l'interprétation des résultats est plus délicate.

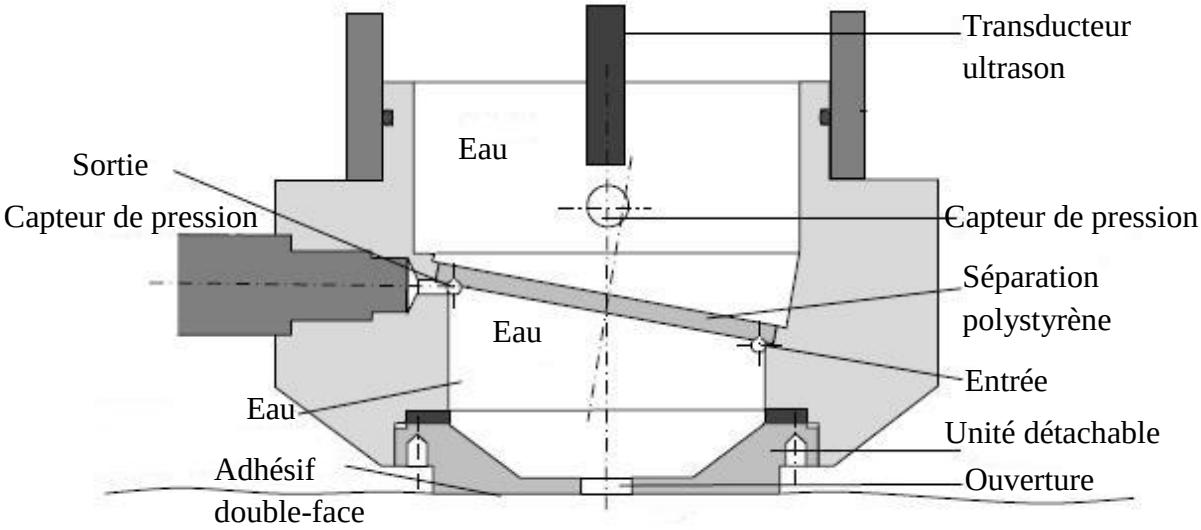


Figure 26 : Schéma d'un appareil de succion d'après HENDRIKS (2005)

3. Principe, avantages et inconvénients des essais de torsion

Lors d'un essai de torsion, un disque périphérique (immobile) et un disque central (mobile) sont collés sur la peau. Le disque central imprime un cisaillement à la surface de la peau par application d'un couple imposé par un moteur. L'angle de rotation en fonction du couple est mesuré (**Fig 27**). La viscosité de la peau et le module d'élasticité sont calculés à partir des angles de rotations obtenus.

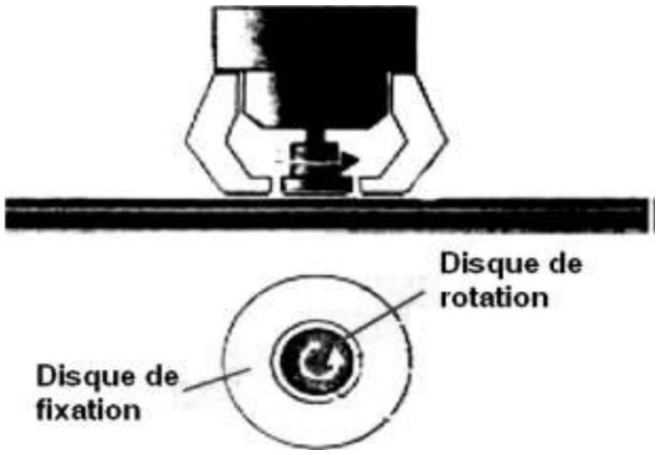


Figure 27 : Schéma d'un dispositif de torsion d'après MANSCHOT et BRAKKEE (1986)

L’utilisation de disques de différents diamètres permet d’étudier préférentiellement le comportement d’une couche de peau par rapport à une autre (LEVEQUE et DE RIGAL (1985)).

Les modèles les plus récents possèdent un troisième anneau qui englobe les deux autres, de façon à isoler la zone de peau testée des tissus environnants (EDWARDS et MARKS (1995)).

Les avantages des essais de torsion dans l’étude des propriétés mécaniques des différentes couches cutanées sont nombreux. Ils sont tout d'abord de conception simple, réalisables in-vivo, et permettent, à l'aide d'une formulation analytique, de déterminer le module d'élasticité du système. Les effets visqueux du tissu peuvent également être déterminés.

L'inconvénient majeur du dispositif est de ne pouvoir être utilisé que dans des domaines de déformations raisonnables. Le cadre de mesure ne doit pas dépasser 10° de variation d'angle. Au-delà, les formulations analytiques deviennent complexes (DELALLEAU A. (2007)).

4. Principe, avantages et inconvénients des essais d’indentation

L’indentation consiste en l’application d’une charge, à l’aide d’un indenteur, perpendiculairement à la surface de la peau, dans des conditions déterminées. La profondeur de pénétration sous la charge appliquée est mesurée et permet la détermination du module de Young.

Les tests d’indentation réalisés sur peau humaine sont souvent couplés avec des méthodes d’imagerie (Imagerie par Résonnance Magnétique notamment) ce qui permet l’identification des strates de peau déformées et donc d’en déduire leur contribution au comportement mécanique d’ensemble.

Les tests d’indentation sont relativement anciens et présentent l'avantage de nombreuses années d'études théoriques notamment développées pour la caractérisation de la dureté des aciers, et, par la suite, pour la détermination de leurs propriétés mécaniques. Son principe est simple et les équations régissant l'ensemble des phénomènes sont clairement établies.

Cependant, la caractérisation par indentation de tissus de fines épaisseurs est extrêmement délicate. Les profondeurs de pénétration et le diamètre des indenteurs doivent être faibles (DELALLEAU A. (2007)).

B. Synthèse bibliographique de la contribution des différentes couches cutanées aux propriétés mécaniques de la peau

1. Le derme

La plupart des auteurs s'accordent à penser que le comportement mécanique de la peau est principalement imputable au derme, et en particulier aux fibres de collagène (AGACHE (2000), SILVER *et al.* (2001), DIRIDOLLOU et al. (1998), DUNN et SILVER (1983)).

Il est couramment admis que les propriétés mécaniques du derme dépendent principalement de l'organisation des fibres de collagène mais aussi du réseau de fibres élastiques, ainsi que de la viscosité de la substance fondamentale (LAPIERE et al. (1984)).

Le derme profond est très souvent considéré comme la couche la plus résistante de la peau (DELALLEAU (2007)).

Crichton et son équipe décrivent que le module de Young du derme profond est supérieur à celui des autres strates cutanées (CRICHTON et al. (2011)).

Une autre étude a montré que les plaies cutanées intéressant la totalité de l'épaisseur cutanée voient leur taille augmenter de manière significative dans les 30 minutes qui suivent leur réalisation, alors que des plaies cutanées n'intéressant qu'une partie de l'épaisseur de la peau ne subissent aucune variation de taille. Cette différence est probablement due à la persistance d'une partie de derme profond au sein des plaies cutanées n'intéressant qu'une partie de l'épaisseur de la peau (PIN, CACHON, CAROZZO (2008)).

Quelques investigations ont tout de même été réalisées sur les autres couches cutanées.

2. L'épiderme

Il apparait évident que les propriétés mécaniques de l'épiderme sont grandement influencées par les conditions environnementales telles que la température et l'humidité. De nombreuses investigations ont notamment été réalisées concernant la couche cornée et les effets relatifs à son hydratation.

WILDNAUER *et al.* (1971) a examiné in vitro la variation d'élongation maximale avant rupture pour différents taux d'hydratation de la couche cornée chez l'homme. Il obtient respectivement une rupture à 22%, 103% et 190% d'élongation pour une hydratation relative de 32%, 70%, 100%.

PARK et BADDIEL (1972) ont prélevé la couche cornée de l'épiderme d'oreilles de porc et ont testé les effets de l'hydratation de la couche cornée sur son module de Young. L'écart entre les valeurs des modules de Young récoltées est immense avec un module de Young moyen de 6 MPa à 100% d'hydratation relative et de 2GPa à 30% d'hydratation relative (**Fig 28**).

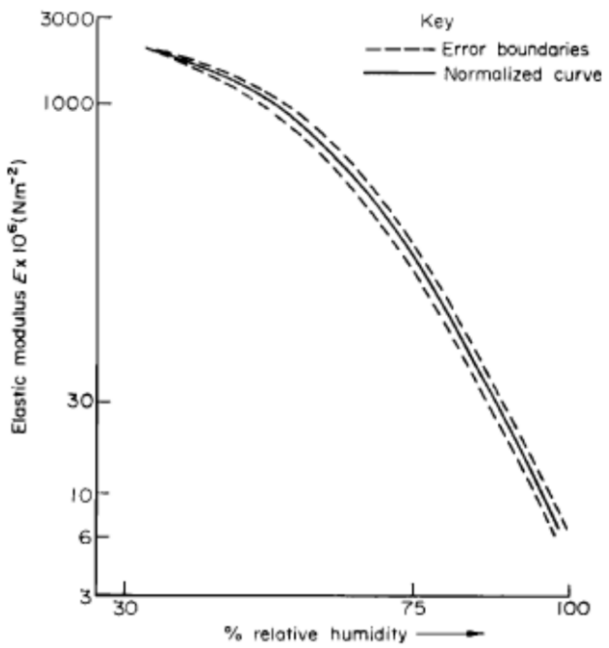


Figure 28 : Variation du module de Young de la couche cornée en fonction de son hydratation relative (PARK et BADDIEL (1972))

DE RIGAL et LEVEQUE (1985) ont montré lors d'une étude de torsion in vivo chez l'homme que l'extensibilité de la peau est augmentée d'au moins 15% suite à une pulvérisation d'eau en surface de la peau. Le module de Young est divisé par 100 lorsque l'hydratation de la couche cornée passe de 60 à 100%. Ils en concluent que la couche cornée influence significativement l'extensibilité totale de la peau.

Grâce à des travaux d'indentation, CRICHTON et son équipe ont pu étudier séparément les différentes couches de la peau chez la souris. Il en résulte que le derme se montre beaucoup plus rigide que les autres strates cutanées avec un module de Young de 7,33 MPa à 13,48 MPa. En comparaison, la couche cornée et l'épiderme viable se révèlent plus élastiques avec un module de Young respectivement de 0,75-1,62 MPa et 0,49-1,51 MPa. La partie cellulaire viable de l'épiderme se montre donc plus élastique que la couche cornée (CRICHTON *et al.* (2011)).

La température est également un facteur influençant les propriétés mécaniques de la couche cornée. Dans l'intervalle des températures « physiologiques » : 30°C – 40°C, il semble que le module de Young de la couche cornée chute brutalement lorsque la température augmente, de sorte qu'on observe un « assouplissement » de la couche cornée (WILKES et al. (1973)) (**Fig 29**).

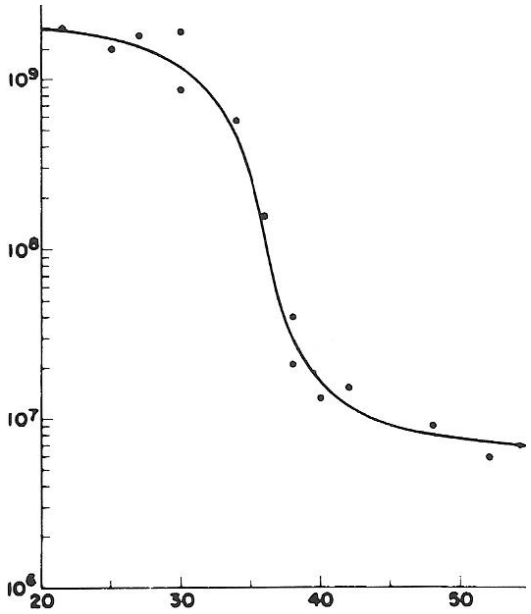


Figure 29 : Évolution du module de Young en fonction de la température d'après WILKES et al. (1973)

Ainsi, les propriétés mécaniques de l'épiderme sont très variables en fonction des conditions environnementales notamment liées à son hydratation et à sa température **(Tab IV)**.

Il est toutefois important de nuancer ces résultats en rappelant qu'en dehors de situations particulières, les conditions d'hydratation et de température tendent à être maintenues dans un intervalle physiologique faible, propre à chaque espèce.

Finalement, dans des conditions environnementales plutôt stables, les études s'accordent souvent à dire que l'influence de l'épiderme sur les propriétés mécaniques cutanées globales peut être négligé car celui-ci ne représente que 10% de l'épaisseur de la peau (SILVER et al. (1992)).

Tableau IV : Récapitulatif des données bibliographiques sur les modules de Young de l'épiderme en fonction de son état d'hydratation

Références	Type d'échantillon	Type de test	Conditions d'hydratation relative	Module de Young (MPa)
PARK et BADDIEL (1972)	Couche cornée de peau d'oreille de porc	Traction	30% ; 25°C	2000
			100% ; 25°C	6
DE RIGAL et LEVEQUE (1985)	Couche cornée de peau humaine	Torsion	13%	10^5
CRICHTON *et al.* (2011)	Couche cornée de peau de souris Épiderme viable	Indentation	-	0,75-1,62 0,49-1,51

3. L’hypoderme

Certaines études se sont intéressées au comportement mécanique de la graisse sous-cutanée.

DIRIDOLLOU *et al.* (1998) utilise la méthode de succion in vivo pour étudier les propriétés mécaniques de la peau humaine sur 10 volontaires. Il démontre entre autres que l'influence de l'hypoderme sur les résultats est négligeable en raison des fortes déformations qu'il connaît et de ses faibles propriétés mécaniques. Il suggère que la résistance à la contrainte appliquée est essentiellement due au derme.

HENDRIKS *et al.* (2003) a montré que les déformations induites lors de tests de succion sur peau humaine sont visibles essentiellement au niveau de l’hypoderme, dont la raideur est extrêmement inférieure à celle du reste de la peau.

Ainsi, la plupart des auteurs s’accordent à dire que l’hypoderme ne supporte pas de charge et que sa contribution aux propriétés mécaniques de la peau en traction est négligeable (SILVER *et al.* (1992)).

En conséquence, les couches extrêmes (épiderme et hypoderme) ne contribueraient donc pas de façon importante aux propriétés mécaniques de la peau. En revanche, le derme serait le constituant mécanique majeur.

Chapitre 2 :
Matériel et méthode

Ce travail propose de caractériser le comportement biomécanique des différentes strates cutanées du chien à l'aide d'un extensomètre uni-axial et d'en extraire leur contribution aux propriétés biomécaniques de la peau dans sa globalité. Dans cette section, nous nous attacherons à décrire la conception du dispositif utilisé ainsi que la réalisation des mesures.

I. Matériel

A. Description du dermatome

Un dermatome est un instrument chirurgical utilisé pour produire des greffons de peau à partir d'une zone donneuse destinés à recouvrir une plaie. Une de ses principales applications est la reconstitution des zones de peau endommagées par des traumatismes ou des brûlures au troisième degré.

Le dermatome utilisé est un dermatome électrique (Aesculap® : Aesculap AG et CO. KG, Tuttlingen, Germany) qui permet de prélever des fragments de peau à bords rectilignes. On peut régler à la fois la largeur du prélèvement à l'aide de palettes métalliques amovibles, et son épaisseur par palier de 0,1mm d'une façon plus fiable et reproductible qu'avec un dermatome actionné manuellement (**Fig 30 et 31**).

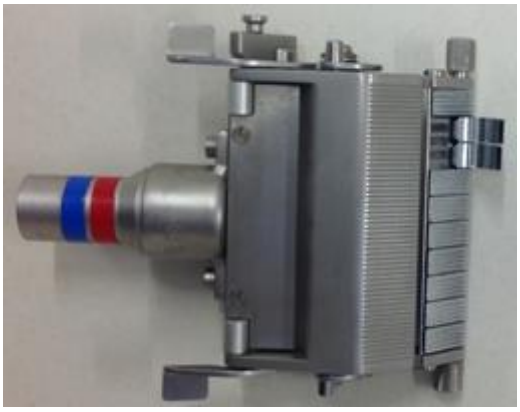


Figure 30 : Vue générale du dermatome Aesculap (crédits photos Lebreton)

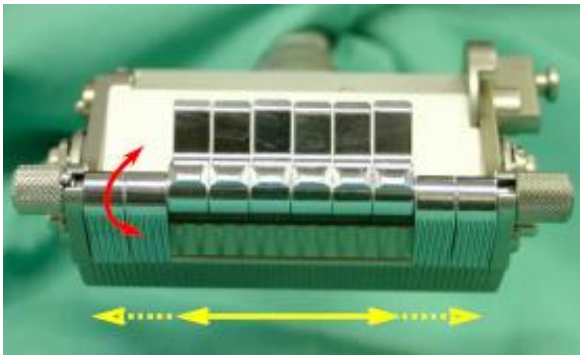


Figure 31 : Vue de la tête de coupe du dermatome Aesculap (VALRAN (2008))

B. Description de l'extensomètre uni-axial

L'extensomètre uni-axial permet d'appliquer une force de traction ou de compression à la peau, de manière progressive et sur un seul axe. Cet appareil est constitué d'un moteur électrique faisant tourner une vis à rouleaux satellites. Cette vis permet de transformer des mouvements de rotation en déplacements linéaires. Elle entraine ainsi le déplacement d'un mors le long du grand axe de l'extensomètre en face d'un deuxième mors immobile (**Fig 32 et 33**).

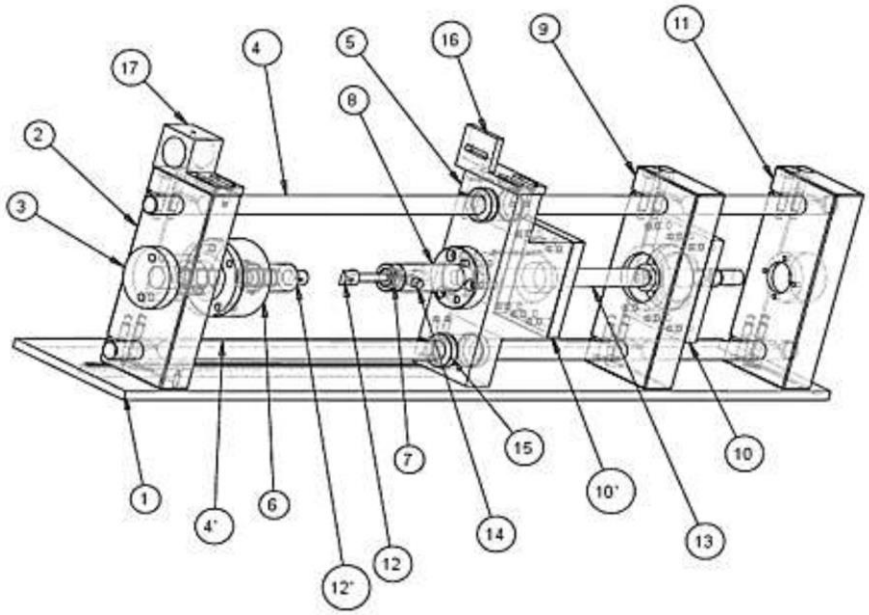


Figure 32 : Schéma de l'extensomètre uni-axial (GERIN (2012)). Le moteur à courant continu et le module à engrenages réducteur ne sont pas représentés pour plus de clarté

Légende de la figure 32 :

1 Plaque support
2 Traverse fixe (acier inoxydable)
3 Bride de force (acier inoxydable)
4 Axe (acier inoxydable). Diamètre 12mm
5 Tansverse mobile (acier inoxydable)
6 Capteur de force HBM USB 100N
7 Contre-écrou (acier inoxydable)
8 Bride d'attache de mors (acier inoxydable)
9 Traverse fixe à palier (acier inoxydable)
10 Capots pour travers (acier inoxydable)
11 Traverse support réducteur (acier inoxydable)
12 Mors (acier inoxydable)
13 Vis à galets satellites. INA série RGT. Diamètre 12mm
14 Clavette (acier inoxydable)
15 Douille à bille. Bosch Rexroth R0600 012 00
16 Support noyau LVDT
17 Support capteur LVDT. Sensorex course 100mm

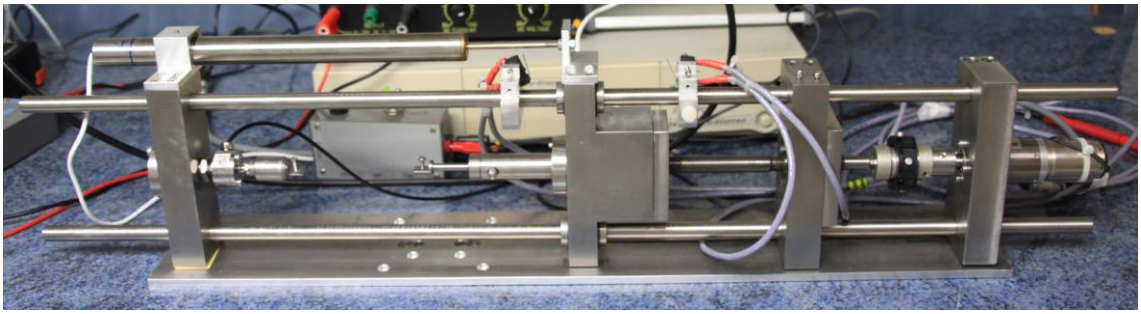


Figure 33 : Photographie de l'extensomètre uni-axial (crédits photos Lebreton)

Le déplacement du mors mobile crée une force qui s'applique sur le mors immobile ; Cette force est enregistrée par le capteur de force. Celui-ci est relié à un conditionneur de signal *«Scout 55»* qui mesure en Volt la force exercée par l'éprouvette sur le mors fixe. La valeur obtenue en Volt est alors transmise au boitier DEWE-43 qui convertit les Volts en données numériques exprimées en Newtons (**Fig 34 et 36**).

L'extensomètre est également relié à un conditionneur LVDT (Sensorex®) qui permet de mesurer en millimètres l'écartement entre les deux mors. Les données passent également par le boitier DEWE-43 avant d'être transférées à l'ordinateur (**Fig 35**).

Figure 34 : Générateur du moteur (en haut à gauche), Scout55 (en haut à droite) et conditionneur LVDT Sensorex® (en dessous) (crédits photo Lebreton)

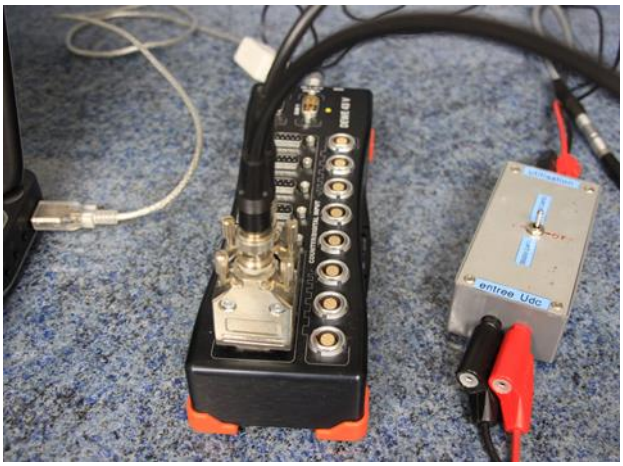


Figure 35 : Boitier DEWE-43 avec 8 entrées analogiques dynamiques dont deux sont utilisées dans notre étude (crédits photos Lebreton)

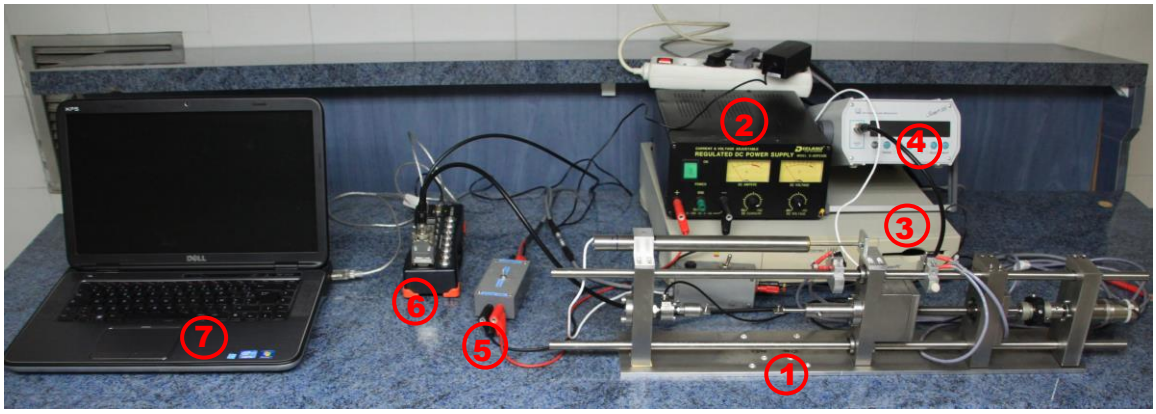


Figure 36 : Photographie représentant l'ensemble du montage (crédits photos Lebreton)

① Extensomètre uni-axial
② Générateur du moteur de l'extensomètre
③ Conditionneur LVDT Sensorex®
④ Conditionneur de signal Scout55
⑤ Boitier d'inversion de polarité de l'alimentation du moteur
⑥ Boitier DEWE-43
⑦ Ordinateur d'analyse des données avec le logiciel DEWEsoftX®

Sur l'ordinateur, les données sont recueillies par le logiciel DEWEsoftX®. Ainsi, après calibration des deux chaines de mesure, on obtient à l'écran en ordonnée la valeur numérique, exprimée en Newton, de la force exercée par le déplacement du patin mobile sur le patin fixe ; et en abscisse la valeur numérique, exprimée en millimètres, de l'écartement entre les deux patins (**Fig 37**).

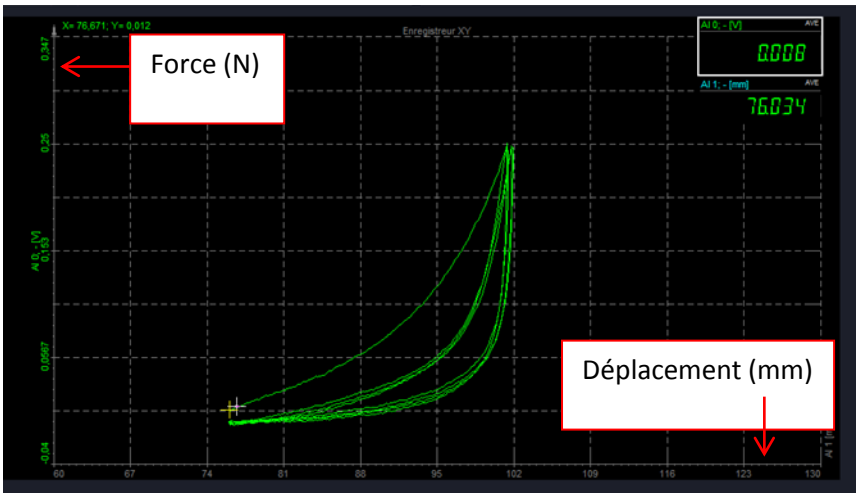


Figure 37 : Capture d'écran de l'enregistrement par le logiciel DewesoftX® lors de la réalisation d'un test d'extensométrie (crédits photos Lebreton)

C. Choix du support de l'étude

Nous avons travaillé sur 13 cadavres de chien de race Beagle euthanasiés pour d'autres raisons que celles concernant notre étude. Entre leur décès et la réalisation de l'étude (plusieurs semaines), les cadavres ont été congelés à -18°C pour leur conservation. Ils ont été mis à décongeler 12h00 avant le début des prélèvements des échantillons. Ainsi, la peau est décongelée et est à température ambiante (20°C), mais le corps du cadavre est encore suffisamment rigide pour procurer un appui suffisant au dermatome lors de la coupe.

Les chiens sélectionnés ne doivent pas présenter d'anomalie au niveau du tronc : affection dermatologique, solution de continuité, cicatrice, défaut d'aspect… ou de saillies osseuses (vertèbres, pointe de l'ilium, scapula…).

Six cadavres de Beagle ont permis d'étudier la contribution de l'épiderme et du derme dans les propriétés biomécaniques de la peau et sept ont permis d'étudier les propriétés biomécaniques globales sur peau isolée.

II. Méthodes

A. Protocole de prélèvement des échantillons de peau

Le cadavre est tout d'abord placé en décubitus ventral. Sa peau est tondue à ras. La tondeuse et le peigne de tonte utilisés sont toujours les mêmes ; la tonte est donc identique sur chaque animal et sur chaque site.

Quatre rectangles de dimensions 121mm de long par 31mm de large sont tatoués de part et d'autre de la ligne du dos à l'aide d'une bombe de peinture indélébile rose appliquée autour de patrons plastiques rectangulaires comme illustré sur la **figure 38**.

On obtient ainsi pour chaque chien quatre prélèvements thoraciques, dont la limite crâniale est la droite passant par les deux scapulas, la limite caudale est la jonction thoraco-lombaire, la limite médiale est la ligne passant par les processus épineux des vertèbres thoraciques et la limite latérale est la paroi abdominale. Par ailleurs, quatre prélèvements abdominaux sont obtenus et présentent pour limite crâniale la jonction thoraco-lombaire, pour limite caudale les ailes de l'ilium, pour limite médiale les processus épineux des vertèbres lombaires et pour limite latérale la paroi abdominale. Tous les prélèvements ont la même orientation, parallèle à l'axe longitudinal du corps.

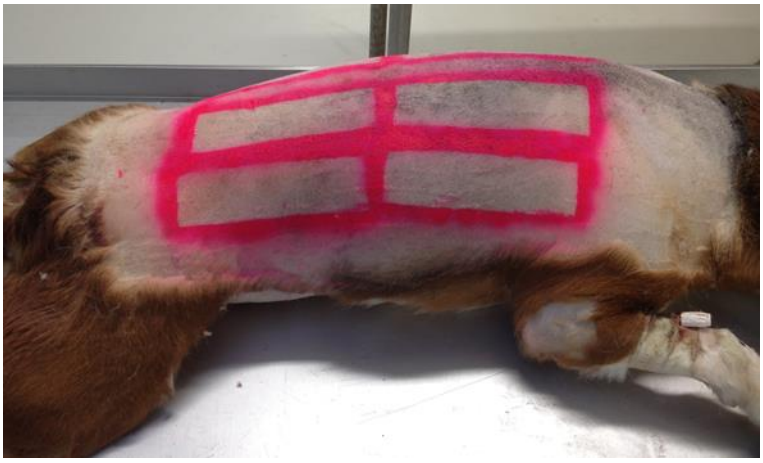


Figure 38 : Tatouage des rectangles à la bombe de peinture ; côté droit d'un chien (crédits photos Lebreton)

Un temps de séchage de 30 min est respecté avant application de vaseline et découpe au dermatome. L'épaisseur de découpe du dermatome est réglée au préalable.

Un premier manipulateur maintient manuellement la peau de la région d'excision tendue (avec le plat de la main) et un deuxième manipulateur réalise alors la découpe au moyen du dermatome positionné dans le sens du grand axe du site de prélèvement. Aussitôt que l'entame le permet, le premier manipulateur, muni d'une pince à dents de souris, saisit le prélèvement en cours de découpe, et le maintient toujours en tension. Le prélèvement est ensuite libéré. Il est alors prêt pour la suite de l'expérimentation (**Fig39**).

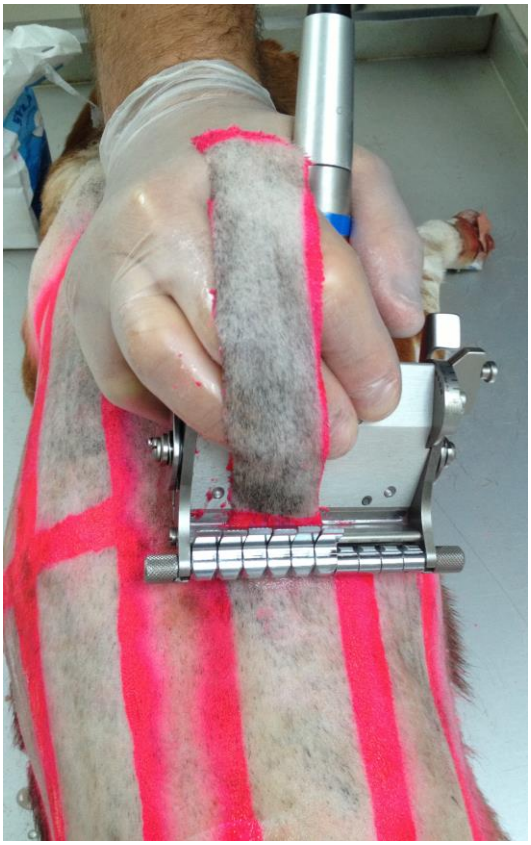


Figure 39 : Échantillon de peau superficiel à la fin d'un prélèvement au dermatome (crédits photos Lebreton)

Sept chiens sont utilisés pour les prélèvements de peau totale. L'épaisseur prélevée est alors de 1,2mm sur chaque site. Six chiens sont utilisés pour prélever des couches plus fines de 0,6mm afin de caractériser le comportement des différentes couches cutanées. Dans ce cas, deux passages successifs au niveau de chaque site sont effectués avec le dermatome ; la couche profonde étant préalablement à nouveau « tatouée ». On obtient ainsi pour chaque site un premier échantillon cutané superficiel d'épaisseur 0,6mm et un deuxième échantillon cutané profond d'épaisseur 0,6mm.

Ces valeurs, ont été définies grâce à une étude préalable s'intéressant aux greffes cutanées chez le chien de race beagle (PIN, CACHON, CAROZZO (2007) ; VALGRAN (2008)). En effet, lors de prélèvements cutanés à 0,6 mm en région lombaire, la plupart des follicules pileux coiffant le derme superficiel sont sectionnés, alors qu'ils sont entiers lors de prélèvements réalisés au dermatome à 0,7mm.

On en déduit que les follicules pileux s'insèrent dans le derme jusqu'à une épaisseur allant entre 0,6 et 0,7mm dans la région lombaire chez les chiens de race beagles. Leur présence peut affecter le comportement biomécanique de la peau, c'est pourquoi la limite de 0,6mm nous a semblé pertinente. De plus, des mesures d'épaisseurs de peau totale dans cette étude ont révélé que la peau a une épaisseur totale de 1,2mm en région moyenne chez le chien. La séction à 0,6mm parait alors intéressante afin d'avoir des résultats comparables.

Après prélèvement, chaque échantillon est immédiatement identifié selon la nomenclature suivante (**Fig 40**), à l'aide d'un code à 4 caractères successifs :

- Numéro du chien (entre 1 et 14)
- Coté du prélèvement (« D » pour Droite ou « G » pour Gauche par rapport à la ligne du dos une fois l'animal placé en décubitus ventral)
- Position du prélèvement (entre 1 et 4 dans le sens de lecture pour chaque côté)
- Profondeur du prélèvement (« e » pour les prélèvements superficiels ou « d » pour les prélèvements profonds ou « PT » pour les prélèvements de peau totale)

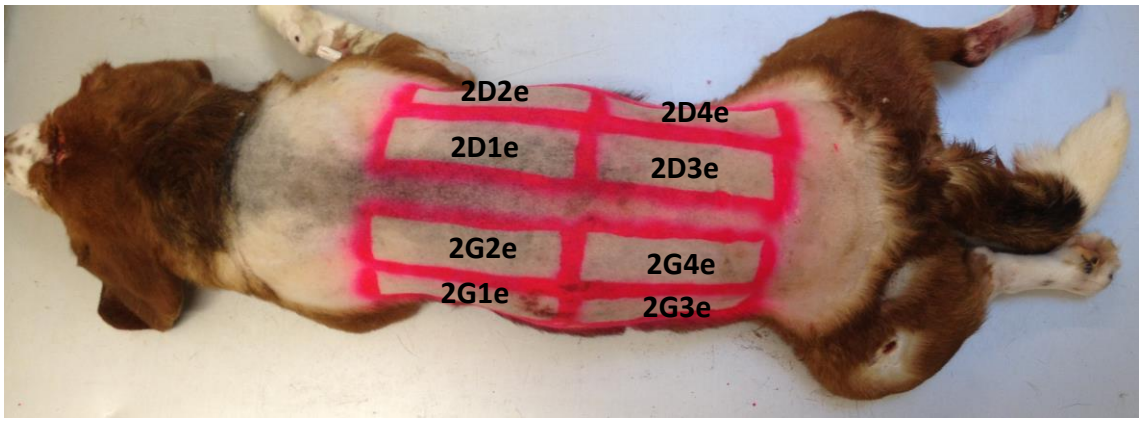


Figure 40 : Illustration de la nomenclature d'identification des prélèvements pour le chien numéro 2 (crédits photos Lebreton)

Les prélèvements sont ensuite placés sur leur patron rectangulaire afin de leur redonner leurs dimensions initiales. En effet, le prélèvement induit une rétraction de l'échantillon.

Puis les prélèvements sont conservés jusqu'à leur traitement, grâce à l'application dans un premier temps d'un spray de silicone et dans un second temps, en les recouvrant d'un papier absorbant humidifié toutes les heures d'une solution isotonique (**Fig 41**).

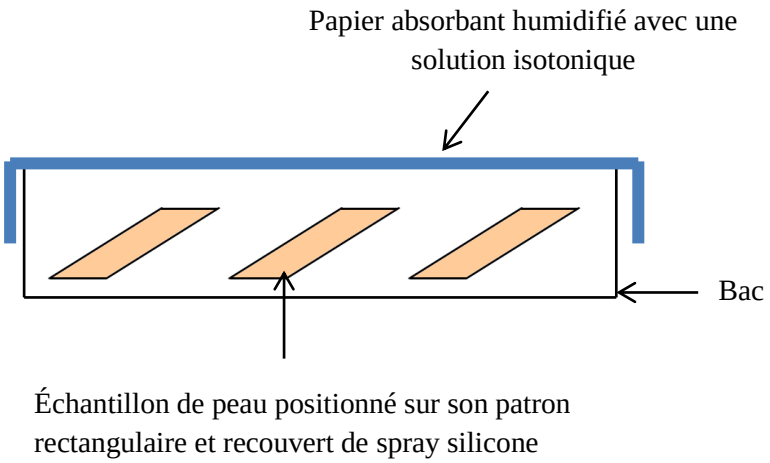
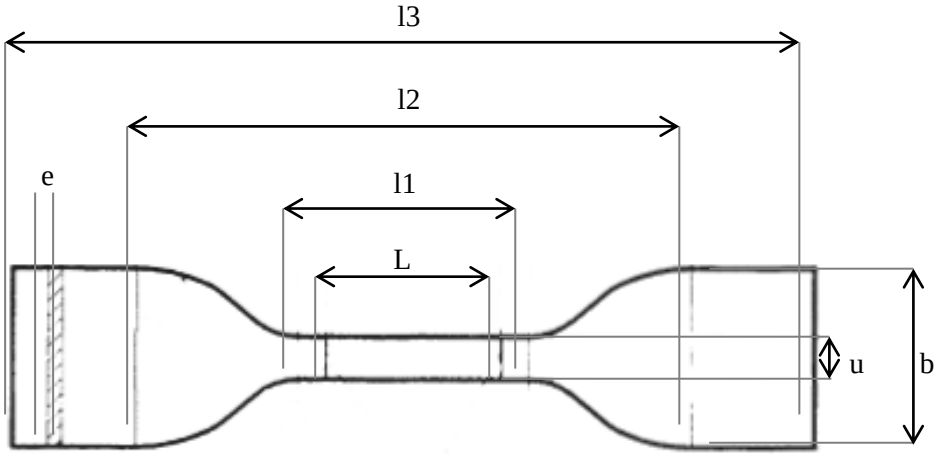


Figure 41 : Schéma illustrant le milieu de conservation des prélèvements (crédits photos Lebreton)

Juste avant d'effectuer le test, chaque prélèvement est ensuite découpé à l'aide d'un emporte-pièce, par application d'une lame de bistouri le long de l'emporte-pièce **(Fig 42)**. On obtient ainsi une éprouvette en forme d'haltère dont les dimensions ont été définies par la norme européenne ISO 527-3 **(Fig 43).** En effet, il a été démontré que cette conformation était la plus adaptée à la répartition des forces au sein d'un matériau fin (inférieur à 1mm) ayant une forte capacité d'extension avant rupture.

Figure 42 : Photo de l'emporte-pièce fabriqué sur mesure à partir de l'éprouvette de type 5 de la norme ISO 527-3 (crédits photos Lebreton)



u = Largeur de la portion utile de l'éprouvette = 6mm
b = Largeur aux extrémités = 25mm
e = Epaisseur = 0,6mm
L = Longueur de la zone utile de l'éprouvette = 25mm
l1 = Longueur de la partie plus étroite = 33mm
l2 = Longueur entre les patins = 80mm
l3 = Longueur totale = 115mm

Figure 43 : Forme et dimensions de l'éprouvette de type 5 de la norme ISO 527-3

On réalise également un prélèvement histologique à proximité de la zone testée, à l'aide d'un trépan à biopsie de diamètre 6mm, afin de déterminer la composition de l'échantillon testé (**Fig 44**). Par la suite, les biopsies sont fixées et transférées sur lames. Celles-ci sont observées au microscope et on mesure pour chacune l'épaisseur de l'épiderme, l'aire de derme et d'hypoderme dans notre échantillon.

Des rectangles de bristol de 5 millimètres de large sur 25 millimètres de long sont collés avec de la colle cyanoacrylate (Superglue3®) de part et d'autre de l'échantillon. Ces rectangles sont ensuite perforés en leur centre. L'échantillon cutané est ensuite fixé aux mors de l'extensomètre, grâce à la présence de deux vis passant chacune à une des extrémités de l'échantillon, dans les rectangles bristols et le filetage du mors de l'extensomètre (**Fig 45**).

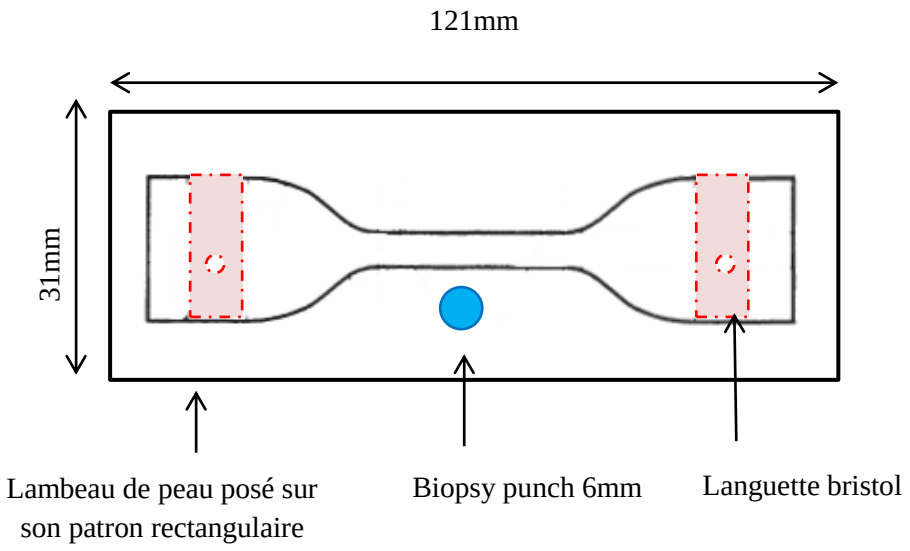


Figure 44 : Schéma de l'éprouvette après découpe grâce à l'emporte-pièce et position de la biopsie cutanée (crédits photos Lebreton)

Figure 45 : Photographie représentant la fixation de l'éprouvette à l'extensomètre uni-axial (crédits photos Lebreton)

B. Conditions de réalisation des tests de traction

Les mors sont toujours espacés de 80 mm que ce soit en début de test ou à la fin de chaque cycle d'extension-relaxation de manière à standardiser au maximum tous les tests réalisés. Le mors mobile se déplace à la vitesse quasi-statique de 0,1 mm/sec soit **6 mm/min** (vitesse imposée par la tension d'alimentation du moteur à courant continu de la machine) et la force nous intéressant est exercée dans un premier temps en extension. Lorsque la force exercée par la peau sur le mors fixe pendant son extension atteint 0.25 Newton, la manette d'inversion de polarité de l'alimentation du moteur est manuellement basculée et entraine alors le rapprochement des deux mors.

Les séries de mesures réalisées sont les suivantes :
- Série de 4 cycles d'extension-relaxation sur peau totale isolée en allant jusqu'à 0,25 N (soit une contrainte de 0,25/(1,2*6) = 0,035MPa), puis en revenant à la position initiale.
- Série de 4 cycles d'extension-relaxation sur prélèvement superficiel jusqu'à 0,25 N (soit une contrainte de 0,25/(0,6*6) = 0,07MPa), puis en revenant à la position initiale.
- Série de 4 cycles d'extension-relaxation sur prélèvement profond jusqu'à 0,25 N (soit une contrainte de 0,25/(0,6*6) = 0,07MPa), puis en revenant à la position initiale.

Le choix de réaliser successivement quatre cycles a été pris suite à l'étude de C. BISMUTH *et al*. en 2014 qui a montré qu'il faut au moins trois cycles pour que la peau du chien soit pré-conditionnée, c'est-à-dire que les paramètres de rigidité et la fraction d'énergie dissipée soient stables (BISMUTH *et al.* 2014).

Dans notre étude, sept beagles sont utilisés pour l'étude des propriétés biomécaniques de l'épaisseur globale de la peau (soit 51 prélèvements), et, six beagles sont utilisés pour l'étude des propriétés biomécaniques des différentes couches cutanées (soit 52 prélèvements dont 25 prélèvements superficiels et 27 prélèvements profonds). Nous souhaitons comparer les propriétés biomécaniques globales de la peau aux propriétés biomécaniques de différentes couches cutanées afin de déterminer les contributions de chaque couche cutanée aux propriétés biomécaniques de la peau.

Durant toute la période où se sont déroulées les manipulations, nous avons essayé de maintenir constants les paramètres d'ambiance afin qu'elles soient les plus reproductibles possible.

Ainsi, l'extensomètre est resté en place dans une même salle et la température, l'hygrométrie et l'éclairage (paramètres influençant de manière significative les propriétés biomécaniques de la peau par le biais entre autre de la déshydratation tissulaire) sont restés constants pendant la durée de l'étude. La totalité des manipulations réalisées par la suite a été standardisée au maximum et réalisée par deux opérateurs différents formés de la même manière. Les prélèvements réalisés sur un même chien sont tous testés sur une journée.

C. Méthodes d'analyse des résultats

1. Hypothèses formulées

Trois hypothèses ont été formulées pour l'analyse des résultats :

La norme ISO 527-3 nous a permis de supposer que la partie de l'échantillon effectivement testée peut être assimilée à ce que l'on a appelé la partie utile de l'éprouvette, autrement dit la partie la plus étroite ayant pour dimensions 6mm de large et 25mm de long.

La seconde hypothèse est que le dermatome fournit des prélèvements d'épaisseur fiable et donc constante d'un prélèvement à l'autre, à savoir 0,6mm pour les prélèvements superficiels et profonds et 1,2mm pour les prélèvements de peau totale.

La dernière hypothèse, est que la section de peau testée reste constante lors d'un essai de traction. Grâce à cette hypothèse, la contrainte vraie peut être assimilée à la contrainte nominale. En effet, on connait les relations suivantes :

$$\boldsymbol{\sigma_v(t) = \frac{F(t)}{S(t)}}$$

Avec :
σ_v(t) = contrainte vraie à l'instant t (en N/mm²)
F(t) est la force appliquée par la partie centrale de l'éprouvette sur le mors immobile à un instant t (en Newton)
S(t) est la section du centre de l'éprouvette à l'instant t (en mm²)

De même, $\boldsymbol{\sigma_n(t) = \frac{F(t)}{S(0)}}$

Avec :
σ_n(t) = contrainte nominale à l'instant t
S(0) est la section initiale du centre de l'éprouvette

Ces hypothèses nous permettent d'établir l'approximation $\boldsymbol{\sigma_n\ (t) = \sigma_v(t)}$
Nous utiliserons donc pour la suite de l'analyse la contrainte nominale.

2. Méthode d'exploitation des biopsies cutanées

Les sections des biopsies sont transférées sur lames, puis colorées à l'hemalun éosine. Plusieurs mesures sont relevées sur un champ de 3mm de long au microscope à l'aide du logiciel Eclipse Net® :

- L'épaisseur de l'épiderme (en µm) à intervalles réguliers tous les 0,25mm **(Fig 46)**
- La surface de derme présent (en µm²) **(Fig 47)**
- La surface d'hypoderme présent (en µm²)

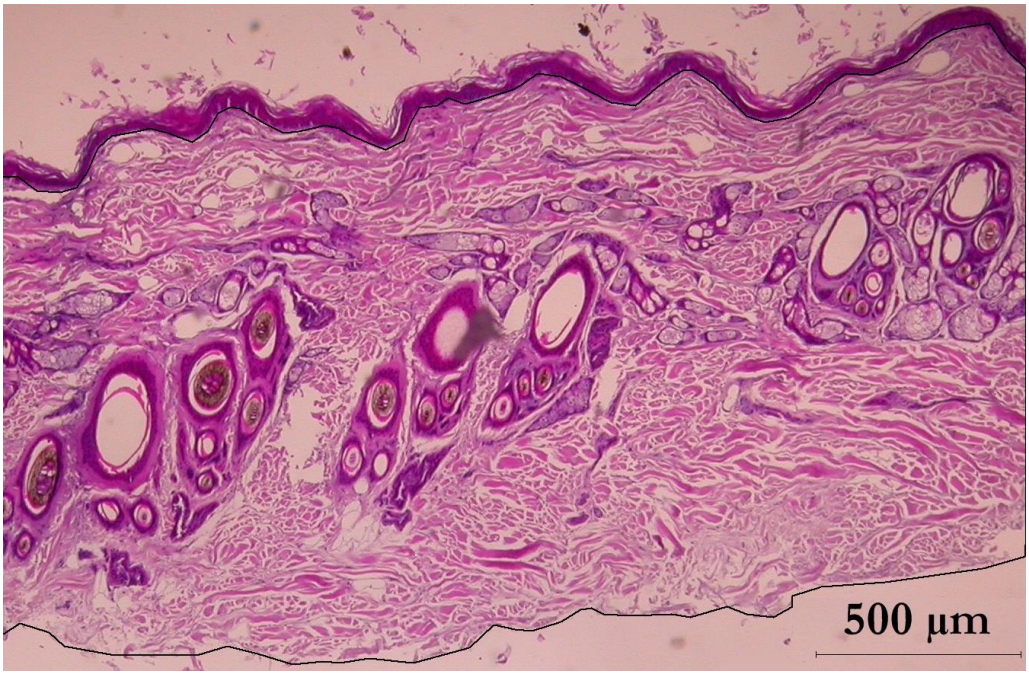


Figure 46 : Illustration des mesures de la surface du derme sur une coupe transversale (crédits photos Lebreton)

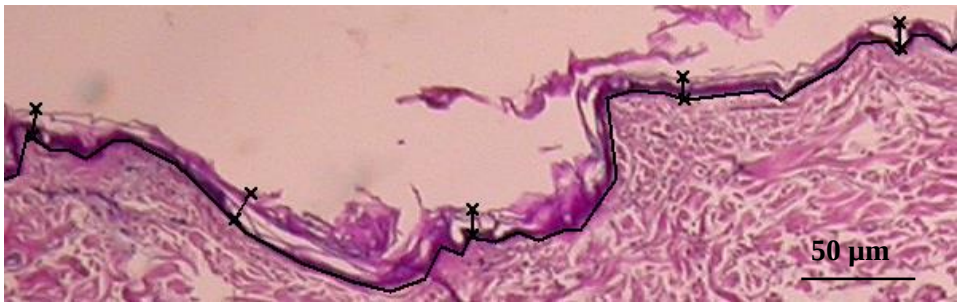


Figure 47 : Illustration des mesures d'épiderme sur une coupe transversale (crédits photos Lebreton)

La moyenne des mesures d'épaisseur de l'épiderme est calculée pour chaque prélèvement. La surface de derme et la surface d'hypoderme nous permettent de revenir ensuite à l'épaisseur moyenne de ces deux couches pour chaque prélèvement.

3. Définition du module de Young

Dans notre étude, le module de Young sécant, ou module d'élasticité, est calculé pour une déformation cutanée de 100 % (c'est-à-dire la déformation correspondant à la contrainte maximale de 0,7N/mm² prévue par le protocole) sur le quatrième cycle d'extension-relaxation (**Fig 48**).

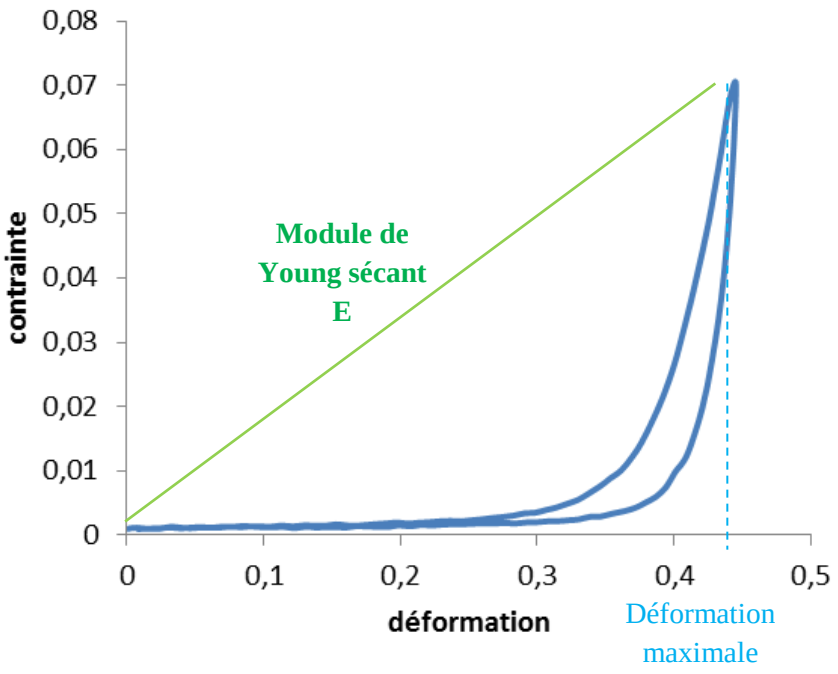


Figure 48 : Module de Young sécant à 100% de déformation (crédits photos Lebreton)

La loi d'élasticité est la loi de Hooke : $\boldsymbol{\sigma = \varepsilon \text{ x } E = \frac{(L_{max} - L_0)}{L_0} \text{ x } E}$

Avec :
E : Le module de Young (en MPa)
ε : L'allongement relatif (sans unité), c'est-à-dire, égale à $(l_{max} - l_0)/ l_0$
L_{max}: Distance maximale obtenue entre les mors lors de l'atteinte de la force maximale désirée (en mm)
L_0 : Distance initiale entre les mors (en mm)
σ : La contrainte (en MPa)

Or, la contrainte moyenne appliquée à une épaisseur cutanée se définit par la formule suivante :

$$\boldsymbol{\sigma = \frac{F}{S} = \frac{F}{(u \text{ x } e)}}$$

Avec :
S : la section de la partie utile de peau testée (mm²)
e : l'épaisseur de l'échantillon de peau (mm)
u : La largeur de la partie utile de l'éprouvette (mm)
F : La force appliquée à l'éprouvette (Newton)

Ainsi, on en déduit que le module de Young **E** est égal à :

$$\mathbf{E} = \frac{\boldsymbol{\sigma}}{\varepsilon} = \frac{\frac{F}{(e \text{ x } u)}}{\frac{(L_{max} - L_0)}{L_0}}$$

$$\Rightarrow \mathbf{E} = \frac{F \text{ x } L_0}{e \text{ x } u \text{ x } (L_{max} - L_0)}$$

4. Définition de la fraction d'énergie dissipée

Pour chaque cycle d'extension-relaxation on observe deux portions de courbe différentes :

- La courbe de charge, qui correspond à l'extension de la peau
- La courbe de décharge, qui correspond à la relaxation de la peau

La courbe de charge est située au-dessus de la courbe de décharge.

La fraction d'énergie dissipée se définit comme suit :

$$\boldsymbol{\eta} = \frac{\textbf{Aire sous la courbe de charge – Aire sous la courbe de décharge}}{\textbf{Aire sous la courbe de charge}}$$

La fraction d'énergie dissipée représente le rapport de l'énergie dissipée sur l'énergie apportée au système et permet de caractériser les propriétés de viscosité de la peau du chien.

Afin d'obtenir les fractions d'énergie dissipée, on procède au calcul de l'aire sous la courbe de charge et l'aire sous chaque courbe de décharge pour le quatrième cycle d'extension-relaxation de chaque prélèvement par la méthode des trapèzes (**Fig 49**).

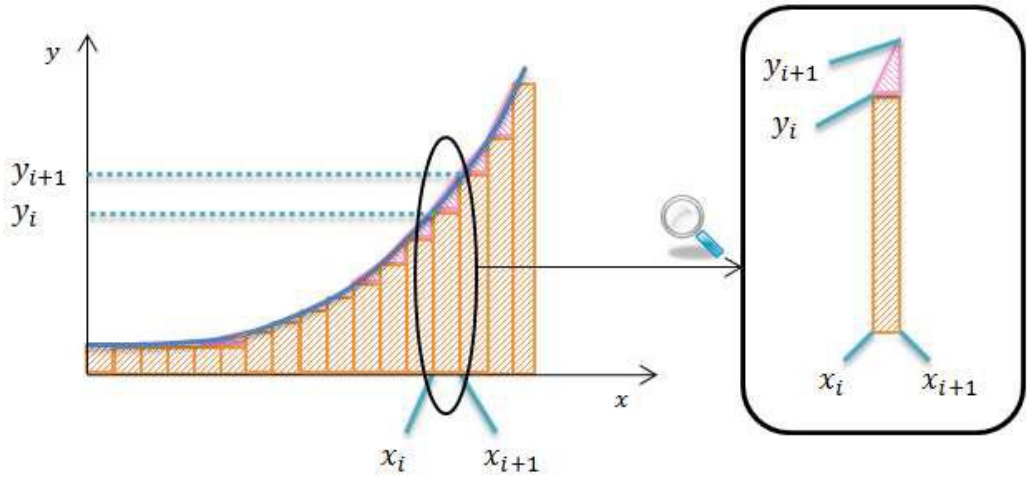


Figure 49 : Approximation d'une courbe par une succession de trapèzes (GERIN (2012))

L'aire de chaque trapèze est donnée par la relation suivante :

Aire du trapèze $\mathrm{i} = (x_{i+1} - x_i) \times y_i + (x_{i+1} - x_i) \times \frac{(y_{i+1} - y_i)}{2}$

On a alors, Aire sous la courbe = $\sum_{i=0}^{i=n}$ Aire du trapèze i

Chapitre 3 :
Résultats

I. Examen des prélèvements histologiques

Les résultats des différentes mesures effectuées sont présentés en **Annexe 1**.

A. Composition des prélèvements superficiels et profonds

Selon l'hypothèse que nous avons formulée, à savoir que la précision des épaisseurs de coupe au dermatome est supposée fiable, nous pouvons transposer les mesures réalisées sur lames en mesures réelles avant fixation. Ainsi, nous obtenons les épaisseurs réelles des différentes couches de peau au sein des prélèvements superficiels et profonds (**Tab V et VI**).

Tableau V : Transposition des mesures effectuées sur lames en mesures réelles avant fixation pour les prélèvements superficiels

Sur lames	
Épaisseur moyenne de l'épiderme (µm)	36,64
Épaisseur moyenne du derme (µm)	1131,89
Total (µm)	1168,53

Dimensions réelles	
Épaisseur moyenne de l'épiderme (µm)	18,96
Épaisseur moyenne du derme (µm)	581,04
Total (µm)	600

Facteur 0,51

Tableau VI : Transposition des mesures effectuées sur lames en mesures réelles avant fixation pour les prélèvements profonds

Sur lames	
Épaisseur moyenne du derme (µm)	417,13
Épaisseur moyenne de l'hypoderme (µm)	350,46
Total (µm)	767,59

Dimensions réelles	
Épaisseur moyenne du derme (µm)	326,06
Épaisseur moyenne de l'hypoderme (µm)	273,94
Total (µm)	600

Facteur 0,78

Les prélèvements superficiels contiennent donc en moyenne 18,96µm d'épiderme et 581µm de derme. Or, il semble que le derme superficiel soit très fin. Aucune donnée précise concernant son épaisseur chez le chien n'est disponible à ce jour (26/05/2014). Nous avons réalisé quelques lames de peau totale avec coloration spéciale au trichrome de Masson afin de voir s'il était possible de discerner le derme superficiel du derme profond en visualisant les fibres de collagène. Aucune délimitation n'est visible au microscope. Néanmoins, chez l'homme, le derme papillaire mesure entre 20 et 50µm et le derme réticulaire environ 1mm (JACQUEMOUD (2007)).

On peut raisonnablement en déduire que le derme superficiel se trouve intégralement dans les 581µm de derme présents sur les prélèvements superficiels. Ceux-ci incluent donc également une partie du derme profond. Le reste de derme profond, soit 326µm en moyenne, se trouve dans les prélèvements profonds avec une partie d'hypoderme (273,9µm) (**Fig 50 et 51**).

Par ailleurs, nous constatons que les follicules pileux sont entiers sur les prélèvements superficiels et sont quasiment toujours absents dans les prélèvements profonds.

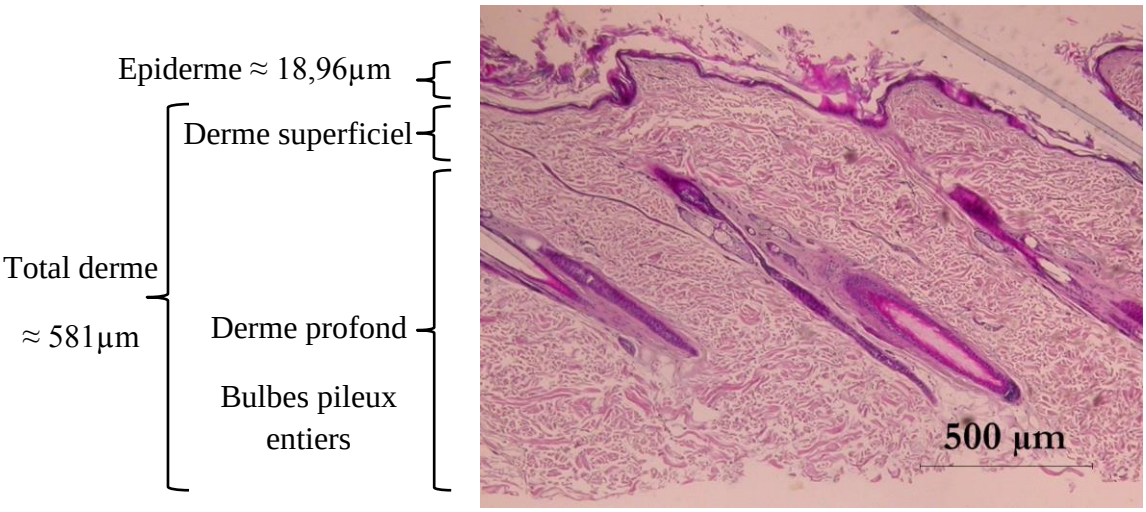


Figure 50 : Composition moyenne des prélèvements superficiels
(crédits photos Lebreton)

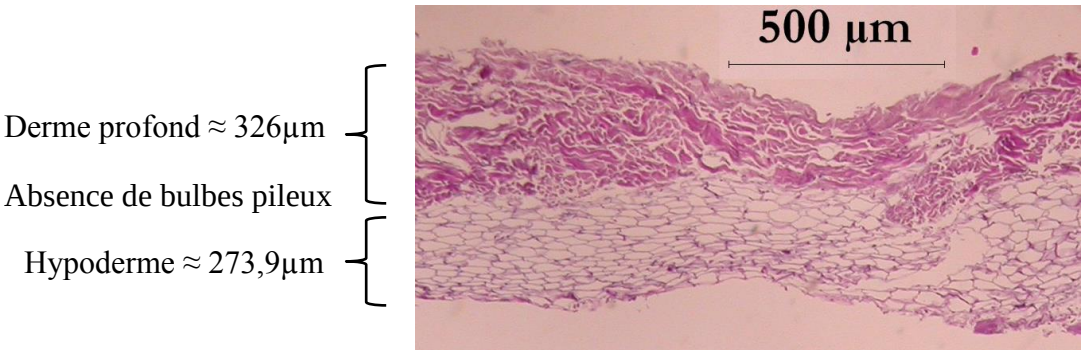


Figure 51: Composition moyenne des prélèvements profonds (crédits photos Lebreton)

Ainsi, les prélèvements superficiels reflètent le comportement mixte du derme superficiel accompagné de la partie du derme profond contenant les bulbes pileux (le rôle de l'épiderme étant considéré comme négligeable). Les prélèvements profonds traduisent le comportement du derme profond uniquement étant donné que le rôle de l'hypoderme est considéré comme négligeable.

B. Etude de la variabilité de l'épaisseur de l'épiderme et du derme entre les différents individus

De nombreux travaux relatent la variabilité de la structure de la peau entre les individus, c'est pourquoi il est intéressant d'analyser la variabilité de l'épaisseur des différentes strates de la peau des chiens de notre étude.

1. Variabilité de l'épaisseur de l'épiderme entre les différents chiens de l'étude

Les épaisseurs d'épiderme relevées sur chaque chien ont été comparées (**Fig 52**). Leurs distributions étant non normales et les effectifs petits, il a été réalisé un test non paramétrique de Kruskal-Wallis pour lequel p = 0,07.

L'épaisseur de l'épiderme en région lombaire n'est donc pas significativement différente d'un chien à l'autre dans notre étude.

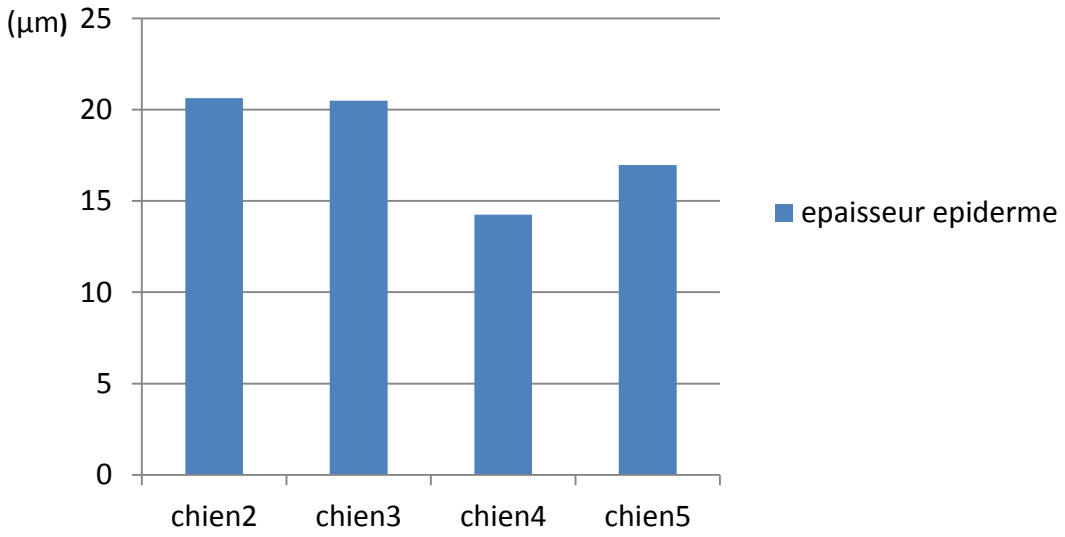


Figure 52 : Moyennes des épaisseurs de l'épiderme sur différents chiens

2. Variabilité de l'épaisseur totale du derme entre les différents chiens de l'étude

Les épaisseurs de derme relevées sur chaque chien ont été comparées **(Fig 53).** Leurs distributions étant non normales et les effectifs petits, il a été réalisé un test non paramétrique de Kruskal-Wallis pour lequel p = 0.04372.

L'épaisseur du derme en région lombaire est donc significativement différente d'un chien à l'autre dans notre étude.

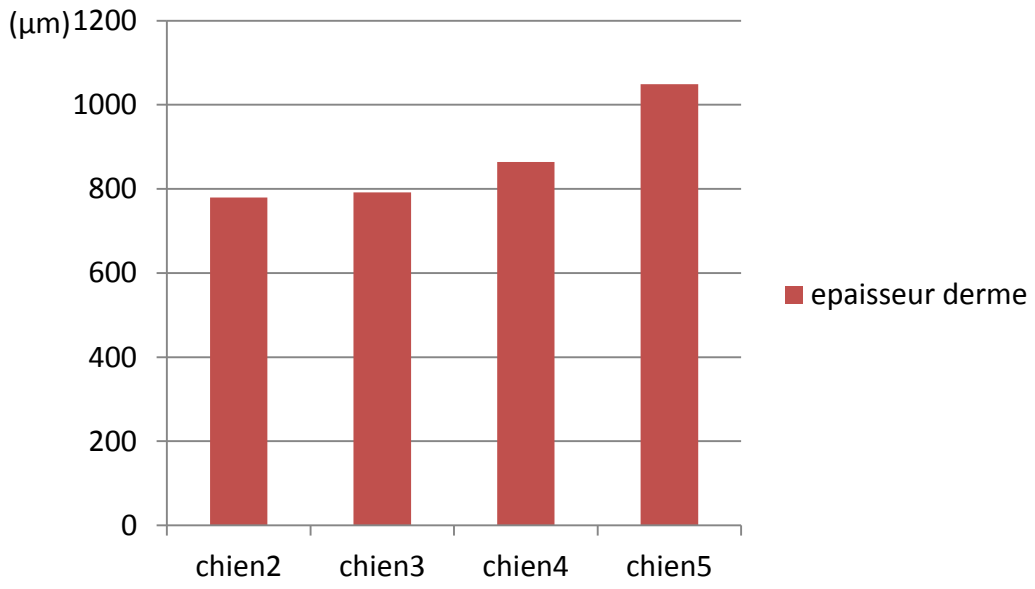


Figure 53 : Moyennes des épaisseurs du derme sur différents chiens

La variabilité interindividuelle de l'épaisseur du derme est rapportée dans la bibliographie. En effet, l'épaisseur du derme est influencée par de nombreux facteurs individuels (sexe, âge, poids…) (JACQUEMOUD (2007))

C. Etude de la variabilité de l'épaisseur de l'épiderme et du derme entre les sites prélevés sur un même chien

Il est décrit que l'épaisseur de l'épiderme et du derme varie au sein d'un même individu suivant la région cutanée concernée. L'épiderme et le derme sont plus épais dans la région du cou et du dos et plus fins en région abdominale ventrale et en région distale des membres chez le chien (BHANDAL *et al.* (2012)). C'est pourquoi, il est intéressant de vérifier s'il existe une variabilité d'épaisseur de l'épiderme et du derme entre la région lombaire crâniale et caudale.

1. Variabilité de l'épaisseur de l'épiderme entre les sites crâniaux et caudaux sur un même chien

Les épaisseurs d'épiderme relevées sur les sites crâniaux ont été comparées avec celles relevées sur les sites caudaux pour chaque chien afin d'explorer la variabilité de l'épaisseur de l'épiderme dans la région lombaire **(Fig 54 et 55).**

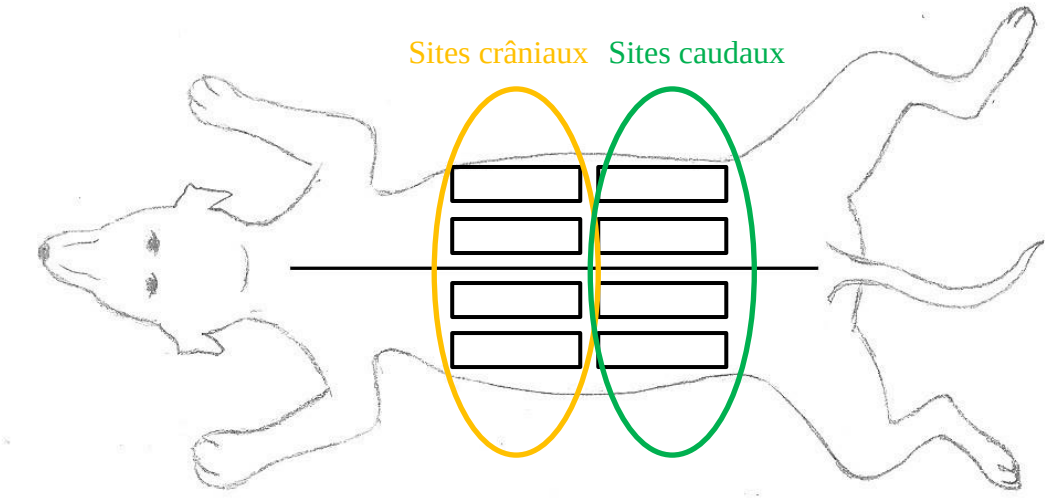


Figure 54 : Schéma des sites crâniaux et caudaux comparés au sein d'un même chien (crédits photos Lebreton)

Sur l'ensemble des prélèvements réalisés en région crâniale, l'épiderme mesure en moyenne 19,27µm avec un intervalle de confiance bilatéral au seuil de confiance 95% de 3,99µm.

Sur des prélèvements réalisés en région caudale, l'épiderme mesure en moyenne 17,91 µm avec un intervalle de confiance bilatéral au seuil de confiance 95% de 3,73µm.

Un test de Shapiro-Wilk a permis de montrer que la distribution des épaisseurs d'épiderme en région crâniale ainsi que la distribution des épaisseurs d'épiderme en région caudale sont normales. De plus, aucune différence significative n'a été mise en évidence entre les variances des deux séries. Il a donc été réalisé un test de Student avec variances égales pour lequel la p-value = 0,5893.

L'épaisseur de l'épiderme n'est donc pas significativement différente entre la région lombaire crâniale et la région lombaire caudale.

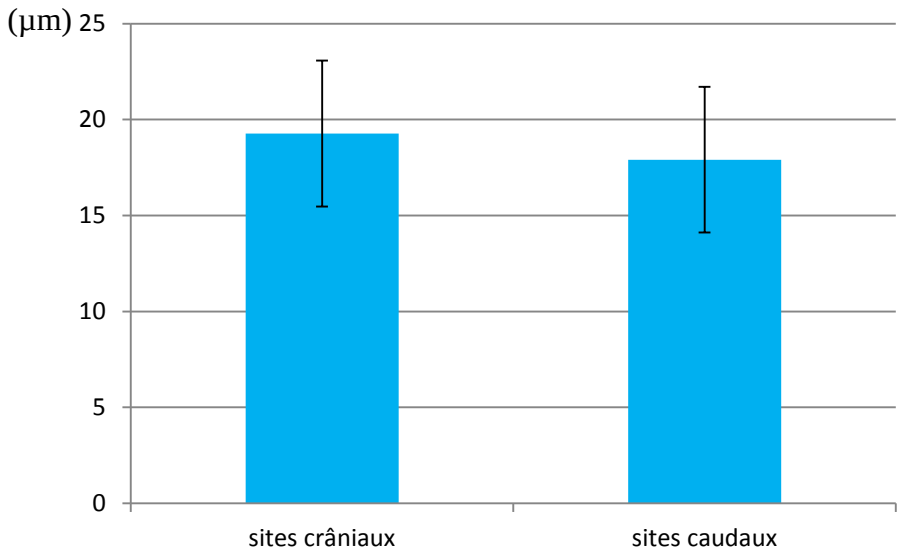


Figure 55 : Moyennes des épaisseurs d'épiderme en fonction des sites de prélèvement

2. Variabilité de l'épaisseur du derme entre les sites crâniaux et caudaux sur un même chien

Les épaisseurs de derme relevées sur les sites crâniaux ont été comparées avec celles relevées sur les sites caudaux pour chaque chien afin d'explorer la variabilité de l'épaisseur du derme dans la région lombaire (**Fig 56**).

Sur l'ensemble des prélèvements réalisés en région crâniale, le derme mesure en moyenne 866,69µm avec un intervalle de confiance bilatéral au seuil de confiance 95% de 96,89µm.

Sur des prélèvements réalisés en région caudale, le derme mesure en moyenne 920,02µm avec un intervalle de confiance bilatéral au seuil de confiance 95% de 198,37µm.

Un test de Shapiro-Wilk a permis de montrer que la distribution des épaisseurs de derme en région crâniale ainsi que la distribution des épaisseurs de derme en région caudale sont normales. De plus, aucune différence significative n'a été mise en évidence entre les variances des deux séries. Il a donc été réalisé un test de Student avec variances égales pour lequel la p-value = 0,535.

L'épaisseur du derme n'est donc pas significativement différente entre la région lombaire crâniale et la région lombaire caudale.

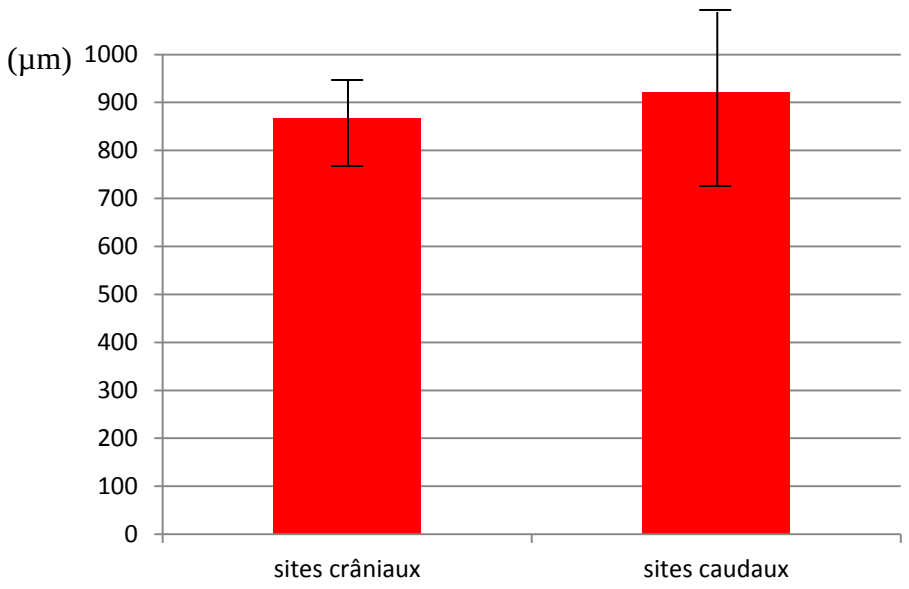


Figure 56 : Moyennes des épaisseurs de derme en fonction des sites de prélèvement

II. Allure générale des courbes

L'ensemble des courbes obtenues est rassemblé dans l'**Annexe 2**.
Toutes les courbes de notre étude ont la même allure (**Fig 57**).

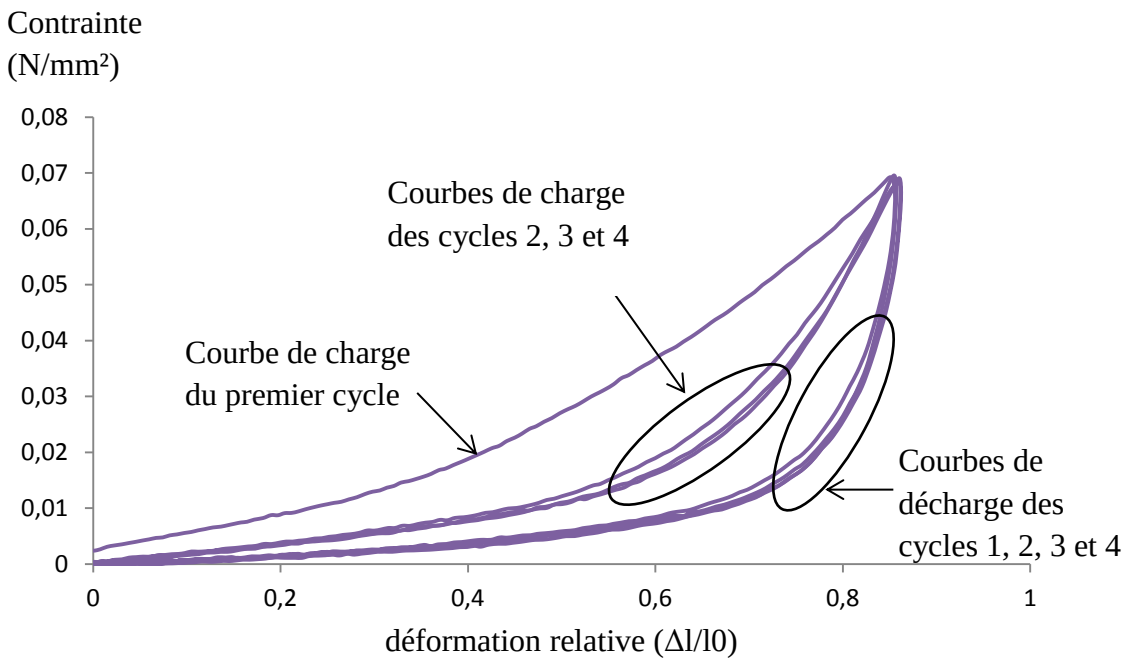


Figure 57 : Allure des courbes obtenues lors d'une série de quatre cycles à 0,25N

Lors de chaque cycle, il est possible de diviser la courbe obtenue deux parties : la partie supérieure correspond à la courbe de charge et la partie inférieure correspond à la courbe de décharge.

L'aire située sous la courbe de charge correspond à l'énergie nécessaire à l'extension du prélèvement de peau testé (énergie fournie au système) ; tandis que l'aire située sous la courbe de décharge correspond à l'énergie restituée par la peau testée lors de sa relaxation (énergie restituée par le système).

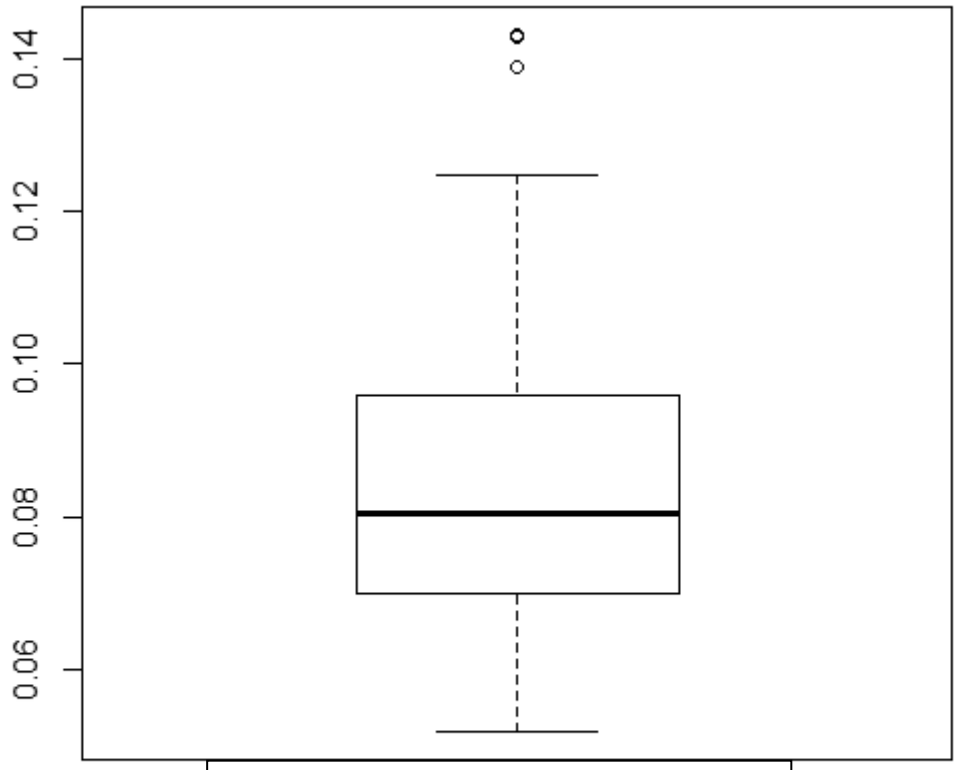
On remarque que la courbe de charge du premier cycle d'extension-relaxation se situe largement au-dessus de celles des cycles suivants. Après le premier cycle, les courbes tendent à se superposer. Il s'agit du phénomène de pré-conditionnement de la peau déjà décrit chez plusieurs espèces dont l'homme, le porc et le chien. Il correspond à la nécessité de réaliser plusieurs cycles d'extensions-relaxation avant d'obtenir des valeurs de rigidité et d'énergie dissipée reproductibles. L'étude de BISMUTH *et al.* (2014) a montré que le nombre de cycle d'extension-relaxation préalable au pré-conditionnement de la peau chez le chien est de trois cycles.

III. Étude du module de Young sécant des différentes couches cutanées

Pour chaque échantillon, le module de Young sécant a été calculé sur le quatrième cycle. L'ensemble des résultats est regroupé en **Annexe 3.**

A. Modules de Young des prélèvements superficiels

25 prélèvements superficiels ont été utilisés afin d'étudier les propriétés élastiques des couches superficielles de la peau du chien. Ces prélèvements sont caractérisés par un module de Young de 0,08635 MPa en moyenne (**Fig 58**).

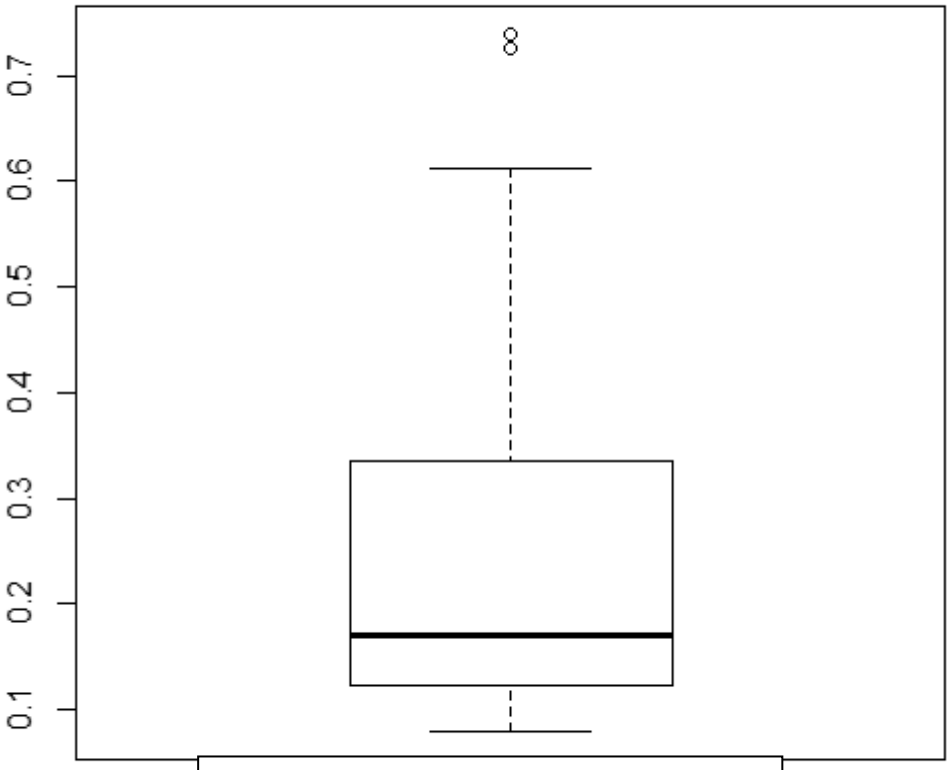


Minimum = 0,05194 MPa
Premier Quartile = 0,06987 MPa
Médiane = 0,08032 MPa
Moyenne = 0,08635 MPa
Troisième Quartile = 0,09582 MPa
Maximum = 0,14312 MPa
Écart-type = 0,02834 MPa

Figure 58 : Diagramme en boite résumant les modules de Young des prélèvements superficiels

B. Modules de Young des prélèvements profonds

27 prélèvements profonds ont été utilisés afin d'étudier les propriétés élastiques du derme profond chez le chien. Ces prélèvements sont caractérisés par un module de Young de 0,2566 MPa en moyenne (**Fig 59**).



Minimum = 0,08023 MPa
Premier Quartile = 0,12355 MPa
Médiane = 0,17003 MPa
Moyenne = 0,25666 MPa
Troisième Quartile = 0,33548 MPa
Maximum = 0,73872 MPa
Écart-type = 0,192 MPa

Figure 59 : Diagramme en boite résumant les modules de Young des prélèvements profonds

C. Comparaison des modules de Young des prélèvements superficiels et des prélèvements profonds

Les résultats que nous venons de résumer ont été repris dans une étude statistique afin de comparer le comportement élastique du derme profond à celui des couches superficielles (épiderme, derme superficiel et partie du derme profond contenant les follicules pileux). Pour cela, nous avons comparé les modules de Young moyens de nos deux types de prélèvements (**Fig 60**).

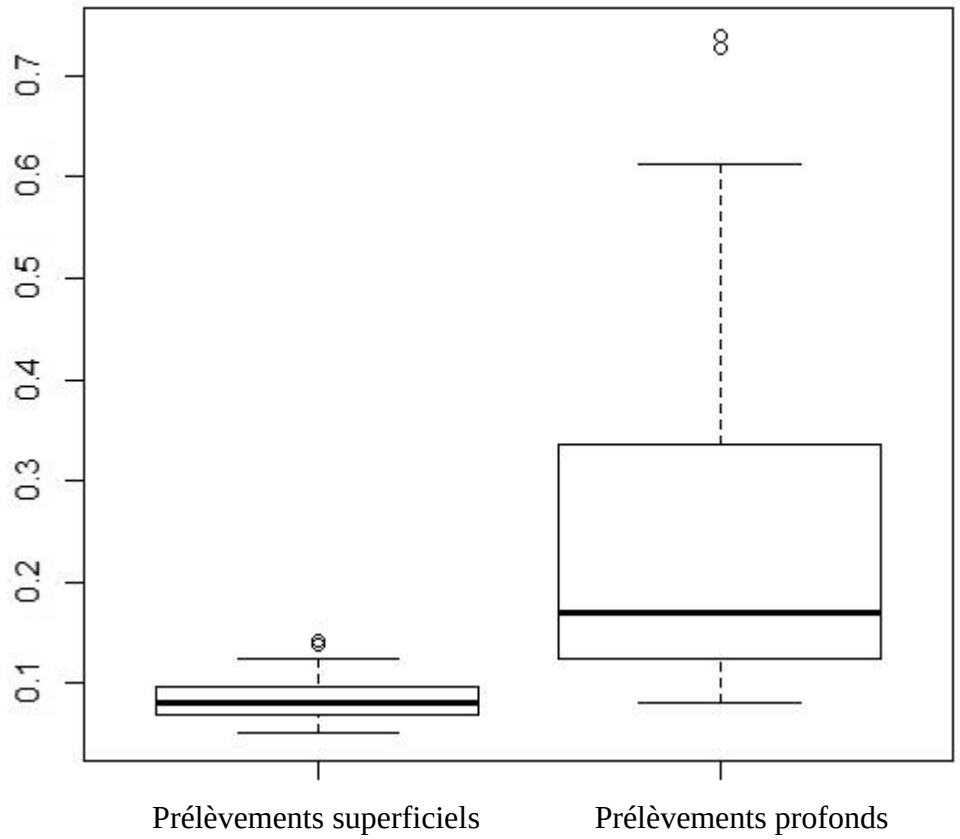


Figure 60 : Diagramme en boite comparant les modules de Young des prélèvements superficiels et profonds

Les distributions des modules de Young des prélèvements superficiels et profonds sont éloignées de la loi normale et non normalisables par transformation de variable. Il convient donc d'employer le Test de la somme des rangs de Mann-Whitney-Wilcoxon.

Celui-ci met en évidence une différence significative entre le module de Young moyen des prélèvements superficiels (0,08635 MPa) et le module de Young moyen des prélèvements profonds (0,2566 MPa) avec une p-value égale à $3{,}983.10^{-8}$.

Ainsi, les couches superficielles de la peau du chien (derme superficiel et partie du derme profond contenant les follicules pileux) sont trois fois plus élastiques que la partie profonde du derme profond (exonéré des follicules pileux).

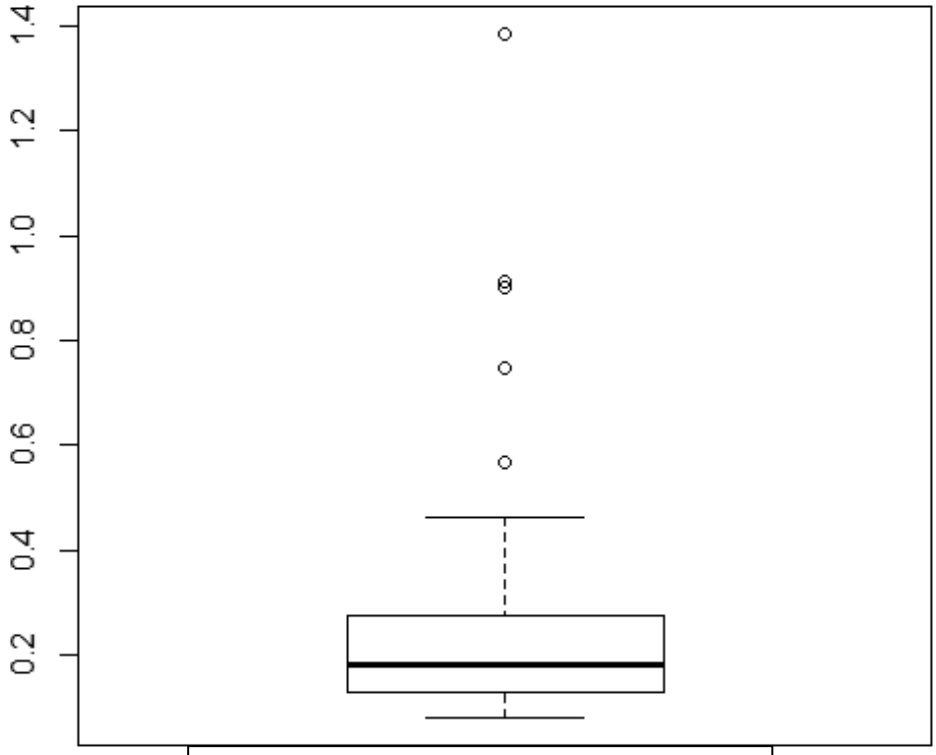
Ce résultat peut être relié à la structure de ces différentes couches. En effet, comme nous l'avons exposé, le derme superficiel est formé de tissu conjonctif lâche. Les fibres de collagène y sont majoritairement de type III et de faible diamètre (de 0,3 à 3µm) (SILVER (1982)). Elles sont isolées, distribuées de manière aléatoire et accompagnées d'un réseau fin de fibres élastiques.

Le derme profond quant lui est formé d'un tissu conjonctif plus dense et épais. Les fibres de collagène sont alors plutôt de type I et de diamètre plus important (10 à 40µm) et s'organisent en faisceaux parallèles à la surface de la peau (SILVER (1982) ; JOR et al. (2011)). Les fibres élastiques matures y sont plus longues et plus épaisses.
Les follicules pileux présents jusqu'à 0,6mm dans le derme profond mais leur contribution semble plus difficile à établir.

Ainsi, les fibres de collagène épaisses qui dominent dans le derme profond lui confèrent sa rigidité. Les fibres de collagènes plus fines et plus lâches du derme superficiel opposent moins de résistance à la déformation et laissent davantage les fibres élastiques exprimer leur forte extensibilité.

D. Modules de Young des prélèvements de peau totale

52 prélèvements de peau totale ont été utilisés afin d'étudier les propriétés élastiques globales de la peau du chien. Ces prélèvements sont caractérisés par un module de Young moyen de 0,2607 MPa ± 0,0684 (intervalle de confiance bilatéral calculé au seuil de confiance de 1-alpha avec alpha=0,05) (**Fig 61**).



Minimum = 0,08219 MPa
Premier Quartile = 0,13048 MPa
Médiane = 0,18150 MPa
Moyenne = 0,26068 MPa
Troisième Quartile = 0,26887 MPa
Maximum = 1,38390MPa
Écart-type = 0,2442 MPa

Figure 61: Diagramme en boite résumant les modules de Young des prélèvements de peau totale

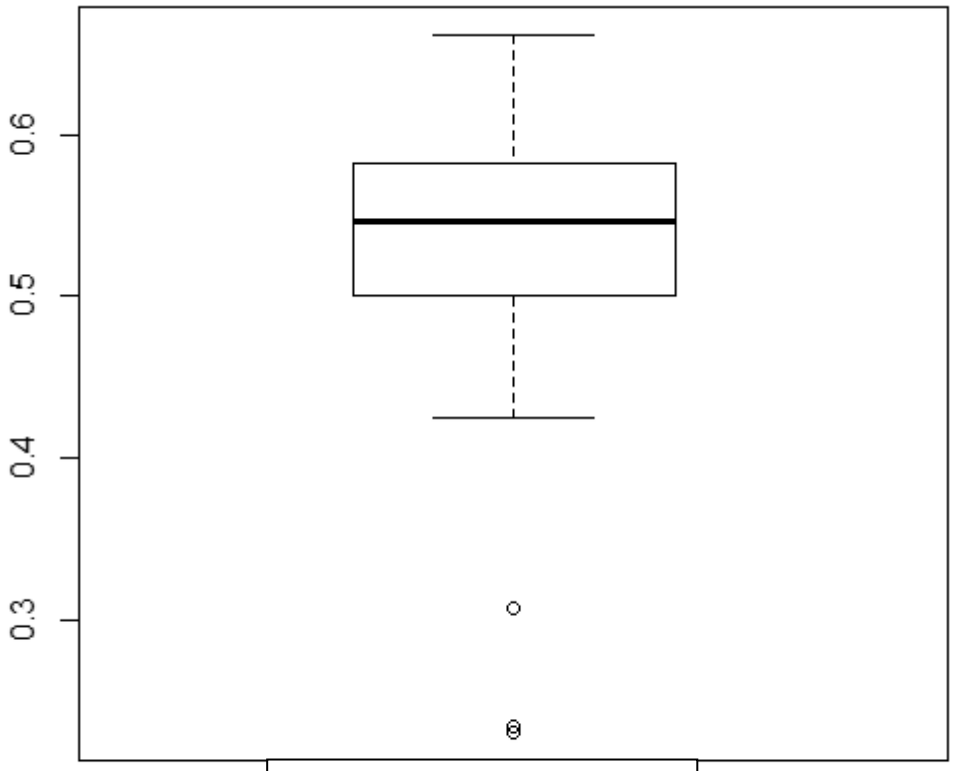
Ces données ne peuvent pas être comparées directement à celles des prélèvements superficiels et profonds car le module de Young sécant dépend de la contrainte appliquée. Or, la contrainte appliquée lors des tests de traction est de 0,070MPa pour les prélèvements superficiels et de 0,035MPa pour les prélèvements de peau totale ; soit une contrainte deux fois plus faible pour la peau totale. Ceci provient du fait que les prélèvements de peau totale sont deux fois plus épais.
En conséquence, nous ne pouvons pas comparer les modules de Young de la peau totale à ceux des prélèvements superficiels et profonds.

IV. Étude de l'énergie dissipée des différentes couches cutanées

Pour chaque échantillon, la fraction d'énergie dissipée a été calculée sur le quatrième cycle. L'ensemble des résultats est présenté en **Annexe 4**.

A. Fractions d'énergie dissipée des prélèvements superficiels

25 prélèvements superficiels ont été utilisés afin d'étudier la viscosité des couches superficielles de la peau chez le chien. Ces prélèvements sont caractérisés par une fraction d'énergie dissipée de 0,5163 en moyenne (**Fig 62**).



Minimum = 0,2308
Premier Quartile = 0,5003
Médiane = 0,5464
Moyenne = 0,5163
Troisième Quartile = 0,5822
Maximum = 0,6614
Écart-type = 0,1144

Figure 62 : Diagramme en boite résumant les fractions d'énergie dissipée des prélèvements superficiels

B. Fractions d'énergie dissipée des prélèvements profonds

27 prélèvements profonds ont été utilisés afin d'étudier la viscosité du derme profond chez le chien. Ces prélèvements sont caractérisés par une fraction d'énergie dissipée de 0,4233 en moyenne (**Fig 63**).

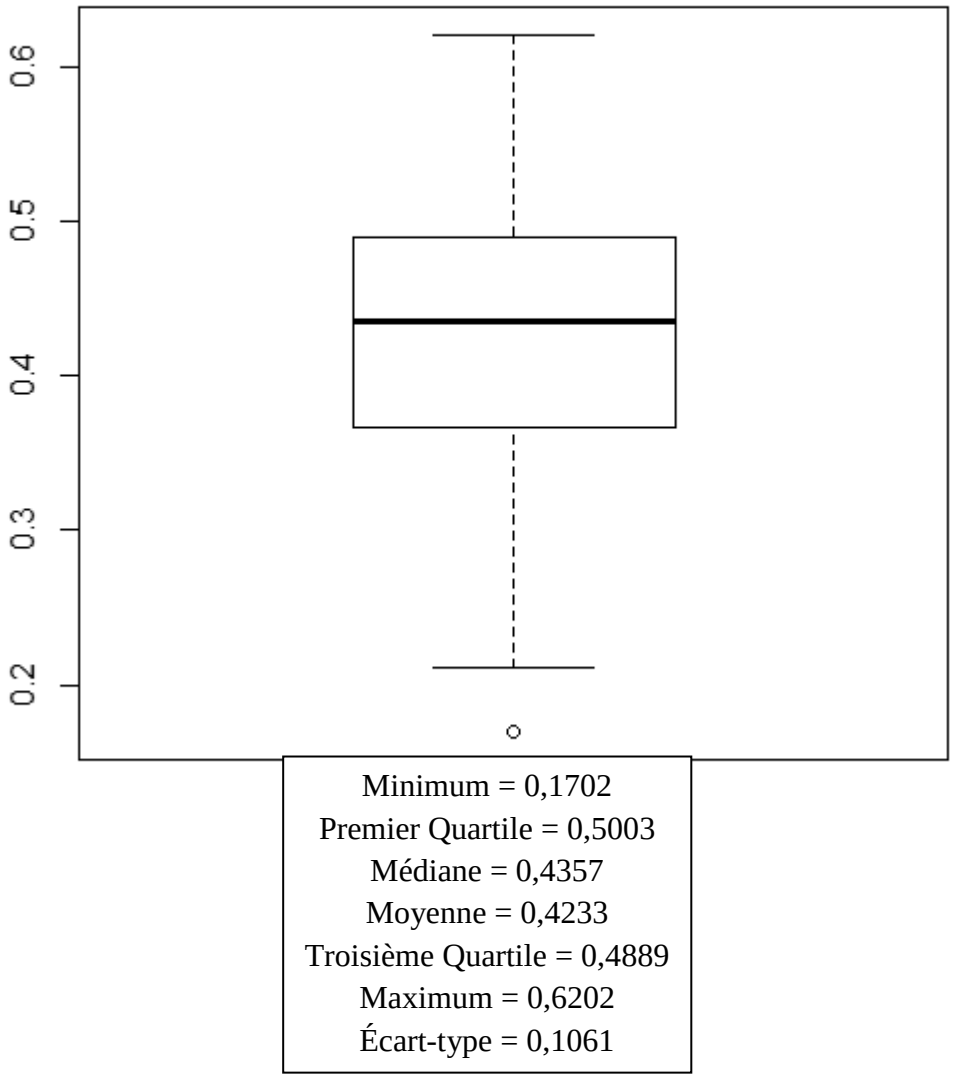


Figure 63 : Diagramme en boite résumant les fractions d'énergie dissipée des prélèvements profonds

C. Comparaison des fractions d'énergie dissipée des prélèvements superficiels et des prélèvements profonds

Les résultats que nous venons de résumer ont été repris dans une étude statistique afin de comparer le comportement visqueux du derme profond à celui des couches superficielles (épiderme et derme superficiel). Pour cela, nous avons comparé les fractions d'énergie dissipée moyennes de nos deux types de prélèvements (**Fig 64**).

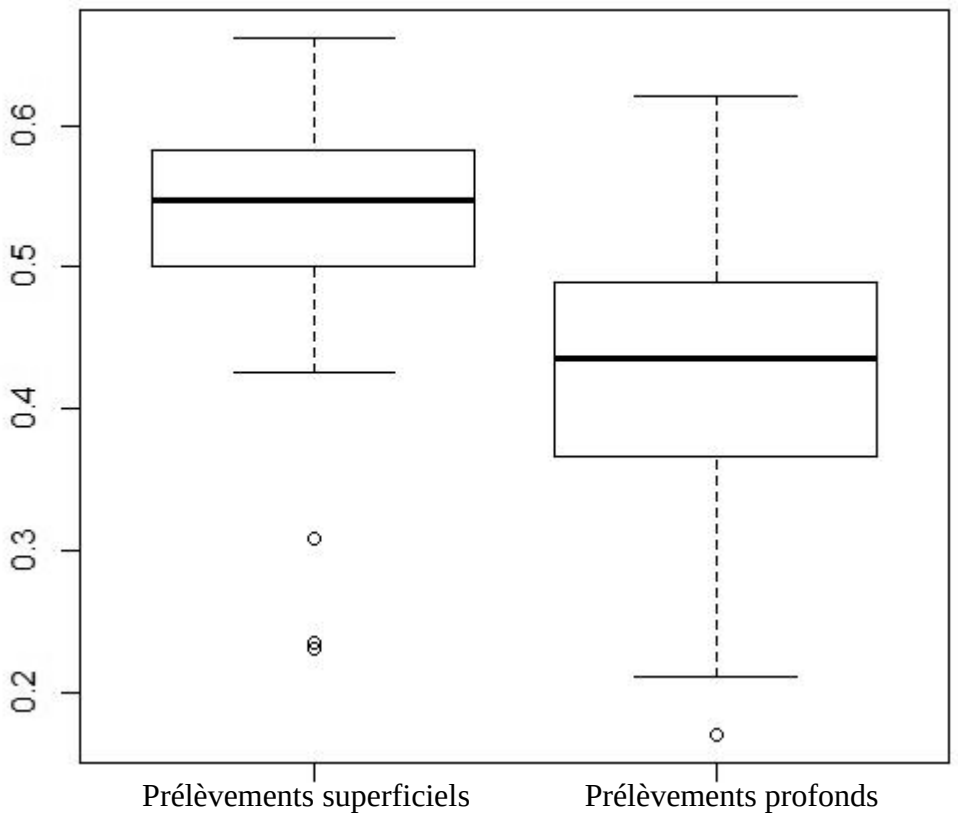


Figure 64 : Diagramme en boite comparant les fractions d'énergie dissipée des prélèvements superficiels et profonds

La distribution des fractions d'énergie dissipée des prélèvements profonds suit la loi normale. La distribution des fractions d'énergie dissipée des prélèvements superficiels est éloignée de la loi normale et non normalisable par transformation de variable.

Il convient donc d'employer le Test de la somme des rangs de Mann-Whitney-Wilcoxon. Celui-ci met en évidence une différence significative entre la fraction d'énergie dissipée moyenne des prélèvements superficiels (0,5163) et la fraction d'énergie dissipée moyenne des prélèvements profonds (0,4233) avec une p-value égale à 0,0005736.

Ainsi, les couches superficielles de la peau du chien (derme superficiel et partie du derme profond contenant les follicules pileux) sont significativement plus visqueuses que la partie profonde du derme profond (exonéré des follicules pileux).

Ce résultat pourrait s'expliquer par le fait que le derme superficiel est plus riche en matrice extracellulaire que le derme profond puisque le réseau de collagène y est plus lâche comme nous l'avons vu au premier chapitre. Le comportement mécanique du derme superficiel serait alors plus proche d'un comportement liquidien pour lequel l'énergie dissipée est plus élevée.

De plus, l'organisation des fibres de collagènes qui se trouvent déjà partiellement orientées dans des plans parallèles à la surface de la peau dans le derme profond tandis qu'elles sont distribuées plus aléatoirement dans le derme superficiel peut également contribuer au fait que la réorganisation lors d'une traction demande moins d'énergie au système au sein du derme profond.

De la même manière, les fibres élastiques matures du derme profond facilitent le retour élastique.

D. Fractions d'énergie dissipée des prélèvements de peau totale

51 prélèvements de peau totale ont été utilisés afin d'étudier la viscosité globale de la peau chez le chien. Ces prélèvements sont caractérisés par une fraction d'énergie dissipée moyenne de 0,3374 ± 0,03684 (intervalle de confiance bilatéral calculé au seuil de confiance de 1-alpha avec alpha=0,05) (**Fig 65**).

Comme nous l'avons expliqué, nous n'allons pas comparer les fractions d'énergie dissipée de la peau totale à celles des prélèvements superficiels et profonds.

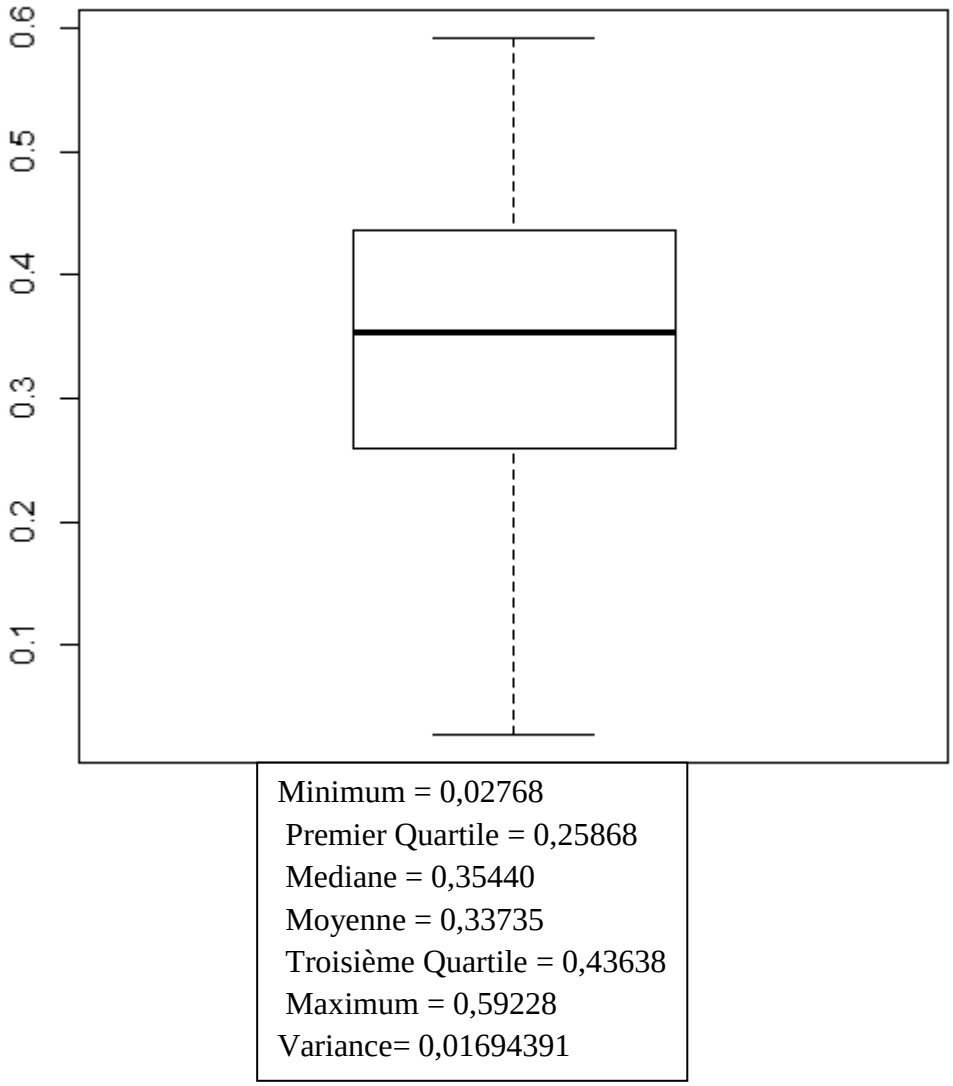


Figure 65 : Diagramme en boite résumant les fractions d'énergie dissipée des prélèvements de peau totale

V. Construction d'un modèle de comportement biomécanique des différentes couches cutanées

Dans cette partie, nous souhaitons proposer un modèle de comportement biomécanique des différentes couches testées dans notre étude.

A. Visualisation de quelques cycles d'extension-relaxation

Dans un premier temps, quelques cycles ont été représentés sur un même graphique afin de visualiser les tendances des comportements des différents types de prélèvements. Sur la **Figure 66**, on peut voir les quatrièmes cycles de six prélèvements superficiels (en bleu), six prélèvements profonds (en rouge) et six prélèvements de peau totale (en vert) choisis aléatoirement.

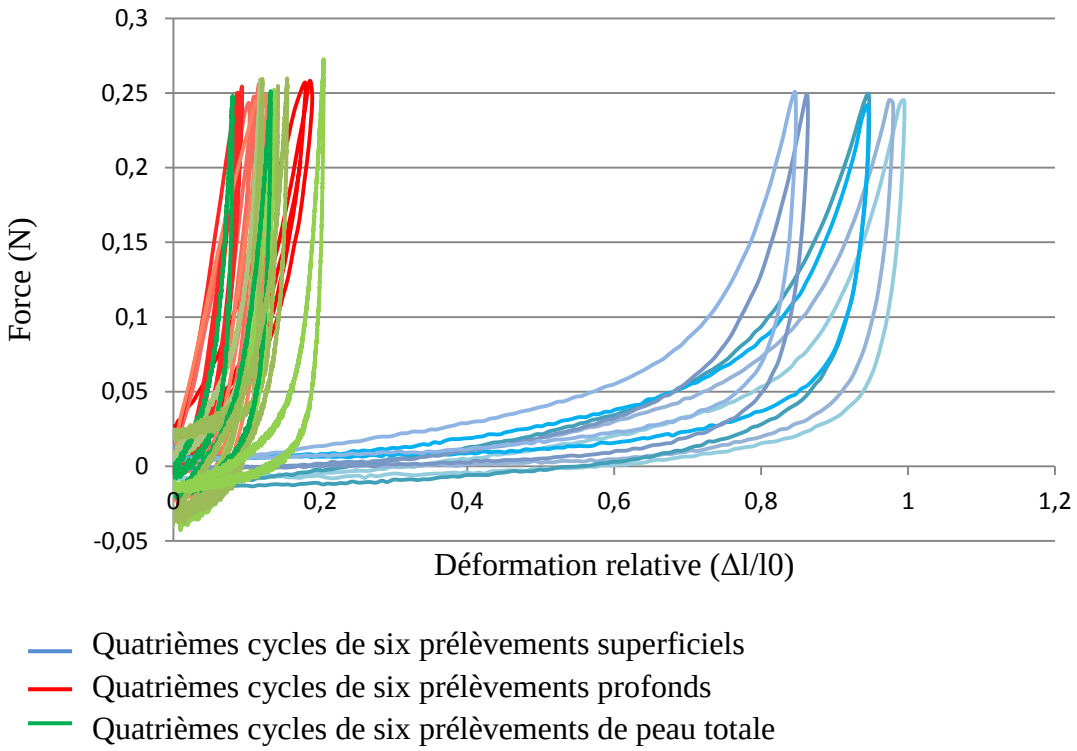


Figure 66 : Visualisation des quatrièmes cycles de six prélèvements, superficiels, profonds ou de peau totale

Il est clair que les cycles d'extension-relaxation des prélèvements superficiels sont fortement décalés vers la droite par rapport aux deux autres types de courbes. En revanche, les cycles d'extension-relaxation des prélèvements profonds et des prélèvements de peau totale semblent très proches et leur position relative est plus difficile à distinguer.

Nous avons ensuite voulu modéliser le comportement moyen de chaque type de prélèvement par une seule courbe.

B. Modèle de comportement des prélèvements superficiels

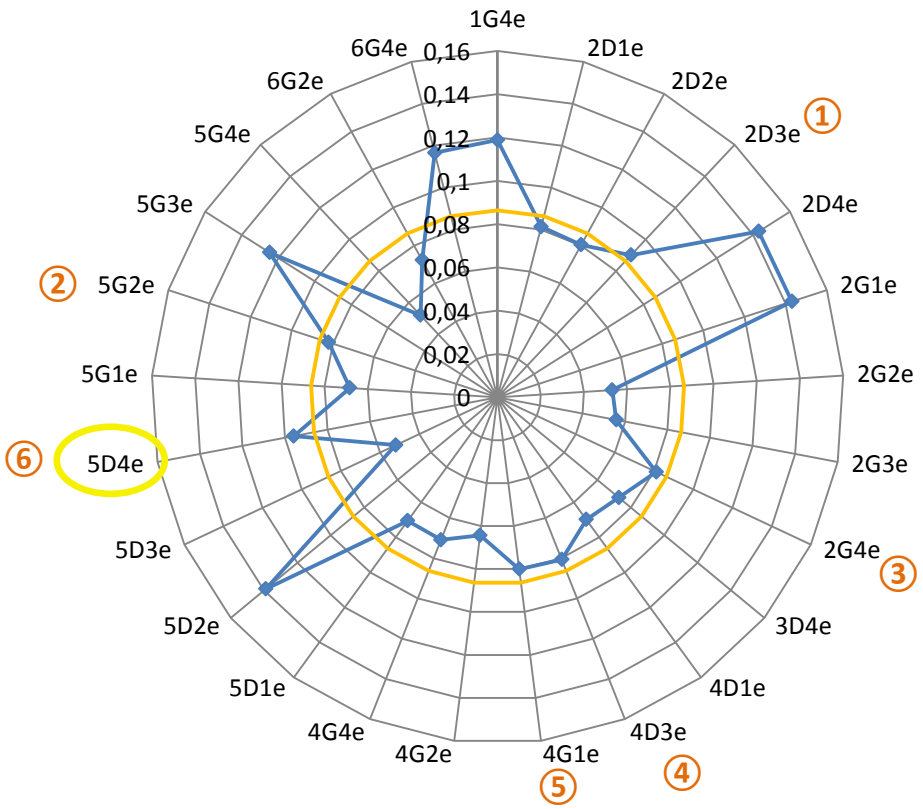
À partir des mesures de module de Young et d'énergie dissipée, nous avons sélectionné une courbe comme étant la courbe représentative du comportement des prélèvements superficiels. Pour cela, notre critère de choix a été le suivant : nous avons recherché le prélèvement ayant le module de Young et la fraction d'énergie dissipée les plus proches des moyennes obtenues pour les prélèvements superficiels.

La **Figure 67** nous permet de visualiser l'écart des modules de Young de chaque prélèvement superficiel au module de Young moyen pour ces prélèvements.

La **Figure 68** illustre quant à elle l'écart des fractions d'énergie dissipée de chaque prélèvement superficiel à la fraction d'énergie dissipée moyenne pour ces prélèvements.

Il apparait que le prélèvement 5D4e est le sixième à avoir le module de Young (0,09582MPa) le plus proche du module de Young moyen des prélèvements superficiels (0,08635MPa). Il est également le cinquième à avoir la fraction d'énergie dissipée (0,4918) la plus proche de la fraction d'énergie dissipée moyenne des prélèvements superficiels (0,5163).

Le prélèvement 5D4e est donc pris comme modèle de comportement moyen des prélèvements superficiels.

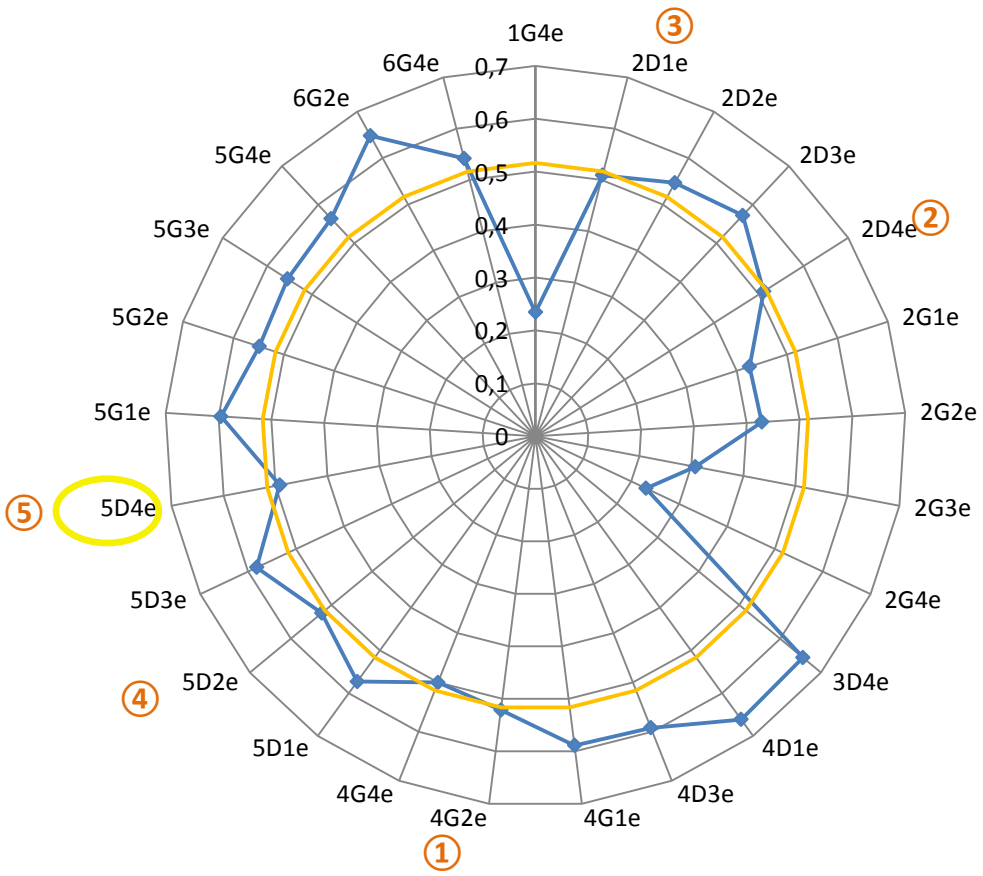


Module de Young des chaque prélèvement superficiel

Moyenne des modules de Young des prélèvements superficiels

① Classement des prélèvements les plus proches du module de Young moyen

Figure 67 : Comparaison du module de Young des prélèvements superficiels au module de Young moyen



Énergie dissipée de chaque prélèvement superficiel

Moyenne des énergies dissipées des prélèvements superficiels

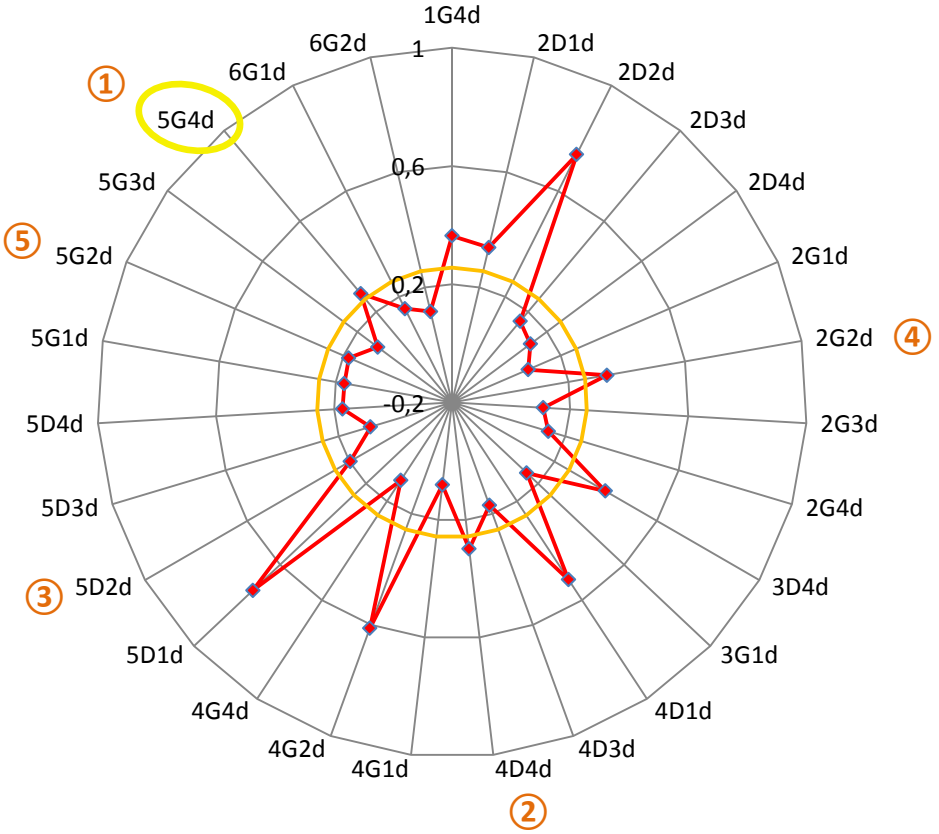
1 Classement des prélèvements les plus proches de l'énergie dissipée moyenne

Figure 68 : Comparaison de l'énergie dissipée des prélèvements superficiels à l'énergie dissipée moyenne

C. Modèle de comportement des prélèvements profonds

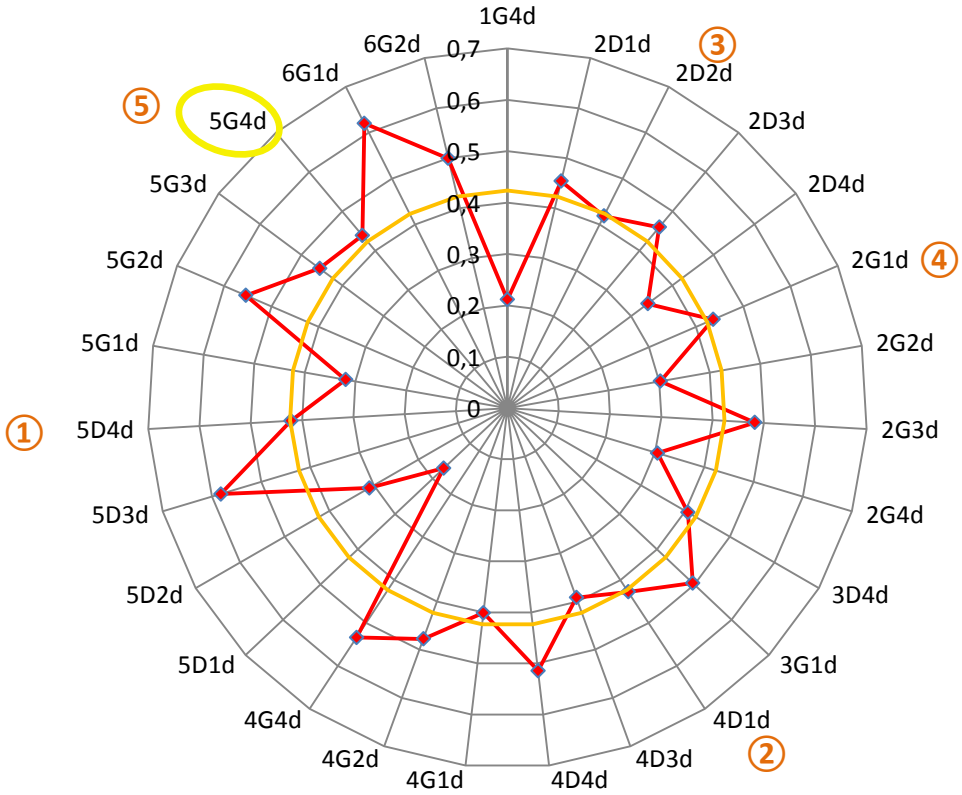
Par le même raisonnement que précédemment, le prélèvement 5G4d est le premier à avoir le module de Young (0,2805MPa) le plus proche du module de Young moyen des prélèvements profonds (0,2566MPa). Il est également le cinquième à avoir la fraction d'énergie dissipée (0,4389) la plus proche de la fraction d'énergie dissipée moyenne des prélèvements profonds (0,4233) (**Fig 69 et 70**).

Le prélèvement 5G4d est donc pris comme modèle de comportement moyen des prélèvements profonds.



Module de Young de chaque prélèvement profond
Moyenne des modules de Young des prélèvements profonds
① Classement des prélèvements les plus proches du module de Young moyen

Figure 69 : Comparaison du module de Young des prélèvements profonds au module de Young moyen



Énergie dissipée de chaque prélèvement profond

Moyenne des énergies dissipées des prélèvements profonds

① Classement des prélèvements les plus proches de l'énergie dissipée moyenne

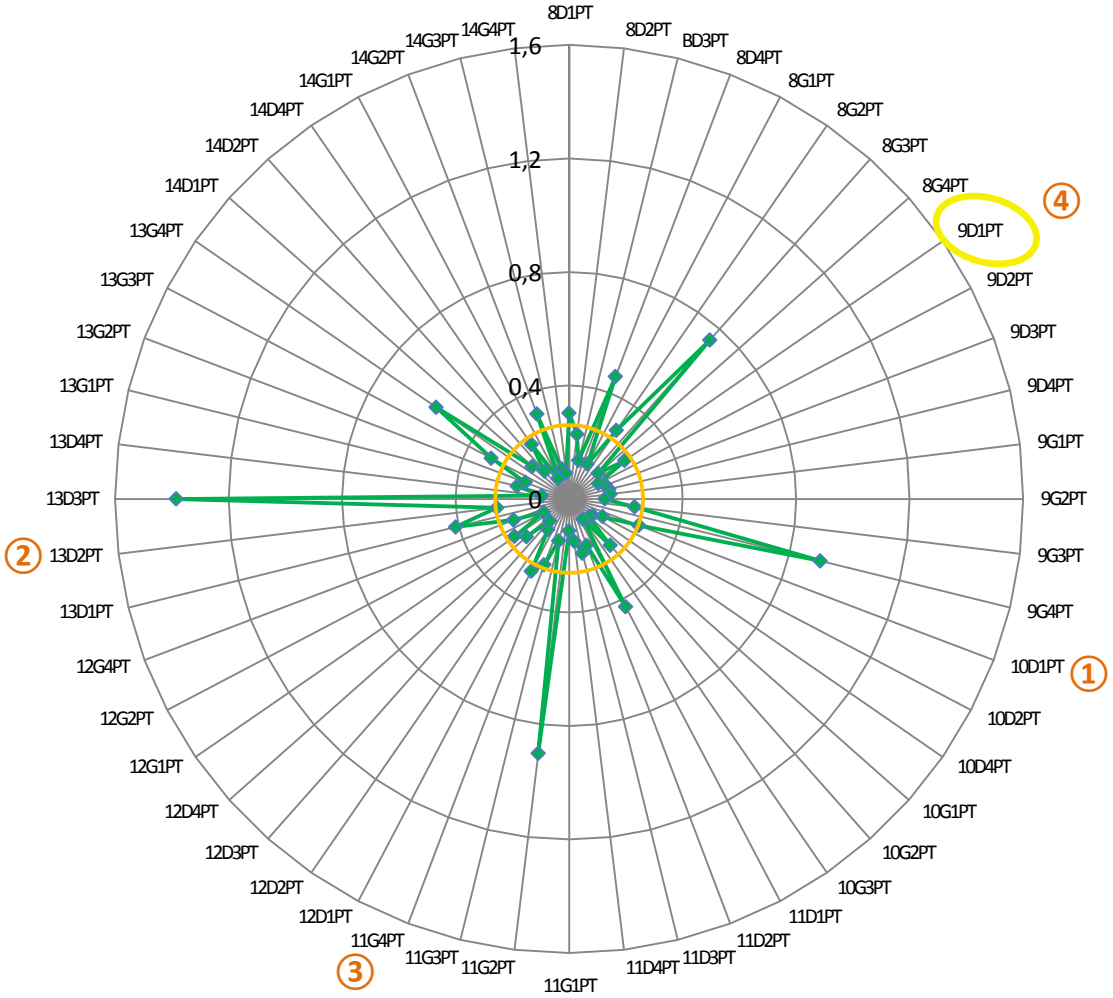
Figure 70 : Comparaison de l'énergie dissipée des prélèvements profonds à l'énergie dissipée moyenne

D. Modèle de comportement des prélèvements de peau totale

De même, pour les prélèvements de peau totale, le prélèvement 9D1PT affiche un module de Young 0,2388MPa. Il est le quatrième à avoir le module de Young le plus proche du module de Young moyen des prélèvements de peau totale (0,2607MPa) après les prélèvements 10D1PT, 13D2PT et 11G4PT.

Sa fraction d'énergie dissipée de 0,3544. Il est également le quatrième à avoir la fraction d'énergie dissipée la plus proche de la fraction d'énergie dissipée moyenne des prélèvements de peau totale (0,3374) après les prélèvements 8G2PT, 10G2PT et 8D3PT (**Fig 71 et 72**).

Le prélèvement 9D1PT est donc pris comme modèle de comportement moyen des prélèvements de peau totale.

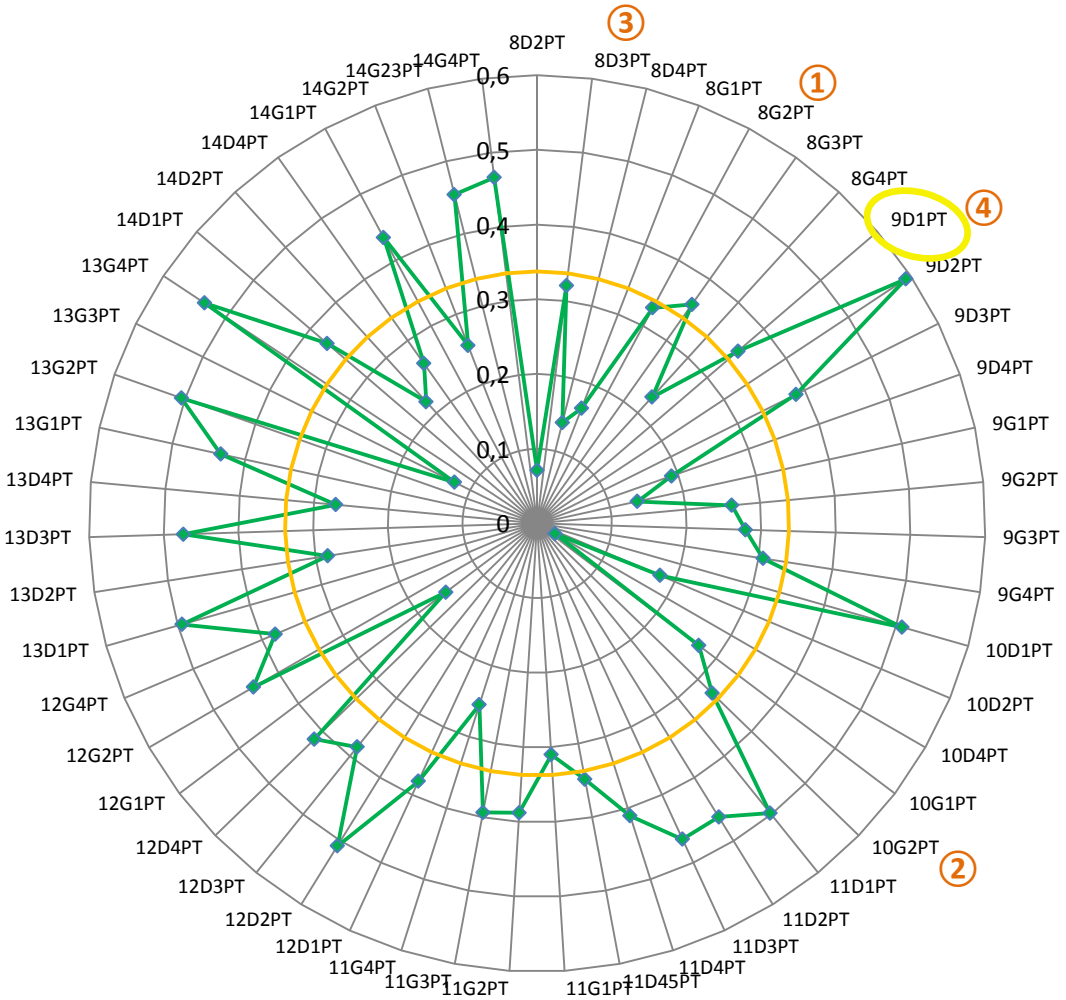


Module de Young de chaque prélèvement de peau totale

Moyenne des modules de Young des prélèvements de peau totale

① Classement des prélèvements les plus proches du module de Young moyen

Figure 71: Comparaison du module de Young des prélèvements de peau totale au module de Young moyen



Énergie dissipée de chaque prélèvement de peau totale

Moyenne des énergies dissipées des prélèvements de peau totale

1 Classement des prélèvements les plus proches de l'énergie dissipée moyenne

Figure 72 : Comparaison de l'énergie dissipée des prélèvements de peau totale à l'énergie dissipée moyenne

E. Synthèse de la contribution des différentes couches de la peau aux propriétés biomécaniques globales de la peau

Cette étude a permis de dégager un modèle de comportement biomécanique à différents étages de la peau, ce qui n'était pas encore documenté dans l'espèce canine.
Nous avons proposé pour chaque type de prélèvement un modèle de comportement biomécanique moyen sous la forme d'une courbe Contrainte-Déformation relative.
Sur la **Figure 73**, on retrouve toutes les caractéristiques viscoélastiques mises en évidence dans cette étude.

En ce qui concerne le comportement élastique, le comportement de la peau globale se rapproche beaucoup de celui du derme profond. Les fibres de collagène épaisses du derme profond confèrent à la peau sa rigidité dans un plan parallèle à la surface cutanée. L'influence des autres couches de peau dans le comportement élastique globale de la peau semble minime.

Le derme superficiel accompagné d'une fine partie du derme profond contenant les follicules pileux est trois fois plus extensible que la partie profonde du derme profond dépourvu de follicule pileux.

En ce qui concerne le comportement visqueux, le derme superficiel accompagné d'une fine partie du derme profond contenant les follicules pileux sont les couches qui dissipent le plus d'énergie lors d'une déformation.

La peau totale ayant la plus faible fraction d'énergie dissipée, on peut dire que l'interaction entre toutes les couches de la peau optimise l'énergie nécessaire aux réorganisations ayant lieu pendant la déformation.

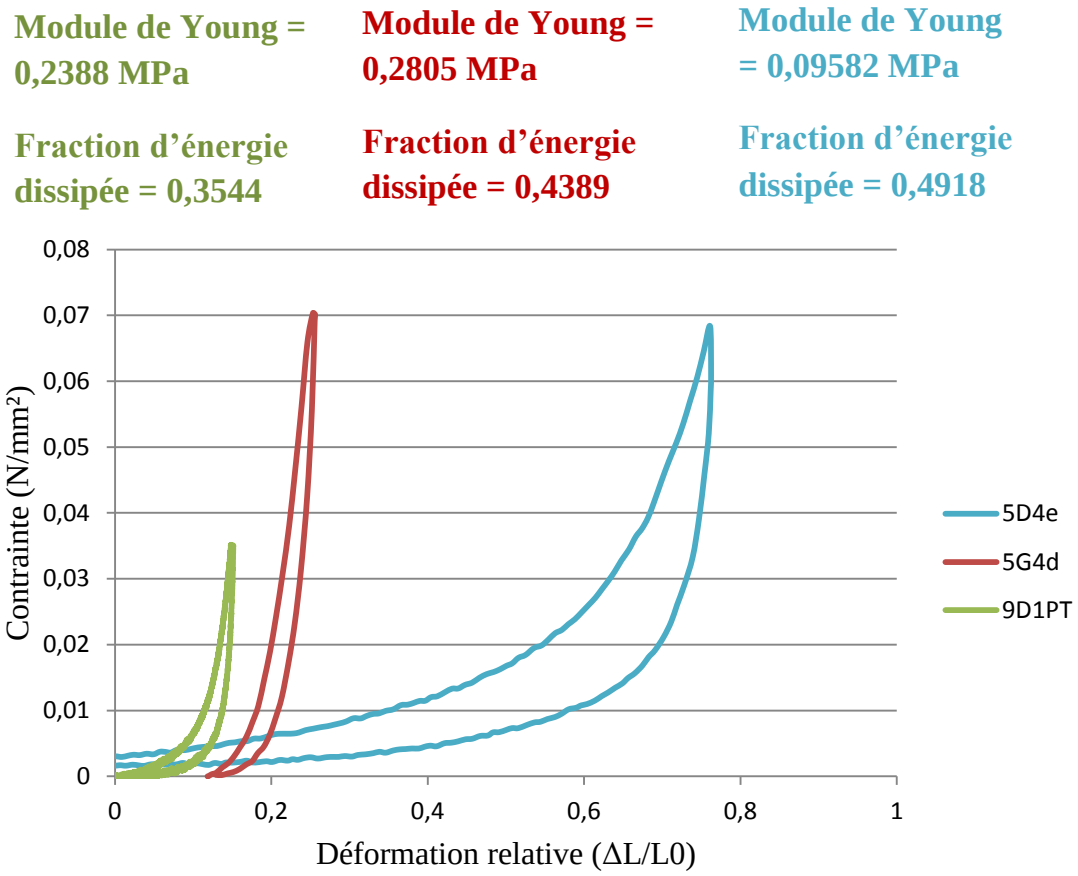


Figure 73: Modèle de comportement biomécanique des différents prélèvements de l'étude

Chapitre 4 :
Discussion

I. Apports et limites des matériels et méthodes

A. Utilisation d'un dermatome pour la découpe des lambeaux

Le dermatome est un instrument parfaitement adapté au prélèvement de lambeaux de peau. Il pourrait tout de même être intéressant de vérifier l'exactitude de l'épaisseur prélevée. Pour cela, certains auteurs utilisent un micromètre.

D'autre part, le prélèvement des lambeaux au dermatome devient techniquement très difficile pour des épaisseurs inférieures à 0,6mm, où l'on est alors confronté à des phénomènes de déchirement des lambeaux au moment de la découpe ; ce qui ne nous permet pas de faire des lambeaux correspondant anatomiquement aux différentes couches de la peau.

B. Choix d'essais de traction ex vivo à l'aide d'un extensomètre uni-axial

Afin d'étudier le comportement des différentes couches de la peau et leur contribution aux propriétés biomécaniques de la peau dans sa globalité, nous avons mis en œuvre des essais de traction uni-axiale. Il est très intéressant d'employer pour notre étude un extensomètre uni-axial puisqu'une expérimentation a validé son utilisation pour l'étude des propriétés mécaniques de la peau chez le chien (BISMUTH et al. (2014)). Cette étude avait déjà souligné l'intérêt de cette technique dans la caractérisation des propriétés mécaniques de la peau du chien. En effet, les essais de traction uni-axiale sont facilement réalisables et reproductibles, ils sont adaptés aux essais ex vivo et peuvent permettre par exemple l'identification de directions d'anisotropie de la peau. Dans notre contexte, après avoir prélevé des lambeaux de peau de composition connue, les essais de traction offrent le grand avantage de pouvoir tester uniquement l'épaisseur de peau souhaitée, en s'affranchissant de l'influence des tissus sous-jacents et environnants. L'expérimentateur s'assure ainsi une compréhension plus aisée des phénomènes mis en jeu.

La principale difficulté de ces essais de traction ex vivo provient de la rétraction des prélèvements (LANGER (1861)). La peau étant précontrainte dans son état d'origine, l'échantillon se rétracte lors de sa découpe. Il ne nous est pas possible de prélever un échantillon qui ait directement la forme d'haltère au dermatome. Nous devons prélever dans un premier temps un échantillon rectangulaire. Toute la difficulté est alors d'aboutir à un échantillon ayant la forme souhaitée tout en reconstituant l'état de pré-tension d'origine. De nombreuses réflexions et discussions ont été nécessaires pour trouver un protocole adapté. Lors de la mise en place du protocole d'échantillonnage des éprouvettes en Mars 2013, deux possibilités ont alors été évoquées pour palier à ce phénomène. Ces possibilités sont reportées ci-dessous :

1ère possibilité :

Dans ce cas, le tatouage de l'haltère se fait en amont, directement sur la peau du cadavre de chien (**Fig 74**). Puis, on réalise le prélèvement d'un échantillon rectangulaire au dermatome qui induit donc une rétraction de celui-ci. On procède ensuite au découpage de l'haltère selon le tracé effectué au préalable. On obtient ainsi une éprouvette de la forme souhaitée mais aux dimensions variables puisqu'ayant subie la rétraction. La solution serait dans ce cas d'effectuer les cycles d'extension-relaxation en considérant que lors de l'extension l'haltère passera forcément par sa longueur d'origine. On supprime ainsi l'effet de rétraction longitudinale au moment d'effectuer le premier cycle. Le problème de cette technique est que la rétraction a lieu également transversalement au prélèvement et que celle-ci n'est pas corrigée.

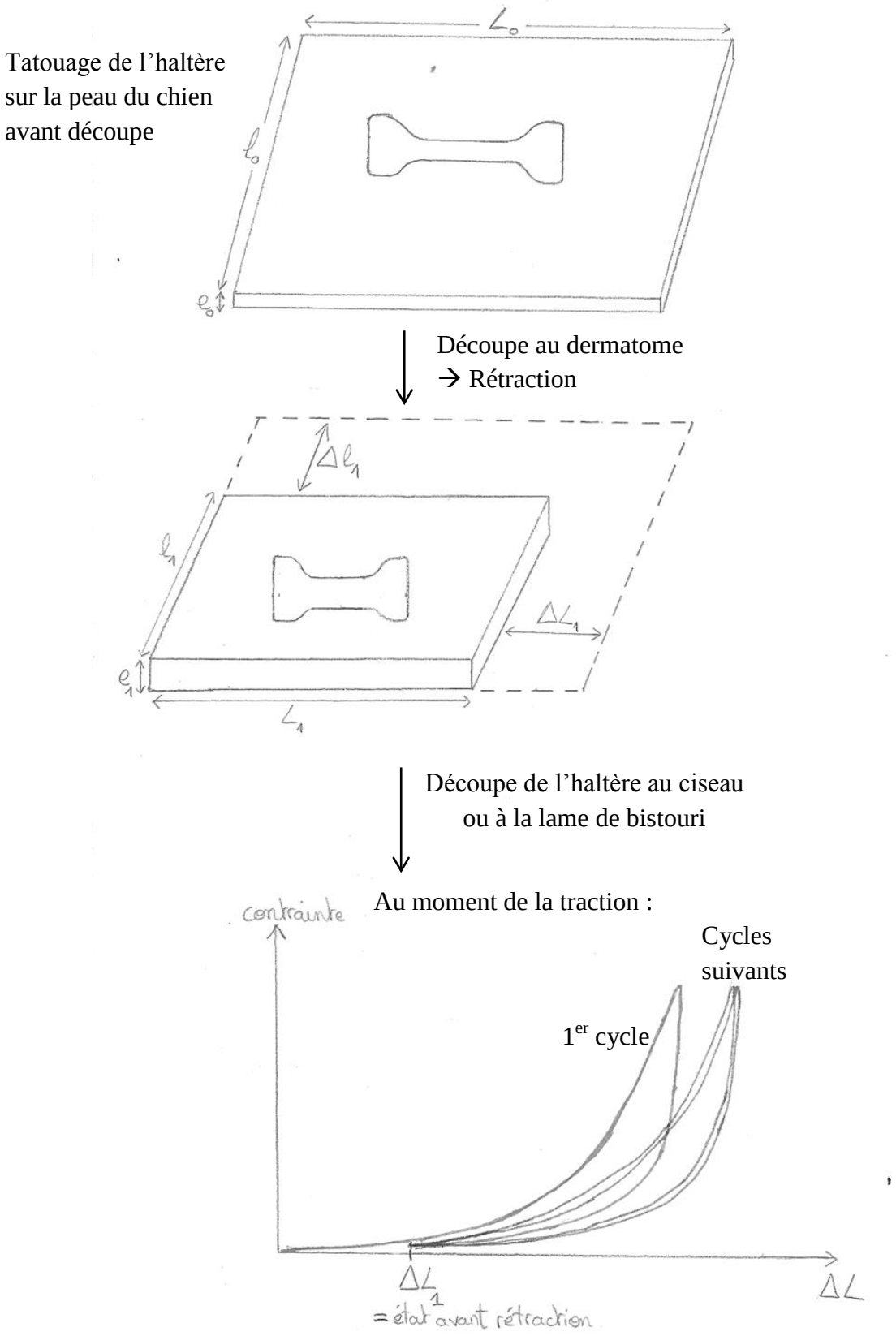


Figure 74 : Illustration de la proposition de protocole 1

2ème possibilité :

Dans ce cas, on tatoue un repère sur la peau du chien avant la découpe au dermatome, par exemple un rectangle. Puis, une fois la rétraction ayant eu lieu, on replace le rectangle prélevé qui s'est rétracté sur un patron ayant ses dimensions initiales. On recrée ainsi la pré-tension existante. Enfin, on trace et on découpe l'haltère (**Fig 75**).

Nous avons donc opté pour ce protocole.

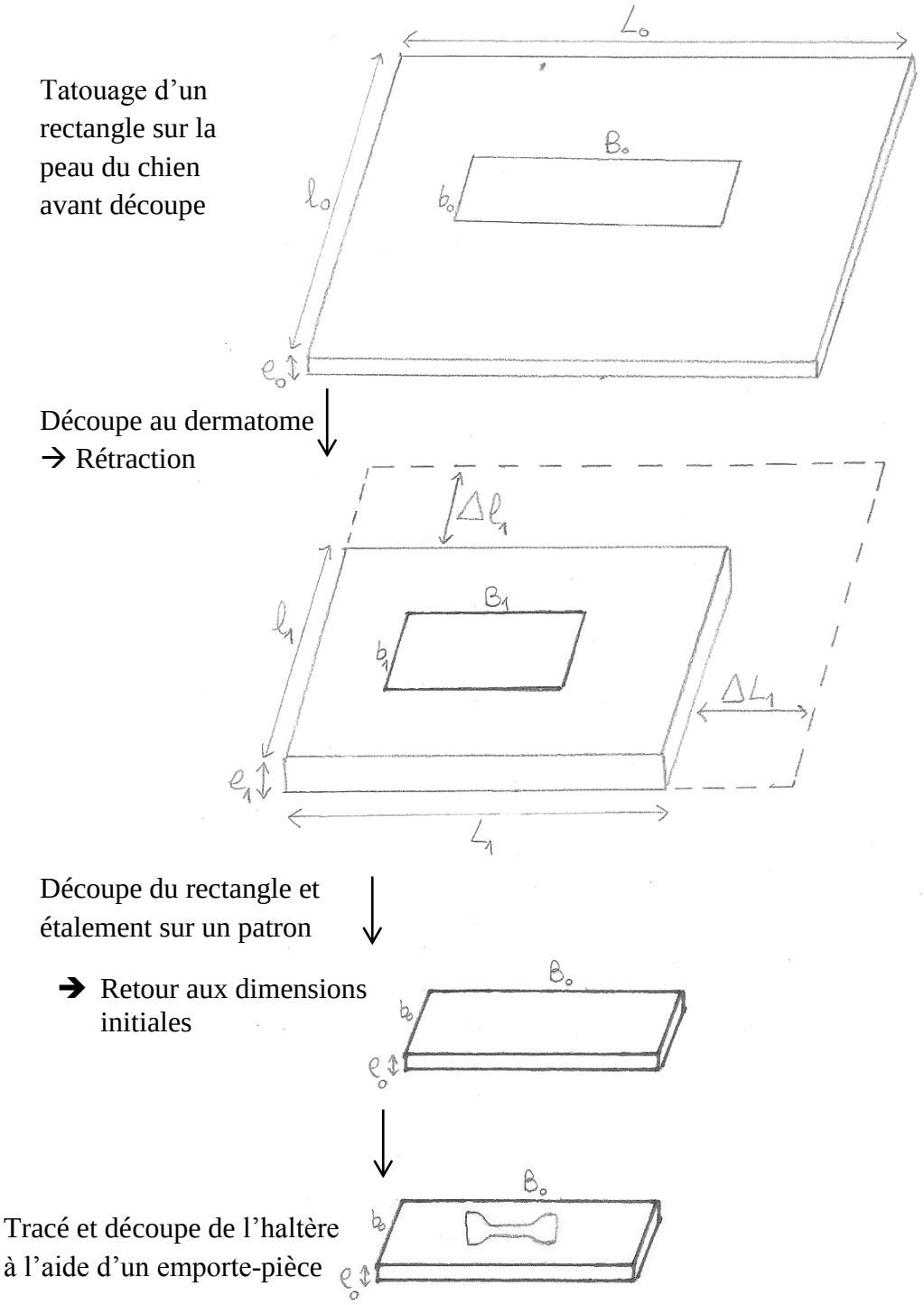


Figure 75 : Illustration de la proposition de protocole 2

Le principal avantage de ce protocole est que lorsque l'on découpe l'éprouvette finale en forme d'haltère, la peau est dans son état de pré-tension. Ainsi, l'emporte-pièce est appliqué et fige la future éprouvette et la découpe est plus régulière que sur un fragment libre contracté malgré les repères de tatouage. Dans le premier protocole, la coupe est irrégulière avec un échantillon qui bouge sous la lame de bistouri ou entre les mors des ciseaux : donc la portion utile ne fait pas 6 mm de largeur partout.

Les tests de traction ex vivo ont constitué une avancée importante pour la compréhension des phénomènes mécaniques cutanés, mais, comme nous venons de l'illustrer, les protocoles d'échantillonnage doivent être finement travaillés et réalisés avec soins pour garantir la réussite des mesures.

C. Choix des caractéristiques des échantillons de peau

Le choix de la forme et des dimensions des éprouvettes a été dicté par plusieurs points : la norme ISO 527-3 qui recense les différents types d'éprouvettes standardisées, les contraintes techniques liées aux capacités d'extension maximale de l'extensomètre et à la taille des chiens de l'étude.

La norme ISO 527-3 avec des éprouvettes standardisées en forme d'haltère nous permet de nous affranchir des effets d'écrasement de l'échantillon entre les mors en définissant une « partie utile » de l'éprouvette qui est la seule à être testée lors de l'essai de traction. Cette forme offre une plus grande surface de contact avec les mors et donc une meilleure qualité d'attache. En effet, dans notre étude, aucun prélèvement ne s'est désolidarisé des mors pendant les manipulations. Aucune déchirure de la base des prélèvements et du bristol collé ne s'est produite.

Nous avons ensuite choisi l'éprouvette de type 5 qui est la plus adaptée aux faibles épaisseurs de découpe et à notre matériel tout en nous permettant d'optimiser chaque chien utilisé avec huit sites possibles de découpe par chiens.

Ce type d'éprouvette en forme d'haltère est très fréquemment utilisé lors d'essais de traction unidirectionnelle (BELKOFF et HAUT (1991) ; BREQUE (2002) ; NI ANNAIDH *et al*. (2012) ; YAMADA (1970)).

D. Choix des conditions de traction

1. Conditions environnementales

Les manipulations ont été standardisées sur le plan environnemental de manière à obtenir la plus grande reproductibilité possible. En effet, les propriétés biomécaniques de la peau varient de manière importante en fonction des paramètres environnementaux (hygrométrie et température principalement).

Par exemple, des essais de torsion in vivo sur les bras de 10 personnes ont été réalisés par LEVEQUE et DE RIGAL (1985). Les auteurs étudient l'extensibilité de la peau après humidification de la surface cutanée avec de l'eau. Leur étude met en évidence une augmentation de l'extensibilité de la peau allant de 15% à 80% après humidification cutanée. L'état d'hydratation de la couche cornée influe donc largement sur ses capacités d'élongation.

Pour remédier au problème de déshydratation de la peau au cours de l'essai, certains auteurs placent directement le tissu prélevé dans une solution de sérum physiologique à 4°C ((BELKOFF et HAUT (1991) ; LANIR et FUNG (1974) ; YAMADA (1970)). Nous craignions un phénomène d'hyperhydratation par ce procédé et avons préféré, comme d'autres auteurs, humidifier constamment le matériau pour ne pas modifier ses caractéristiques mécaniques (NI ANNAIDH (2012) ; BELKOFF et HAUT (1991)).

Pour renforcer cette technique, nous avons opté en complément pour l'application d'un spray silicone sur les lambeaux directement après leur découpe. DEL PRETE *et al.* (2004) utilise également un corps huileux pour limiter la déshydratation du matériau.

En ce qui concerne la température, il n'y a pas eu de suivi de la température de la salle au cours des essais. Ceux-ci ont tous eu lieu dans la même salle, équipée d'un dispositif de ventilation continu, mais il est vrai qu'il aurait pu être intéressant de vérifier la stabilité de la température de la salle durant les tests.

En effet, un changement rapide de température modifie la courbe de charge-décharge et nécessite un nouveau pré-conditionnement avant d'obtenir de nouvelles mesures répétables (LANIR et FUNG (1974)).

Lin et son équipe ont également démontré par une série de tests de traction uni-axiale sur peau de lapin qu'une augmentation de température (37°C, 45°C, 50°C, 60°C, 70°C) induit une diminution du module de Young. Cette diminution de la raideur du système pour des températures élevées a été corrélée avec des modifications de la microstructure des fibres de collagène liées à leur dénaturation (LIN *et al.* (2012)).

On peut également s'interroger à juste titre sur les effets de la congélation sur les propriétés mécaniques de la peau. Certains auteurs affirment que les propriétés

mécaniques des tissus sont altérées par la congélation (QUIRINIA et VIIDIK (1991)). La congélation était néanmoins nécessaire ici pour des raisons techniques afin de conserver les échantillons.

2. Choix de la vitesse

Les propriétés biomécaniques de la peau dépendent de la vitesse d'application de la déformation (LIM *et al*. (2008)). Celle-ci doit être lente afin de laisser à la peau le temps de se réorganiser au fur et à mesure de son extension et donc d'obtenir des courbes reproductibles (WILKES *et al*. (1973)). C'est pourquoi, les essais de traction quasi-statiques dont l'objectif est l'élaboration de lois de comportement utilisent des vitesses de traction faibles. Dans la bibliographie, les vitesses varient généralement entre 10^{-5}m/s et 10^{-2}m/s pour une valeur fréquemment relevée de l'ordre de 10^{-4}m/s soit 6mm/min (JACQUEMOUD (2007)).

Ainsi, la vitesse de déplacement du mors mobile a été fixée dans notre étude à 6mm/min. Il s'agit de la vitesse la plus petite qui rende quand même possible le passage de tous les prélèvements réalisés sur un chien en une journée. Cet aspect nous a paru important car la conservation des prélèvements est un point essentiel à la fiabilité des résultats obtenus.

3. Choix de la force maximale

L'étude précédente de BISMUTH *et al.*(2014) utilise le même extensomètre que celui de notre étude pour des essais de traction in-vivo et ex-vivo allant jusqu'à une force maximale de 5N et 10N. Nous voulions au début nous calquer sur ces valeurs mais cela s'est avéré impossible. En effet, les caractéristiques des échantillons testés ne sont pas les mêmes. Dans notre étude nous travaillons notamment sur de très faibles épaisseurs. Après une série de tests préliminaires (non décrits), nous atteignons la rupture vers 0,3N, ce qui a motivé le choix de la force maximale à 0,25N pour toute l'étude.

E. Choix des paramètres étudiés

Le paramètre Module de Young est intéressant pour quantifier le comportement élastique d'un matériau. Ici, il trouve toute son utilité dans l'étude de la contribution des différentes couches de la peau au comportement mécanique global car il rend possible la comparaison des différentes couches entre elles et l'interprétation de leur couplage mécanique.

Le paramètre Fraction d'énergie dissipée est représentatif de la dissipation d'énergie et des effets visqueux de la peau lors d'un cycle d'extension-relaxation. De telles analyses sont couramment employées pour la caractérisation des effets dissipatifs dans les matériaux élastomères (ex: pneus). C'est un paramètre auquel nous avons facilement accès à partir des courbes d'extension-relaxation et qui permet de caractériser les propriétés de viscosité des prélèvements de peau.

F. Choix de l'histologie

L'histologie est indispensable à notre étude car c'est elle qui nous instruit quant à la composition de ce que l'on teste. Étant donnée la variabilité d'épaisseur des strates cutanées entre les individus, il était indispensable de réaliser un examen histologique sur chaque prélèvement pour pouvoir estimer la composition moyenne d'un prélèvement testé.

D'autres méthodes que l'observation au microscope de biopsies pourraient être envisageables et enrichissantes par exemple pour avoir des informations sur la densité des fibres, leur orientation et suivre en temps réel la nanostructure de l'échantillon testé.

De plus, notre étude histologique ne nous informe pas sur la limite entre le derme superficiel et le derme profond et celle-ci n'est pas documentée chez le chien. Il pourrait donc être intéressant d'explorer cette voie par d'autres méthodes d'imagerie telles que la microscopie électronique.

II. Apports et limites des résultats

A. Les épaisseurs des différentes couches

Grâce à l'étude histologique, nous avons obtenu des mesures d'épaisseur de l'épiderme et du derme sur six chiens. Nous en avons déduit l'épaisseur moyenne de l'épiderme et du derme en région lombaire dans cette espèce. Les valeurs obtenues sont cohérentes avec celles rencontrées dans la bibliographie (**Tab VII**).

Tableau VII : Comparaison de l'épaisseur de l'épiderme et du derme de notre étude avec la bibliographie

Références bibliographiques	Épaisseur de l'épiderme	Épaisseur du derme
Notre étude	**18,96 µm en région lombaire**	**907 µm en région lombaire**
MATHIEU (2010)	23,7 µm en région lombaire	550-1250 µm
BHANDAL *et al.* (2012)	13,95-18,94 µm en région lombaire	847-1461 µm en région lombaire
EVANS et DE LAHUNTA (2013)	-	700-1500 µm en région lombaire
CORNET (2014)	-	1390 µm

En comparaison de la peau de l'homme, on peut remarquer que la peau du chien est plus fine en région lombaire tant au niveau de l'épiderme que du derme. En effet, chez l'homme, l'épiderme mesure 100 à 150 µm en région lombaire soit environ dix fois plus que chez le chien. Le derme quant à lui est quatre fois plus épais chez l'homme puisqu'il a une épaisseur de 4000 µm en région lombaire (XU et LU (2010)).

B. Les courbes obtenues

Lors de la succession des quatre cycles d'extension-relaxation, on observe parfois dès la fin du premier cycle que des forces négatives sont enregistrées. La courbe de décharge passe alors en dessous de l'axe des abscisses (**Fig 76**). Cette constatation s'accompagne à chaque fois du non-retour à l'état initial de l'éprouvette de peau testée. Celle-ci reste partiellement étirée, la force négative enregistrée peut correspondre au poids de cette éprouvette (**Fig 77**).

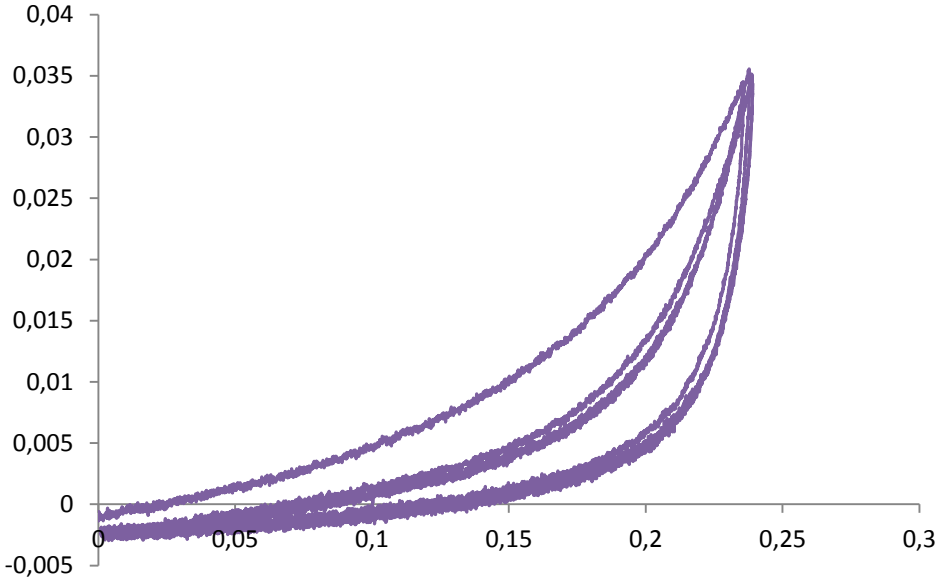


Figure 76 : Illustration d'une courbe avec des forces négatives

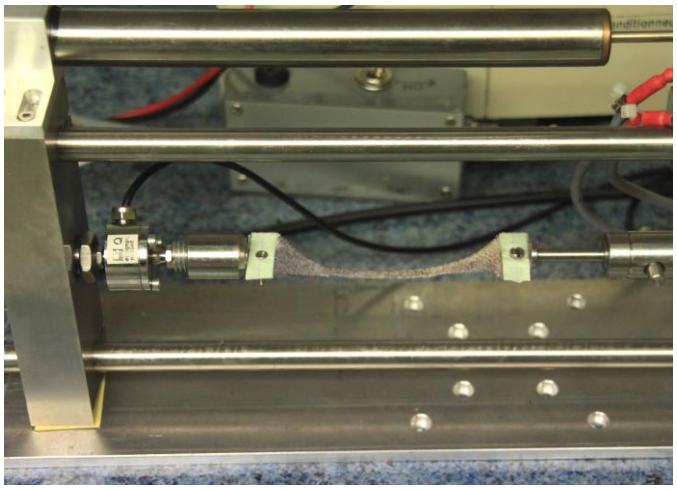


Figure 77 : Illustration d'une éprouvette non tendue au retour à l'écartement initial des mors

Un autre phénomène observé occasionnellement a été une rigidification précoce des échantillons. Normalement, lors du cycle suivant, la courbe devrait rejoindre celle qui précède. Or, dans de rares cas, la courbe de charge atteint la même force pour une déformation moins importante, ce qui se traduit sur le graphe par un décalage à gauche de la courbe (**Fig 78**).

Ce phénomène est lié à une rigidification précoce des échantillons concernés, très probablement due à une déshydratation pendant la manipulation. Ces courbes ont été écartées de l'étude.

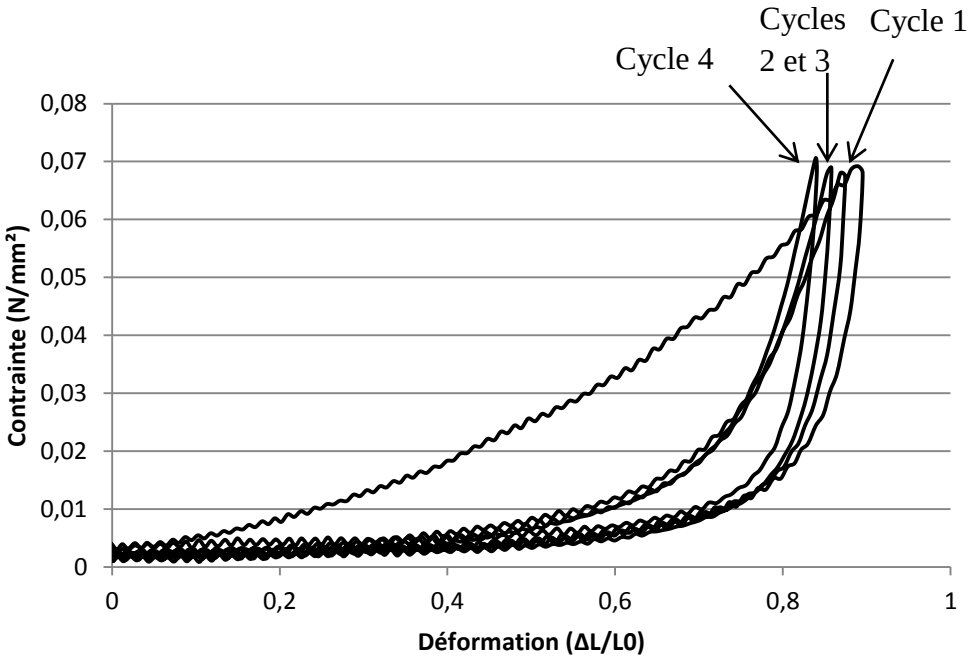


Figure 78 : Illustration d'une rigidification précoce d'une éprouvette

C. Résultats des modules de Young

1. Comparaison des résultats des modules de Young avec la bibliographie

Le **tableau VIII** recense différents travaux ayant étudiés la contribution des différentes couches cutanées aux propriétés mécaniques globales de la peau.

Dans l'étude de JEE et KOMVOPOULOS (2014), on peut noter que le derme est la couche ayant le module de Young le plus proche de celui de la peau totale.

Les études ci-dessous s'accordent sur le fait que l'hypoderme est caractérisé par une résistance à la traction quasiment nulle, c'est pourquoi nous n'en avons pas tenu compte dans notre étude.

En revanche, on note une disparité concernant les propriétés mécaniques de l'épiderme et du derme. Certains auteurs comme HENDRIKS (2005) et CRICHTON et al. (2011) affirment que le derme est plus rigide que l'épiderme. D'autres pensent le contraire comme LEVEQUE et AUDOLY (2013), JEE et KOMVOPOULOS (2014) ainsi que TRAN (2005). Il s'agirait plus particulièrement du stratum corneum qui aurait une rigidité très élevée.

On peut se poser alors la question de la légitimité de négliger l'épiderme dans les modèles de comportement mécanique cutané.

Tableau VIII : Comparaison des modules de Young de notre étude avec la bibliographie

Bibliographie	Technique utilisée et espèce	Couche testée	Résultats
Notre étude	**Traction uni-axiale Chien**	**Derme superficiel + Partie superieure du derme profond avec follicules pileux** **Derme profond sans les follicules pileux** **Peau totale**	**E=0,08635 MPa** **E=0,2566MPa** **E=0,2607MPa**
HENDRIKS (2005)	Succion Homme	Epiderme + derme papillaire Derme réticulaire	Modules de cisaillement C_{10}= 0,11 kPa C_{10}= 0,16 MPa
CRICHTON *et al.* (2011)	Indentation Souris	Stratum corneum Epiderme viable Derme	E=0,75-1,62MPa E=0,49-1,51MPa E=7,33-13,48MPa
DIRIDOLLOU *et al.* (2000)	Succion Homme	Peau totale	E = 0,129 ± 0,088MPa
JEE et KOMVOPOULOS (2014)	Nano-indentation Porc	Stratum corneum Epiderme viable Derme Peau totale	E = 870 MPa E = 15,6 MPa E = 0,85-1,91 MPa E = 1,43-3,77 MPa
LEVEQUE et AUDOLY (2013)	Homme	Stratum corneum Epiderme viable Derme	E = 1-12MPa E = 0,05MPa E = 0,6MPa
PAILLER-MATTEI et ZAHOUANI (2008)	Indentation Homme	Derme Hypoderme Peau totale	E = 0,035MPa E= 0,002MPa E = 0,0045-0,008MPa
TRAN (2005)	Indentation + IRM Homme	Hypoderme Derme Épiderme	Modules de cisaillement : $C_{10,hypoderme}$ = 0,0082MPa $C_{10,derme}$ = 0,31MPa $C_{10,épiderme}$ = 1,5MPa

2. Module de Young et contrainte vraie

Une des hypothèses que nous avons émise est que la section de peau testée reste constante lors d'un essai de traction. Cette hypothèse nous a permis de travailler avec la contrainte nominale plutôt que la contrainte vraie.

En réalité, la section de peau ne reste pas strictement constante lors de l'essai de traction. Au moment de l'extension, la section diminue.

Par contre, la peau étant considérée comme incompressible, on peut écrire la relation suivante :

$$\mathbf{V(0) = S(0) \times L(0) = S(t) \times L(t)} \text{ d'où } \mathbf{S(t)} = \frac{S(0) x\, L(0)}{L(t)}$$

Donc $\boldsymbol{\sigma_v(t)} = \frac{F(t)}{S(t)} = \frac{F(t)}{S(0)} \times \frac{L(t)}{L(0)}$

Ainsi, $\boldsymbol{\sigma_v(t) = \sigma_n(t) \times \frac{L(t)}{L(0)}}$ **où** $\boldsymbol{\frac{L(t)}{L(0)} > 1}$

Avec :

V(0) = Volume initial de la partie utile de l'éprouvette

S(0) = Surface initiale de la partie utile de l'éprouvette

L(0) = Longueur initiale de la partie utile de l'éprouvette

S(t) = Surface de la partie utile de l'éprouvette à l'instant t

L(t) = Longueur de la partie utile de l'éprouvette à l'instant t

σ_v(t) = Contrainte vraie à l'instant t

F(t) = Force appliquée à l'instant t

σ_n (t) = Contrainte nominale à l'instant t

Ainsi, la contrainte vraie est supérieure à la contrainte nominale.

Et l'on sait également E = $\frac{\text{contrainte}}{\text{allongement relatif}}$

Donc si on utilisait la contrainte vraie, le module de Young sécant réel serait plus élevé. Il pourrait être intéressant de comparer les modules de Young sécants des prélèvements superficiels à ceux des prélèvements profonds lorsque les modules de Young sont obtenus à partir des contraintes vraies.

CONCLUSION

Le comportement biomécanique de la peau est un phénomène complexe. Notre étude confirme qu'il est lié à la composition et la structure des différentes couches constituant la peau et elle participe à son étude chez le chien.

L'examen histologique a permis d'identifier la composition des différents prélèvements testés dans cette étude. De plus, il a confirmé la variabilité d'épaisseur du derme en région lombaire chez des chiens d'une même race.

Les essais de traction uni-axiale ont mis en évidence que la peau du chien en région lombaire est trois fois plus rigide entre 0,6 et 1,2mm de profondeur que dans les 0,6 premiers millimètres d'épaisseur de peau. Ceci peut être principalement expliqué par la différence de nature, de densité et d'organisation des fibres de collagène et d'élastine entre le derme superficiel et le derme profond. La portion superficielle, représentée ici par les 0,6 premiers millimètres d'épaisseur de peau, est par contre caractérisée par une viscosité plus élevée que la partie profonde, ce qui peut être expliqué par la distribution de la substance fondamentale au sein du derme.

Il a également été établi une courbe moyenne de contrainte en fonction de la déformation pour les couches cutanées superficielles, le derme profond et la peau totale. Toutes sont non linéaires et présentent un comportement viscoélastique avec de forts effets dissipatifs liés à la réorganisation de la substance fondamentale du derme et à la restructuration du réseau de collagène.

Le comportement de la peau totale est une combinaison des deux comportements décrits précédemments mais est plus proche de celui du derme profond. Ceci laisse supposer que le comportement biomécanique de la peau dans sa globalité serait plutôt dicté par celui du derme profond.

Cette étude propose ainsi un modèle de comportement biomécanique de différentes couches cutanées chez le chien. Elle illustre également le fait que le comportement mécanique global de la peau est difficilement imputable à un élément particulier mais que l'association des comportements des différentes couches cutanées permet d'atteindre un niveau de complexité important.

Les perspectives apportées par ce travail sont nombreuses. Il pourrait être intéressant de coupler aux tractions uni-axiales d'autres méthodes d'analyses comme la diffusion de rayons X aux petits angles, l'élastographie ou l'effet Raman, afin d'étudier plus finement les différentes couches de la peau.

L'objectif final serait de pouvoir utiliser l'extensométrie en situation préclinique et clinique afin d'étudier par exemple la qualité de la cicatrisation cutanée lors de l'utilisation de pansements particuliers, ou encore pour évaluer la taille de greffons cutanés à prélever ou de lambeaux pour des reconstructions.

Thèse de Mme Manuréva LEBRETON

Le Professeur responsable
VetAgro Sup campus vétérinaire

Dr. Claude GAROZZO

Le Directeur général
VetAgro Sup

Par délégation
Pr F. Grain - DEVE
VetAgro Sup
Campus Vétérinaire

Le Président de la thèse

Professeur Pierre BRETON
Chirurgien des Hôpitaux

Vu et permis d'imprimer

Lyon, le 08 OCT. 2014

Pour le Président de l'Université,
Le Président du Comité de Coordination des Etudes Médicales,
Professeur F.N GILLY

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

Bibliographie

AGACHE P. (2000) Physiologie de la peau et explorations fonctionnelles cutanées. Collection Explorations fonctionnelles humaines, EM INTER, Cachan, ISBN 2 7430 0360 X, 706 p.

AL-BAGDADI F. (2012) The Integument.
In : EVANS H.E., DE LAHUNTA A. Miller's anatomy of the dog. Fourth edition. Elsevier Saunders, Saint-Louis, 61-79

BARBENEL J., EVANS J. (1977) The time-dependent mechanical properties of skin. J. Invest. Derm., 69, (3), 318 -320

BELKOFF S.M., HAUT R.C. (1991) A structural model used to evaluate the changing microstructure of maturing rat skin, J. Biomech., 24, (8), 711-720

BHANDAL J., LANGOHR I.M., DEGNER D.A., XIE Y., STANLEY B.J., WALSHAW R. (2012) Histomorphometric Analysis and Regional Variations of Full Thickness Skin Grafts in Dogs. Vet. Surg., 41, (4), 448-454

BISMUTH C., GERIN C., VIGUIER E., FAU D., DUPASQUIER F., CAVETIER L., DAVID L., CAROZZO C. (2014) Study of the biomechanical properties of canine skin in situ by means of a uniaxial extension, J. Biomech., 47, (5), 1067-1073

BREQUE C. (2002) Développement et mise en oeuvre de méthodes optiques pour la mesure de relief et de champ de déformations en vue de la modélisation d'organes biologiques, Thèse Mécanique, Université de Poitiers, Poitiers, 256p.

CAMPBELL K.L., LICHTENSTEIGER C.A. (2004) Structure and function of the skin. In CAMPBELL K.L (eds). Small animal dermatology secrets, Hanley & Belfus, Philadelphia, 1-9

CARLOTTI D.N., MATHET J.L. (1994) Anatomie de la peau. Prat. Med. Chir. Anim. Comp. Pers. soignant, (2), 19-25.

CEDEF (page consultée le 26 Avril 2013), Histologie de la peau et de ses annexes [en ligne]
Adresse URL :
http://document.cedef.org/enseignement/cours_semiologie/CEDEF_histologie_de_la_peau.pdf

CLARK J.A., CHENG C.Y., LEUNG K.S. (1996) Mechanical properties of normal skin and hypertrophic scars. Burns, 22, (6), 443-446

CORNET T. (2014) Échographie de la peau du chien : Revue bibliographique et réalisation d'un atlas d'images de référence dans la race Beagle. Thèse de doctorat vétérinaire, Université Claude Bernard, Lyon, 156p.

CORPS B.M (1969) Wound contracture in the hooded rat in relation to skin tension lines and depth of injury. Br. j. plast. surg., 22, (1), 44-47

CRICHTON M.L., DONOSE B.C., CHEN X., RAPHAEL A.P., HUANG H., KENDALL M.A.F. (2011) The viscoelastic, hyperelastic and scale dependent behavior of freshly excised individual skin layers. Biomaterials, 32, (20), 4670-4681

DE JONG L.A.M., DOUVEN L.F.A. (1996) Pre-tension and anisotropy in skin. Modelling and Experiments. Master of Science Thesis. Eindhoven University of Technology, Eindhoven, 52p.

DE RIGAL J., LEVEQUE J. (1985) In vivo measurement of the stratum corneum elasticity. Bioeng., Skin 1, 13-23

DEL PRETE Z., ANTONIUCCI S., HOFFMAN A.H., GRIGG P. (2004) Viscoelastic properties of skin in Mov-13 and Tsk mice, J. Biomech., 37, 1491-1497

DALY C. (1966) The biomechanical characteristics of human skin. Thèse présentée à l'Université de Strathelyde, Ecosse.

DALY C.H. (1979) Age-related changes in the mechanical properties of human skin. J. Invest. Dermatol., 73, (1), 84-87

DALY C.H. (1982) Biomechanical properties of dermis, J. Invest. Derm., 1982, 79, 17-20

DELALLEAU A. (2007) Analyse du comportement mécanique de la peau in-vivo. Thèse de doctorat en génie mécanique et génie civile, soutenue à l'Ecole Nationale d'Ingénieurs de Saint-Etienne, 187p.

DELALLEAU A., JOSSE G., LAGARDE J.M., ZAHOUANI H., BERGHEAU J.M. (2008) Characterization of the mechanical properties of skin by inverse analysis combined with an extensometry test. Wear, 264, 405-410

DIRIDOLLOU S., BERSON M., VABRE V., BLACK D., KARLSSON B., AURIOL F., GREGOIRE J.M. *et al*. (1998) An in vivo method for measuring the

mechanical properties of the skin using ultrasound. Ultrasound med. biol., 24, (2), 215–224

DIRIDOLLOU S., PATAT F., GENS F., VAILLANT L., BLACK D., LAGARDE J.M., GALL Y. *et al.* (2000) In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction. Skin Res. Technol., 6, 214-221

DUNN M.G., SILVER F.H. (1983) Viscoelastic behavior of human connective tissues : relative contribution of viscous and elastic components. Connect. Tissue Res., 12, 59-70

EDWARDS C., MARKS R. (1995) Evaluation of biomechanical properties of human skin. Clin. Dermatol., 13, 375-380

EVANS H.E, DE LAHUNTA A. (2013) Miller's Anatomy of the dog. 4th Edition. Saunders, Missouri, 872p.

FRANCES C., BRANCHET M.C., BOISNIC S., LESTY C.L., ROBERT L. (1990) Elastic fibers in normal human skin. Variations with age : a morphometric analysis. Arch. Gerontol.Geriatr., 10, 57-67

GERIN C. (2012) Validation de l'utilisation d'un extensomètre uni-axial pour l'étude des propriétés mécaniques de la peau du chien. Thèse de doctorat vétérinaire, Université Claude Bernard, Lyon, 164p.

GIBSON T., STARK H., EVANS J. (1969) Directional variation in extensibility of human skin in vivo. J. Biomech., 2, (2), 201-204

HENDRIKS F. (2001) Mechanical behavior of human skin in vivo. Koninklijke Philips Electronics, 46p.

HENDRIKS F., BROKKEN D., VAN EEMEREN J.T.W.M., OOMENS C.W.J., BAAIJENS F.P.T., HORSTEN J.B.A.M.(2003) A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behavior of human skin. Skin. Res. Technol., 9, 274-283

HENDRIKS F. (2005) Mechanical behaviour of human epidermal and dermal layers in vivo. Thèse de doctorat Université Technique d'Eindhoven, Eindhoven, 107p.

HENDRIKS F., BROKEN D., OOMENS C.W.J., BADER D.L., BAAIJENS F.P.T. (2006) The relative contributions of different skin layers to the mechanical behavior of human ski in vivo using suction experiments. Med. Eng. Phys., 28, 259-266

HERBAGE D., WEGROWSKI Y. (2004) Collagènes et protéoglycanes du derme : données actuelles. In : DEZUTTER-DAMBUYANT (eds), Biologie de la peau humaine. INSERM, Paris, 189-201.

JACQUEMOUD C. (2007) Caractérisation mécanique et modélisation du comportement jusqu'à rupture de membranes biologiques fibreuses : application à la peau humaine. Thèse de doctorat en mécanique, Institut National des Sciences Appliquées, Lyon, 330p.

JACQUET E., JOSSE G., KHATYR F., GARCIN C. (2008) A new experimental method for measuring skin's natural tension. Skin Res. Technol., 14, 1-7

JEE T., KOMVOPOULOS K. (2014) In vitro measurement of the mechanical properties of skin by nano/microindentation methods. J. Biomech., 47, 1186–1192

JOR J.W.Y., NIELSEN P.M.F., NASH M.P., HUNTER P.J. (2011) Modelling collagen fibre orientation in porcine skin based upon confocal laser scanning microscopy. Skin Res. Technol., 17, 149-159

KHATYR F., IMBERDIS C., VESCOVO P., VARCHON D., LAGARDE J.M. (2004) Model of the viscoelastic behavior of skin in vivo and study of anisotropy, Skin. Res. Technol., 10, 96-103

LANGER K. (1861) Zur Anatomie und Physiologie der Haur 1. Über die Spaltbarkeit der Cutis. Sitzungsberich der Akademie der Wissenschaften in Wien, 44, 19p.

LANIR Y., FUNG Y.C. (1974) Two-dimensional mechanical properties of rabbit skin - I. Experimental system, J. Biomech., 7, 29-34

LANIR Y., FUNG Y.C. (1974) Two-dimensional mechanical properties of rabbit skin - II. Experimental results, J. Biomech., 7, 171-182

LAPIERE C.M., NUSGENS B.V., PIERARD G.E. (1984) The architectural organization and function of the macromolecules in the dermis
In : MARKS R.M., BARTON S.P., EDWARDS C.E. (eds) The Physical Nature of the Skin, MTP Press Limited, Lancaster, 163-176

LAPLANTE A. (2002) Mécanismes de ré-épithélialisation des plaies cutanées : expression des protéines de stress chez la souris et analyse à l'aide d'un nouveau modèle tridimensionnel humain développé par génie tissulaire. Thèse de doctorat en philosophie, Université de Laval, Québec, 251p.

LEVEQUE J., DE RIGAL J. (1985) In vivo measurement of the stratum corneum elasticity. Bioeng. Skin, 1, 13-23

LEVEQUE J., AUDOLY B. (2013) Influence of stratum corneum on the entire skin mechanical properties as predicted by a computational skin model. Skin. Res. Technol., 19, 42-46

LIM K., CHEW C., CHEN P., JEYAPALINA S., HO H., RAPPEL J., LIM B. (2008) New extensometer to measure in vivo uniaxial mechanical properties of human skin. J. Biomech., 24, 931-936

LIM J., HONG J., CHEN W.W., WEERASOORIYA T. (2011) Mechanical response of pig skin under dynamic tensile loading. Int. J. Impact. Eng., 38, 130-135

LIN M., ZHAI X., WANG S., WANG S., WANG Z., XU F., JIAN LU T. (2012) Influences of supra-physiological temperatures on microstructure and mechanical properties of skin tissue. Med. Eng. Phys., 34, 1149-1156

LLOYD D.H., PATEL A. (2012) Structure and function of the skin. In JACKSON H., MARSELLA R. (eds), BSAVA Manual of canine and feline dermatology, 3rd edition. BSAVA, Gloucester, 1-11

MANSCHOT J.F.M., BRAKKEE J.M. (1986) The measurement and modelling of the mechanical properties of human skin in vivo-I. The measurement. J. Biomech., 19, (7), 511-515

MANSCHOT J.F.M., BRAKKEE J.M. (1986) The measurement and modelling of the mechanical properties of human skin in vivo-II. The model. J. Biomech., 19, (7), 517-521

MANSOUR J.R, DAVIS B.R., SROUR M., THEBERGE R. (1993) A method for obtaining repeatable measurements of the tensile properties of skin at low strain, J. Biomech., 26, (2), 211-216

MATHIEU O. (2010) Le syndrome pyodermite cutanéomuqueuse chez le chien. Thèse de doctorat vétérinaire, Université Claude Bernard, Lyon, 87p.

MULLER G.H., KIRK R.W., SCOTT D.W. (1989) Structure and function of the skin. In Small animal dermatology. 4th edition, W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1007p.

NI ANNAIDH A., BRUYERE K., DESTRADE M., GILCHRIST M.D., OTTENIO M. (2012) Characterization of the anisotropic mechanical properties of excised human skin. J Mech Behav Biomed Mater, 5, (1), 139-148

OLIVRY T., MÜLLER R.S., WALDER E.J., ATLEE B.A. (1994) Anatomie et physiologie microscopiques de la peau. In EMC vétérinaire Dermatologie. Elsevier Masson, Paris, 2 (0200), 1-13

PACIELLO O., LAMAGNA F., LAMAGNA B., PAPPARELLA S. (2003) Ehlers-Danlos-Like Syndrome in 2 dogs : Clinical, Histologic, and Ultrastructural Findings. Vet Clin Pathol, 32, (1), 13-18.

PAILLER-MATTEI C., BEC S., ZAHOUANI H. (2008) In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests. Mech. Eng. Phys., 30, 599-606

PARK A., BADDIEL C. (1972) Rheology of stratum corneum I. a molecular interpretation of the stress-strain curve. J. Soc. Cosmet. Chem., 23, 3-12

PERRIN L. (2011) Etablissement d'un modèle canin de rupture chronique de la barrière cutanée. Thèse de doctorat vétérinaire, Université Claude Bernard, Lyon, 93p.

PIN D., CACHON T., CAROZZO C. (2007) Determination of the depth of excision using a dermatome (Aesculap) to export all hair follicle bulbs from a donor site in the dog. J. Vet. Med. A, 54, 539-541.

PIN D., CACHON T., CAROZZO C. (2008) Relationship between the size of skin excision and wounds in the dog: comparison of full-thickness and partial thickness skin excisions. Rev. Méd. Vét., 159, (4), 183-186

QUIRINIA A., VIIDIK A. (1991) Freezing postmortal storage influences the biomechanical properties of linear skin wound. J. Biomech., 24, (9), 819-823

ROCHE I. (1997) Relation entre le comportement mécanique et la structuration des lattices de collagène autotendus, Thèse de doctorat de médecine, Université de Franche-Comté, Besançon.

ROLLHAÜSSER H. (1950) Die Zugfestigkeit, der menschlichen Haut. Gegenbaurs Morpho1, 90, 249-261.

SACKS M.S. (2000) Biaxial mechanical evaluation of planar biological materials, J. Elasticity, 615, 199-246.

SILVER F.H. (1982) Biological materials : Structure, mechanical properties and modelling of soft tissues. NYU Press, New York, 228p

SILVER F.H., KATO Y.P., OHNO M., WASSERMAN A.J. (1992) Analysis of mammalian connective tissue: relationship between hierarchical structures and mechanical properties, J. Long. Term Eff. Med. Implants, 2, (2,3), 165-198

SILVER F.H., FREEMAN J.W., DE VORE D. (2001) Viscoelastic properties of human skin and processed dermis. Skin Res. Technol., 7, 18-23

SILVER F.H., SEEHRA G.P., FREEMAN J.W., DE VORE D. (2002) Viscoelastic properties of young and old human dermis : a proposed molecular mechanism for elastic energy storage in collagen and elastin. J. Appl. Polym. Sci., 86, 1978-1985

SILVER F.H., SIPERKO L.M., SEEHRA G.P. (2003) Mechanobiology of force transduction in dermal tissue. Skin Res. Technol., 9, 3-23

STARK H.L. (1977) Directional variations in the extensibility of human skin. Br. J. Plast. Surg., 30, (2), 105-114

TRAN H.V., CHARLEUX F., EHRLACHER A., HO BA THO M-C. (2005) Caractérisation des propriétés mécaniques de la peau par la technique d'indentation couplée avec l'IRM. 17ème congrès Français de Mécanique, Troyes, Septembre 2005, 1-6

VALRAN T. (2008) Etude histomorphométrique et morphologique des greffes de peau libre chez le chien. Thèse de doctorat vétérinaire, Université Claude Bernard, Lyon

VERONDA D.R., WESTMAN R.A. (1970) Mechanical characterization of skin finite deformations. J. Biomech., 3, 111-124

VESCOVO P. (2002) Contribution à l'étude des propriétés mécaniques de la peau humaine. Mise au point d'une méthode pour l'expérimentation ex vivo. Thèse soutenue devant l'Université de Franche-Comté, 186p.

VOGEL G.H. (1981) Directional variations of mechanical parameters in rat skin depending on maturation and age. J. Invest. Dermatol., 76, (6), 493-497

WANG F., VIHMA V., BADEAU M., SAVOLAINEN-PELTONEN H., LEIDENIUS M., MIKKOLA T., et al (2012) Fatty Acyl Esterification and Deesterification of 17-Estradiol in Human Breast Subcutaneous Adipose Tissue. J. Clin. Endocr. Metab., 97, (9), 3349-3356

WILDNAUER R., BOTHWELL J., DOUGLAS A. (1971) Stratum corneum biomechanical properties. I. influence of relative humidity on normal and extracted human stratum corneum. J. Invest. Dermatol., 56 (1), 72-78

WILKINSON M. J.A., McEWAN N.A. (1991) Use of Ultrasound in the Measurement of Subcutaneous Fat and Prediction of Total Body Fat in Dogs, J. Nutr. 121 (11), 47-50

WILKES G.L., BROWN A.A., WILDNAUER R.H. (1973) The biomechanical properties of skin. Crit. Rev. Bioeng., 1, (4), 453-495

XU F., LU T. (2011) Introduction to skin biothermomechanics and thermal pain. Science Press Beijing Springer, 99p.

YAMADA H. (1970) Strength of biological materials, Michigan, F. Gaynor Evans, Baltimore, 297p.

Annexes

Annexe 1 : Mesures des épaisseurs d'épiderme et surfaces de derme et d'hypoderme sur lames à l'aide du logiciel Eclipse Net®

2D1e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
10,4	3344850
16,44	
29,13	
20,79	
41,19	
55,46	
63,24	
20,92	
28,1	
16,77	
20	
38,17	
77,27	
Moyenne = 33,68	

2D2e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
59,79	3397483
51,08	
32,49	
57,7	
58,23	
25,91	
49,25	
72,76	
23,01	
9,3	
31,68	
43,43	
65,21	
Moyenne = 44,60	

2D3e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
50,26	2997435
61,5	
75,54	
128,14	
51,08	
40,22	
12,48	
9,3	
37,62	
13,41	
14,88	
35,78	
76,47	
Moyenne = 46,66	

2D4e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
18,69	3820701
24,96	
13,15	
45,94	
37,2	
50,09	
30,96	
69,45	
48,83	
13,02	
13,15	
9,49	
20,12	
Moyenne = 30,38	

2G1e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
114,62	1849835
84,71	
56,23	
72,46	
52,29	
67,85	
75,04	
42,91	
43,9	
60,5	
39,76	
69,77	
42,15	
Moyenne = 50,82	

2G2e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
122,34	3421950
64,84	
81,58	
40,64	
67,66	
39,85	
33,82	
40,78	
21,26	
50,85	
54,44	
27,13	
15,59	
Moyenne = 50,82	

2G3e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
56,56	3191713
52,44	
33,28	
67,77	
28,37	
38,34	
35,56	
62,03	
53,11	
45,79	
37,55	
47,87	
31,01	
Moyenne = 45,36	

2G4e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
41,47	4107307
11,75	
32,99	
33,55	
17,99	
25,76	
11,52	
9,5	
18,43	
25,45	
19,69	
16,29	
11,52	
Moyenne = 21,22	

3D2e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
13,82	2883180
17,99	
16,28	
44,48	
24,04	
36,41	
51,96	
62,86	
11,74	
18,57	
55,46	
16,61	
16,28	
Moyenne = 29,73	

3D4e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
34,85	2668303
30,02	
30,72	
35,97	
60,02	
109,21	
34,85	
43,75	
64,15	
70,04	
50,87	
46,97	
46,58	
Moyenne = 50,62	

4D1e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
16,13	3351439
34,65	
20,87	
10,31	
23,51	
38,36	
49,27	
21,25	
15,48	
48,46	
27,85	
30,75	
18,44	
Moyenne = 27,33	

4D3e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
12,32	4078423
17,42	
31,41	
22,27	
38,96	
20,64	
26,68	
41,07	
44,42	
20,78	
24,28	
18,4	
12,08	
Moyenne = 25,44	

4D4e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
19,49	3041129
51,29	
26,6	
27,03	
31,43	
74,17	
19,94	
14,1	
20,66	
25,7	
20,93	
34,69	
26,65	
Moyenne = 30,21	

4G1e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
55,32	3276672
32,08	
40,22	
30,03	
18,42	
30,03	
36,85	
23,14	
18,57	
34,55	
18,99	
46,06	
18,57	
Moyenne = 30,99	

4G2e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
15,85	3281531
16,69	
12,9	
18,43	
71,87	
37,8	
11,8	
27,21	
33,98	
22,19	
11,06	
8,24	
46,4	
Moyenne = 25,72	

5D1e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
22,06	4627660
17,44	
10,46	
27,57	
31,38	
13,28	
44,66	
27,24	
45	
20,33	
17,95	
26,21	
21,21	
Moyenne = 24,98	

5D4e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
28	3420809
23,25	
16,44	
14,89	
23,25	
23,25	
69,95	
39,53	
69,91	
34,33	
32,55	
39,6	
44,42	
Moyenne = 35,34	

5G2e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
22,18	4528194
25,37	
29,77	
36,63	
21,2	
32,13	
31,17	
23,38	
41,9	
64,12	
21,2	
52,27	
14,79	
Moyenne = 32,01	

5G3e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
35,55	2692921
25,63	
18,18	
24,71	
33,41	
29,31	
26,53	
47,32	
20,3	
44,09	
19,72	
45,74	
30,16	
Moyenne = 30,82	

6G2e	
Epaisseur épiderme (µm)	Surface de derme (µm²)
78,23	3762992
28,16	
59,78	
59,78	
75,36	
62,58	
62,36	
62,66	
60,14	
45,15	
48,99	
65,79	
62,36	
Moyenne = 59,33	

1G4d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
1466979	492700

2D1d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
867881	790025

2D2d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
760290	759303

2D3d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
1059726	872535

2G1d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
930019	414948

2G3d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
1709827	202430

3D2d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
1006288	989980

3D4d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
1456459	657363

4D1d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
1281784	321246

4D3d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
1182123	1050191

4D4d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
190339	486885

4G1d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
1702722	1278609

4G2d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
1130131	1658985

5D1d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
1164261	2199889

5D2d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
1291802	638268

5D3d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
1241058	1668963

5D4d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
1718948	927985

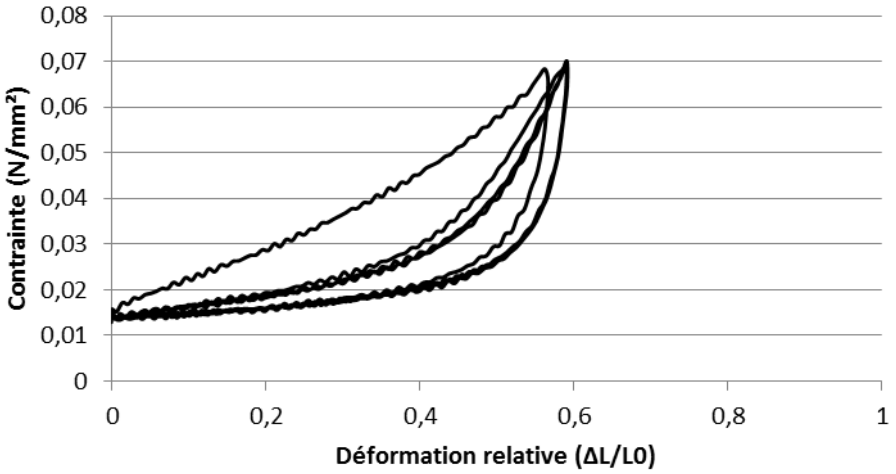
5G2d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
721401	2602694

5G3d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
3008403	1210503

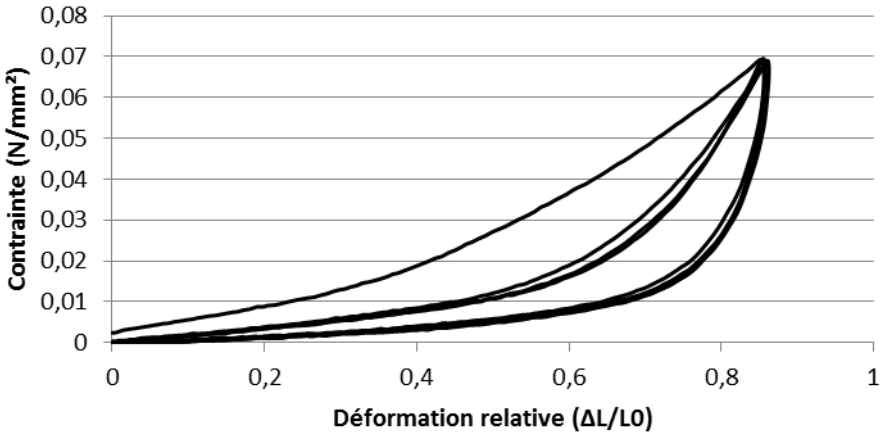
6G2d	
Surface de derme (µm²)	Surface hypoderme (µm²)
1051058	1804002

Annexe 2 : Courbes contrainte-déformation obtenues grâce à l'extensomètre uni-axial représentant l'évolution de la contrainte appliquée (N/mm²) en fonction de l'allongement relatif de la peau

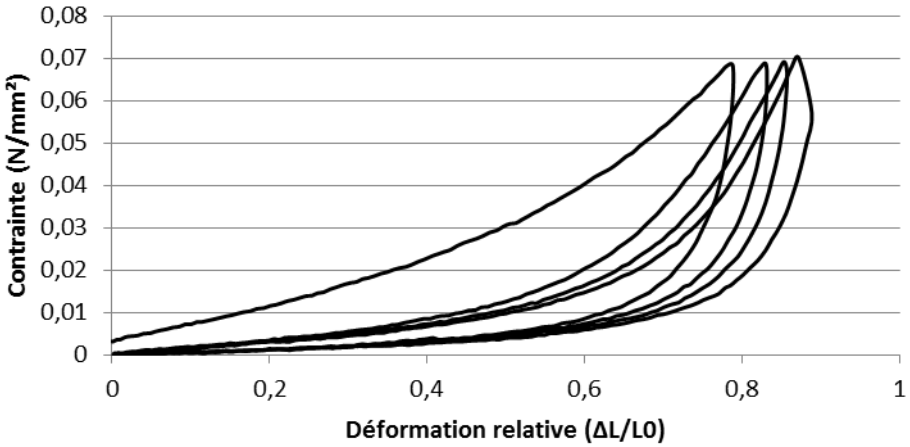
Prélèvements superficiels :



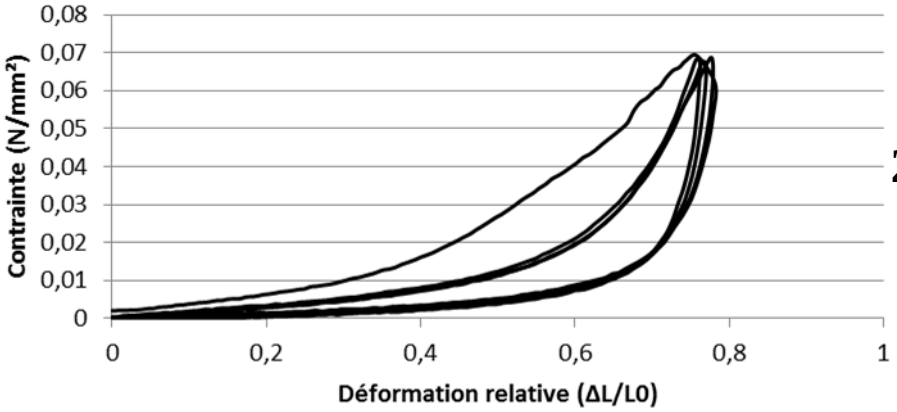
1G4e



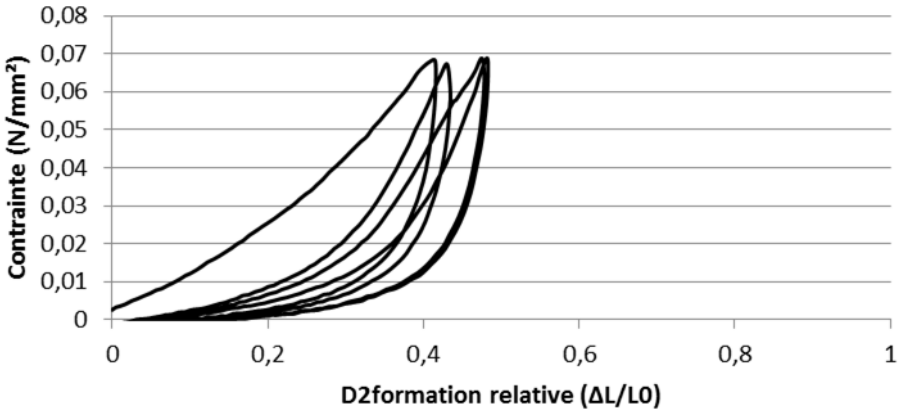
2D1e



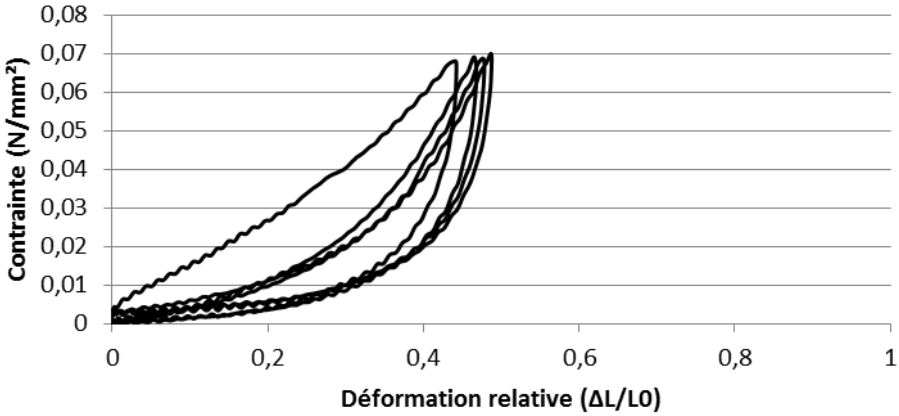
2D2e



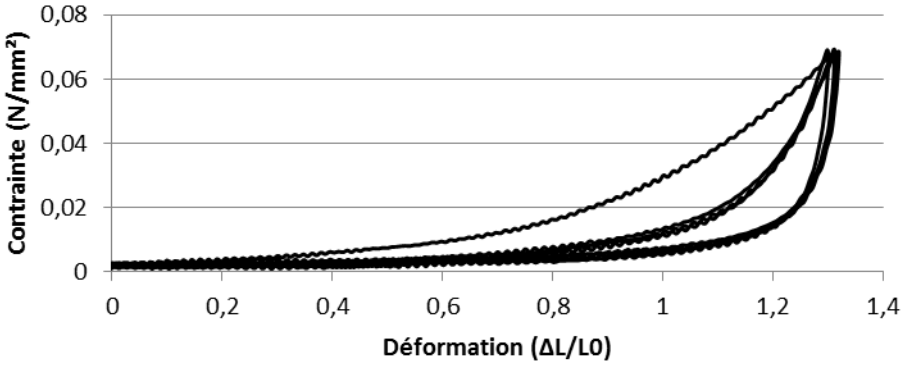
2D3e



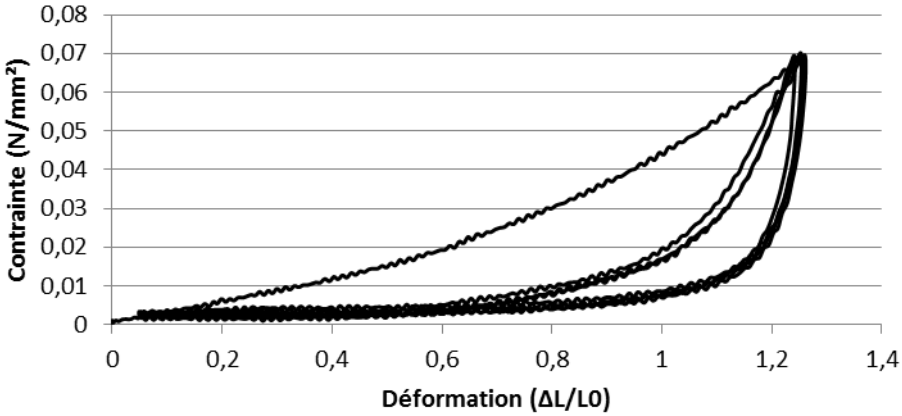
2D4e



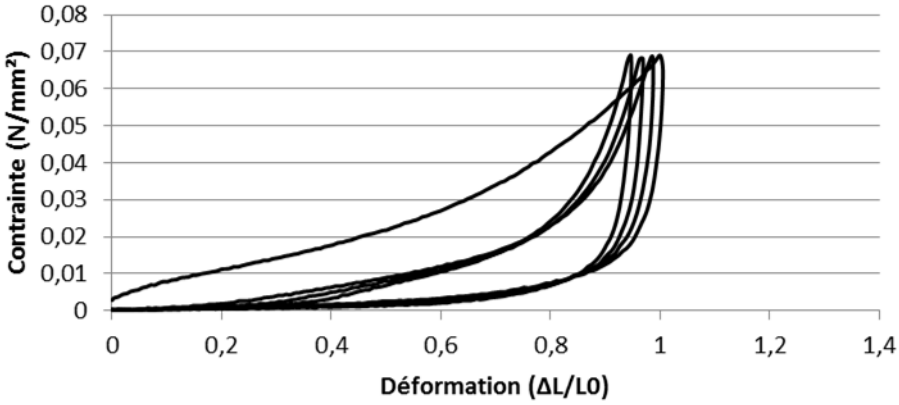
2G1e



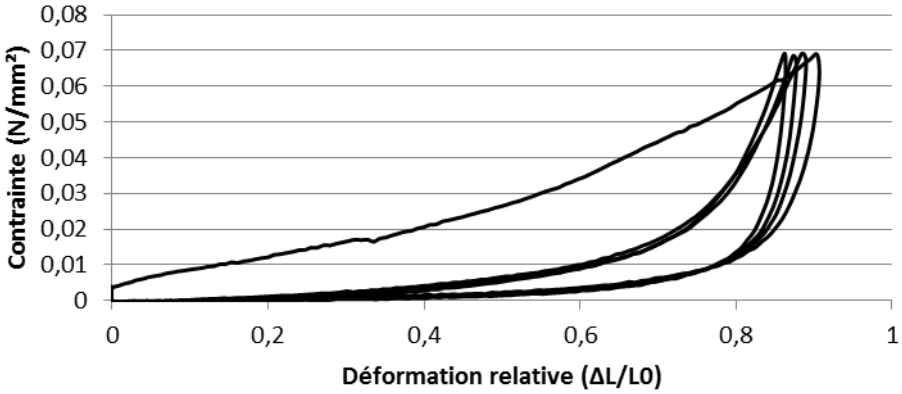
2G2e



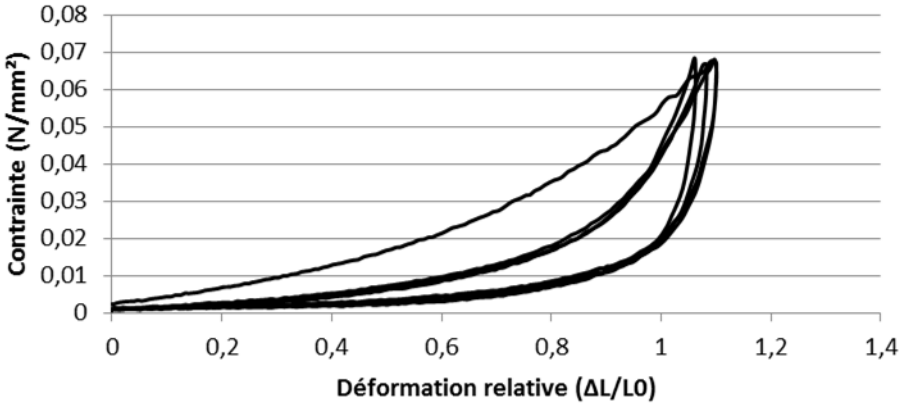
2G3e



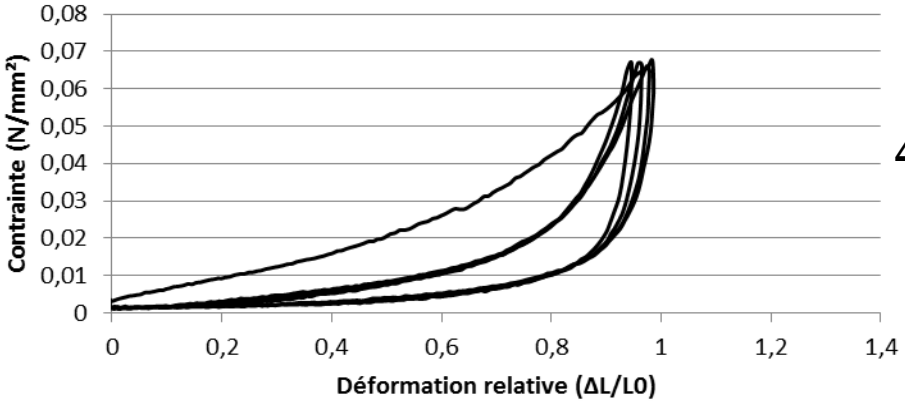
3D4e



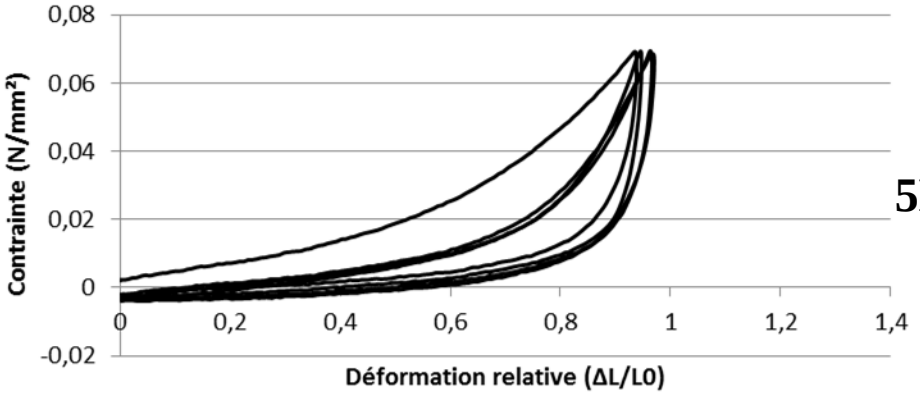
4G1e



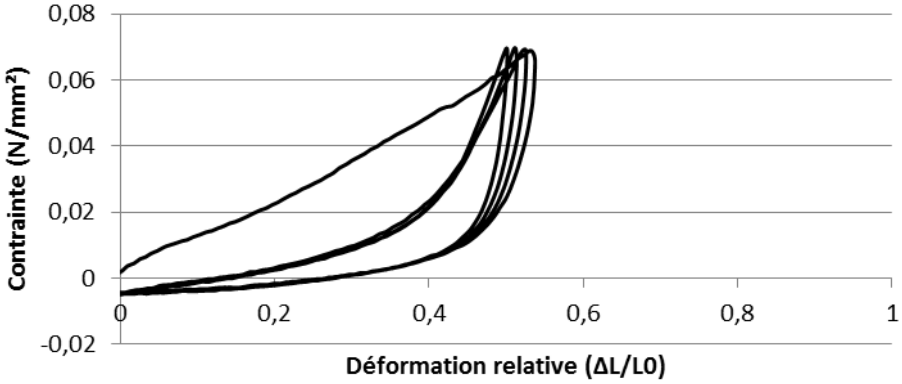
4G2e



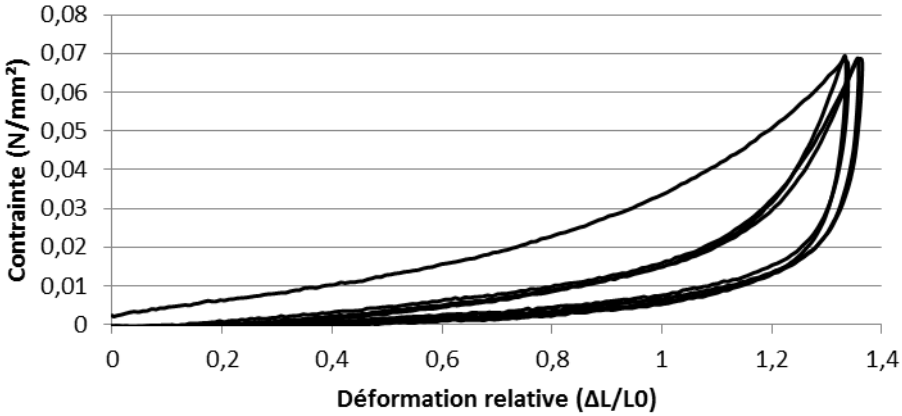
4G4e



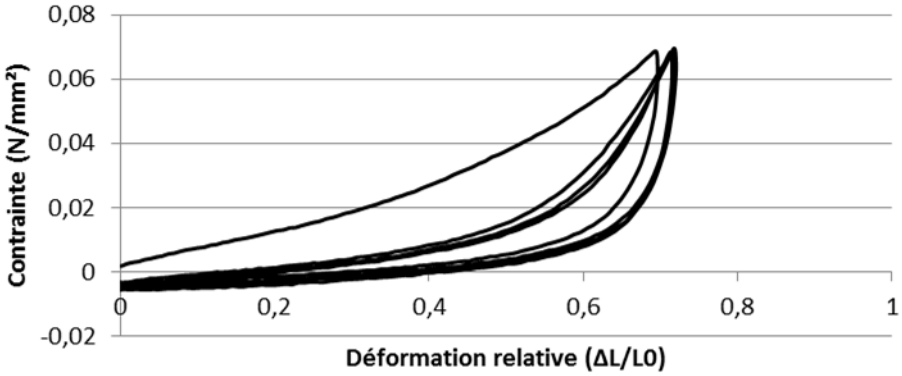
5D1e



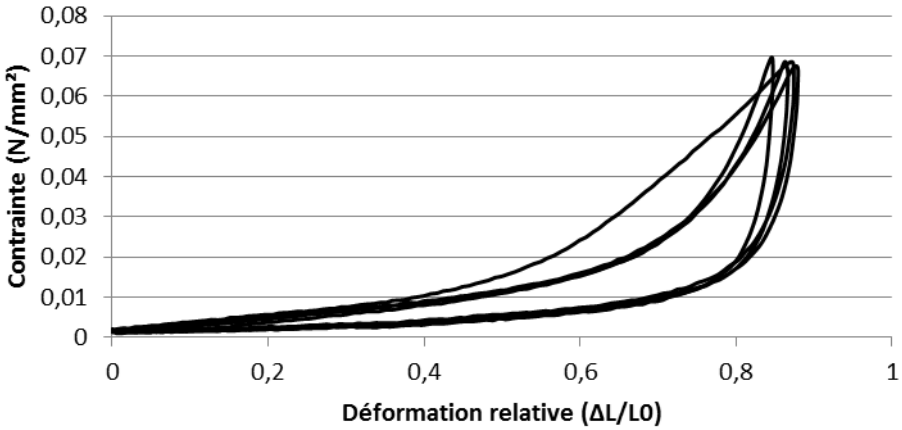
5D2e



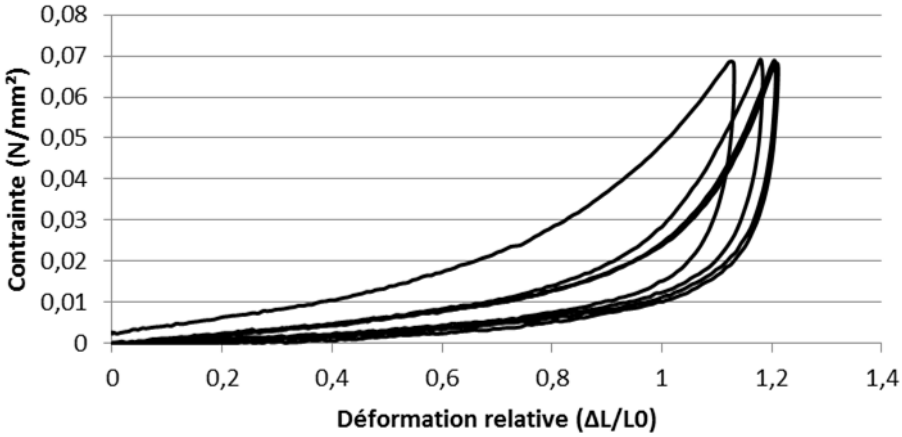
5D4e



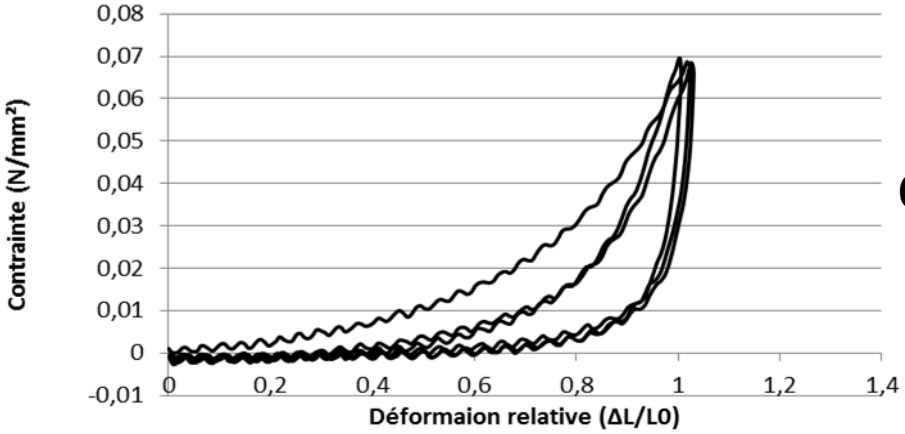
5D3e



5G2e

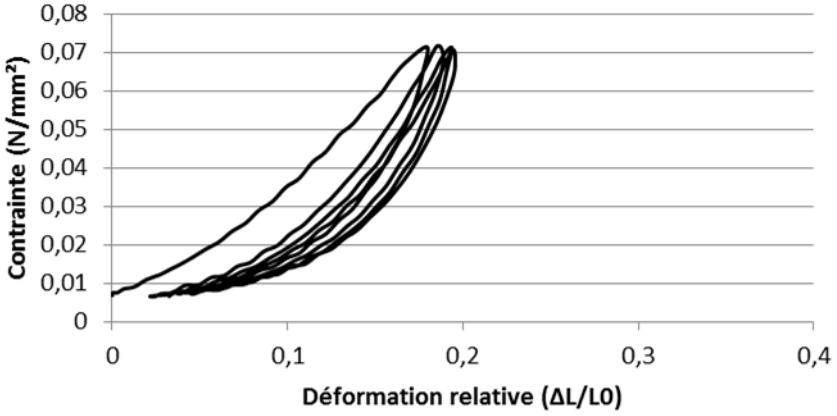


5G3e

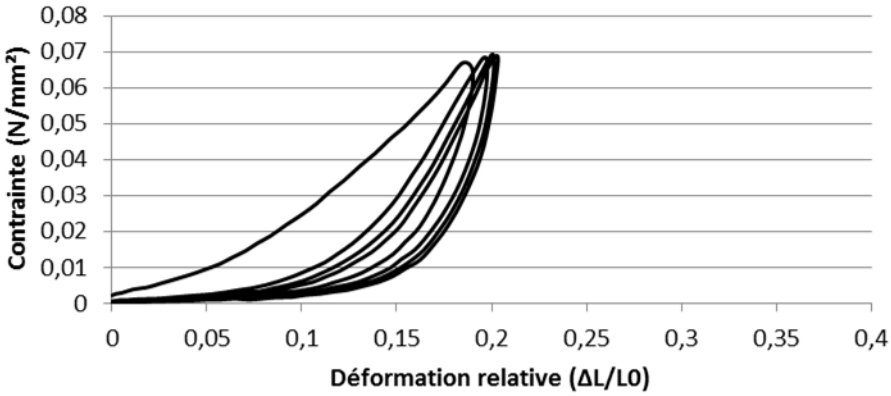


6G2e

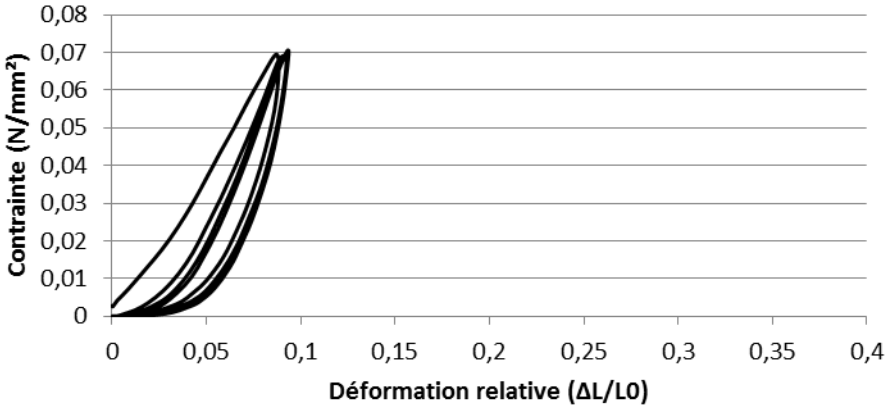
Prélèvements profonds :



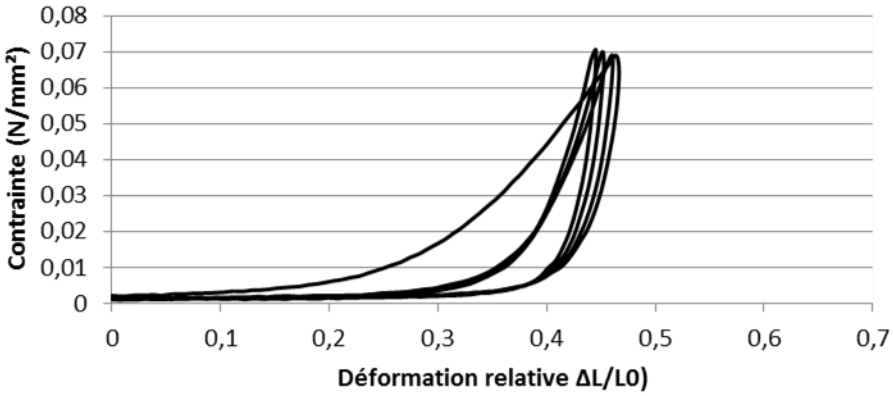
1G4d



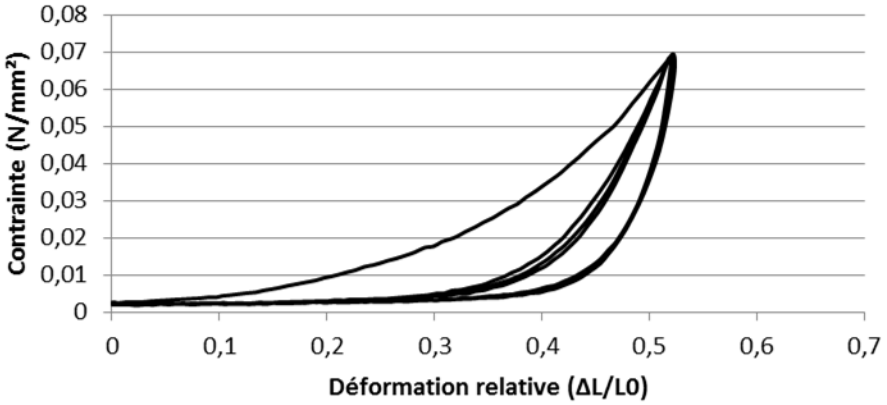
2D1d



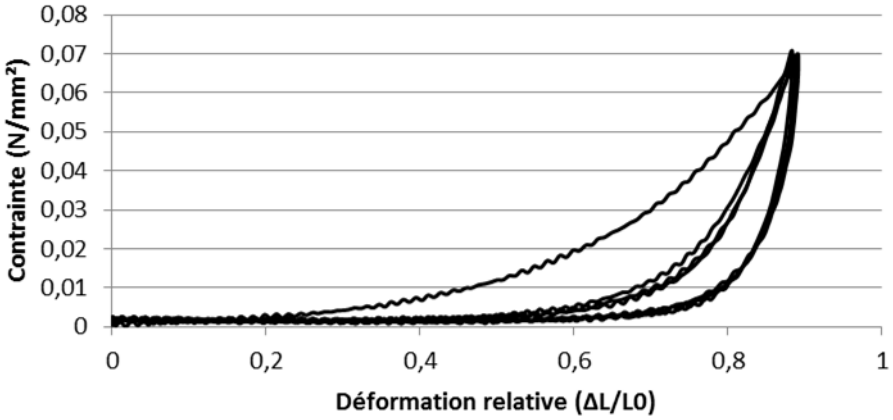
2D2d



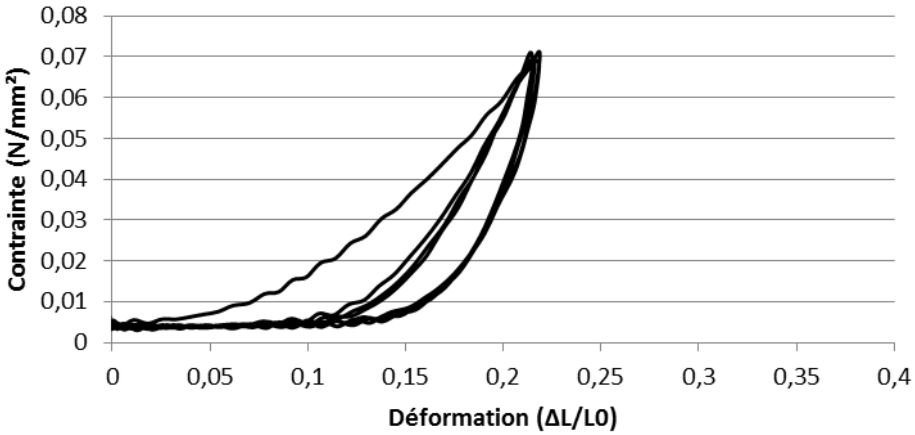
2D3d



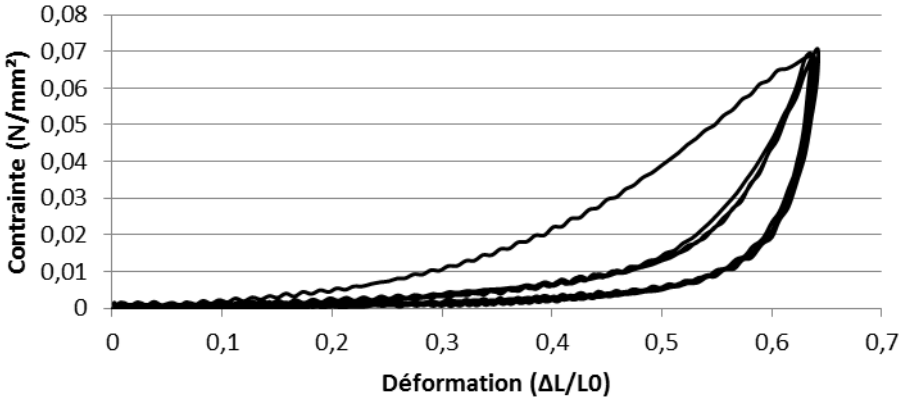
2D4d



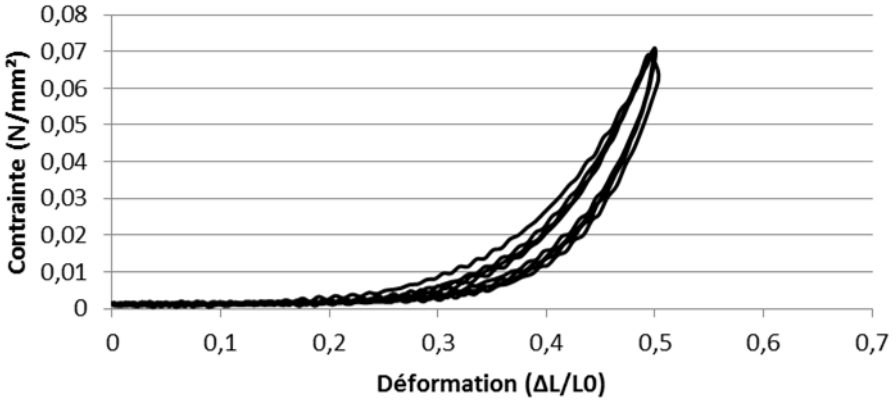
2G1d



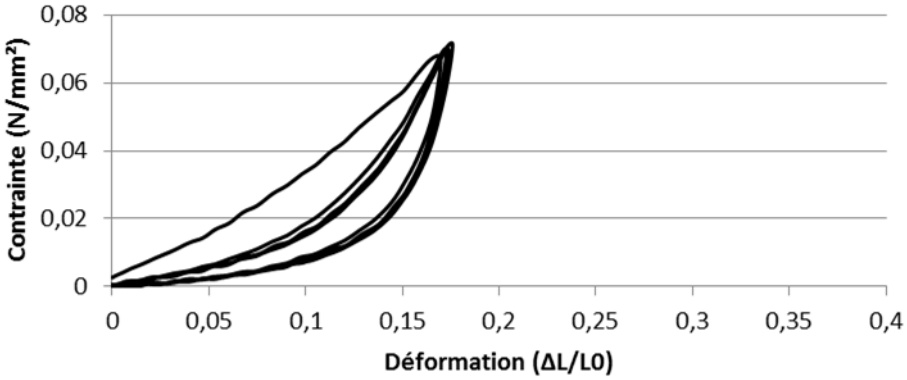
2G2d



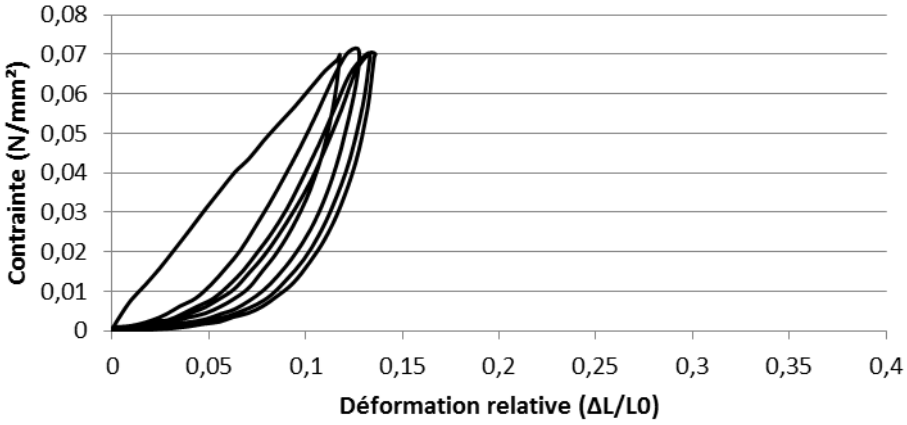
2G3d



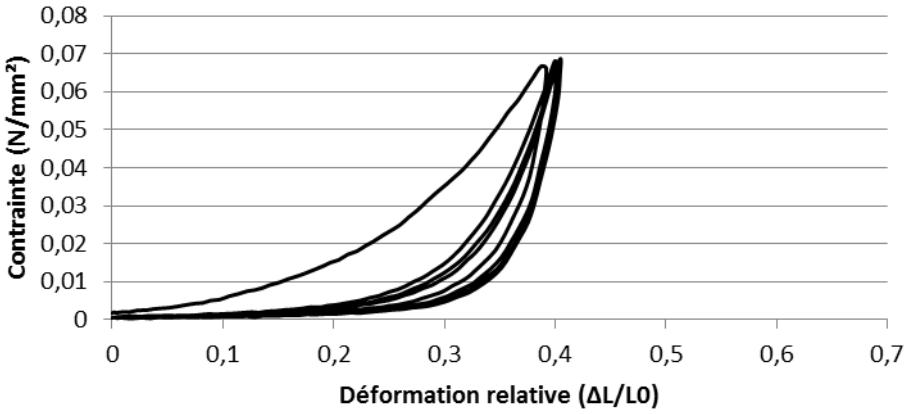
2G4d



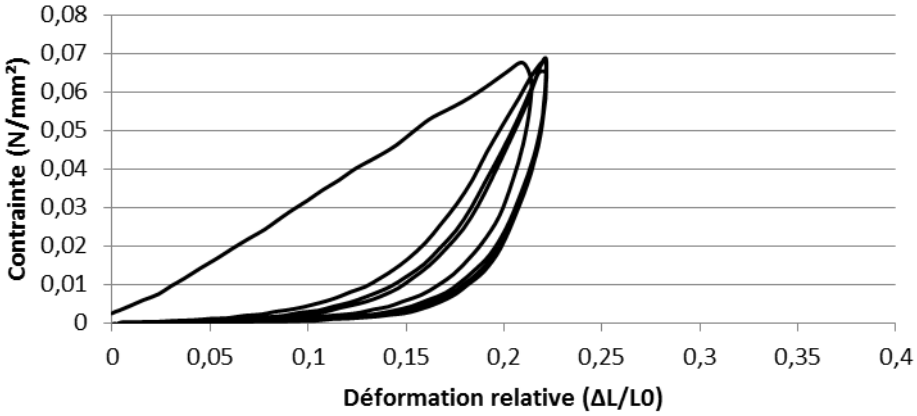
3D4d



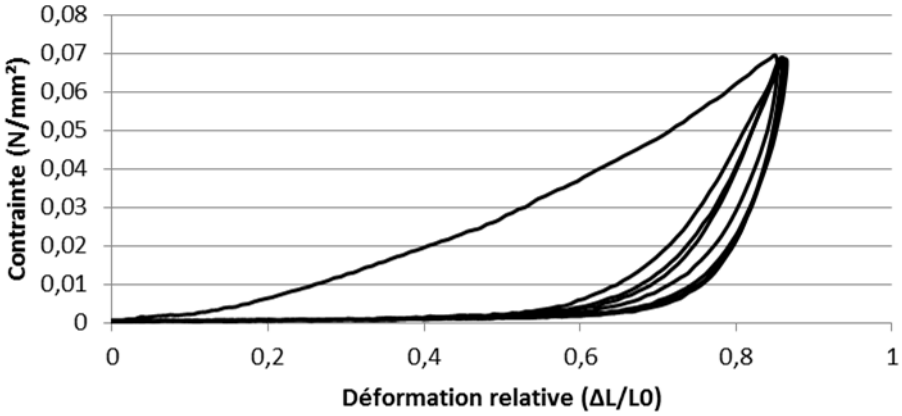
4D1d



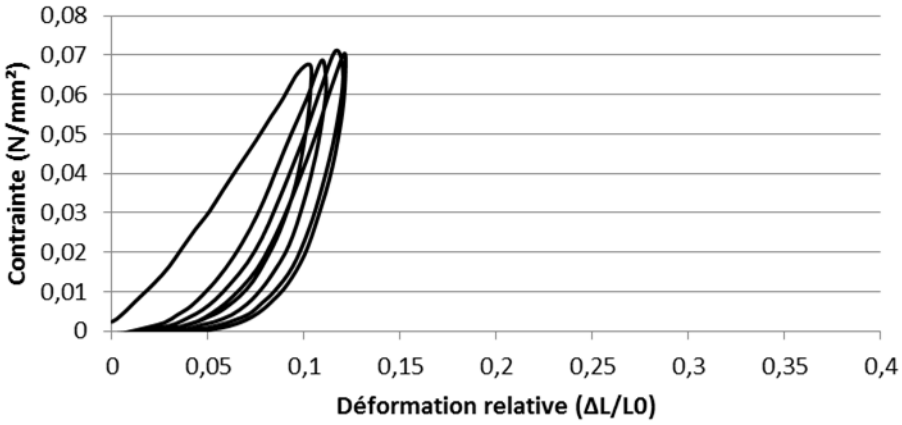
4D3d



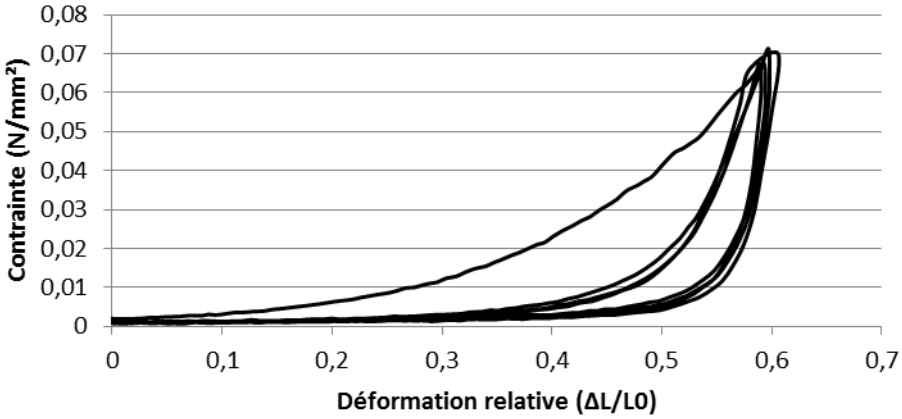
4D4d



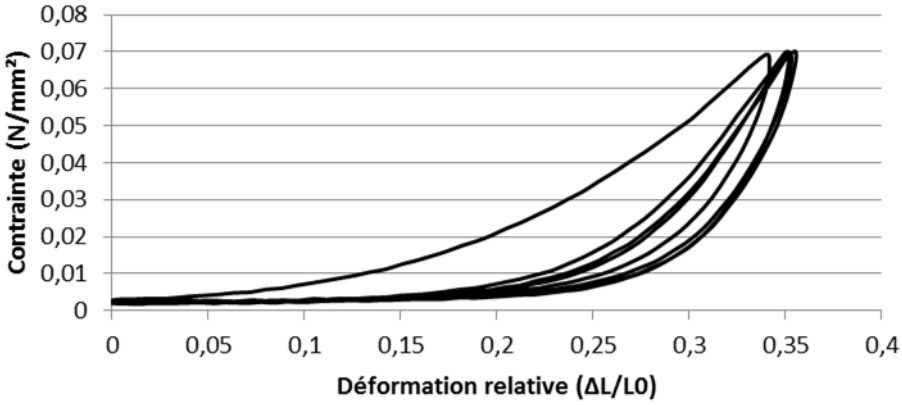
4G1d



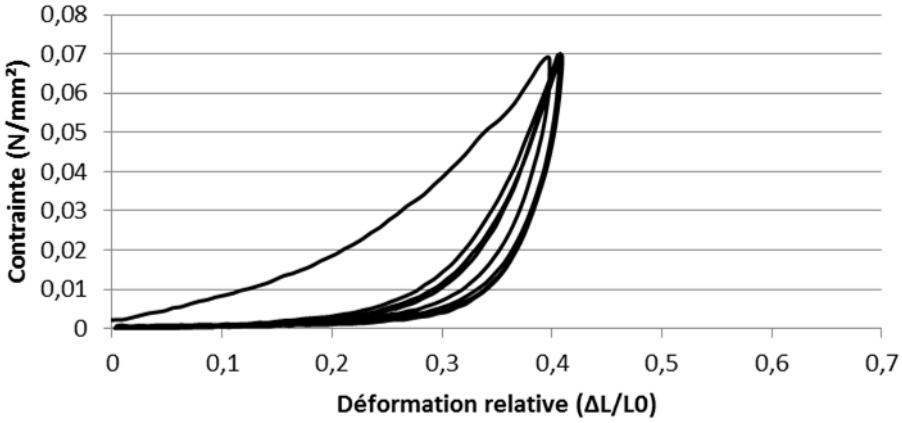
4G2d



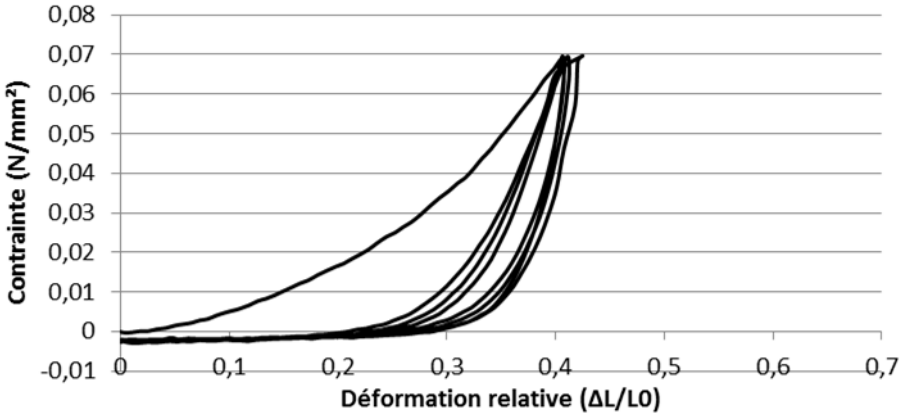
4G4d



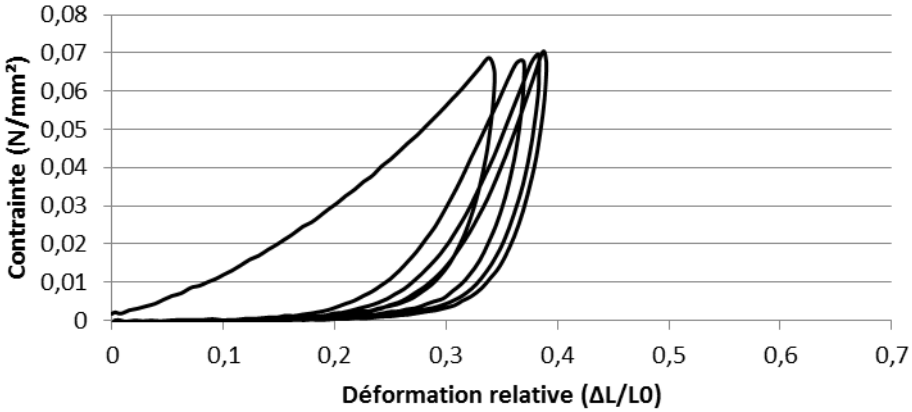
5D2d



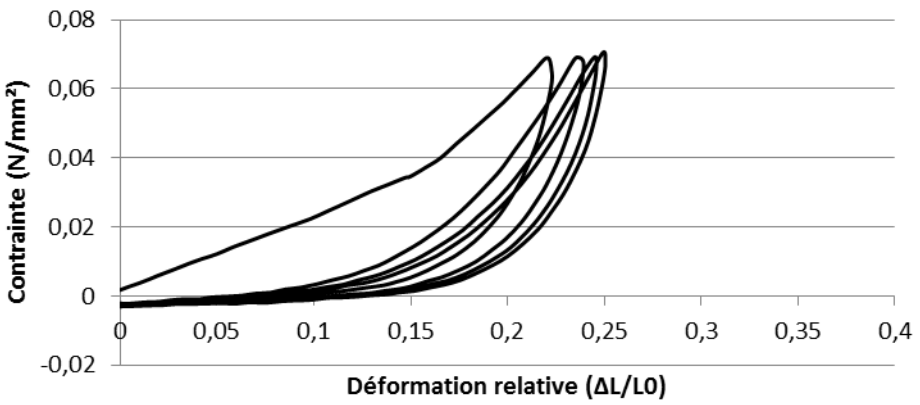
5D4d



5G1d

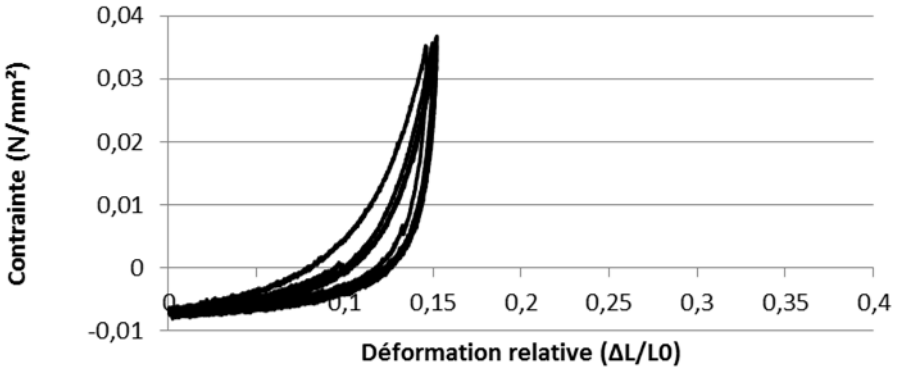


5G2d

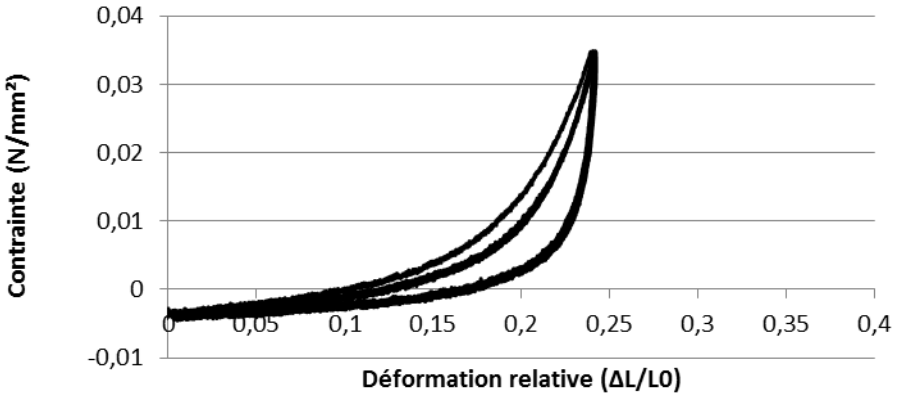


5G4d

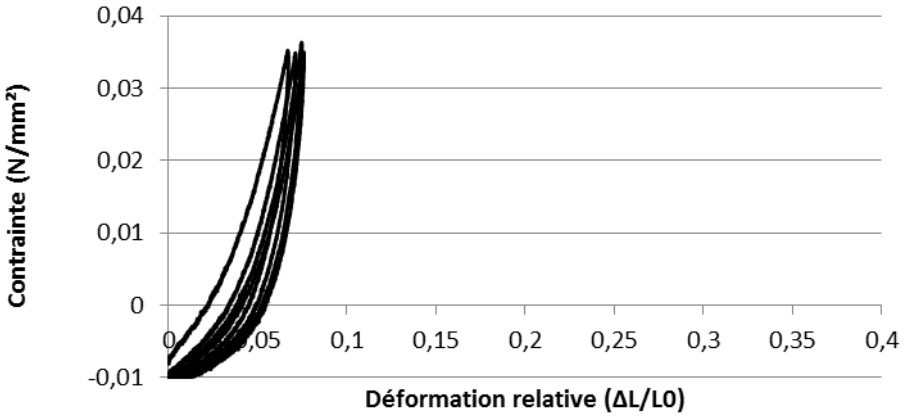
Prélèvements de peau totale :



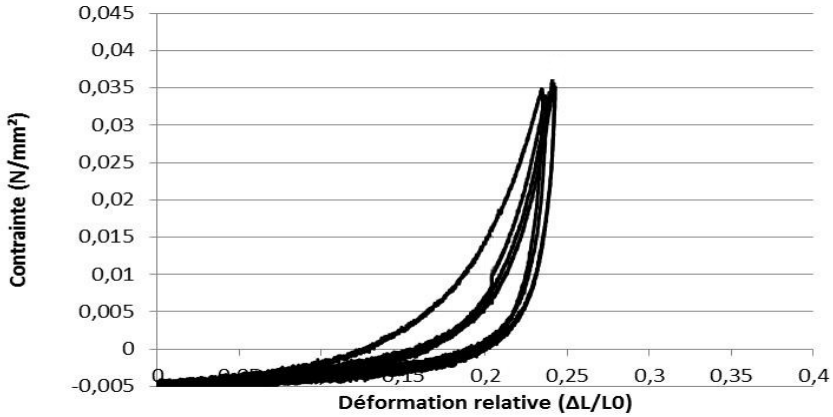
8D2PT



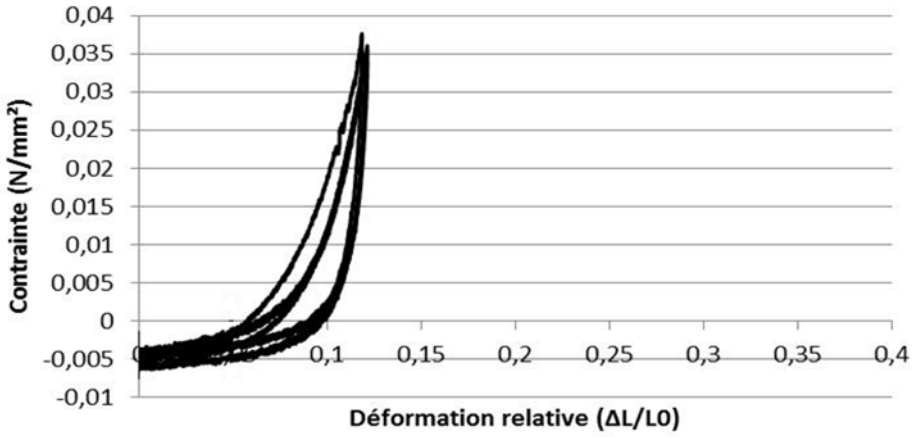
8D3PT



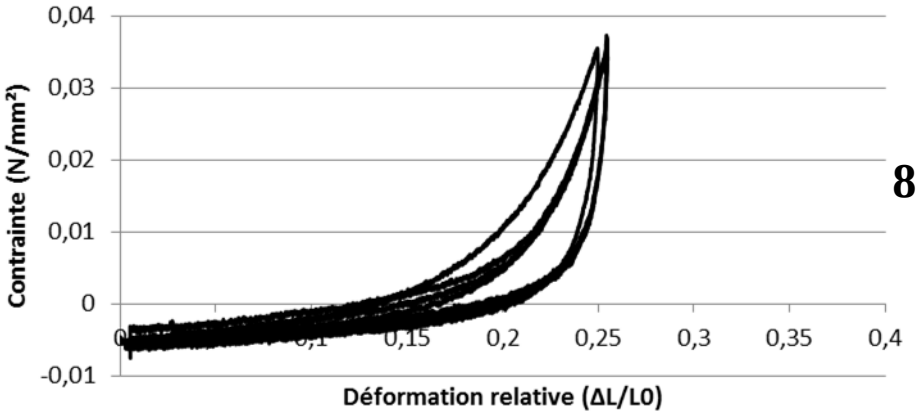
8D4PT



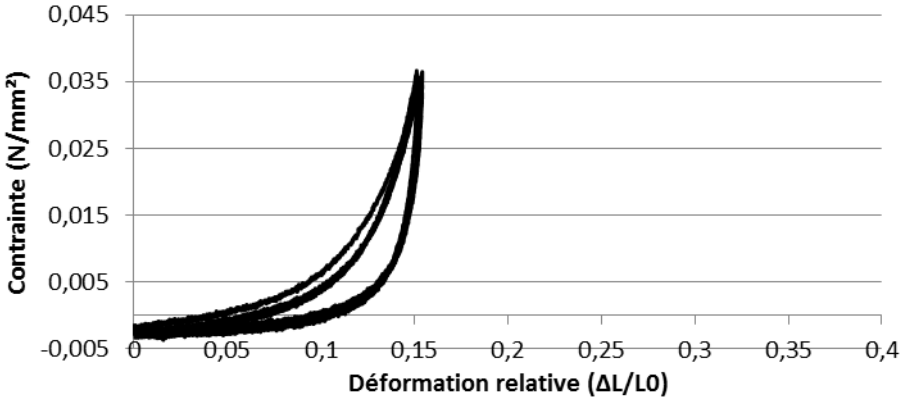
8G1PT



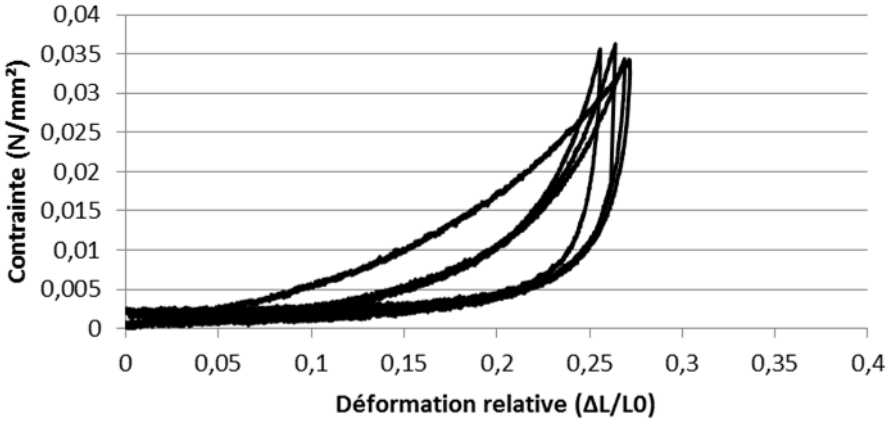
8G2PT



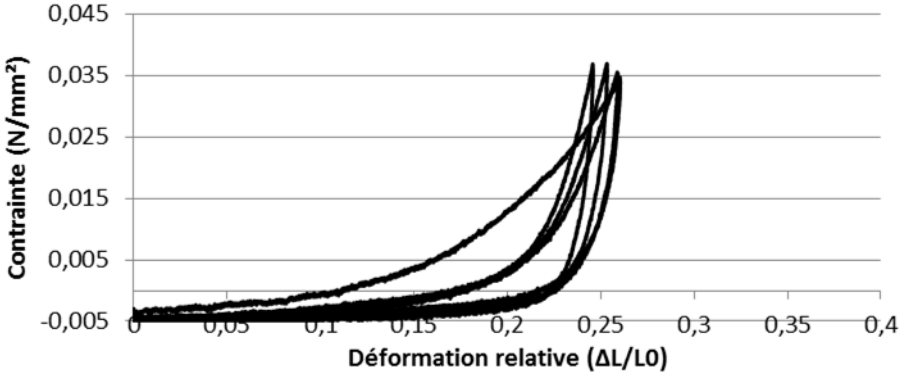
8G4PT



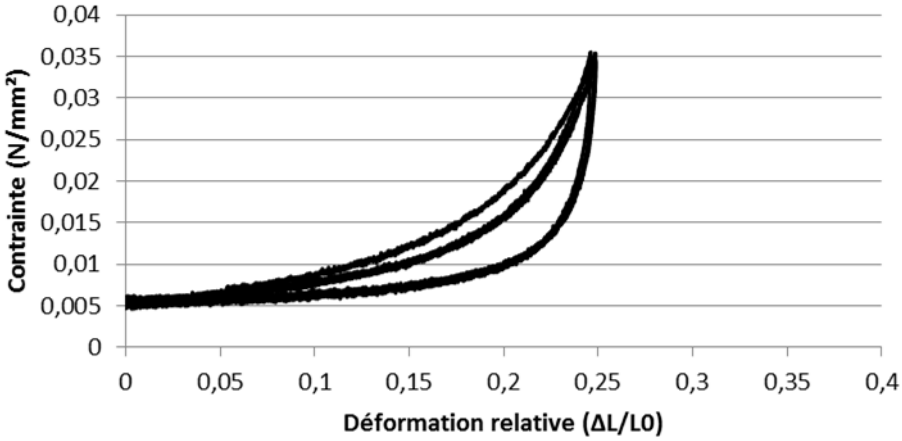
9D1PT



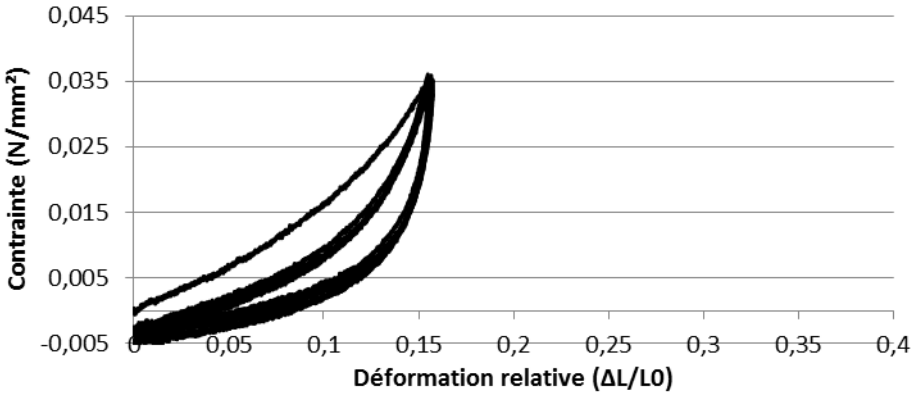
9D3PT



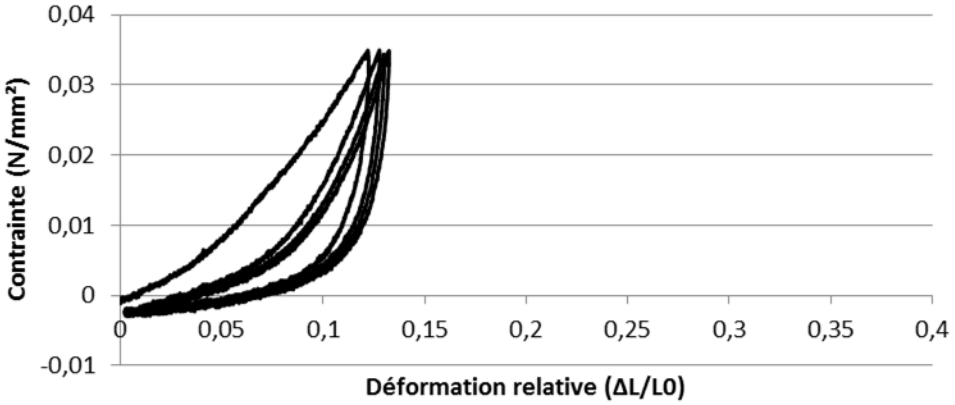
9D4PT



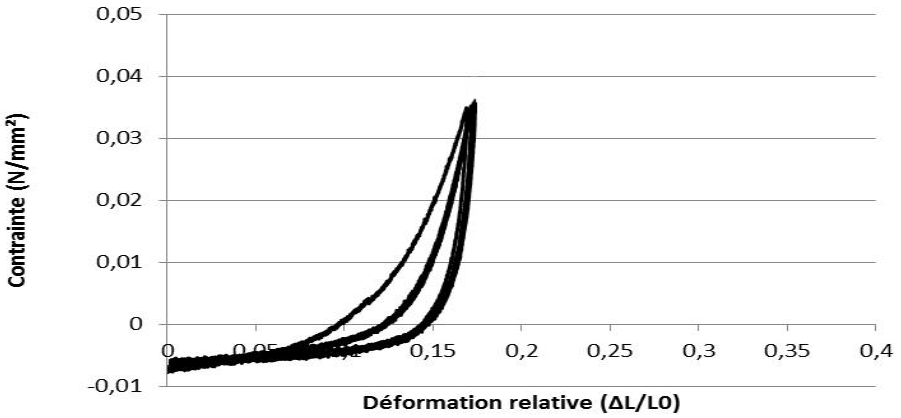
9G1PT



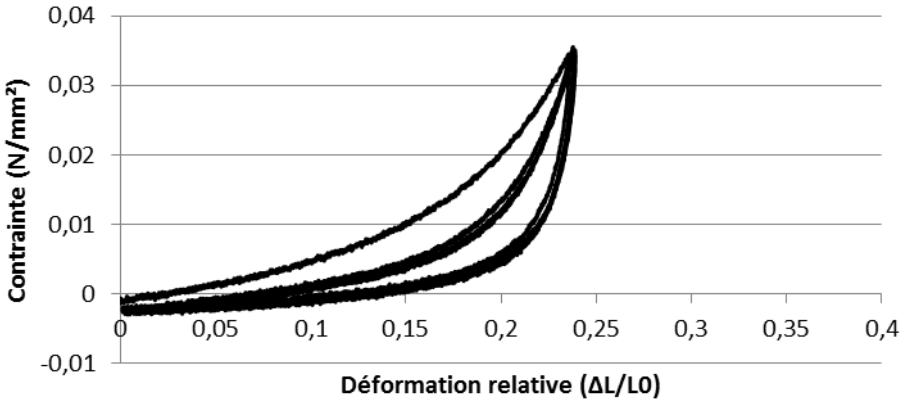
9G3PT



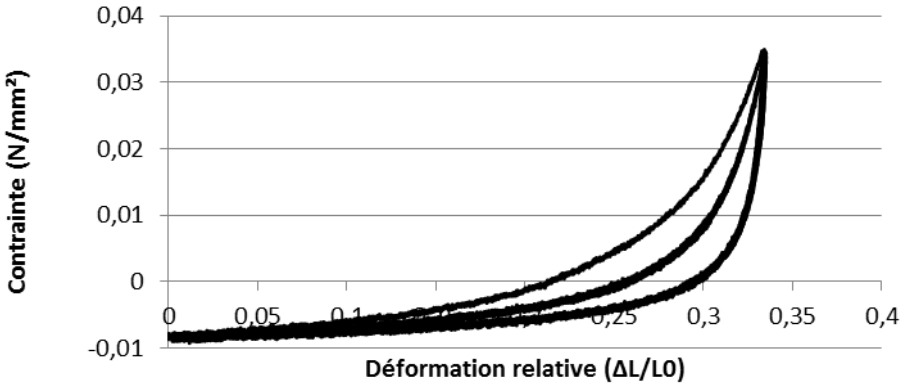
10D1PT



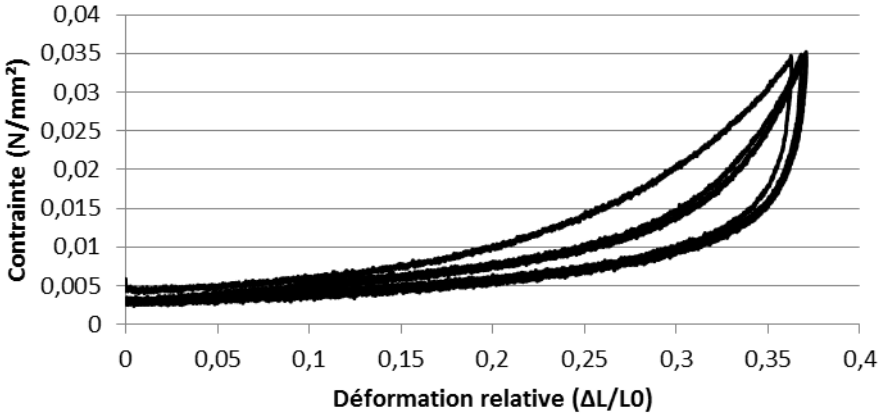
10D2PT



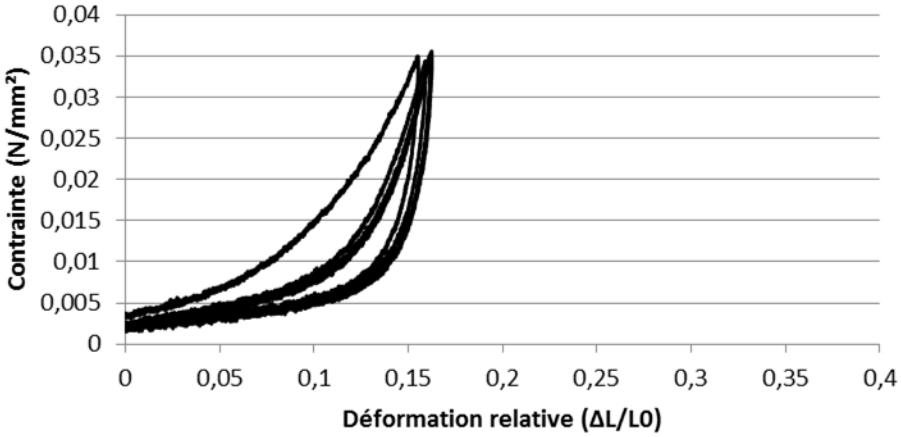
10D3PT



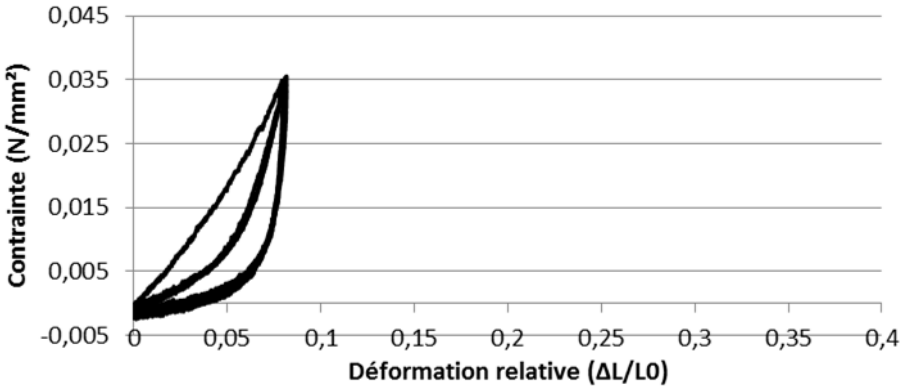
10D4PT



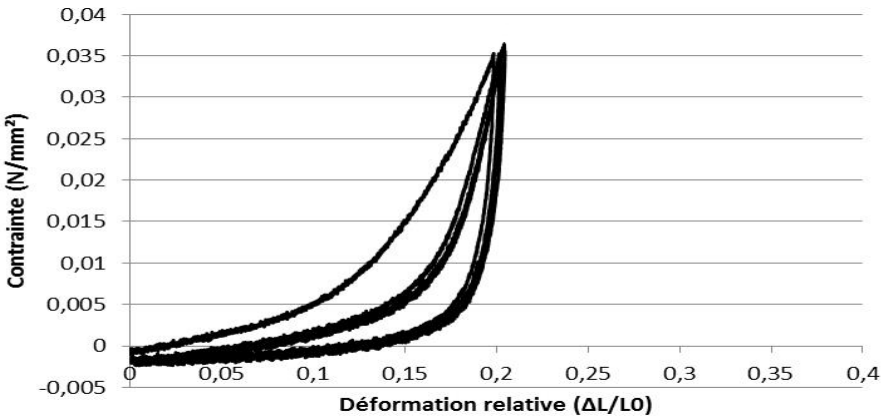
10G1PT



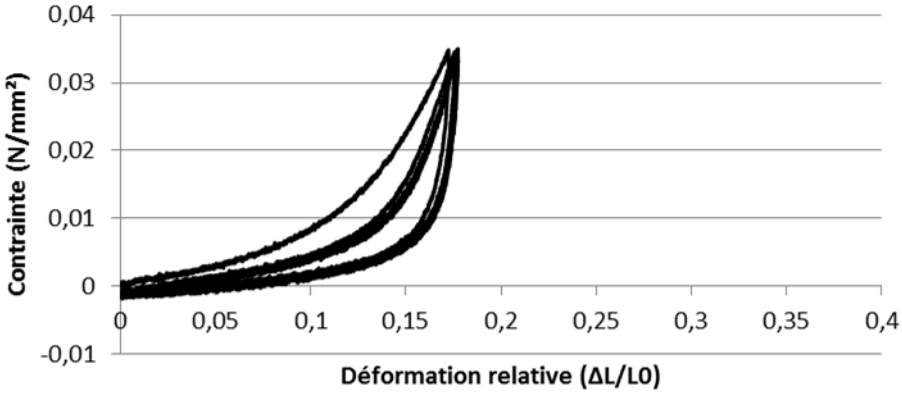
10G2PT



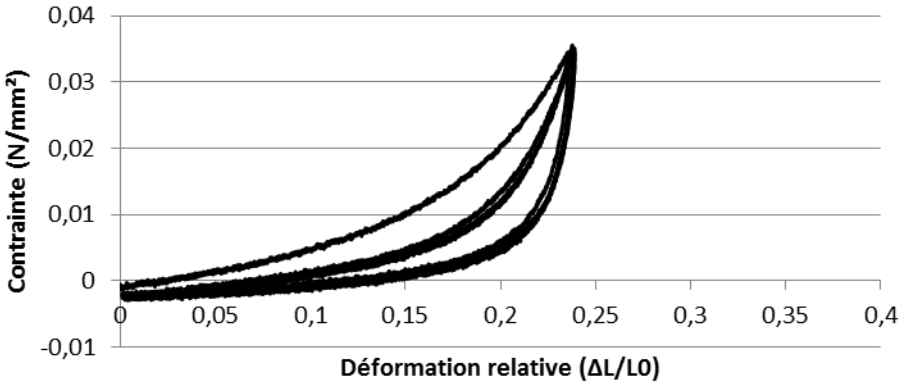
11D1PT



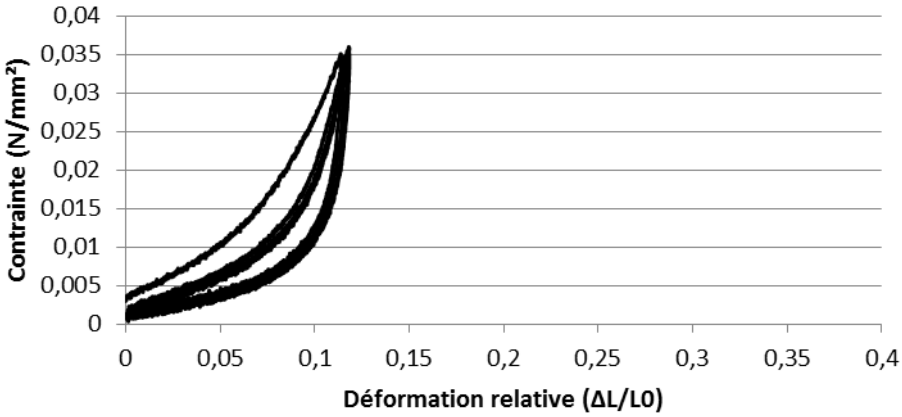
11D2PT



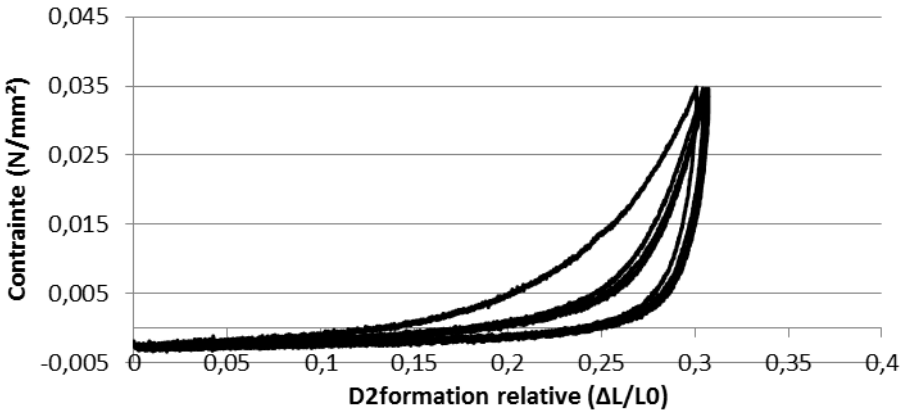
11D3PT



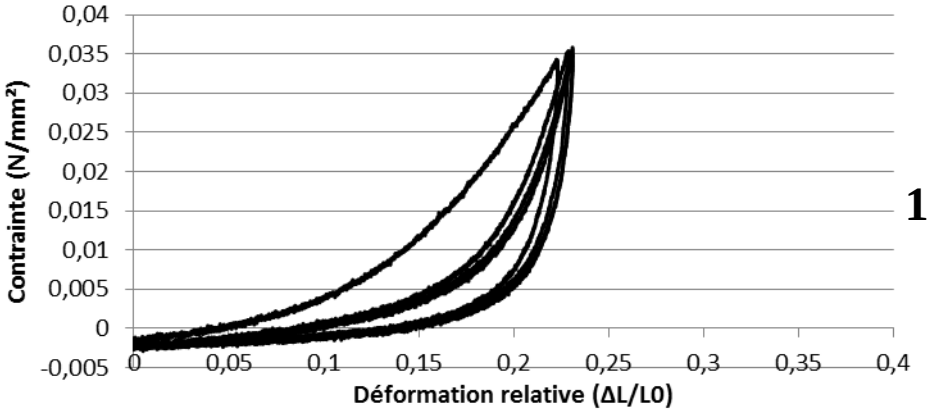
11D4PT



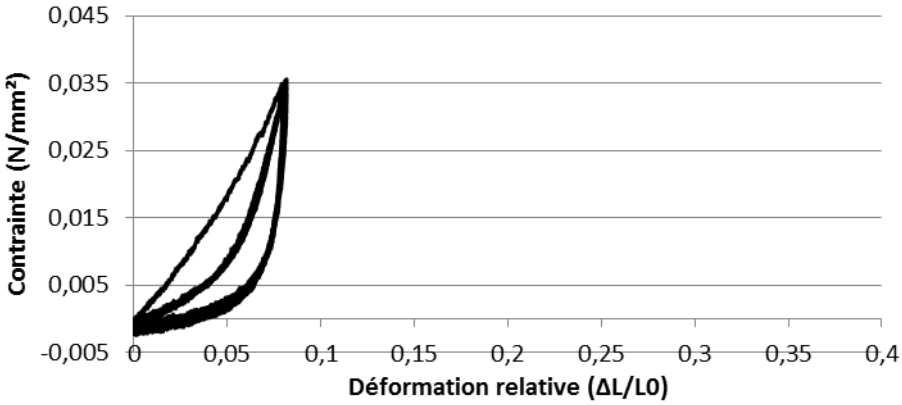
11D5PT



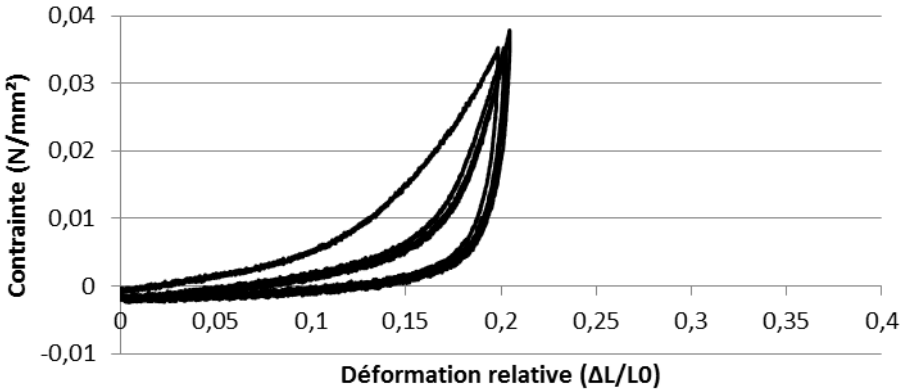
11G1PT



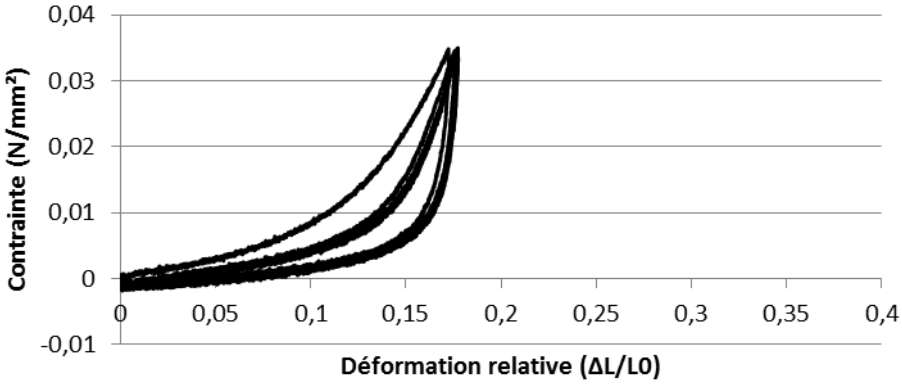
11G3PT



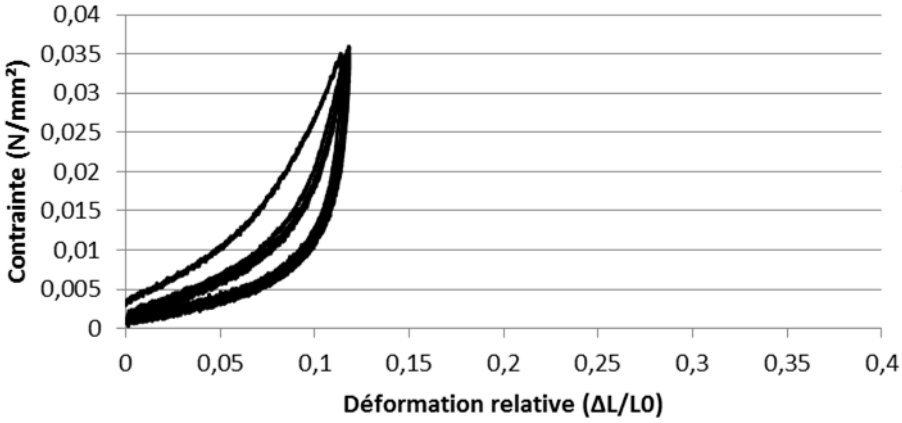
11D1PT



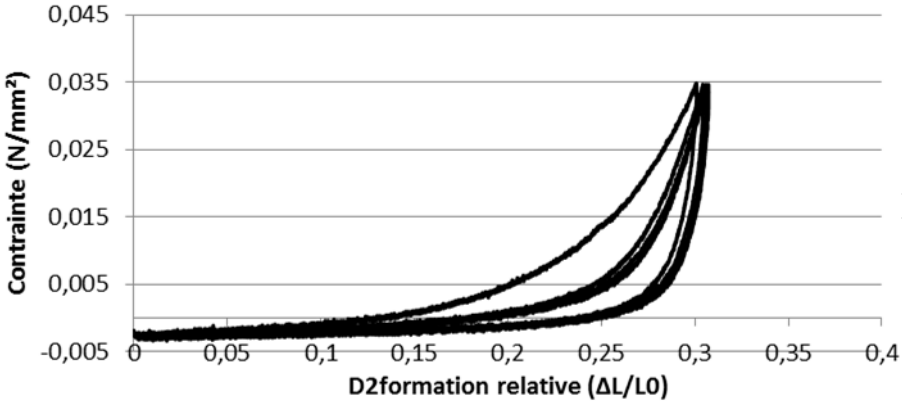
11D2PT



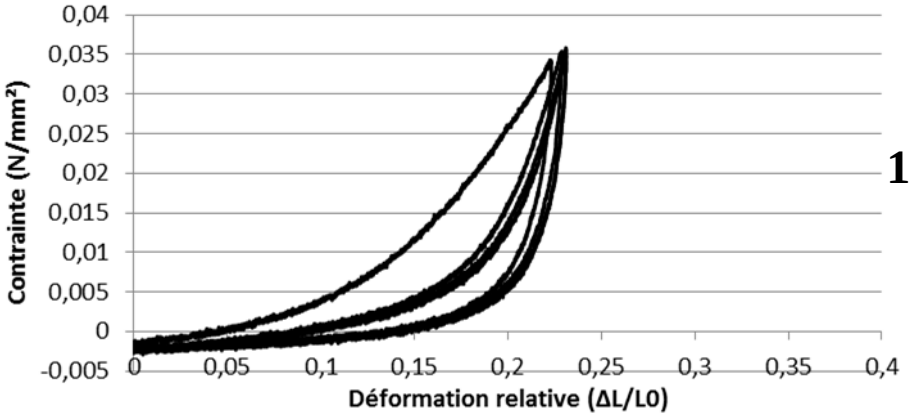
11D3PT



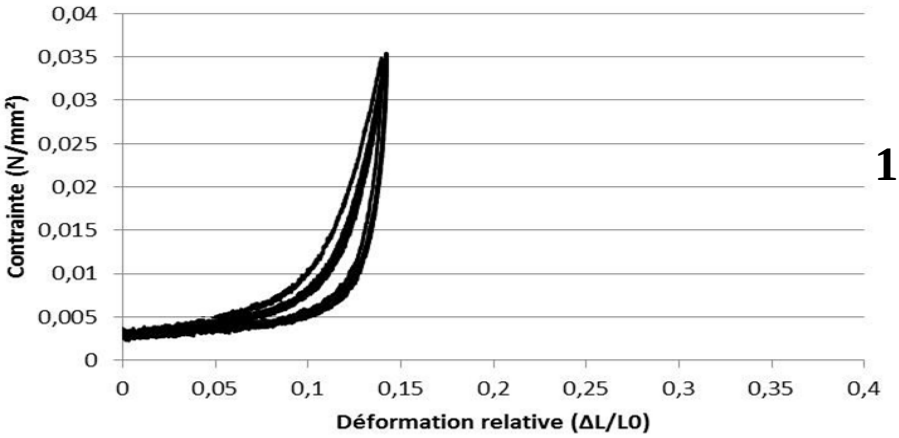
11D4PT



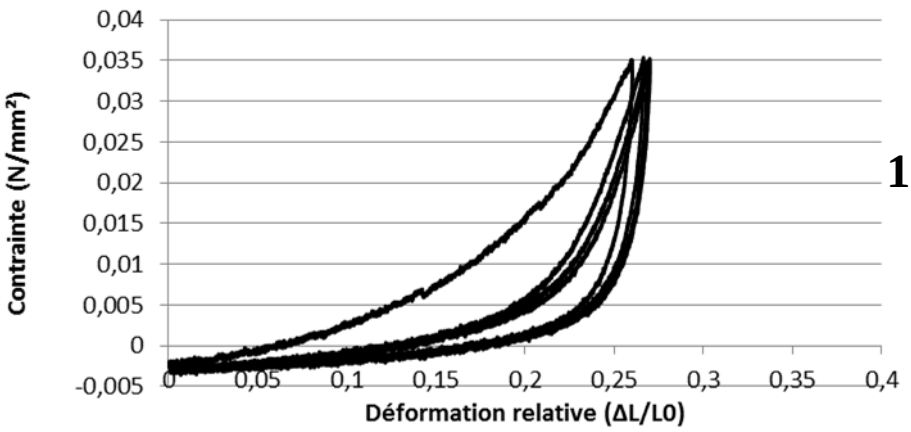
11G1PT



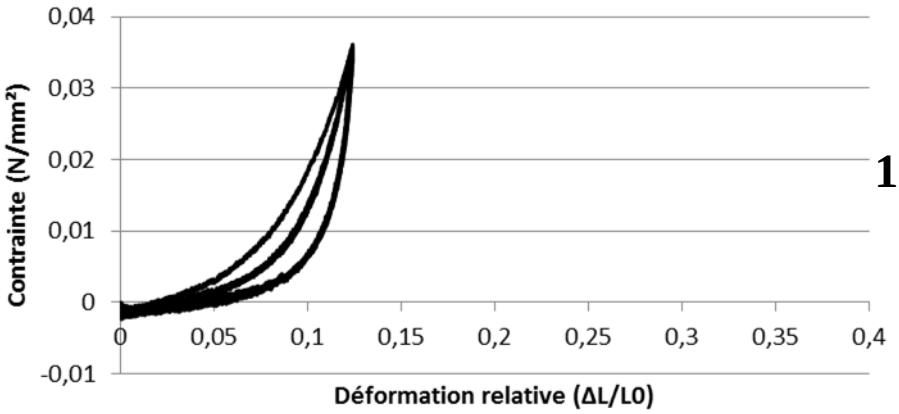
11G3PT



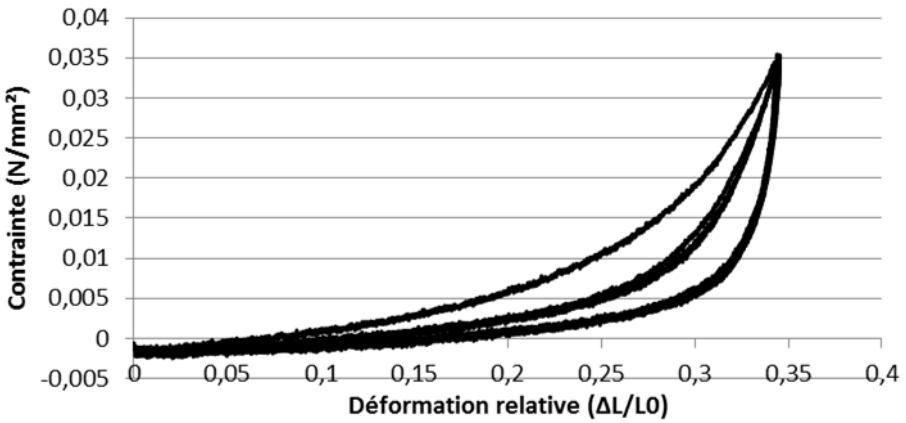
11G4PT



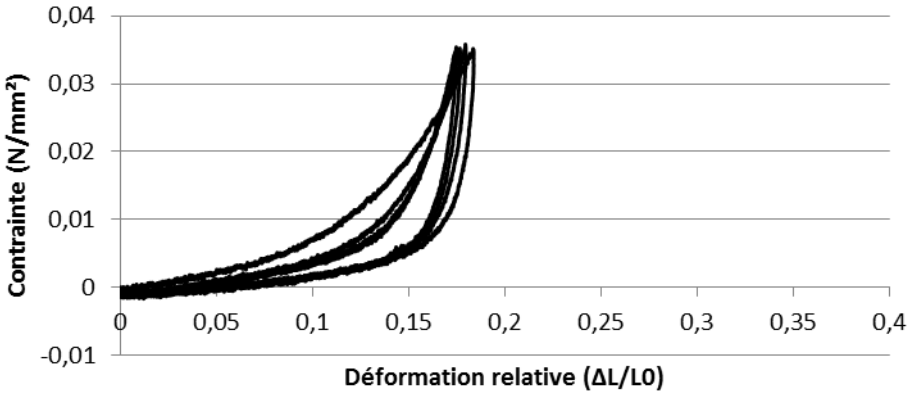
12D1PT



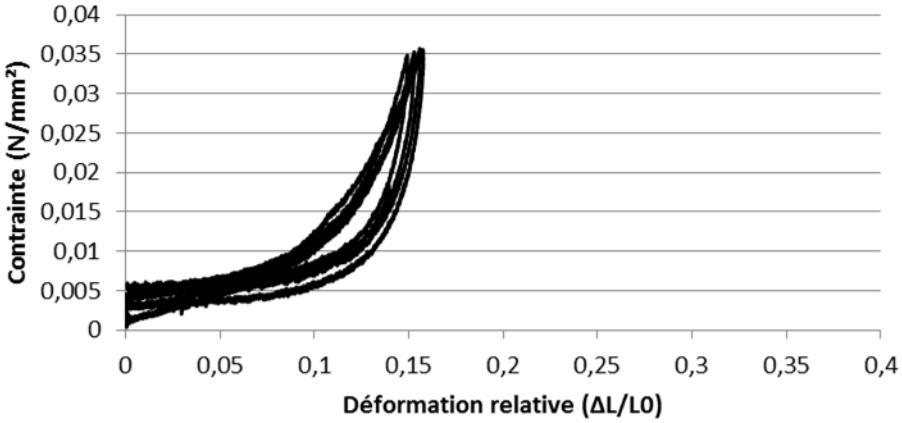
12D2PT



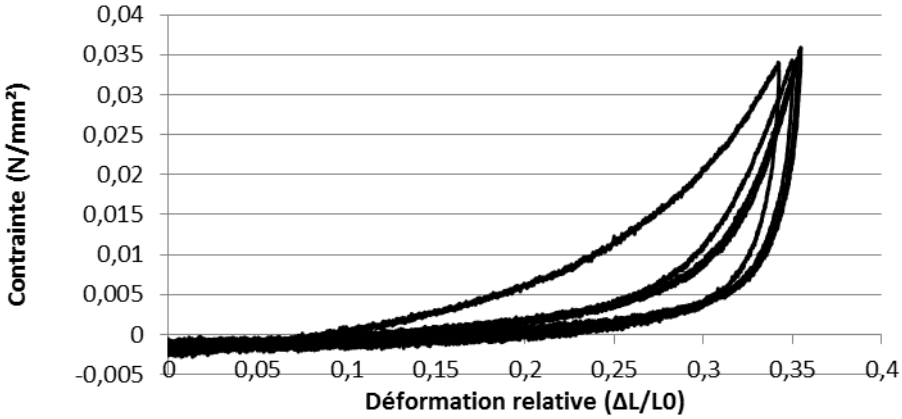
12D3PT



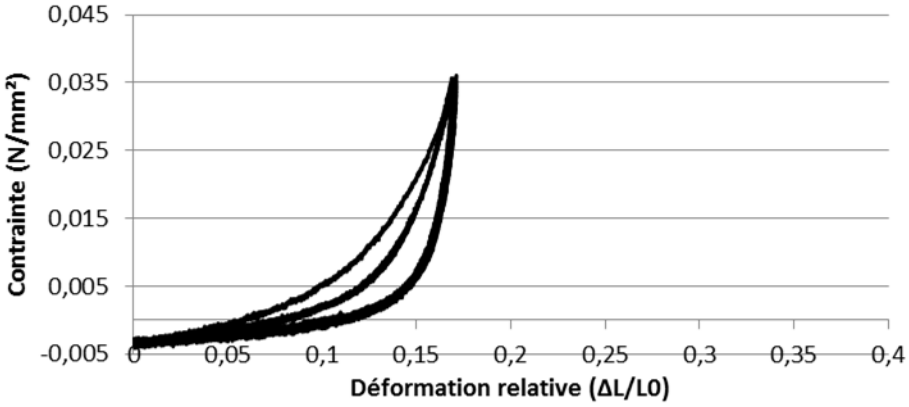
12D4PT



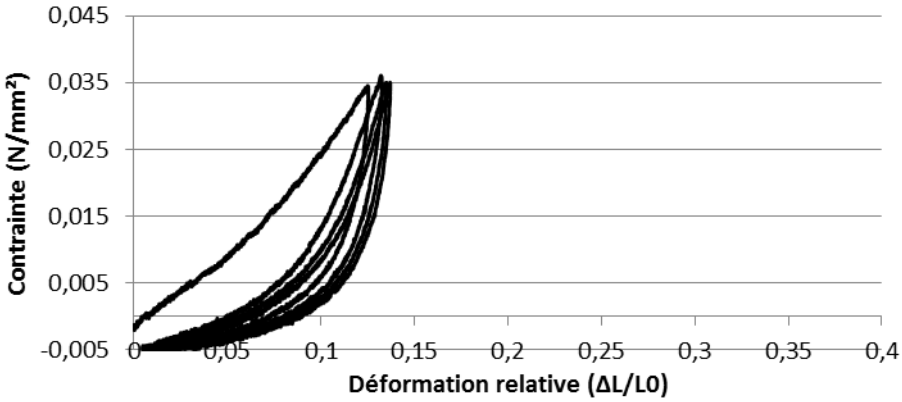
12G1PT



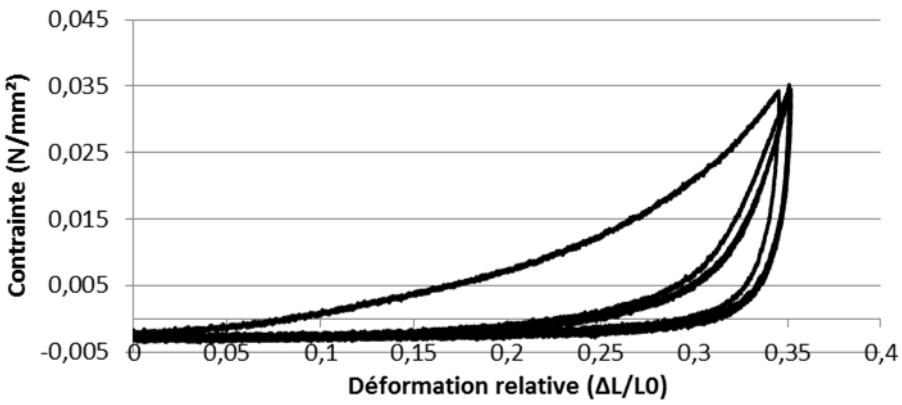
12G2PT



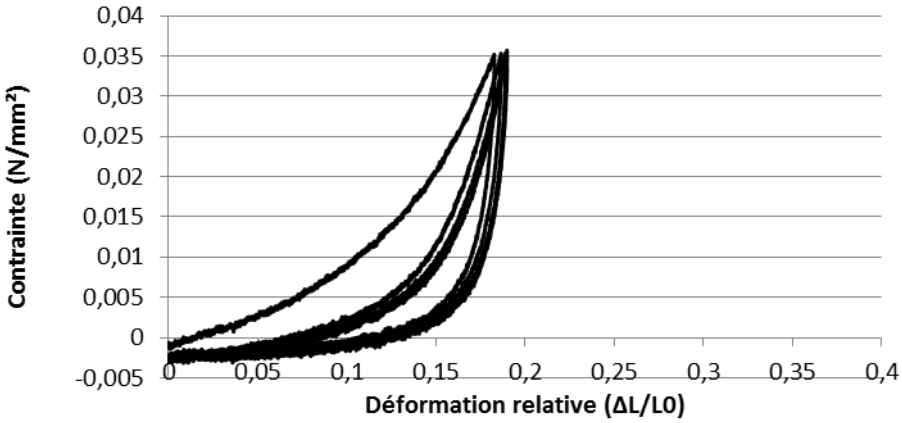
12G4PT



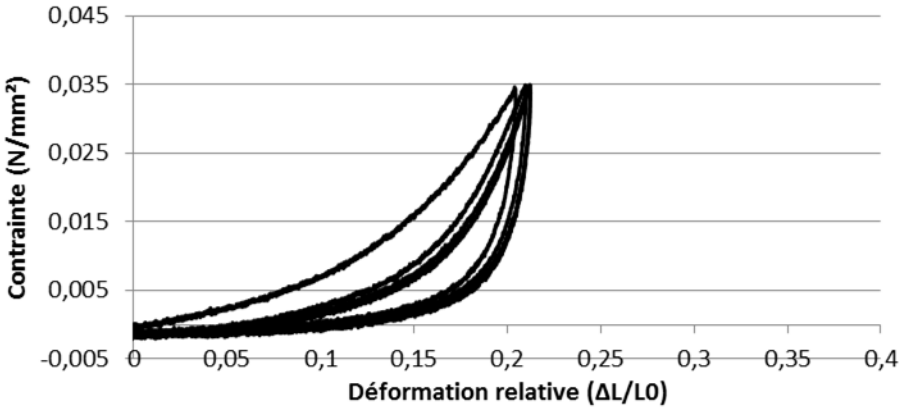
13D2PT



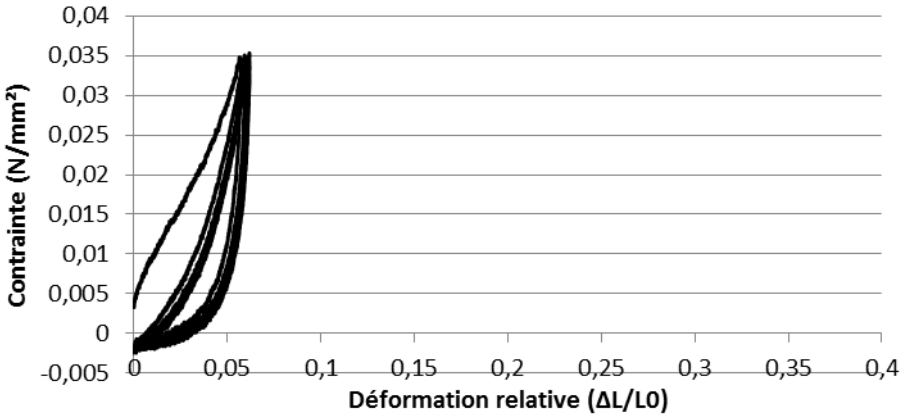
13D4PT



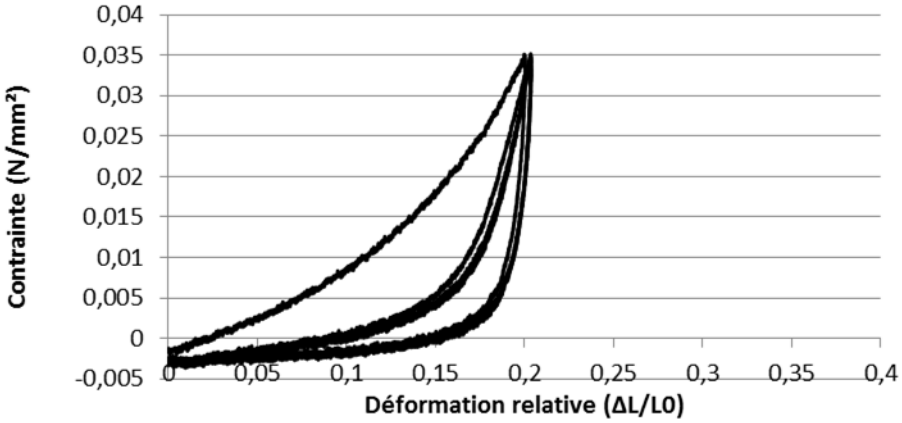
13G1PT



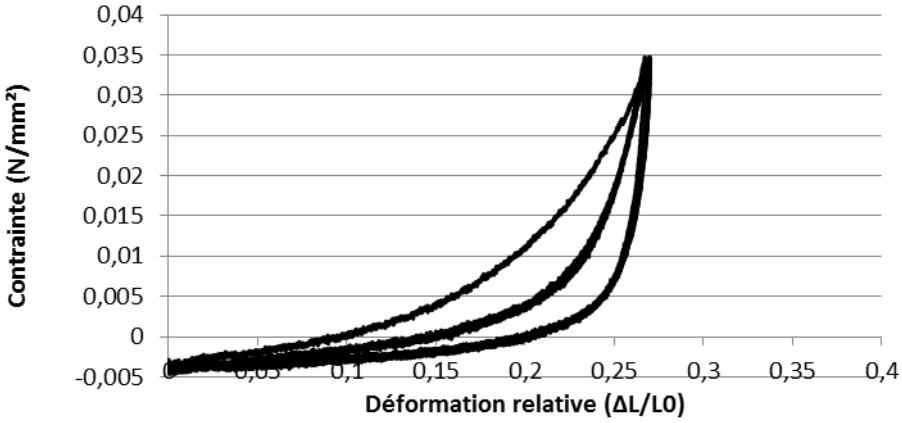
13G2PT



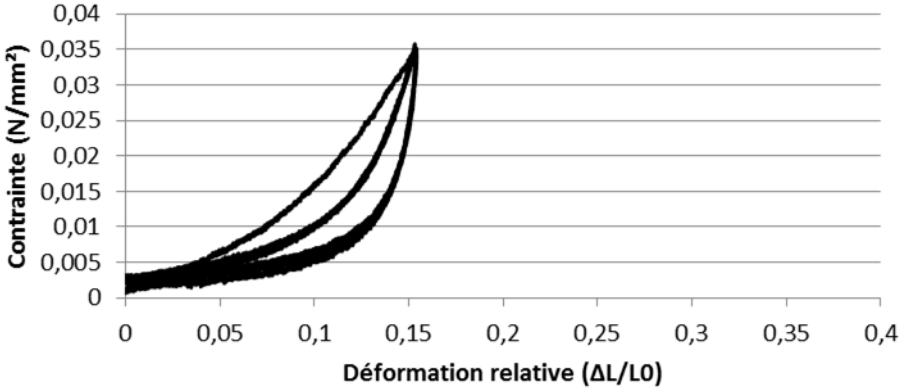
13G4PT



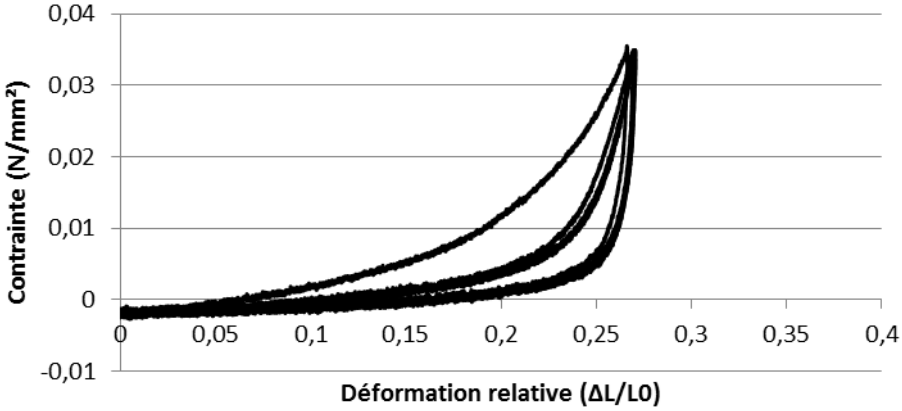
14D1PT



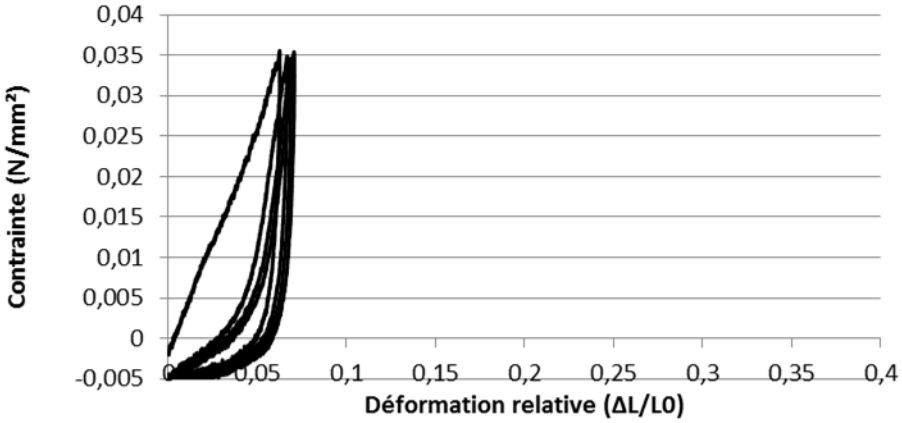
14D2PT



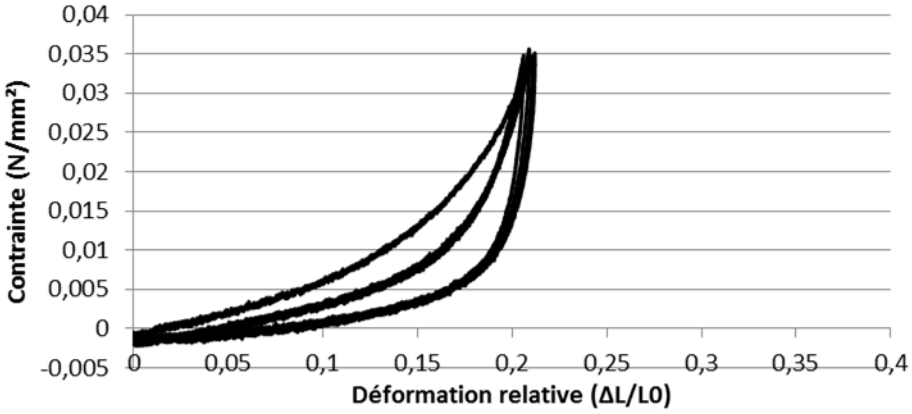
14D4PT



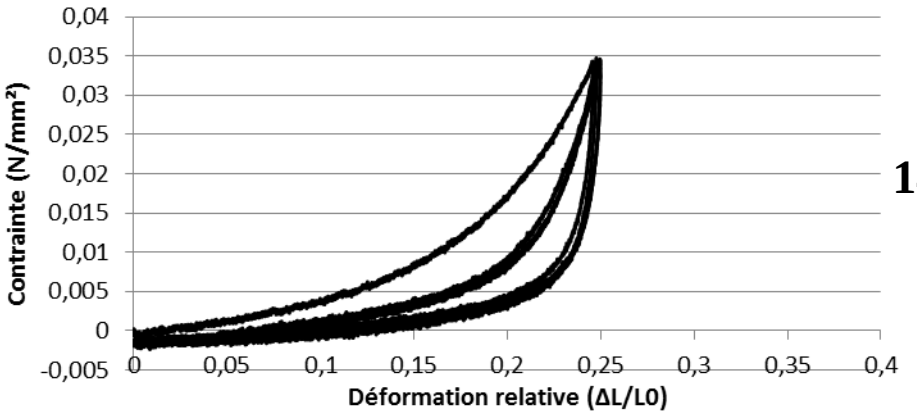
14G1PT



14G2PT



14G3PT



14G4PT

Annexe 3 : Modules de Young séquents des différentes couches cutanées

Modules de Young des prélèvements superficiels (MPa)	
1G4e	0,11886
2D1e	0,08131
2D2e	0,08032
2D3e	0,09013
2D4e	0,14295
2G1e	0,14312
2G2e	0,05312
2G3e	0,05589
2G4e	0,08109
3D4e	0,07275
4D1e	0,06987
4D3e	0,08069
4G1e	0,08010
4G2e	0,06436
4G4e	0,07085
5D1e	0,07063
5D2e	0,13898
5D3e	0,05198
5D4e	0,09582
5G1e	0,06837
5G2e	0,08202
5G3e	0,12476
5G4e	0,05194
6G2e	0,07223
6G4e	0,11663

Modules de Young des prélèvements profonds (MPa)	
1G4d	0,36368
2D1d	0,33897
2D2d	0,73872
2D3d	0,15819
2D4d	0,13085
2G1d	0,08023
2G2d	0,33199
2G3d	0,10886
2G4d	0,13990
3D4d	0,39896
3G1d	0,14748
4D1d	0,51714
4D3d	0,16969
4D4d	0,29834
4G1d	0,08030
4G2d	0,61218
4G4d	0,11539
5D1d	0,72623
5D2d	0,19804
5D3d	0,08777
5D4d	0,17113
5G1d	0,17003
5G2d	0,18035
5G3d	0,11360
5G4d	0,28060
6G1d	0,15491
6G2d	0,11624

Modules de Young des prélèvements peau totale	
8D1PT	0,303
8D2PT	0,230
8D3PT	0,139
8D4PT	0,461
8G1PT	0,139
8G2PT	0,294
8G3PT	0,748
8G4PT	0,137
9D1PT	0,239
9D2PT	0,117
9D3PT	0,137
9D4PT	0,145
9G1PT	0,147
9G2PT	0,126
9G3PT	0,233
9G4PT	0,912
10D1PT	0,263
10D2PT	0,133
10D4PT	0,102
10G1PT	0,095
10G2PT	0,219
10G3PT	0,088
11D1PT	0,428
11D2PT	0,175
11D3PT	0,197
11D4PT	0,149
11G1PT	0,113
11G2PT	0,903
11G3PT	0,152
11G4PT	0,248
12D1PT	0,288

Modules de Young des prélèvements peau totale	
12D2PT	0,131
12D3PT	0,103
12D4PT	0,200
12G1PT	0,233
12G2PT	0,101
12G4PT	0,209
13D1PT	0,412
13D2PT	0,256
13D3PT	1,384
13D4PT	0,097
13G1PT	0,188
13G2PT	0,165
13G3PT	0,309
13G4PT	0,569
14D1PT	0,173
14D2PT	0,130
14D4PT	0,234
14G1PT	0,082
14G2PT	0,320
14G3PT	0,110
14G4PT	0,091

Annexe 4 : Fractions d'énergie dissipée des différentes couches cutanées

Fractions d'énergie dissipée des prélèvements superficiels	
1G4e	0,234
2D1e	0,509
2D2e	0,546
2D3e	0,572
2D4e	0,511
2G1e	0,425
2G2e	0,429
2G3e	0,308
2G4e	0,231
3D4e	0,656
4D1e	0,661
4D3e	0,592
4G1e	0,589
4G2e	0,521
4G4e	0,500
5D1e	0,573
5D2e	0,524
5D3e	0,582
5D4e	0,492
5G1e	0,595
5G2e	0,549
5G3e	0,555
5G4e	0,564
6G2e	0,648
6G4e	0,542

Fractions d'énergie dissipée des prélèvements profonds	
1G4d	0,211
2D1d	0,454
2D2d	0,418
2D3d	0,460
2D4d	0,340
2G1d	0,436
2G2d	0,302
2G3d	0,482
2G4d	0,305
3D4d	0,405
3G1d	0,496
4D1d	0,428
4D3d	0,392
4D4d	0,514
4G1d	0,401
4G2d	0,478
4G4d	0,534
5D1d	0,170
5D2d	0,310
5D3d	0,582
5D4d	0,422
5G1d	0,320
5G2d	0,554
5G3d	0,456
5G4d	0,439
6G1d	0,620
6G2d	0,499

Fractions d'énergie dissipée des prélèvements de peau totale	
8D2PT	0,071
8D3PT	0,321
8D4PT	0,139
8G1PT	0,165
8G2PT	0,327
8G3PT	0,359
8G4PT	0,229
9D1PT	0,354
9D2PT	0,592
9D3PT	0,387
9D4PT	0,191
9G1PT	0,137
9G2PT	0,262
9G3PT	0,279
9G4PT	0,306
10D1PT	0,508
10D2PT	0,179
10D4PT	0,028
10G1PT	0,271
10G2PT	0,326
11D1PT	0,498
11D2PT	0,462
11D3PT	0,465
11D4PT	0,411
11D45PT	0,349
11G1PT	0,310
11G2PT	0,388
11G3PT	0,394
11G4PT	0,255

Fractions d'énergie dissipée des prélèvements de peau totale	
12D1PT	0,380
12D2PT	0,508
12D3PT	0,384
12D4PT	0,415
12G1PT	0,153
12G2PT	0,438
12G4PT	0,381
13D1PT	0,494
13D2PT	0,284
13D3PT	0,474
13D4PT	0,270
13G1PT	0,433
13G2PT	0,505
13G3PT	0,123
13G4PT	0,534
14D1PT	0,370
14D2PT	0,220
14D4PT	0,262
14G1PT	0,434
14G2PT	0,255
14G23PT	0,454
14G4PT	0,467

NOM PRENOM : **LEBRETON MANURÉVA**

TITRE : Étude de la contribution des différentes couches cutanées aux propriétés biomécaniques de la peau du chien à l'aide d'un extensomètre uni-axial

Thèse d'Etat de Doctorat Vétérinaire : Lyon, *(24 Octobre 2014)*

RESUME :

Le comportement biomécanique de la peau est un phénomène complexe et encore peu connu chez le Chien. Pourtant, l'étude des propriétés biomécaniques de la peau trouve des applications dans de nombreux domaines. Ce travail propose d'étudier les spécificités biomécaniques des différentes strates cutanées du chien à l'aide d'un extensomètre uni-axial et d'extraire leur contribution aux propriétés biomécaniques de la peau dans sa globalité.

L'étude porte sur 13 cadavres congelés de Chien de race Beagle. Sur chaque chien, 8 lambeaux cutanés superficiels ainsi que 8 lambeaux profonds de 0,6mm d'épaisseur ont été prélevés en région lombaire à l'aide d'un dermatome. Chaque prélèvement a fait l'objet d'un examen histologique et a subi quatre cycles d'extension-relaxation uni-axiale à des forces d'extension maximale de 0,25N. Afin de caractériser les propriétés mécaniques de chaque type de prélèvement, il a été défini un module de Young sécant ainsi qu'une fraction d'énergie dissipée pour le quatrième cycle d'extension-relaxation.

L'examen histologique a permis d'identifier la composition de chaque prélèvement et a confirmé la variabilité d'épaisseur du derme en région lombaire chez des chiens d'une même race. Les essais de traction uni-axiale ont mis en évidence que le derme profond est caractérisé par une rigidité importante mais une viscosité plus faible que les couches cutanées superficielles. De plus, le derme profond apparait comme la strate cutanée la plus déterminante dans le comportement biomécanique de la peau dans sa globalité.

MOTS CLES :

- Peau
- Chien
- Propriétés mécaniques

JURY :

Président :	Monsieur le Professeur Pierre BRETON
1er Assesseur :	Monsieur le Professeur Claude CAROZZO
2ème Assesseur :	Monsieur le Professeur Didier PIN

DATE DE SOUTENANCE : 24 Octobre 2014

ADRESSE DE L'AUTEUR :

180 Allée de la Madone. Villa 27. Résidence des chênes.
38370 Saint-Clair-du-Rhône