

NOTE TO USERS

This reproduction is the best copy available.

UMI[®]

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE

Faculté de génie
Département de génie mécanique

LA QUEUE DU RAT : UN MODÈLE EXPÉRIMENTAL
PROMETTEUR POUR L'ÉTUDE MÉCANOBIOLOGIQUE
DU FASCIA *IN VIVO*

Mémoire de maîtrise
Spécialité : génie mécanique

Marie-Christine TURCOTTE

Jury : Ève LANGELIER (directrice)
Denis RANCOURT (codirecteur)
Jean-Marc DROUET (rapporteur)
Frédéric BALG

Sherbrooke (Québec) Canada

Juin 2010

IV-2054



Library and Archives
Canada

Published Heritage
Branch

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Direction du
Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file *Votre référence*
ISBN: 978-0-494-79791-4
Our file *Notre référence*
ISBN: 978-0-494-79791-4

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.


Canada

RÉSUMÉ

Le fascia est un tissu conjonctif mou présent à plusieurs endroits dans le corps. Selon la littérature, le fascia pourrait jouer un rôle biomécanique au sein du système musculo-squelettique. On croit donc que la dégradation ou des lésions des fascias pourraient être la cause de certains troubles musculo-squelettiques. Il importe donc d'étudier la mécanobiologie de ce tissu *in vivo*, c'est-à-dire son évolution dans le temps en réponse aux stimuli mécaniques auxquels il est soumis. Pour ce faire, il est nécessaire de trouver un modèle biologique compatible à notre étude. Par le présent projet, on désire procéder à l'examen de la queue de rat comme modèle expérimental pour l'étude mécanobiologique du fascia *in vivo*. La queue de rat sera considérée comme un modèle expérimental valide si : (1) on démontre théoriquement et/ou expérimentalement qu'il contribue à la biomécanique de la queue; (2) il est possible d'influencer son évolution temporelle par l'application de chargements spécifiques; et (3) on peut identifier ou développer une technique d'analyse permettant d'évaluer cette évolution.

L'investigation des deux premiers points a nécessité la modélisation mécanique de la queue de rat à l'aide du logiciel *Adams/View*. Afin de modéliser et paramétrer judicieusement les composantes de la queue de rat, on a donc :

- étudié exhaustivement l'anatomie de la queue de rat par la revue littéraire, la dissection et différentes techniques d'imagerie;
- effectué une revue littéraire sur les dernières avancées scientifiques sur le fascia de même que sur les propriétés mécaniques des différentes structures anatomiques (tissus) de la queue;
- programmé un traitement d'images pour évaluer l'aire transversale et le bras de levier des structures complexes;
- développé une méthodologie de tests pour la caractérisation des propriétés mécaniques de la peau et du fascia de la queue de rat.

Deux points sur trois ont été validés au cours de ce projet. Le modèle de queue de rat a permis de valider qu'il serait possible de modifier les stimuli mécaniques auxquels le fascia est soumis par blocage et/ou déformation d'une articulation par un appareillage de type Ilizarov. De plus, l'élaboration des tests de traction sur le fascia a permis de confirmer la possibilité d'évaluer l'évolution du fascia en fonction des stimuli mécaniques auxquels il est imposé.

En conclusion, le modèle ne démontre pas la contribution du fascia à la biomécanique de la queue puisqu'il ne modélisait que son apport en rigidité longitudinale. Par contre, la modélisation a apporté d'autres hypothèses à propos du rôle joué par le fascia. Un nouveau modèle testant son rôle en cisaillement et en rigidité radiale devra être créé. On conserve donc l'hypothèse que la queue de rat constitue un bon modèle pour l'étude mécanobiologique du fascia *in vivo*.

Mots-clés : Modélisation, Anatomie, Caractérisation mécanique, Fascia, Queue de rat

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier ma directrice de recherche la professeure Ève Langelier, qui a joué un bien plus grand rôle que celui qui lui était assigné. Ces deux années ont été pour moi une rude épreuve, mais Ève a toujours été présente pour m'encourager, me motiver et me rendre ma confiance en moi.

Merci aussi à mon codirecteur de recherche le professeur Denis Rancourt.

Je tiens aussi à remercier mes parents et mes amies, qui ont su être présents pour moi, malgré les épreuves de vie qu'ils surmontaient de leur côté. Ils m'ont soutenue à chaque vague de découragement.

De plus, je remercie les professionnels de recherche qui ont permis les expérimentations de ce projet : Mélina Narlis, Charles Bertrand, Irène Kesley, Luc Tremblay et les techniciennes des animaleries. Merci pour votre excellent travail.

Merci aussi au professeur Frédéric Balg qui m'a fait part de son expérience sur l'utilisation de l'Ilizarov et qui m'a permis d'assister à une chirurgie.

Finalement, je remercie le CRSNG qui m'a accordé une bourse d'études pour mes deux années de maîtrise. Sans quoi je n'aurais tout simplement pas franchi cette étape de ma vie.

TABLE DES MATIÈRES

CHAPITRE 1 : INTRODUCTION	1
1.1 Mise en contexte et problématique	1
1.2 Définition et objectifs du projet de recherche	6
1.3 Plan du document	6
CHAPITRE 2 : CARACTÉRISATION DES COMPOSANTES ANATOMIQUES DE LA QUEUE DE RAT	9
2.1 Utilisation de rats de laboratoire	10
2.2 Microscopie optique	10
2.3 CT-Scan	15
2.4 Rigidité d'une structure anatomique	17
2.4.1 Rigidité de structures anatomiques en parallèle	17
2.4.2 Rigidité de structures anatomiques en série	18
2.5 Traitement d'image et comptage de pixels	19
2.5.1 Mesure de bras de levier par rapport à l'axe de rotation de l'articulation vertébrale	19
2.5.2 Mesure d'aire	24
2.5.3 Mesure d'épaisseur permettant d'estimer l'aire d'un échantillon de fascia	25
2.6 Tests de traction	27
2.6.1 Préparation des échantillons	27
2.6.2 Test de traction	30
2.6.3 Calcul des modules de Young	32
CHAPITRE 3 : MODÉLISATION DES STRUCTURES ANATOMIQUES	36
3.1 Portion de la queue modélisée	36
3.2 Les vertèbres	37
3.2.1 Modélisation des vertèbres	38
3.2.2 Données géométriques nécessaires à la modélisation	39
3.3 Les disques intervertébraux et les capsules ligamentaires	39
3.3.1 Modélisation des disques et capsules	39
3.3.2 Données géométriques nécessaires à la modélisation	40
3.3.3 Rigidité	42
3.4 Les tendons	44
3.4.1 Modélisation des tendons	44
3.4.2 Données géométriques nécessaires à la modélisation	46
3.4.3 Rigidité	48
3.5 Les muscles	48
3.5.1 Modélisation des muscles	48
3.5.2 Données géométriques nécessaires à la modélisation	50
3.5.3 Rigidité	51
3.6 Les fascias	52
3.6.1 Modélisation des fascias	54
3.6.2 Données géométriques nécessaires à la modélisation	57

3.6.3	Rigidité	58
3.7	La peau	58
3.7.1	Modélisation de la peau	58
3.7.2	Données géométriques nécessaires à la modélisation	59
3.7.3	Rigidité	60
3.8	Résumé des données structurales nécessaires à la modélisation	60
CHAPITRE 4 : VALIDATION		63
4.1	Validation des fonctions «spline» de rigidité et de viscosité	63
4.2	Validation composante par composante du modèle de la queue de rat	70
4.2.1	Validation en tension des structures composées par des suites de ressorts en série	71
4.2.2	Validation en tension des muscles	76
4.2.3	Validation des disques intervertébraux en compression	80
4.3	Validation de la jonction entre deux ressorts en série	80
CHAPITRE 5 : INVESTIGATION DES TROIS SOUS-OBJECTIFS		82
5.1	Premier sous-objectif : détermination du rôle biomécanique du fascia	84
5.2	Deuxième sous-objectif : modification des stimuli mécaniques	91
5.2.1	Modification des stimuli mécaniques <i>in vivo</i>	92
5.2.2	Simulations modifiant les stimuli mécaniques	94
5.3	Évaluer l'évolution des propriétés mécaniques des fascias	101
CHAPITRE 6 : DISCUSSION		103
6.1	Influence de la modélisation dans la vérification du rôle mécanique du fascia	103
6.2	Influence de la modélisation dans la vérification de la modification des stimuli mécaniques appliqués aux fascias	108
6.3	Évaluer l'évolution des propriétés mécaniques des fascias	110
6.4	Connaissances acquises grâce à la modélisation	110
CHAPITRE 7 : TRAVAUX FUTURS		112
7.1	Améliorations futures du modèle	112
7.2	Travaux futurs en vue de l'étude mécanobiologique du fascia <i>in vivo</i>	113
CHAPITRE 8 : CONCLUSION		115
ANNEXE A : LISTE DES RÉFÉRENCES		119
ANNEXE B : PROGRAMMES MATLAB		123
B.1	Calcul des coordonnées de définition d'une courbe de type «spline»	123
B.2	Traitement d'une image en tons de gris à une image en noir et blanc	125
B.3	Calcul de densité, de bras de levier et d'épaisseur par comptage et positionnement des pixels noirs d'une image	126
B.4	Traitement des données des tests mécaniques	127
B.5	Sous-programmes utilisés	128
B.5.1	Lecture des fichiers d'un dossier	128
B.5.2	Lecture, adaptation et affichage des données d'un test mécanique	129

B.5.3 Zoom de l'affichage de la courbe de traction	131
B.5.4 Calcul du module de Young	132
ANNEXE C : DONNÉES DES TESTS DE TRACTION	134
ANNEXE D : DONNÉES DE MICROSCOPIE	136

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 :	Schématisation des structures anatomiques requises à la modélisation et positionnement du système d'axe référentiel	7
Figure 2.1 :	Micrographie d'une coupe transversale vis-à-vis la vertèbre d'une queue de rat	13
Figure 2.2 :	Micrographie d'une coupe transversale vis-à-vis le disque intervertébral d'une queue de rat	14
Figure 2.3 :	Micrographie d'une coupe longitudinale d'une queue de rat	14
Figure 2.4 :	Radiographie d'une vertèbre par le CT-Scan	15
Figure 2.5 :	Reconstruction d'une tranche de vertèbre à partir des radiographies verticales du CT-Scan	16
Figure 2.6 :	Reconstruction 3D d'une vertèbre dans SolidWorks à partir des données du CT-Scan	16
Figure 2.7 :	Modélisation de deux muscles supérieurs par un seul ressort et modélisation de deux muscles inférieurs par un seul ressort	18
Figure 2.8 :	Traitement de l'image microscopique en vue des mesures du fascia	21
Figure 2.9 :	Équivalence de rigidité rotationnelle de ressorts en parallèle	22
Figure 2.10 :	Traitement de l'image microscopique en vue de calcul d'aire musculaire	25
Figure 2.11 :	Traits de coupe de l'échantillon de fascia	26
Figure 2.12 :	Section transversale d'échantillon de fascia testé en traction	27
Figure 2.13 :	Montage de l'échantillon de fascia dont les vertèbres sont fixées aux ancrages par des clous	29
Figure 2.14 :	Chambre de traction	31
Figure 2.15 :	Courbe de traction typique d'un échantillon de fascia	33
Figure 2.16 :	Courbe de traction typique d'un échantillon de peau	34
Figure 3.1 :	Radiographie de queue de rat, vue latérale	37
Figure 3.2 :	Modèle SolidWorks d'une vertèbre construit à partir de données CT-Scan	38
Figure 3.3 :	Schéma des vertèbres modélisées	38
Figure 3.4 :	Schéma des disques intervertébraux et capsules ligamentaires modélisés	39
Figure 3.5 :	Modélisation d'un disque intervertébral pas deux ressorts en parallèle	39
Figure 3.6 :	Position du centre de rotation par rapport au système de coordonnées	41
Figure 3.7 :	Longueur du disque intervertébral sur coupe longitudinale	42
Figure 3.8 :	Instrumentation de type Ilizarov configuré pour un chargement en compression axiale de la queue du rat	43
Figure 3.9 :	Exemples d'élévation versus flexion de la queue.	44
Figure 3.10 :	Schéma des tendons modélisés	45
Figure 3.11 :	Modélisation inadéquate de chacun des tendons par un seul ressort	45
Figure 3.12 :	Modélisation adéquate d'un tendon par des ressorts en série	46
Figure 3.13 :	Tissus du tendon à observer peints en bleu jusqu'à son point d'ancrage	47

Figure 3.14 :	Exemple de mesure de la coordonnée en Y des tendons supérieurs	47
Figure 3.15 :	Séries de muscles du dessus, du côté et du dessous longeant les vertèbres	49
Figure 3.16 :	Schéma des muscles modélisés	49
Figure 3.17 :	Modélisation des muscles par des ressorts	50
Figure 3.18 :	Points d'attache des muscles supérieurs et inférieurs.	51
Figure 3.19 :	Pelage de la peau de la queue de rat	53
Figure 3.20 :	Schéma des fascias modélisés	53
Figure 3.21 :	Coupe transversale vis-à-vis la vertèbre illustrant le fascia en noir	54
Figure 3.22 :	Différentes modélisations testées du fascia selon ses contraintes de mouvement par rapport aux vertèbres et à la peau	55
Figure 3.23 :	Modélisation du fascia par une suite de ressort en série	56
Figure 3.24 :	Aires transversales des sections de fascias supérieurs et inférieurs à l'axe de flexion	57
Figure 3.25 :	Schéma de la peau modélisée	59
Figure 3.26 :	Modélisation de la peau par une suite de ressort en série	59
Figure 4.1 :	Approximation de l'équation (15) par une «spline»	65
Figure 4.2 :	Exemple de «spline» définissant la rigidité K du fascia	66
Figure 4.3 :	Schéma du modèle simplifié composé d'une masse et de deux ressorts	66
Figure 4.4 :	Schéma du modèle simplifié composé d'une masse et d'un ressort	67
Figure 4.5 :	«Spline» définissant le coefficient de viscosité D des structures agissant en tension	68
Figure 4.6 :	Graphique de la force développée dans le ressort en compression lors de la simulation du modèle composé d'une masse liée à deux ressorts ayant une rigidité et une viscosité nulles en compression	69
Figure 4.7 :	Schéma de la validation de la modélisation de la peau	70
Figure 4.8 :	Illustration des deux dernières vertèbres et des forces développées lors de l'application d'une force positive dans le but de valider les structures composées d'une suite de ressorts en série	75
Figure 4.9 :	Disposition des ressorts modélisant les muscles et nomenclature utilisée pour fin de validation	77
Figure 4.10 :	DCL des vertèbres lors de la validation des muscles	77
Figure 4.11 :	Répartition des forces à la jonction des deux premiers ressorts modélisant le fascia du haut lors d'une simulation de flexion avec les tendons du haut désactivés, et donc avec une flexion plus prononcée	81
Figure 5.1 :	Schématisation des structures anatomiques requises à la modélisation	83
Figure 5.2 :	Condition des simulations de flexion pour fin de comparaison des apports relatifs en rigidité du fascia, de la peau et des muscles	85
Figure 5.3 :	Comparaison de l'apport en rigidité du fascia et de la peau à partir des coordonnées des vertèbres en flexion	86
Figure 5.4 :	Agrandissement de la comparaison de l'apport en rigidité des muscles et du fascia à partir des coordonnées des quatre dernières vertèbres en flexion	87
Figure 5.5 :	Schéma des composantes influençant la forme «S» que prend la queue	

	lors de la flexion	89
Figure 5.6 :	Comparaison de l'apport en rigidité de la peau et des tendons supérieurs à partir des coordonnées des vertèbres en flexion	91
Figure 5.7 :	Instrumentation de type Ilizarov jumelée à un système pneumatique configuré pour un chargement en compression axiale cyclique de la queue du rat	94
Figure 5.8 :	Position des vertèbres lors de la flexion avec une articulation bloquée	96
Figure 5.9 :	Position des vertèbres lors de la flexion en fonction du pourcentage d'élongation de l'articulation entre les vertèbres 3 et 4	98
Figure 5.10 :	Effet d'élongation ou de compression d'un disque intervertébral sur les forces développées dans les fascias supérieurs par rapport au blocage de ce disque	99
Figure 5.11 :	Modules de Young calculés à partir des tests de traction classés par queue	101
Figure 5.12 :	Modules de Young calculés à partir des tests de traction classés selon la position du fascia testé	102
Figure 6.1 :	Diagramme de cadrans de la queue de rat illustrant les groupes de tendons et leurs gaines	104
Figure 6.2 :	Image d'une coupe de fascia à la microscopie électronique à Transmission	105
Figure 6.3 :	Schématisation du rôle hypothétique du fascia en cisaillement	107
Figure 6.4 :	Schéma de l'influence du taux de déformation sur la courbe de contrainte	108
Figure C.1 :	Modules de Young de la peau calculés à partir des tests de traction classés par queue	135

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 3.1 : Bras de levier et coordonnées de modélisation des ressorts modélisant un disque	41
Tableau 3.2 : Résumé des données structurales nécessaires à la modélisation	61-62
Tableau 4.1 : Comparaison des rigidités totales observées et calculées des structures dans leur ensemble	72
Tableau 4.2 : Comparaison des rigidités observées et paramétrées par ressort modélisant les structures	74
Tableau 4.3 : Données nécessaires et résultats des sommations des forces	76
Tableau 4.4 : Validation des muscles en tension avec une force appliquée $F_O = 0,1 \text{ N}$	78
Tableau 4.5 : Validation des muscles en tension avec une force appliquée de $F_O = 0,01 \text{ N}$	79
Tableau 4.6 : DCL des vertèbres	79
Tableau 4.7 : Comparaison des rigidités observées et modélisées des ressorts modélisant les disques intervertébraux	80
Tableau 5.1 : Flèches des différentes conditions relatives à celle de la queue intégrale	90
Tableau 5.2 : Effets du blocage de vertèbres sur les forces et déformations des fascias supérieurs relatifs aux résultats de la queue intégrale	95
Tableau 5.3 : Effet de l'élongation ou de la compression d'un disque intervertébral sur les forces développées dans les fascias supérieurs	98
Tableau 5.4 : Effet de l'élongation ou de la compression d'un disque intervertébral sur les forces développées dans les fascias inférieurs	100
Tableau 6.1 : Évaluation des critères	103
Tableau C.1 : Largeur des échantillons de fascia observée au stéréomicroscope	134
Tableau C.2 : Module de Young des échantillons de fascia	134
Tableau C.3 : Largeur des échantillons de peau observée au stéréomicroscope	134
Tableau C.4 : Module de Young des échantillons de peau	134
Tableau D.1 : Détermination de la longueur d'une vertèbre	136
Tableau D.2 : Détermination de la longueur du disque intervertébral	136
Tableau D.3 : Détermination de la coordonnée de l'axe de rotation et de l'aire d'un disque intervertébral	136
Tableau D.4 : Détermination de la coordonnée d'attache d'un tendon supérieur	137
Tableau D.5 : Détermination de la coordonnée d'attache d'un tendon supérieur	137

Tableau D.6 : Détermination de la coordonnée d'attache crânienne d'un muscle supérieur	137
Tableau D.7 : Détermination de la coordonnée d'attache caudale départ d'un muscle supérieur	138
Tableau D.8 : Détermination de la coordonnée d'attache crânienne d'un muscle inférieur	138
Tableau D.9 : Détermination de la coordonnée d'attache caudale d'un muscle inférieur	138
Tableau D.10 : Détermination de l'aire maximale des muscles supérieurs	139
Tableau D.11 : Détermination de l'aire maximale des muscles inférieurs	139
Tableau D.12 : Détermination des aires et bras de levier des fascias supérieur et inférieur	139
Tableau D.13 : Détermination de l'épaisseur moyenne d'un échantillon de fascia soumis à un test de traction	139
Tableau D.14 : Détermination des aires et bras de levier de la peau supérieure et inférieure	140
Tableau D.15 : Détermination de l'épaisseur moyenne de la peau	140

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

Ce chapitre introduit le contexte scientifique dans lequel se situe ce projet de maîtrise et confirme ainsi sa nécessité. Il présente aussi les différents objectifs et chapitres constituant ce document.

1.1 Mise en contexte et problématique

Les troubles musculo-squelettiques (TMS) sont une problématique très connue. Ils représentent 38 % des lésions professionnelles [CSST, 2000]. Les coûts importants qu'ils engendrent pour la société atteignaient 500 millions de dollars au Québec en l'an 2000 [CSST, 2000]. Il existe donc un besoin de trouver des moyens de préventions et des techniques de guérison pour diminuer leurs impacts.

Les TMS comportent, entre autres, les inflammations, les lésions et les étirements des tissus conjonctifs mous (TCM), des structures de support de notre corps, comme les tendons, les ligaments, le cartilage et les fascias. Les TMS sont souvent chroniques et les symptômes n'apparaissent généralement qu'après une exposition prolongée à des facteurs de risques liés au travail tels que postures inconfortables, tâches monotones et répétitives, organisation du travail et méthodes de travail inadéquates et levage de charges lourdes [EUROGIP, 2006].

Différentes approches sont utilisées pour développer des moyens de prévention. Parmi celles-ci, on retrouve la mécanobiologie, qui consiste en l'étude de l'évolution dans le temps d'une structure biologique vivante soumise à des stimuli mécaniques. Elle cible souvent la compréhension de la dégénérescence à long terme. L'étude mécanobiologique des cartilages, tendons et ligaments par exemple, est utilisée par nombre de chercheurs, car on sait que ces études apportent des informations très enrichissantes sur le processus lésionnel provenant

d'une dégénérescence progressive ou encore sur la prédisposition aux lésions traumatiques. Pour de plus amples informations, plusieurs ouvrages traitent de la mécanobiologie des tendons [WANG, 2006], des cartilages [VILLEMEURE et coll., 2009; HUSELSTEIN et coll., 2008; BUCKWALTER et coll., 2006], des disques intervertébraux [SETTON et coll., 2008], des os [MCMAHON et coll., 2008; KLEIN-NULEND et coll., 2005; CARTER et coll., 1998], et de la mécanobiologie en général [VAN DER MEULEN et coll., 2002].

Bien que ceux-ci soient présentement peu étudiés dans le domaine de la mécanobiologie, des tissus d'intérêt en rapport avec les TMS sont les fascias. Les fascias sont des tissus fibreux qui recouvrent un muscle, un groupe de muscles ou un ensemble de composantes et rattachent parfois ces derniers à l'os [CHAUDHRY, 2006]. Ils sont souvent confondus ou associés avec les aponévroses, qui elles constituent un revêtement appartenant au muscle. D'ailleurs, les termes fascia et aponévrose, de même que le terme très général tissu conjonctif, sont souvent confondus dans la littérature. Les fascias sont présents à plusieurs endroits du corps et leurs caractéristiques structurales varient selon ces endroits [MANUILA, 1970]. Ils sont majoritairement composés de collagène de type I [HAI-QIANG et coll., 2008]. Le collagène est une scléroprotéine complexe donnant au corps sa forme et son élasticité [MANUILA, 1970] et assurant de la rigidité au corps soumis à une tension [RALPHS et coll., 2001]. Les fascias sont composés de la superposition de couches de fibres orientées et superposées de collagène [LANDAU, 1986]. Ces couches seraient disposées alternativement de telle sorte que les fibres de deux couches successives sont souvent perpendiculaires. De plus, les couches pourraient être attachées entre elles ou non [LANDAU, 1986]. Les fascias sont généralement minces, mais parfois plus épais et plus rigides comme dans le bas du dos chez l'humain, où on retrouve le fascia thoraco-lombaire (FTL) [MANUILA, 1970]. YAHIA et coll. (1993) affirment que les fascias comportent des structures sensibles, les douleurs des TMS pourraient donc potentiellement être associées à des lésions ou à une dégradation des fascias.

Le rôle des fascias a longtemps été considéré comme négligeable. D'ailleurs, dans les représentations graphiques d'anatomie, celui-ci était souvent absent ou encore représenté comme une seule couche de fibre d'orientation homogène. De nouvelles études semblent

cependant affirmer le contraire. Voici les rôles hypothétiques des fascias [HERTLING et KESSLER, 2006]:

- 1- Fournir des origines et des lieux d'intersection aux muscles;
- 2- Servir de recouvrement élastique pour les muscles;
- 3- Former des bandes spécialisées servant à maintenir d'autres tissus;
- 4- Fournir des passages pour les vaisseaux sanguins et les nerfs;
- 5- Permettre le glissement de certaines structures par rapport à d'autres;
- 6- Assister la stabilisation et permettre le mouvement initié par l'activité musculaire en agissant comme un harnais.

Comme le suggère le sixième rôle établi par HERTLING et KESSLER (2006), la présence des fascias est importante pour le développement de la tension et de la pression musculaire [GARFIN et coll, 1981]. Effectivement, les expériences sur la patte de chien, menées par GARFIN et coll. (1981), suggèrent que le muscle libéré de son fascia produit une force diminuée de 15 % et une pression inter-compartmentale réduite de 50 %.

D'autres chercheurs confirment la contribution du fascia dans la transmission des forces. Une revue littéraire suggère que les fibres musculaires interagissent avec les tissus conjonctifs qui les entourent [TROTTER, 1993]. Plus précisément, MAAS et coll. (2001) apportent des précisions sur ce qu'ils nomment la transmission de force myofasciale. Ils suggèrent que les fascias participeraient à l'interaction multi-articulaire du muscle extenseur des orteils.

Quelques chercheurs se sont aussi intéressés aux propriétés mécaniques des fascias. On dénote YAHIA et coll. (1993) qui ont découvert que lorsqu'ils sont chargés en tension à répétition, les fascias deviendraient plus rigides.

À notre connaissance, un nombre très limité de données provenant d'études mécanobiologiques des fascias statistiquement valable n'est présentement disponible dans la littérature. Aucun résultat n'apparaît à partir du moteur de recherche d'articles scientifiques Medline suite à l'entrée des mots-clés «*fascia*» et «*mechanobiology*». Des recherches plus exhaustives ont permis de trouver les résultats intéressants découlant d'une recherche menée sur les fascias. HAI-QIANG et coll. ont étudié la composition (2008) et les propriétés

viscoélastiques (2009) du fascia profond de la patte du lapin blanc New Zealand qu'ils ont allongé à un taux de 1 mm/jour et 2 mm/jour en deux étapes, et ce, jusqu'à l'augmentation de 10 % et 20 % de la longueur initiale du tibia. Alors que le fascia est majoritairement composé de collagène de type I, ils ont observé que le pourcentage de collagène de type III augmentait après l'allongement de la jambe. Ils ont aussi observé que la tension de rupture et la déformation des fascias provenant d'une patte allongée étaient plus élevées que celles d'un fascia normal. Ils ont observé qu'un taux d'allongement plus faible sur une plus longue période permettait une régénération efficace du fascia, tant au niveau de sa composition que de ses propriétés mécaniques. C'est effectivement dans ces conditions que la composition et la courbe de traction du fascia s'approchent davantage de celles d'un fascia normal.

Cependant, on ignore encore les rôles exacts des fascias dans le maintien d'un système musculo-squelettique en santé de même que dans le processus lésionnel. Des TMS pourraient survenir si les fascias étaient incapables d'assumer leur fonction de soutien, entre autres à la suite de lésions d'origines mécanobiologiques. Ce type de lésions fait référence à une dégénération progressive pouvant s'illustrer par l'accumulation de microdommages chroniques. On pose l'hypothèse qu'une activité accrue ou déficiente des fascias pourrait mener à sa dégradation et ainsi à l'endommagement des structures avoisinantes.

Un autre type de lésion comprend la dégradation traumatique pourrait survenir par un étirement ou une déchirure lors d'un faux mouvement. Celle-ci pourrait aussi causer l'incapacité des fascias à assumer leur fonction.

L'hypothèse que des TMS sont dus à la dégradation des fascias est basée sur diverses observations scientifiques. Par exemple, puisque aucune cause ne peut être établie chez 85 à 90 % des personnes présentant un mal de dos [HICKS et coll., 2002] et qu'on y retrouve le fascia thoraco-lombaire (FTL), un fascia très dense et très épais, on croit qu'une dégradation du FTL pourrait causer des maux de dos. De plus, selon HERTLING et KESSLER (2006), le fascia jouerait plusieurs rôles de maintien et de stabilisation. Finalement, BARKER et coll. (2006) ont déterminé que la couche du milieu du FTL contribue significativement à la rigidité de la colonne lombaire en flexion lorsqu'une tension latérale lui est imposée.

L'étude mécanobiologique des fascias pourrait donc s'avérer une avenue d'intérêt pour avancer la compréhension actuelle et le développement de méthode de prévention des TMS. Pour étudier le remodelage des fascias et donc leur comportement structural en réponse aux stimuli mécaniques dans le corps, il importe que le tissu soit vivant. Ceci peut être fait en effectuant une étude *in vivo* ou en conservant le tissu *in vitro* dans une enceinte biologique contrôlée. Le laboratoire BIOMETISS a opté pour la première possibilité afin de minimiser les approximations découlant de la reproduction d'un milieu biologique.

Avant de procéder à une étude exhaustive de la mécanobiologie des fascias *in vivo*, il est nécessaire de déterminer le modèle expérimental à utiliser. Le modèle expérimental est la structure anatomique choisi par l'équipe de recherche sur laquelle sera menée l'étude expérimentale *in vivo* ou *in vitro*. Le modèle envisagé pour cette étude est la queue du rat. Le laboratoire BIOMETISS possède une grande expertise dans la caractérisation du tendon de queue de rat, et connaît donc bien cette structure. D'autres raisons supportent cette décision :

- En étudiant l'anatomie et le fonctionnement des fascias de queue de rat, on pense qu'il serait possible de déterminer un système permettant de modifier, de manière quantifiable, les stimuli mécaniques qui leur sont imposés. En étudiant l'effet de ces modifications de stimuli mécaniques sur le comportement de la queue ou sur l'évolution des fascias à l'intérieur de celle-ci, il serait possible d'établir une corrélation entre la modification des stimuli mécaniques et l'évolution du fascia.
- La queue du rat contient plusieurs fascias, dont un long recouvrant toute la queue de l'animal sous la peau [STROCCHI et coll., 1984]. Ce fascia sous-cutané est celui que l'on désire étudier.
- La queue étant la continuité de la colonne vertébrale, elle se rapproche de cette structure particulièrement intéressante à étudier, surtout chez l'humain. Ainsi, l'étude mécanobiologique du fascia de queue de rat fournira des méthodes et un savoir-faire qui pourraient potentiellement être appliqués à l'étude biomécanique du FTL.
- Il s'agit d'un choix éthique puisque le rongeur constitue un spécimen moins développé suffisant à nos études [BAYNE et DEGREEVE, 2003]. De plus, la queue de rat ne constitue pas une structure anatomique essentielle à l'animal. Les expériences sur

celle-ci représentent donc une intervention moins invasive pour ce dernier. Enfin, le rat de laboratoire est relativement disponible.

1.2 Définition et objectifs du projet de recherche

Le but de ce projet de maîtrise est de déterminer si la queue de rat constitue un bon modèle expérimental pour étudier la mécanobiologie des fascias *in vivo*. On déterminera si la queue de rat constitue un bon modèle expérimental en investiguant trois sous-objectifs :

- 1) déterminer théoriquement et/ou expérimentalement si le fascia possède un rôle biomécanique dans l'actionnement ou la stabilisation de la queue;
- 2) déterminer s'il est possible de modifier facilement les stimuli mécaniques auxquels il est normalement soumis *in vivo*, et ;
- 3) élaborer une méthode pour évaluer l'évolution de son état (ex : structure, composition, propriétés mécaniques, etc.) dans le temps suite à une modification des stimuli mécaniques auxquels il est soumis.

1.3 Plan du document

Le chapitre 2 présente les techniques et théories utilisées pour quantifier les paramètres du modèle. Parmi ces paramètres, il y a la rigidité des structures anatomiques à modéliser. Ces structures à modéliser sont les vertèbres, les disques intervertébraux, les tendons, les muscles, le fascia et la peau. Des tests mécaniques ont été effectués pour caractériser les modules de Young (E) du fascia et de la peau de la queue. Les autres données de rigidité furent trouvées dans la littérature ou déterminées par les études passées du laboratoire BIOMETISS. Aussi, la microscopie optique a permis de déterminer d'autres paramètres, soient des mesures d'aires, d'épaisseur et de bras de levier des différentes structures à modéliser.

Le chapitre 3 décrit le modèle qui a été réalisé pour déterminer l'importance relative du rôle biomécanique des différentes structures de la queue du rat. Cette modélisation numérique en deux dimensions dans *Adams/View* fut conçue afin de répondre aux objectifs 1 et 2.

Le chapitre 4 détaille la validation du modèle numérique. La validation et les choix de paramétrage des rigidités et des viscosités, ainsi que la validation de la modélisation de chacune des composantes y sont présentées.

Le chapitre 5 présente les résultats aux trois sous-objectifs de ce projet. Ainsi, tel que présenté à la section 5.1, la modélisation de la réponse en régime permanent (équilibre statique) de la queue du rat lors d'une flexion vers le bas avait pour but la détermination du rôle biomécanique du fascia dans l'axe longitudinal, soit l'axe X de la figure 1.1. Il est à noter que le terme longitudinal sera utilisé pour qualifier un terme effectif dans la direction axiale de la queue de rat (ex : axe longitudinal, rigidité longitudinale).

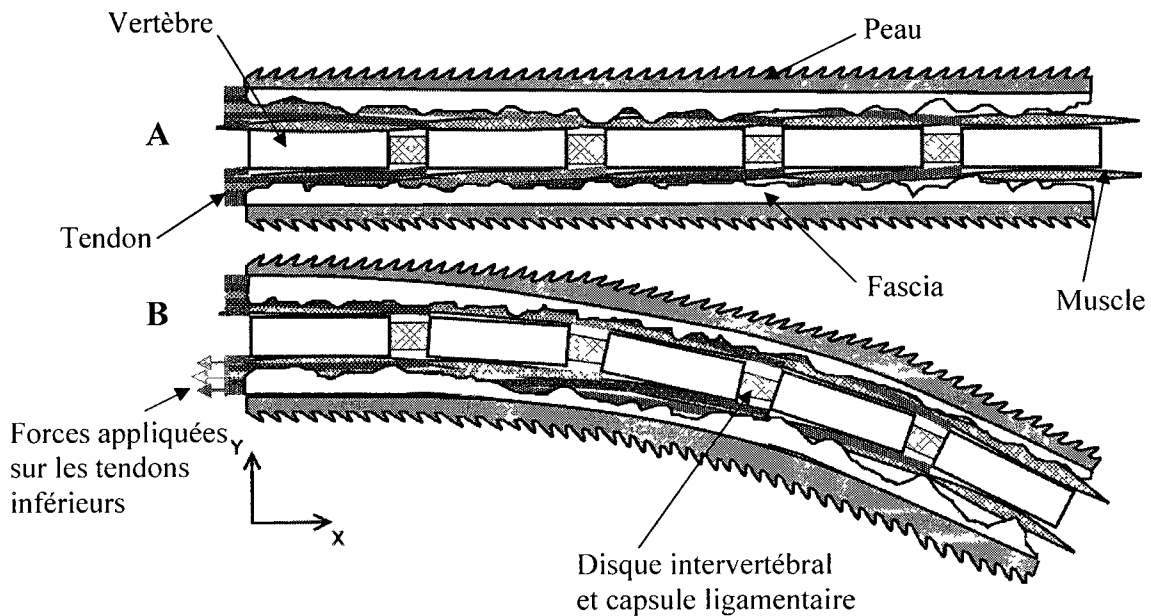


Figure 1.1 : Schématisation des structures anatomiques requises à la modélisation et positionnement du système d'axe référentiel
 A) Modèle en position initiale B) Modèle en flexion

La section 5.2 décrit comment on peut modifier les contraintes mécaniques appliquées aux fascias de la queue de rat *in vivo*. En adaptant le modèle numérique de la queue de rat, on simule les techniques de modification des contraintes mécaniques *in vivo* et on peut évaluer ses effets sur le fascia.

Enfin, la section 5.3 détaille les résultats des tests de traction sur le fascia. On y présente la possibilité d'utiliser la caractérisation mécanique comme méthode d'évaluation de l'évolution du fascia en fonction des stimuli mécaniques qui lui sont imposés.

Le chapitre 6 quant à lui discute des résultats obtenus et explique l'influence des hypothèses de modélisation de départ sur ces résultats. Finalement, les travaux à effectuer dans le futur sont notés au chapitre 7, alors que le chapitre 8 conclut ce mémoire de maîtrise en revenant sur l'atteinte des objectifs et les avancés scientifiques.

CHAPITRE 2

CARACTÉRISATION DES COMPOSANTES ANATOMIQUES DE LA QUEUE DE RAT

Avant d'élaborer un modèle biomécanique de la queue de rat, il faut savoir quelles structures anatomiques modéliser et comment les modéliser. Effectivement, l'anatomie, le mode d'actionnement, le rôle joué et la rigidité d'une structure influencent la rigidité, l'agencement et le bras de levier du ou des ressorts qui la modélise au sein du modèle global. Ainsi, une étude a été menée afin de caractériser anatomiquement et mécaniquement les différentes structures en jeu dans la queue du rat.

La dissection fut très utile pour comprendre l'anatomie de la queue de rat. Elle permit aussi la préparation des échantillons pour la microscopie, le CT-Scan, l'IRM, la radiographie et les tests mécaniques. La microscopie optique et le traitement d'images furent utilisés pour mesurer différentes propriétés géométriques des structures. Le CT-Scan permet une visualisation de la vertèbre de queue de rat en trois dimensions. De leur côté, l'IRM et la radiographie furent simplement utilisés en complément à la microscopie et au CT-Scan comme validation visuelle. Ensuite, des tests mécaniques furent nécessaires pour déterminer les rigidités de structures non trouvées dans la littérature. Grâce à certaines théories d'équivalence et aux données anatomiques et mécaniques identifiées, il a été possible d'agencer plusieurs ressorts pour modéliser une structure selon son anatomie.

Ce chapitre présente les différentes techniques ou théories utilisées pour caractériser les structures à modéliser.

2.1 Utilisation de rats de laboratoire

Des rats ont été utilisés à des fins de dissection, d'observation de tissus à la microscopie optique et de caractérisation mécanique de tissus. Chaque manipulation de tissus animaux a d'abord été pratiquée sur des queues extraites de rats utilisés pour d'autres expérimentations. De cette manière, on évite le sacrifice superflu de rats.

Les expérimentations «officielles» de cette étude ont été effectuées sur un nombre restreint de rats et ont été approuvées par le Comité d'éthique animale de la Faculté des sciences de l'Université de Sherbrooke. Au total, 12 rats mâles *Sprague Dawley* âgés entre 4 et 6 mois furent utilisés uniquement pour les expérimentations. Trois rats furent utilisés pour la microscopie optique, huit pour les tests mécaniques et un pour de l'imagerie : radiographie, IRM et CT-Scan.

Le rat *Sprague Dawley* est l'un des plus utilisés en laboratoire de recherche. Il est bien connu et contrôlé d'un animal à l'autre : même profil génétique, même sexe, même alimentation, même condition de croissance, etc. Par contre, l'âge est moins bien contrôlé. En effet, la seule source de rats matures (squelette mature à 4 mois) provient de reproducteurs retraités âgés entre 4 et 6 mois.

Une description des opérations effectuées sur les rats de laboratoire sera fournie dans les sections traitant de la préparation des échantillons pour la microscopie optique (section 2.2) et des tests mécaniques (section 2.6).

2.2 Microscopie optique

La microscopie optique a été utilisée afin de quantifier des mesures géométriques d'aire et de distances des composantes de la queue. Effectivement, afin de modéliser une structure par un ressort de rigidité et de bras de levier équivalent, on doit connaître

l'anatomie et les propriétés mécaniques de cette structure. La détermination et l'utilisation de ces données géométriques pour fin de paramétrage seront expliquées en détail dans les sections suivantes.

Cette technique est aussi appelée microscopie photonique puisqu'elle consiste en l'observation de photons de longueur d'onde du visible. Comme la lumière visible présente une longueur d'onde variant entre 400 et 700 nm, cette technique présente un moins fort grossissement que la microscopie électronique. La résolution maximale, c'est-à-dire la distance minimale séparant deux points que l'on peut observer comme deux points distincts, est donc limitée par cette plage de longueur d'onde. La résolution maximale théorique d'un microscope optique est de $0,2 \mu\text{m}$. Évidemment, cela indique que tout détail de plus petite taille ne pourrait être observé à l'aide de cette technique. Puisqu'on a utilisé le microscope optique à des fins de mesures de géométrie (ex : aire d'un tendon) et non d'analyse de la microstructure des composantes (ex : organisation des fibrilles de collagène), la résolution suffisait amplement aux applications de ce projet.

En microscopie optique, l'échantillon doit être fixé, c'est-à-dire qu'on doit bloquer toute action enzymatique et solidifier sa structure. Ensuite, on déshydrate l'échantillon afin de l'inclure dans la paraffine, un médium qui facilitera la manipulation et la coupe de l'échantillon. Celle-ci sera réalisée au microtome. Les tranches de 1 à $10\mu\text{m}$ seront colorées pour ajouter du contraste aux structures à observer. Un montage adéquat permettra une conservation à long terme de la coupe sur la lame microscopique. Pour plus de détails sur la préparation des échantillons pour la microscopie optique, consulter le mémoire de CHAMPAGNE (2007).

On sait que la déshydratation du tissu crée une certaine contraction de celui-ci. Cependant, comme chacun des tissus subit le même traitement, on considère que toutes les aires mesurées auront un même facteur de rétrécissement. Ainsi, les mesures géométriques demeurent proportionnelles d'une structure à l'autre et cela n'influence pas les résultats. On note tout de même que ce n'est pas le cas de la mesure d'aire des tendons. Celle-ci est une moyenne mesurée par Gabriel PARENT (2009) sur des tendons frais et donc non

contractés. Cela pourrait donc avoir comme effet de surestimer l'effet des tendons par rapport aux autres structures.

Trois rats *Sprague Dawley* mâles, âgés entre 4 et 6 mois, furent euthanasiés par inhalation de CO₂. Immédiatement après le constat du décès, les queues ont été prélevées, désinfectées et plongées dans le D-PBS (*Dulbecco's Phosphate-Buffered Saline*). Différents échantillons ont été préparés pour des lames microscopiques. Premièrement, des échantillons de tissus, tels la peau ou le fascia, étaient simplement fixés au formaldéhyde. Ensuite, d'autres échantillons composés de tronçons de trois à quatre vertèbres, sans la peau, furent aussi préparés. Ces échantillons devaient être fixés au formaldéhyde, puis déminéralisés dans l'acide TB-2. La déminéralisation amollissait l'os, permettant de couper celui-ci au microtome. Ces échantillons ne pouvaient être déminéralisés avec la peau, car celle-ci empêchait l'action du déminéralisant. Suite à la déminéralisation, les échantillons étaient de nouveau immergés de formaldéhyde. Ces échantillons composés de tronçons de queue ont été coupés en série de coupes transversales (Figures 2.1 et 2.2) ou longitudinales (Figure 2.3). Deux queues furent utilisées pour les coupes transversales et une pour les coupes longitudinales. Les coupes transversales ont permis les mesures d'aire transversale et de bras de levier des points d'attache des structures par rapport au centre horizontal de la queue. Les coupes longitudinales ont permis de mesurer la longueur d'une vertèbre et la longueur du disque intervertébral.

Tous les échantillons étaient ensuite envoyés par voie postale à un laboratoire spécialisé. Toutes les lames microscopiques (tissus ou coupes transversales/longitudinales) ont été préparées selon la méthode standardisée par une seule technicienne et colorées à l'hématoxyline et éosine (HE).

Ensuite, des micrographies de ces lames ont été prises au stéréomicroscope. Une lame échelon était micrographiée au même grossissement et à même distance focale pour fin de comparaison et de mesure. Il fut donc possible de déterminer le nombre de pixels (p) équivalent à une distance de 1 mm, ainsi que le nombre de pixels (p^2) équivalent à 1mm².

Ainsi, les distances et les aires ont pu être quantifiées par comptage de pixels sur les photos d'échantillons.

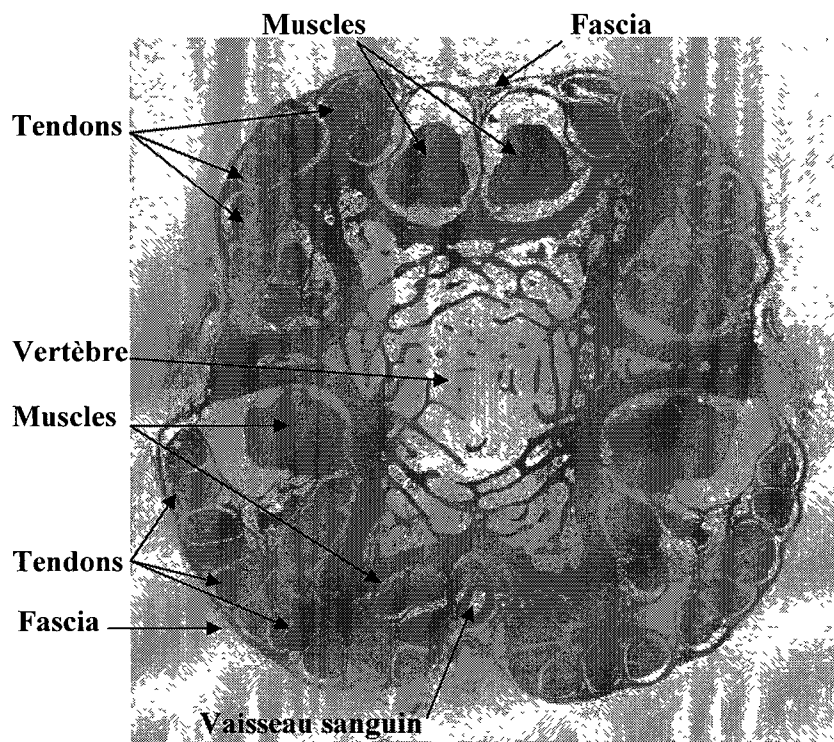


Figure 2.1 : Micrographie d'une coupe transversale vis-à-vis la vertèbre d'une queue de rat

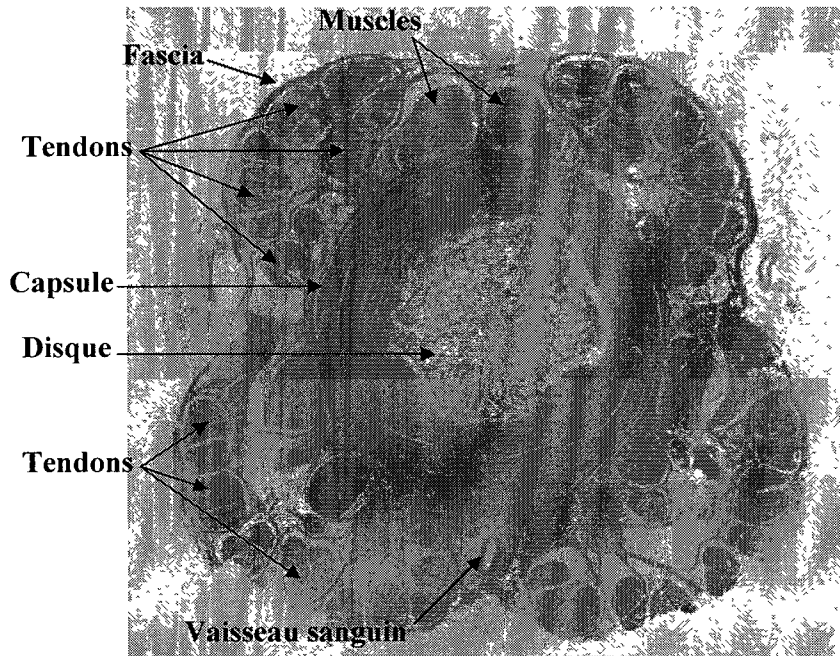


Figure 2.2 : Micrographie d'une coupe transversale vis-à-vis le disque intervertébral d'une queue de rat

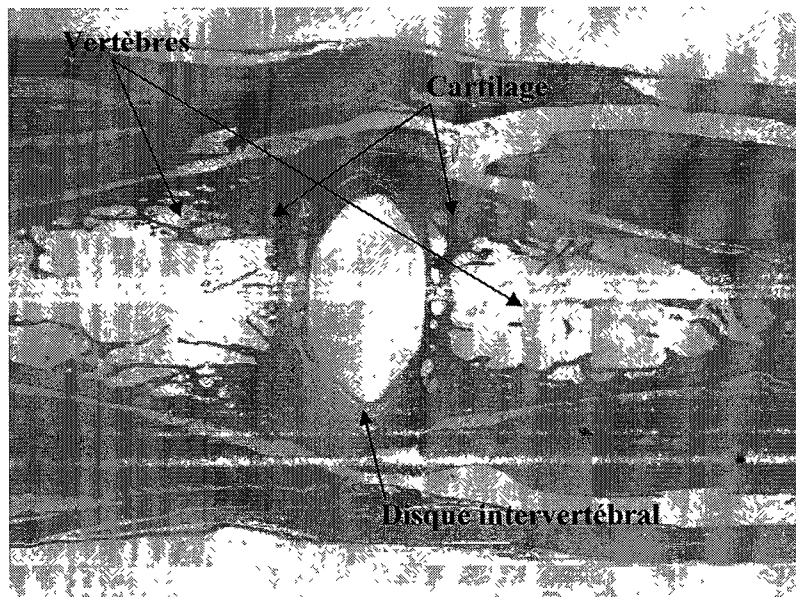


Figure 2.3 : Micrographie d'une coupe longitudinale d'une queue de rat

2.3 CT-Scan

Le CT-Scan utilisé fut le *Skyscan* 1172 avec une caméra Hamamatsu de 11 mégapixels. La vertèbre fut isolée du reste de la queue puis enrobée avec une pellicule *Parafilm* empêchant le dessèchement de la vertèbre durant le scanne. L'évaporation de l'eau créerait un mouvement qui brouillerait l'image. La vertèbre entrain dans un contenant de l'ordre de 11 mm X 6 mm X 5.5 mm. Une fois l'échantillon installé, le CT-Scan fit une série de radiographies verticales en faisant une rotation de 180° avec un pas de 0,3°. La figure 2.4 présente une de ces 600 radiographies. La résolution du Scan était de 13.9 microns/pixels avec la caméra médium (2000x1048). La tension était de 49 kV et le courant de 200 mA pour la source Rayons X. Un filtre en aluminium de 0.5 mm a été utilisé.

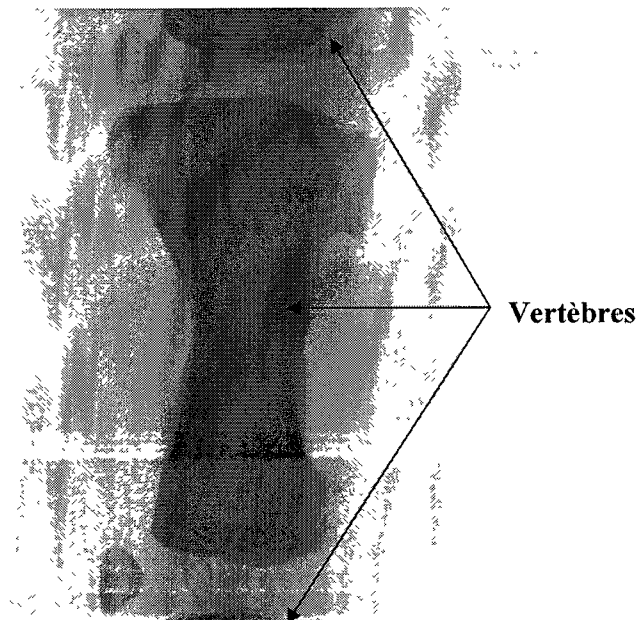


Figure 2.4 : Radiographie d'une vertèbre par le CT-Scan

Ensuite, un logiciel intégré a assemblé ces données pour reconstruire l'image de l'échantillon en tranches. La distance entre deux tranches est de 1 μm . Ces tranches, dont une est présentée à la figure 2.5, sont horizontales par rapport à la radiographie (Figure 2.4) et verticale par rapport à la position de la vertèbre dans la queue de l'animal.



Figure 2.5 : Reconstruction d'une tranche de vertèbre à partir des radiographies verticales du CT-Scan

Une fois les tranches reconstruites à partir des radiographies, ces données ont permis la reconstruction d'une vertèbre virtuelle dans le logiciel SolidWorks (Figure 2.6).

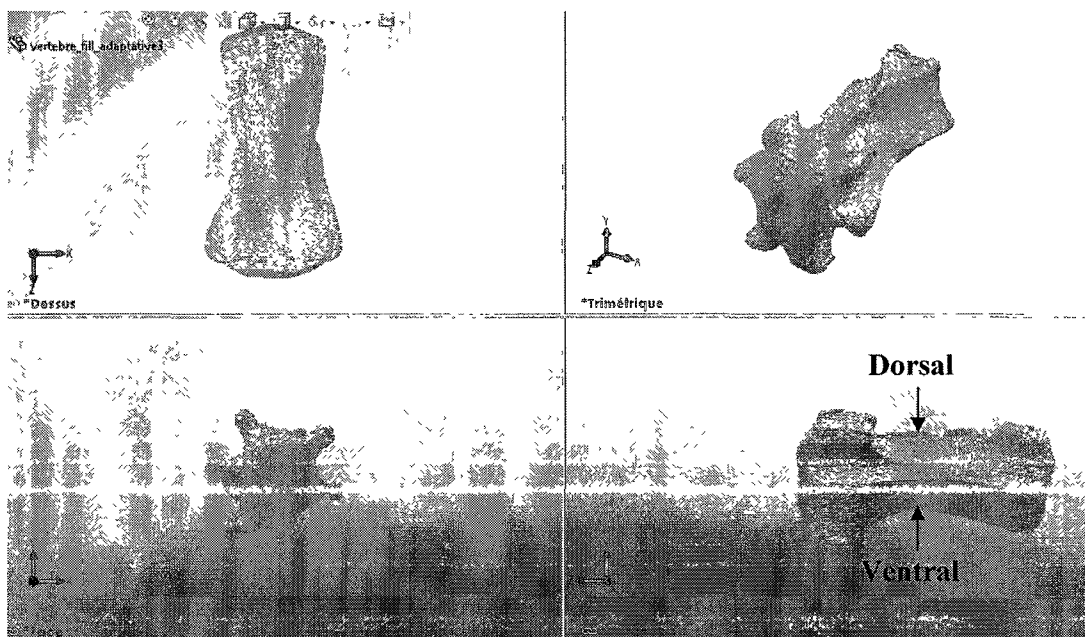


Figure 2.6 : Reconstruction 3D d'une vertèbre dans SolidWorks à partir des données du CT-Scan

Aucune mesure ne fut prise à partir de la reconstruction de la vertèbre, mais elle fut utile pour bien visualiser la vertèbre en trois dimensions et comprendre la localisation des points d'origine et d'insertion des différentes composantes anatomiques.

D'autres techniques d'imagerie ont été testées, soit l'IRM et la radiographie. On croyait que l'IRM permettait une validation visuelle complémentaire à la microscopie et au CT-Scan et que la radiographie permettrait une vue globale de la queue. Cependant, ces techniques ne se sont pas avérées utiles car finalement, elles n'offraient pas d'observations supplémentaires par rapport aux techniques utilisées.

2.4 Rigidité d'une structure anatomique

Une structure anatomique de longueur l , d'aire transversale A et de module de Young E peut être modélisée par un ressort linéaire de rigidité donnée par :

$$K = \frac{EA}{l} \quad (2.1)$$

où K = Rigidité équivalente
 E = Module de Young du tissu
 A = Aire transversale du tissu
 l = longueur

2.4.1 Rigidité de structures anatomiques en parallèle

Les muscles et les tendons sont parallèles de part et d'autre du plan médian vertical de la queue. Les structures du côté gauche et droit de la queue sont fusionnées en un seul ressort lors de la modélisation. Tel qu'on peut observer à la figure 2.7, deux muscles sont modélisés par un seul ressort. La modélisation du fascia est un autre exemple. Le fascia correspondrait en réalité en un nombre très élevé de petits ressorts infinitésimaux tous en parallèle. Dans la modélisation, on utilise des ressorts de rigidité équivalente situés à la coordonnée de bras de levier équivalent.

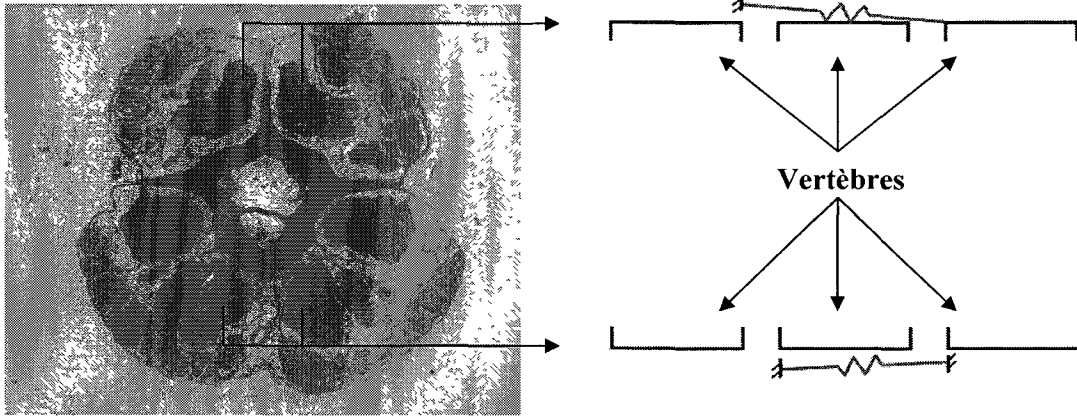


Figure 2.7 : Modélisation de deux muscles supérieurs par un seul ressort et modélisation de deux muscles inférieurs par un seul ressort

Ainsi, le principe d'équivalence entre des ressorts en parallèle de rigidité k_i et un ressort dont la rigidité K_e égale la somme des rigidités k_i fut utilisé tout au cours de cette modélisation de sorte que :

$$K_e = k_1 + k_2 + \dots + k_n \quad (2.2)$$

2.4.2 Structures anatomiques en série

Certaines structures anatomiques dans la queue de rat s'étendent tout le long de la queue sans s'attacher aux vertèbres qu'elles longent (ex : les tendons). Leur modélisation peut se faire en additionnant des ressorts en série. On sait que le principe d'équivalence pour les ressorts en série est :

$$\frac{1}{K_e} = \frac{1}{k_1} + \frac{1}{k_2} + \dots + \frac{1}{k_n} \quad (2.3)$$

Dans ce cas, K_e correspond à la rigidité de la structure à modéliser et tous les k_i , les rigidités des n ressorts en série, sont égaux. On peut donc écrire :

$$\frac{1}{K_e} = n \frac{1}{k_i} \quad (2.4)$$

$$\frac{L}{EA} = n \frac{l}{EA} \quad (2.5)$$

où $L = nl$, la longueur totale de la structure à modéliser.

Ainsi, pour calculer la rigidité de chaque ressort en série, on utilise l'aire transversale A et le module de Young E de la structure à modéliser, mais la longueur l d'un ressort.

2.5 Traitement d'image et comptage de pixels

Plusieurs données géométriques ont été mesurées sur les micrographies d'échantillons coupés transversalement. Tel qu'expliqué à la section 2.2, on connaît, à partir de la micrographie de l'échelon, le nombre p de pixels équivalent à une distance de 1 mm, et le nombre de pixel p^2 équivalent à une aire de 1 mm².

2.5.1 Mesure du bras de levier par rapport à l'axe de rotation de l'articulation vertébrale

Les distances de chaque structure anatomique par rapport à l'axe de rotation d'une articulation vertébrale ont dû être mesurées afin de modéliser la rigidité rotationnelle apportée par chaque structure autour de l'axe de rotation. Ces distances ont été mesurées à partir de coupes histologiques micrographiées et analysées à l'aide du logiciel Paint.NET. Il suffit de positionner le curseur vis-à-vis les points d'intérêt et de noter leur coordonnée en Y . Il est ensuite très aisé de calculer la distance. Cette méthode a permis de déterminer les coordonnées verticales des points d'attache des tendons et des muscles.

Le calcul du bras de levier des structures n'ayant pas de point d'ancrage précis, comme le fascia, est moins évident. Pour ce faire, on doit tout d'abord couper l'image sur l'axe de flexion par rapport auquel le bras de levier est mesuré. Cet axe est posé au centre du disque intervertébral (section 3.3.2). Pour les structures au-dessus de l'axe de flexion, on inverse verticalement l'image afin que cet axe corresponde au haut de l'image. Effectivement, le système de coordonnées en pixels possède un axe Y positif vers le bas et le haut de l'image est situé à une coordonnée de pixels $Y=0$ (Figure 2.8). Ces structures sont isolées sur les micrographies à l'aide du logiciel de dessin Paint.NET et transférées en tons de gris (Figure 2.8B). Ensuite, l'image est traitée par un programme Matlab (Annexe B.2) afin de classer les pixels selon une limite d'intensité de couleur (0-255), pour n'obtenir que des pixels noirs (matière) et des pixels blancs (autre) (Figure 2.8C).

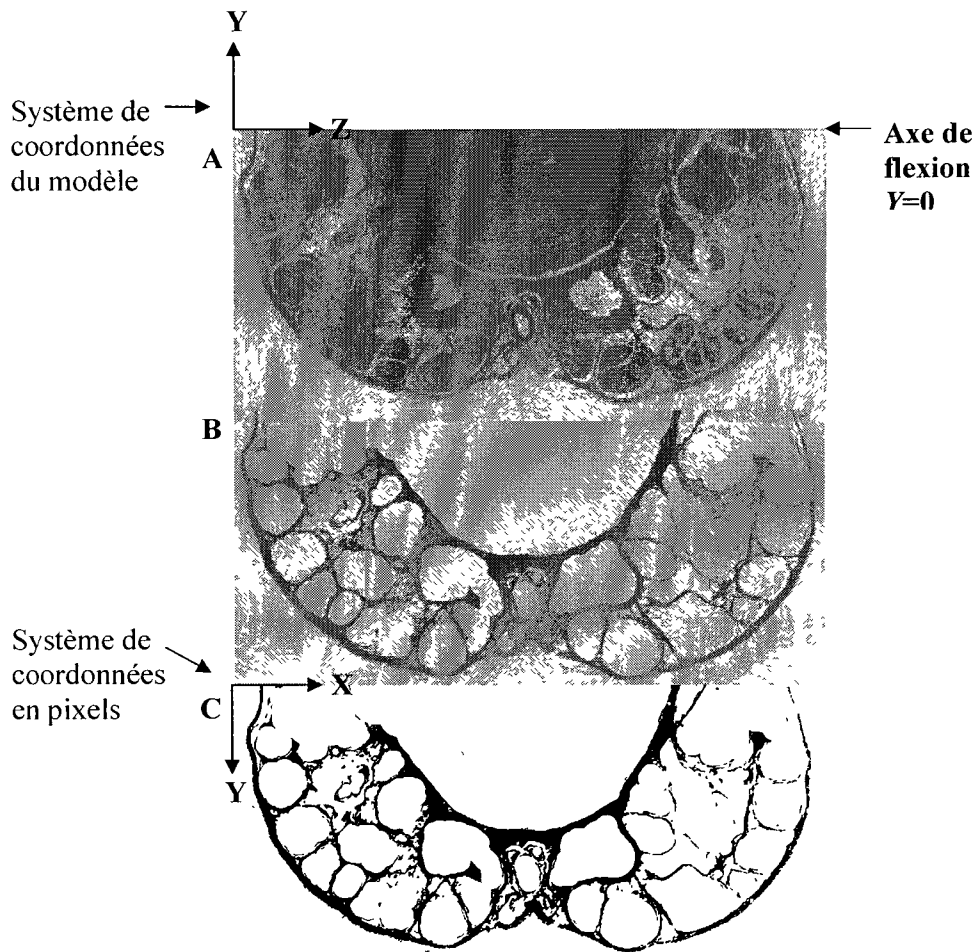


Figure 2.8 : Traitement de l'image microscopique en vue des mesures du fascia
 A) Micrographie originale B) Isolation du fascia et transfert en tons de gris
 C) Fascia isolé en noir permettant la mesure de coordonnée Y des pixels

Ainsi, pour chaque pixel, la coordonnée en Y est lue par un programme élaboré dans Matlab (Annexe B.3). Une fois qu'on a ces distances, on se reporte aux équivalences de rigidité rotationnelle pour calculer le bras de levier.

Par exemple, étant donné un certain nombre de ressorts de rigidité K_1, K_2, \dots, K_n situés à une distance r_1, r_2, \dots, r_n du centre de rotation (Figure 2.9). Chaque ressort correspond à une section mesurant un pixel de la structure. L'élongation des ressorts, ou des sections

mesurant un pixel de la structure, $\Delta x_1, \Delta x_2, \dots, \Delta x_n$ est exagéré pour une meilleure visualisation.

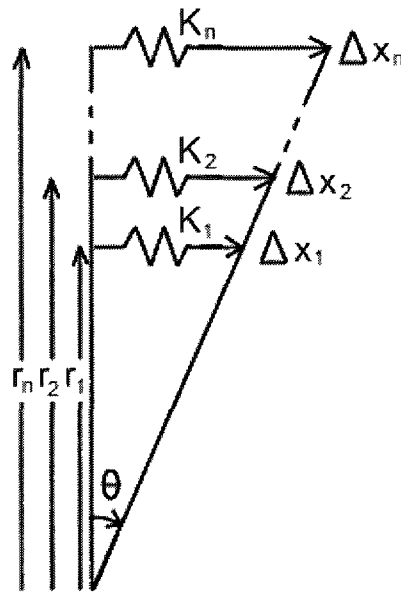


Figure 2.9 : Équivalence de rigidité rotationnelle de ressorts en parallèle

On trouve tout d'abord les équivalences de rigidité rotationnelle à partir des équations de bilan énergétiques :

$$\frac{1}{2} K_{\theta} \theta^2 = \frac{1}{2} K_1 \Delta x_1^2 + \frac{1}{2} K_2 \Delta x_2^2 + \dots + \frac{1}{2} K_n \Delta x_n^2 \quad (2.6)$$

Puisque θ est petit,

$$\Delta x_n = r_n \sin \theta = r_n \theta \quad (2.7)$$

On en déduit que

$$\frac{1}{2} K_{\theta} \theta^2 = \frac{1}{2} K_1 r_1^2 \theta^2 + \frac{1}{2} K_2 r_2^2 \theta^2 + \dots + \frac{1}{2} K_n r_n^2 \theta^2 \quad (2.8)$$

Ainsi, la rigidité rotationnelle équivalente K_θ est égale à la sommation des rigidités K_i de chacune des sections mesurant un pixel multipliées par leur bras de levier r_i élevé au carré. Puisqu'on considère les fibres composant un même tissu, comme le fascia, on peut sortir la rigidité de la sommation puisqu'elle est la même pour tous les ressorts.

$$K_\theta = \sum_1^n K_i r_i^2 = K_i \sum_1^n r_i^2 \quad (2.9)$$

Cette même rigidité rotationnelle est aussi égale à la rigidité équivalente relative à l'aire totale à modéliser K_M multipliée par le bras de levier équivalent r_M élevé au carré.

$$K_\theta = K_M r_M^2 \quad (2.10)$$

On considère chaque pixel comme étant une section d'aire infinitésimale dA correspondant à un ressort de rigidité K_i et possédant son bras de levier r_i . Ainsi, en exprimant la rigidité équivalente à modéliser K_M en fonction de la rigidité K_i de chacune des sections mesurant un pixel, donc d'aire dA , on trouve l'équation permettant de déterminer le bras de levier équivalent r_M en fonction des bras de levier r_i de chacune des sections mesurant un pixel. La rigidité K_M à modéliser consiste en la rigidité de la structure au complet, donc d'aire A , égale au nombre de pixels n multiplié par dA .

$$K_i \sum_1^n r_i^2 = K_M r_M^2 \quad (2.11)$$

$$\frac{E(dA)}{l} \sum_1^n r_i^2 = \frac{EA}{l} r_M^2 = \frac{E(n(dA))}{l} r_M^2 \quad (2.12)$$

Ainsi, le bras de levier équivalent de la structure à modéliser r_M est égal à la racine carrée de la sommation de chacune des mesures de bras de levier r_i élevées au carré divisée par le nombre total de mesure, et donc de pixels.

$$r_M = \sqrt{\frac{\sum_1^n r_i^2}{n}} \quad (2.13)$$

- où K_θ = Rigidité en rotation équivalente
 K_M = Rigidité du ressort modélisant la structure
 r_M = Bras de levier du ressort modélisant la structure
 n = nombre de sections mesurant un pixel = nombre de pixels
 $K_1 = K_2 = K_n$ = Rigidité d'une section mesurant un pixel
 Δx_i = élongation d'une section mesurant un pixel
 r_i = bras de levier d'une section mesurant un pixel
 θ = angle de rotation induisant les élongations
 E = module de Young de la structure
 A = Aire de la structure
 dA = Aire d'une section mesurant un pixel
 l = longueur de la structure

2.5.2 Mesure d'aire

Le calcul des aires des disques intervertébraux, muscles, fascia et peau se fait par le traitement d'image expliqué à la section précédente. Pour le calcul d'aire, le nombre total de pixels noirs illustrant la structure isolée doit être converti en mm². Le traitement d'image en vue d'une mesure d'aire est illustré à la figure 2.10.

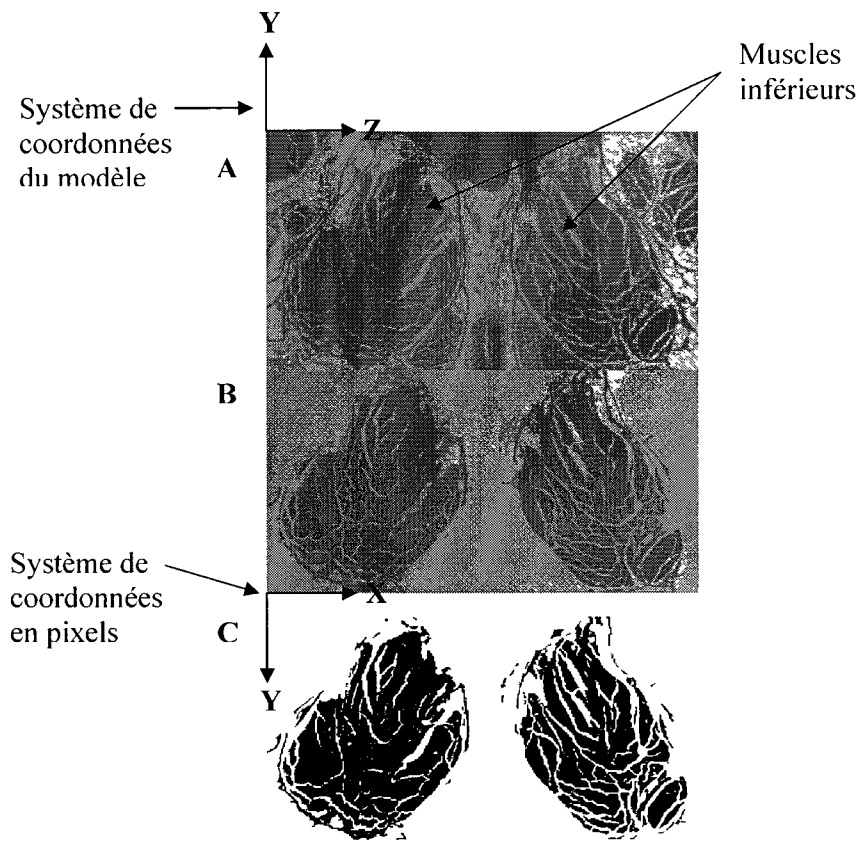


Figure 2.10 : Traitement de l'image microscopique en vue de calcul d'aire musculaire
 A) Micrographie originale B) Isolation des muscles et transfert en tons de gris
 C) Muscle isolé en noir sur blanc permettant le comptage de pixels

2.5.3 Mesure d'épaisseur permettant d'estimer l'aire d'un échantillon de fascia

Lors des essais de traction pour la caractérisation des fascias, on obtient une courbe de force en fonction de la distance (Voir section 2.6). Ces données doivent être converties en contrainte σ en fonction de la déformation ε . La pente de cette courbe de traction correspond au module de Young E qui est nécessaire pour calculer la rigidité k des fascias. Ainsi, il est nécessaire de connaître l'aire de l'échantillon de fascia testé en traction afin de convertir les données de forces provenant des tests de traction en données de contraintes. L'aire étant difficilement mesurable sans abîmer l'échantillon, seule la

largeur était mesurée à chacun des tests. À titre d'exemple, la figure 2.11 présente les traits de coupe permettant d'isoler la section de fascia à tester mécaniquement. Une photographie au stéréomicroscope du dessus de l'échantillon permettait de mesurer la largeur de la section de fascia. Pour obtenir son aire, la mesure de largeur était multipliée par l'épaisseur moyenne des échantillons de fascias.

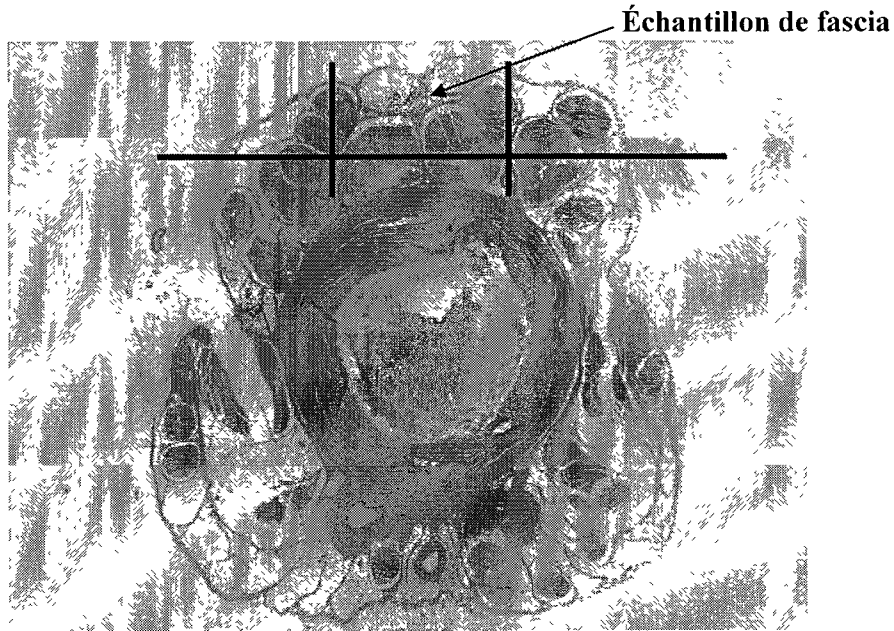


Figure 2.11 : Traits de coupe de l'échantillon de fascia

Pour mesurer l'épaisseur moyenne de l'échantillon de fascia, on a isolé cette section sur les micrographies aux endroits correspondants aux traits de coupe de la figure 2.11 et procédé par le traitement d'image présenté à la section précédente. Dans ce cas, l'image traitée en noir et blanc correspond à la section de fascia à mesurer et le programme Matlab calcule le nombre moyen de pixels noirs sur une colonne de pixels, ce qui correspond à l'épaisseur moyenne de l'échantillon (Figure 2.12).

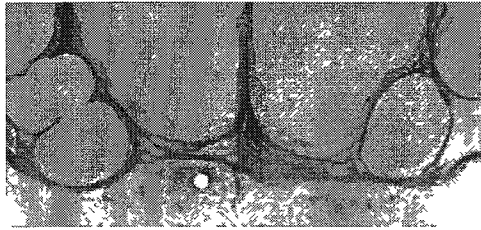


Figure 2.12 : Section transversale d'échantillon de fascia testé en traction

2.6 Tests de traction

Comme le fascia est un matériau peu étudié, une revue littéraire s'est avérée insuffisante pour déterminer les propriétés mécaniques du tissu. Puisque le laboratoire est déjà équipé et expérimenté, on a choisi de caractériser les propriétés mécaniques du fascia par test de traction. Par ailleurs, des données de modules de Young sont disponibles dans la littérature pour différents types de peau. Toutefois, comme la peau de la queue de rat est particulière, elle est épaisse, très raide, pourvue d'écailles contenant des vaisseaux sanguins, on a choisi de la caractériser elle aussi. Cette section décrira la préparation des échantillons, le système d'ancrage de cet échantillon au bioréacteur (machine de traction disponible au laboratoire) et l'élaboration des tests de traction. Le bioréacteur utilisé est le modèle *Alpha* conçu par le laboratoire BIOMÉTISS [HUPPÉ (2007)].

2.6.1 Préparation des échantillons

Huit rats mâles Sprague Dawley âgés de 4 à 6 mois furent utilisés pour les tests mécaniques. Une fois le rat euthanasié au CO₂, la queue était prélevée à la guillotine et conservé dans le D-PBS. La préparation des échantillons et les tests mécaniques avaient lieu dans les trois heures suivantes.

Préparation des échantillons de fascia

Tout d'abord, la queue était pelée. La peau ainsi prélevée était réservée au réfrigérateur dans la solution physiologique durant la préparation des échantillons de fascias. Puisque le fascia est bien fixé aux vertèbres, on a choisi d'ancrer les vertèbres au bioréacteur plutôt que d'y fixer les fascias. Effectivement, cette méthode minimisait les bris occasionnés au fascia lors de l'extraction et éliminait tout risque de glissement aux ancrages de ce tissu difficile à agripper.

Dépendamment où la queue avait été coupée par rapport au bassin, on recoupait la queue une à deux vertèbres plus loin. Les vertèbres près du bassin présentent une certaine géométrie, avec des apophyses plus prononcées que celles des vertèbres du reste de la queue. Par palpation, on déterminait la première vertèbre de la queue à présenter la forme constante qui se répète tout en diminuant de taille jusqu'au bout de la queue. Suite à cette coupe, les six premières vertèbres de cette section de la queue étaient coupées en tronçons de deux vertèbres. Ainsi, trois échantillons du fascia du dessus de la queue situés vis-à-vis les trois disques intervertébraux conservés dans les trois tronçons étaient testés sur chaque queue. Au-delà de ce nombre, les vertèbres étaient trop petites pour les manipulations à y faire.

Les vertèbres étaient ensuite percées dans l'axe vertical avec une mèche de 1/16 pouce d'un outil rotatif. Ensuite, on isolait le fascia à tester en traction. Au mini-scalpel, deux traits longitudinaux de part et d'autre de l'axe central coupaient le fascia au dessus du disque intervertébral (traits verticaux sur figure 2.11). Ensuite au scalpel, on coupait toute la partie inférieure de la queue (trait horizontal sur figure 2.11).

On retirait ensuite les tendons restants simplement en tirant avec une pince. Ainsi, un tronçon de deux vertèbres n'était retenu que par le fascia du dessus et quelques fibres musculaires situées au dessus du trait de coupe. Puisque le module de Young du muscle est très faible, leur présence fut considérée négligeable. L'échantillon était ensuite photographié au stéréomicroscope afin de mesurer sa largeur avec précision. Cette

largeur était multipliée à l'épaisseur moyenne d'un échantillon de fascia (Section 2.5.3) pour calculer l'aire transversale de l'échantillon de fascia.

Chacune des deux vertèbres était ensuite orientée et maintenue dans un ancrage de Delrin par un clou inséré dans le trou percé précédemment (Figure 2.13). Il est à noter que l'échantillon de fascia reste submergé dans le D-PBS jusqu'à cette étape.

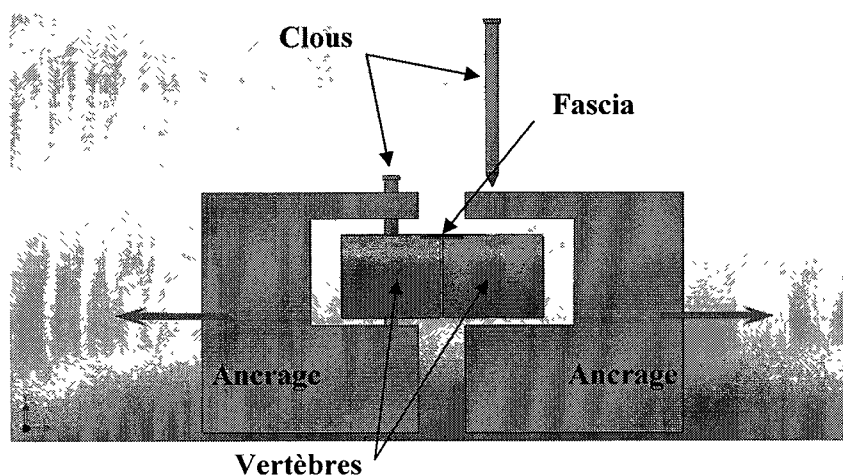


Figure 2.13 : Montage de l'échantillon de fascia dont les vertèbres sont fixées aux ancrages par des clous.

Préparation des échantillons de peau

Tel qu'expliqué précédemment, suite au pelage de la queue, la peau était conservée dans le D-PBS. Les étapes de préparation qui suivent furent faites de manière à la garder hydratée jusqu'au moment du test.

On coupait un échantillon de peau de la forme d'une éprouvette typique aux tests de traction dans l'axe longitudinal de la queue. La partie centrale était taillée à l'aide d'un outil qui consistait en deux lames de rasoir maintenues à distance d'environ 2,6 mm.

Ainsi, toutes les largeurs d'échantillon étaient presque identiques. Les extrémités élargies de l'échantillon étaient taillées au scalpel.

Comme pour les échantillons de fascia, des photos de la largeur ont été prises au stéréomicroscope. Dénotant une légère variabilité malgré l'utilisation d'un seul outil de coupe, cette valeur propre à chaque échantillon a été prise en compte pour le calcul de l'aire transversale de l'échantillon. Pour obtenir cette aire, la largeur de l'échantillon était multipliée par l'épaisseur moyenne de la peau déjà mesurée à partir de coupe transversale d'échantillon de peau préparé pour la microscopie optique.

Ensuite, les extrémités élargies de l'échantillon de peau en forme d'éprouvette étaient mises en serre entre deux feuilles de papier sablé et deux plaques d'acier inoxydable, qui constituaient le système d'ancrage.

2.6.2 Test de traction

Le montage de l'échantillon de fascia ou de peau installé sur les ancrages pouvait maintenant être déposé sur les porte-ancrages dans la chambre de traction (Figure 2.14). L'échantillon était réhydraté une dernière fois, et puis la chambre, insérée dans le bioréacteur.

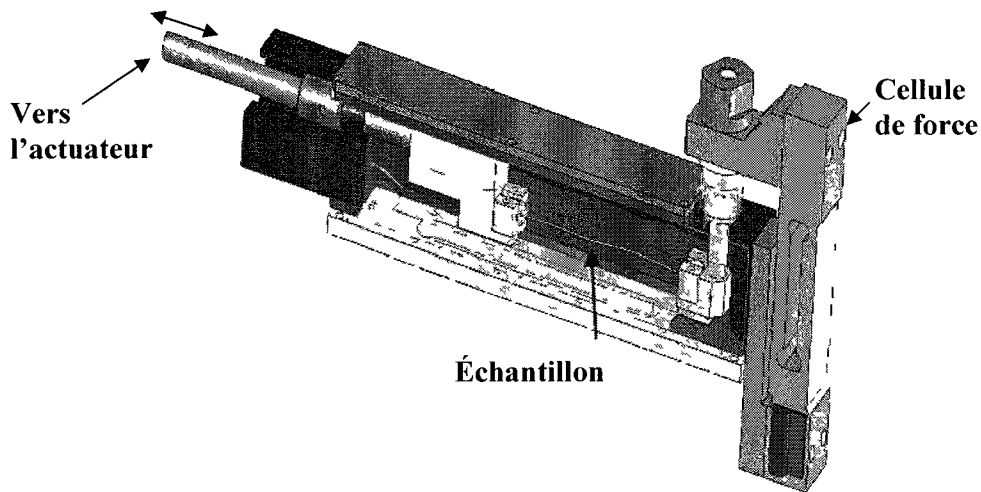


Figure 2.14 : Chambre de traction du bioréacteur contenant ici un tendon

Une fois l'axe de traction vissé d'un côté et la cellule de force connectée à l'autre extrémité, le test de traction préprogrammé pouvait débuter. Le test consistait en une élongation équivalente à 1 % de déformation par seconde à température ambiante, telle que la température pour les données issues de la littérature, jusqu'à la rupture. L'essai préprogrammé tenait donc compte de la longueur initiale de l'échantillon. Pour l'échantillon de fascia, cette longueur initiale était standard à l'espacement entre les vertèbres lors de l'assemblage de l'échantillon sur les ancrages et elle est évaluée à 2 mm. L'échantillon de fascia était donc légèrement pré-étiré lors de l'installation pour atteindre cette longueur initiale de 2 mm, légèrement supérieure à la distance intervertébrale. Pour l'échantillon de peau, elle était de 30 mm, soit la longueur des lames de rasoir. Lors de l'essai, un encodeur optique confirmait ce déplacement de 1 % par seconde, alors que la cellule de force mesurait la force développée par le tissu. Il est à noter que les étapes suivant la dernière réhydratation du tissu étaient concises et se déroulaient en moins de trois minutes. On a considéré que ce temps était insuffisant pour occasionner un séchage qui rigidifierait le fascia ou la peau.

Le bioréacteur fut conçu par Nicolas HUPPÉ et les informations suivantes sont tirées de son mémoire [HUPPÉ, 2007]. Lors des tests de traction de ce projet, l'actionneur Linmot P01-23x80 était asservi en position. Ce moteur linéaire permet d'obtenir une force statique maximale de 30 N et affiche une largeur de bande maximale de 10 Hz. Il possède aussi un débattement maximal de 140 mm. La précision de son positionnement dynamique est de 100 μm . Le servo-contrôleur Linmot E1100-RS gère le fonctionnement du moteur linéaire. Il permet d'asservir l'actionneur avec une précision interne de positionnement de 32 bits. Il possède aussi une entrée analogique pouvant être configurée. Ainsi, l'actionneur est contrôlé en position par un signal analogique sur 12 bits.

La cellule de force, modèle 1022 Tedeia Huntleig, permet de mesurer la force normale appliquée excentriquement dans un rayon approximatif de 200 mm. Elle a une capacité de 3 kg et une erreur totale de 0,03 % de la charge appliquée. La cellule de force est accompagnée d'un amplificateur afin d'adapter les signaux de force à la chaîne d'acquisition. La cellule de force génère une tension de sortie entre 0 et 20 mV que le module SCGM-401 conditionne en une sortie entre ± 10 V.

Le moteur linéaire ne permet pas l'accès aux données provenant de son encodeur interne en position. Ainsi, une règle graduée USDigital EM1 et un encodeur optique LIN-500-6 mesurent le déplacement de l'axe de traction. Ce système permet une lecture de position d'un pas de 12.7 μm et n'engendre pas de frottement. Les signaux logiques générés par l'encodeur sont en quadrature.

2.6.3 Calcul des modules de Young

On obtenait la courbe de la force F en fonction du déplacement Δl . Avec les données d'aire transversale A_0 initiale et de longueur l_0 initiale de l'échantillon, on peut calculer la courbe de contrainte σ en fonction de la déformation ε .

$$\sigma = \frac{F}{A_0} \quad (2.15)$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (2.16)$$

Sur la courbe de traction standardisée, on calculait la pente la plus élevée pour obtenir le module de Young E (Figures 2.15 et 2.16). Veuillez noter que les courbes de traction sont tronquées, car la cellule de force sature à une valeur de 3 kg. Les modules de Young ainsi obtenus étaient nécessaires pour calculer la rigidité des structures à intégrer au modèle. Suite aux résultats des simulations, on a vérifié si les déformations des ressorts modélisant les fascias et la peau correspondaient à l'intervalle de calcul du module de Young. Ce sujet sera discuté au chapitre 5.

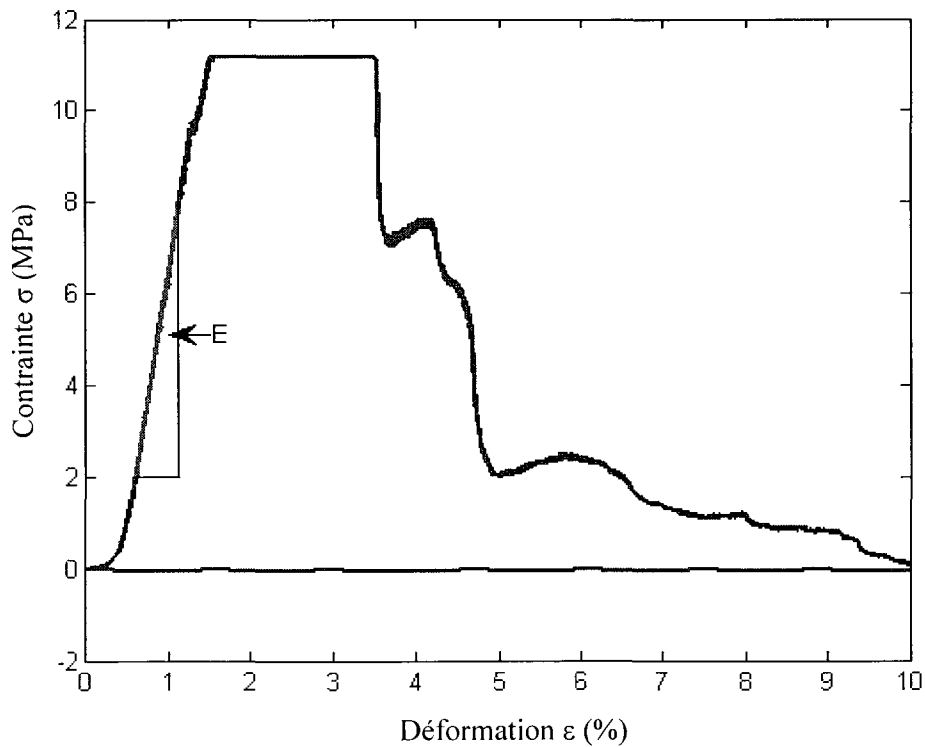


Figure 2.15 : Courbe de traction typique d'un échantillon de fascia.

Un total de 22 échantillons de fascia prélevés de huit queues de rat a permis de mesurer un module de Young moyen de 18,15 MPa. Ces résultats sont présentés en graphique à la section 5.3. De plus, on retrouve les valeurs de largeur et de module de Young estimé propres à chaque échantillon à l'annexe C. Les programmes de lecture de données et de calcul du module de Young sont présentés aux annexes B.4 et B.5.2 à B.5.4. On a remarqué que le fascia se rompait par séquence et à des endroits aléatoires. Cela nous laisse croire que nous n'avons induit aucune concentration de contrainte et que notre système d'ancrage était adéquat.

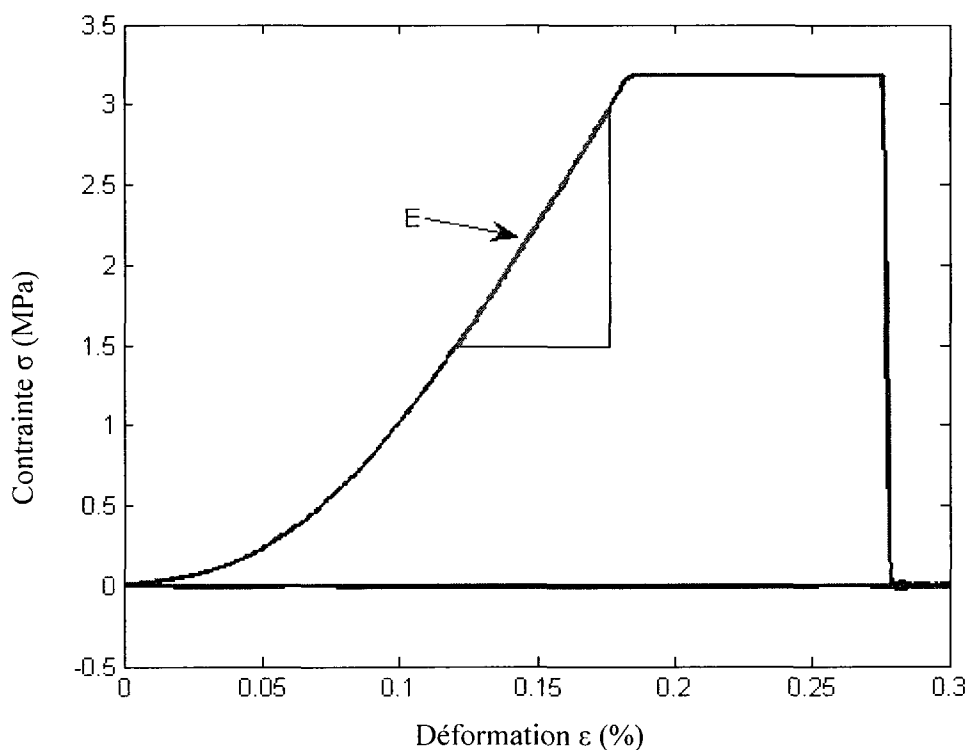


Figure 2.16 : Courbe de traction typique d'un échantillon de peau.

Provenant des huit queues de rat, c'est 27 échantillons de peau que nous avons testés en traction. Nous avons obtenu une valeur de module de Young moyenne de 30,13 MPa. Ces résultats et les programmes de calculs sont présentés en annexe.

Avec les échantillons de peau, la rupture était bien nette. Elle ne survenait pratiquement jamais aux extrémités de l'échantillon. Nous pouvons donc conclure en l'absence de concentrations de contrainte près des ancrages qui, si elles avaient eu lieu, auraient faussé nos résultats.

Ces modules de Young entreront dans les calculs de rigidité du fascia et de la peau aux sections 3.6.3 et 3.7.3.

CHAPITRE 3

MODÉLISATION DES STRUCTURES

ANATOMIQUES

Les structures anatomiques à considérer afin de modéliser la queue du rat ont été identifiées à partir de dissections réalisées sur de vraies queues de rat. Ce sont les vertèbres, les disques intervertébraux, les tendons, les muscles, les fascias et la peau. Pour chacune de ces structures, le présent chapitre expliquera comment elle a été modélisée par un agencement de ressorts en parallèle et/ou en série ayant une rigidité et un bras de levier équivalents. Ce chapitre détaillera les données géométriques et mécaniques de ces structures anatomiques qui ont permis la modélisation.

La première section présentera la portion de la queue de rat modélisée. Les sections suivantes présenteront chacune des structures modélisées, soient les vertèbres, les disques intervertébraux, les tendons, les muscles, les fascias et la peau. Chacune de ces sections sera divisée en trois sous-sections présentant la modélisation de la structure, les données géométriques et la rigidité de celle-ci. Toutes les données issues de la microscopie optique ou de tests mécaniques sont présentées en annexe.

3.1 Portion de la queue modélisée

La colonne du rat comporte les vertèbres cervicales, dorsales, lombaires sacrales et coccygiennes. Le domaine des vertèbres coccygiennes débute suite au bassin et forme la queue. Le nombre de ces vertèbres varie entre 27 et 31 [HEBEL et STROMBERG (1986)]. Chez l'humain, les vertèbres sacrales et coccygiennes font partie intégrante du coccyx, mais non chez le rat. Dans le cas du rat, la première vertèbre coccygienne a une structure semblable à celle des vertèbres sacrales. Ensuite, on observe une évolution géométrique sur environ quatre vertèbres vers une géométrie constante. Ainsi, d'environ la cinquième vertèbre coccygienne

jusqu'à la dernière, la forme de la vertèbre reste la même, tout en décroissant lentement en volume.

Afin de simplifier le modèle, j'ai modélisé la section de queue débutant près du corps, endroit correspondant à des vertèbres de géométries constantes. Le tronçon de queue modélisé débute donc à partir de la cinquième vertèbre coccygienne (Figure 3.1). Ainsi, tous les échantillons préparés pour la microscopie optique ou pour les tests mécaniques ont été prélevés dans cette section. Il est à noter qu'on sent très bien, par simple palpation de la queue, la première vertèbre à présenter la géométrie correspondant à la section modélisée.

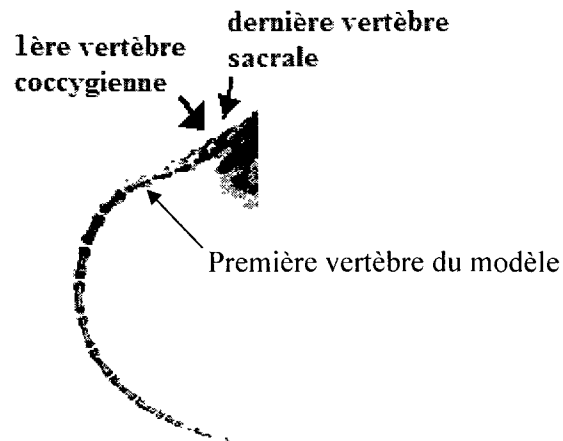


Figure 3.1 : Radiographie de queue de rat, vue latérale [HEBEL et STROMBERG (1986)]

3.2 Les vertèbres

La figure 3.2 illustre une visualisation en trois dimensions de la vertèbre qui a été réalisée à partir d'un CT-Scan. L'imagerie par CT-Scan est expliquée à la section 2.3.

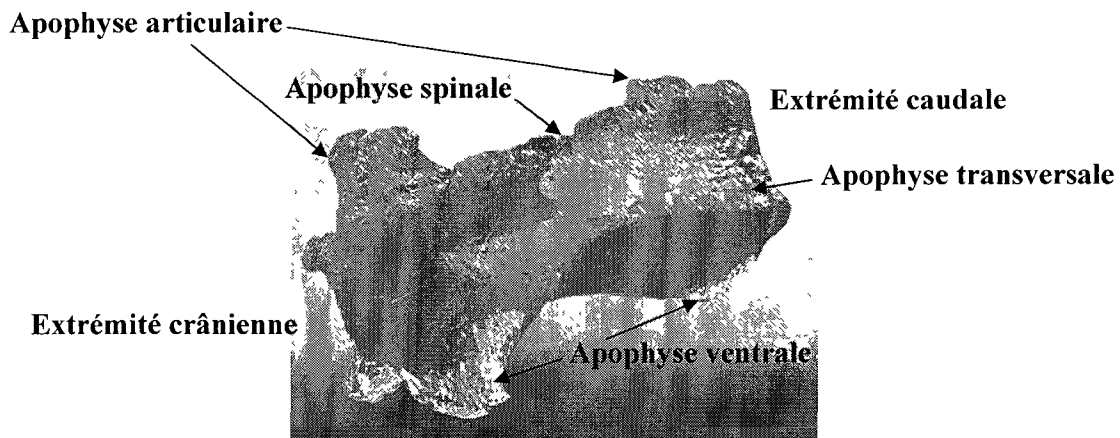


Figure 3.2 : Modèle SolidWorks d'une vertèbre construit à partir de données CT-Scan.

Il est à noter que les termes apophyses spinales, articulaires et transverses sont une traduction libre des termes utilisés par HEBEL et STROMBERG (1986). Le terme apophyse ventrale fut inventé pour notre besoin de désignation des apophyses du dessous de la vertèbre à chacune de ses extrémités.

3.2.1 Modélisation des vertèbres

Afin de faciliter la compréhension visuelle du modèle, les vertèbres sont conceptualisées par des solides rectangulaires de rigidité infinie (Figure 3.3). En fait, la vertèbre est plutôt modélisée comme une masse possédant différents points d'ancrage auxquels s'attachent tendons, muscles, fascias et disques intervertébraux. Puisqu'il s'agit d'une modélisation planaire, seules la longitude (coordonnée en X) et la latitude (coordonnée en Y) des points d'attaches des différentes structures ont été identifiées. La méthode est expliquée à la section 2.5.1 et les résultats sont présentés pour chaque composante dans ce chapitre. Afin de simplifier la modélisation et puisque la décroissance de la taille des vertèbres est faible sur la portion de queue modélisée, les vertèbres modélisées sont toutes identiques.

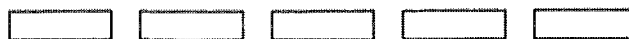


Figure 3.3 : Schéma des vertèbres modélisées

3.2.2 Données géométriques nécessaires à la modélisation

La longueur de la vertèbre typique est de 10,3 mm et la distance entre deux vertèbres est d'environ 1,7 mm (donnée mesurée sur $N=3$ échantillons). Ces mesures ont été déterminées par microscopie selon la méthode décrite précédemment sur des lames de coupes longitudinales. Ces mesures ont aussi été vérifiées à partir des coupes microscopiques transversales, car la distance entre chacune des coupes successives préparées et observées est connue. Il suffisait de calculer la distance entre les coupes présentant l'extrémité crânienne de la vertèbre et celles présentant l'extrémité caudale de celle-ci.

3.3 Les disques intervertébraux et les capsules ligamentaires

3.3.1 Modélisation des disques et capsules

La figure 3.4 schématise l'organisation des disques intervertébraux.



Figure 3.4 : Schéma des disques intervertébraux modélisés

Les disques intervertébraux sont chacun modélisés par deux ressorts en parallèle afin de simuler leurs rigidités en translation et en rotation dans le plan (Figure 3.5). Il est à noter ici que ces ressorts peuvent résister à des forces en compression seulement.



Figure 3.5 : Modélisation d'un disque intervertébral par deux ressorts en parallèle

Afin de paramétrer un ressort ayant une rigidité en compression seulement dans *Adams/View*, on doit entrer des coordonnées de points à partir desquels une courbe «spline» de la force en

fonction de la déformation sera calculée. Marc Denninger, assistant de recherche du groupe PERSEUS, a élaboré un programme Matlab, que l'on trouve à l'annexe B.1, calculant les coordonnées à inscrire dans *Adams/View*.

Pour sa part, le coefficient de viscosité a été paramétré constant. On a essayé de paramétrer la viscosité par une fonction «spline», comme pour les déformations, mais cela créait des difficultés de résolutions d'équations.

3.3.2 Données géométriques nécessaires à la modélisation

Aire

L'aire du disque dans le plan transversal a été déterminée par microscopie optique tel que vu précédemment. Nous avons obtenu un rayon moyen de 2,2 mm et donc une aire moyenne de 15,6 mm² (donnée mesurée sur $N=5$ échantillons).

Axe de flexion

Le centre du disque intervertébral a été déterminé comme étant le centre de rotation des vertèbres, tel qu'illustré à la figure 3.6. Ainsi, l'axe neutre lors de la flexion de la queue est tracé par les points milieux des axes de symétrie horizontaux des disques. Cet axe neutre du disque, que l'on nommera «Axe de flexion Y_F » ne correspond pas à l'axe de symétrie du profil transversal de la queue (extrémités du dessus et du dessous), qui lui, est situé à $Y_S=0$. Il a été mesuré par rapport au centre de la queue dans son ensemble et se situe à 0,1 mm plus haut que ce centre (donnée mesurée sur $N=5$ échantillons).

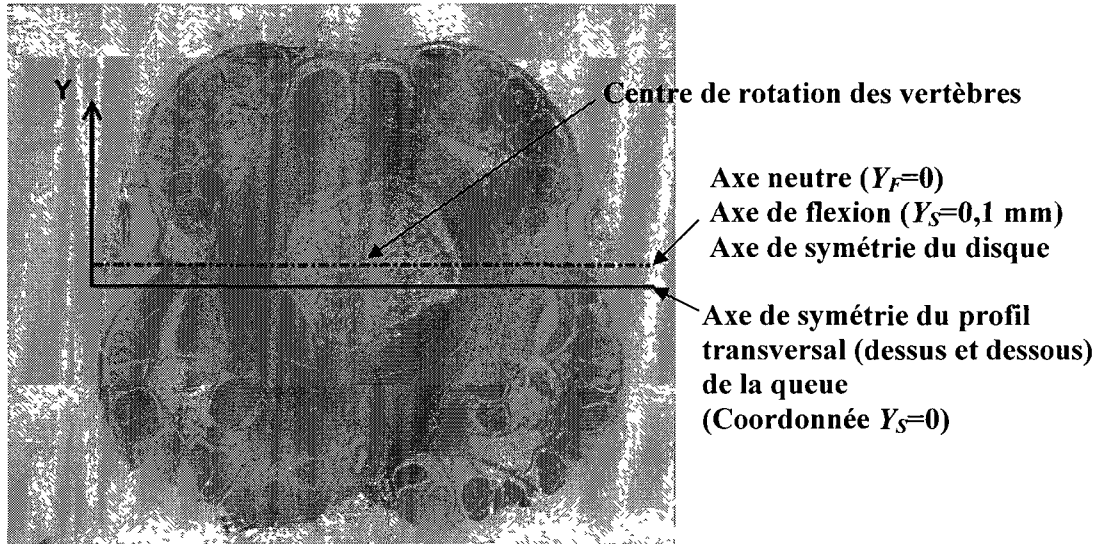


Figure 3.6 : Position du centre de rotation par rapport au système de coordonnées.

Bras de levier des ressorts modélisant le disque

Afin de déterminer la coordonnée Y des ressorts modélisant le disque, on a calculé le bras de levier équivalent à chaque hémisphère du disque à partir de la méthode présentée à la section 2.5.1 et de l'équation (13). On a obtenu un bras de levier de 1,9 mm pour chacun des demi-cercles par rapport à l'axe de flexion Y_F qui est aussi l'axe central du disque. Comme celui-ci est décalé de 0,1 mm par rapport à $Y_F=0$, on obtient une coordonnée en Y_S de 2,0 mm pour le ressort représentant le demi-disque supérieur et -1,8 mm pour le demi-disque inférieur. Le tableau 3.1 présente ces valeurs.

Tableau 3.1 : Bras de levier et coordonnées de modélisation des ressorts modélisant un disque

Disque	Bras de levier par rapport à l'axe de flexion Y_F ($Y_S=0,1$ mm)	Coordonnées de modélisation ($Y_S=0$)
Ressort supérieur	1,9	2,0
Ressort inférieur	-1,9	-1,8

Longueur

La longueur du disque est la même que la distance intervertébrale, soit 1,7 mm. Lors de la progression de coupes transversales, on observe bien que l'os devient cartilage, puis fait place au disque, pour retrouver ensuite du cartilage, qui redevient l'os de la vertèbre suivante. La mesure a aussi été vérifiée sur les coupes longitudinales. La longueur du disque a été déterminée comme remplissant l'espace entre deux vertèbres (Figure 3.7).

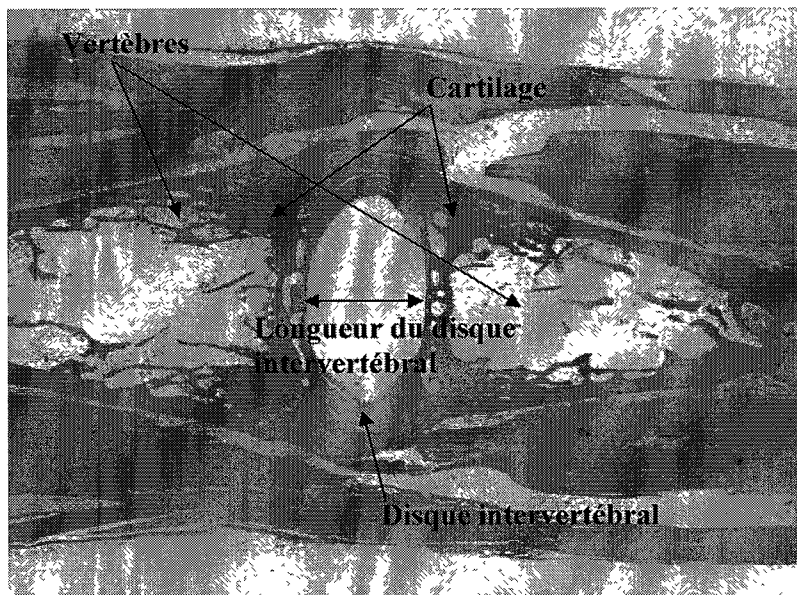


Figure 3.7 : Longueur du disque intervertébral sur coupe longitudinale.

3.3.3 Rigidité

Le disque intervertébral rigidifie la queue en compression et la capsule ligamentaire en tension. La capsule ligamentaire joue un rôle de protection et assure une rigidité lorsque le disque atteint une certaine déformation en tension. Aucune donnée ne fut trouvée pour la rigidité de la capsule ligamentaire de la queue de rat. De plus, cette donnée n'aurait pu être rigoureusement déterminée par un test de traction puisque la structure est difficilement isolable. À cet endroit,

les fibres sont très denses, et on ne sait pas exactement ce qui est du fascia, du cartilage et de la capsule ligamentaire. Dans la modélisation de ce projet, la rigidité en tension de la capsule n'a donc été prise en compte. Puisque le disque est modélisé par deux ressorts en parallèle, chaque ressort aura une rigidité égale à la moitié de la rigidité du disque intervertébral.

Des études de caractérisation du disque intervertébral de queue de rat ont déjà été menées, notamment par IATRIDIS et ses collaborateurs en 1999. Ils ont utilisé un fixateur externe circulaire d'Ilizarov lors d'études sur les propriétés mécaniques des disques intervertébraux *in vivo* (Figure 3.8). L'appareillage, sans application de chargement, installé à un groupe témoin a permis de déduire qu'un changement minimal du comportement biomécanique *in vivo* résultait de l'application des broches et des anneaux seulement [IATRIDIS, 1999].

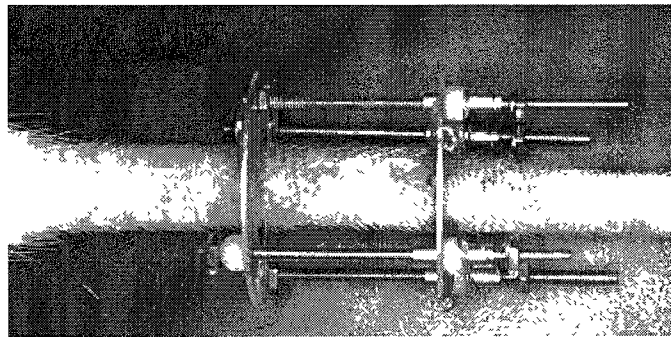


Figure 3.8 : Instrumentation de type Ilizarov configuré pour un chargement en compression axiale de la queue du rat. [IATRIDIS et coll., 1999]

IATRIDIS et ses collaborateurs ont obtenu un module de Young en compression équivalent à 0,73 MPa. Les tests ont été menés sur des rats femelles *Sprague-Dawley* de 4 à 5 mois. Avec une aire transversale du disque de 15,7 mm² et une longueur de 1,7 mm, on obtient une rigidité de 6,7 N/mm. Ainsi, chaque ressort a une rigidité de 3,35 N/mm en compression seulement. On pose l'hypothèse qu'il n'y a aucune précompression.

Cette valeur peut sembler faible quand on pense à toutes les charges soutenues par les disques intervertébraux de notre colonne vertébrale. Cependant, on doit garder en tête que les disques intervertébraux de la queue du rat ne sont soumis qu'aux compressions induites par les

mouvements de la queue. Elle ne subit pas autant de compression axiale que la colonne vertébrale humaine qui permet la posture debout.

3.4 Les tendons

Les tendons servent à induire les mouvements de la queue (Figure 3.9). Les tendons du dessus interviennent lors de l'élévation de la queue et des mouvements latéraux, les tendons des côtés, lors de la flexion et des mouvements latéraux, et les tendons du bas, lors de la flexion.

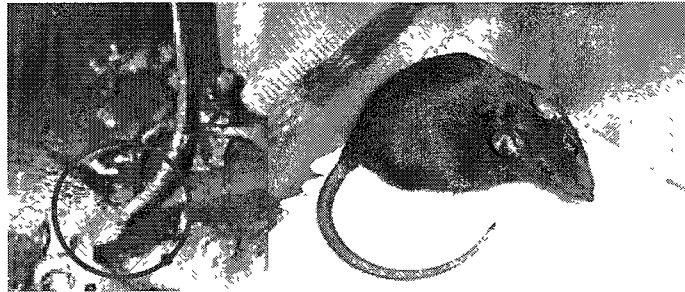


Figure 3.9 : Exemples d'élévation versus flexion de la queue.

3.4.1 Modélisation des tendons

Les tendons qui actionnent la queue émergent de la région proximale de la queue en six groupes. Ces groupes permettent d'actionner la queue dans les différentes directions de l'espace tridimensionnel. Un tendon de chaque groupe se liera à chaque vertèbre (Figure 3.10). En sachant qu'une queue compte de 27 à 31 vertèbres, on peut en déduire qu'environ 175 tendons parcourent la queue sur une longueur variable selon le point d'intersection. Il est à noter que sur les figures, les tendons se rendant sur une vertèbre d'un ordre supérieur sont illustrés plus distants de la vertèbre. Cela ne représente pas la réalité. La vue des tendons a été modifiée simplement afin de pouvoir visualiser les points d'attache de chaque tendon à chacune des vertèbres. En réalité, les tendons sont tous à une latitude semblable, et migrent vers la vertèbre cible au moment de s'y insérer. Dans le modèle, les tendons situés au niveau

de l'axe de flexion sont négligés, car l'apport en rigidité de ces structures dans le plan étudié est négligeable dû à un bras de levier presque nul.

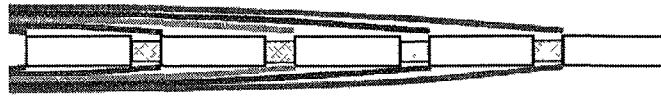


Figure 3.10 : Schéma des tendons modélisés.

Puisque les tendons doivent longer la queue lors de la flexion, et non se tendre telle la corde d'un arc, chaque tendon ne pouvait être modélisé par un seul ressort. L'effet d'une telle modélisation lors de la flexion est illustré à la figure 3.11. Ainsi, chaque tendon fut modélisé pour maintenir une distance radiale constante de la vertèbre. Cependant, ils étaient libres de s'étirer et de se déplacer longitudinalement. Les fixations illustrées à la figure 3.12 appartiennent à chacune des vertèbres et suivent le mouvement de rotation avec elles. Afin de déterminer le bras de levier (la latitude) de ces ressorts, la distance en Y des points d'attache des tendons supérieurs et inférieurs par rapport à l'axe de symétrie ($Y_S=0$) de la queue fut mesurée. Il est à noter que seul le rôle longitudinal du fascia est évalué par cette modélisation. Effectivement, cette contrainte radiale imposée aux tendons dans le modèle est en réalité assumée par le fascia qui forme une enveloppe autour des groupes de tendons et autour de chaque tendon.

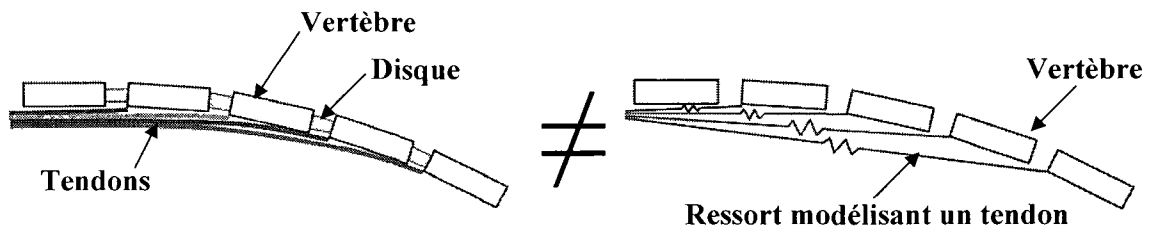


Figure 3.11 : Modélisation inadéquate de chacun des tendons par un seul ressort.

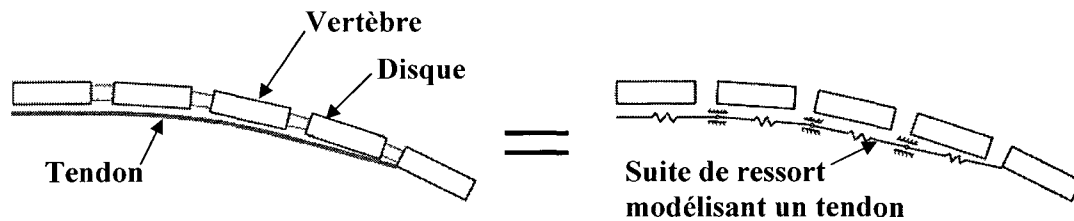


Figure 3.12 : Modélisation adéquate d'un tendon par des ressorts en série.

3.4.2 Données géométriques nécessaires à la modélisation

Aire transversale

Les aires transversales variant d'un tendon à l'autre, on a opté pour la valeur moyenne d'aire transversale découlant des études de Gabriel PARENT, soit $0,0585 \text{ mm}^2$. PARENT et coll. [2009] ont développé une méthode de mesure des diamètres sur 180 degrés à l'aide d'un stéréomicroscope. Le regroupement de ces mesures permettait ensuite de reconstruire l'aire transversale non circulaire du tendon et d'évaluer cette aire.

Points d'ancrage

L'observation d'une série de coupes transversales, distantes de 500 microns, ordonnées de crânien à caudal, a permis de déterminer les coordonnées en X et Y des points d'ancrage des tendons à la vertèbre. La méthode de détermination du lieu exact d'ancrage est illustrée à la figure 3.13. On peut observer un tendon coloré sur la figure 3.13A. Sur la coupe suivante (figure 3.13B), on observe que l'aire occupée par des fibres tendineuses diminue et que la vertèbre commence à se former. Finalement, sur la figure 3.13C, on observe bien l'absence de tissu tendineux où il y en avait sur les coupes précédentes. Il n'y a plus que de l'os et on sait que le tendon s'est fixé à cet endroit. Similairement, sur les coupes longitudinales, on a observé que tous les tendons se fixaient à leur vertèbre respective à l'extrémité crânienne de celle-ci.

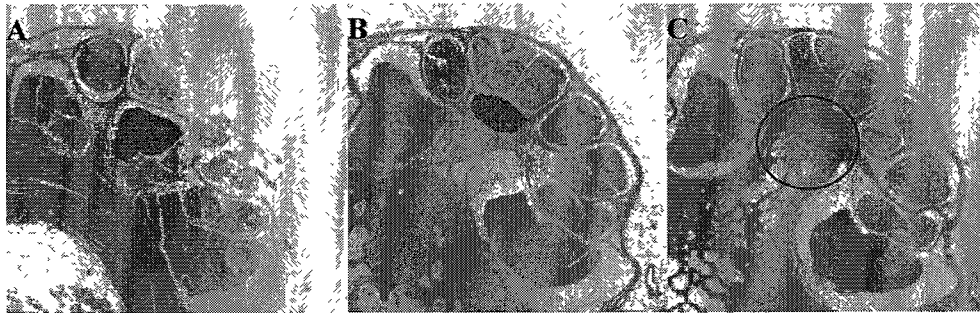


Figure 3.13 : Tissus du tendon à observer peints en bleu jusqu'à son point d'ancrage
 A) Tendon B) Tendon en parti fixé à l'os C) Os

Transversalement, une fois le point d'ancrage déterminé, il suffit de mesurer les coordonnées par rapport à l'axe de symétrie de la queue ($Y_S=0$) par comptage de pixels (figure 3.14). Les tendons supérieurs se fixent à l'os à une distance de 2,6 mm par rapport au centre de la vertèbre (donnée mesurée sur $N=6$ échantillons), tandis que les tendons inférieurs se fixent à -2,7 mm par rapport à la même référence (donnée mesurée sur $N=4$ échantillons). On sait que l'axe de flexion est situé à $Y_S=0,1$ mm. On sait donc que les bras de levier par rapport à cet axe sont de 2,5 mm et 2,8 mm respectivement pour les tendons du haut et ceux du bas. En X , on a déterminé que les tendons s'ancraient à chaque vertèbre à l'extrémité crânienne de celle-ci.

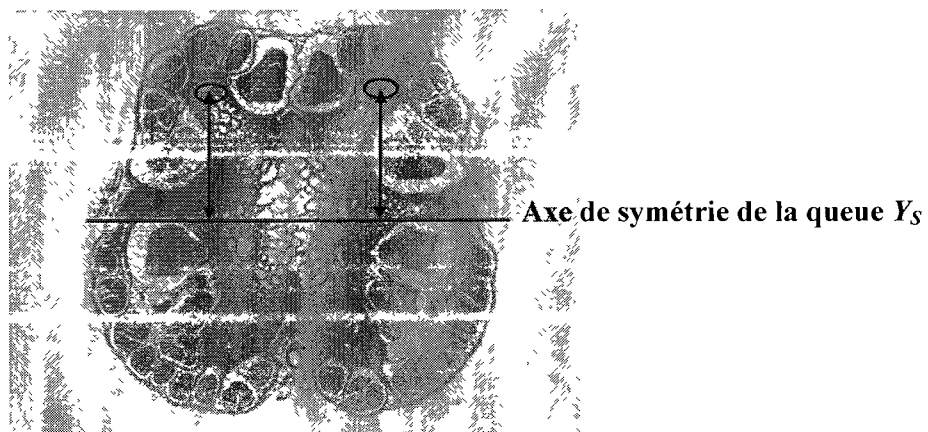


Figure 3.14 : Exemple de mesure de la coordonnée en Y_S des tendons supérieurs

Longueur

Les tendons sont modélisés en une suite de ressorts ayant chacun une longueur équivalente à la distance entre deux extrémités crâniennes de vertèbre. Ceci équivaut à la longueur d'une vertèbre additionnée à la longueur du disque intervertébral. Ainsi, chaque ressort composant le tendon mesure 12 mm.

3.4.3 Rigidité

Les données de Paule COUSINEAU-PELLETIER (2009) situent le module de Young des tendons entre 633,6 et 744,1 MPa pour un test de traction réalisé à une vitesse de 1 %/s. Afin de prouver hors de tout doute l'apport en rigidité du fascia dans le modèle, on doit prouver qu'il joue un rôle même lorsque toutes les hypothèses minimisent ce rôle. Ainsi, on doit maximiser l'apport en rigidité des autres structures. Ainsi, le module de Young du tendon fut déterminé à 744,1 MPa.

Dans le calcul de rigidité d'un ressort, l'aire transversale A est égale au double de l'aire transversale moyenne de 0,0585 mm² puisque chacun des ressorts modélise deux tendons, soit celui de gauche et de droite sur la coupe transversale. Avec une longueur de ressort de 12 mm, on obtient une rigidité de 7,25 N/mm. Puisque le tendon n'agit qu'en tension, sa rigidité en compression est nulle. On pose l'hypothèse qu'il n'y a aucune prétension.

3.5 Les muscles

3.5.1 Modélisation des muscles

HEBEL et STROMBERG (1986) ont déterminé que sept muscles entraînent en jeu lors du mouvement de la queue du rat. Cinq de ces muscles sont situés dans le bassin et deux forment une série de petits muscles longeant les vertèbres de la queue. Par contre, lors de l'observation

microscopique, on a repéré trois séries de muscles longeant les vertèbres, une sur le dessus de la queue, une sur les côtés et une au-dessous (Figure 3.15). Probablement qu'HEBEL et STROMBERG (1986) regroupent deux séries de muscles sous une seule appellation.

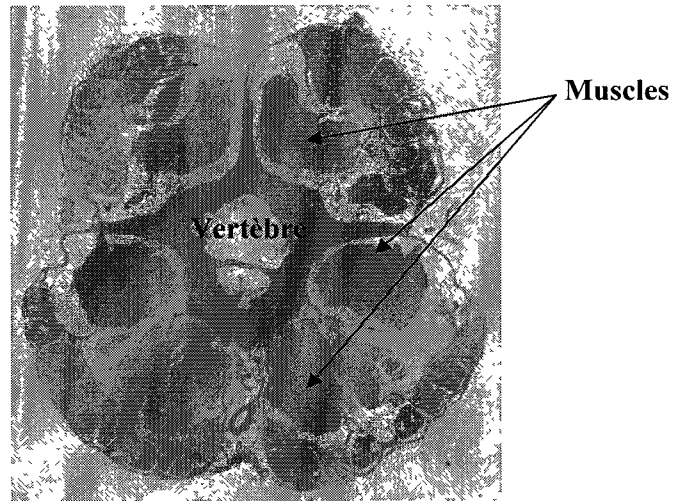


Figure 3.15 : Séries de muscles du dessus, du côté et du dessous longeant les vertèbres

La force des muscles du bassin se transférant à travers les tendons, seuls les muscles présents tout le long de la queue ont été étudiés (Figure 3.16). De plus, seuls les muscles supérieurs et inférieurs ont été pris en compte, puisque ceux près de l'axe de flexion avaient un bras de levier trop faible qui les rendait négligeables pour notre étude.

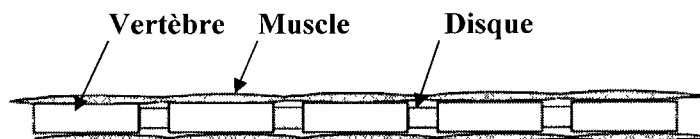


Figure 3.16 : Schéma des muscles modélisés

Chaque petit muscle a été modélisé par un ressort (Figure 3.17). En identifiant sur les vertèbres le lieu d'attache de chacune des extrémités des muscles, les coordonnées en X (extrémité crânienne ou caudale des vertèbres) et les coordonnées en Y_S des extrémités des ressorts fixées aux vertèbres ont pu être déterminées.

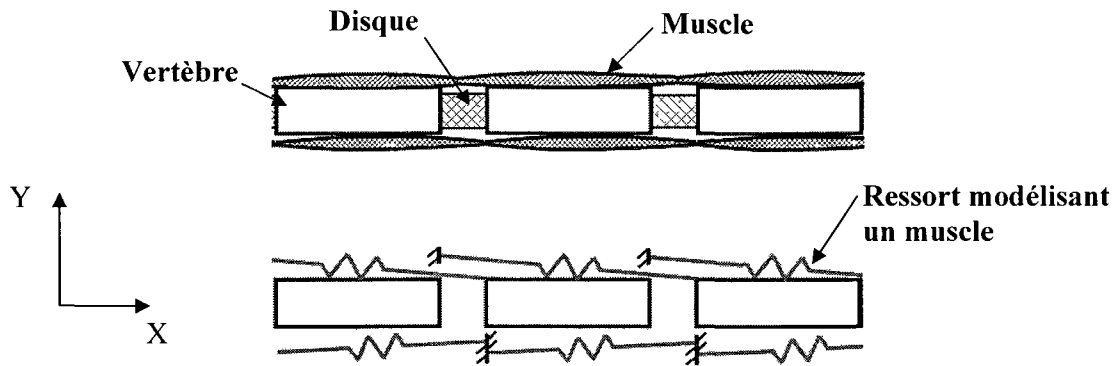


Figure 3.17 : Modélisation des muscles par des ressorts

3.5.2 Données géométriques nécessaires à la modélisation

Aire transversale

L'aire transversale des muscles a été mesurée selon la méthode de comptage de pixels présentée à la section 2.5. On a effectué neuf mesures pour les muscles du haut (donnée mesurée sur $N=9$ lames microscopiques) et six mesures pour les muscles du bas (donnée mesurée sur $N=6$ lames microscopiques). Comme on veut maximiser l'apport des structures autres que le fascia pour évaluer s'il joue un rôle même en conditions minimales, on considère la valeur maximale comme étant notre donnée structurale. On a obtenu un total de 5 mm^2 pour l'ensemble des deux muscles du haut, l'aire transversale maximale d'un muscle du haut étant de $2,5 \text{ mm}^2$, et un total de $4,4 \text{ mm}^2$ pour les deux muscles du bas, l'aire transversale maximale d'un muscle du bas étant de $2,2 \text{ mm}^2$.

Points d'ancrage et longueur

Afin de déterminer les points d'ancrage (départ crânien et arrivée caudale) des muscles, nous avons procédé de la même manière que vue précédemment pour les tendons. On observait le muscle, puis du tissu tendineux apparaissait à travers les fibres musculaires, puis seulement le

tendon attachant le muscle à l'os, pour finalement migrer dans la vertèbre. Les muscles inférieurs se formaient (à 2,9 mm du centre de la vertèbre) et se terminaient à l'extrémité crânienne de la vertèbre suivante (à 2,6 mm du centre de la vertèbre)(données mesurées sur $N=4$ échantillons). Ainsi, ils sont uni-articulaires et ont une longueur de 12 mm, équivalente à la longueur d'une vertèbre additionnée de la distance intervertébrale. Les muscles supérieurs se formaient à l'extrémité caudale d'une vertèbre (à 3 mm du centre de la vertèbre) pour migrer le long d'une vertèbre et se joindre à l'extrémité crânienne de la vertèbre suivante (à 2,1 mm du centre de la vertèbre) (données mesurées sur $N=4$ échantillons). Ainsi, ils sont bi-articulaires et ont une longueur de 13,7 mm, équivalente à la longueur d'une vertèbre additionnée de deux fois la distance intervertébrale. Le résultat est schématisé sur la figure 3.18.

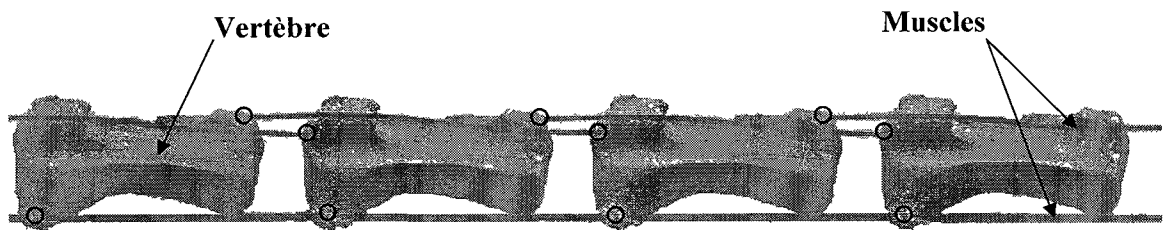


Figure 3.18 : Points d'attache des muscles supérieurs et inférieurs.

3.5.3 Rigidité

On a posé l'hypothèse que le mouvement était induit par la tension appliquée aux tendons attachant les muscles du bassin aux vertèbres. Cette hypothèse est soutenue par le fait que l'on connaît bien le rôle joué par les tendons dans l'élaboration des mouvements, mais que celui des muscles présents dans la queue demeure mitigé. De plus, les muscles de la queue possèdent plusieurs cellules sensibles, telles des corpuscules de Pacini et des fuseaux [THOMPSON 1970]. Ces cellules sensibles jouent un grand rôle dans la proprioception. On pose donc l'hypothèse que les muscles de la queue du rat jouent un rôle de proprioception et non d'induction de mouvement. Ainsi, on a opté d'utiliser dans les calculs de rigidité le module de Young des muscles au repos.

Des muscles dits «passifs» du dos humain ont été testés par plusieurs chercheurs [DAGGFELT et THORSTENSSON (2003), GUZIK et coll (1996) et HANSON et coll. (2006)]. Leurs résultats indiquent un module de Young de 0,2 MPa. HALPERN et MOSS (1976) obtiennent un module de Young dynamique de 0,27 MPa pour un muscle de grenouille *sartorii* au repos à 3 °C. Pour sa part, HILL (1968) teste une partie du muscle *sartorii* qu'il nomme composante élastique sur un court intervalle (SREC : Short-range elastic component) et qu'il utilise pour modéliser le muscle au complet. Il obtient une valeur de 2.0 kg/cm² (0,2 MPa) comme module élastique à 6 °C.

On pose l'hypothèse que le muscle présente les mêmes propriétés mécaniques d'une espèce à l'autre et que ces données sont transférables pour les recherches portant sur la queue du rat. Puisque les résultats de simulation du modèle seront notés en régime permanent, donc en statique et non en dynamique, on a choisi la valeur de 0,2 MPa pour le module de Young des muscles. Ainsi, avec ce module de Young, les aires transversales et les longueurs citées précédemment, on obtient une rigidité de 0,07 N/mm autant pour les muscles du dessus que ceux du dessous. Cette rigidité n'a lieu qu'en tension, car le muscle n'apporte aucune rigidité en compression. De plus, on pose l'hypothèse qu'il n'y a aucune prétension.

3.6 Les fascias

Afin d'observer les composantes internes de la queue, la première étape de la dissection consiste à peler la queue. À l'aide de ciseau, on coupe la peau côté ventral tout le long de l'axe longitudinal de la queue. Ensuite, on doit agripper la peau très fermement avec des pinces dentelées ainsi que le bout crânien de la queue afin de peler la peau (Figure 3.19). À ce moment, on observe que des fibres fasciales sont liées au derme, car il faut tirer avec une certaine force pour briser ce lien.

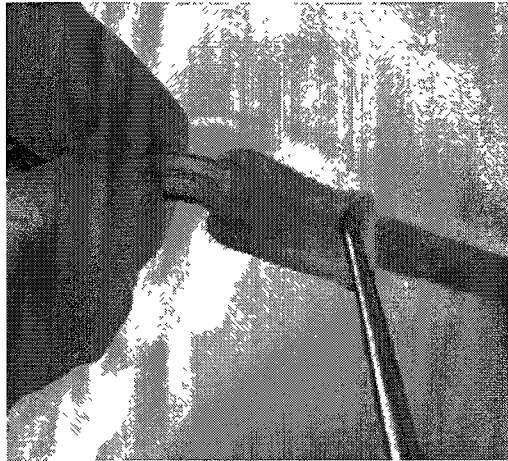


Figure 3.19 : Pelage de la peau de la queue de rat

Le fascia est une structure particulière. Il est schématisé à la figure 3.20. Ce tissu blanc est bien fixé aux structures qui l'entourent. En fait, les seules composantes qui ne semblent pas liées aux fascias sont les tendons, ce qui est bien évident puisqu'ils doivent glisser le long de la queue pour remplir leur fonction. Le fascia forme d'ailleurs les conduits dans lesquels les tendons glissent, puisque des fibres fasciales sont observées entre chaque tendon.

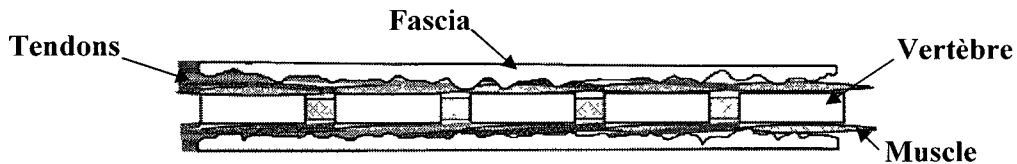


Figure 3.20 : Schéma des fascias modélisés

Ensuite, le fascia semble lié à l'aponévrose des muscles, puisqu'il est impossible de décoller les fibres musculaires du fascia sans abîmer les structures de chacun. D'ailleurs, dans la littérature, le terme fascia est très polyvalent, et on désigne parfois l'enveloppe musculaire comme étant un fascia. Le fascia semble aussi lié au périoste qui enveloppe l'os, car il est solidement fixé à la vertèbre. On peut observer le fascia enveloppant les différentes composantes sur la coupe transversale présentée à la figure 3.21. Le fascia est aussi bien lié à aux capsules ligamentaires entourant le disque intervertébral.

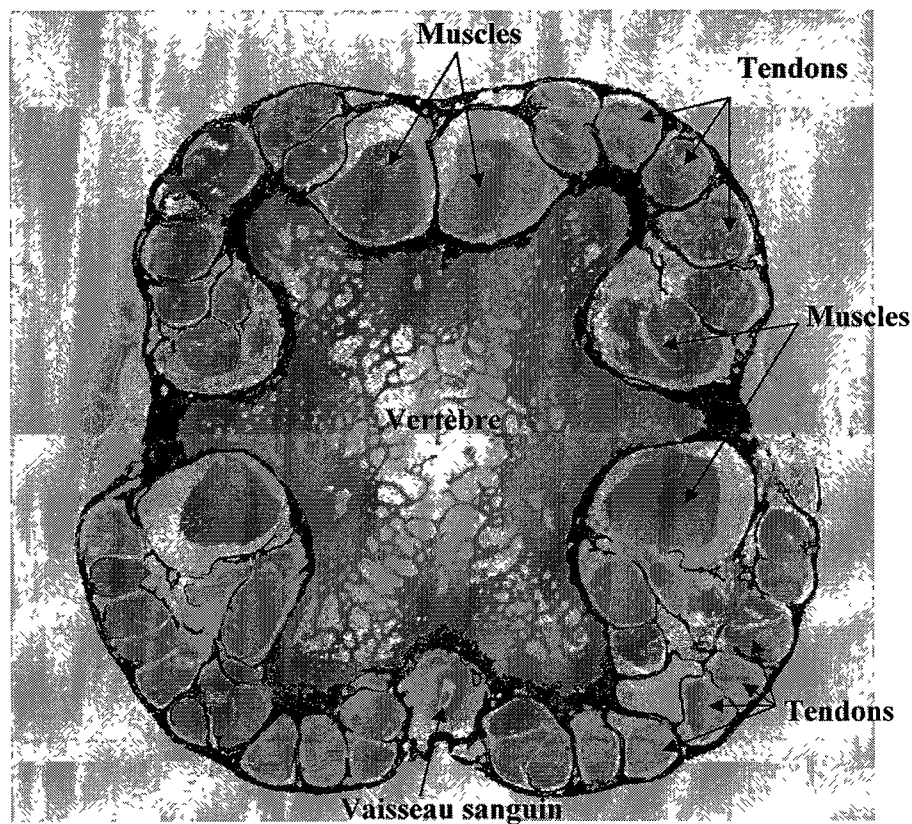


Figure 3.21 : Coupe transversale vis-à-vis la vertèbre illustrant le fascia en noir

Par contre même si le fascia est bien fixé à ces structures, il est quand même possible de le déplacer un peu. Cela ressemble à la peau qu'on peut déplacer à l'aide d'un doigt sur notre corps. On peut déplacer une petite section de peau de quelques millimètres, ce qui fera plisser la peau vers laquelle on pousse et se tendre la peau à l'opposé, mais on ne peut la déplacer plus que cela. Elle est simplement fixe. Il s'agit donc d'un lien élastique entre les différentes composantes.

3.6.1 Modélisation des fascias

Des hypothèses de modélisation ont dû être posées concernant les fascias et plusieurs modélisations ont été testées :

- 1) Suite de ressorts en série fixée à chaque extrémité du tronçon de queue modélisé, dont les ressorts bougent librement longitudinalement par rapport aux vertèbres et à la peau (Figure 3.22A)
- 2) Suite de ressort en série dont chaque ressort est fixé à sa vertèbre respective et à la peau (Figure 3.22B)
- 3) Suite de ressort en série dont chaque ressort est relié à sa vertèbre respective et à la peau par des ressorts (Figure 3.22C)

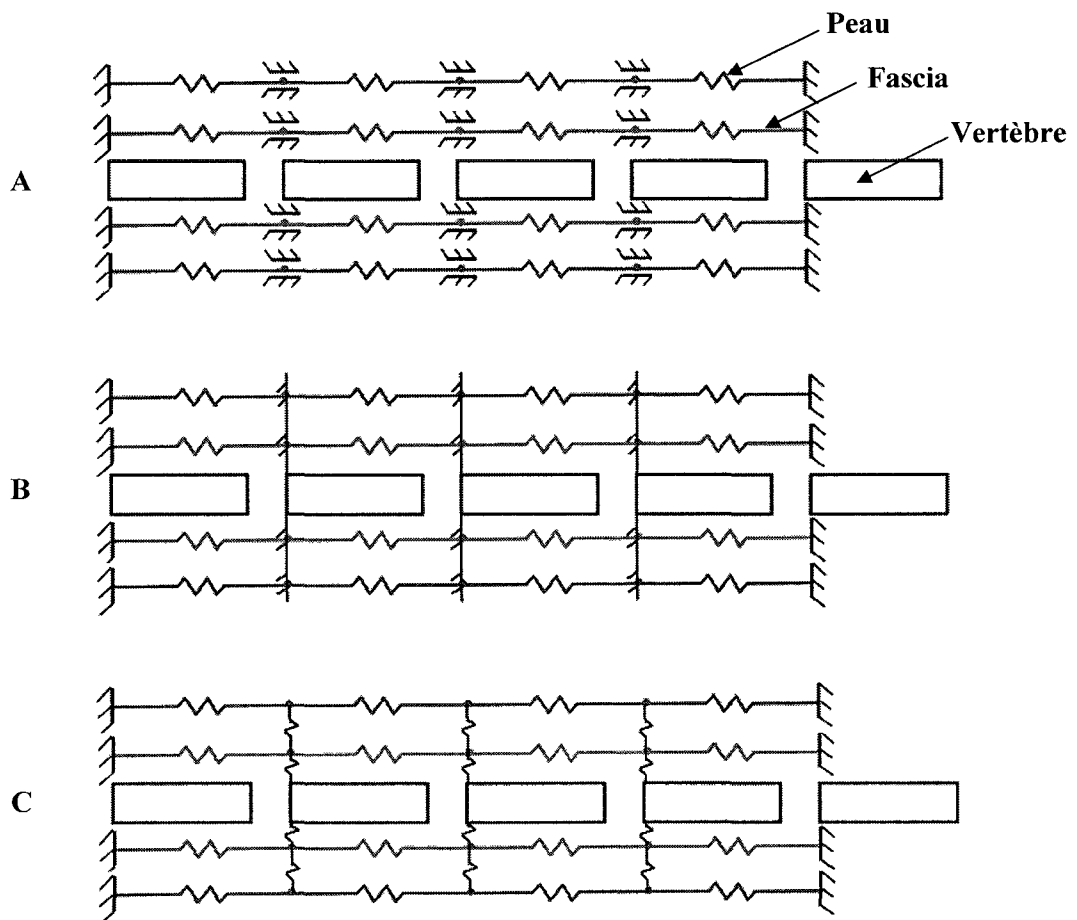


Figure 3.22 : Différentes modélisations testées du fascia selon ses contraintes de mouvement par rapport aux vertèbres et à la peau
 A) Libre B) Fixe C) Contraint par ressort

Bien entendu, ni fixer complètement le fascia aux vertèbres et à la peau (Figure 3.22B), ni le laisser libre longitudinalement (Figure 3.22A) ne correspond à la réalité. La solution la plus

fidèle à la réalité se trouverait entre ces deux extrêmes et serait de contraindre en partie le mouvement du fascia, par l'action de ressorts par exemple. Ces ressorts représenteraient l'action du fascia en cisaillement et dans l'axe radial. On a testé cette possibilité. Avec l'ajout de quatre ressorts supplémentaires à chaque vertèbre, le modèle est devenu très lourd à gérer et le logiciel ne parvenait plus à résoudre les équations. De plus, avec les connaissances actuelles et la géométrie complexe du fascia, il est impossible de quantifier les propriétés mécaniques de ces ressorts transversaux. Le modèle est un outil permettant d'acquérir des connaissances sur le comportement du fascia. Le modèle est assez complexe et on ne doit pas y inclure des données non rigoureuses qui empêcheraient la compréhension de sa réaction aux stimuli imposés lors de simulation.

Fixer chaque ressort modélisant le fascia surestime le rôle joué par le celui-ci. Puisqu'on veut vérifier que le fascia joue un rôle malgré des hypothèses conservatrices, on a choisi de laisser les jonctions entre les ressorts en série libres longitudinalement. Puisque la suite de ressort en série est fixée à la première et la dernière vertèbre, on a observé, lors de la simulation de la flexion pure vers le bas, que les jonctions entre chaque ressort se déplaçaient peu ou pas de leurs coordonnées d'origines.

Ainsi, dans le modèle bidimensionnel, les fascias se situant au-dessus de l'axe de flexion de la queue ont été modélisés comme une première suite de ressorts en série, et tous les fascias se situant au-dessous comme une seconde suite de ressorts en série (figure 3.23). Chacune de ces suites de ressorts était fixée totalement à la première et dernière vertèbre du modèle. Cependant, les jonctions entre deux ressorts étaient libres longitudinalement, comme on a vu précédemment pour les tendons. Tel que mentionné à la section 1.2.1, seul le rôle en rigidité longitudinale du fascia est testé par ce modèle, puisque la liaison entre le fascia et les autres structures n'est pas modélisée.

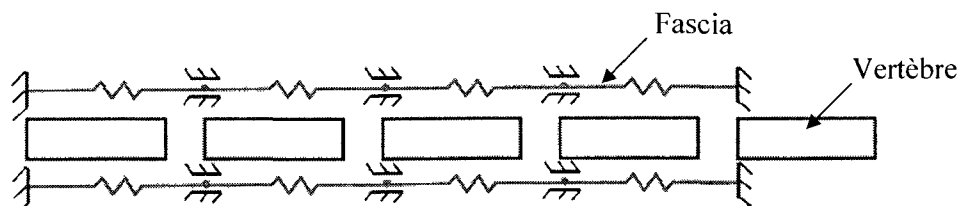


Figure 3.23 : Modélisation du fascia par une suite de ressort en série

3.6.2 Données géométriques nécessaires à la modélisation

Épaisseur moyenne des échantillons utilisés pour les tests de traction

Avant le test de traction, on mesurait la largeur de l'échantillon photographié au stéréomicroscope. Ces largeurs, propres à chaque échantillon, variaient entre 2,1 mm et 3,4 mm (données mesurées sur $N=22$ échantillons). Cette largeur était multipliée par l'épaisseur moyenne des échantillons de fascia pour déterminer l'aire transversale de ceux-ci. Avec cette aire, il était possible de convertir les forces mesurées en contraintes pour déterminer le module de Young. Cette épaisseur moyenne était de 0,2 mm (donnée mesurée sur $N=4$ échantillons). Cette donnée a été mesurée selon la méthode expliquée à la section 2.5.4.

Aire transversale

Les aires transversales des fascias situés au-dessus de l'axe de flexion et au-dessous de l'axe de flexion furent mesurées selon la méthode décrite à la section 2.5.2 (Figure 3.24). Elles sont de $4,2 \text{ mm}^2$ pour le fascia supérieur et de $5,1 \text{ mm}^2$ pour le fascia inférieur (données mesurées sur $N=4$ échantillons).

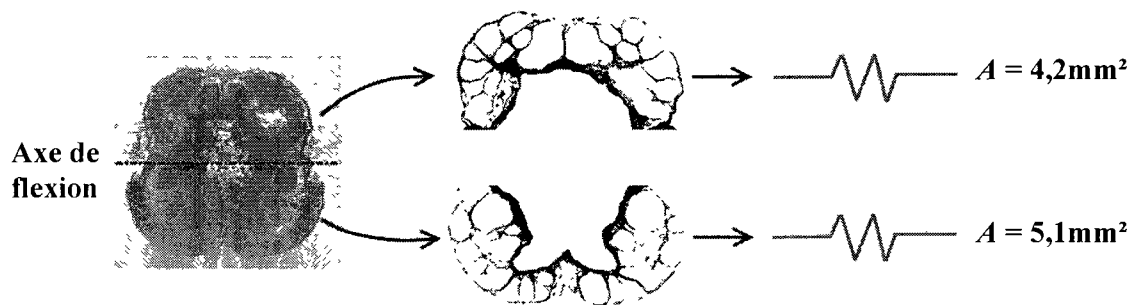


Figure 3.24 : Aires transversales des sections de fascias supérieurs et inférieurs à l'axe de flexion

Bras de levier

Les bras de levier moyens (données mesurées sur $N=4$ échantillons) furent de 2,1 mm pour le fascia supérieur et 2,5 mm pour le fascia inférieur par rapport à l'axe de rotation. Puisque le centre de rotation est situé à la coordonnée $Y_S=0,1$ mm, les coordonnées pour les fascias supérieurs et inférieurs sont respectivement de 2,2 mm et -2,4 mm.

Longueur

Tout comme les tendons, les fascias sont modélisés par des suites de ressorts ayant chacun une longueur équivalente à la distance entre deux extrémités crâniennes de vertèbres. Ainsi, chaque ressort composant le fascia mesure 12 mm.

3.6.3 Rigidité

On a pour le fascia une longueur de ressort l de 12 mm, des aires transversales de 4,4 mm² pour le fascia supérieur et 5,1 mm² pour le fascia inférieur et un module de Young de 18,15 MPa (section 2.6). On obtient donc une rigidité de 6,35 N/mm pour tous les ressorts modélisant du fascia au-dessus de l'axe de flexion Y_F et une rigidité de 7,71 N/mm pour ceux modélisant du fascia sous l'axe de rotation. Tout comme les tendons, le fascia a une rigidité nulle en compression, sauf s'il est prétendu. On pose l'hypothèse qu'il n'y a pas de prétension.

3.7 La peau

3.7.1 Modélisation de la peau

La peau de queue de rat est schématisée à la figure 3.25. La peau située au-dessus de l'axe de flexion Y_F de la queue est modélisée par une suite de ressorts en série fixée à la première et dernière vertèbre et il en est de même pour la peau située sous l'axe de flexion (Figure 3.26).

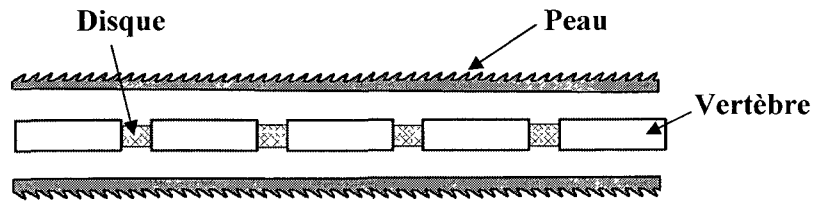


Figure 3.25 : Schéma de la peau modélisée

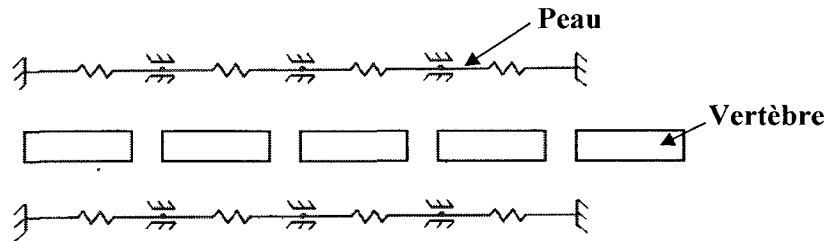


Figure 3.26 : Modélisation de la peau par une suite de ressort en série

3.7.2 Données géométriques nécessaires à la modélisation

Épaisseur

L'épaisseur de la peau fut déterminée par mesure de distance sur des micrographies de coupe transversale d'échantillon de peau. Cette épaisseur est de 1 mm (donnée mesurée sur $N=3$ échantillons).

Aire transversale

On n'avait pas d'image microscopique transversale de la peau directement sur un tronçon de queue. Effectivement, pour effectuer les coupes transversales ou longitudinales, on devait tout d'abord déminéraliser l'os. Cependant, la peau de la queue du rat est si coriace qu'elle empêchait l'infiltration de l'acide déminéralisant jusqu'à l'os. On a donc dû peler la queue avant la déminéralisation.

Ainsi, la mesure d'épaisseur de la peau obtenue par comptage de pixels fut utilisée pour déterminer l'aire transversale de la peau. En juxtaposant une couche de 1mm autour des

images de coupes transversales, on a pu simuler la présence de la peau et effectuer nos calculs. On a obtenu une aire moyenne de $12,8 \text{ mm}^2$ pour la peau supérieure à l'axe de flexion et une aire moyenne de $13,6 \text{ mm}^2$ pour la peau inférieure à l'axe de flexion (données mesurées sur $N=3$ échantillons).

Bras de levier

Les bras de levier moyen calculés furent de $3,1 \text{ mm}$ pour la peau située au dessus de l'axe (donc de coordonnées $Y_S= 3,2 \text{ mm}$) et de $3,4 \text{ mm}$ (donc de coordonnées $Y_S =-3,3 \text{ mm}$) pour la peau située en dessous (données mesurées sur $N=3$ échantillons).

Longueur

Les ressorts allant d'un même point d'attache d'une vertèbre à la suivante, la longueur d'un ressort est de 12 mm

3.7.3 Rigidité

La peau a une aire transversale de $12,8 \text{ mm}^2$ pour la partie au-dessus de l'axe de rotation et de $13,6 \text{ mm}^2$ pour la partie en dessous. La longueur est de 12 mm et on a obtenu à partir des tests de traction (section 2.6) une valeur de module de Young de $30,13 \text{ MPa}$. On calcule alors une rigidité de $32,14 \text{ N/mm}$ pour tous les ressorts modélisant la partie de peau supérieure et une rigidité de $34,15 \text{ N/mm}$ pour ceux modélisant la partie de peau inférieure. La rigidité n'opère qu'en tension. La peau a donc une rigidité nulle en compression, sauf si elle est prétendue. Dans le cas présent, on ne considère aucune prétension.

3.8 Résumé des données structurales nécessaires à la modélisation

Le tableau 3.2 présente un résumé des données structurales et mécaniques nécessaires à la modélisation.

Tableau 3.2 : Résumé des données structurales nécessaires à la modélisation
(suite page suivante)

Structure	Aire transversale modélisée (mm ²)	Longueur d'un élément (mm)	Point d'insertion en X (extrémité crânienne ou caudale de la vertèbre)	Coordonnée Y _S / Bras de levier (mm)	Module de Young (MPa)	Rigidité d'un ressort (N/mm ²)	Viscosité d'un ressort (Nmm/s)
Vertèbres	N/A	10,3	N/A	N/A	N/A	infinie	N/A
Disques (ressorts supérieurs)	7,8	1,7	Départ = Caudal Arrivée = Crânien	2,0	0,73	3,35	1
Disques (ressorts inférieurs)	7,8	1,7	Départ = Caudal Arrivée = Crânien	-1,8	0,73	3,35	1
Muscles supérieurs	5	13,7	Départ = Caudal Arrivée = Crânien	Départ = 3 Arrivée = 2,1	0,27	0,1	1
Muscles inférieurs	4,4	12	Départ = Crânien Arrivée = Crânien	Départ = - 2,9 Arrivée = - 2,6	0,27	0,1	1
Tendons supérieurs	0,117	12	Crânien	2,6	744	7,25	1
Tendons inférieurs	0,117	12	Crânien	- 2,7	744	7,25	1

Tableau 3.2 (suite) : Résumé des données structurales nécessaires à la modélisation

Structure	Aire transversale modélisée (mm ²)	Longueur d'un élément (mm)	Point d'insertion en X (extrémité crânienne ou caudale de la vertèbre)	Coordonnée Y _S / Bras de levier (mm)	Module de Young (MPa)	Rigidité d'un ressort (N/mm ²)	Viscosité d'un ressort (Nmm/s)
Fascia supérieur	4,2	12	N/A	2,2	18,15	6,35	1
Fascia inférieur	5,1	12	N/A	- 2,4	18,15	7,71	1
Peau supérieure	12,8	12	N/A	3,2	30,13	32,14	1
Peau inférieure	13,6	12	N/A	- 3,3	30,13	34,15	1
Centre de rotation	N/A	N/A	N/A	0,1	N/A	N/A	N/A

CHAPITRE 4

VALIDATION

La validation d'une modélisation complexe est nécessaire afin de s'assurer que les résultats obtenus lors des simulations sont valables. Ainsi, un modèle beaucoup plus simple, composé d'une masse reliée à un ou deux ressort(s) a permis de mieux cerner le logiciel de modélisation. Il a de plus permis de vérifier la résolution des équations d'équilibre du modèle lorsqu'on définit les rigidités et les viscosités de ses éléments mécaniques selon une courbe de type «spline». Ensuite, pour compléter la validation, la modélisation de chacune des structures de la queue de rat fut testée individuellement. Pour ce faire, on a appliqué un/des chargement(s) à ladite structure et vérifié si les sommations des forces et/ou sommations des moments étaient bien nulles à l'équilibre.

4.1 Validation des fonctions «spline» de rigidité et de viscosité

Tel que mentionné précédemment, les structures anatomiques ne peuvent être modélisées par des ressorts de rigidité constante (Figure 4.1A). Le disque opère en compression, mais sa rigidité est nulle en tension et l'inverse est observé pour les tendons, les fascias, la peau et les muscles (Figure 4.1B).

Ainsi, on a pour les disques intervertébraux :

$$F = \begin{cases} Kx & \text{pour } x \leq 0 \\ 0 & \text{pour } x > 0 \end{cases} \quad (4.1)$$

où F = Force développée par la structure

K = Rigidité de la structure

x = Compression/Élongation de la structure

et pour les autres structures :

$$F = \begin{cases} 0 & \text{pour } x \leq 0 \\ Kx & \text{pour } x > 0 \end{cases} \quad (4.2)$$

Dans le modèle sur *Adams/View*, on définit donc la rigidité du ressort par une courbe «spline» de la force en fonction de l'élongation (Figure 4.2). Il est à noter que les validations ont été faites pour un ressort dont la rigidité agit en tension seulement, mais les résultats peuvent évidemment être transposés pour un ressort agissant en compression seulement.

Une courbe «spline» est déterminée par les segments de courbe polynomiale entre chaque paire de coordonnées. Ces courbes sont des polynômes du troisième degré, car on utilise une «spline» cubique. À chaque jonction de segments de courbe, les extrémités des segments de courbe de part et d'autre de la jonction présentent la même coordonnée et la même pente. Une courbe «spline» ne permet donc pas de discontinuité, tel qu'il le faudrait pour modéliser les équations (4.1) et (4.2). Ainsi, la forme de la courbe sera arrondie aux abords de la discontinuité (Figure 4.1C). Bien que cet arrondi soit faible, paramétrer une rigidité positive en élongation négative (donc en compression) pourrait engendrer des problèmes de convergence lors de la simulation. On aurait un modèle qui «crée» de l'énergie. Effectivement, en se référant au graphique de la figure 4.1C, pour une faible compression, le ressort développe une faible rigidité en tension. Ainsi, dès que le ressort est comprimé, il se comprime davantage jusqu'à atteindre la position pour laquelle sa rigidité est paramétrée totalement nulle.

Pour contourner ce problème, il faut définir une courbe avec un arrondi plus petit et décalé dans les élongations positives (Figure 4.1D). Cela assure que pour toutes élongations négatives (compressions), la rigidité sera totalement nulle. Marc Denninger, un professionnel de recherche du groupe PERSÉUS, a élaboré un programme MatLab calculant les coordonnées définissant la «spline» à partir des données d'entrée de pente et de décalage voulus. Ce programme est présenté à l'annexe B.1. Pour des fins d'uniformisation, on a choisi un pour chaque structure un décalage égal à 0,01 % de sa longueur initiale.

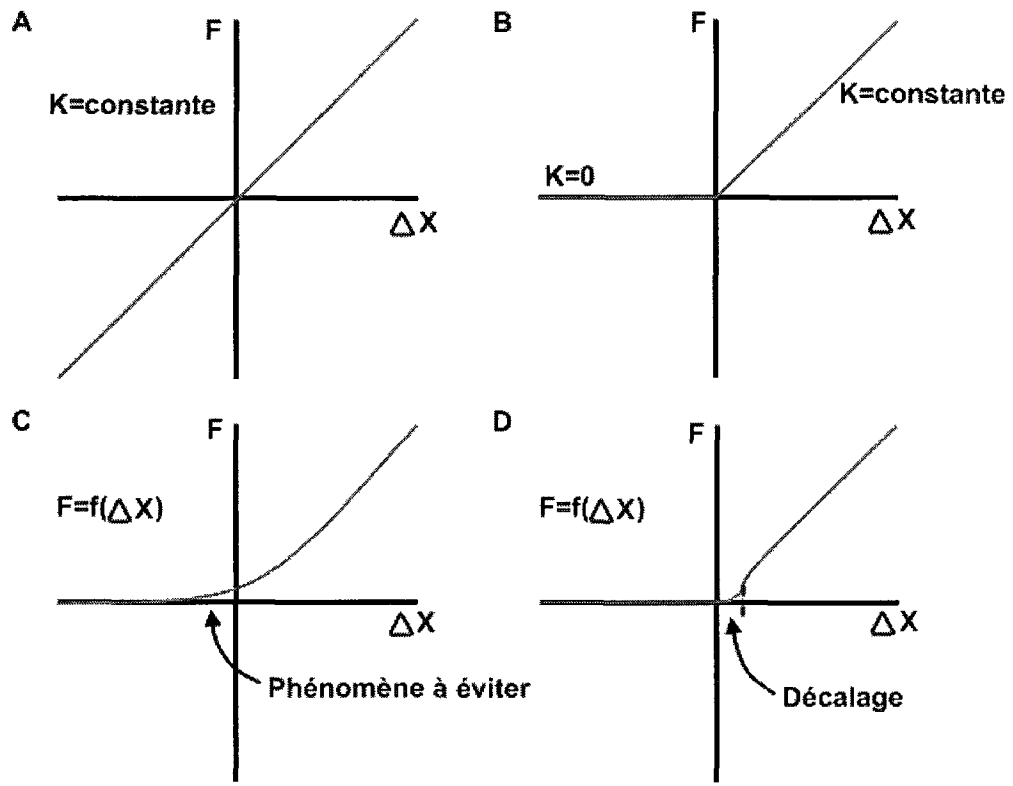


Figure 4.1 : Approximation de l'équation (15) par une «spline»
 A) Rigidité constante B) Équation (15) C) «Spline» approximant l'équation (4.2)
 D) «Spline» dont les coordonnées assurent une rigidité nulle en compression

Rigidité du fascia

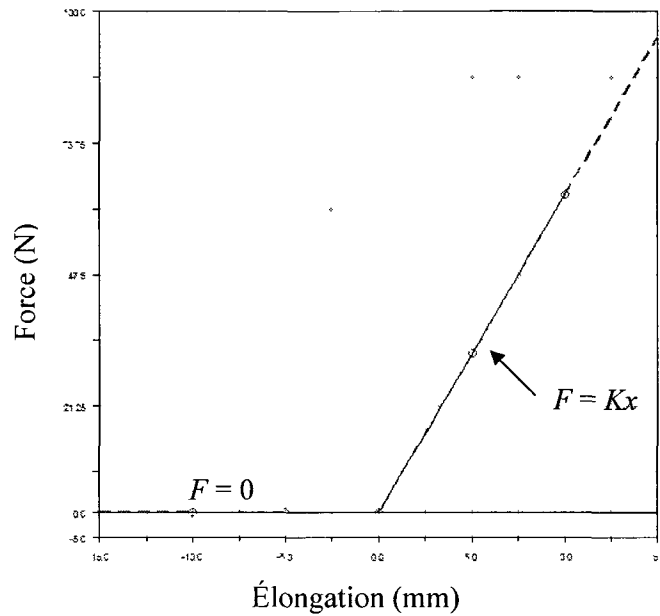


Figure 4.2 : Exemple de «spline» définissant la rigidité K du fascia

Un modèle simplifié, composé d'une masse liée à deux ressorts sur laquelle on applique une force a permis de vérifier le comportement des ressorts dont la rigidité est définie par une telle fonction (Figure 4.3). Le coefficient de viscosité est, dans ce cas, paramétré par une constante et agit donc autant en tension qu'en compression à l'instar de la courbe de rigidité présentée à la figure 4.1A. Cette simulation a permis de vérifier qu'à l'état statique, aucune force n'était développée dans le ressort en compression tandis que celui en tension présentait effectivement la rigidité voulue.

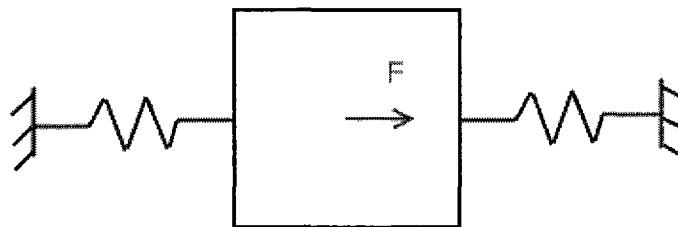


Figure 4.3 : Schéma du modèle simplifié composé d'une masse et de deux ressorts

Afin de bien cerner le comportement du ressort en phase de compression, donc en rigidité nulle, on a aussi modélisé une masse liée à un seul ressort (Figure 4.4).

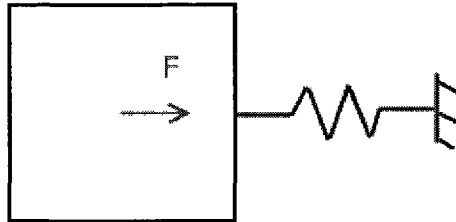


Figure 4.4 : Schéma du modèle simplifié composé d'une masse et d'un ressort

En dynamique, le ressort se comprimait continuellement sans atteindre l'équilibre, mais une force égale à celle appliquée était maintenant développée dans le ressort en compression. Celle-ci correspondait au coefficient de viscosité multipliée par la vitesse de déformation et permettait l'équilibre des forces. Ainsi, le ressort se déformait à vitesse constante jusqu'à ce qu'il soit totalement comprimé. Suite à quoi, il se retournait, puis s'étirait jusqu'à l'obtention du régime permanent.

On a donc testé ces mêmes modèles simplifiés, mais en définissant aussi la viscosité par une courbe «spline» de la force en fonction de la vitesse de déformation (Figure 4.5)

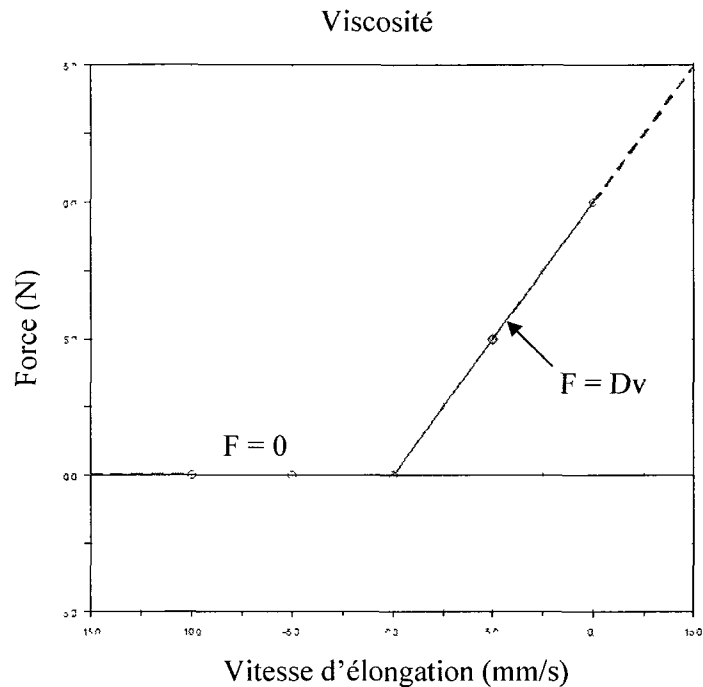


Figure 4.5 : «Spline» définissant le coefficient de viscosité D des structures agissant en tension

Il a tout d'abord été vérifié que les résultats obtenus en régime permanent étaient les mêmes avec un coefficient de viscosité définie par la fonction «spline» que ceux obtenus avec un coefficient de viscosité constant, et ce, pour les modèles à un et deux ressorts. Les modèles évoluent de la façon attendue, sauf qu'on a dénoté une discontinuité dans le graphique de la force nulle du ressort en compression lors de la simulation du modèle à deux ressorts (Figure 4.6). Bien entendu, cette discontinuité demeure d'un ordre très faible (environ 10^{-9}), mais on doit garder cette particularité en tête lors de la modélisation du modèle complet de queue de rat.

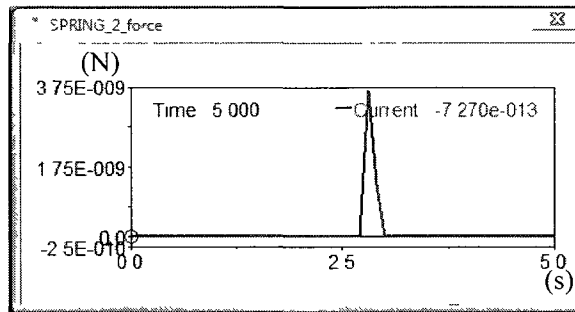


Figure 4.6 : Graphique de la force développée dans le ressort en compression lors de la simulation du modèle composé d'une masse liée à deux ressorts ayant une rigidité et une viscosité nulles en compression

On a finalement testé le modèle complet de la queue de rat avec les rigidités des ressorts modélisant les structures définies par des fonctions «spline» et le coefficient de viscosité constant. Tout fonctionnait et on observait sensiblement le même comportement qu'avec des rigidités constantes. Bien entendu, la queue présentait une flexion plus prononcée, car les structures inférieures ne combattaient plus la flexion puisqu'elles ne développaient plus de force en compression.

Lorsqu'on a testé le modèle complet avec les viscosités définies par des fonctions «spline», la simulation échouait et le programme indiquait un message d'erreur dénotant l'impossibilité de résoudre les équations. Puisqu'il avait été vérifié avec les modèles simples que les résultats en régime permanent étaient les mêmes, peu importe que la viscosité soit définie comme une constante ou comme une fonction «spline», on a choisi de laisser les viscosités constantes. On a supposé que cette impossibilité à résoudre les équations pouvait provenir de l'accumulation de discontinuités, comme celle observée à la figure 4.6, se produisant dans plusieurs des ressorts en compression. L'investigation de ces discontinuités sort du cadre de ce projet de maîtrise.

4.2 Validation composante par composante du modèle de la queue de rat

Afin de valider la modélisation de chaque structure du modèle de la queue de rat, chacune d'elles fut testée individuellement en tension et en compression axiale, donc selon l'axe longitudinal de la queue. Ainsi, pour tester une structure, toutes les autres étaient désactivées (à l'exception des vertèbres) et une force longitudinale F_0 , en X , positive ou négative était appliquée sur la dernière vertèbre à la coordonnée $Y_S=0,1$ mm, soit au niveau de l'axe de flexion (Figure 4.7). Les sections 4.2.1 à 4.2.3 couvrent les validations du fascia, de la peau, des tendons et des muscles en tension de même que des disques intervertébraux en compression. Pour ces simulations, les positions de vertèbre(s), les forces développées dans les ressorts modélisant la structure ainsi que les elongations de ces mêmes ressorts furent notées après avoir atteint l'équilibre statique.

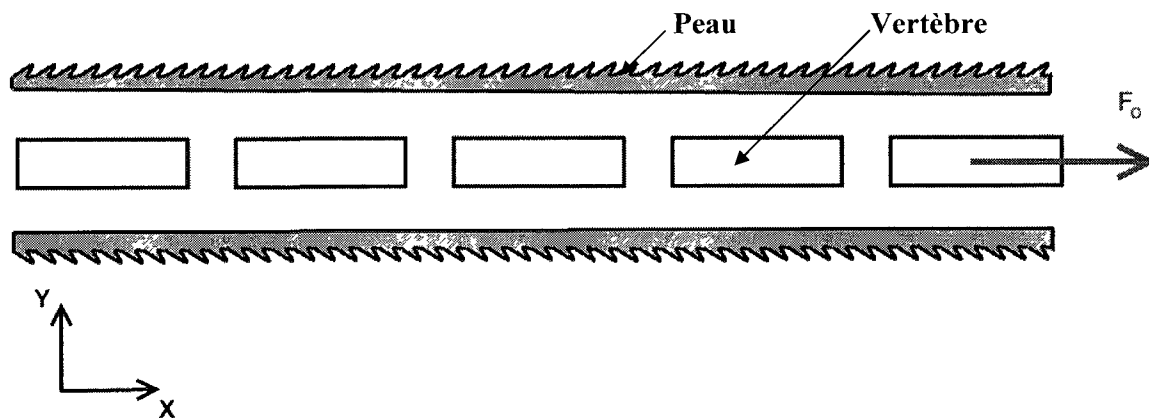


Figure 4.7 : Schéma de la validation de la modélisation de la peau

Il est à noter qu'on ne pouvait atteindre l'équilibre statique lors de la simulation du fascia, de la peau, des tendons et des muscles en compression et du disque en tension, et ce, parce que les constantes de rigidité des ressorts sont nulles dans ces conditions. Les seules forces en jeu étaient celles créées par la viscosité. Ainsi, les structures se comprimaient ou s'étiraient continuellement. Pour vérifier qu'aucune force n'était développée dans les ressorts, on a simplement vérifié que la force durant le mouvement était égale à la vitesse de déformation, le

coefficient de viscosité étant unitaire. Ceci s'est révélé être le cas pour chacune des structures. Ci-dessous sont présentés plus de détails sur les validations en tension des tendons, du fascia, de la peau et des muscles et sur la validation en compression des disques intervertébraux.

4.2.1 Validation en tension des structures composées par des suites de ressorts en série

Les structures en série telles le fascia, la peau et chacun des tendons furent testées de la même manière. Des forces F_O de 1 N, 2 N et 10 N furent appliquées en tension au fascia, à la peau et au tendon s'attachant à la septième et dernière vertèbre du modèle. Ensuite, chacun leur tour, les tendons s'attachant aux six premières vertèbres ont été validés avec l'application d'une force de 1 N. L'élongation et la force développée dans les ressorts étaient mesurées à l'équilibre statique. L'élongation (Δx_{ress}) était la même pour tous les ressorts en validation. Les données de force étaient identiques pour tous les ressorts du haut de la queue (F_h) et identiques pour ceux du bas (F_b). En faisant le rapport de la force appliquée (F_O) sur le déplacement de la dernière vertèbre (Δx_t), on vérifiait la rigidité totale de la structure modélisée K_t . On comparait ensuite cette valeur avec la rigidité équivalente calculée K_e , qui est égale à la somme de la rigidité des ressorts supérieurs et de la rigidité des ressorts inférieurs, divisée par le nombre de ressorts en série :

$$K_e = (K_h + K_b) / n_{ressorts} \quad (4.3)$$

Cela permettait de vérifier si l'agencement des ressorts modélisés était valide.

Le tableau 4.1 présente la comparaison entre les rigidités totales observées (K_t) et calculées (K_e) selon l'équation (4.4). On observe une différence variant de 0 à 1,5 %.

$$K_t \text{ vs } K_e = \left| \frac{K_t - K_e}{K_e} \right| \cdot 100\% \quad (4.4)$$

Cette erreur peut être expliquée par le fait que les fonctions «spline» de rigidité ne peuvent être discontinues et qu'un petit décalage de la courbe vers les positifs aux abords de l'origine

permet de s'assurer qu'aucune rigidité n'est présente en compression (Figure 4.1D). D'ailleurs, on remarque que l'erreur est plus petite lorsqu'une force plus grande est appliquée. Cette erreur est donc considérée comme acceptable.

Tableau 4.1 : Comparaison des rigidités totales observées et calculées des structures dans leur ensemble

	Fo (N)	Δx_t (mm)	K_t (N/mm)	K_e (N/mm)	K_t vs K_e (%)
Fascia	1	0,50	2,01	2,01	0,2
Fascia	2	1,00	2,01	2,01	0,1
Fascia	10	4,98	2,01	2,01	0,0
Peau	1	0,11	9,34	9,47	1,4
Peau	2	0,21	9,38	9,47	1,0
Peau	10	1,06	9,41	9,47	0,6
Tendon 7	1	0,48	2,08	2,07	0,6
Tendon 7	2	0,97	2,06	2,07	0,5
Tendon 7	10	4,83	2,07	2,07	0,0
Tendon 6	1	0,41	2,44	2,42	0,9
Tendon 5	1	0,35	2,86	2,90	1,5
Tendon 4	1	0,28	3,57	3,63	1,5
Tendon 3	1	0,21	4,76	4,83	1,5
Tendon 2	1	0,14	7,14	7,25	1,5
Tendon 1	1	0,07	14,29	14,50	1,5

Pour les mêmes conditions de chargement, le tableau 4.2 présente l'élongation d'un ressort Δx_{ress} , ainsi que la force qui est développée dans un seul ressort du haut F_h et dans un seul ressort du bas F_b (comparativement au tableau 4.1 qui présentait l'élongation et la force pour la série de ressorts). Cela permet de comparer les rigidités observées ($F_h/\Delta x_{ress}$ et $F_b/\Delta x_{ress}$) et paramétrées (K_h et K_b) pour chaque ressort.

L'erreur entre les rigidités observées et paramétrées pour un ressort du haut est calculée par :

$$\frac{F_h}{\Delta x_{ress}} \text{ vs } K_h = \left| \frac{\frac{F_h}{\Delta x_{ress}} - K_h}{K_h} \right| 100\% \quad (4.5)$$

et l'erreur entre les rigidités observées et paramétrées pour un ressort du bas par :

$$\frac{F_b}{\Delta x_{ress}} \text{ vs } K_b = \left| \frac{\frac{F_b}{\Delta x_{ress}} - K_b}{K_b} \right| \cdot 100\% \quad (4.6)$$

On observe le même ordre de grandeur d'erreur pour la rigidité de chaque ressort que pour la rigidité de l'ensemble des ressorts modélisant une structure. Cette erreur est considérée acceptable.

Tableau 4.2 : Comparaison des rigidités observées et paramétrées par ressort modélisant les structures

	Δx_{ress} (mm)	F_h (N)	$F_h/\Delta x_{\text{ress}}$ (N/mm)	K_h (N/mm)	$F_h/\Delta x_{\text{ress}}$ vs K_h (%)	F_b (N)	$F_b/\Delta x_{\text{ress}}$ (N/mm)	K_b (N/mm)	$F_b/\Delta x_{\text{ress}}$ vs K_b (%)
Fascia	0,07	-0,4517	6,34	6,35	0,2	-0,5483	7,70	7,71	0,2
Fascia	0,01	-0,9033	6,34	6,35	0,1	-1,0967	7,70	7,71	0,1
Fascia	0,71	-4,5164	6,35	6,35	0,0	-5,4836	7,71	7,71	0,0
Peau	0,02	-0,487	31,85	32,14	0,9	-0,513	33,55	34,15	1,8
Peau	0,30	-0,9753	32,02	32,14	0,4	-1,0247	33,64	34,15	1,5
Peau	0,15	-4,873	32,12	32,14	0,1	-5,127	33,80	34,15	1,0
Tendon 7	0,07	-0,5	7,24	7,25	0,2	-0,5	7,24	7,25	0,2
Tendon 7	0,14	-1	7,24	7,25	0,1	-1	7,24	7,25	0,1
Tendon 7	0,69	-5	7,25	7,25	0,0	-5	7,25	7,25	0,0
Tendon 6	0,07	-0,5	7,24	7,25	0,2	-0,5	7,24	7,25	0,2
Tendon 5	0,07	-0,5	7,24	7,25	0,2	-0,5	7,24	7,25	0,2
Tendon 4	0,07	-0,5	7,24	7,25	0,2	-0,5	7,24	7,25	0,2
Tendon 3	0,07	-0,5	7,24	7,25	0,2	-0,5	7,24	7,25	0,2
Tendon 2	0,07	-0,5	7,24	7,25	0,2	-0,5	7,24	7,25	0,2
Tendon 1	0,07	-0,5	7,24	7,25	0,2	-0,5	7,24	7,25	0,2

Les validations précédentes ont permis de vérifier la rigidité de chacun des ressorts de même que des suites de ressorts. Afin de vérifier l'équilibre des forces développées à l'équilibre statique, on a aussi calculé la sommation des moments de force (M_h et M_b) en deux points (P_{Mh} et P_{Mb}). Cela a permis de vérifier que ceux-ci sont nuls et que le chargement se répartit comme il se doit. En se référant à la figure 4.8, les équations des moments de force étaient :

$$\begin{aligned} \sum M_h &= r_h F_o + (r_h + r_b) F_b + T = 0 \\ \sum M_b &= r_b F_o + (r_h + r_b) F_h + T = 0 \end{aligned} \quad (4.7)$$

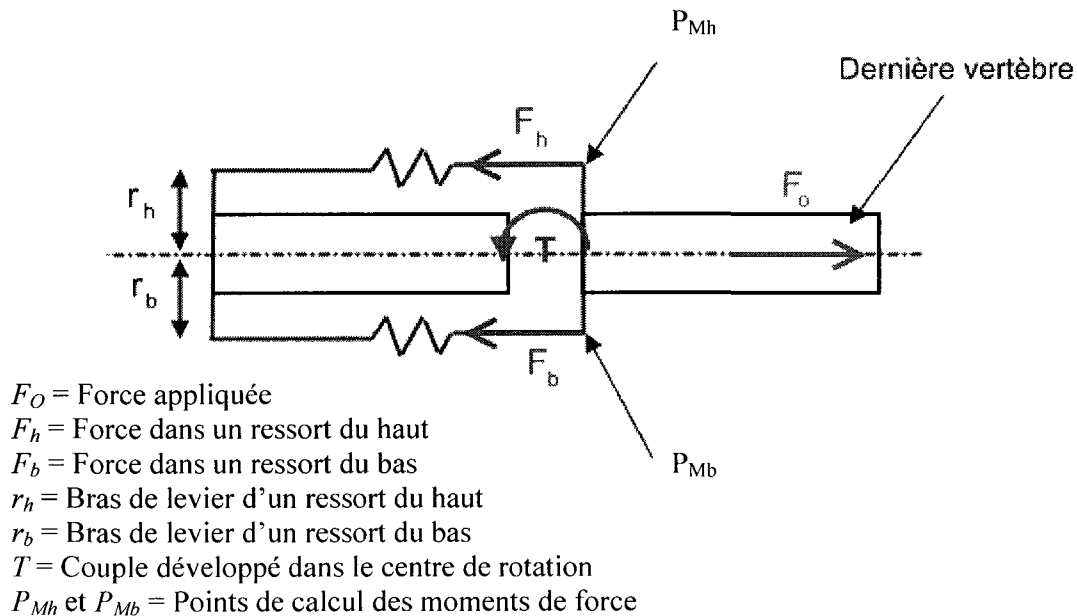


Figure 4.8 : Illustration des deux dernières vertèbres et des forces développées lors de l'application d'une force positive dans le but de valider les structures composées d'une suite de ressorts en série

Le tableau 4.3 présente les données nécessaires à la sommation des moments de force. On y observe que la sommation des forces est nulle à la 10^{-4} près pour toutes les simulations. Le logiciel *Adams/View* fournit les données de force et de déformation à cet ordre près. Ainsi, la valeur non nulle de la sommation des forces dépend de la précision des données.

Tableau 4.3 : Données nécessaires et résultats des sommations des forces

	r_h (mm)	r_b (mm)	F_h (N)	F_b (N)	T (Nmm)	$\sum M_h$ (Nmm)	$\sum M_b$ (Nmm)
Fascia	2,1	2,5	-0,4517	-0,5483	0,4222	2^E-5	2^E-5
Fascia	2,1	2,5	-0,9033	-1,0967	0,8447	$-1,2^E-4$	$-1,2^E-4$
Fascia	2,1	2,5	-4,5164	-5,4836	4,2245	-6^E-5	-6^E-5
Peau	3,1	3,4	-0,487	-0,513	0,2346	1^E-4	1^E-4
Peau	3,1	3,4	-0,9753	-1,0247	0,4608	$2,5^E-4$	$2,5^E-4$
Peau	3,1	3,4	-4,873	-5,127	2,3256	1^E-4	1^E-4
Tendon 7	2,5	2,8	-0,5	-0,5	0,15	0	0
Tendon 7	2,5	2,8	-1	-1	0,30	0	0
Tendon 7	2,5	2,8	-5	-5	1,5	0	0
Tendon 6	2,5	2,8	-0,5	-0,5	0,15	0	0
Tendon 5	2,5	2,8	-0,5	-0,5	0,15	0	0
Tendon 4	2,5	2,8	-0,5	-0,5	0,15	0	0
Tendon 3	2,5	2,8	-0,5	-0,5	0,15	0	0
Tendon 2	2,5	2,8	-0,5	-0,5	0,15	0	0
Tendon 1	2,5	2,8	-0,5	-0,5	0,15	0	0

Ainsi, la modélisation des structures modélisées pas des suites de ressorts en série est validée. La rigidité de chaque ressort, la rigidité de l'ensemble des ressorts modélisant la structure et la sommation des moments de force à l'équilibre statique ont été vérifiées.

4.2.2 Validation en tension des muscles

Tel qu'expliqué précédemment, les muscles supérieurs sont bi-articulaires tandis que les muscles inférieurs sont uni-articulaires. La figure 4.9 illustre l'agencement des muscles et la nomenclature utilisée pour chacun d'eux pour fin de validation. Notez que la forme des vertèbres a été modifiée pour une meilleure visualisation. On considère l'inclinaison des ressorts assez faibles pour considérer les forces développées et les élongations dans l'axe des X seulement. D'ailleurs, celles-ci représentent plus de 99,8 % des forces et élongations totales développées.

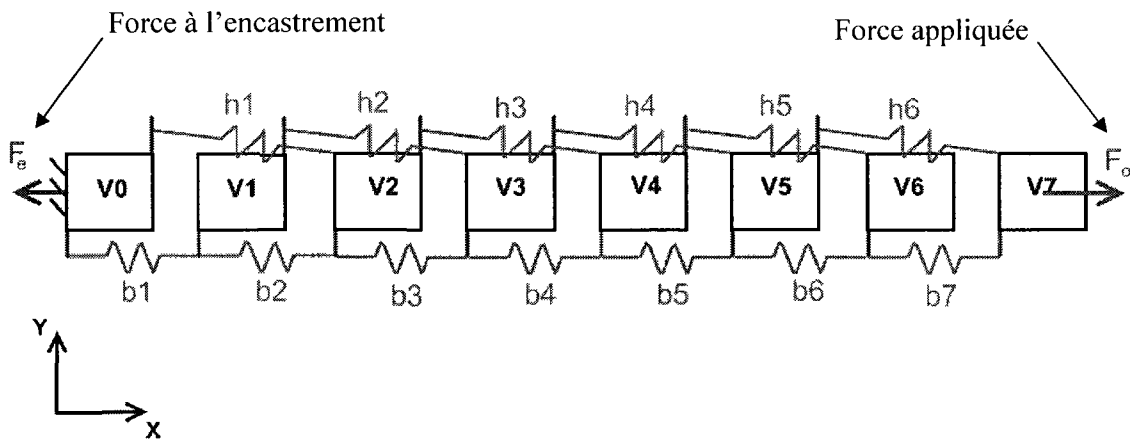


Figure 4.9 : Disposition des ressorts modélisant les muscles et nomenclature utilisée pour fin de validation

Vu la structure particulière des muscles, la validation des forces s'est faite par le diagramme de corps libre (DCL) de chaque vertèbre (Figure 4.10).

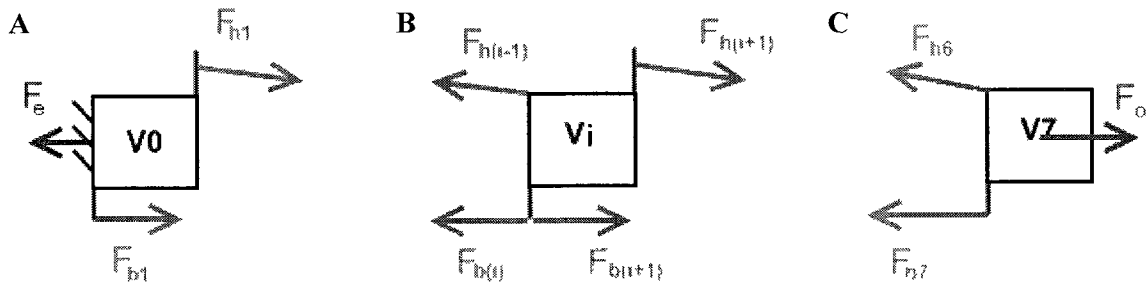


Figure 4.10 : DCL des vertèbres lors de la validation des muscles
A) Vertèbre 0 B) Vertèbres 1 à 6 C) Vertèbre 7

Afin de vérifier que le modèle se déformait convenablement, on a vérifié les élongations des muscles. On observe sur la figure 4.9 qu'un muscle inférieur est attaché à deux vertèbres consécutives et se déformera au fur et à mesure que les deux vertèbres se distanceront. Le muscle supérieur est attaché bi-articulairement. Sa déformation sera donc égale à la somme

des déformations du ressort inférieur du même indice numérique et du ressort inférieur suivant :

$$\Delta x_{h(i)} = \Delta x_{b(i)} + \Delta x_{b(i+1)} \quad \text{pour } i = [1;6] \quad (4.8)$$

Les DCL et l'équation (4.8) ont été vérifiées pour l'application de deux forces différentes. Le tableau 4.4 présente les résultats des forces F_i développées dans chacun des ressorts, les elongations Δx_i de ces mêmes ressorts et la rigidité observée K_{ress} à partir de ces valeurs pour une force appliquée F_O de 0,1 N. On retrouve aussi une colonne présentant le résultat de l'équation (4.8). Le tableau 4.5 présente ces mêmes résultats pour une force appliquée F_O de 0,01 N.

Tableau 4.4 : Validation des muscles en tension avec une force appliquée $F_O = 0,1$ N

Muscles	F_i (N)	Δx_i (mm)	$K_{ress}=F_i / \Delta x_i$ (N/mm)	$\Delta x_{bi} + \Delta x_{b(i+1)}$ (mm)
h1	0,055	0,79	0,070	0,79
h2	0,035	0,49	0,070	0,49
h3	0,041	0,59	0,070	0,59
h4	0,041	0,59	0,070	0,59
h5	0,035	0,49	0,070	0,49
h6	0,055	0,79	0,070	0,79
b1	0,045	0,64	0,070	
b2	0,010	0,15	0,070	
b3	0,024	0,35	0,070	
b4	0,017	0,25	0,070	
b5	0,024	0,35	0,070	
b6	0,010	0,15	0,070	
b7	0,045	0,64	0,070	

Tableau 4.5 : Validation des muscles en tension avec une force appliquée de $F_O = 0,01$ N

Muscles	F_i (N)	Δx_i (mm)	$K_{\text{ress}} = F_i / \Delta x_i$ (N/mm)	$\Delta x_{bi} + \Delta x_{b(i+1)}$ (mm)
h1	0,0055	0,079	0,070	0,079
h2	0,0035	0,049	0,070	0,050
h3	0,0041	0,059	0,070	0,059
h4	0,0041	0,059	0,070	0,059
h5	0,0035	0,049	0,070	0,050
h6	0,0055	0,079	0,070	0,079
b1	0,0045	0,064	0,070	
b2	0,0010	0,015	0,069	
b3	0,0024	0,035	0,070	
b4	0,0017	0,025	0,070	
b5	0,0024	0,035	0,070	
b6	0,0010	0,015	0,069	
b7	0,0045	0,064	0,070	

On remarque que les rigidités observées sont équivalentes à celles paramétrées. Les équivalences entre les élongations des ressorts du haut et ceux du bas sont aussi validées.

Le tableau 4.6 présente les équations des DCL pour chacune des vertèbres. Il est à noter que $F_e = F_O$. Les équations de DCL sont donc vérifiées pour les deux simulations.

Tableau 4.6 : DCL des vertèbres

Vertèbre	Équation du DCL	Résultat du DCL
V0	$F_{h1} + F_{b1} - F_e$	0
V1	$F_{h2} + F_{b2} - F_{b1}$	0
V2	$F_{h3} + F_{b3} - F_{h1} - F_{b1}$	0
V3	$F_{h4} + F_{b4} - F_{h2} - F_{b2}$	0
V4	$F_{h5} + F_{b5} - F_{h3} - F_{b3}$	0
V5	$F_{h6} + F_{b6} - F_{h4} - F_{b4}$	0
V6	$F_{b7} - F_{h5} - F_{b5}$	0
V7	$F_O - F_{h6} - F_{b7}$	0

4.2.3 Validation des disques intervertébraux en compression

Les disques ont été validés en compression par l'application d'une force F_O de 1 N et de 2 N. Comme à la section 4.2.1, on a vérifié que la rigidité calculée K_t à partir des forces développées dans les ressorts par rapport à leur élongation Δx_{ress} correspond à la rigidité paramétrée équivalente K_e . Le tableau 4.7 présente les résultats de cette validation.

Tableau 4.7 : Comparaison des rigidités observées et modélisées des ressorts modélisant les disques intervertébraux

F_o (N)	Δx_{ress} (mm)	K_t (N/mm)	K_e (N/mm)	K_t vs K_e (%)	r_h (mm)	r_b (mm)	F_h (N)	F_b (N)	T (Nmm)
-1	-0,1493	6,70	6,7	0	1,9	1,9	0,5	0,5	0
-2	-0,2985	6,70	6,7	0	1,9	1,9	0,5	0,5	0

On remarque que les rigidités sont égales. Aussi, le point d'application de la force étant situé à l'axe de flexion et les ressorts modélisant le disque étant à égales distances, la sommation des moments de force est triviale.

4.3 Validation de la jonction entre deux ressorts en série

Lors de la validation du modèle en traction pure, les ressorts en série (peau, fascia, tendons) prenaient tous le même chargement et se déformaient identiquement. C'est d'ailleurs ce qu'on attend d'une suite de ressorts en série. Cependant, lors des simulations de flexion, on a remarqué que les ressorts en série ne se déformaient pas tous également, et donc ne développaient pas tous les mêmes forces. Le fait est que la glissière prend une part du chargement. En effet, la jonction entre deux ressorts en série glisse parallèlement à la vertèbre au-dessus de laquelle la jonction se trouve. Dépendant de l'angle formé entre deux vertèbres, la glissière dans laquelle se déplace la jonction prend une partie de la charge. D'ailleurs, plus la flexion était prononcée et plus on observait de différences entre les forces développées dans les ressorts en série. L'équilibre des forces contraint les ressorts à se déformer différemment selon les angles formés entre les vertèbres lors de la flexion, et donc à prendre différents

chargements. Une sommation des forces à la jonction entre deux ressorts en série a permis de vérifier que cette différence de déformation était bien due au chargement pris par les glissières (Figure 4.11).

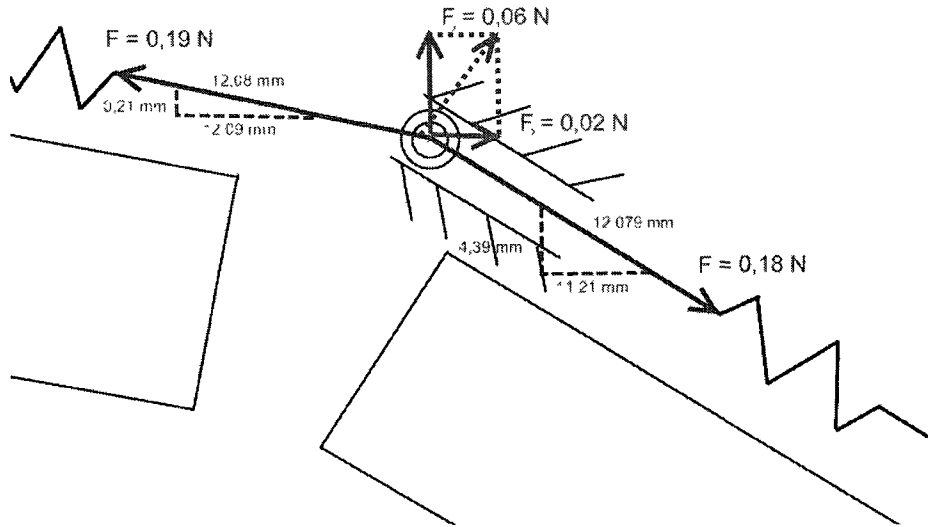


Figure 4.11 : Répartition des forces à la jonction des deux premiers ressorts modélisant le fascia du haut lors d'une simulation de flexion avec les tendons du haut désactivés, et donc avec une flexion plus prononcée.

Suite à la validation du paramétrage et de la modélisation de chacune des structures, on peut conclure que le modèle se comporte selon les prédictions. On peut donc affirmer que les résultats des simulations sont valables pour le modèle conçu.

CHAPITRE 5

INVESTIGATION DES TROIS SOUS-OBJECTIFS

Le but de ce projet était de valider si la queue du rat constitue un bon modèle expérimental pour l'étude mécanobiologique du fascia *in vivo*. Pour ce faire, trois sous-objectifs devaient être investigués :

- 1) déterminer théoriquement et/ou expérimentalement si fascia possède un rôle biomécanique dans l'actionnement ou la stabilisation de la queue;
- 2) déterminer s'il est possible de modifier facilement les stimuli mécaniques auxquels il est normalement soumis, et ;
- 3) élaborer une méthode pour évaluer l'évolution de son état (ex : structure, composition, propriétés mécaniques, etc.) dans le temps suite à une modification des stimuli mécaniques auxquels il est soumis.

Les deux premiers sous-objectifs furent investigués à l'aide d'un modèle numérique de la queue du rat simulant une flexion vers le bas.

La modélisation numérique de chacune des structures composant la queue du rat a été décrite au chapitre 3. L'assemblage de chacun de ces modèles en un seul a permis la modélisation complète d'un tronçon de la queue du rat. La figure 5.1A, déjà présentée au chapitre 1, illustre le modèle de queue de rat en position initiale. Celui-ci est en équilibre statique.

L'induction de forces dans les tendons du bas de la queue déséquilibre le tronçon de queue. Le mouvement de flexion vers le bas est induit et des forces se développent dans les ressorts modélisant les différentes structures de la queue jusqu'à l'obtention d'un nouvel état d'équilibre statique (Figure 5.1B).

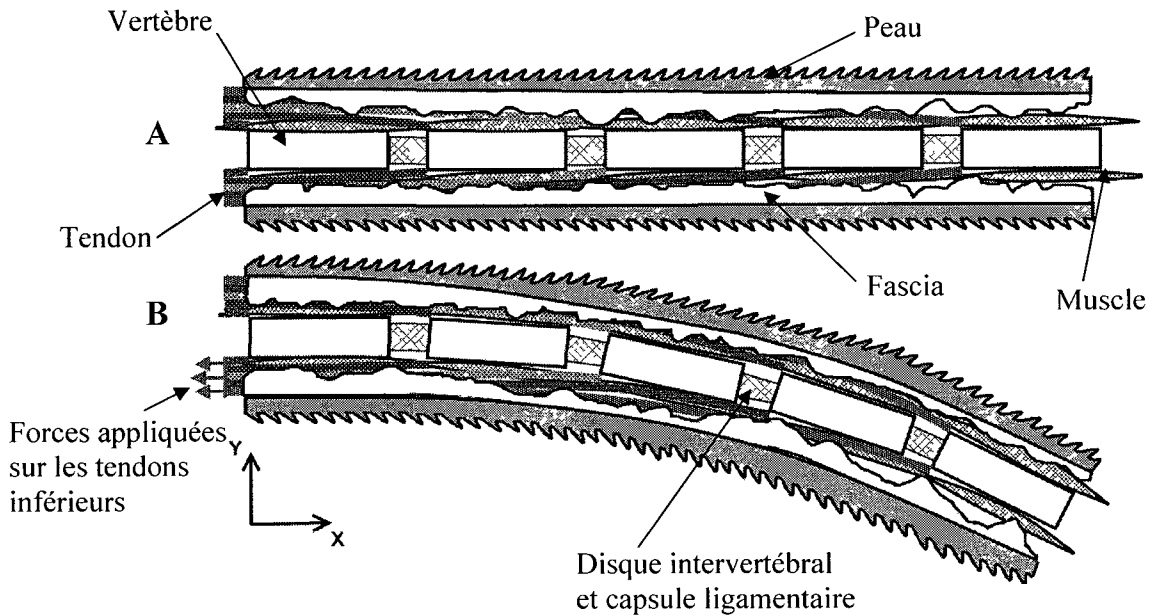


Figure 5.1 : Schématisation des structures anatomiques requises à la modélisation
 A) Modèle en position initiale B) Modèle en flexion

La simulation d'une flexion de la queue de rat vers le bas permet de répondre aux sous-objectifs 1 et 2. Dans les deux cas, une force de 0,5 N est induite à chacun des tendons situés sous la queue afin de simuler le mouvement de flexion. Par contre, les conditions de simulation (sous-objectif 1 : mouvement libre et désactivation de composantes; sous-objectif 2 : mouvement contraint par blocage ou déformation d'une articulation) et la nature des résultats observés en régime permanent (positions, forces, élongations) étaient propres à l'objectif à investiguer.

Afin de répondre au troisième sous-objectif, une méthodologie de caractérisation mécanique par un test de traction fut développée.

5.1 Premier sous-objectif : détermination du rôle biomécanique du fascia

Le premier sous-objectif est de déterminer si le fascia joue un rôle biomécanique. Puisque la simulation en est une de flexion vers le bas, elle permet de valider l'apport en rigidité du fascia du haut de la queue selon l'axe longitudinal de la queue. Afin de quantifier cet apport, on note la position en X et en Y des vertèbres de la queue lors de la simulation de flexion et on compare l'évolution de cette position selon différentes conditions. Par exemple, on peut comparer les positions des vertèbres suite à une flexion alors que le fascia est actif ou non. Cela permet de déterminer l'apport relatif de rigidité de cette structure.

Il est à noter que le logiciel Adams/View offre l'option de désactivation. Cette option permet de désactiver les structures qui développeront alors des forces et des déformations nulles lors de la simulation. Cependant, lorsqu'on utilisait cette option pour désactiver le fascia, la peau ou les tendons du haut, la simulation ne convergait pas. On a contourné ce problème en définissant la rigidité de ces structures par une fonction «spline» nulle lors d'une déformation négative et très faible pente ($K=0,001$ N/mm) lors d'une déformation positive.

Dans le but de relativiser l'apport en rigidité du fascia relativement à celui de la peau et des muscles, on a comparé les positions des vertèbres en flexion pour différentes conditions de la queue (Figure 5.2) :

1. Flexion de la queue intégrale;
2. Flexion de la queue sans fascia;
3. Flexion de la queue sans peau;
4. Flexion de la queue sans fascia ni peau;
5. Flexion de la queue sans muscle.

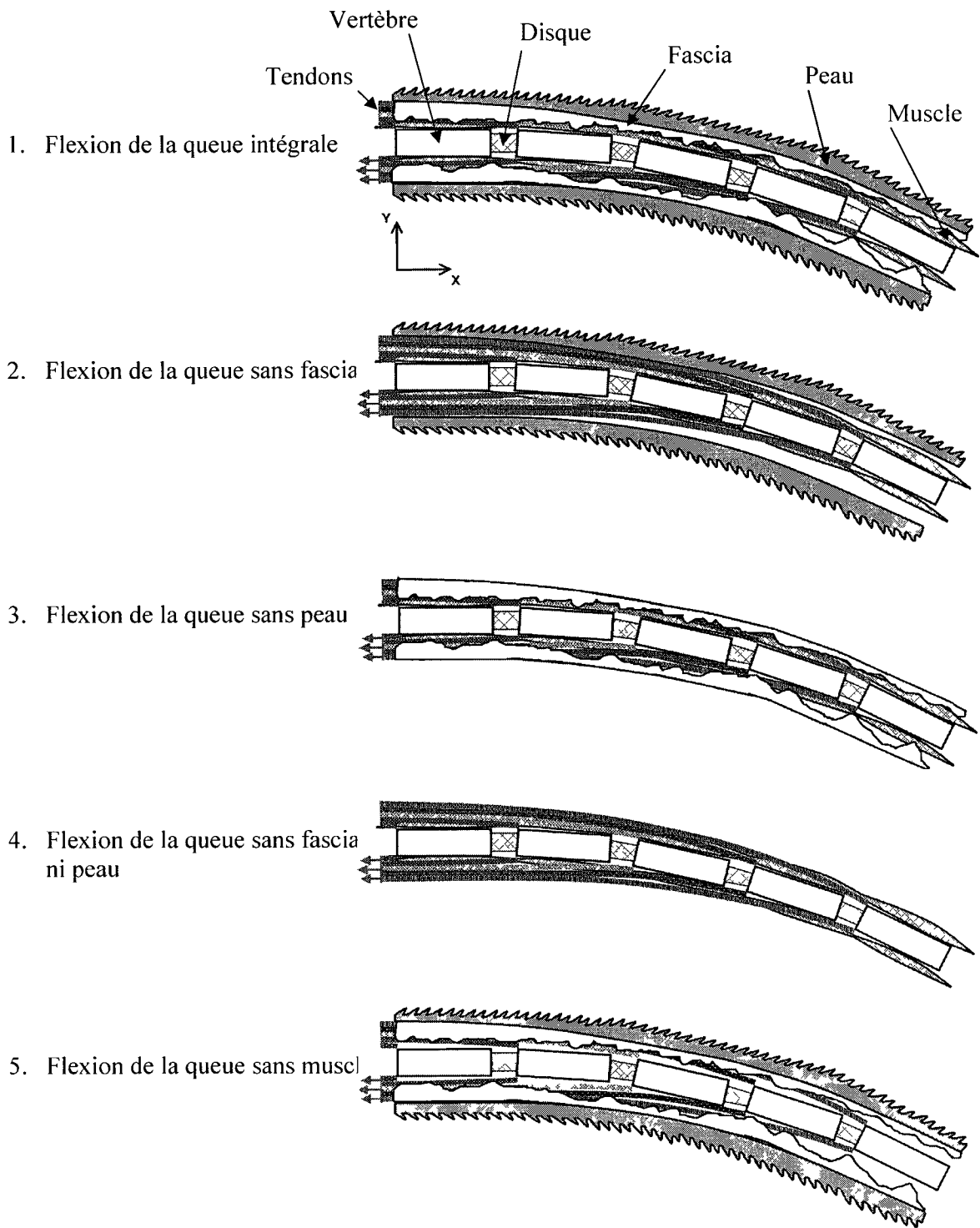


Figure 5.2 : Condition des simulations de flexion pour fin de comparaison des apports relatifs en rigidité du fascia, de la peau et des muscles

Ces simulations permettent d'évaluer un des rôles biomécaniques potentiels du fascia, soit l'apport en rigidité lors de la flexion de la queue induite par l'application d'une tension de 0,5 N sur chacun de ses tendons du bas. Les figures 5.3 et 5.4 illustrent les positions à l'équilibre des sept vertèbres du tronçon modélisé pour les différentes conditions présentées ci-dessus. Plus une structure contribue à la rigidité totale de la queue en flexion, plus la flexion de la queue sans cette structure sera prononcée.

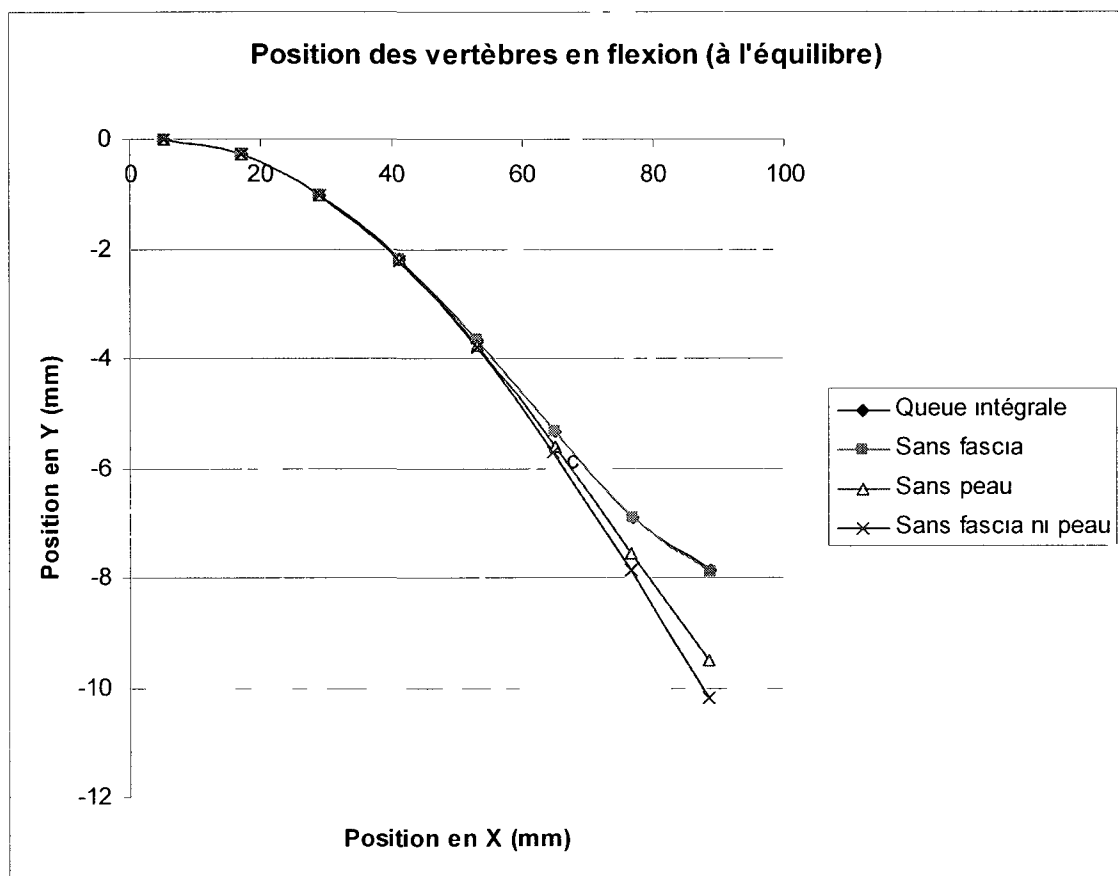


Figure 5.3 : Comparaison de l'apport en rigidité du fascia et de la peau à partir des coordonnées des vertèbres en flexion

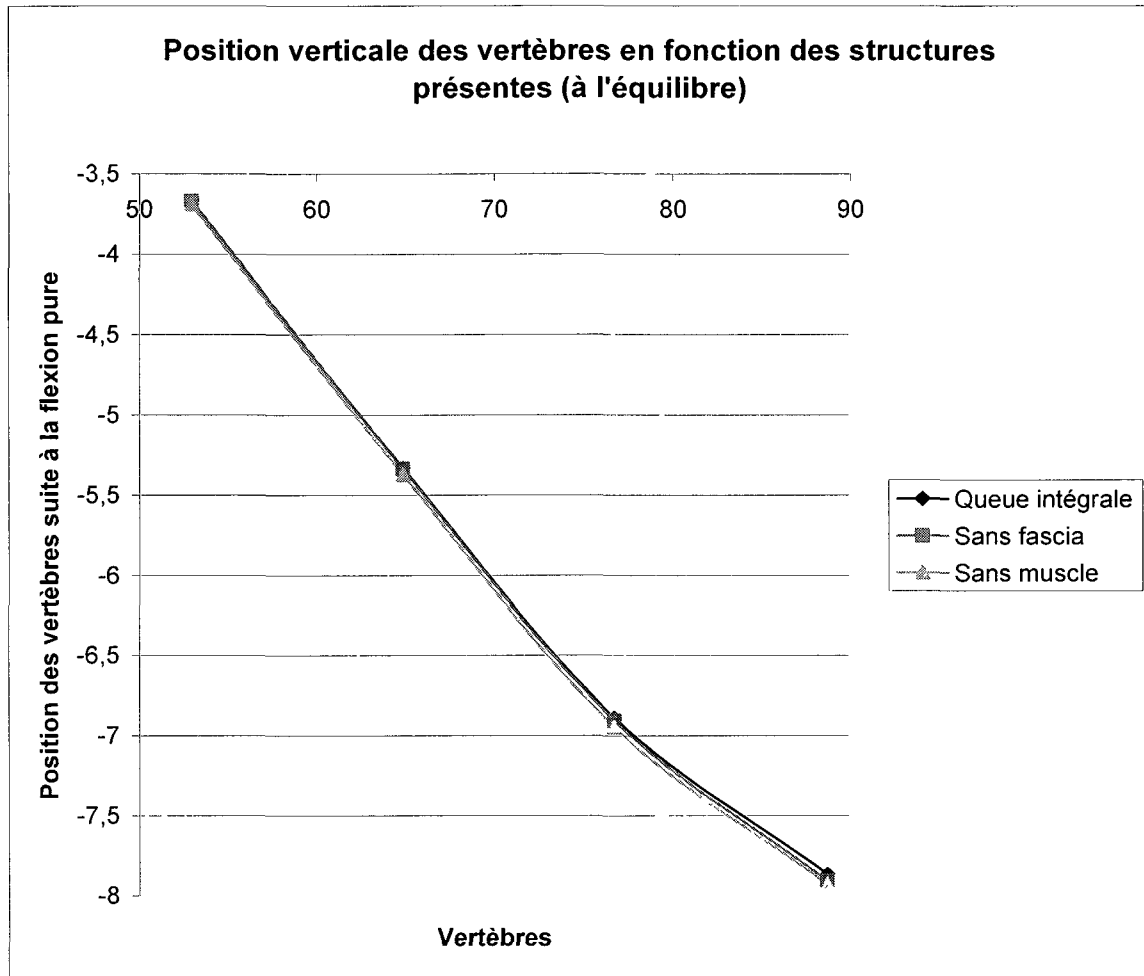


Figure 5.4 : Agrandissement de la comparaison de l'apport en rigidité des muscles et du fascia à partir des coordonnées des quatre dernières vertèbres en flexion

Flexion de la queue sans fascia VS flexion de la queue intégrale

Cette étude a permis de démontrer que l'apport du fascia à la rigidité de la queue en flexion est négligeable par rapport à celui des autres structures. On observe bien sur les figures 5.3 et 5.4 que le fascia est la structure dont la présence influence le moins la rigidité globale du modèle. Effectivement, les positions des vertèbres en régime permanent suite à une flexion sont pratiquement les mêmes pour la queue intégrale que pour la queue sans fascia.

Flexion de la queue sans peau VS flexion de la queue intégrale

La peau est modélisée avec la même configuration que le fascia, soit avec une suite de ressorts fixée aux vertèbres à ses deux extrémités. Par contre, les ressorts modélisant la peau ont un bras de levier et une rigidité plus élevés que ceux modélisant les fascias. On observe donc un apport en rigidité lors de la flexion beaucoup plus élevé que celui du fascia (Figure 5.3).

Flexion de la queue sans fascia ni peau VS flexion de la queue sans peau

On observe aussi que l'influence du fascia est beaucoup plus présente lorsque la peau est désactivée (Figure 5.3). Effectivement, désactiver le fascia du modèle intégral augmente la flèche (coordonnée en Y de la dernière vertèbre) de seulement 0,53 %, alors que le modèle sans fascia ni peau a une flèche 7,24 % plus élevée que celle du modèle sans peau. Ces valeurs sont respectivement calculées par les équations (5.1) et (5.2).

$$\Delta flèche = \frac{flèche_{configuration2} - flèche_{configuration1}}{flèche_{configuration1}} \cdot 100\% \quad (5.1)$$

$$\Delta flèche = \frac{flèche_{configuration4} - flèche_{configuration3}}{flèche_{configuration3}} \cdot 100\% \quad (5.2)$$

Il est intéressant de remarquer la forme que prend la queue de rat lors de la simulation de flexion vers le bas. On sait que la force de flexion est induite par chacun des tendons du bas qui tire sur chacune des vertèbres. Les tendons du haut ont tous leur extrémité crânienne fixée à une structure rigide et leur extrémité caudale fixée à une vertèbre différente. Ces ressorts forment une sommation de sous-systèmes dans laquelle les tendons ont plus d'influence du côté crânien et moins du côté caudal. Par contre, la peau et les fascias, étant fixés aux deux extrémités de la queue, ont une influence semblable pour l'ensemble de la queue. La peau et le fascia du bas sont en compression et ne sont donc pas impliqués dans la sommation des forces. Par contre, en haut, ils sont en tension et exercent donc une force sur la dernière vertèbre, créant une flexion des dernières vertèbres opposée à la flexion simulée. La figure 5.5 schématise les structures en tension qui influencent la formation de ce «S» à l'équilibre

statique. Il est à noter que le nombre de vertèbres et leur position ne sont pas représentatifs des simulations.

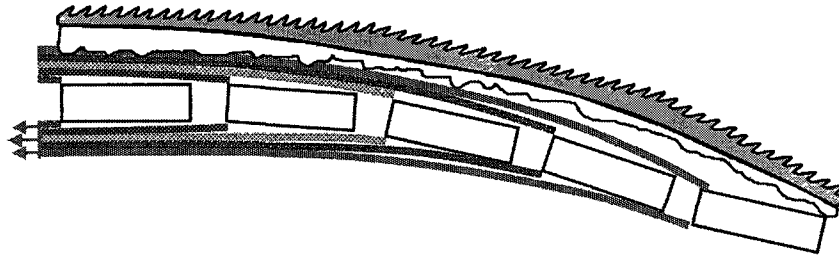


Figure 5.5 : Schéma des composantes influençant la forme «S» que prend la queue lors de la flexion

Ainsi, plus on se déplace vers l'extrémité caudale de la queue, moins la force en tension provenant des tendons est influente. On se retrouve donc avec une tension produite par les structures du haut plus grande que celle du bas. Ainsi, la queue forme un «S» (Figures 5.3 et 5.6). Les quatre premières vertèbres fléchissent vers le bas puis la queue semble rectiligne sur deux vertèbres et les deux dernières vertèbres relèvent. Cette flexion des dernières vertèbres, inverse à la flexion observée pour les premières vertèbres, est due à la peau, au fascia et au septième tendon, qui sont attachés aux deux extrémités de la queue et qui tirent tous sur la dernière vertèbre.

En désactivant la peau, les tensions exercées au-dessus et au-dessous des deux dernières vertèbres s'équivalent. Ainsi, la queue ne prend plus cette configuration en forme de «S». Puisque la queue est droite, les fascias supérieurs sont plus étirés que lorsque la peau supérieure exerce une tension sur la dernière vertèbre. Voilà pourquoi l'apport en rigidité du fascia lors de la flexion est plus grand lorsque la peau est absente.

Flexion de la queue sans muscle VS flexion de la queue intégrale

Le muscle est la structure ayant la rigidité la plus faible. Elle contribue davantage à la rigidité totale du modèle que le fascia (Figure 5.4). Effectivement, la flexion de la queue sans muscle est plus prononcée que la flexion de la queue sans fascia. Cela peut être expliqué par

l'agencement des ressorts. Ceux-ci sont fixés à chacune de leurs extrémités aux vertèbres tandis que le fascia est modélisé par une suite de ressorts en série dont seules les extrémités sont fixées aux vertèbres.

Le tableau 5.1 présente la différence de flèche par rapport à celle obtenue lors de la flexion de la queue intégrale pour les différentes conditions. Cette différence de flèche est calculée selon l'équation (5.1). À titre comparatif, on a aussi testé le modèle avec les tendons du haut désactivés.

Tableau 5.1 : Flèches des différentes conditions relatives à celle de la queue intégrale

Condition	Δ flèche (%)
Sans fascia	0,53
Sans peau	20,78
Sans fascia ni peau	29,53
Sans muscle	0,787
Sans tendon supérieur	410,7

La figure 5.6, quant à elle, illustre les positions des vertèbres lors de la simulation sans les tendons supérieurs comparativement à la simulation de la queue intégrale et de la queue sans la peau. Cette simulation démontre un très grand apport des tendons à la rigidité de la queue. Il est à noter, toutefois, que les tendons du haut sont tous fixés à la première vertèbre, qui joue le rôle d'encastrement, et chacun d'eux est aussi fixé, à leur autre extrémité, à une vertèbre différente. Cette condition augmenterait grandement la rigidité de la queue. On doit noter qu'en réalité, les tendons ne sont pas fixés à une structure de rigidité infinie à leur extrémité crânienne. Ils sont plutôt fixés à un muscle, qui lui, possède une rigidité finie. Cette rigidité sera définie par le module de Young du muscle au repos, soit seulement 0,2 MPa, et la géométrie de ce muscle du bassin. Il est à noter qu'il en est de même pour la peau. La peau de la queue n'est pas fixée à son extrémité crânienne à une structure de rigidité infinie, mais à la peau du dos, qui elle aussi, possède une rigidité finie.

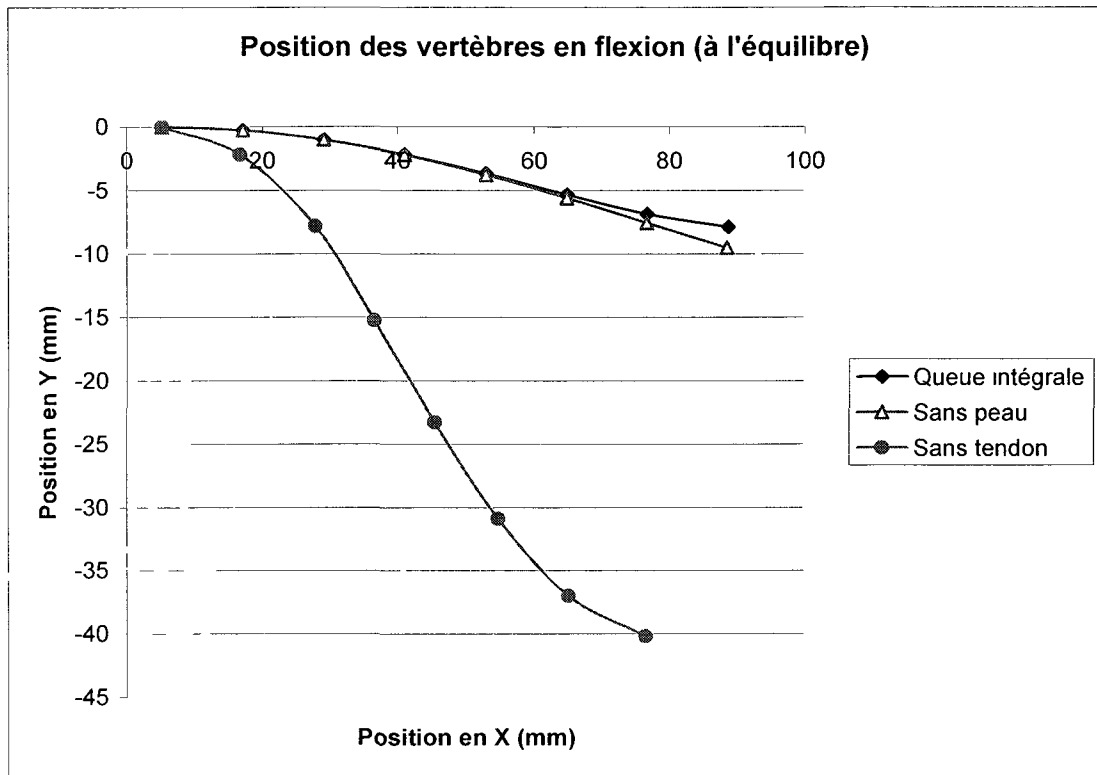


Figure 5.6 : Comparaison de l'apport en rigidité de la peau et des tendons supérieurs à partir des coordonnées des vertèbres en flexion

5.2 Deuxième sous-objectif : modification des stimuli mécaniques

Afin d'étudier la mécanobiologie du fascia *in vivo*, on doit pouvoir modifier expérimentalement les stimuli mécaniques qui lui sont imposés. Valider cette possibilité de modifier les stimuli mécaniques constitue le deuxième sous-objectif à valider grâce à la simulation numérique. Pour déterminer les conditions virtuelles à simuler, il faut déterminer les techniques réelles applicables permettant de modifier expérimentalement les stimuli mécaniques *in vivo*. Une fois les conditions expérimentales déterminées, on peut les modéliser numériquement et vérifier si ces conditions modifient les forces développées dans les fascias.

Contrairement au premier sous-objectif, le résultat observé suite à la simulation n'est pas la position à l'équilibre des vertèbres, mais plutôt la force développée dans les ressorts modélisant les fascias. Puisque le mouvement modélisé est une flexion vers le bas, les fascias du haut seront en tension et ceux du bas, en compression. La rigidité du fascia n'étant effective qu'en tension, il n'y aurait aucune force développée dans les fascias du bas.

La modification des stimuli mécaniques d'une structure peut se réaliser par une diminution de ceux-ci, par exemple par l'immobilisation d'une ou plusieurs articulation(s). Elle peut aussi se réaliser par une augmentation de ceux-ci, par exemple par une surcharge statique ou l'application d'un chargement cyclique sur une articulation. Pour ce faire, différentes méthodes peuvent être envisagées.

5.2.1 Modification des stimuli mécaniques *in vivo*

Diminution des stimuli mécaniques par l'immobilisation

L'injection de Botox constitue une première option pour l'immobilisation d'une partie de la queue du rat et donc du fascia. Le Botox est une toxine botulique qui est un agent paralytique neuromusculaire. Cette toxine fut d'ailleurs utilisée par GALATZ et coll. (2009) afin d'étudier l'effet de l'enlèvement de toute charge sur les propriétés du tendon qui rattache le muscle supra-épineux de l'épaule de rat.

L'autre technique envisagée a été introduite à la section 3.3.3. Il s'agit de l'utilisation du fixateur externe circulaire d'Ilizarov. Celui-ci est composé de deux anneaux circulaires fixés par des broches transosseuses et reliés par un système de vis (Figure 3.8). Lors d'études sur les propriétés mécaniques des disques intervertébraux *in vivo*, un appareil de type Ilizarov fut utilisé afin de charger en compression ou en flexion ou encore afin d'immobiliser la queue du rat [IATRIDIS et coll., 1999; KAWAKAMI et coll., 2002]. Tel que dit précédemment, IATRIDIS et coll. (1999) ont prouvé que l'appareillage, sans application de chargement ni d'immobilisation, n'apporte qu'un changement minimal au comportement biomécanique du

disque intervertébral *in vivo*. Ainsi, on peut penser que l'évolution mécanobiologique des fascias observée après l'utilisation d'un tel appareillage proviendrait réellement des stimuli mécaniques imposés, par exemple l'immobilisation ou la surcharge, et non de la pose de l'appareil lui-même.

Diminution ou augmentation des stimuli mécaniques par une charge statique

Avec l'appareillage d'Ilizarov, le système de vis permet une élongation ou une compression statique du disque intervertébral situé entre les deux anneaux. Le fascia développe une rigidité lors d'une tension, on peut en déduire qu'une augmentation de la distance entre deux anneaux d'un appareillage d'Ilizarov augmentera les stimuli mécaniques auxquels le fascia est soumis. À l'inverse, diminuer la distance entre les deux anneaux relâchera le fascia situé entre eux et diminuera par le fait même les stimuli mécaniques.

Augmentation des stimuli mécaniques par un chargement cyclique dynamique

STINNETT-DONNELLY et coll. (2007) ont jumelé un mécanisme semblable à l'Ilizarov à un système pneumatique afin de charger dynamiquement en compression pour une longue durée des disques intervertébraux *in vivo* (Figure 5.7). Le système permet d'appliquer un chargement de 12,6 N suivant une onde sinusoïdale ou une onde carrée, et ce, à une fréquence allant jusqu'à 1 Hz.

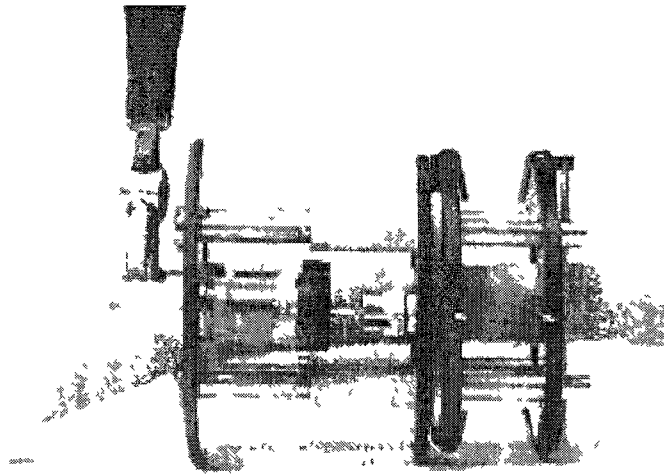


Figure 5.7 : Instrumentation de type Ilizarov jumelée à un système pneumatique configuré pour un chargement en compression axiale cyclique de la queue du rat [STINNETT-DONNELLY et coll., 2007]

L'utilisation d'un tel appareillage permettrait un cycle en tension et en compression du disque en continu. Ainsi, les forces développées dans les fascias augmenteraient et diminueraient selon ce même cycle.

5.2.2 Simulations modifiant les stimuli mécaniques

Simulation d'immobilisation de vertèbres

En comparant les forces développées dans les fascias supérieurs selon différentes conditions de simulation, il est possible de déterminer si ces conditions modifient les stimuli mécaniques imposés aux fascias. Ces forces longitudinales développées dans les ressorts modélisant le fascia ont été notées lors de la simulation en flexion du modèle de queue de rat. Cette étape fut répétée après avoir modifié la jonction permettant la rotation entre une paire de vertèbres. Afin de simuler le blocage de vertèbres, comme le ferait la pose d'un système Ilizarov, on enlève tout simplement ce degré de liberté en rotation présent entre celles-ci. Le système de blocage simulé est donc de masse nulle et de rigidité absolue. Il y eut trois simulations

d'immobilisation de vertèbres à comparer avec la simulation de flexion de la queue à l'état naturel :

- 1) Flexion de la queue avec jonction des vertèbres 1 et 2 bloquée;
- 2) Flexion de la queue avec jonction des vertèbres 3 et 4 bloquée;
- 3) Flexion de la queue avec jonction des vertèbres 5 et 6 bloquée.

La modification des forces est calculée par :

$$\text{Modification des forces} = \frac{F_{\text{configuration}} - F_{\text{normal}}}{F_{\text{normal}}} \cdot 100\% \quad (5.3)$$

et la modification des élancements par :

$$\text{Modification de l'élancement} = \frac{\Delta x_{\text{configuration}} - \Delta x_{\text{normal}}}{\Delta x_{\text{normal}}} \cdot 100\% \quad (5.4)$$

Selon le modèle, bloquer des vertèbres 1 et 2 ou les vertèbres 3 et 4 modifie légèrement les forces développées dans fascia (Tableau 5.2). Bien entendu, en bloquant ainsi la rotation, la flexion totale de la queue est moins prononcée, le résultat étant que la tension imposée aux fascias du dessus est moins élevée. Par contre, bloquer les vertèbres 5 et 6 augmente ces forces. Cela est dû au fait que le blocage de cette articulation empêche la flexion opposée des dernières vertèbres, due à la tension exercée par la peau. Cela réduit le retroussement de la fin de la queue (Figure 5.8). La queue étant plus droite et formant un «S» moins prononcé, les fascias du dessus se trouvent à être plus étirés que dans la queue normale.

Tableau 5.2 : Effets du blocage de vertèbres sur les forces et déformations des fascias supérieurs relatifs aux résultats de la queue intégrale

Condition	Modification des forces (%)	Modification de l'élancement (%)
Vertèbres 1 et 2 bloquées	-0,42	-0,43
Vertèbres 3 et 4 bloquées	-0,88	-0,87
Vertèbres 5 et 6 bloquées	4,65	4,61

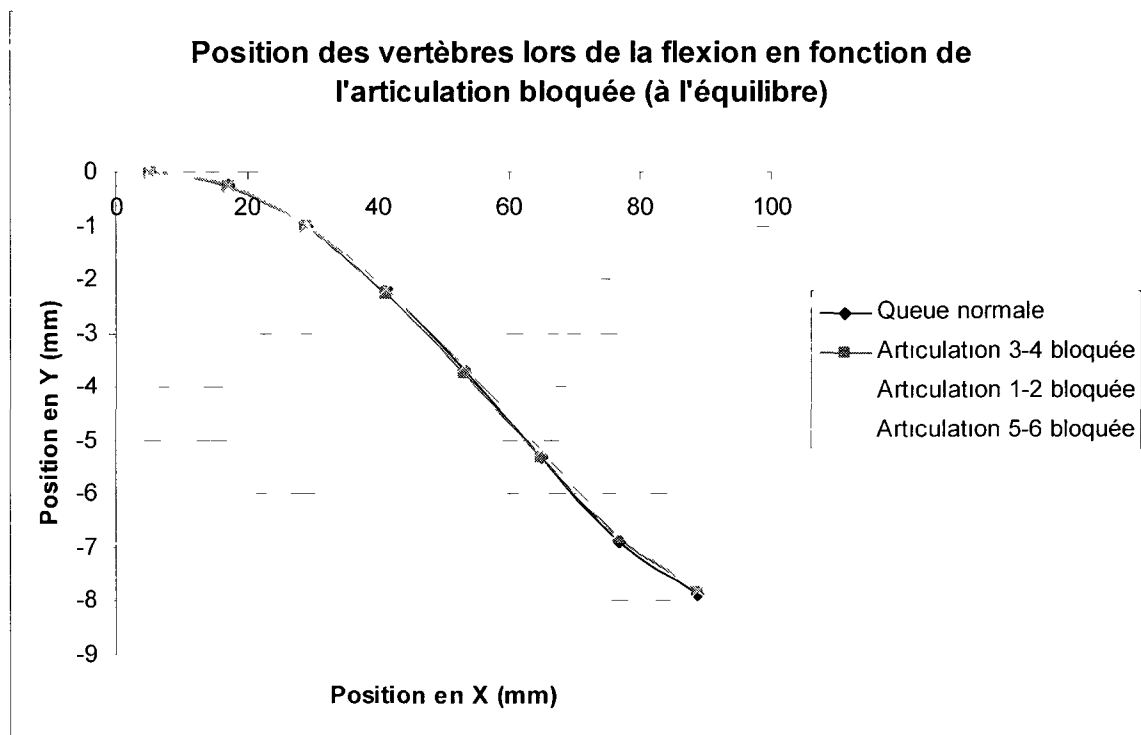


Figure 5.8 : Position des vertèbres lors de la flexion avec une articulation bloquée

On a tenté de simuler le blocage de deux articulations intervertébrales, mais la simulation échouait. Cela engendrait trop d'erreurs dans les calculs et la résolution des équations était impossible.

Simulation d'élongation ou de compression de disques intervertébraux

L'appareillage d'Ilizarov permet de bloquer une articulation, mais aussi de modifier sa longueur à l'aide du jeu de vis. Afin de simuler une telle élongation ou compression, on remplace cette fois le degré de liberté de rotation entre les vertèbres 3 et 4 par un degré de translation d'une distance imposée. Les distances d'élongation et de compression choisies pour les conditions à simuler sont de 1 %, 5 % et 10 % de la longueur du disque intervertébral, soit 0,017 mm, 0,085 mm et 0,17 mm. Ainsi, huit simulations ont été comparées :

- 1) Flexion de la queue à l'état naturel;
- 2) Flexion de la queue avec jonction des vertèbres 3 et 4 bloquée;
- 3) Flexion de la queue avec jonction des vertèbres 3 et 4 allongée de 0,017 mm;

- 4) Flexion de la queue avec jonction des vertèbres 3 et 4 compressée de 0,017 mm;
- 5) Flexion de la queue avec jonction des vertèbres 3 et 4 allongée de 0,085 mm;
- 6) Flexion de la queue avec jonction des vertèbres 3 et 4 compressée de 0,085 mm;
- 7) Flexion de la queue avec jonction des vertèbres 3 et 4 allongée de 0,17 mm;
- 8) Flexion de la queue avec jonction des vertèbres 3 et 4 compressée de 0,17 mm.

Le chargement cyclique dynamique n'est pas simulé par la modélisation. En fait, cela revient à alterner le chargement appliqué au fascia *in vivo* d'un chargement statique à un autre selon un cycle continu.

La figure 5.9 illustre la position des vertèbres lors de ces simulations. On remarque que la queue fléchit moins lorsqu'une articulation est allongée. Effectivement, l'élongation de l'articulation précontraint les structures en tension. Elles sont donc plus rigides et offrent moins de jeu pour la flexion. D'un autre côté, la compression d'une articulation relâche les structures, ce qui permet une plus grande flexion avant d'atteindre l'équilibre statique.

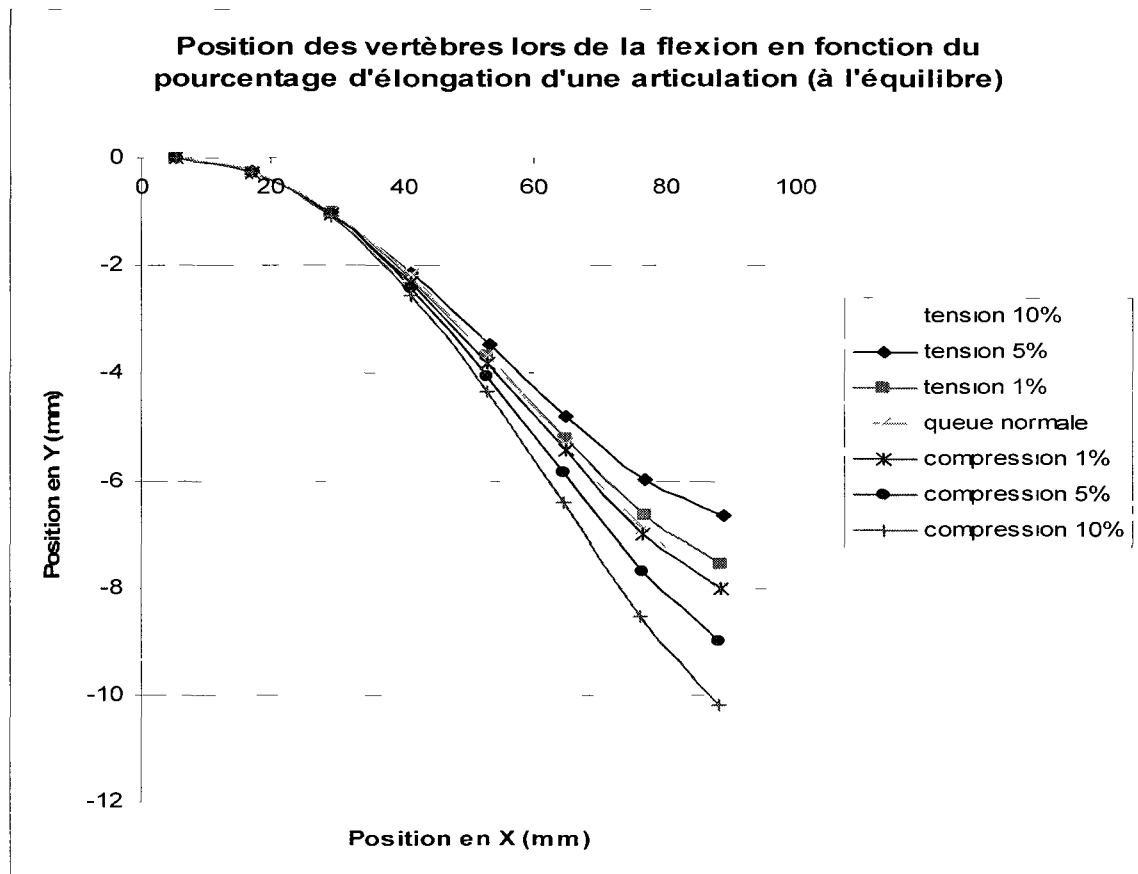


Figure 5.9 : Position des vertèbres lors de la flexion en fonction du pourcentage d'élongation de l'articulation entre les vertèbres 3 et 4

Le tableau 5.3 présente les effets relatifs d'une élongation et d'une compression de la longueur du disque intervertébral sur les forces développées dans les fascias supérieurs lors de la flexion.

Tableau 5.3 : Effet de l'élongation ou de la compression d'un disque intervertébral sur les forces développées dans les fascias supérieurs

Condition	Modifications des forces (%)	Modification de l'élongation (%)
Compression 10%	-55,8	-55,3
Compression 5%	-28,3	-28,0
Compression 1%	-6,3	-6,3
Blocage	-0,88	-0,87
Élongation 1%	4,6	4,5
Élongation 5%	38,1	37,7
Élongation 10%	132,1	130,9

Lors de l'élongation ou de la compression du disque intervertébral, on bloque aussi la rotation de celui-ci. Ainsi, l'effet de blocage est ajouté à la modification de longueur de cette section de la queue. Le blocage diminuait les forces développées dans les fascias supérieurs lors de la flexion. On observe donc, qu'ajoutée à cet effet de blocage, une faible compression (1 %) cause un plus grand écart qu'une faible tension (1 %) comparativement aux forces développées lors de la flexion dans une queue intégrale.

Cet écart est constant pour chacun des fascias supérieurs de la queue bien que les forces développées dans ceux-ci ne soient pas nécessairement identiques. En augmentant le pourcentage d'élongation ou de compression, cette modification des forces est plus élevée (Figure 5.10).

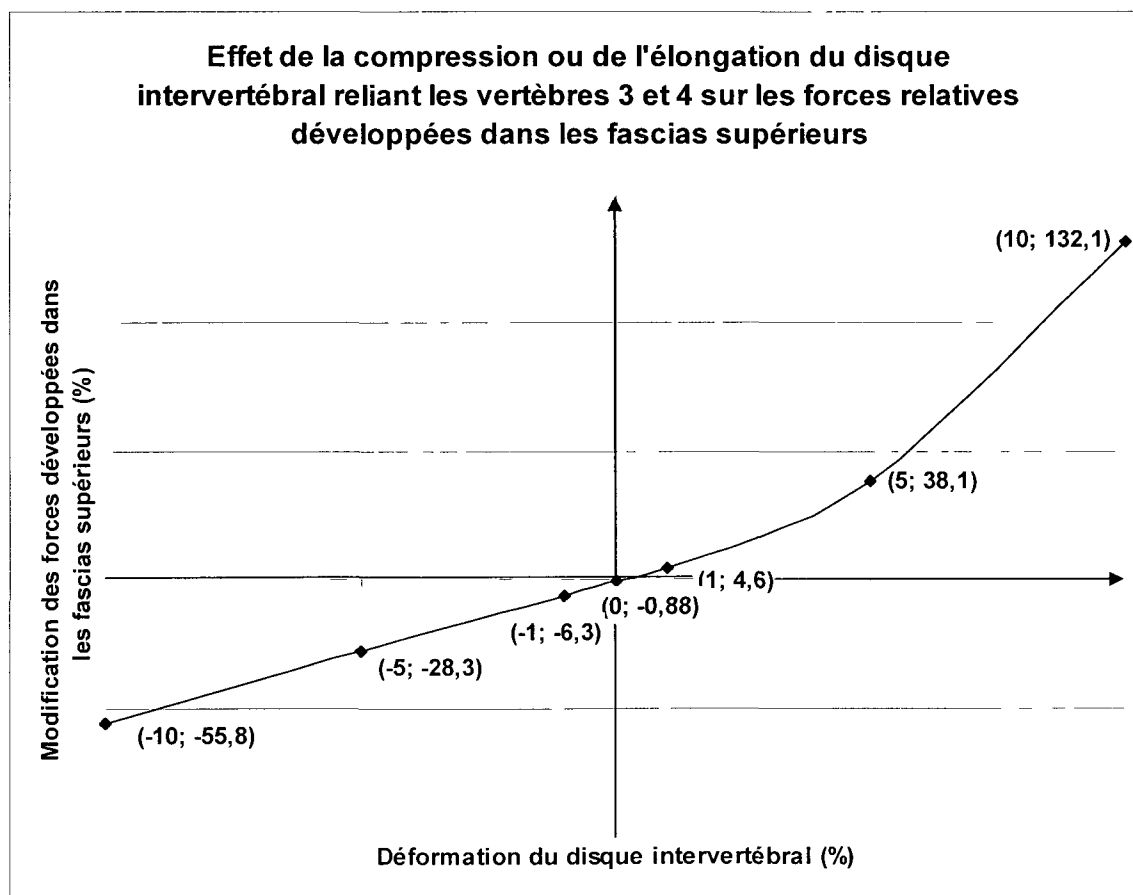


Figure 5.10 : Effet d'élongation ou de compression d'un disque intervertébral sur les forces développées dans les fascias supérieurs par rapport au blocage de ce disque

Par rapport au blocage d'un disque intervertébral, la compression de celui-ci cause un léger relâchement dans les fascias supérieurs et cause donc une diminution des forces qui y sont développées, alors qu'une tension dans le disque produit une augmentation de la tension dans ces fascias. L'effet ne se fait pas sentir qu'au voisinage de l'articulation étirée ou compressée, mais dans tous les fascias supérieurs. Cela est dû à la modélisation des fascias comme une suite de ressorts en série. Chaque ressort n'est pas fixé à chaque vertèbre. C'est la suite de ressorts qui est fixée à ses extrémités, à la première et à la dernière vertèbre. Ainsi, la modification du chargement est répartie dans la charge assurée par chaque ressort.

Lors d'une élongation de 5 % ou de 10 % du disque intervertébral entre les vertèbres 3 et 4, les fascias du dessous se déforment positivement et donc, une force en tension s'y développe. Le tableau 5.4 détaille l'effet de l'élongation ou de la compression d'un disque intervertébral sur les élongations et les forces développées dans les fascias inférieurs.

Tableau 5.4 : Effet de l'élongation ou de la compression d'un disque intervertébral sur les forces développées dans les fascias inférieurs

Condition	Élongation moyenne (mm)	Force moyenne (N)
Compression 10%	-0,06174	0
Compression 5%	-0,03902	0
Compression 1%	-0,02089	0
Blocage	-0,01648	0
Élongation 1%	-0,01182	0
Élongation 5%	0,00457	-0,0343
Élongation 10%	0,01739	-0,1331

Selon ces données, on peut affirmer que selon la modélisation, il est possible de modifier les stimuli mécaniques imposés aux fascias. L'élongation et la compression d'une articulation causent respectivement une augmentation et une diminution des forces développées.

Ainsi, on peut imaginer qu'un chargement cyclique dynamique alternant entre une élongation et une compression de 1 % pourrait permettre un écart d'environ 10 % entre les forces minimales et maximales développées dans les fascias supérieurs lors de la flexion.

5.3 Évaluer l'évolution des propriétés mécaniques des fascias

Le troisième sous-objectif consiste à déterminer s'il est possible d'évaluer l'évolution du fascia dans le temps en fonction des stimuli mécaniques auxquelles il est soumis. Ce sous-objectif s'avère concluant. Le développement d'une méthodologie de test de traction sur le fascia permet d'affirmer qu'il est possible d'évaluer l'évolution des propriétés mécaniques. Effectivement, on pourra comparer les propriétés mécaniques du fascia ayant évolué *in vivo* selon des stimuli mécaniques imposés à celles du fascia ayant évolué dans des conditions dites normales. Cette méthodologie est détaillée au chapitre 2.6.

La figure 5.11 illustre les résultats de module de Young découlant des tests de traction des fascias provenant de huit queues de rat.

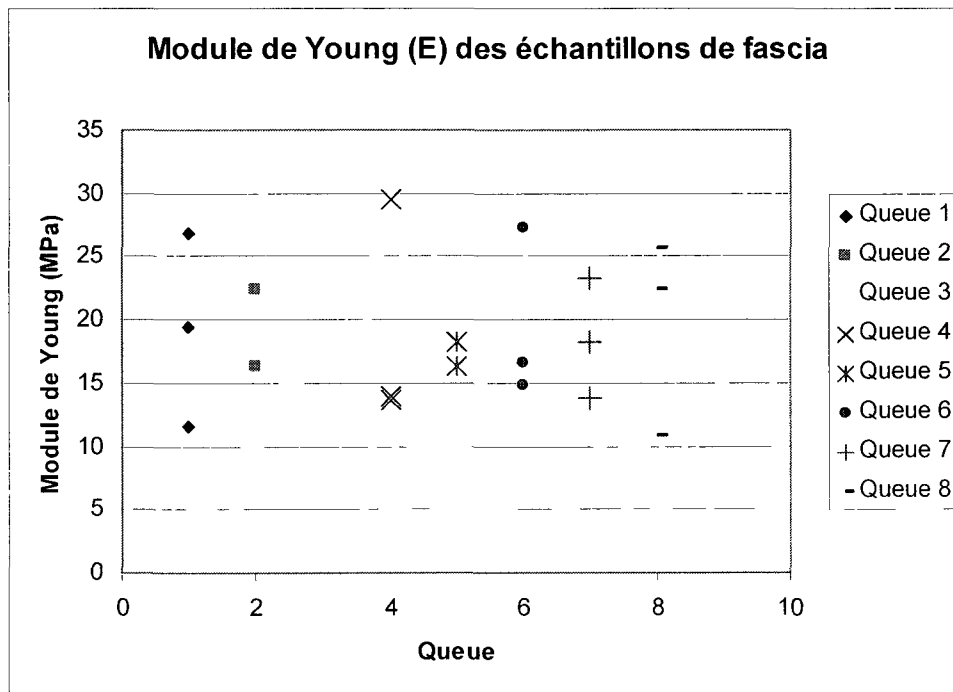


Figure 5.11 : Modules de Young calculés à partir des tests de traction classés par queue

En moyenne, trois échantillons de fascia étaient testés par queue. Le premier fascia était crânien et le dernier caudal. Des premiers aux troisièmes échantillons de fascias, on remarque une tendance ascendante dans les résultats des modules de Young (Figure 5.12).

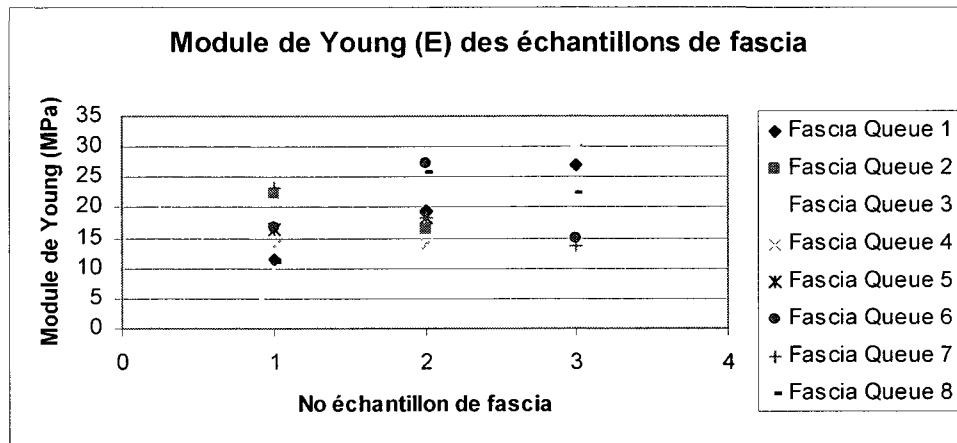


Figure 5.12 : Modules de Young calculés à partir des tests de traction classés selon la position du fascia testé
 Position 1 : Échantillons prélevés près du bassin.
 Positions 2 et 3 : Échantillons prélevés de plus en plus vers l'extrémité caudale.

À partir de ces tests, on obtient un module de Young moyen de 18,15 MPa avec un écart-type de 5,79. Ainsi, le module de Young obtenu est du même ordre que celui utilisé pour l'étude sur la fonction multi-articulaire du fascia [TRUDEAU, 2007]. La valeur utilisée par TRUDEAU était de 25,2 MPa et provenait de l'ouvrage de TESH (1986). Bien entendu, l'analyse statistique, le nombre de spécimens et l'amplitude des modifications des propriétés mécaniques seront tous des facteurs déterminant la possibilité d'utiliser les tests de traction comme critère d'évaluation de l'évolution du fascia *in vivo*.

CHAPITRE 6

DISCUSSION

On considérera que la queue du rat constitue un bon modèle expérimental pour l'étude mécanobiologique du fascia *in vivo* si elle répond à trois critères. Tout d'abord, le fascia y joue un rôle biomécanique. Deuxièmement, il est possible de modifier les stimuli mécaniques auxquels il est soumis. Finalement, il est possible d'évaluer l'évolution de ses propriétés mécaniques dans le temps en fonction des stimuli mécaniques imposés. Le tableau 6.1 résume l'évaluation des critères (critère prouvé ou non) par le présent projet. Chacun d'eux sera discuté au cours de ce chapitre.

Tableau 6.1 : Évaluation des critères

Critère	Prouvé
Rôle mécanique	NON
Modifier les stimuli mécaniques	OUI
Évaluer l'évolution	OUI

6.1 Influence de la modélisation dans la vérification du rôle mécanique du fascia

En début de projet, il fallait tout d'abord déterminer ce qu'on allait modéliser, c'est-à-dire quelles structures anatomiques on allait modéliser et comment on allait les modéliser. En observant le fascia à l'œil nu et au microscope optique, on voyait des fibres blanches très opaques longitudinalement. Sachant que le fascia est majoritairement composé de collagène et que ce dernier est très rigide en traction, la première hypothèse concernant le fascia fut qu'il contribuait longitudinalement à la rigidité de la queue du rat. Ainsi, le modèle a été conçu afin de vérifier ce rôle biomécanique joué par le fascia.

De plus, on croyait qu'on modéliserait et testerait le rôle mécanique d'«un» fascia entourant la queue sous la peau, comme l'avait décrit STOCCHI et coll. (1985). Effectivement cette équipe de chercheurs présentait le fascia de queue de rat comme différentes couches de tissus distincts. Le fascia qu'on voulait étudier est le *paratendineum*, noté *PA* sur la figure 6.1.

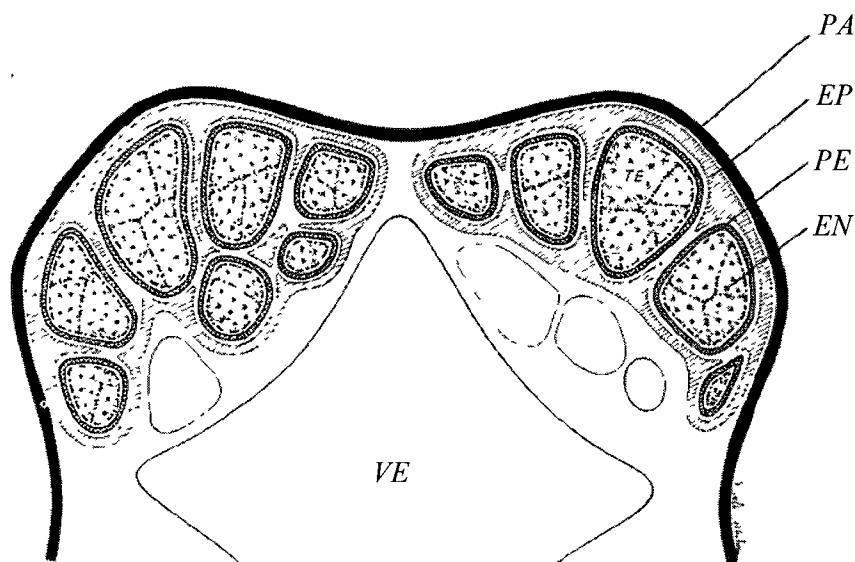


Figure 6.1 : Diagramme de cadrans de la queue de rat illustrant les groupes de tendons et leurs gaines. *PA*, paratendineum ; *EP*, epitendineum ; *PE*, peritendineum ; *EN*, endotendineum ; *TE*, fascicule de tendon ; *VE*, vertèbre. [STROCCHI et coll., 1985]

En réalité, l'anatomie du fascia est tout autre. On ne peut séparer les fibres fasciales. Toutes ces fibres ne forment qu'un tissu dense et bien fixé à toutes les structures qui l'entoure, sauf les tendons. On sait maintenant qu'en réalité, le fascia s'attache à la peau, aux enveloppes des muscles (aponévrose) et de l'os (périoste) de même qu'à la capsule ligamentaire entourant le disque intervertébral. Ainsi, on se doute que le fascia joue un rôle de soutien des structures.

De plus, on sait que le fascia est composé de couches de collagène. Les fibres de deux couches successives sont orientées perpendiculairement. On observe ce phénomène à la figure 6.2 qui illustre une coupe de fascia observé au microscope électronique à transmission observée par Thierno Hamidou Bah, lors de son stage pour le laboratoire BIOMÉTISS au printemps 2009.

Sachant que le fascia possède des fibres perpendiculaires, on peut supposer qu'il contribue peut-être autant sinon plus radialement que longitudinalement.

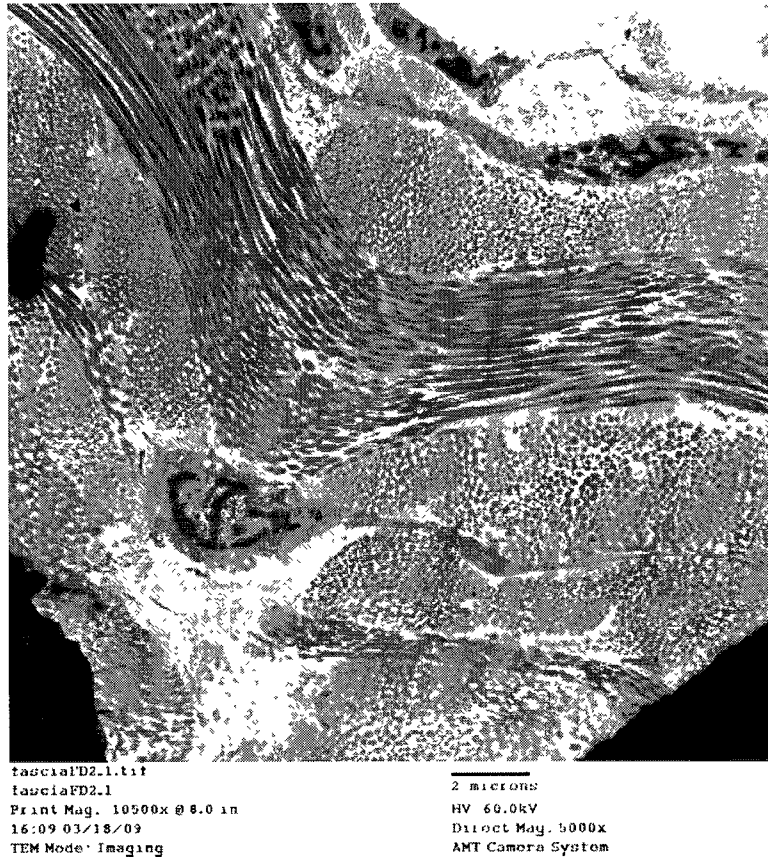


Figure 6.2 : Image d'une coupe de fascia à la microscopie électronique à transmission

Tel que vu à la section précédente, selon le modèle élaboré au cours de ce projet, le fascia ne contribue pas significativement à la rigidité longitudinale en flexion. Cependant, on sait que la maigre contribution obtenue est justifiée, car toutes les données (rigidités, aires et bras de levier des autres structures) prises en considération pour le modèle minimisaient la contribution du fascia. De plus, on a posé l'hypothèse que le fascia n'est pas précontraint ou prétendu, c'est-à-dire qu'il n'est soumis à aucune charge au repos. Les résultats pourraient donc être autres en fonction de l'état de tension initial du tissu.

La modélisation des tendons pourrait aussi avoir un impact diminuant la contribution relative du fascia lors de la simulation d'une flexion de la queue. En effet, on a remarqué à la section 5.1 que les tendons du haut, étant ancrés à leur extrémité crânienne à une structure de rigidité infinie, forment la structure qui contribue le plus à la rigidité longitudinale lors de la flexion. Leur contribution est si importante qu'elle est même d'un tout autre ordre que celui des autres structures (Figure 5.5). En réalité, les tendons sont reliés à des muscles du bassin, soient des structures ayant une rigidité non infinie. Afin de modéliser correctement les tendons supérieurs lors de la flexion, il faudrait vérifier la rigidité de ce muscle lorsqu'il n'intervient pas dans le mouvement en cours. Avec le présent modèle, les tendons étaient sous tension lors de la flexion. Par contre, s'il était fixé à un ressort de rigidité finie modélisant un muscle du bassin, ils seraient moins sollicités, car ce ressort prendrait une part de la déformation. Le fait que la modélisation des tendons surestimait leur rôle a diminué le rôle relatif joué par les autres structures, dont le fascia. On se souvient que la modélisation du fascia fixe aussi la structure à chacune de ses extrémités. Par contre, contrairement aux tendons, le fascia réel est bel et bien fixé, bien que souples, à son extrémité crânienne. En fait, la suite de ressorts modélisant le fascia devrait même être fixée à chacune des vertèbres. Ainsi, la surestimation du rôle des tendons était d'un ordre bien supérieur que celle pouvant découler de la modélisation des autres structures.

Aussi, le fascia pourrait jouer un rôle biomécanique radialement, car cette structure sert de canaux aux tendons qui glissent le long de la queue. Dans le modèle, les tendons suivaient la position de la queue parce que la jonction entre deux ressorts les modélisant se déplaçait dans une glissière longitudinale (Figure 3.12). Lors de la flexion, ces glissières assumaient une part du chargement radial en conservant le positionnement des tendons (Section 4.3). Ce rôle est en réalité assuré par le fascia.

Un autre point qui peut influencer l'évaluation du rôle biomécanique du fascia est le module de Young utilisé dans le modèle. Suite aux résultats des tests mécaniques en traction, les modules de Young furent calculés dans la section linéaire de la courbe de traction (Section 2.6.3). Le module de Young du fascia est donc valable pour des déformations entre 0,8 et 1,2 % de sa longueur initiale. Pour déformations inférieures à cela, le module de Young

devrait être encore plus petit parce que la pente de la courbe est bien plus faible avant d'atteindre la section linéaire. Dans le modèle, la peau et le fascia se déforment dans les ordres de 1 % de leur longueur initiale. On peut donc conclure que la valeur de rigidité du fascia utilisée était valable pour les déformations induites.

Par contre, l'intervalle de déformation pour lequel a été calculé le module de Young de la peau se situe entre 0,12 et 0,18 % de déformation. De plus, cette dernière se rompt autour de 0,27 % de déformation. Selon les résultats de la caractérisation mécanique, les déformations subies par la peau dans la modélisation sont bien au-dessus de sa limite de rupture. La peau de la queue est très rigide, et ne permet donc que de faibles déformations. On peut poser l'hypothèse qu'en réalité, c'est la peau du dos qui s'étire et/ou se déplace pour relâcher la peau de la queue qui reste rigide malgré les mouvements de la queue de l'animal. Pour que la peau de la queue, avec son élasticité limitée, s'adapte au degré de flexion de cette dernière, elle doit pouvoir glisser. Le fascia jouerait donc un rôle en cisaillement en permettant à la peau de se déplacer lors des mouvements de la queue (Figure 6.3). D'ailleurs, lorsqu'on fléchit une queue de rat prélevée de l'animal, la peau semble rigide et l'intérieur de la queue ressort au niveau de la coupe.

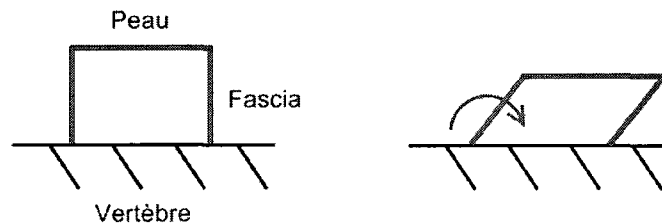


Figure 6.3 : Schématisation du rôle hypothétique du fascia en cisaillement

Il y a aussi la vitesse de traction, donc le taux de déformation lors de la caractérisation mécanique, qui influence la contrainte développée dans le tissu viscoélastique (Figure 6.4). Dans le modèle, on observe des résultats statiques, mais on a utilisé des données de rigidité mesurées de façon dynamique à un taux de déformation de 1 %/s. On a donc surestimé la rigidité des composantes (peau, fascia, et tendon). Puisqu'il en est ainsi pour les principales composantes, on pose l'hypothèse que les observations sont valables quand même.

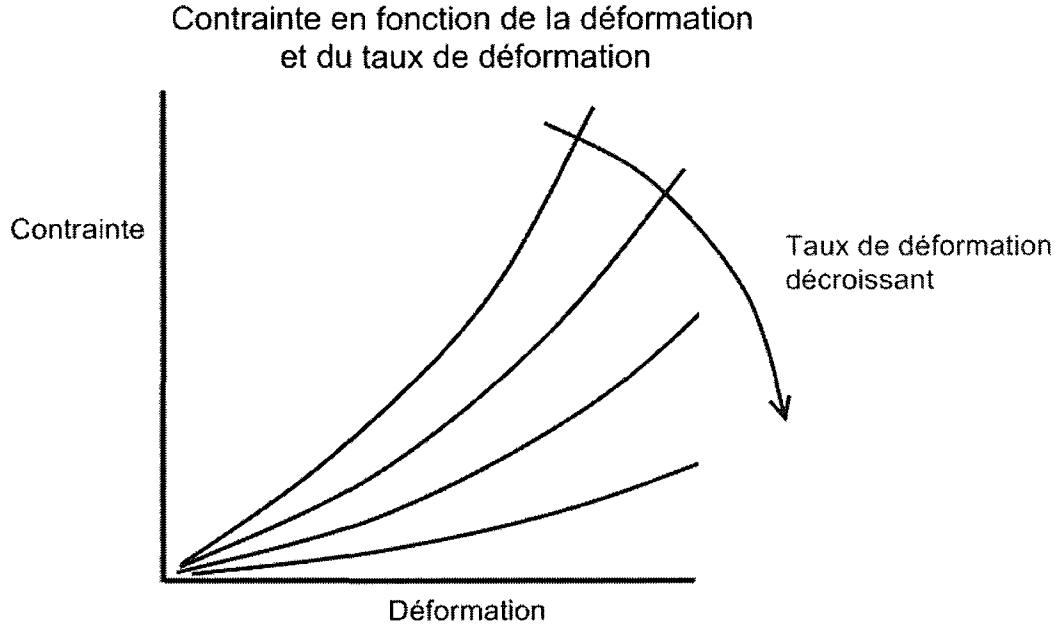


Figure 6.4 : Schéma de l'influence du taux de déformation sur la courbe de contrainte

Finalement, on peut conclure que le rôle mécanique joué par le fascia dans la queue de rat *in vivo* serait beaucoup plus important que celui qui fut observé grâce à la présente modélisation.

6.2 Influence de la modélisation dans la vérification de la modification des stimuli mécaniques appliqués aux fascias

Dans le modèle, la modification des forces développées dans le fascia par le blocage d'une articulation provient du fait que ce blocage diminue la flexion totale de la queue. Puisque le fascia supérieur est modélisé comme une suite de ressorts en série (Figure 3.21A), chaque ressort est moins étiré si la flexion est moins prononcée. Ainsi, le fascia situé aux abords de l'Iizarov ne s'en trouve pas plus influencé que ceux situés aux extrémités du tronçon de queue modélisé. *In vivo*, le fascia est simplement fixé à chaque vertèbre (Figure 3.21C). Ainsi, la modification des forces développées dans les fascias avoisinant le blocage devrait être plus grande que celle simulée. D'ailleurs, lorsqu'on a modélisé le fascia totalement fixé à chaque

vertèbre (Figure 3.21B), le blocage de vertèbres influençait de façon beaucoup plus prononcée la force développée (données préliminaires non présentées). De plus, lors du blocage de deux articulations consécutives, la force dans le fascia situé entre ces deux articulations devenait évidemment nulle. On croit toutefois que cette modélisation surestime la modification des stimuli mécaniques.

Évidemment, le même raisonnement s'applique pour la modification des stimuli mécaniques imposés aux fascias par l'élongation et la compression d'un disque intervertébral. Appliquer cette contrainte modifiait l'élongation totale de la suite de ressort en série et modifiait donc la force développée dans chacun des ressorts en série. Dans la réalité, modifier la longueur d'un disque intervertébral modifierait surtout les contraintes des fascias aux abords de cette articulation.

Le rôle du fascia était minimisé dans la modélisation. Ainsi, l'influence du blocage, de la sous- et de la sur-stimulation s'en trouvait aussi minimisée. Bien qu'elle ne fut pas strictement conforme à la réalité, la modélisation de ce projet a été élaborée afin de mieux comprendre le comportement biomécanique du fascia de la queue de rat. La modélisation avec les fascias souples fixés aux vertèbres avec des ressorts apportait des problèmes de convergence et cela a influencé les choix de modélisation. On sait qu'en réalité, la modification des stimuli imposés aux fascias par un Ilizarov se situe probablement entre celle observée avec le modèle (fascias non fixés aux vertèbres) et celle observée avec les fascias totalement fixés aux vertèbres.

Ce travail a quand même permis de déterminer comment utiliser un appareillage de type Ilizarov pour modifier les stimuli mécaniques par blocage et/ou déformation d'une articulation. Il est toutefois à noter que l'Ilizarov modélisé avait une masse nulle. En réalité, le poids de l'Ilizarov pourrait modifier les stimuli mécaniques imposés aux structures, mais aussi modifier le comportement de l'animal.

6.3 Évaluer l'évolution des propriétés mécaniques des fascias

Le troisième sous-objectif consiste à déterminer s'il existe une méthode permettant d'évaluer l'évolution du fascia dans le temps. La méthode développée pour trouver le module de Young du fascia sera utilisée pour évaluer l'évolution des propriétés mécaniques des fascias selon les stimuli mécaniques qui lui sont imposés. Les manipulations devront être uniformisées afin de minimiser l'écart-type des résultats. De plus, on devra s'assurer de comparer les propriétés mécaniques de fascias ayant été prélevés exactement entre les mêmes vertèbres de la queue du rat, car on a observé une tendance du module de Young relative à la position de l'échantillon.

L'analyse histologique du tissu à la microscopie s'avère une option complémentaire aux tests mécaniques. Effectivement, imposer des stimuli mécaniques pourraient, par exemple, influencer la densité des fibres de collagène tel qu'observer dans le tendon d'Achille du lapin lors de l'immobilisation de la patte [ZHOU et coll., 2007].

Malheureusement, dans les deux cas, l'évaluation de l'évolution du fascia dans le temps en fonction des stimuli appliqués est invasive et nécessite le sacrifice du rat. Ainsi, selon un programme établi, on pourrait sous- ou sur-stimuler le fascia et sacrifier des rats à différents moments jalons de l'expérimentation pour tester les propriétés mécaniques et analyser l'histologie des fascias.

6.4 Connaissances acquises grâce à la modélisation

Finalement, on peut affirmer que modéliser la queue de rat est complexe. Pour y arriver, on a étudié avec rigueur l'anatomie et le fonctionnement de la queue. On a ensuite proposé un premier modèle qui, bien sûr, peut être amélioré. Il a tout de même permis de comprendre plusieurs éléments, tant au niveau de la modélisation de structures biologiques qu'au niveau de l'utilisation du logiciel.

Par exemple, au niveau de la modélisation, on sait désormais que le lien entre le fascia et les autres structures affectera grandement le comportement du modèle et donc l'évaluation du rôle biomécanique de ce tissu. D'ailleurs, selon ce premier modèle, la détermination du rôle biomécanique du fascia n'est pas concluante, alors que tout porte à croire qu'un prochain modèle prouvera le rôle biomécanique joué par cette structure *in vivo*.

Au niveau du logiciel, on a appris qu'un autre logiciel serait peut-être mieux adapté aux besoins de ce projet. L'utilisation d'*Adams/View* dans la présente situation nécessite une grande connaissance du programme interne du logiciel. On a tout de même résolu plusieurs «bogues».

CHAPITRE 7

TRAVAUX FUTURS

Le modèle élaboré a permis d'acquérir et d'approfondir les connaissances du laboratoire BIOMÉTISS en ce qui a trait au fascia de la queue de rat, ainsi qu'au fonctionnement, à l'anatomie et à la modélisation de celle-ci. Cependant, il pourrait et devrait être amélioré, car malgré les nombreux indices *in vivo*, le modèle ne suffit pas à affirmer que la queue du rat constitue un bon modèle expérimental pour l'étude mécanobiologique du fascia *in vivo*. Une nouvelle modélisation, tenant compte des lacunes identifiées au cours de ce projet permettra une meilleure identification du rôle biomécanique du fascia.

Ce chapitre abordera tout d'abord les améliorations à apporter au modèle. Suivront les travaux à effectuer afin de poursuivre ce projet avec une étude *in vivo*.

7.1 Améliorations futures du modèle

Tout d'abord, le modèle devra vérifier les autres rôles mécaniques joués par le fascia. On sait maintenant que celui-ci sert de canaux guidant et facilitant le glissement des tendons. On sait aussi qu'il est lié aux vertèbres et à la peau et que cette dernière glisse par rapport aux vertèbres. Il faudrait donc quantifier le chargement radial et le cisaillement assuré par le fascia lorsque celui-ci joue son rôle de glissière et qu'il relie souplement fixé la peau et les vertèbres.

Toujours en lien avec l'anatomie de la queue, il importerait d'ajouter une rigidité en tension pour modéliser la capsule ligamentaire, une structure qui a été négligée jusqu'à maintenant. En effet, on sait que celle-ci entre en action à partir d'une certaine tension. Cette tension limite devra être quantifiée, ainsi que la rigidité qui entre en jeu.

Ensuite, on devra examiner les problématiques reliées à l'utilisation du logiciel *Adams/View*. Il importe premièrement d'identifier pourquoi on ne peut modéliser les structures de peau, fascia, tendons et muscles sans viscosité en compression à l'aide d'une fonction de type «spline» (Section 4.1). De même, il est nécessaire d'investiguer la source d'erreur du blocage de plusieurs articulations vertébrales consécutives (Section 5.2.2).

Lors de la modélisation du blocage ou de la déformation d'une articulation, l'Ilizarov modélisé avait une masse nulle et une rigidité infinie. Une étude de sensibilité de l'effet de la masse et de la rigidité d'un appareillage de ce type sur la modification des stimuli mécaniques de la queue devrait être accomplie.

Finalement, on pourrait ajouter un bassin au modèle de queue de rat, ce qui modifierait la modélisation des tendons et de la peau à l'extrémité crânienne. Tels que modélisés présentement, les tendons supérieurs apportent une rigidité relative très élevée. Cela est expliqué par le fait qu'ils sont modélisés comme totalement fixés à une structure de rigidité infinie à leur extrémité crânienne, alors qu'en réalité, ils sont fixés à des muscles du bassin. Le comportement mécanique au repos de ces muscles devra être étudié. Pour ce qui est de la peau, on a posé comme hypothèse que la peau de la queue glissait par rapport aux structures internes afin de se positionner durant la flexion de la queue. On croit que c'est la peau du dos qui serait moins rigide et qui s'étirerait pour permettre ce glissement. La modélisation du bassin consisterait donc à ajouter des structures de plus faible rigidité aux extrémités crâniennes des tendons et de la peau. Cela réduirait leur rigidité relative.

7.2 Travaux futurs en vue de l'étude mécanobiologique du fascia *in vivo*

Suite à la création et à la validation d'un nouveau modèle, s'il est démontré que le fascia joue un rôle biomécanique et qu'un système de type Ilizarov permet de modifier les stimuli, on pourrait poursuivre vers les études *in vivo*. Pour ce faire, on devra concevoir le système permettant la modification des stimuli mécaniques. Une étude *in vivo* de l'influence de

l'utilisation d'un appareillage de type Ilizarov sans chargement supplémentaire sur les mouvements de la queue sera nécessaire.

Enfin, pour évaluer l'évolution des fascias en fonction des stimuli mécaniques imposés, on devra peaufiner la méthodologie de préparation des échantillons pour les tests de traction afin d'assurer le prélèvement du fascia de manière répétitive. Une méthode d'évaluation de l'évolution du fascia basée sur l'histologie devra aussi être développée et validée.

CHAPITRE 8

CONCLUSION

La cause de la majorité des maux de dos demeure inconnue. On a posé comme hypothèse que certains d'entre eux pourraient survenir à la suite de la dégradation du fascia thoraco-lombaire, un fascia très dense et très épais présent dans le bas du dos. L'étude mécanobiologique du fascia *in vivo* s'avère une avenue d'intérêt pour comprendre le processus lésionnel et régénérateur du fascia. Pour mener à point une étude de ce type, il faut tout d'abord choisir un modèle expérimental.

Ce projet avait pour objectif général de vérifier si la queue de rat est un bon modèle expérimental pour des études mécanobiologiques du fascia *in vivo*. Trois sous-objectifs devaient donc être investigués :

- 1) déterminer théoriquement et/ou expérimentalement si fascia possède un rôle biomécanique dans l'actionnement ou la stabilisation de la queue;
- 2) déterminer s'il est possible de modifier facilement les stimuli mécaniques auxquels il est normalement soumis, et;
- 3) élaborer une méthode pour évaluer l'évolution de son état (ex : structure, composition, propriétés mécaniques, etc.) dans le temps en réponse à une modification des stimuli mécaniques auxquels il est soumis.

Pour investiguer ces sous-objectifs, un modèle mécanique de la queue de rat a été créé à l'aide du logiciel *Adams/View*. En effet, lorsque possible, la modélisation est un excellent moyen de minimiser les expérimentations sur des animaux vivants. Elle permet parfois de complètement les éliminer, ou dans d'autres cas, de mieux les planifier.

Afin de modéliser et paramétrer judicieusement les composantes de la queue de rat, on a donc :

- étudié exhaustivement l'anatomie de la queue de rat par la revue littéraire, la dissection et l'imagerie;
- effectué une revue littéraire sur les dernières découvertes scientifiques sur le fascia de même que sur les propriétés mécaniques des différentes structures anatomiques (tissus) de la queue;
- testé différentes techniques d'imagerie disponibles pour étudier l'anatomie et mesurer la géométrie des structures composant la queue;
- programmé un traitement d'images pour évaluer l'aire transversale et le bras de levier des structures complexes;
- développé une méthodologie de tests pour la caractérisation des propriétés mécaniques de la peau et du fascia de la queue de rat.

Le modèle créé a permis de répondre aux deux premiers sous-objectifs du projet. Malencontreusement, la réponse au premier sous-objectif ne fut pas concluante. Effectivement, le modèle testait le rôle en rigidité longitudinale du fascia lors d'une flexion et ce rôle n'est pas démontré par la présente modélisation. Par contre, la réponse au deuxième sous-objectif fut positive. Toujours selon le modèle, il serait possible de modifier les stimuli mécaniques auxquels le fascia est soumis par blocage et/ou déformation d'une articulation par un appareillage de type Ilizarov. De leur côté, les tests de traction sur le fascia ont permis de confirmer la possibilité d'évaluer l'évolution du fascia en fonction des stimuli mécaniques auxquels il est imposé, soit le troisième sous-objectif du projet.

Malgré le résultat négatif à l'égard du rôle biomécanique du fascia, on conserve l'hypothèse voulant que la queue de rat soit un bon modèle expérimental pour l'étude mécanobiologique du fascia *in vivo*. Grâce à la dissection, à l'observation microscopique et à la modélisation, de nouveaux rôles mécaniques potentiels du fascia ont été ciblés. Une nouvelle modélisation de la queue de rat permettra de vérifier le rôle en rigidité radiale et l'apport de rigidité en cisaillement du fascia.

Ce projet a permis d'approfondir les connaissances initiales du laboratoire BIOMÉTISS en ce qui a trait au fascia de la queue de rat, ainsi qu'au fonctionnement, à l'anatomie et à la modélisation de celle-ci. Par exemple, l'identification de l'anatomie de la queue de rat et le fonctionnement de celle-ci s'avère utile autant pour les études sur les fascias que celles sur les tendons de queue de rat qui sont réalisées dans le laboratoire BIOMÉTISS. Plus particulièrement, l'étude de l'anatomie du fascia a permis de mieux comprendre cette structure peu décrite dans la littérature. Effectivement, on ne peut parler de fascias individuels et indépendants bien circonscrits tels que décrits par STOCCHI et coll. (1985), mais plutôt d'un ensemble de fascias liés les uns aux autres et ancrés aux structures avoisinantes (peau, os, muscle, capsule ligamentaire). On est maintenant en mesure de poser des hypothèses beaucoup plus réalistes à propos du rôle potentiel du fascia.

Parmi les connaissances acquises, mentionnons également celles faites sur le logiciel *Adams/View*. La résolution de nombreux pépins rencontrés en cours de modélisation a permis d'acquérir une certaine expérience avec ce logiciel. Cette expérience facilitera l'usage futur de ce logiciel ou appuiera le choix d'utiliser un autre logiciel de modélisation.

Grâce à la revue littéraire, on a également approfondi les connaissances sur l'appareillage de type Ilizarov. On comprend mieux comment on peut bloquer le mouvement de certaines vertèbres à l'aide de cet appareillage. Suite aux améliorations apportées au modèle, la simulation d'un Ilizarov de masse et de rigidité finies permettra de définir le cahier des charges pour la conception de l'appareillage.

Finalement, le laboratoire BIOMETISS pourrait être parmi les premiers à publier des données sur les propriétés mécaniques du fascia en traction et de la peau particulière qu'est celle de la queue de rat.

En conclusion, on croit que le potentiel de la queue du rat comme un modèle expérimental permettant l'étude mécanobiologique du fascia *in vivo* peut être démontré par la modélisation. Le fascia joue un rôle biomécanique qui reste encore à déterminer avec précision et il est possible de modifier les stimuli mécaniques qui lui sont appliqués *in vivo* ainsi que d'évaluer

l'évolution du fascia en fonction de ces stimuli mécaniques. Dans le futur des expérimentations *in vivo* sur ce modèle expérimental pourraient permettre de vérifier si le fascia peut s'adapter aux stimuli mécaniques. Ces futures études participeront ainsi à vérifier le rôle hypothétique d'une telle dégradation et du fascia en général comme cause de certains TMS, comme certains maux de dos.

ANNEXE A

Liste des références

- BARKER, P.J., BRIGGS, C.A., et BOGESKI, G. (2004). Tensile transmission across the lumbar fasciae in unembalmed cadavers: Effects of tension to various muscular attachments. *Spine*, Volume 29, no 2, p.129-138.
- BAYNE, K. et DEGREEVE, P. (2003). An overview of global legislation, regulation and policies on the use of animals for scientific research, testing or education. Dans HAU, J. et VAN HOOSIER, L.J. (réd.), *Handbook of laboratory animal science*, Boca Raton, 2e édition, CRC Press, Floride, États-Unis, p.31-50.
- BUCKWALTER, J.A., MARTIN, J.A. et BROWN, T.D. (2006). Perspectives on chondrocyte mechanobiology and osteoarthritis. *Biorheology*, Volume 43, no 3-4, p.603-609.
- CARTER, D.R., BEAUPRÉ, G.S., GIORI, N.J. et HELMS, J.A. (1998). Mechanobiology of skeletal regeneration., *Clinical Orthopaedic Related Research*, Volume 355, supplément, p.S41-55.
- CHAMPAGNE, N. (2007). *Développement et validation de méthodologies appliquées en mécanobiologie expérimentale pour l'étude de la dégradation in vitro des fascicules de tendon de queue de rat sous l'influence de facteurs intrinsèques*, Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Département de génie mécanique, Sherbrooke, Canada, 189 p.
- CHAUDHRY, H., HUANG, C., SCHEILP, R., JI, Z., BUKIET, B. et FINDLEY, T. (2007). Viscoelastic behavior of human fasciae under extension in manual therapy. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, Volume 11, No 2, p. 159-167.
- COUSINEAU-PELLETIER, P. (2009) *Étude de l'évolution de l'état de tendons soumis à des simulations mécaniques*, Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Département de génie mécanique, Sherbrooke, Canada, 71 p.
- CSST (2002). *Ça coûte cher à tout le monde! TMS : Troubles musculo-squelettiques*. Commission de la santé et de la sécurité au travail, Montréal, Canada, 2 p.
- DAGFELDT, K. et THORSTENSSON, A. (2003). The mechanics of back-extensor torque production about the lumbar spine, *Journal of Biomechanics*, Volume 36, No 6, p. 815-825.
- EUROGIP (Octobre 2007). *Les troubles musculo-squelettiques en Europe : Définitions et données statistique*. Groupement de l'Institution Prévention de la sécurité sociale pour l'Europe, Paris, France, 12 p.

- GALATZ, L.M., CHARLTON, N., DAS, R., KIM, H.M., HAVLIOGLU, N., et THOMOPOULOS, S. (2009). Complete removal of load is detrimental to rotator cuff healing, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Volume 18, No 5, p. 669-675
- GARFIN, S. R., TIPTON, C. M., MUBARAK, S. J., WOO, S. L., HARGENS, A. R., et AKESON, W. H. (1981). Role of fascia in maintenance of muscle tension and pressure. *Journal of Applied Physiology:Respiratory, Environmental & Exercise Physiology*, Volume 51, No 2, p. 317-320.
- GUZIK, D. C., KELLER, T. S., SZPALSKI, M., PARK, J. H. et SPENGLER, D. M. (1976) A biomechanical model of the lumbar spine during upright isometric flexion, extension, and lateral bending, *Spine* , Volume 21, No 4, p. 427-433.
- HAI-QIANG, W., XIN-KUI, L., ZI-XIANG, W., YI-YONG, W. et ZHUO-JING, L. (2008). The effect on the extracellular matrix of the deep fascia in response to leg lengthening, *BMC Musculoskeletal Disorders*, Volume 9, No 101, 5 p.
- HAI-QIANG, W., YI-YONG, W., ZI-XIANG, W. et ZHUO-JING, L. (2009). Impact of leg lengthening on viscoelastic properties of the deep fascia, *BMC Musculoskeletal Disorders*, Volume 10, No 105, 6 p.
- HALPERN, W. et MOSS, R.L. (1976) Elastic modulus and stress relationships in stretched and shortened frog sartorii, *Journal of Physiology*, Volume 230, No 1, p. 205-210.
- HANSEN, L., DE ZEE, M., RASMUSSEN, J., ANDERSON, TB., WONG, C. et SIMONSEN, E. (2006). Anatomy and Biomechanics of the Back Muscles in the Lumbar Spine With Reference to Biomechanical Modeling, *Spine*, Volume 31, No 17, p. 1888-1899.
- HEBEL, R., et STROMBERG, M. W. (1986). *Anatomy and embryology of the laboratory rat*. Myology in, 2e édition, Biomedical Verlag, Allemagne, 271 p.
- HERTLING, D., et KESSLER, R. M. (2006). *Management of common musculoskeletal disorders*, 4e édition, Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, États-Unis, 1107 p.
- HICKS, G. S., DUDDLESTON, D. N., RUSSEL, L. D., HOLMAN, H. E., SHEPHERD, J. M., et BROWN, C. A. (2002). Low back pain. *The American Journal of the Medical Sciences*, Volume 324, No 4, p. 207-211.
- HILL, DK. (1968) Tension due to interaction between the sliding filaments in resting striated muscle : The effect of stimulation, *Journal of Physiology*, Volume 199, No 3, p. 637-684.
- HUSELSTEIN, C., NETTER, P., DE ISLA, N., WANG, Y., GILLET, P., DECOT, V., MULLER, S., BENSOUSSAN, D. et STOLTZ, JF. (2008) Mechanobiology, chondrocyte and cartilage. *Biomedical Material Engineering*, Volume 18 No 4-5, p. 213-220.

- HUPPÉ, N. (2007). *Conception d'un bioréacteur pour l'étude mécanobiologie à long terme des tendons*, Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Département de génie mécanique, Sherbrooke, Canada, 169 p.
- IATRIDIS, J. C., MENTE, P. L., STOKES, I. A. F., ARONSSON, D. D., et ALINI, M. (1999). Compression-induced changes in intervertebral disc properties in a rat tail model. *Spine*, Volume 24, No 2, p. 996-1002.
- KAWAKAMI, M., HASHIZUME, H., NISHI, H., MATSUMOTO, T., TAMAKI, T., et KURIBAYASHI, K. (2003). Comparison of neuropathic pain induced by the application of normal and mechanically compressed nucleus pulposus to lumbar nerve roots in the rat. *Journal of Orthopaedics Research*, Volume 21, p. 535-539.
- KLEIN-NULEND, J., BACABAC, RG. et MULLENDER, MG. (2005). Mechanobiology of bone tissue. *Pathology and Biology*, Volume 53, No 10, p. 576-580.
- LANDAU, S. I., et WILEY, J. (éditeurs) (1986). *International dictionary of medicine and biology*. New York, États-Unis, 3200 p.
- MAAS, H., BAAN, G. C. et HUIJING, P. A. (2001). Intermuscular interaction via myofascial force transmission : Effect of tibialis anterior and extensor hallucis longus length on force transmission from rat extensor digitorum longus muscle. *Journal of Biomechanics*, Volume 34, No 7, p. 927-940.
- MANUILA, A. (1970). *Dictionnaire français de médecine et de biologie*. Masson, Paris, France.
- MCMAHON, LA., O'BRIEN, JF. et PRENDERGAST, PJ. (Septembre 2008). Biomechanics and mechanobiology in osteochondral tissues. *Regenerative Medecine*, Volume 3, No 5, p. 743-759.
- THOMPSON, J. (1970). Parallel spindle systems in the small muscles of the rat tail, *Journal of Physiology*, Volume 211, No 3, p. 781-799.
- TROTTER, J. A. et PURSLOW, P. P. (1992). Functional morphology of the endomysium in series fibered muscles. *Journal of Morphology*, Volume 212, No 4, p. 109-122.
- TRUDEAU, M. (2007). *La fonction multi-articulaire des fascias dans la biomécanique humaine*, Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Département de génie mécanique, Sherbrooke, Canada, 158 p.
- PARENT, G. (2009). *Caractérisation de la dégradation mécanique d'un tendon stimulé in vitro en fatigue*, Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Département de génie mécanique, Sherbrooke, Canada, 88 p.

- RALPHS, J. R., WAGGETT, A. D., et BENJAMIN, M. (2002). Actin stress fibres and cell-cell adhesion molecules in tendons: Organisation in vivo and response to mechanical loading of tendon cells in vitro. *Matrix Biology*, Volume 21, No 1, p. 67-74.
- SETTON, LA. et CHEN, J. (2006). Mechanobiology of the intervertebral disc and relevance to disc degeneration. *Journal of Bone Joint Surgery Am.* Volume 88, supplément 2, p. 52-57.
- STINNETT-DONNELLY, J. M., MACLEAN, J. J., et IATRIDIS, J. C. (2007). A removable precision device for in-vivo mechanical compression of rat tail intervertebral discs. *Journal of Medical Devices*, Volume 1, p. 56-61.
- STROCCHI, R., LEONARDI, L., GUIZZARDI, M., et RUGGERI, A. (1985). Ultrastructural aspects of rat tail tendon sheaths. *Journal of Anatomy*, Volume 140, No 1, p. 57-67.
- TESH, K.M., DUNN, J.S. et EVANS, J.H. (1987). Abdominal Muscle and Vertebral Stability, *Spine*, Volume 12, No 55, p. 501-508.
- VAN DER MEULEN, MC. (2002). Why mechanobiology? A survey article. *Journal of Biomechanology*, Volume 35, No 4, p. 401-414.
- VILLEMURE, I. et STOKES, I.A. (2009). Growth plate mechanics and mechanobiology. A survey of present understanding. *Journal of biomechanics*, Volume 42, No 12, p. 1793-1803.
- YAHIA, L. H., PIGEON, P., et DESROSIERS, E. A. (1993). Viscoelastic properties of the human lumbodorsal fascia. *Journal of Biomedical Engineering*, Volume 15, No 5, p. 425-429.
- WANG JH. (2006). Mechanobiology of tendon. *Journal of Biomechanics*, Volume 39, No 9, p. 1563-1582.
- ZHOU, J., KOIKE, Y., UHTHOFF, H.K. et TRUDEL, G. (Septembre 2007). Quantitative Histology and Ultrastructure Fail to Explain Weakness of Immobilized Rabbit Achilles' Tendons, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Volume 88, p. 1177-1184.

ANNEXE B

PROGRAMMES MATLAB

B.1 Calcul des coordonnées de définition d'une courbe de type «spline»

Auteur : Marc Denninger

```

Coordonnées du point d'origine ( finissant la droite horizontale
x0=0;y0=0;
Pente de la droite horizontale
pente=0.01;
Décalage horizontal de la droite inclinée par rapport à 0
d=0.000012;
Abscisses des points avant l'origine
xd=[-10 -5];

```

```

Abscisses des points après l'origine
xf=[5 10];

```

```

-----
FONCTION
Coordonnées du point initiant la droite inclinée
y3=pente*sqrt(d^2/(1+1/pente^2));
x3=y3/pente+d;
y3=y3+y0;
x3=x3+x0;

```

```

Pente initiale des arcs
x1=(x3+x0)/2-1/sqrt(3)*(x3-x0)/2;
x2=(x3+x0)/2+1/sqrt(3)*(x3-x0)/2;

```

```

Expression des conditions aux limites des splines
A=[x0^3 x0^2 x0 1 0 0 0 0 0 0 0 0 ;...
f''(x0)=0
3*x0^2 2*x0 1 0 0 0 0 0 0 0 0 0 ;...
f'(x0)=0
6*x0 2 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 ;...
f''(x2)=0
0 0 0 0 0 0 0 0 x3^3 x3^2 x3 1 ;...
f^3(x3)=0
0 0 0 0 0 0 0 0 3*x3^2 2*x3 1 0 ;...
f'(x3)=valeur
0 0 0 0 0 0 0 0 6*x3 2 0 0 ;...
f''(x1)=0
x1^3 x1^2 x1 1 -x1^3 -x1^2 -x1 -1 0 0 0 0 ;...
f^3(x1)=fix
3*x1^2 2*x1 1 0 -3*x1^2 -2*x1 -1 0 0 0 0 0 ;...
f''(x1)=f''(x1)
6*x1 2 0 0 -6*x1 -2 0 0 0 0 0 0 ;...
f''(x1)=f''(x1)

```


B.2 Traitement d'une image en tons de gris à une image en noir et blanc

Auteur : Gabriel Parent

```
clear all
dir_travail = pwd;
dir_fichier = pwd;

% Selection fichiers-----
% [FileName,PathName] = uigetfile('*.tif','Sélectionnez les fichiers de
donnees...','Dir de Selection','Or');
FileName = liste_fichier(dir_fichier,dir_travail); % liste_fichier présente
à l'annexe B.3.1
%-----
dossier = 'analyse';
mkdir(dossier)

% files=dir('*.tif')

% for j=1:length(files) %je parcours toutes les images
%
% Filtrage réducteur de bruit
% Y = wiener2(X, [2 2]);

X = imread(FileName);
lim = 95; % j'ai fixé une limite à 85 (c'est l'intensité d'un pixel
qui peut varier de 0 à 255)

X(:,:,4)=X(:,:,1);
Z=X;
nofibre = find(Z>lim); % tout ce qui est au haut de 85, c'est blanc

fibre = find(Z<=lim); % tout ce qui est en bas de 85 (ou égal), c'est
noir
Z(nofibre) = 0;
Z(fibre) = 255;

imwrite(Z,[dossier '/' FileName],'.tif') % enregistre la nouvelle image
dans le dossier "analyse"

clear X Y Z fibre nofibre FileName

end
```

B.3 Calcul de densité, de bras de levier et d'épaisseur par comptage et positionnement des pixels noirs d'une image

Auteure : Marie-Christine Turcotte

Adapté d'un programme de : Gabriel Parent

```
clear --
dir_travail = pwd;
dir_fichier = pwd;

FileName = liste_fichier(dir_fichier,dir_travail); % liste des fichiers
% 'fichier'.

X = imread(FileName); % l'image
X(:,:,4)=X(:,:,1);
vert_image=size(X,1);
nofibre = find(X<20); % pixels noirs, j'
% "0", mais ça pourrait être "=="
fibre = find(X>235);
bras=mod(fibre,vert_image);
for i=1:length(bras)
    if bras(i)==0
        bras(i)=vert_image;
    end
end
bras_carre=bras.*bras;
bras_moy=sqrt(sum(bras_carre)/length(bras))
densite=numel(fibre)/4
epaisseur_moy=densite/size(X,2)

clear % on se débarrasse de fibre bras no densite epaisseur
% etc.
```

B.4 Traitement des données des tests mécaniques

Auteure : Marie-Christine Turcotte

```
%% =====  
% Traitement des données des tests mécaniques  
%  
% Marie-Christine Turcotte  
% =====
```

```
clear all  
dir_travail = pwd;  
dir_fichier = pwd;
```

```
MClecture      % MC lecture présenté à l'annexe B.3.2  
zoom_en_x     % MC lecture présentée à l'annexe B.3.3  
Calcule       % MC lecture présenté à l'annexe B.3.4
```

B.5 Sous-programmes utilisés

B.5.1 Lecture des fichiers d'un dossier

Auteur : Stéphane Martel

```
% %%%%      %%%%      %% %%      %% %%      %%-%%      %%%%%%      %%%%      %%%%      %%
% Fonction qui permet de lister les fichiers du repertoire.
%
% Stéphane Martel
%%%%      %%%%%%      %%-%%      %% %%      %%-%%      %%%%%%      %%-%%      %%%% %%

-----
% Début de la fonction
%-----

function [Fichier]=liste_fichier(dir_fichier,dir_travail)

cd(dir_fichier)
files=dir('*');
nbFile=length(files);
nbLettre=0;
for i=1:nbFile
    textfile=files(i).name;
    if nbLettre<length(textfile)
        nbLettre=length(textfile);
    end
end
h=zeros(nbFile,floor(nbLettre/3)+2);
q=num2str(h);
q(:,:)=nan;
textfile=q;
[n,m]=size(textfile);
for i=1:nbFile
    textfile(i,1:length(files(i).name))=files(i).name;
    I=num2str(i);
    if length(I)>1
        textfile(i,m:m+1)=I;
    else
        textfile(i,m+1)=I;
    end
end
disp(' ')
message=sprintf('%d < fichiers de ce dossier >');
disp(message)
disp(' ')
disp(textfile)
disp(' ')
number_file=input('Entrer le dossier + fichier (1 à ...): ');
Fichier=textfile(number_file,1:nbLettre);
cd(dir_travail)

-----
% Fin de la fonction
%-----
```



```

brut=A;

end
clear
end
-----

L = [1 2 3 ;
     1 1 1 , brut ,

     Laire = L*aire - dcrea=
Z.tag = brut(:,1);
Z.t = brut(:,2);
Z.dmoteur = (brut(:,3)-50+longueur)/long_init_mot-1;
Z.doptique = (brut(:,4)-50+longueur)/long_init_opto-1;
Z.c = 9.8*brut(:,5)/(1000*aire);

plot(Z.dmoteur,Z.c,'_o_','b',2)
save('mat_F1.mat','Z','Z.tag','Z.t','Z.dmoteur','Z.doptique','Z.c')
cd(dir_travail)

```


B.5.3 Zoom de l'affichage de la courbe de traction

Auteure : Marie-Christine Turcotte

```
besoin=input('besoin de zoomer (1=oui / 2=non)');
if isempty(besoin)
    besoin = '2';
end
while besoin=='2'
minx=input('zoomer à quel axe (x ou y) : ');
if isempty(minx)
    minx = '0';
end
maxx=input('à : ');
if isempty(maxx)
    maxx = '1';
end

plot(Z.dmoteur,Z.c,'lineWidth', 2)
xlim([minx maxx])
besoin=input('besoin de zoomer (1=oui / 2=non)');
if isempty(besoin)
    besoin = '2';
end
end
```

B.5.4 Calcul du module de Young

```
Calcule le module de Young  
la déformation  
borne_min=input('Calcul de E entre ');  
borne_max=input('et ');  
  
if borne_max<borne_min  
    tamp=borne_max;  
    borne_max=borne_min;  
    borne_min=tamp;  
end  
  
genre = input('Choisissez le type de matériau (1 pour acier, 2 pour aluminium) ');  
  
k=1.;  
l=1.;  
  
if (genre == 1.)  
    while (Z.d moteur(k)< borne_min) | (Z.d moteur(k+1)< borne_min) |  
        (Z.d moteur(k+2)< borne_min)  
        k=k+1;  
    end  
    while (Z.d moteur(l)< borne_max) && (Z.d moteur(l+1)< borne_max) &&  
        (Z.d moteur(l+2)< borne_max)  
        l=l+1;  
    end  
elseif (genre==2.)  
    while (Z.c(k)< borne_min) | (Z.c(k+1)< borne_min) | (Z.c(k+2)<  
borne_min)  
        k=k+1;  
    end  
    while (Z.c(l)< borne_max) && (Z.c(l+1)< borne_max) && (Z.c(l+2)<  
borne_max)  
        l=l+1;  
    end  
else  
    disp('Erreur : genre non valide. Veuillez réessayer.')  
    while (Z.c(k)< borne_min) | (Z.c(k+1)< borne_min) | (Z.c(k+2)<  
borne_min)  
        k=k+1;  
    end  
    while (Z.c(l)< borne_max) && (Z.c(l+1)< borne_max) && (Z.c(l+2)<  
borne_max)  
        l=l+1;  
    end  
end  
end
```

```

%clear b: it
deform=Z.dmoteur(k:l);
contrainte=Z.c(k:l);

p = polyfit(deform,contrainte,1);

contraintep=p(1)*deform +p(2);

E=p(1)

plot(Z.dmoteur,Z.c,'lineWidth', 2)
hold on
plot(deform, contraintep,'color', [1,0,0], 'lineWidth', 2)
xlim([minx maxx])
hold off

%-----
%save donnees.mat FileName largeur aire long init rot long init opto brut Z
%cd,dir travail)
disp('-----')
disp('VOULÀ!!!')
disp('-----')

```

ANNEXE C

DONNÉES DES TESTS DE TRACTION

Résultats des tests de traction d'échantillons de fascia

Tableau C.1 : Largeur des échantillons de fascia observée au stéréomicroscope

Largeur des échantillons de fascia observée au stéréomicroscope (mm)								
	Queue 1	Queue 2	Queue 3	Queue 4	Queue 5	Queue 6	Queue 7	Queue 8
Fascia 1	3,7	2,5	2,8	2,8	3,6	2,8	2,8	2,17
Fascia 2	3,4	1,9	2,8	3	2,2	3	3,37	2,9
Fascia 3	2,2	2,66	2,4	2,8		3,2	2,53	3

Tableau C.2 : Module de Young des échantillons de fascia

Module de Young des échantillons de fascia (MPa)								
	Queue 1	Queue 2	Queue 3	Queue 4	Queue 5	Queue 6	Queue 7	Queue 8
Fascia 1	11,6	22,34	9	13,6	16,3	16,6	23,3	10,78
Fascia 2	19,36	16,37	12,04	14	18,2	27,35	18,3	25,7
Fascia 3	26,87	N/A	17,3	29,44		14,8	13,74	22,36

Moyenne = 18,15 MPa

Écart-type = 5,79

Résultats des tests de traction d'échantillons de peau

Tableau C.3 : Largeur des échantillons de peau observée au stéréomicroscope

Largeur des échantillons de peau observée au stéréomicroscope (mm)								
	Queue 1	Queue 2	Queue 3	Queue 4	Queue 5	Queue 6	Queue 7	Queue 8
Peau 1	2,6	2,56	2,4	2,6	2,2	2	2,32	2,47
Peau 2	2,8	2,56	2,5	2,8	2,5	2,5	2,47	2,38
Peau 3	2,75	2,56	2,6	2,9	2,6	2,5	2,3	2,14
Peau 4				2,9	2,4	2,8	2,72	

Tableau C.4 : Module de Young des échantillons de peau

Module de Young des échantillons de peau (MPa)								
	Queue 1	Queue 2	Queue 3	Queue 4	Queue 5	Queue 6	Queue 7	Queue 8
Peau 1	27,64	27,5	32,05	26,2	28,4	36,8	N/A	35,6
Peau 2	27,94	32,8	28,9	31,8	38,7	35,1	36,84	39,66
Peau 3	18,6	30,94	25,1	20,1	34,44	28,1	25,6	38,75
Peau 4				N/A	27	28,5	20,3	

Moyenne = 30,13 MPa

Écart-type = 5,82

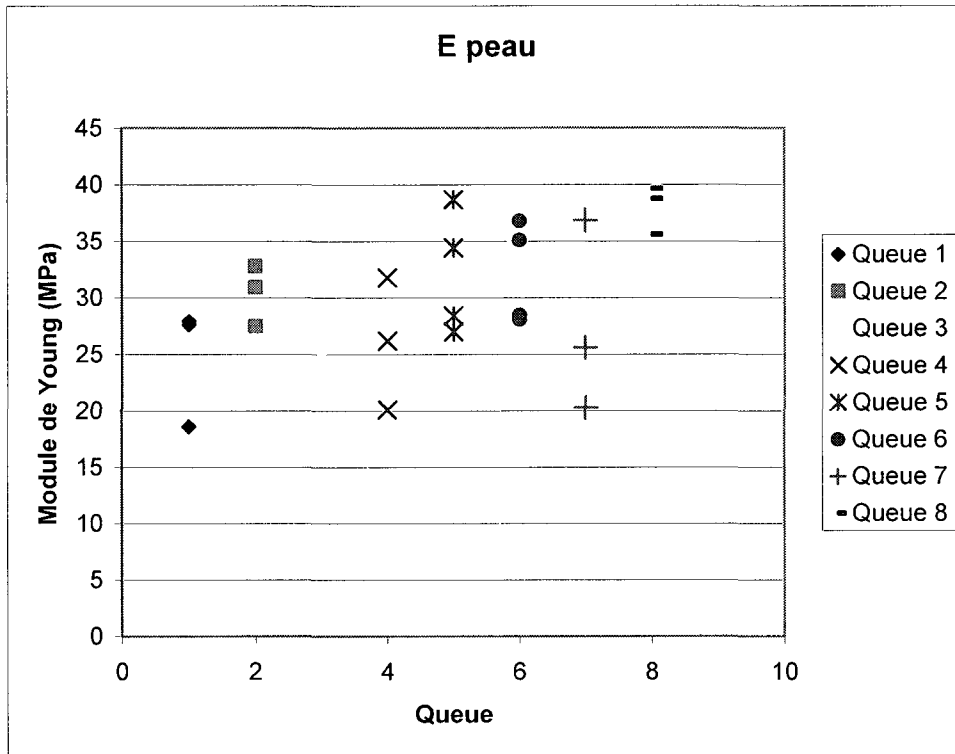


Figure C.1 : Modules de Young de la peau calculés à partir des tests de traction classés par queue

ANNEXE D

DONNÉES DE MICROSCOPIE

Échelon 0,75X :

Coordonnées en pixels : (528, 570) et (750, 572)

Longueur : 2 mm = 222 pixels

Tableau D.1 : Détermination de la longueur d'une vertèbre

Vertèbres	Coordonnées Y en pixels		
	extrémité 1	extrémité 2	longueur
Q2T6	38	1185	1147
Q2T12	44	1188	1144
Q2T13	41	1187	1146
	moyenne en pixels		1145,67
	moyenne en mm		10,32

Tableau D.2 : Détermination de la longueur du disque intervertébral

Disques	Coordonnées Y en pixels		
	extrémité 1	extrémité 2	longueur
Q2T11	169	346	177
Q2T12	302	515	213
Q2T13	479	672	193
att_tend_lame3	435	618	183
	moyenne en pixels		191,50
	moyenne en mm		1,73

Tableau D.3 : Détermination de la coordonnée de l'axe de rotation et de l'aire d'un disque intervertébral

Disque intervertébral	Coordonnées Y en pixels							Aire du disque	
	haut de la queue	bas de la queue	Centre queue	haut du disque	bas du disque	Centre disque p/r centre queue	rayon du disque		
A1	4	890	447	177	691	13	257		
B912	64	936	500	231	715	27	242		
E1	30	938	484	221	741	3	260		
tron2coup8	20	946	483	236	722	4	243		
tron2coup7	34	920	477	223	693	19	235		
	Moyenne en pixels						13,2	247,4	
	Moyenne en mm						0,1189	2,23	15,6

Tableau D.4 : Détermination de la coordonnée d'attache d'un tendon supérieur

Tendons supérieurs	Coordonnées Y en pixels							
Nom de la micrographie	haut de la queue	bas de la queue	Centre queue	tendon gauche	tendon droit	moyenne	tendon p/r centre queue	
E1	36	936	486	185	188	186,5	299,5	
D911	34	935	484,5	174	169	171,5	313	
C1	25	901	463	177	172	174,5	288,5	
B911	60	914	487	193	185	189	298	
A2	45	884	464,5	210	186	198	266,5	
tron2coup8	22	946	484	200	176	188	296	
							moyenne en pixels	293,58
							moyenne en mm	2,64

Tableau D.5 : Détermination de la coordonnée d'attache d'un tendon supérieur

Tendons inférieurs	Coordonnées Y en pixels							
Nom de la micrographie	haut de la queue	bas de la queue	Centre queue	tendon gauche	tendon droit	moyenne	tendon p/r centre queue	
E1	36	936	486	776	800	788	302	
C1	25	901	463	761	769	765	302	
A2	45	884	464,5	769	767	768	303,5	
tron2coup8	22	946	484	781	781	781	297	
							moyenne en pixels	301,13
							moyenne en mm	2,71

Tableau D.6 : Détermination de la coordonnée d'attache crânienne d'un muscle supérieur

Muscles supérieurs départ	Coordonnées Y en pixels							
Nom de la micrographie	haut de la queue	bas de la queue	centre	muscle gauche	muscle droit	moyenne	départ muscle p/r centre queue	
E1	36	936	486	254	245	249,5	236,5	
C1	25	901	463	246	232	239	224	
A2	45	884	464,5	261	253	257	207,5	
tron2coup8	22	946	484	243	218	230,5	253,5	
							moyenne en pixels	230,38
							moyenne en mm	2,08

Tableau D.7 : Détermination de la coordonnée d'attache caudale départ d'un muscle supérieur

Muscles supérieurs arrivée	Coordonnées Y en pixels						
Nom de la micrographie	haut de la queue	bas de la queue	centre	muscle gauche	muscle droit	moyenne	départ muscle p/r centre queue
E2	23	927	475	134	137	135,5	339,5
C1	25	901	463	131	132	131,5	331,5
A2	45	884	464,5	139	142	140,5	324
tron2coup910	37	931	484	151	148	149,5	334,5
moyenne en pixels							332,38
moyenne en mm							2,99

Tableau D.8 : Détermination de la coordonnée d'attache crânienne d'un muscle inférieur

Muscles inférieurs départ	Coordonnées Y en pixels						
Nom de la micrographie	haut de la queue	bas de la queue	centre	muscle gauche	muscle droit	moyenne	départ muscle p/r centre queue
F7	17	950	483,5	810	821	815,5	332
D8	55	944	499,5	803	803	803	303,5
B9	36	905	470,5	787	791	789	318,5
tron2coup4	12	965	488,5	814	821	817,5	329
tron3coup9	1	900	450,5	780	768	774	323,5
moyenne en pixels							321,30
moyenne en mm							2,89

Tableau D.9 : Détermination de la coordonnée d'attache caudale d'un muscle inférieur

Muscles inférieurs arrivée	Coordonnées Y en pixels						
Nom de la micrographie	haut de la queue	bas de la queue	centre	muscle gauche	muscle droit	moyenne	départ muscle p/r centre queue
E4	23	901	462	737	745	741	279
C3	17	870	443,5	737	724	730,5	287
A3	26	867	446,5	734	742	738	291,5
tron2coup9	28	938	483	753	768	760,5	277,5
moyenne en pixels							283,75
moyenne en mm							2,56

Tableau D.10 : Détermination de l'aire maximale des muscles supérieurs

Muscles supérieurs	Aire	
Nom de la micrographie	Nombre de pixels	Maximum en mm ²
B2	38 523	
B4	30 688	
C8	33 412	
D5	25 884	
E912	53 266	
tron1coup6	46 871	
tron1coup912	60 143	
tron3coup5	61 920	5,026
tron3coup8	44 033	

Tableau D.11 : Détermination de l'aire maximale des muscles inférieurs

Muscles inférieurs	Aire	
Nom de la micrographie	Nombre de pixels	Maximum en mm ²
B3	46 075	
D1	45 717	
E8	34 406	
E910	36 063	
tron1coup911	54 026	4,38
tron3coup4	41 312	

Tableau D.12 : Détermination des aires et bras de levier des fascias supérieur et inférieur

Fascia	Fascia supérieur		Fascia inférieur	
	Aire en pixels	Bras de levier en pixels	Aire en pixels	Bras de levier en pixels
B911	61 169	259,7	53 891	209,8
E2	64 828	278,7	57 425	256,9
tron2coup7	42 736	279	33 560	249,1
tron2coup9	84 355	288,3	63 926	235,8
moyenne en pixels	63 272	276	52 201	238
moyenne en mm ² ou mm	5,14 mm²	2,49 mm	4,24 mm²	2,14 mm

Tableau D.13 : Détermination de l'épaisseur moyenne d'un échantillon de fascia soumis à un test de traction

Fascia	Fascia supérieur
Nom de la micrographie	Épaisseur échantillon
B911	16
E2	16
tron2coup7	19
tron2coup9	36
moyenne en pixels	22
moyenne en mm	0,20

Tableau D.14 : Détermination des aires et bras de levier de la peau supérieure et inférieure

Peau	Peau supérieure		Peau inférieure	
	Aire en pixels	Bras de levier en pixels	Aire en pixels	Bras de levier en pixels
B911	150 170	340,4	170 277	370,9
E2	164 619	378	174 289	387,7
C4	159 548	355,6	158 247	354,9
moyenne en pixels	158 112	358	167 604	371
moyenne en mm ² ou mm	12,83 mm²	3,23 mm	13,60 mm²	3,34 mm

Tableau D.15 : Détermination de l'épaisseur moyenne de la peau

Nom de la micrographie	Épaisseur échantillon en pixels	Grossissement	Nombre de pixels équivalent à 2mm	Épaisseur échantillon en mm
Q2T15_200	318	200X	633	1,00
Q2T18_100	174	100X	300	1,16
Q2T27_200	295	200X	633	0,93
			moyenne en mm	1,03

ANNEXE E

DONNÉES DES SIMULATIONS

Tableau E.1 : Position des vertèbres en fonction des composantes désactivées

	Intégral	Sans Fascia	Sans Peau	Sans Fascia Sans Peau	Sans Tendon supérieur	Sans Muscle
Position en X						
Vertèbre 0	5,15	5,15	5,15	5,15	5,15	5,15
Vertèbre 1	17,14	17,14	17,14	17,14	16,7	17,1401
Vertèbre 2	29,1106	29,1106	29,11	29,11	27,8	29,1105
Vertèbre 3	41,049	41,049	41,05	41,04	36,55	41,0479
Vertèbre 4	52,9528	52,9525	52,94	52,93	45,47	52,9493
Vertèbre 5	64,8366	64,8357	64,8	64,78	54,73	64,8302
Vertèbre 6	76,7364	76,7341	76,63	76,58	65,02	76,7275
Vertèbre 7	88,6956	88,6915	88,48	88,35	76,47	88,6859
Position en Y						
Vertèbre 0	0	0	0	0	0	0
Vertèbre 1	-0,2611	-0,2611	-0,2615	-0,2616	-2,186	-0,2595
Vertèbre 2	-1,01	-1,01	-1,015	-1,017	-7,809	-1,0089
Vertèbre 3	-2,1765	-2,1768	-2,201	-2,212	-15,24	-2,184
Vertèbre 4	-3,6692	-3,6711	-3,762	-3,802	-23,28	-3,691
Vertèbre 5	-5,3306	-5,3365	-5,593	-5,707	-30,89	-5,37
Vertèbre 6	-6,8896	-6,9061	-7,568	-7,857	-36,98	-6,946
Vertèbre 7	-7,8671	-7,9088	-9,502	-10,19	-40,18	-7,929

E.2 : Position des vertèbres, forces et élongations des fascias lors du blocage d'une articulation

	Sans blocage		Vertèbres 1 et 2 bloquées		Vertèbres 3 et 4 bloquées		Vertèbres 5 et 6 bloquées	
	Fascias supérieurs	Fascias inférieurs	Fascias supérieurs	Fascias inférieurs	Fascias supérieurs	Fascias inférieurs	Fascias supérieurs	Fascias inférieurs
Force								
fascia 1	-0,08006	0	-0,07976	0	-0,07937	0	-0,08377	0
fascia 2	-0,07999	0	-0,07965	0	-0,0793	0	-0,08371	0
fascia 3	-0,07994	0	-0,07965	0	-0,07924	0	-0,08365	0
fascia 4	-0,07991	0	-0,07956	0	-0,07919	0	-0,08362	0
fascia 5	-0,07989	0	-0,07954	0	-0,07919	0	-0,0836	0
fascia 6	-0,07989	0	-0,07953	0	-0,07918	0	-0,0836	0
fascia 7	-0,07987	0	-0,07952	0	-0,07917	0	-0,0836	0
Élongation								
fascia 1	0,01273	-0,01646	0,01268	-0,0166	0,01262	-0,01634	0,01331	-0,01725
fascia 2	0,01272	-0,01647	0,01266	-0,0166	0,01261	-0,01634	0,0133	-0,01725
fascia 3	0,01271	-0,01647	0,01266	-0,0166	0,0126	-0,01635	0,01329	-0,01725
fascia 4	0,0127	-0,01648	0,01265	-0,01661	0,01259	-0,01635	0,01329	-0,01726
fascia 5	0,0127	-0,01649	0,01265	-0,01661	0,01259	-0,01635	0,01329	-0,01727
fascia 6	0,0127	-0,0165	0,01264	-0,01661	0,01259	-0,01636	0,01329	-0,01727
fascia 7	0,0127	-0,01652	0,01264	-0,01662	0,01259	-0,01637	0,01329	-0,01728
Position								
	en X	en Y	en X	en Y	en X	en Y	en X	en Y
vertèbre 0	5,15	0	5,15	0	5,15	0	5,15	0
vertèbre 1	17,14	-0,2611	17,13	-0,343	17,14	-0,2633	17,14	-0,2608
vertèbre 2	29,1106	-1,01	29,11	-1,029	29,11	-1,028	29,11	-1,007
vertèbre 3	41,049	-2,1765	41,07	-2,011	41,04	-2,269	41,05	-2,162
vertèbre 4	52,9528	-3,6692	52,98	-3,449	52,95	-3,75	52,96	-3,618
vertèbre 5	64,8366	-5,3306	64,86	-5,089	64,84	-5,307	64,86	-5,182
vertèbre 6	76,7364	-6,8896	76,76	-6,639	76,75	-6,823	76,76	-6,738
vertèbre 7	88,6956	-7,8671	88,72	-7,615	88,71	-7,786	88,71	-7,794

E.3 : Position des vertèbres, forces et élongations des fascias lors de la déformation de l'articulation intervertébrale entre les vertèbres 3 et 4

	Compression de 1%		Compression de 5%		Compression de 10%		Élongation de 1%		Élongation de 5%		Élongation de 10%	
	Fascias supérieurs	Fascias inférieurs	Fascias supérieurs	Fascias inférieurs	Fascias supérieurs	Fascias inférieurs	Fascias supérieurs	Fascias inférieurs	Fascias supérieurs	Fascias inférieurs	Fascias supérieurs	Fascias inférieurs
Force												
fascia 1	-0,075	0	-0,05745	0	-0,03529	0	-0,08372	0	-0,1105	-0,03435	-0,1858	-0,1333
fascia 2	-0,07494	0	-0,0574	0	-0,0354	0	-0,08365	0	-0,1104	-0,03433	-0,1856	-0,1332
fascia 3	-0,07488	0	-0,05736	0	-0,03537	0	-0,0836	0	-0,1104	-0,03431	-0,1855	-0,1331
fascia 4	-0,07482	0	-0,05729	0	-0,03531	0	-0,08354	0	-0,1103	-0,0343	-0,1855	-0,1331
fascia 5	-0,07482	0	-0,05729	0	-0,03531	0	-0,08354	0	-0,1103	-0,0343	-0,1855	-0,1331
fascia 6	-0,07482	0	-0,05727	0	-0,03529	0	-0,08354	0	-0,1103	-0,03429	-0,1855	-0,1331
fascia 7	-0,0748	0	-0,05727	0	-0,03529	0	-0,08353	0	-0,1103	-0,03429	-0,1855	-0,1331
Élongation												
fascia 1	0,01193	-0,01858	0,009167	-0,02705	0,0057	-0,03786	0,0133	-0,0133	0,01752	0,004576	0,02937	0,01741
fascia 2	0,01192	-0,01855	0,00916	-0,02706	0,005695	-0,03786	0,01329	-0,01331	0,01751	0,004572	0,02935	0,01739
fascia 3	0,01191	-0,01853	0,009152	-0,02708	0,00569	-0,03786	0,01328	-0,01334	0,0175	0,00457	0,02933	0,01738
fascia 4	0,0119	-0,01849	0,009141	-0,0271	0,00568	-0,03788	0,01328	-0,01336	0,01749	0,004568	0,02933	0,01738
fascia 5	0,0119	-0,01849	0,009141	-0,0271	0,00568	-0,03788	0,01328	-0,01336	0,01749	0,004568	0,02933	0,01738
fascia 6	0,0119	-0,01846	0,009139	-0,02713	0,005678	-0,03793	0,01328	-0,01337	0,01749	0,004568	0,02933	0,01738
fascia 7	0,0119	-0,0351	0,009138	-0,1106	0,005677	-0,2049	0,01327	-0,002708	0,01749	0,004567	0,02933	0,01738
Position												
	en X	en Y	en X	en Y	en X	en Y	en X	en Y	en X	en Y	en X	en Y
vertèbre 0	5,15	0	5,15	0	5,15	0	5,15	0	5,15	0	5,15	0
vertèbre 1	17,14	-0,2639	17,14	-0,2664	17,14	-0,2697	17,14	-0,2627	17,14	-0,2607	17,14	-0,2596
vertèbre 2	29,11	-1,033	29,11	-1,053	29,1	-1,08	29,11	-1,023	29,11	-1,005	29,11	-0,9917
vertèbre 3	41,04	-2,296	41,03	-2,404	41	-2,54	41,04	-2,243	41,05	-2,142	41,06	-2,04
vertèbre 4	52,92	-3,81	52,82	-4,053	52,69	-4,354	52,97	-3,69	53,07	-3,458	53,18	-3,209
vertèbre 5	64,81	-5,415	64,68	-5,848	64,51	-6,385	64,87	-5,199	64,99	-4,784	65,12	-4,34
vertèbre 6	76,71	-6,995	76,54	-7,682	76,32	-8,535	76,79	-6,65	76,93	-5,998	77,08	-5,347
vertèbre 7	88,66	-8,028	88,47	-8,991	88,21	-10,19	88,75	-7,544	88,91	-6,658	89,07	-5,908