

CARACTÉRISATION EXPÉRIMENTALE ET
MODÉLISATION PAR ÉLÉMENTS FINIS
POROÉLASTIQUE D'UN DISQUE INTERVERTÉBRAL
LOMBAIRE PORCIN EN COMPRESSION AXIALE

PAR

Elisabeth LAROCHE

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE
AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE CONCENTRATION
TECHNOLOGIE DE LA SANTÉ
M. Sc. A.

MONTREAL, LE 25 OCTOBRE 2017

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEUR
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Elisabeth Laroche, 2017



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Yvan Petit, directeur de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Eric Wagnac, codirecteur de mémoire ou thèse
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

Mme Sophie Lerouge, présidente du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Pierre-Jean Arnoux, membre du jury
Laboratoire de Biomécanique Appliquée, Université d'Aix-Marseille

ELLE A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 26 SEPTEMBRE 2017

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Dans un premier temps, j'aimerais adresser mes remerciements à mon directeur, Yvan Petit, et mon codirecteur, Eric Wagnac. Je suis reconnaissante de l'opportunité que vous m'avez donnée et je vous remercie pour votre support, votre écoute et vos conseils tout au long du projet.

Dans un deuxième temps, je voudrais remercier tous mes collègues du labo. Merci pour tous les échanges et les discussions qui m'ont permis d'enrichir mes connaissances sur une multitude de sujets et merci pour les « midis Tarot » où nous avons eu l'occasion de nous détendre et de rigoler.

Je tiens aussi à remercier Anne-Laure Ménard pour sa présence, son soutien, son énergie et son temps.

Je n'aurais pu réaliser mes expérimentations sans la participation de Marie-Hélène Beauséjour, David Lemonnier et Lucien Diotalevi. Vos clics de souris ont fait toute la différence!

Merci à Sylvie Gervais et Mostapha El Frih pour votre aide avec l'analyse statistique.

Je voudrais terminer en remerciant ma famille, mes amies et mon bel amour pour leur soutien et la confiance qu'ils me témoignent.

CARACTÉRISATION EXPÉRIMENTALE ET MODÉLISATION PAR ÉLÉMENTS FINIS POROÉLASTIQUE D'UN DISQUE INTERVERTÉBRAL LOMBAIRE PORCIN EN COMPRESSION AXIALE

Elisabeth LAROCHE

RÉSUMÉ

Les instrumentations de fusion vertébrale sont utilisées pour redresser la colonne vertébrale lorsque cette dernière est déformée ou instable. Dans certains cas, suite à la pose des instrumentations, des déformations en cyphose ou des fractures au-dessus de l'instrumentation se produisent en raison de la grande rigidité de ces implants, ce qui entraîne une dégénérescence prématurée des vertèbres et des disques intervertébraux. Plusieurs études ont investigué l'impact du choix des composants des instrumentations de fusion vertébrale pour diminuer l'apparition de ces conséquences, mais aucune ne l'a fait en considérant l'impact dans le temps. L'objectif de ce projet est de développer un modèle par éléments finis poroélastique d'un disque intervertébral porcin pour évaluer l'impact des instrumentations de fusion vertébrale. L'utilisation de lois poroélastiques permet de tenir compte de l'évolution temporelle des déformations, des contraintes et des échanges de fluide dans les disques intervertébraux. Les disques intervertébraux réagissent par fluage et relaxation de contraintes. Le comportement en relaxation de contraintes n'ayant pas été caractérisé dans la littérature, des essais en compression axiale sur 11 unités fonctionnelles porcines saines ont été menés pour caractériser ce comportement. De ces essais, la contrainte maximale, le module d'Young à l'équilibre et les paramètres rhéologique de type Maxwell généralisé ont été identifiés. Les dimensions des échantillons ont servi à déterminer les dimensions du modèle par éléments finis alors que les résultats des essais de relaxation de contraintes ont servi à calibrer le modèle. La réponse en fluage du modèle a ensuite été comparée à des données publiées par Nikkhoo et al. (2013a). L'analyse du comportement du modèle par éléments finis poroélastique a permis de déterminer que les lois par défaut du logiciel ABAQUS permettent de représenter le comportement en fluage, mais elles ne sont pas adaptées pour une bonne représentation du comportement en relaxation de contraintes. Pour permettre la bonne évaluation de l'impact des instrumentations de fusion vertébrale sur les disques intervertébraux des lois plus complexes de poroélasticité devront être implémentées.

Mots-clés : Modèle par éléments finis poroélastique, disque intervertébral, fluage, relaxation de contraintes

EXPERIMENTAL CHARACTERIZATION AND POROELASTIC FINITE ELEMENTS MODELING OF A PORCINE LUMBAR INTERVERTEBRAL DISC SUBMITTED TO AXIAL COMPRESSION

Elisabeth LAROCHE

ABSTRACT

Spinal fusion instrumentations are commonly used to straighten the deformed or unstable spine. However, proximal junctional kyphosis or fractures occur after surgery due to the high stiffness of the implants leading to premature degeneration of the vertebrae and intervertebral discs. Several studies have investigated the choice of spinal fusion instrumentation components to decrease these complications, but none have done so by considering their impact over time. The objective of this project is to develop a poroelastic finite element model of a swine intervertebral disc to evaluate the impact of vertebral fusion instrumentation. The use of poroelastic allows taking into account the evolution over time of deformations, stresses and fluid exchanges in the intervertebral discs. The intervertebral discs behavior includes creep and stress relaxation. Since intervertebral discs stress relaxation behavior was not documented in the literature, axial compression tests were carried out on 11 healthy porcine functional units to characterize this behavior. From these experiments, maximum stress, Young's modulus at equilibrium and generalized Maxwell rheological parameters were identified. The samples' dimensions were used to define the finite elements model's geometry while the stress relaxation results were used to calibrate the model. The intervertebral disc model's creep response was then compared with data published by Nikkhoo et al. (2013a). The results suggest that the material laws in ABAQUS software adequately represent the creep behavior, but they are not adapted to reproduce the stress relaxation behavior of intervertebral discs. Comprehensive poroelastic laws will need to be implemented to study the impact of vertebral fusion instrumentation on the intervertebral discs.

Keywords: Poroelastic finite elements model, intervertebral disc, creep, stress relaxation

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	3
1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis.....	3
1.1.1 Vertèbres	4
1.1.2 Disques intervertébraux	6
1.1.2.1 Composants des disques intervertébraux	6
1.1.2.2 Dégénérescence des disques intervertébraux.....	8
1.1.3 Ligaments de la colonne vertébrale	12
1.2 Biomécanique des disques intervertébraux.....	12
1.2.1 Comportement des disques intervertébraux.....	13
1.2.2 Modèles rhéologiques viscoélastiques.....	14
1.2.3 Modèles numériques de disques intervertébraux.....	16
1.2.4 Représentation d'un comportement poroélastique dans ABAQUS.....	19
1.3 Instrumentations de fusion vertébrale.....	21
1.4 Études sur les composants des instrumentations de fusion vertébrale.....	27
1.4.1 Études expérimentales	27
1.4.2 Études numériques des instrumentations de fusion vertébrale	30
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DE L'ÉTUDE	33
2.1 Problématique	33
2.2 Objectifs de l'étude.....	34
2.3 Approche méthodologique.....	34
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE.....	37
3.1 Caractérisation expérimentale du comportement des disques intervertébraux porcins en relaxation de contraintes	37
3.1.1 Préparation des échantillons	38
3.1.1.1 Dissection des échantillons	38
3.1.1.2 Congélation des échantillons	39
3.1.1.3 Coupe des échantillons	40
3.1.1.4 Hauteur des disques intervertébraux.....	41
3.1.1.5 Trempage des échantillons.....	42
3.1.1.6 Longueur et largeur des disques intervertébraux	42
3.1.1.7 Aire des disques intervertébraux.....	43
3.1.2 Essais en compression axiale.....	45
3.1.2.1 Déplacement à imposer.....	45
3.1.2.2 Cellule de charge.....	45
3.1.2.3 Préchargement.....	45
3.1.2.4 Chargement.....	47
3.1.3 Mesures supplémentaires	47

3.1.3.1	Grade de dégénérescence des disques intervertébraux	47
3.1.3.2	Ratio entre l'aire du noyau pulpeux et l'aire du disque	48
3.1.4	Traitement des données de compression axiale	49
3.2	Modélisation par éléments finis poroélastique du disque intervertébral porcin	53
3.2.1	Géométrie du disque intervertébral.....	53
3.2.2	Maillage du modèle géométrique.....	57
3.2.3	Loi de comportement	58
3.2.4	Chargement et conditions aux frontières	60
3.3	Évaluation du comportement du modèle par éléments finis développé	61
3.3.1	Calibrage du modèle développé en relaxation de contraintes.....	61
3.3.2	Évaluation du comportement en fluage du modèle développé	65
CHAPITRE 4 RÉSULTATS		71
4.1	Caractérisation expérimentale du comportement en relaxation de contraintes des disques intervertébraux porcins	71
4.2	Analyse de convergence du maillage.....	75
4.3	Évaluation du comportement du modèle par éléments finis	78
4.3.1	Calibration du modèle développé en relaxation de contraintes	79
4.3.2	Évaluation de la réponse en en fluage.....	85
CHAPITRE 5 DISCUSSION		87
5.1	Discussion des résultats	87
5.1.1	Caractérisation expérimentale du comportement en relaxation de contraintes	87
5.1.1.1	Dimensions des échantillons.....	87
5.1.1.2	Courbe de relaxation de contraintes.....	88
5.1.2	Calibration du comportement en relaxation de contraintes	89
5.1.3	Évaluation du comportement en fluage du modèle par éléments finis	91
5.2	Limites du travail	92
5.2.1	Limites expérimentales	92
5.2.2	Limites du modèle numériques	94
5.3	Discussion générale	95
CONCLUSION.....		97
RECOMMANDATIONS		101
ANNEXE I	VÉRIFICATION DE LA NORMALITÉ DES RÉSULTATS DES ÉCHANTILLONS PAR LE TEST DE SAPIRO-WILK.....	103
ANNEXE II	VÉRIFICATION DU NOMBRE D'ÉCHANTILLONS	107
ANNEXE III	DIMENSIONS DES ÉCHANTILLONS	109
ANNEXE IV	COMPARAISON ENTRE UN MODÈLE AXISYMETRIE ET 3D	111

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	113
---	-----

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1 Grade de Thompson	10
Tableau 1.2 Classement de Nachemson	11
Tableau 1.3 Définition des trois principaux modèles mathématiques viscoélastiques.....	15
Tableau 1.4 Principaux facteurs de risque des PJK et PJK	26
Tableau 3.1 Impacts de la congélation sur les disques intervertébraux.....	39
Tableau 3.2 Association entre les paramètres de MatLab et ceux du modèle de Maxwell généralisé	53
Tableau 3.3 Dimensions moyennes des échantillons.....	54
Tableau 3.4 Dimensions finales du modèle de disque intervertébral porcin	55
Tableau 3.5 Description des maillages comparés dans l'étude de convergence	58
Tableau 3.6 Propriétés poroélastiques porcines de l'anneau fibreux et du noyau pulpeux utilisées par Nikkhoo et al. (2013).....	59
Tableau 3.7 Propriétés poroélastiques de l'os et des plateaux cartilagineux du disque intervertébral utilisées par Argoubi et Shirazi-Adl (1996) et Schmidt et al. (2010).....	60
Tableau 3.8 Plage de propriétés utilisées pour le plan factoriel	63
Tableau 3.9 Définition des 27 simulations du plan Box-Behnken	64
Tableau 3.10 Dimensions de référence pour les dimensions minimales et maximales lors de l'étude de sensibilité	67
Tableau 3.11 Aires des disques du modèle minimal et maximal de l'étude de sensibilité....	68
Tableau 3.12 Propriétés mécaniques minimales et maximales de l'étude de sensibilité.....	69
Tableau 4.1 Contraintes maximales et module d'Young à l'équilibre des échantillons au 10 ^e cycle de relaxation	74
Tableau 4.2 Paramètres des courbes de relaxation de contraintes	75
Tableau 4.3 Paramètres des courbes de relaxation des simulations du plan factoriel	81

Tableau 4.4	Propriétés identifiées par le plan factoriel	83
Tableau 4.5	Paramètres de relaxation du modèle développé.....	85

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 Les différentes régions et courbure de la colonne vertébrale	4
Figure 1.2 Les deux sections d'une vertèbre	5
Figure 1.3 Les éléments de l'arc vertébral.....	5
Figure 1.4 Distinction en l'os cortical et l'os spongieux.....	6
Figure 1.5 Exemple d'unité fonctionnelle vertébrale et les composants du disque intervertébral (plan sagittal).....	7
Figure 1.6 Les proportions d'eau, de collagène et de protéoglycanes dans les composants du disque	7
Figure 1.7 L'orientation des couches de fibres de collagène de l'anneau fibreux	8
Figure 1.8 Les ligaments de la colonne vertébrale.....	12
Figure 1.9 Modèle de Maxwell généralisé	16
Figure 1.10 Type d'ancrage : a) crochet, b) vis, c) câble	22
Figure 1.11 La direction du chargement dans une colonne vertébrale sans et avec instrumentation	24
Figure 1.12 La direction de la force de traction lors d'essai de force d'arrachement	28
Figure 2.1 Approche méthodologique.....	35
Figure 3.1 Étapes des essais de caractérisation en relaxation de contraintes de disques porcins.....	38
Figure 3.2 Coupe des échantillons : a) scie à onglets manuelle, b) exemple de spécimen enrobé de pâte à modeler, c) positionnement sur la scie du spécimen à couper, d) vérification du parallélisme de la coupe	40
Figure 3.3 Montage expérimental pour la mesure de la hauteur du disque : a) échantillon dans le support, b) gros plan sur l'échantillon et dimension de la règle radio-opaque	41
Figure 3.4 Exemple de mesure d'un disque intervertébral	42

Figure 3.5	Mesure des dimensions des disques intervertébraux : a) mesure de la longueur du disque intervertébral, b) mesure de la largeur du disque intervertébral	43
Figure 3.6	Système Optotrak : a) caméras, b) outil pointeur	43
Figure 3.7	Étapes de la mesure de l'aire du disque intervertébral	44
Figure 3.8	Préchargement : a) détection de la force représentant 0.06 MPa, b) cycles de préconditionnement	46
Figure 3.9	Chargement	47
Figure 3.10	État de dégénérescence de l'échantillon PORE01503-L5L6	48
Figure 3.11	Étapes de la mesure de l'aire de l'anneau fibreux et du noyau pulpeux	49
Figure 3.12	Analyse du 10 ^e cycle de relaxation de contraintes : a) identification du 10 ^e cycle de relaxation de contraintes, b) identification de la force maximale et de la force à l'équilibre.....	51
Figure 3.13	Modèle de Maxwell généralisé utilisé	52
Figure 3.14	Comparaison entre les dimensions moyennes des échantillons et l'échantillon retenu	54
Figure 3.15	Contour du disque du modèle : a) reconstruction original de l'échantillon PORE01503-L3L4, b) contour du disque après symétrie.....	55
Figure 3.16	Aspect géométrique final du disque du modèle	56
Figure 3.17	Géométrie du modèle développé	56
Figure 3.18	Comparaison entre les résultats du modèle par éléments finis avec les propriétés de Nikkhoo et al. (2013a) et les résultats expérimentaux au 10 ^e cycle de relaxation de contraintes.....	62
Figure 3.19	Sommaire des 4 simulations de l'étude de sensibilité pour déterminer l'influence de la taille et de propriétés du modèle.....	66
Figure 3.20	Esquisse des disques des modèles minimal et maximal de l'étude de sensibilité : a) dimensions minimales, b) dimensions maximales.....	67
Figure 3.21	Maillages des modèles aux dimensions minimales et maximales de l'étude de sensibilité : a) modèle minimal, b) modèle maximal	68

Figure 4.1	Réponse typique en force au déplacement imposé (échantillon PORE01501-L5L6).....	72
Figure 4.2	Résultats du 10e cycle en relaxation de contraintes pour tous les échantillons.....	72
Figure 4.3	Résultats moyens du 10e cycle en relaxation de contraintes	73
Figure 4.4	Différence de contrainte moyenne entre le 1 ^{er} et le 10 ^e cycle de relaxation.....	73
Figure 4.5	Temps de calcul pour les différents maillages.....	75
Figure 4.6	Réponse en relaxation de contraintes en fonction du temps des différents maillages	76
Figure 4.7	État de contraintes à l'intérieur du disque pour les différents maillages : a) pression interstitielle, b) contrainte effective, c) contrainte totale.....	77
Figure 4.8	Variation en pourcentage des réponses des différents maillages.....	78
Figure 4.9	Maillage choisi pour le modèle par éléments finis	78
Figure 4.10	Courbes en relaxation de contraintes des simulations du plan factoriel	80
Figure 4.11	Résultat de l'analyse de désirabilité	82
Figure 4.12	Diagramme de Pareto de l'analyse de désirabilité	82
Figure 4.13	Réponse en relaxation de contrainte du modèle développé.....	84
Figure 4.14	Comparaison de la perte de hauteur normalisée du modèle développé et d'un échantillon de Nikkoo et al. (2013a)	85
Figure 4.15	Influence de la taille du modèle et des propriétés sur la perte de hauteur	86

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AM	Approche méthodologique
MEF	Modèle par éléments finis
OS	Objectif spécifique
PJF	Fracture à la jonction proximale
PJK	Cyphose à la jonction proximale

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

UNITÉS DE TEMPS

min minute
s seconde

UNITÉS GÉOMÉTRIQUES

m mètre
 m^2 mètre carré
mm millimètre
 mm^2 millimètre carré

UNITÉS MÉCANIQUES

MPa mégapascal
N newton
Pa pascal

UNITÉS DE VITESSE

mm/s millimètre par seconde

UNITÉS DE FRÉQUENCE

Hz hertz

INTRODUCTION

La colonne vertébrale est une structure très imposante du squelette humain. Formée de vertèbres et de disques intervertébraux, elle permet la mobilité du tronc, le transfert de charge et elle protège la moelle épinière. Toutefois, si la colonne vertébrale devient instable suite à une déformation ou un traumatisme, il est possible qu'elle ne puisse plus accomplir ces fonctions. Dans de telles situations, il est possible d'utiliser des instrumentations vertébrales pour venir corriger la colonne vertébrale. Les instrumentations vertébrales sont formées principalement d'une tige, qui impose la correction, et de points d'ancrage (crochet, vis ou câble), qui maintiennent la tige en place en s'accrochant aux vertèbres. Comme l'instrumentation est plus rigide que la colonne vertébrale, le transfert de charge qui devrait normalement se faire le long de la colonne vertébrale est dévié dans l'instrumentation. Cette déviation crée des zones aux extrémités de l'instrumentation où les contraintes deviennent très élevées. Ces augmentations de contraintes peuvent créer une dégénérescence prématurée des structures avoisinantes, des déformations en cyphose ou même des fractures de la colonne vertébrale. Après l'implantation d'une instrumentation de fusion vertébrale, ces conséquences se manifestent dans 20 à 40 % des cas (Lau et al., 2014; Scheer et al., 2015). Aucune règle n'existe pour choisir d'un type d'instrumentation comparativement à un autre et ainsi diminuer le risque de cyphoses et de fractures au segment adjacent. Considérant la gravité de ces conséquences, il est possible de se questionner sur les méthodes à utiliser pour réduire leur apparition.

Un modèle par éléments finis élastique linéaire a été développé (Brummund et al., 2015) pour étudier l'influence des instrumentations sur la pression à l'intérieur des disques intervertébraux lors d'un mouvement en flexion. L'instrumentation du modèle était composée d'un point d'ancrage proximal sous la forme d'une vis ou d'un crochet accompagné de différentes rigidités de tiges. Cette étude n'a toutefois pas permis de constater de différence significative entre les différentes instrumentations. Il convient de mentionner que cette étude considérait la pression intradiscale de façon instantanée et n'a pas considéré l'évolution de la pression dans le temps. Comme les déformations ou fractures que peut

engendrer l'instrumentation font leur apparition dans un délai de 3 à 18 mois (Lau et al., 2014; Yagi et al., 2014) suite à la chirurgie, il est pertinent de s'attarder à la réaction des disques intervertébraux au fil du temps.

Ce projet vise le développement d'un modèle par élément finis d'un disque intervertébral permettant de simuler l'état de contraintes, les déformations au fil du temps ainsi que les échanges de fluide. Ultimement, le modèle permettra d'étudier l'impact des instrumentations de fusion vertébrale sur la biomécanique des disques intervertébraux à plus long terme. La géométrie du modèle a été développée à partir de dimensions prélevées sur des échantillons de disques porcins. Le modèle a été conçu dans le logiciel ABAQUS afin d'y intégrer des lois de comportement poroélastiques. Pour évaluer le modèle sous les chargements que subit la colonne vertébrale, son comportement a été analysé en fluage et en relaxation de contraintes. Son comportement en fluage a été comparé aux résultats disponibles dans la littérature. Son comportement en relaxation de contraintes a été évalué suite à des essais en compression axiale sur des disques intervertébraux porcins car ces données ne sont pas présentes dans la littérature. À long terme, l'objectif est d'utiliser les lois poroélastiques implémentées dans ABAQUS pour représenter le comportement en fluage et en relaxation de contraintes des disques intervertébraux.

Le premier chapitre de ce mémoire décrit en premier lieu l'anatomie fonctionnelle de la colonne vertébrale. La biomécanique des disques intervertébraux constitue son deuxième sujet en traitant du comportement des disques intervertébraux en réponse au chargement appliqué ainsi que des modèles rhéologiques et numériques existant pour les représenter. Les instrumentations de fusion vertébrales sont par la suite définies. Le dernier point du premier chapitre explore les études expérimentales et numériques qui ont étudié l'influence des composants d'instrumentation de fusion vertébrale. Le second chapitre présente la problématique ainsi que les objectifs du projet. Le chapitre 3 décrit la méthodologie utilisée. Le chapitre 4 présente les résultats des expérimentations et de l'évaluation de la réponse du modèle par éléments finis développé en fluage et en relaxation de contraintes. Le chapitre 5 discute les résultats. Le mémoire se termine par la conclusion et les recommandations.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre présente l'anatomie fonctionnelle de la colonne vertébrale en décrivant les vertèbres, les disques et les ligaments qui la composent. Il présente la biomécanique des disques intervertébraux en décrivant leur comportement et les modèles existants pour les représenter. Il présente aussi des instrumentations de fusion vertébrale et des répercussions qu'elles amènent à la colonne. Il se termine en présentant les études expérimentales et numériques qui ont étudié les effets des instrumentations de fusion vertébrale.

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis

La colonne vertébrale, aussi nommée rachis, assure trois grandes fonctions : le maintien du corps, la mobilité du tronc et la protection de la moelle épinière (White et Panjabi, 1990). Elle est composée de trois structures principales : les vertèbres, les disques intervertébraux ainsi que les ligaments. Le rachis est composé de 24 vertèbres mobiles et 9 fusionnées. Celles-ci sont empilées de sorte qu'elles forment différentes courbes dans le plan latéral appelées lordoses et cyphoses, voir Figure 1.1. Les vertèbres sont divisées en cinq régions : cervicale, thoracique, lombaire, sacrale et coxale.

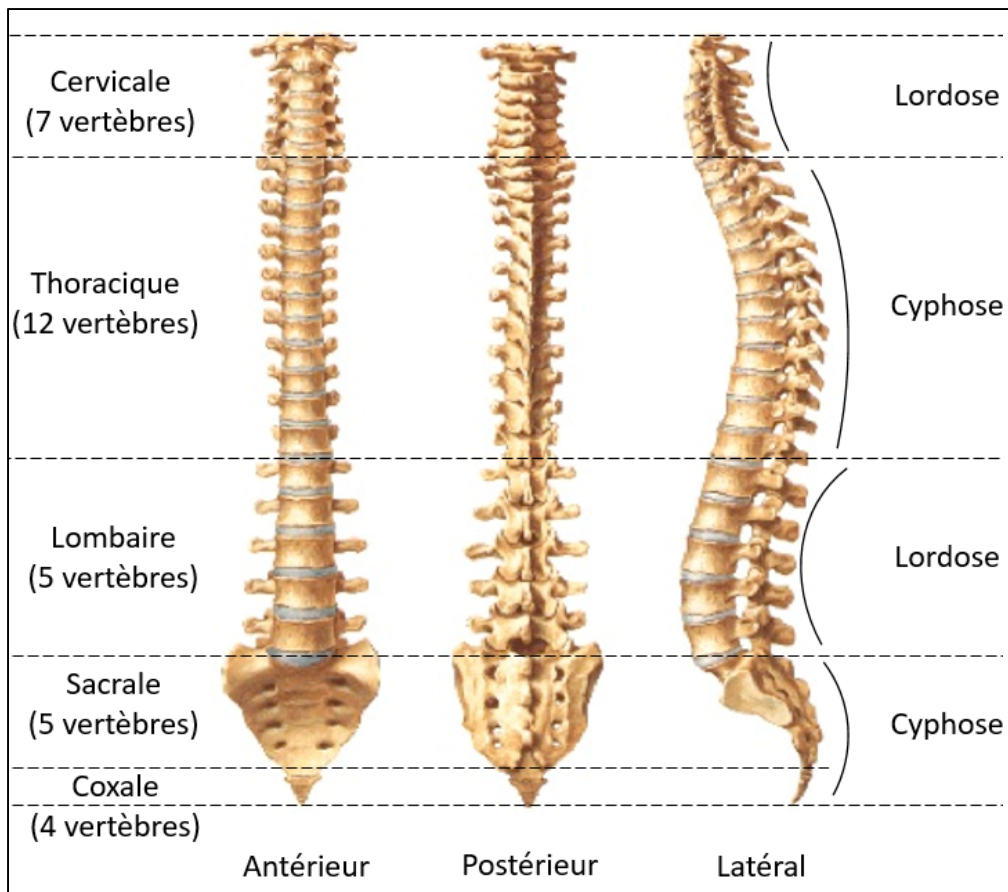


Figure 1.1 Les différentes régions et courbure de la colonne vertébrale

Adaptée de Tamia (2013)

1.1.1 Vertèbres

À des fins descriptives, la vertèbre peut être divisée en deux sections : une partie antérieure, le corps vertébral, et une partie postérieure, l'arc vertébral, voir Figure 1.2. Le corps vertébral est une section pleine ressemblant à un cylindre. L'arc vertébral est quant à lui beaucoup plus complexe, voir Figure 1.3. Il est formé par deux pédicules qui se rejoignent et forment les lames. Comme les lames se fusionnent en postérieur, elles forment un arc et elles créent un trou appelé foramen, ou canal vertébral, voir Figure 1.3. Dans ce canal, se loge la moelle épinière. À la jonction de la lame et du pédicule se forme un processus transverse. Complètement en postérieur, à la jonction des deux lames, se trouve le processus épineux.

Selon les différentes régions vertébrales, toutes les vertèbres sont constituées des mêmes parties bien que leur forme et leur taille diffèrent.

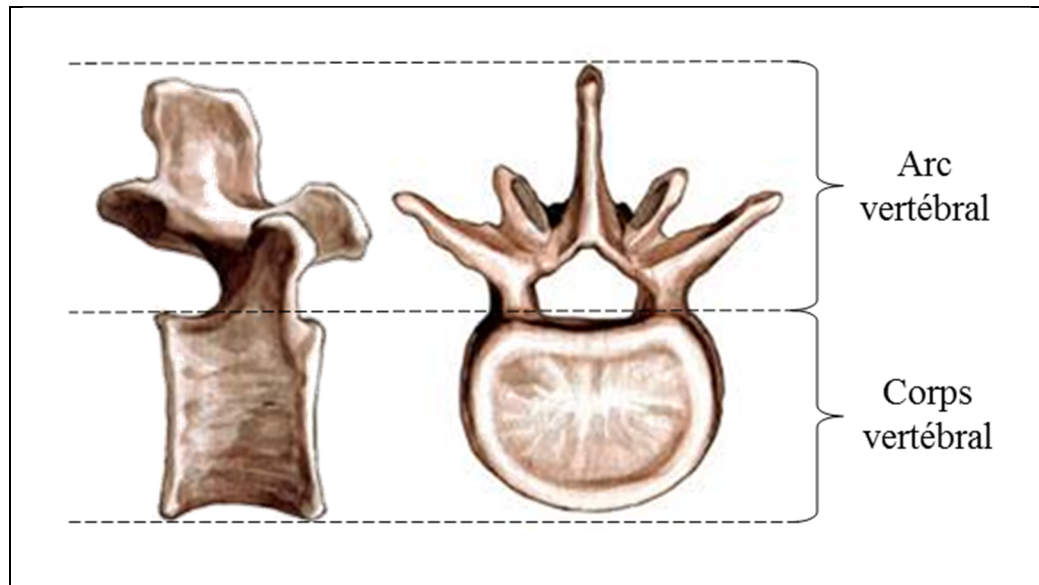


Figure 1.2 Les deux sections d'une vertèbre

Adapté de Moulton (2005)

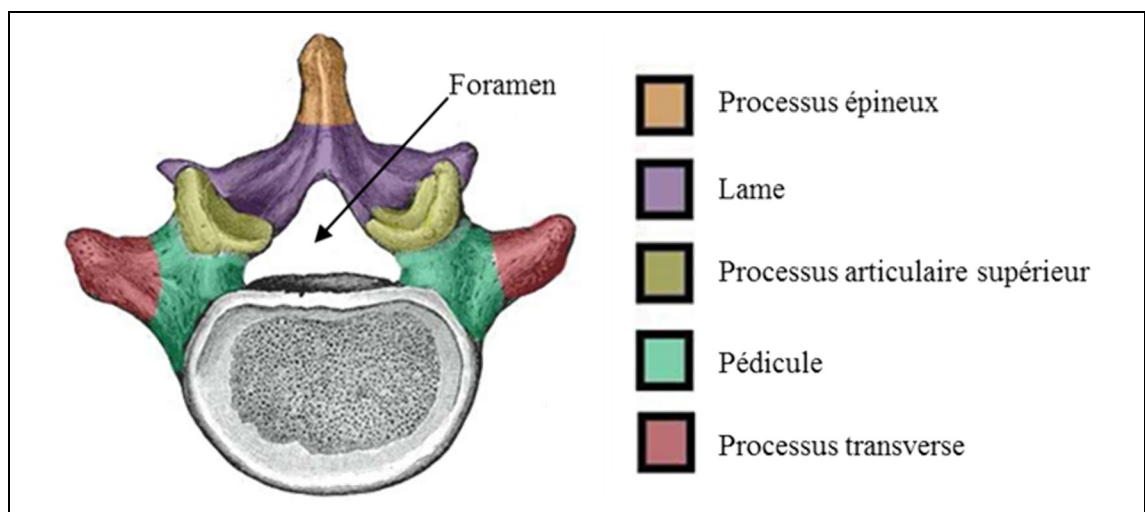


Figure 1.3 Les éléments de l'arc vertébral

Adapté de Jones (2017)

Les vertèbres sont principalement constituées d'os spongieux et sont recouvertes par une fine couche d'os cortical, voir Figure 1.4. L'os cortical est plus dense et plus résistant que l'os spongieux (White et Panjabi, 1990).

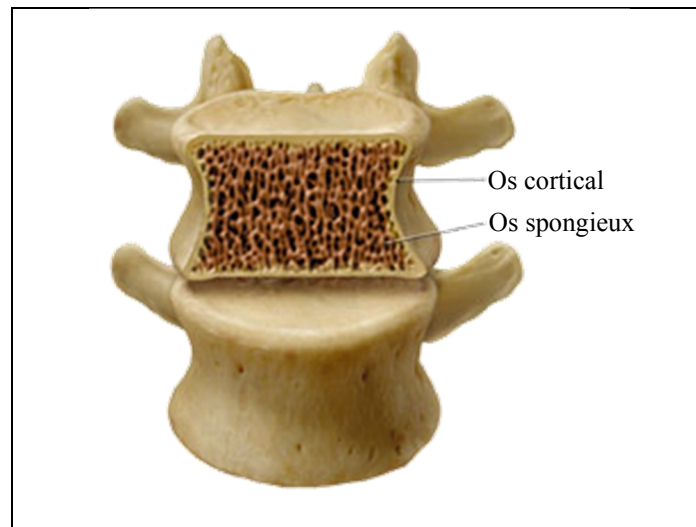


Figure 1.4 Distinction en l'os cortical et l'os spongieux

Adaptée de Malowney (2013)

1.1.2 Disques intervertébraux

Les disques intervertébraux forment les jonctions entre chaque vertèbre mobile du rachis. Ils assurent la mobilité ainsi que le transfert de charge à travers la colonne vertébrale. Contrairement aux os et aux organes, les disques intervertébraux ne sont ni innervés ni vascularisés.

1.1.2.1 Composants des disques intervertébraux

Les disques sont formés de trois composants : le noyau pulpeux, l'anneau fibreux et le plateau cartilagineux, voir Figure 1.5.

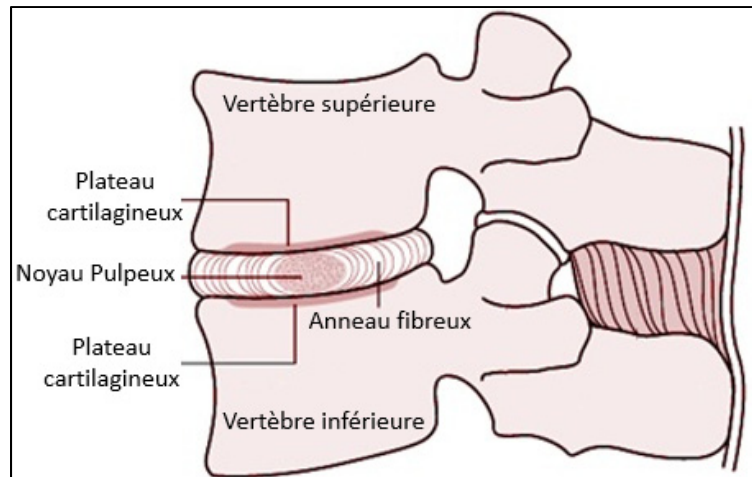


Figure 1.5 Exemple d'unité fonctionnelle vertébrale et les composants du disque intervertébral (plan sagittal)

Adaptée de Riihimäki (2005)

Le noyau pulpeux, ou le nucléus, se positionne environ au centre du disque intervertébral. Il reçoit la majeure partie de la charge lorsque le disque est comprimé. Il est composé d'eau, de fibres de collagènes et de protéoglycanes, voir Figure 1.6. Comme sa concentration en eau est très importante, entre 70 à 90 %, il est considéré comme incompressible.

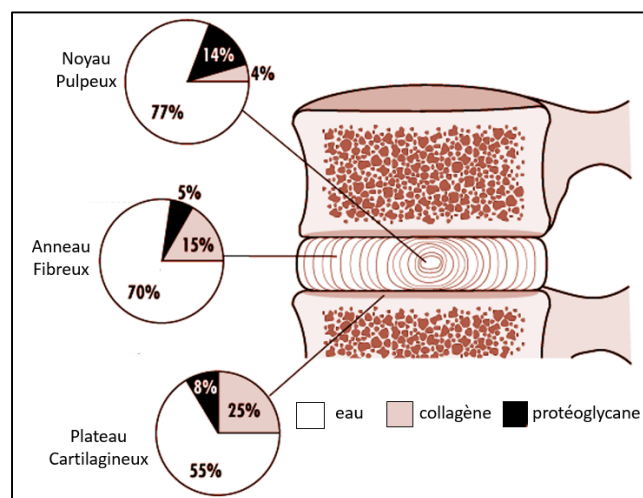


Figure 1.6 Les proportions d'eau, de collagène et de protéoglycanes dans les composants du disque

Adaptée de Riihimäki (2005)

L'anneau fibreux, ou l'annulus, est composé de plusieurs couches de fibres de collagène et entoure le noyau pulpeux. Il maintient le noyau pulpeux en place. Les fibres des couches extérieures s'accrochent aux vertèbres alors que les fibres des couches intérieures s'ancrent dans les plateaux cartilagineux. Sur les couches, les fibres sont orientées à $\pm 30^\circ$ par rapport à l'horizontale. Si une couche est orientée à $+30^\circ$, celle qui la suit sera à -30° et ainsi de suite, voir Figure 1.7.

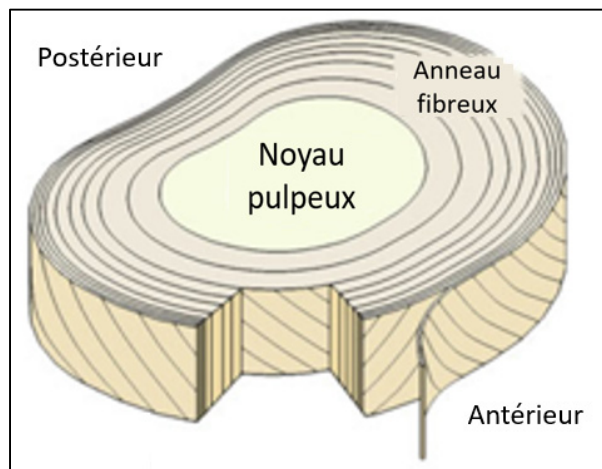


Figure 1.7 L'orientation des couches de fibres de collagène de l'anneau fibreux

Adaptée de Shapiro et Risbud (2014, p.18)

Deux plateaux cartilagineux servent de voie d'échange de nutriments entre les vertèbres et le disque. Un plateau est au-dessus et l'autre est au-dessous de chaque disque, voir Figure 1.5. Les plateaux cartilagineux se constituent de cartilage hyalin.

1.1.2.2 Dégénérescence des disques intervertébraux

Après de nombreuses années de sollicitations, les disques intervertébraux perdent graduellement leurs aptitudes et ils se dégradent. Cette dégénérescence résulte du processus naturel de vieillissement. Toutefois, si un disque est sollicité au-delà de ses capacités, il peut

dégénérer de manière prématurée. Dans ce cas, les mêmes changements se produisent que lors d'une dégénérescence naturelle, mais beaucoup plus tôt et rapidement.

La dégénérescence se traduit, entre autres, par une perte irréversible du liquide dans le noyau pulpeux diminuant sa capacité à absorber les chocs, car son assèchement le rend moins élastique. Les disques subissent aussi une perte de hauteur.

Afin de quantifier la dégénérescence des disques, différents grades progressifs attestant la sévérité peuvent être définis selon différents classements qualitatifs. Ceux-ci vont varier en fonction de la méthode utilisée (imagerie ou dissection) pour diagnostiquer l'état des disques. Dans un milieu clinique, le grade de Thompson est utilisé pour le diagnostic (Thompson et al., 1990), voir Tableau 1.1. Il peut aussi être utilisé expérimentalement si le disque est coupé dans le plan sagittal. Dans le cas d'une dissection transversale du disque, le classement de Nachemson s'applique (Nachemson, 1960), tel que décrit dans le Tableau 1.2. Dans ces deux classifications, un grade élevé correspond à un stade de dégénérescence plus sévère.

Tableau 1.1 Grade de Thompson

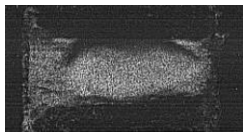
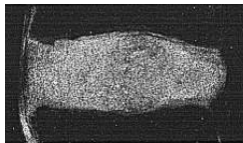
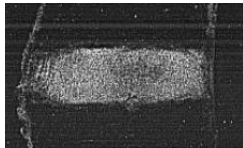
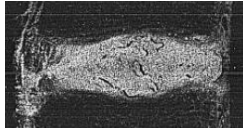
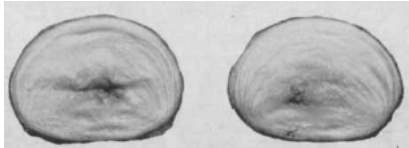
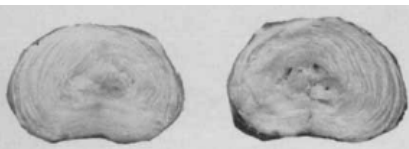
Grade de dégénérescence	Description				Aperçu Tiré de Thompson et al. (1990)
	Noyau pulpeux	Anneau fibreux	Plateau cartilagineux	Corps vertébral	
I	Noyau bombé	Lamelles fibreuses discrètes	Cartilage uniforme	Bords ronds	
II	Tissus fibreux en périphérie	Tissus mucineux entre les lamelles	Epaisseur irrégulière	Bords pointus	
III	Consolidati on des tissus fibreux	Plus de tissus mucineux Perte de la démarcation entre l'anneau fibreux et le noyau pulpeux	Défauts à certains endroits dans le cartilage	Début de chondrophytes et d'ostéophyte sur les bords	
IV	Fentes horizontales	Interruptions locales	Fusion du cartilage avec l'os Sclérose de l'os subchondral	Ostéophytes de moins de 2 mm	
V	Fentes au travers du noyau pulpeux et de l'anneau fibreux		Sclérose diffuse	Ostéophytes de plus de 2 mm	

Tableau 1.2 Classement de Nachemson

Grade de dégénérescence	Description	Aperçu Tirée de Nachemson (1960)
1	• Pas de changement visible à l'œil nu • Noyau pulpeux brillant • Distinction marqué entre l'anneau fibreux et le noyau pulpeux	
2	• Changements visibles du noyau pulpeux, texture plus fibreuse • Distinction marqué entre l'anneau fibreux et le noyau pulpeux • Aucun dommage à l'anneau fibreux	
3	• Changements visibles dans l'anneau fibreux et le noyau pulpeux • Noyau pulpeux fibreux • Distinction difficile entre l'anneau fibreux et le noyau pulpeux	
4	• Présence de fissure et cavité dans l'anneau fibreux et le noyau pulpeux • Parfois présence d'ostéophytes	

1.1.3 Ligaments de la colonne vertébrale

Les ligaments qui entourent les articulations du rachis procurent de la stabilité et limitent les mouvements des articulations. Ces fonctions sont assurées par sept principaux ligaments, voir Figure 1.8 :

- Interépineux ;
- Supraépineux ;
- Jaune ;
- Longitudinal antérieur.
- Longitudinal antérieur ;
- Intertransversaire ;
- De la facette capsulaire ;

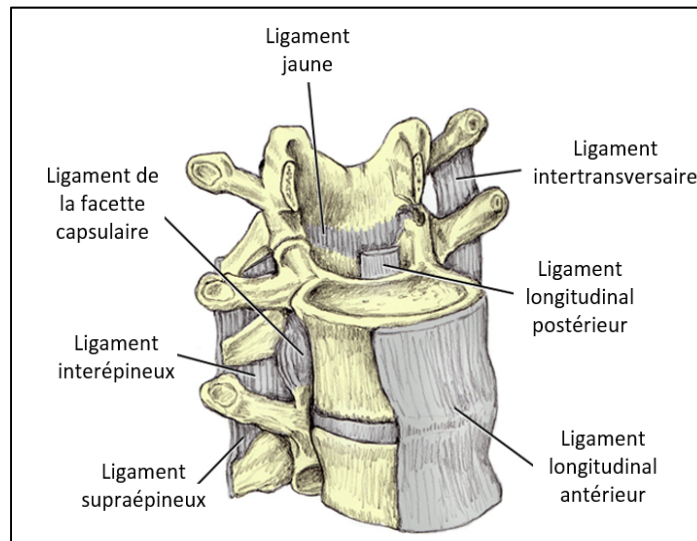


Figure 1.8 Les ligaments de la colonne vertébrale
Adaptée de Kishner (2015)

1.2 Biomécanique des disques intervertébraux

Les disques intervertébraux sont des jonctions qui ont une biomécanique bien différente des autres articulations du corps humain. Leurs réactions varient en fonction du type de chargement auquel ils sont soumis. Pour les étudier, il est donc important de trouver le modèle qui traduit fidèlement la situation appropriée qu'on souhaite représenter, ainsi que les qualités des disques intervertébraux à étudier.

1.2.1 Comportement des disques intervertébraux

Le disque intervertébral a un comportement viscoélastique, ce qui veut dire qu'il réagit de façons visqueuse et élastique. La réaction élastique se traduit par un retour à sa forme initiale suite à une déformation. La réaction visqueuse dissipe l'énergie accumulée dans le disque. Lors d'un chargement axial, parce que le noyau pulpeux peut expulser ou absorber de l'eau, il est aussi possible de qualifier le comportement du disque de poroélastique (Emanuel et al., 2015). En effet, la poroélasticité décrit la migration de fluide d'un milieu poreux déformable. En fonction du type de chargement que subit le disque, celui-ci répond par fluage ou par relaxation de contraintes. Lorsque le disque est soumis à une pression constante, la force gravitationnelle par exemple, il répond par fluage, c'est-à-dire qu'il perd de la hauteur petit à petit. Si le disque est maintenu sous un déplacement constant, lorsque le tronc maintient une posture, c'est une relaxation de contraintes qui se produit à l'intérieur du disque (White et Panjabi, 1990). Ainsi les contraintes à l'intérieur du disque sont réduites graduellement. Quotidiennement, les disques intervertébraux sont soumis à une combinaison de ces deux types de chargement.

Comme mentionné précédemment, le noyau pulpeux contient de l'eau. La présence de cette eau engendre une pression osmotique à l'intérieur du noyau pulpeux qui mène à une augmentation des tensions dans l'anneau fibreux. La première réponse d'un disque soumis à une compression se fait sous forme élastique, le noyau pulpeux s'aplatit et tend les fibres de l'anneau fibreux. Lorsque la pression axiale devient plus importante que celle à l'intérieur du disque, le liquide du disque sort graduellement provoquant une réponse en fluage. Lorsque le chargement est relâché, la pression osmotique change et le liquide revient à l'intérieur du disque (Chan, Ferguson et Gantenbein-Ritter, 2011). Au cours d'une journée, les disques sont comprimés pour une période d'environ 16 heures et au repos, lorsque le corps est à l'horizontal, pendant environ 8 heures. Durant la période active de la journée, le disque peut perdre de 10 à 20 % de sa hauteur (Ayotte, Ito et Tepic, 2001; Ferguson, Ito et Nolte, 2004), et suite au repos, il retrouve son volume initial.

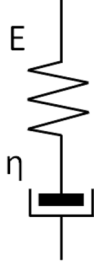
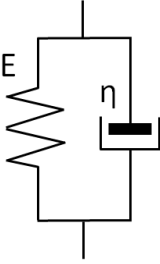
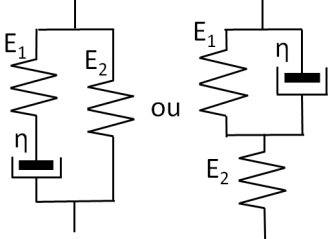
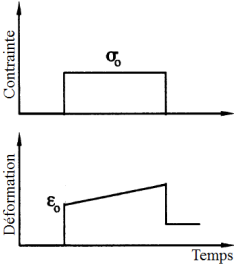
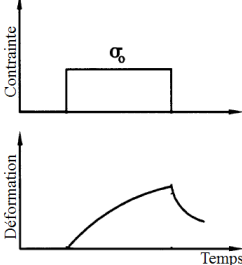
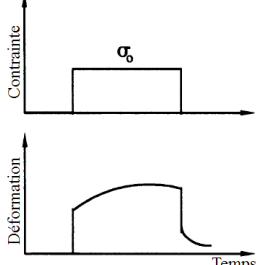
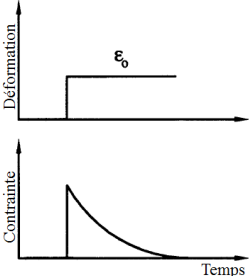
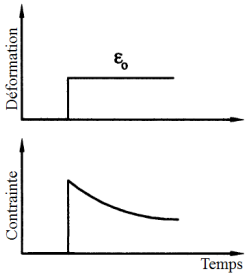
Une fois sorti du noyau pulpeux, le liquide peut emprunter deux voies : le plateau cartilagineux ou l'anneau fibreux. Actuellement, l'hypothèse dominante soutient que le liquide s'écoule principalement par les plateaux cartilagineux, mais qu'une petite partie s'écoule dans l'anneau fibreux (Ferguson, Ito et Nolte, 2004). Toutefois, cette théorie est remise en question car l'anneau fibreux est 10 fois plus perméable que les plateaux cartilagineux (Vergroesen et al., 2014). De plus, contrairement aux plateaux qui ne sont perméables qu'au centre, l'anneau fibreux l'est sur toute sa circonférence. Des études *in vivo* (Schmidt et al., 2014; van der Veen et al., 2007) où les plateaux ont été bouchés n'ont montré aucun impact sur la réponse des disques dans les cas de chargement et de déchargement. Ces résultats suggèrent que le flux de liquide passant à travers les plateaux cartilagineux n'est pas le plus important.

1.2.2 Modèles rhéologiques viscoélastiques

Il existe des modèles rhéologiques représentant des comportements viscoélastiques (Salençon et Halphen, 1983). Les trois principaux sont ceux de Maxwell, de Voigt et de Kelvin. Ces modèles représentent différents agencements de ressorts et d'amortisseurs connectés en série et en parallèle. Les ressorts sont présents pour donner une réponse élastique en fonction de la déformation et les amortisseurs représentent la réponse visqueuse en fonction du taux de déformation. Le Tableau 1.3 présente les éléments composants les principaux modèles et les équations définissant leur réponse en fluage et en relaxation de contraintes.

En fonction des différents agencements et du nombre de composants qui forment les différents modèles rhéologiques, les réponses en fluage et en relaxation de contraintes varient. Cependant, ces trois modèles ne représentent pas directement toutes les réponses viscoélastiques. Il faut parfois les complexifier ou les combiner pour bien représenter la réponse viscoélastique désirée. Par exemple, il existe une forme généralisée du modèle de Maxwell qui met en parallèle le nombre souhaité du modèle initial, voir Figure 1.9. Contrairement au modèle de Maxwell de base, la forme généralisée permet d'obtenir une réponse en relaxation de contraintes qui ne tend pas vers zéro.

Tableau 1.3 Définition des trois principaux modèles mathématiques viscoélastiques

	Maxwell	Voigt	Kelvin (linéaire standard)
Modèle			
Équations en fluage	$\varepsilon(t) = \varepsilon_0 \left(1 + \frac{-t}{\lambda} \right)$ $\lambda = \eta/E$	$\varepsilon(t) = \varepsilon_0 \left(1 - e^{\left(\frac{-t}{\lambda} \right)} \right)$ $\lambda = \eta/E$	$\varepsilon(t) = \frac{T_0}{E_2} \left(\frac{E_2 + E_1}{\eta} \cdot \frac{1 - e^{\left(\frac{-t}{\lambda} \right)}}{\lambda} + e^{\left(\frac{-t}{\lambda} \right)} \right)$ $\lambda = \eta/E_1$
Réponse Adaptée de Humphrey et DeLange (2004)			
Équations en relaxation de contraintes	$\sigma(t) = \sigma_0 e^{\left(\frac{-t}{\lambda} \right)}$ $\lambda = \eta/E$	Ce modèle ne représente pas le phénomène de relaxation	$\sigma(t) = \sigma_\infty + (\sigma_0 - \sigma_\infty) e^{\left(\frac{-t}{\lambda} \right)}$ $\lambda = \frac{\eta}{E_1 + E_2}$
Réponse Adaptée de Humphrey et DeLange (2004)			

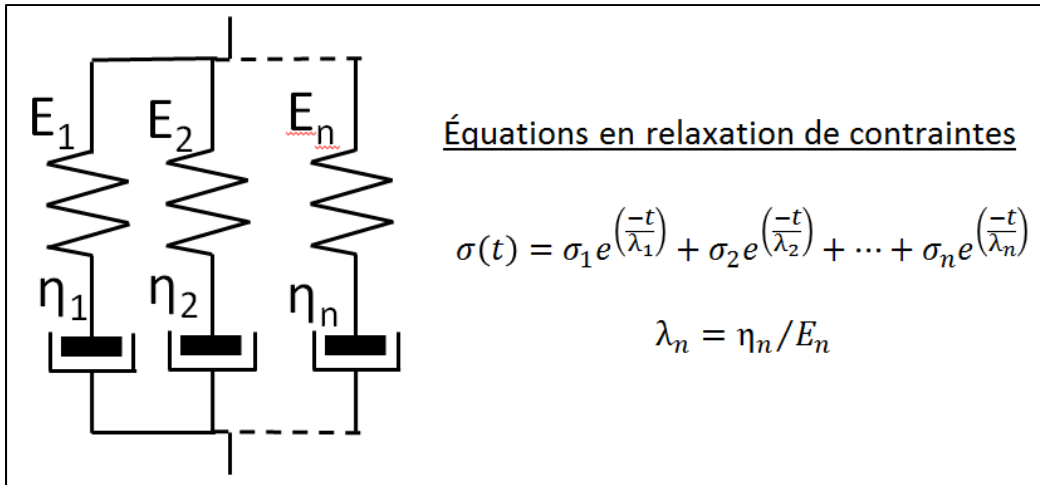


Figure 1.9 Modèle de Maxwell généralisé

1.2.3 Modèles numériques de disques intervertébraux

L'utilisation de modèles par éléments finis est un moyen économique, éthique et répétable de mener des expérimentations. Ces modèles utilisent des lois de comportement pour représenter le comportement de ses composants et de son ensemble. Cette méthode permet aussi de tester ainsi que de mesurer facilement et simultanément plusieurs facteurs. En fonction du type de réponses qu'il est souhaité étudier, il est possible d'utiliser différentes lois de comportement qui généreront chacune leurs réponses spécifiques.

Les modèles intégrant des propriétés élastiques linéaire et non linéaire permettent d'étudier les contraintes et les déformations du disque intervertébral en réponse direct au chargement qui leur est imposé. Sous un chargement statique ou quasi-statique, il est possible de mesurer les degrés de déformation, les contraintes dans les composants et les pressions intradiscales (Bess et al., 2017; Brummund et al., 2017; Cahill et al., 2012; Chen, Huang et Shih, 2015; Park et al., 2015; Schmidt et al., 2007). Ces modèles ne tiennent toutefois pas compte de la réponse temporelle des disques intervertébraux.

Pour prendre en compte la réponse temporelle des disques intervertébraux, il est possible d'utiliser des lois de comportement viscoélastiques. En considérant une réponse évolutive

dans le temps des disques intervertébraux, il est possible de mesurer (en plus des éléments précédemment mentionnés avec un modèle élastique) la réaction des disques en fonction du taux de chargement (El-Rich et al., 2009; Wang et al., 2000). En effet, les disques intervertébraux répondent différemment en fonction de la vitesse de chargement (lente ou rapide).

Bien que les deux types de modèles précédents représentent des options pertinentes pour l'étude des disques intervertébraux, ceux-ci ne considèrent pas le fluide présent dans les disques. En intégrant au modèle des lois de comportement poroélastique, il est possible de représenter le comportement du fluide dans les composants anatomiques et l'évolution de l'état de contrainte du disque dans le temps. Les propriétés poroélastiques sont définies par des propriétés élastiques telles qu'un module de Young et un coefficient de Poisson et des propriétés poreuses telles la perméabilité (la capacité d'un corps à être traversé par un liquide sous l'effet d'un gradient de pression) et le ratio de vide (la proportion de vide par rapport au volume total du matériau). Plusieurs modèles de disques intervertébraux poroélastiques, thoraciques ou lombaires, étudiant le comportement des disques intervertébraux dans différentes situations sont présents dans la littérature. Les prochaines lignes résument ces études.

Un groupe de chercheurs a conçu un modèle simplifié pouvant à la fois être adapté pour étudier le disque humain (Nikkhoo et al., 2013b) ou porcine (Nikkhoo et al., 2013a; Nikkhoo et al., 2015a; Nikkhoo et al., 2015b). Le modèle est composé d'un disque et des deux vertèbres qui l'entourent. Ils ont étudié l'effet de la variation des propriétés poroélastiques (modules d'élasticité, perméabilité, coefficient de Poisson et ratio de vide) sur la réponse temporelle de disques humains lors de chargements dynamiques à haute et basse fréquence. Suite à l'observation du comportement en fluage sur une durée d'une heure, ils ont conclu que l'augmentation de la perméabilité ou du ratio de vide mène à une augmentation de la déformation du disque et à une diminution de la pression interstitielle. L'augmentation de la perméabilité réduit le temps de saturation. L'augmentation du module d'élasticité diminue la déformation du disque. Leurs résultats montrent que la perméabilité est la propriété la plus

sujette d'influencer la réponse du modèle, contrairement au coefficient de poisson qui a peu d'impact sur cette dernière. L'adaptation du modèle humain en disque lombaire porcine a servi à caractériser les propriétés poroélastiques (Nikkhoo et al., 2013a). Une fois adapté, le modèle a servi à étudier la réponse temporelle des disques porcins sous différentes fréquences de chargement sur des disques sains (Nikkhoo et al., 2015b) ainsi que sains et dégénérés chimiquement (Nikkhoo et al., 2015a). Les chercheurs ont dans un premier temps chargé expérimentalement des disques porcins pour, dans un deuxième temps, valider la réponse du modèle. Le disque sain a montré une perte plus importante de hauteur sous un chargement constant que cyclique, et plus la fréquence du chargement est grande, moins il y a de perte de hauteur. En comparant les disques sains et dégénérés, le groupe de chercheurs a mesuré une plus grande variation de la pression intradiscale et de la perte de fluide chez les disques dégénérés.

Un autre modèle a été utilisé pour quantifier l'impact du taux de chargement, mais pour une période de temps de 24 h, divisée en 8 h de repos et 16 h de chargement (Schmidt et al., 2010). Il représente un segment lombaire humain complet. Les simulations sur ce modèle ont montré que le taux de chargement avait une grande influence sur la réponse biomécanique des disques lombaires. Pour une même force, plus la fréquence de chargement est rapide moins la perte de hauteur finale sera importante et moins de fluide sera perdu.

Une représentation d'une unité fonctionnelle lombaire humaine saine et dégénérée (respectivement I et IV selon le grade de Thompson) a servi à identifier les paramètres les plus influents sur le comportement biomécanique des disques intervertébraux (Chagnon, 2009). Ce travail de mémoire a démontré que le module d'élasticité de l'anneau fibreux influence les contraintes effectives dans le noyau pulpeux uniquement pour le grade IV mais influence la mobilité pour le grade I et IV. Ceci indique que la dégénérescence du disque peut faire varier les facteurs influençant son comportement. Toutefois la hauteur du disque et la perméabilité ont une influence sur le comportement, indépendamment de l'état de la dégénérescence.

En couplant aux lois poroélastiques des lois considérant le transport de nutriments, il est possible d'étudier d'autres phénomènes affectés par la dégénérescence discale. Utilisant un modèle en 2D d'un disque intervertébral humain sain et dégénéré, Magnier et al. (2009) ont mis en évidence que la porosité, le coefficient de diffusion et d'aire de diffusion des plateaux sont les propriétés les plus déterminantes sur la distribution des nutriments. Un modèle similaire en 3D a permis de démontrer que les chargements imposés aux disques peuvent nuire aux échanges d'oxygène et de lactate (Malandrino, Noailly et Lacroix, 2011). Plus un chargement est de grande amplitude et maintient longtemps une déformation, plus la concentration de nutriments est affectée. Ce dernier modèle a aussi été utilisé pour mieux comprendre l'influence des échanges entre les plateaux et le disque sur la dégénérescence (Malandrino et al., 2014; Malandrino, Noailly et Lacroix, 2014). Ces études ont fait ressortir que lorsque les échanges entre les plateaux et les disques étaient diminués, cela entraîne la mort des cellules et elles ont mis en évidence l'importance des échanges de nutriments par les plateaux pour maintenir les disques intervertébraux sains.

1.2.4 Représentation d'un comportement poroélastique dans ABAQUS

Le logiciel ABAQUS est souvent utilisé pour simuler des modèles de tissus humains poroélastiques. La théorie poroélastique, élaborée par Biot (1941), était destinée à la mécanique des sols. Toutefois, il a été prouvé que cette théorie pouvait être exploitée pour représenter aussi des tissus mous biologiques. Par exemple, cette théorie a été utilisée pour représenter du cartilage articulaire (Chiravambath, 2012; Kam, 2010; Manda, 2012) ainsi que des disques intervertébraux (Chagnon, 2009; Malandrino et al., 2014; Schmidt et al., 2016a; Schmidt et al., 2016b; Schmidt et al., 2010; Schmidt et al., 2016c).

La poroélasticité décrit un matériau poreux biphasique composé d'une phase solide (composée de pores) et d'un liquide, où la déformation de la partie solide engendre un mouvement du liquide à l'intérieur du matériau poreux. Plus précisément, lorsqu'un milieu poreux subit un chargement, cette perturbation modifie la fraction du volume des pores. Puisque les pores qui sont remplis de liquide subissent une variation de pression, le liquide

est amené à se déplacer. Ce dernier peut se déplacer à l'intérieur du milieu poreux ou il peut être expulsé, en fonction de la résistance au déplacement du milieu poreux. En réaction au mouvement du liquide, le matériau se déforme de façon élastique.

Un jumelage de deux lois est nécessaire pour représenter ce comportement. La première représente la relation entre le déplacement du liquide et la pression à l'intérieur du milieu poreux, connue comme la loi de Darcy. Quant à la deuxième, elle caractérise la déformation du milieu poreux. Dans un matériau biphasique, la contrainte totale ressentie à un endroit est la combinaison des contraintes de la phase solide et de celle fluide :

$$\sigma^t = \sigma^s + \sigma^f \quad (1.1)$$

où σ^t représente la contrainte totale, σ^s la contrainte de la phase solide et σ^f la contrainte dans la phase fluide (σ^t est aussi retrouvé sous le terme contrainte effective, représenté par σ_E). La contrainte du fluide est définie par l'équation suivante :

$$\sigma^f = -pI \quad (1.2)$$

où p représente la pression interstitielle et I le tenseur unitaire. Il est important de mentionner que les deux phases sont considérées comme incompressibles. Le taux de déformation du milieu poreux correspondra à celui du liquide le quittant le milieu :

$$div(v) = \frac{\delta \varepsilon_{ii}}{\delta t} \quad (1.3)$$

où t représente le temps, ε_{ii} la déformation volumétrique de la phase solide et v la vitesse de l'écoulement. La vitesse de l'écoulement est définie par la loi de Darcy qui s'exprime en fonction de la perméabilité k , et du gradient de pression P :

$$v = -k(gradP) \quad (1.4)$$

Les équations traduisant le comportement poroélastique sont déjà définies dans le logiciel ABAQUS. Cependant, une attention particulière doit être portée à l'interprétation de la perméabilité. La perméabilité, k , qui est définie par l'aptitude d'un corps à être traversé par un fluide, est représentée avec les unités suivantes : $\frac{m^2}{Pa \cdot s}$. Mais dans les fiches de matériaux du logiciel ABAQUS, les unités de la perméabilité sont des $\frac{\text{unité de longueur}}{\text{unité de temps}}$. Il s'agit en fait de la conductivité hydraulique k_A , proportionnelle à la perméabilité k et définie par l'équation suivante :

$$k_A = k \gamma_w \left[\frac{mm}{s} \right] \quad (1.5)$$

où γ_w représente la masse spécifique du fluide de mouillage contenu dans les pores. Pour le liquide dans les tissus humains, la masse spécifique de ce liquide peut être estimée à celle de l'eau à la température du corps, donc à une valeur de $9,741 \times 10^{-6} \text{ N/mm}^3$ (Kam, 2010).

1.3 Instrumentations de fusion vertébrale

Les instrumentations de fusion vertébrale sont des implants utilisés par les chirurgiens lorsqu'une colonne vertébrale présente des déformations ou des instabilités qu'il est nécessaire de corriger, telles que les scolioses, les hypercyphoses et les hyperlordoses. Elles peuvent aussi être nécessaires lorsque des instabilités surviennent suite à des fractures traumatiques. Les instrumentations visent la correction de l'alignement de la colonne vertébrale dans les différents plans (Yagi et al., 2014). Ces chirurgies sont souvent pratiquées sur une population adolescente et adulte (Arlet et Aebi, 2013; Hostin et al., 2013).

Deux types de composants forment les instrumentations vertébrales : les éléments d'ancrage et les tiges de correction. Fixés aux vertèbres, les éléments d'ancrage maintiennent les tiges de correction. Il en existe trois types, voir Figure 1.10 :

- des crochets déposés sur les éléments postérieurs des vertèbres (souvent le pédicule, la lame ou le processus transverse) ;
- des vis ancrées dans les pédicules jusqu'au corps vertébral ;
- des câbles enroulés autour des structures de l'arc postérieur.

Plus d'un type d'ancrage peut composer les instrumentations de fusion vertébrales. Lorsque c'est le cas, elles sont alors qualifiées d'hybrides.

Les tiges de correction, comme leur nom l'indique, imposent une correction, ou une position, à la colonne vertébrale pour que cette dernière puisse à nouveau remplir ses fonctions.

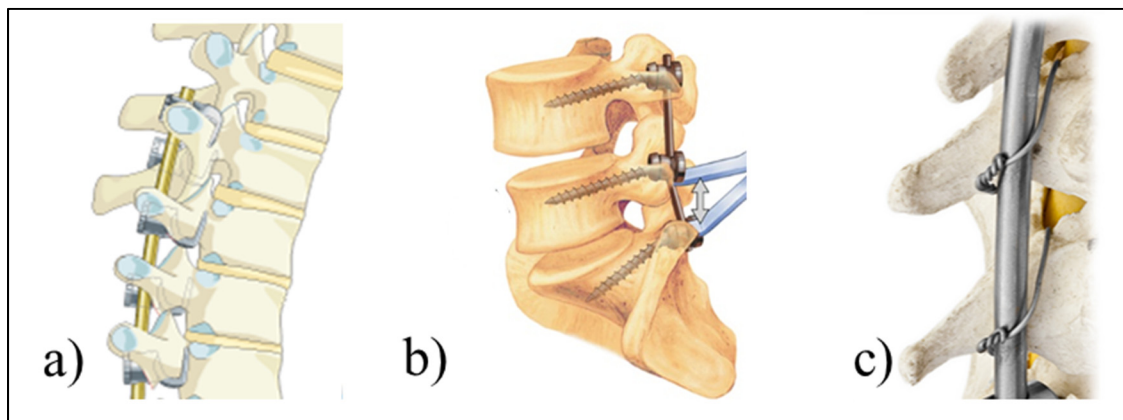


Figure 1.10 Type d'ancrage : a) crochet, b) vis, c) câble

Adapté de Kim, de Kleuver et Luk (2013), de Filler (2004) et de TitaMed (2013) respectivement.

Les composants des implants sont généralement fabriqués en titane, en alliage de titane, en acier inoxydable, en cobalt-chrome, en alliage de cobalt chrome et d'acier inoxydable ou matériaux non métalliques (Arlet et Aebi, 2013; Highsmith, 2015).

En plus des composants précédemment décrits, la vertébroplastie est une technique qui peut être utilisée lorsque qu'un patient présente une faible qualité osseuse (Kebaish et al., 2013). Cette pratique consiste à venir remplir une vertèbre par du ciment osseux. L'objectif de cette pratique est de réduire le risque de fracture vertébrale.

Le choix des composants et de leur agencement en fonction du cas spécifique de chaque patient est extrêmement complexe de sorte qu'il n'y a pas de consensus clair à ce jour sur la meilleure stratégie chirurgicale en utilisant les méthodes actuelles de planification chirurgicale (Labelle et al., 2011). En particulier, le choix de la longueur de l'implant dépend de la déformation du patient. Par contre, il a été mentionné que l'utilisation de vis plutôt que de crochets pouvait permettre de fusionner moins de vertèbres, donc de réduire le nombre de niveaux instrumentés (Crawford et al., 2013). Bien que les crochets aient été utilisés avant les vis, ces dernières assureraient un meilleur maintien de la correction. C'est pourquoi, elles ont gagné énormément en popularité dans les dernières années (Crawford et al., 2013; Lee et al., 2014). Un niveau de fusion correspond au blocage d'une articulation, c'est-à-dire de deux vertèbres. Donc pour deux niveaux, trois vertèbres seront instrumentées et ainsi de suite. Lorsque le nombre de niveaux fusionnés est supérieur à cinq, il s'agit d'instrumentations longues (Crawford et al., 2013; Hassanzadeh et al., 2013).

Or, suite à la mise en place d'instrumentation de fusion vertébrale, des dommages peuvent être observés tant au niveau des vertèbres, des disques que des ligaments (Etebar et Cahill, 1999). Comme l'implant est plus rigide que les structures dans lesquelles il est ancré, la transmission du chargement qui se faisait à l'intérieur de la colonne vertébrale est déviée dans l'instrumentation, ce qui crée des zones de concentration de contraintes au-dessus et en dessous de l'implant (Kebaish et al., 2013; Watanabe et al., 2010; White et Panjabi, 1990), voir Figure 1.11.

La littérature a accordé une attention particulière à deux types de dommages observés suite à la pose d'instrumentation de fusion vertébrale : les déformations en cyphose et les fractures aux segments adjacents. La littérature les désigne respectivement sous les termes de "proximal junctional kyphosis (PJK)" et de "proximal junctional failure (PJF)". Il ne semble pas y avoir de consensus sur ce qui les caractérise précisément, leur définition varie d'un auteur à l'autre (Cho, Shin et Kim, 2014; Scheer et al., 2015). C'est pourquoi, Scheer et al. (2015) ont sondé 226 chirurgiens pour savoir, entre autres, s'ils étaient en accord avec les

définitions qu'ils proposaient pour les PJK et les PJF. Dans la littérature, une PJK est définie lorsque la cyphose est de 10° (Cammarata et al., 2014; Cho, Shin et Kim, 2014; Hart et al., 2013) ou de 15° (Annis et al., 2014; Arlet et Aebi, 2013; Hostin et al., 2013) supérieure à l'angle post-chirurgical. Toutefois, Scheer et al. (2015) ont proposé qu'une PJK corresponde à la mesure d'une cyphose avec un angle de Cobb supérieur ou égal à 20° entre la plus haute vertèbre instrumentée et jusqu'à deux vertèbres au-dessus. Les répondants se sont prononcés en faveur de cette définition à 86,2 %. Plus de 90 % des répondants étaient aussi d'accord avec la définition proposée pour une PJF qui indique la présence d'une fracture au-dessus de la fusion qui engendre un besoin d'une chirurgie de révision suite à la présence de douleur, de PJK, d'une proéminence de l'implant, de déficit neurologique ou d'autres conditions. Il peut aussi être question de PJK si la fracture survient à la plus haute vertèbre instrumentée (Arlet et Aebi, 2013; Mac-Thiong et al., 2014; Watanabe et al., 2010).

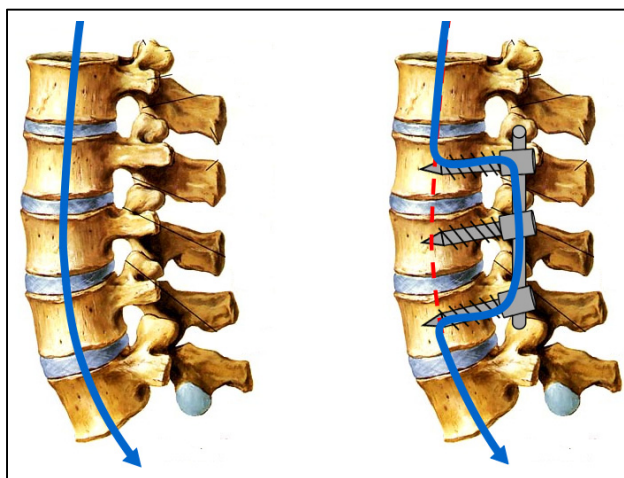


Figure 1.11 La direction du chargement dans une colonne vertébrale sans et avec instrumentation

Adaptée de Neuroradiology (2016)

Les problèmes découlant des instrumentations de fusion vertébrales sont souvent asymptomatiques et leur présence est détectée lors des examens radiographiques de suivi (Arlet et Aebi, 2013). Les PJK et PJF sont détectées peu de temps suite à la chirurgie. Généralement, elles sont diagnostiquées entre 3 mois (Yagi, King et Boachie-Adjei, 2012) et

18 mois (Lau et al., 2014) après la chirurgie. Leur incidence est de 20 à 40 % (Lau et al., 2014; Scheer et al., 2015)

Principalement par étude rétrospective, plusieurs chercheurs ont identifié des facteurs de risque pour la formation de PJK et PJF. Ces facteurs peuvent être regroupés en deux catégories : ceux reliés à la condition du patient avant la chirurgie et ceux reliés à la chirurgie elle-même. Le Tableau 1.4 présente les risques les plus cités dans la littérature.

Tableau 1.4 Principaux facteurs de risque des PJK et PJK

Facteurs reliés à la condition initiale du patient	Facteurs reliés à la chirurgie
Âge (> 55 ans) (Arlet et Aebi, 2013; Cho, Shin et Kim, 2014; Watanabe et al., 2010)	Fusion par approche antérieure et postérieure (Arlet et Aebi, 2013; Cho, Shin et Kim, 2014)
IMC élevé (Arlet et Aebi, 2013; Lau et al., 2014)	Fixation au sacrum (Cho, Shin et Kim, 2014; Lau et al., 2014; Yagi, King et Boachie-Adjei, 2012)
Mauvaise qualité osseuse (Arlet et Aebi, 2013; Hostin et al., 2013; Watanabe et al., 2010; Yagi, King et Boachie-Adjei, 2012)	Approche postérieure (Yagi, King et Boachie-Adjei, 2012)
Déformations sévères (Arlet et Aebi, 2013; Kebaish et al., 2013; Watanabe et al., 2010)	Implants avec vis uniquement (Arlet et Aebi, 2013; Lau et al., 2014)
Présence de comorbidité (Lau et al., 2014; Watanabe et al., 2010)	Fin supérieure entre T1 et T3 (Arlet et Aebi, 2013; Glattes et al., 2005; Hostin et al., 2013; Yagi et al., 2014)
	Thoracoplastie (Arlet et Aebi, 2013; Lau et al., 2014)
	Hypercyphose ou hyperlordose post-chirurgical (Arlet et Aebi, 2013)

1.4 Études sur les composants des instrumentations de fusion vertébrale

Bien que les études rétrospectives aient permis d'identifier des facteurs de risque pour les PJK et PJF, ainsi que des éléments à approfondir, il est aussi nécessaire de tester et comparer les composants. Il est ainsi possible de vérifier directement l'influence de certains facteurs.

1.4.1 Études expérimentales

Pour étudier les instrumentations de fusion vertébrale, il est possible d'utiliser des spécimens cadavériques. En plus des colonnes ou des segments de colonnes humaines, il est aussi possible d'avoir recours à des colonnes vertébrales provenant d'animaux. Les spécimens porcins sont parfois préférés pour des questions de coût et d'accessibilité. En raison de la taille et de la forme de ces vertèbres, le porc est un bon modèle pour les tests d'implants (Thawrani et al., 2014).

Le test de force d'arrachement est un des tests souvent utilisés pour comparer les ancrages. Lors de ces tests, les éléments d'ancrage sont tirés dans la direction axiale de l'ancrage, voir Figure 1.12, pour mesurer la force nécessaire pour les déloger ou jusqu'à ce que les vertèbres se fracturent. Ces tests sont réalisés avec un seul point d'ancrage, sur une seule vertèbre (Cordista et al., 2006; Hirano et al., 1997), ou avec plusieurs points d'ancrage sur des segments de quelques vertèbres (Gayet et al., 2002; Tai et al., 2014). L'utilisation de segments de quelques vertèbres permet de faire des tests avec des combinaisons d'ancrage (ex. vis et crochet). En plus de la longueur des segments qui varie d'une expérimentation à l'autre, les tailles et les types d'ancrages, le type de vertèbres et les taux de chargement diffèrent. Il devient donc très délicat de comparer les études et conclure quant aux forces d'arrachement obtenues avec des vis (Tai et al., 2014) ou des crochets (Cordista et al., 2006). Cependant, les tests ont permis de démontrer que l'utilisation de vis ou de crochet menait à des profils de ruptures différents (Gayet et al., 2002). Lorsqu'une traction continue est exercée sur une vis, une fracture s'imisce progressivement du côté médial du pédicule. Par contre, si elle est exercée sur des crochets en pince, le pédicule cède brusquement. Alors que les crochets sont accrochés sur une structure de l'arc vertébral, les vis quant à elles pénètrent

dans le pédicule et le corps vertébral. Comme la structure osseuse est différente dans le pédicule et le corps vertébral, il a été mesuré qu'environ 60 % de la rigidité en traction des vis provenait du pédicule (Hirano et al., 1997). Actuellement, dans la littérature il est suggéré d'utiliser des vis lorsque la qualité osseuse du patient est bonne et d'utiliser des crochets s'il est ostéoporotique (Tai et al., 2014).

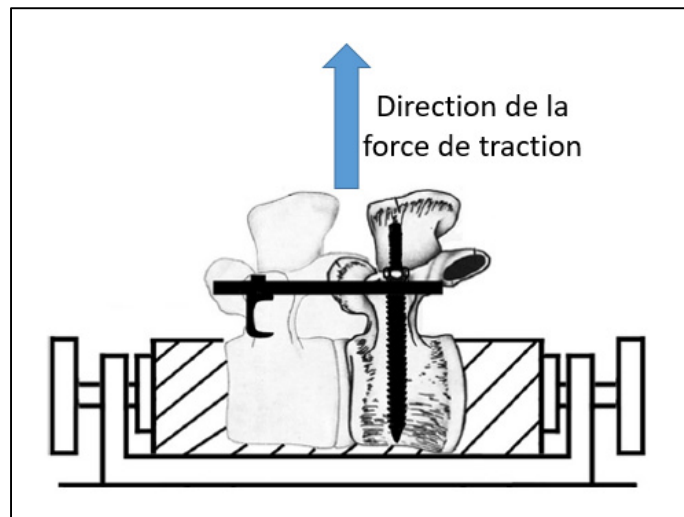


Figure 1.12 La direction de la force de traction lors d'essai de force d'arrachement

Adaptée de Tai et al. (2014)

Bien que les instruments de fusion vertébrale immobilisent une section du rachis, les mouvements sont toujours possibles dans le reste de la colonne. Pour bien comprendre l'influence de l'instrumentation, des sections de colonne instrumentées peuvent être soumises à des amplitudes de mouvement anatomique. Ce sont principalement des mouvements de flexion et d'extension qui sont simulés, mais la flexion latérale l'est aussi quelquefois (Facchinello et al., 2015; Thawrani et al., 2014). Pour imposer les mouvements, les expérimentations sont contrôlées en force en appliquant un moment ou en déplacement en appliquant une rotation.

La longueur des instrumentations de fusion vertébrale choisie influence la rigidité de l'ensemble du rachis. En effet, l'augmentation de rigidité se remarque de façon significative

lorsque sont comparées des instrumentations fusionnant un ou deux niveaux vertébraux (Chow et al., 1996; Norton et al., 2014). Passer d'un niveau fusionné à deux peut augmenter la rigidité de plus de 50 % (Norton et al., 2014). Ces résultats rappellent le compromis à faire entre la longueur de la correction et l'augmentation de la rigidité, souhaitée par les chirurgiens pour assurer une bonne stabilité mais néfaste aux transferts de charges.

Le type d'ancrage influence aussi la rigidité de fixation. Pour des instrumentations similaires, si la plus haute vertèbre est instrumentée avec des crochets plutôt que des vis, l'instrumentation est moins rigide et une plus grande amplitude de mouvement est permis au premier niveau instrumenté (Facchinello et al., 2015; Thawrani et al., 2014). Pour des instrumentations longues sur des colonnes porcines, l'utilisation de crochets plutôt que de vis permet d'augmenter l'amplitude de mouvement de $0,5^{\circ}$ en flexion et de $0,6^{\circ}$ en flexion latérale (Thawrani et al., 2014). Dans le but de vérifier plus directement l'impact de mettre des vis ou des crochets au plus haut segment instrumenté sur les risques au segment adjacent, des plateaux de compression cycliques ont été imposés sur des spécimens humains ostéoporotiques (Mac-Thiong et al., 2014). Cette étude n'a pas mesuré des amplitudes de forces significativement différentes pour la formation de fracture entre l'utilisation de vis ou de crochets à la plus haute vertèbre instrumentée.

L'influence d'avoir une vertèbre au-dessus de l'instrumentation solidifiée par vertébroplastie a aussi été investiguée (Kebaish et al., 2013). En opposant trois groupes : (1) des spécimens sans vertébroplastie, (2) des spécimens avec la plus haute vertèbre instrumentée avec de la vertébroplastie et (3) d'autres avec la plus haute vertèbre instrumentée et celle au-dessus de l'instrumentation avec de la vertébroplastie, sous une compression axiale de 15 mm ou jusqu'à rupture, un nombre significativement plus petit de fracture a été obtenu dans le groupe (3) où deux vertébroplasties ont été ajoutées. Cette étude renforce l'importance de la solidité des vertèbres pour résister à une instrumentation.

1.4.2 Études numériques des instrumentations de fusion vertébrale

Plusieurs recherches ont été réalisées par l'entremise de modèle par éléments finis pour étudier différents aspects sur les instrumentations qu'il aurait été difficile de mesurer expérimentalement. Comme pour les études expérimentales, des représentations humaines ou animales de la colonne vertébrale sont utilisées. Les études par éléments finis sont complémentaires aux études expérimentales, et par conséquent, il faut que le modèle soit représentatif de ce qui sera reproduit.

La longueur de l'instrumentation, c'est-à-dire le nombre de niveaux fusionnés, a été étudiée par quelques groupes de chercheurs. En particulier, deux études ont investigué une instrumentation fusionnant un ou deux niveaux vertébraux à la jonction thoracolombaire (T12). L'une a représenté la fracture en retirant la moitié inférieure de la vertèbre brisée et le disque en dessous (Li et al., 2014). L'autre, en retirant l'os cortical de la moitié supérieure de la vertèbre brisée et en réduisant de 10 % le module d'élasticité de l'os trabéculaire de la partie supérieure de la vertèbre affectée (Xu et al., 2014). Dans les deux études, les instrumentations étaient formées de tiges et de vis. La différence de la méthode utilisée pour représenter la vertèbre facturée explique peut-être que ces deux études obtiennent des résultats opposés quant aux contraintes retrouvées dans l'instrumentation. La première conclut que l'ajout d'un niveau de fusion permet de réduire les contraintes à l'intérieur de l'instrumentation. La deuxième a mesuré des niveaux de contraintes similaires pour un ou deux niveaux de fusion. Elle conclut que les deux longueurs d'instrumentation peuvent être utilisées, car les résultats sont similaires d'une instrumentation à l'autre au niveau des contraintes dans les composants et au niveau de la conservation de la mobilité.

En plus d'étudier l'impact du nombre de niveaux fusionnés, une autre étude a aussi ajouté l'emplacement de l'instrumentation (Park et al., 2015). Avec des instrumentations d'un, deux et trois niveaux de fusion, positionnée entre L2 et S1, les amplitudes de mouvement des niveaux, les contraintes dans l'anneau fibreux et la vertèbre au-dessus de l'instrumentation ainsi que les forces d'arrachement au plus haut niveau instrumenté ont été mesurés suite à

des mouvements de flexion et d'extension. Les résultats des simulations sont en accord avec ce qui a été trouvé dans la littérature, et cette étude conclue que plus il y a de niveaux fusionnés plus les amplitudes de mouvement au segment adjacent sont augmentées. Le déplacement vers le bas de l'instrumentation engendre une augmentation des amplitudes de mouvement, du niveau de contraintes dans l'anneau fibreux et la vertèbre au segment adjacent ainsi qu'une plus grande force d'arrachement dans les vis du premier niveau instrumenté. Les auteurs relient ces augmentations à un risque plus élevé de développer une PJK ou PJF.

Le choix des ancrages proximaux a aussi fait l'objet de quelques études numériques. En 2012, une étude s'est intéressée à la mobilité de la tête des vis sur l'impact de la correction imposée aux patients (Wang et al., 2012). En effet, es vis pédiculaires possèdent de deux à six degrés de liberté avant le serrage définitif pour aider l'alignement entre la vis et la tige. En recréant la scoliose de 10 patients et en les instrumentant avec différents types de vis, cette étude a regardé l'effet du choix de vis sur la correction des courbures vertébrales et sur les forces à l'interface os-vis. Les vis monoaxiales et uniaxiales, offrant respectivement deux et trois degrés de liberté, procurent une meilleure correction dans les plans sagittal et coronal. Cette différence n'est toutefois pas démarquée de façon significative. L'étude a aussi mesuré des forces à l'interface vis-os de moins en moins grandes en augmentant le nombre de degrés de liberté. L'impact du choix entre vis et crochet a aussi fait l'objet d'une analyse numérique (Brummund et al., 2017). Cette étude fait suite à celle de Facchinello et al. (2015), d'une part pour valider le modèle numérique et de l'autre pour approfondir l'investigation des contraintes et des pressions à l'intérieur du premier disque instrumenté et celui au-dessus de l'instrumentation. Fidèlement à l'étude expérimentale, l'amplitude de mouvement était plus grande de 1° en flexion et de 0,5° en extension au segment adjacent et de 1° à 3° au premier segment instrumenté lorsque des crochets sont simulés comme ancrage proximal au lieu de vis. L'emploi de crochets plutôt que de vis mène à une diminution de pression de 2 bars dans le disque du segment adjacent, mais une augmentation de 3 bars pour le premier disque instrumenté. Cette augmentation s'explique par le gain de mobilité du premier segment instrumenté.

La rigidité de l'instrumentation est aussi souvent pointée comme un des facteurs de risque dans l'apparition de PJK et PJF. Plusieurs dispositifs ont été pensés pour tenter de diminuer la rigidité de l'instrumentation sous différentes amplitudes de mouvements anatomiques, tels que l'utilisation : de tige de transition (Cahill et al., 2012), d'attache de polyéthylène (Bess et al., 2017), de fixation dynamique (Chen, Huang et Shih, 2015) et de fixation transforaminale (Gong et al., 2014). L'utilisation de tige de transition ou d'attache de polyéthylène a été testée en les appliquant au-dessus du plus haut niveau instrumenté. C'est donc dire que l'instrumentation est prolongée par un segment moins rigide. Ces dispositifs ont montré une bonne aptitude à réduire l'augmentation de mouvement au segment adjacent et donc à diminuer le risque de PJK et PJF. Dans l'étude proposant une fixation dynamique, le dispositif est placé au plus haut niveau instrumenté. Comparativement à une tige de rigidité standard, l'instrumentation munie de la fixation dynamique permet d'avantage d'amplitudes de mouvement du niveau instrumenté. Une fixation transforaminale consiste en une tige qui relie les arcs postérieurs de deux vertèbres. L'étude les a employés sur deux niveaux de fusions jumelés à une instrumentation unilatérale et l'a comparée à des instrumentations sur deux niveaux de fusions unilatérale et bilatérale. Cette étude a démontré que l'instrumentation unilatérale renforcée par les fixations transforaminales répartissait les contraintes et augmentait la stabilité du segment soudé.

Enfin, une étude utilisant un modèle multi-corps a étudié l'effet de plusieurs facteurs reliés au patient et à l'instrumentation sur le risque de développer des PJK (Cammarata et al., 2014). Dans cette étude, quatre degrés de dissection, trois types d'ancrage proximal (un crochet et deux types de vis), quatre degrés de courbure en sagittal et deux diamètres de tiges ont été combiné. Au total, 96 combinaisons d'instrumentation ont été simulées sur des représentations de six patients pour connaître leur impact sur la cyphose thoracique, l'angle à la jonction proximale, le moment de flexion résultant au-dessus de l'instrumentation et les forces résultantes sur les trois premières vertèbres. Les conclusions de cette étude multifactorielle indiquent que l'utilisation de crochet en proximal réduit l'angle de cyphose à la jonction proximale et le moment de flexion résultant. Lorsque les éléments postérieurs sont retirés et que l'instrumentation en place est très rigide, le risque de PJK est augmenté.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

Les instrumentations de fusion vertébrale sont reconnues pour causer une dégénérescence prématurée des disques intervertébraux. L'impact de ces implants a été étudié de plusieurs façons pour comprendre le risque de développer des PJK et PJF reliées à la dégénérescence discale. L'influence du choix de l'instrumentation sur la réaction temporelle des disques n'a cependant jamais été étudiée. Ce projet de recherche avait pour but de développer un modèle par éléments finis poroélastique représentant la réponse temporelle des disques intervertébraux (au niveau des contraintes et des échanges de fluide). Ultiment, ce modèle sera exploité afin de mieux comprendre comment la biomécanique des disques intervertébraux est affectée par les instrumentations de fusion vertébrale. Ce chapitre présente la problématique, les objectifs ainsi que l'approche méthodologique suivie.

2.1 Problématique

La revue de la littérature a permis de faire ressortir les éléments suivants :

- La colonne vertébrale est soumise quotidiennement à un chargement combiné qui la fait réagir en fluage et en relaxation de contraintes. Si le comportement en fluage est bien documenté, ce n'est pas le cas pour le comportement en relaxation de contraintes ;
- La compression axiale est le chargement prédominant que subit la colonne vertébrale ;
- La dégénérescence des disques peut être accélérée si ceux-ci sont trop sollicités et si les échanges de fluides sont déficients ;
- Les instrumentations de fusion vertébrale augmentent les contraintes à des endroits ciblés dans la colonne vertébrale ;

- Les PJK et PJF sont de graves conséquences qui peuvent survenir suite à l'implantation d'instrumentations de fusion vertébrale ;
- Le choix optimal des composants d'une instrumentation de fusion vertébrale demeure controversé malgré les nombreuses études ;
- Les études menées sur les différents types d'ancrage proximal mesurent toujours la réaction instantanée à des mouvements ou un chargement. Aucune évaluation de la réaction temporelle des disques intervertébraux suite à une instrumentation n'a été menée ;
- L'utilisation de modèles avec des lois poroélastiques permet de considérer les contraintes, les déformations et les échanges de fluides dans le temps.

2.2 Objectifs de l'étude

L'objectif principal de ce projet est donc de développer un modèle par éléments finis poroélastique d'un disque porcin simulant la réponse temporelle des disques intervertébraux en fluage et en relaxation de contraintes en compression axiale.

Pour atteindre cet objectif, trois objectifs spécifiques ont été définis :

- **OS1** : Caractériser le comportement en relaxation de contraintes de disques intervertébraux porcin en compression axiale ;
- **OS2** : Développer un modèle par éléments finis poroélastique d'un disque intervertébral porcin ;
- **OS3** : Évaluer la capacité du modèle à reproduire le comportement des disques intervertébraux porcins en fluage sous une pression axiale constante.

2.3 Approche méthodologique

Une approche méthodologique a été définie pour remplir chacun des objectifs secondaires. Cette approche est schématisée à la Figure 2.1. L'OS1 a été réalisé en caractérisant le

comportement en relaxation de contraintes des disques intervertébraux porcins (AM1). Ce comportement a été caractérisé en définissant la contrainte maximale, le module d'Young à l'équilibre et les paramètres d'un modèle rhéologique correspondant au comportement en relaxation de contraintes mesuré. Suite à l'acquisition de ces données, il a été possible d'atteindre l'OS2 en développant un modèle par éléments finis poroélastique d'un disque intervertébral à partir des dimensions prélevées sur les échantillons testés et en calibrant sa réponse en relaxation de contraintes à l'aide des résultats obtenus expérimentalement (AM2). L'OS3 a été réalisé en comparant la réponse en fluage du modèle développé à des données présentes dans la littérature (AM3). Le détail des étapes de l'approche méthodologique est exposé dans le chapitre 3.

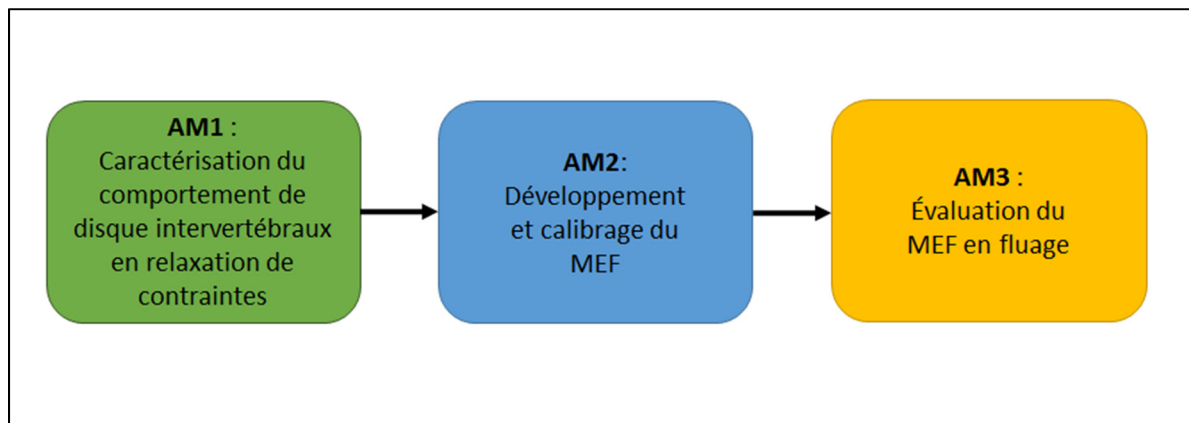


Figure 2.1 Approche méthodologique

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

Ce chapitre détaille l'approche méthodologique utilisée pour la réalisation des objectifs. Dans un premier temps, il présente les étapes suivies pour la caractérisation expérimentale du comportement des disques intervertébraux en relaxation de contraintes. Il décrit ensuite la démarche suivie pour la réalisation du modèle par éléments finis. Il se termine en présentant la méthodologie suivie pour l'évaluation du modèle développé en fluage et en relaxation de contraintes.

3.1 Caractérisation expérimentale du comportement des disques intervertébraux porcins en relaxation de contraintes

Le comportement en fluage des disques intervertébraux lombaires humains (Chiu, 1998; O'Connell et al., 2011) et porcins (Nikkhoo et al., 2013a; Nikkhoo et al., 2015a; Nikkhoo et al., 2015b) est rapporté dans la littérature, mais le comportement en relaxation de contraintes est peu documenté. Il était donc nécessaire de caractériser ce comportement expérimentalement afin de développer et calibrer le modèle par éléments finis. L'utilisation de disques intervertébraux porcins est justifié par deux raisons : (1) le laboratoire où a été mené ce projet utilise des spécimens porcins pour l'évaluation des instrumentations de fusion vertébrale et (2) cela permet d'accéder facilement à des spécimens avec des disques intervertébraux non dégénérés.

L'expérimentation de caractérisation en relaxation de contraintes comporte quatre étapes, voir Figure 3.1 : (1) la préparation des échantillons, (2) les essais en compression axiale, (3) les mesures supplémentaires et (4) le traitement des données de compression axiale.

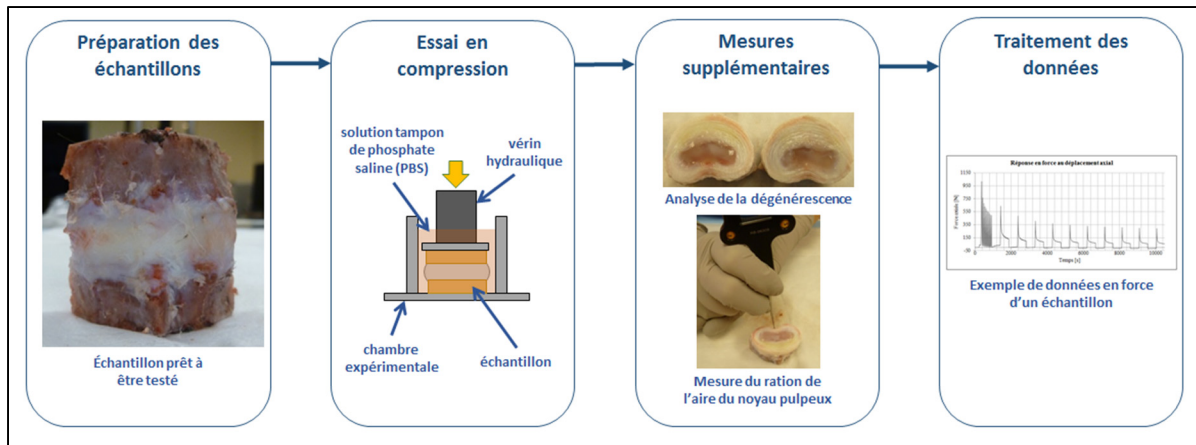


Figure 3.1 Étapes des essais de caractérisation en relaxation de contraintes de disques porcins

3.1.1 Préparation des échantillons

Entre la réception des spécimens et les essais, plusieurs étapes sont réalisées. Les détails de chaque étape sont présentés en ordre chronologique dans les sous-sections suivantes.

3.1.1.1 Dissection des échantillons

Trois colonnes vertébrales porcines provenant d'un abattoir (Abattoir Gilles et Benoit Primeau fils inc., Saint-Louis-de-Gonzague, QC, Canada) ont été utilisées pour ces expérimentations. Au moment du sacrifice, les bêtes atteignaient un poids d'environ 100 kg, pour un âge approximatif de 6 à 8 mois. Les tissus mous (muscles et ligaments) autour de la section lombaire ont été retirés pour mettre cette section en évidence. Une fois localisées, les sections lombaires de chaque colonne ont été retranchées. À l'aide d'une scie, les processus transverses et épineux ont été retirés des segments lombaires. Avant la congélation, les trois colonnes lombaires ont été entourées de gazes humidifiées d'une solution saline pour préserver leur hydratation avant leur emballage dans des sacs de plastique.

Une fois les échantillons coupés en unités fonctionnelles (la description de la coupe est décrite à la section 3.1.1.3), le reste des éléments postérieurs et des tissus mous non

accessibles ont été retirés. Le retrait de tous les tissus mous et des éléments postérieurs est important, car c'est uniquement le comportement des disques intervertébraux qui doit être mesuré.

3.1.1.2 Congélation des échantillons

Suite à la dissection, les spécimens ont été placés dans un congélateur à -20 °C. Comme les disques intervertébraux ont une grande concentration en eau, la congélation peut nuire à leur intégrité et influencer leur comportement. Le Tableau 1.3 résume les impacts de la congélation sur les disques intervertébraux.

Tableau 3.1 Impacts de la congélation sur les disques intervertébraux

Références	Niveau vertébral étudié	Effets observés
Bass et al. (1997)	Lombaire	Diminution de la pression de gonflement Diminution de l'hydratation du nucléus Augmentation de la perméabilité
Callaghan et McGill (1995)	Cervical	Augmentation de la force ultime en compression Augmentation de l'énergie absorbée avec rupture
Tremblay et al. (2015)	Thoracique et lombaire	Changement de la pression intradiscale avec le nombre de cycle de congélation et décongélation

Toutefois, la congélation est souvent inévitable pour la préservation des spécimens avant les essais. Pour que les différents échantillons demeurent comparables entre eux, ils doivent tous subir le même nombre de cycles de congélation et de décongélation (Tremblay et al., 2015). Pour limiter les dommages aux disques intervertébraux, un seul cycle de congélation et décongélation a été réalisé avant les essais.

3.1.1.3 Coupe des échantillons

Pour caractériser le comportement en relaxation de contraintes en compression axiale, la compression doit se faire selon la direction axiale des disques. Ainsi, il est nécessaire que les vertèbres soient coupées parallèlement au disque. Si les coupes ne sont pas parallèles, un mouvement combiné de compression et de flexion est obtenu au lieu d'une compression axiale pure.

Les segments lombaires ont été divisés en unité fonctionnelle à l'aide d'une scie à onglets manuelle, voir Figure 3.2a. Pour maintenir les spécimens sur la scie, ils ont été entourés de pâte à modeler alors qu'ils étaient congelés, voir Figure 3.2b. La pâte a été modelée de sorte que les disques du segment lombaire sont parallèles à la lame de la scie. Avant la coupe, les spécimens entourés de pâte à modeler ont été remis dans le congélateur pour que la pâte durcisse. Les spécimens congelés ont été coupés en unités fonctionnelles, voir Figure 3.2c, qui ont ensuite été emballées individuellement et mises au congélateur. Le parallélisme obtenu par cette méthode de coupe a été vérifié avec une équerre, voir Figure 3.2d.

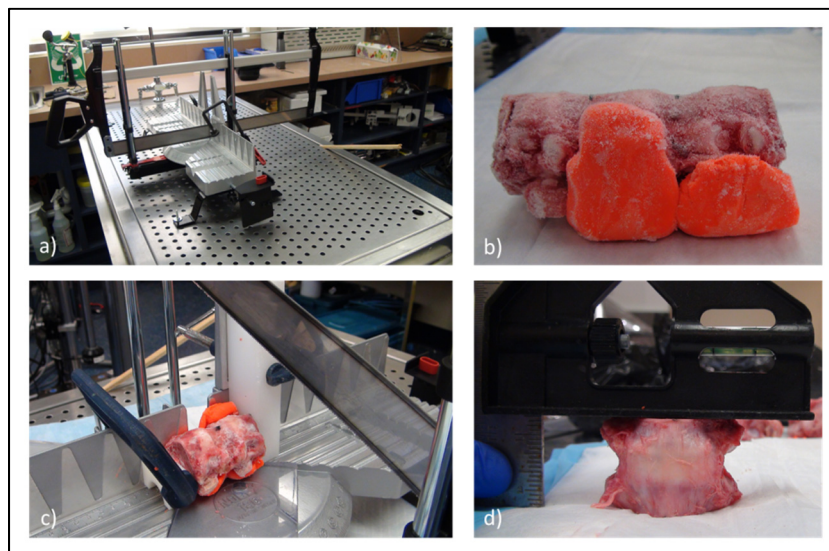


Figure 3.2 Coupe des échantillons : a) scie à onglets manuelle, b) exemple de spécimen enrobé de pâte à modeler, c) positionnement sur la scie du spécimen à couper, d) vérification du parallélisme de la coupe

3.1.1.4 Hauteur des disques intervertébraux

La hauteur des disques a été mesurée sur des images fluoroscopiques. Chaque échantillon a été placé sur un support le maintenant perpendiculaire à la caméra, voir Figure 3.3a. Une règle opaque a été placée près des échantillons, voir Figure 3.3b. Ainsi, en mesurant le nombre de pixels couverts par la règle radio-opaque, il était possible de calculer la hauteur du disque à partir de son nombre de pixels, voir Figure 3.4. Sur les images fluoroscopiques, les limites des disques ont été définies par la ligne entre le début du disque à l'extérieur et la zone démarquée par un changement de couleur prononcé distinguant les plateaux cartilagineux et le noyau pulpeux.

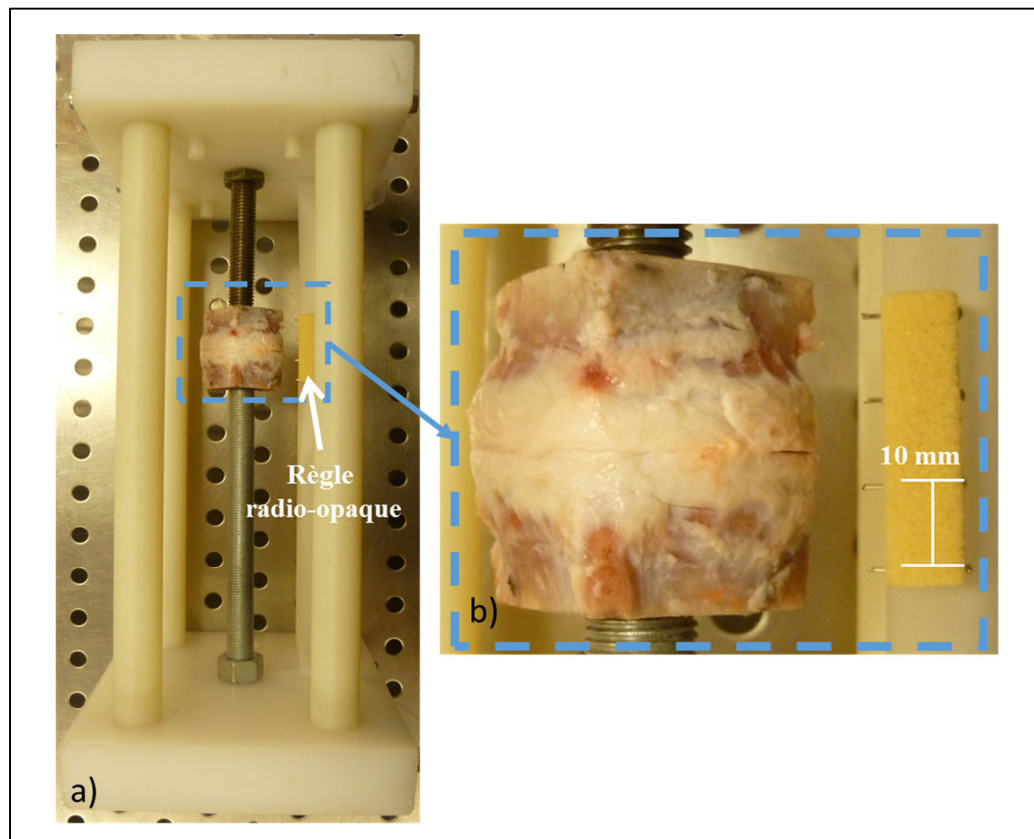


Figure 3.3 Montage expérimental pour la mesure de la hauteur du disque :
 a) échantillon dans le support, b) gros plan sur l'échantillon
 et dimension de la règle radio-opaque

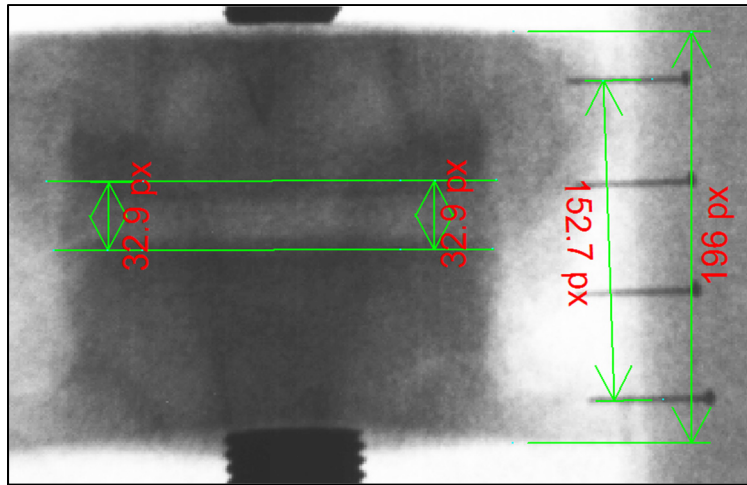


Figure 3.4 Exemple de mesure d'un disque intervertébral

3.1.1.5 Trempage des échantillons

Dix-huit heures avant les tests, les échantillons étaient tempérés durant une heure à température pièce (environ 20°C). Par la suite, la dissection (tel que mentionné précédemment au point 3.1.1.1) a été complétée. Une fois les échantillons nettoyés, ils ont été trempés dans une solution de tampon phosphate salin (PBS), car cette solution permet de recréer l'environnement physiologique de la colonne vertébrale (Nikkhoo et al., 2015a). Ensuite, ils ont été placés une nuit au réfrigérateur pour leur permettre d'atteindre leur plein niveau de saturation (Schmidt et al., 2016b). Le matin des tests, les échantillons ont été sortis du réfrigérateur pour qu'ils retrouvent une température ambiante (environ 20°C) tout en demeurant dans le PBS.

3.1.1.6 Longueur et largeur des disques intervertébraux

La longueur et la largeur des disques des échantillons ont été mesurées au moyen d'un vernier numérique. La longueur correspond à la mesure suivant l'axe antéro-postérieur, et la largeur celle suivant l'axe médio-latéral, voir Figure 3.5.

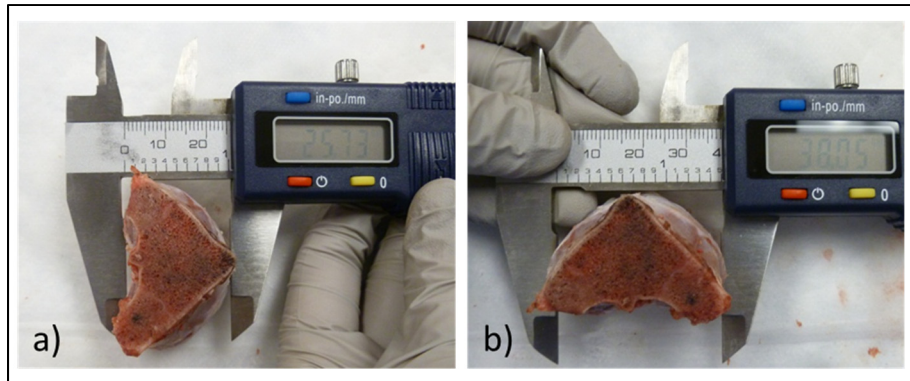


Figure 3.5 Mesure des dimensions des disques intervertébraux :
 a) mesure de la longueur du disque intervertébral,
 b) mesure de la largeur du disque intervertébral

3.1.1.7 Aire des disques intervertébraux

L'aire des disques intervertébraux a été calculée à partir du contour de ceux-ci. Le contour de l'anneau fibreux de chaque échantillon a été tracé à l'aide d'un système de caméras Optotrak (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada) permettant d'obtenir des points de coordonnées par rapport à un repère, voir Figure 3.6a. Chaque échantillon était maintenu immobile devant les caméras Optotrak. À l'aide d'un outil pointeur, des points sur le contour de l'anneau fibreux ont été tracés, voir Figure 3.6b. L'outil pointeur était maintenu en place pendant que le système enregistrait la position de la pointe de l'outil durant cinq secondes à une fréquence de 5 Hz.

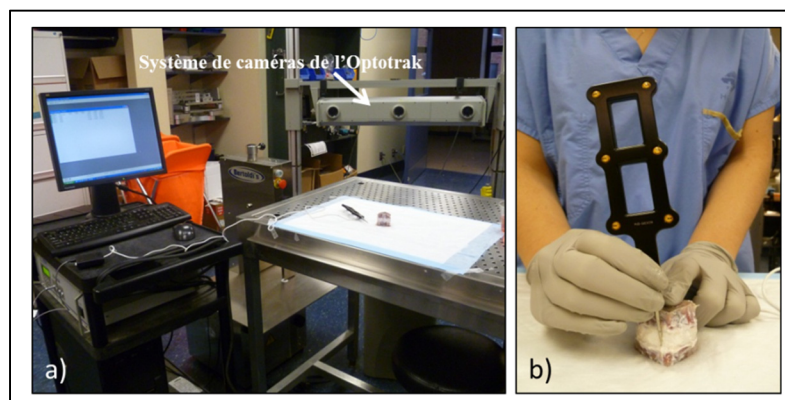


Figure 3.6 Système Optotrak : a) caméras, b) outil pointeur

Suite à ces acquisitions, les coordonnées x , y et z moyennes de chaque point ont été calculées. Les points ont ensuite été importés dans le logiciel Catia V5R21 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France). Les points ont été reliés par une spline qui délimite le contour de l'anneau fibreux. La surface délimitée par la spline a ensuite été remplie. La surface obtenue est irrégulière et ne suit pas un plan. Pour la ramener sur un plan, un point au milieu de cette surface a été tracé. Sur ce point, un plan tangent à la surface a été créé et la spline a été projetée sur ce plan. La surface délimitant le contour du disque a été remplie et l'aire du disque a été obtenue avec l'outil de mesure de CATIA V5R21. Ces étapes sont imagées à la Figure 3.7.

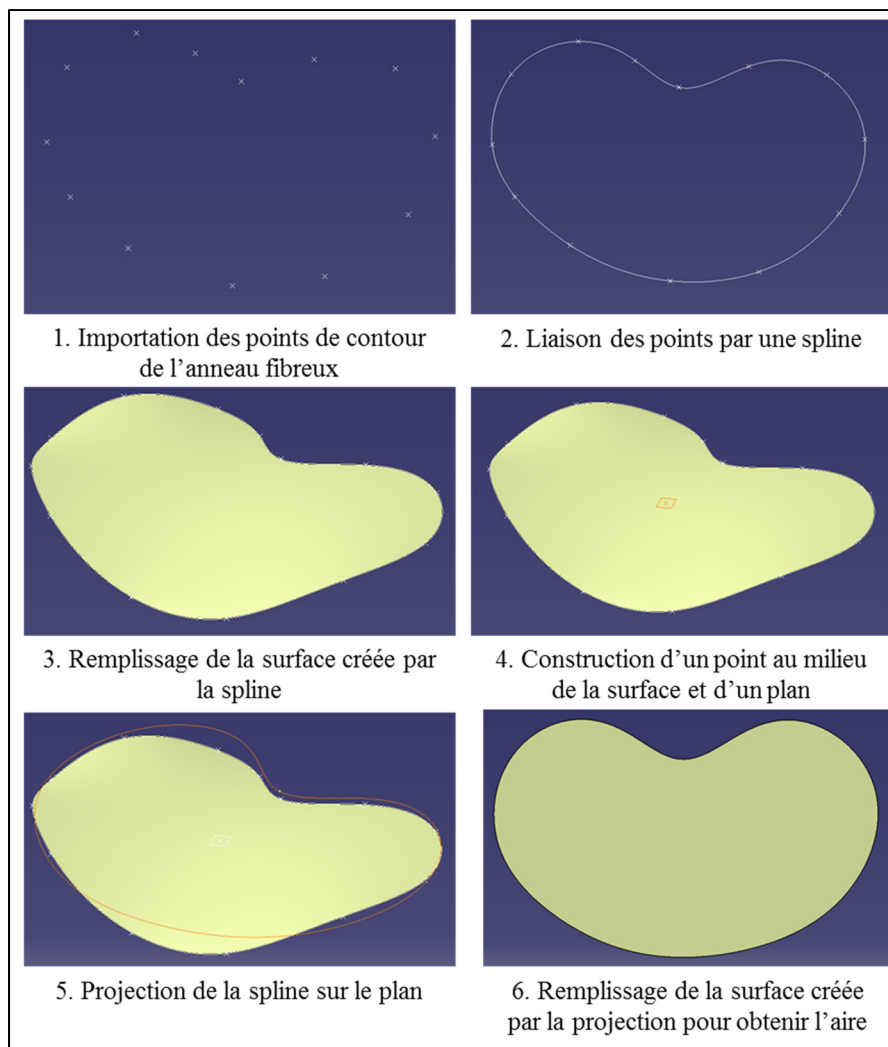


Figure 3.7 Étapes de la mesure de l'aire du disque intervertébral

3.1.2 Essais en compression axiale

Pour la réalisation des essais en compression axiale, plusieurs étapes étaient nécessaires. Les sous-sections suivantes présentent les différentes étapes suivies.

3.1.2.1 Déplacement à imposer

La plupart des études ayant réalisé des essais contrôlés en déplacement imposent entre 5, 10 et 15 % de compression axiale (Cortes et al., 2014; Johannessen et Elliott, 2005; Recuerda et al., 2011). La compression axiale choisie pour cette étude est de 10 %. Cette amplitude permet d'observer le comportement en relaxation de contraintes tout en demeurant dans une amplitude qui n'endommage pas l'intégrité des disques. Une compression axiale de 10 % signifie que le disque sera comprimé de 10 % de sa hauteur, telle que mesurée sur les images fluoroscopiques.

3.1.2.2 Cellule de charge

Durant les essais, la force de réaction axiale de l'échantillon est mesurée. Suite à des prétests, il a été convenu que la cellule de charge de 2,5 kN (MTS/662.20D-01, 1019972BF) de la MTS 858 MINI-BIONIX II couvrait la plage nécessaire à l'acquisition des résultats. Les données de force en fonction du temps (ainsi que le déplacement du vérin) ont été enregistrées à une fréquence de 2 Hz.

3.1.2.3 Préchargement

Avant la compression, le vérin hydraulique n'était pas en contact avec les échantillons, ce qui signifie que les échantillons n'étaient ni précontraints ni déformés. Avant le lancement de la procédure de compression, le vérin était positionné à quelques millimètres au-dessus de l'échantillon. Une fois la procédure lancée, un déplacement vertical vers l'échantillon à un taux de 0,01 mm/s a été appliqué au vérin jusqu'à ce que la cellule de charge détecte une force correspondant à une pression de 0,06 MPa (Schmidt et al., 2016b). La position du vérin

était maintenue ensuite pendant 60 secondes afin de réduire les contraintes dans le disque, voir Figure 3.8a. La valeur de la force de contact a été calculée à partir de l'aire de chaque échantillon selon la formule suivante :

$$\sigma = \frac{F}{A} \rightarrow F = A \times \sigma \quad (3.1)$$

Où σ est la pression appliquée 0,06 MPa, F la force de contact en N, et A l'aire de l'échantillon en mm². L'atteinte de cette faible force confirmait alors le contact entre l'échantillon et le vérin (O'Connell et al., 2011). Après la pause, une compression de 10 % a été appliquée en 60 secondes. Un préconditionnement de 10 cycles entre 5 et 10 % de compression par rampe de 30 secondes a ensuite été réalisé, voir Figure 3.8b.

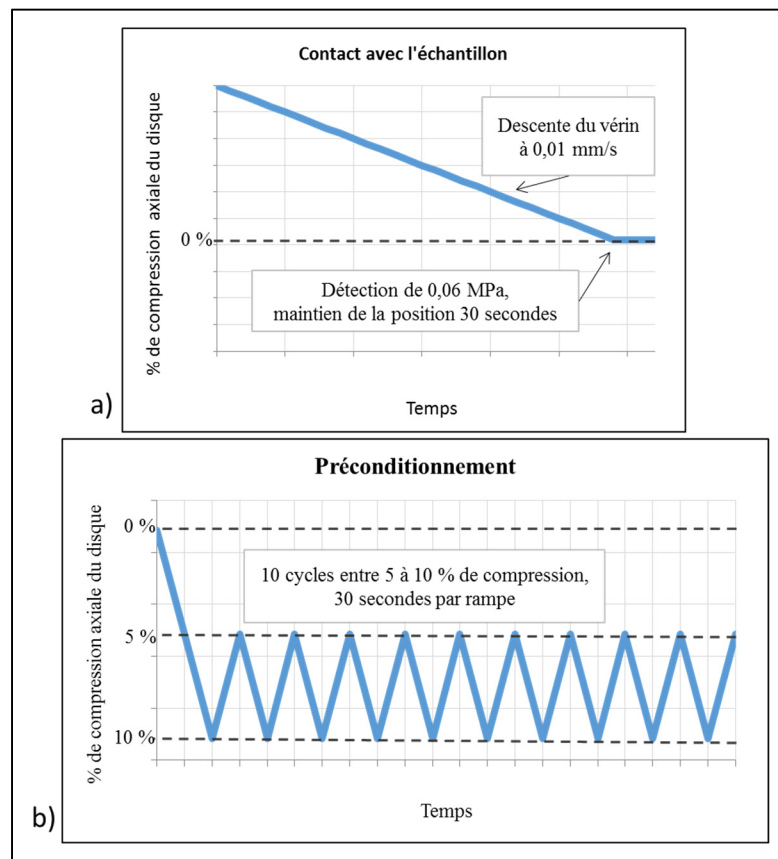


Figure 3.8 Préchargement : a) détection de la force représentant 0.06 MPa, b) cycles de préconditionnement

3.1.2.4 Chargement

Suite au préchargement, les échantillons ont été comprimés pour une deuxième série de 10 cycles, en maintenant les plateaux de déformation à 5 et 10 % durant 7,5 minutes (Schmidt et al., 2016a). Durant ces périodes de maintien du déplacement, une relaxation de contraintes était observable. Le chargement a premièrement commencé par un maintien à 5 % de déformation durant 7,5 minutes. Encore une fois, les compressions de 5 et 10 % ont été appliquées de façon linéaire (rampe) en 30 secondes, tel illustré à la Figure 3.9.

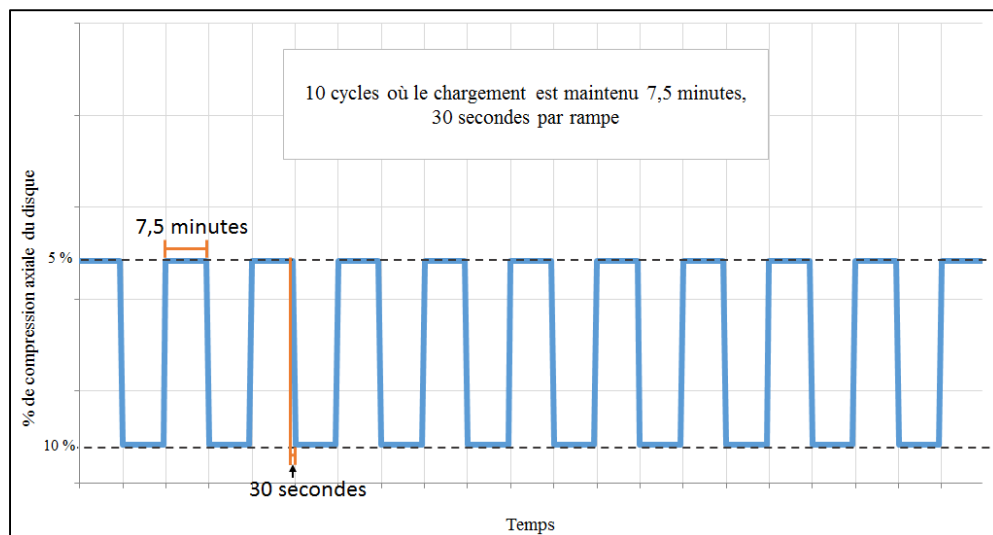


Figure 3.9 Chargement

3.1.3 Mesures supplémentaires

Suite aux essais, deux autres mesures ont été effectuées sur les disques soit le grade de dégénérescence et le ratio entre l'aire du noyau pulpeux et celle du disque.

3.1.3.1 Grade de dégénérescence des disques intervertébraux

La dégénérescence des disques peut avoir un impact sur leur comportement. Une fois les essais terminés, les disques ont été coupés dans l'axe transversal pour regarder leur état et qualifier leur niveau de dégénérescence. Une photographie des disques coupés a également

été prise afin de les comparer. Tous les disques ont montré des caractéristiques similaires sans aucun signe de dégénérescence selon la classification de Nachemson (1960). La Figure 3.10 montre l'exemple d'un disque d'un échantillon.



Figure 3.10 État de dégénérescence de l'échantillon PORE01503-L5L6

3.1.3.2 Ratio entre l'aire du noyau pulpeux et l'aire du disque

Coupés en deux, les disques exposent la proportion de l'aire couverte par l'anneau fibreux et le noyau pulpeux. Pour connaître le ratio qu'occupe le noyau pulpeux par rapport à l'aire totale du disque, des points sur le contour de l'anneau fibreux et du noyau pulpeux ont été acquis avec l'Optotrak en utilisant la même méthode décrite à la section 3.1.1.7. Suite à l'acquisition des points, ceux-ci ont été importés dans le logiciel CATIA V5R21 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France). Chaque contour a été relié d'une spline pour les délimiter. Un plan a été tracé avec la meilleure correspondance des points. La spline délimitant l'extérieur de l'anneau fibreux a été projetée sur le plan créé. Cette spline a été remplie par une surface. La spline délimitant le contour du noyau pulpeux a été extrudé suivant la normale du plan créé. La surface du disque a ensuite été coupée en deux, à l'intersection avec la surface extrudée du contour du noyau pulpeux. Ainsi, l'aire des deux sections a été mesurée via l'outil de mesure de CATIA V5R21 et l'aire totale a été obtenue en additionnant les deux aires. Ces étapes sont imagées à la Figure 3.11 Le contour de l'anneau fibreux et du nucléus a été tracé l'un après l'autre dans la même étape d'acquisition. Ainsi le noyau pulpeux est situé au centre du disque car l'anneau fibreux et le noyau pulpeux ont le même repère de coordonnées spatiales. Parce que le contour de l'anneau fibreux est

mesuré pour une deuxième fois, il est possible de comparer deux mesures d'aire totale du disque et déterminer l'erreur de mesure de l'aire du disque qui servira lors de l'analyse des résultats.

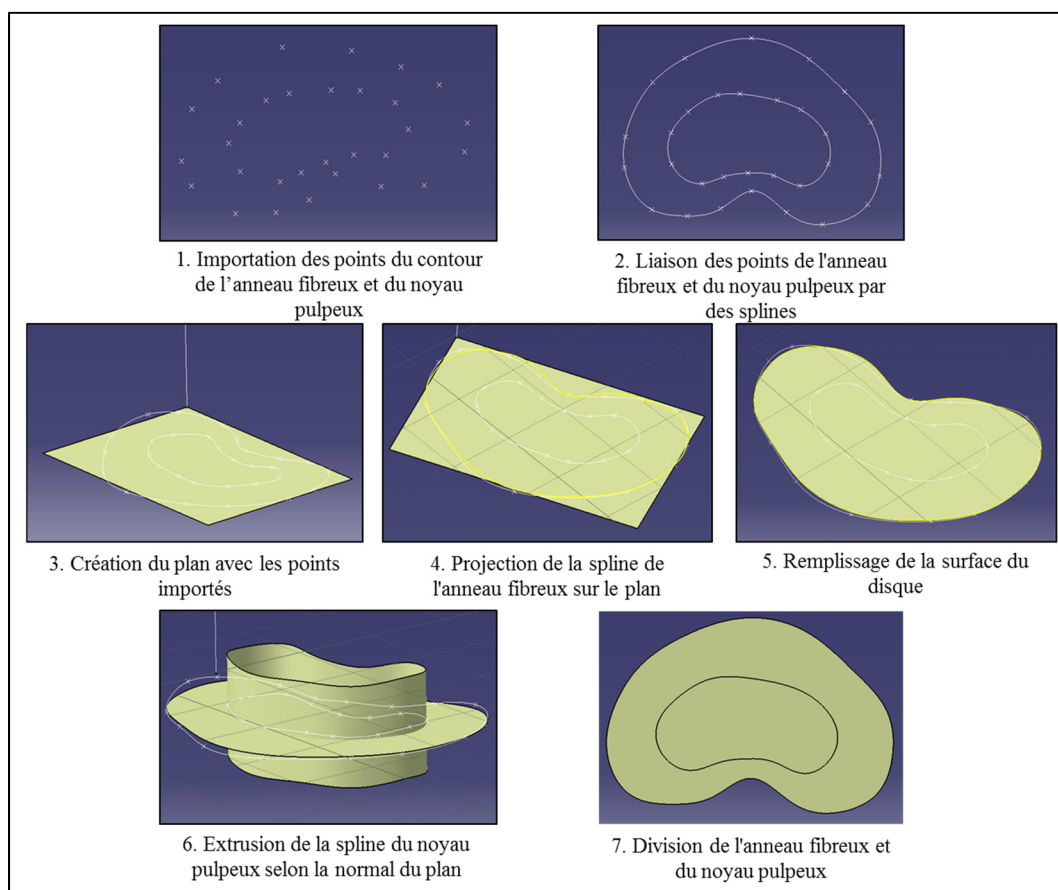


Figure 3.11 Étapes de la mesure de l'aire de l'anneau fibreux et du noyau pulpeux

3.1.4 Traitement des données de compression axiale

Suite aux acquisitions faites durant les tests, les données ne sont pas directement exploitables car elles sont bruitées. Les données des échantillons ont donc été traitées par un filtre linéaire passe-bas de type Butterworth d'ordre 2 ($n = 2$) et d'une fréquence de coupure de 0,5 Hz ($\omega_n = 0,5$). L'utilisation d'un tel filtre permet de diminuer l'impact du bruit sur les résultats enregistrés.

Le test de Shapiro-Wilk, dont le détail du calcul est présenté à l'ANNEXE I, a été appliqué à chacun des points des courbes de relaxation. Ce test vise à vérifier si les résultats de contraintes des échantillons suivent une loi normale.

Pour que les résultats obtenus par les essais soient valides, il faut qu'ils aient été faits sur un nombre d'échantillons suffisant. Ce nombre a été vérifié en utilisant la loi de Student. Ce calcul, dont le détail est présenté à l'ANNEXE II, a déterminé qu'un minimum de 10 échantillons était nécessaire. Ainsi 11 échantillons ont été utilisés lors des tests.

La courbe de relaxation de contraintes représentant le comportement moyen des onze échantillons a été obtenu en faisant la moyenne des contraintes pour chaque point du dernier cycle de relaxation simulé. Cette courbe servira à l'évaluation du comportement du modèle développé en relaxation de contraintes.

La contrainte maximale moyenne est calculée en faisant la moyenne de la valeur maximale du dernier cycle de relaxation de contraintes de tous les échantillons. La contrainte maximale de chaque échantillon se calcule en divisant la force maximale atteinte lors du dernier cycle par l'aire de l'échantillon, tel que montré à la l'équation (3.2). Cette valeur est atteinte juste avant la relaxation de contraintes. La Figure 3.12 identifie le dernier cycle de contraintes et l'endroit où se situe la force maximale et la force à l'équilibre.

$$\sigma_{max} = \frac{F_{\text{max au dernier cycle}}}{A} \quad (3.2)$$

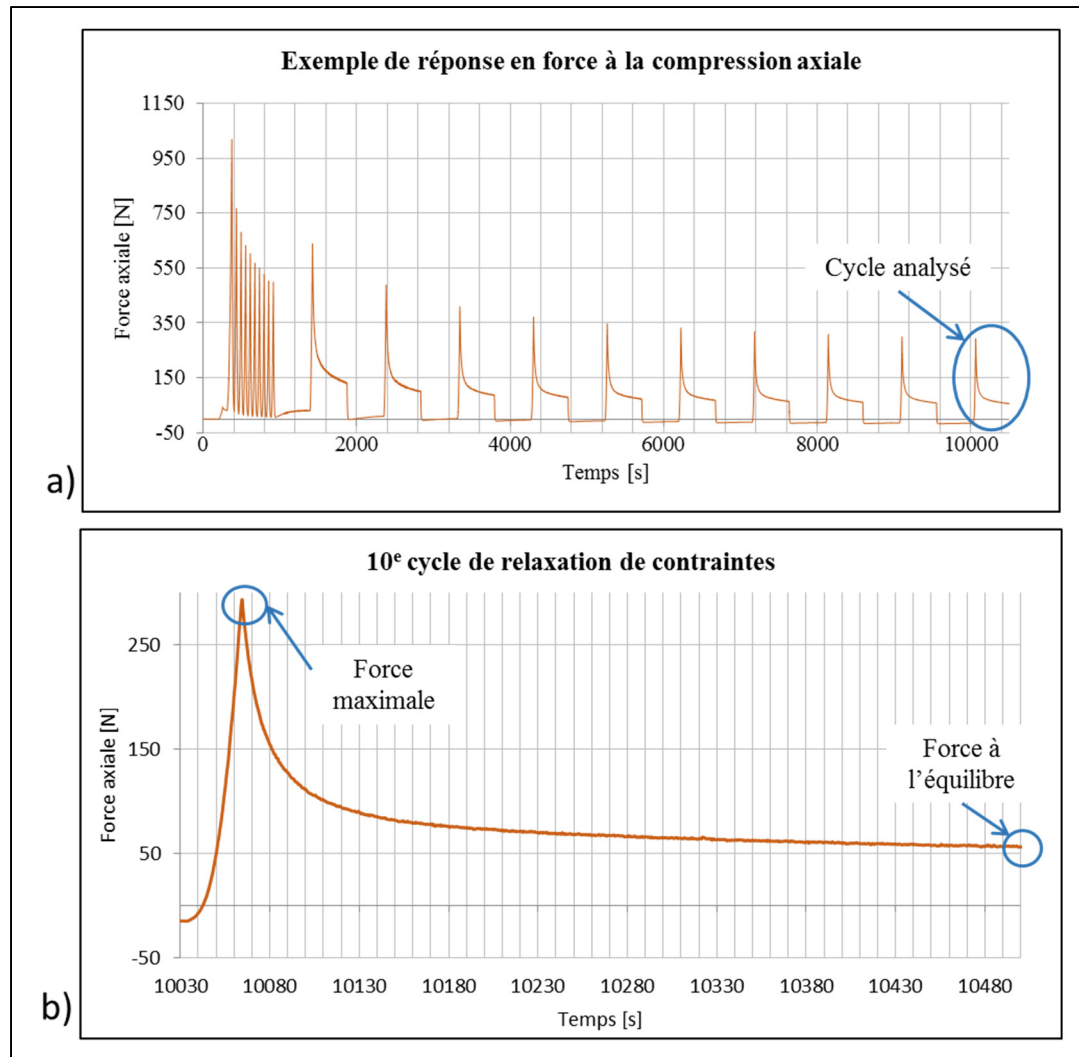


Figure 3.12 Analyse du 10^e cycle de relaxation de contraintes :

- a) identification du 10^e cycle de relaxation de contraintes,
- b) identification de la force maximale et de la force à l'équilibre

Le module d'Young à l'équilibre de chaque échantillon a été calculé en divisant la contrainte à l'équilibre par la déformation maximale imposée, voir l'équation (3.3). La contrainte à l'équilibre correspond à la moyenne des modules d'Young à l'équilibre de tous les échantillons a été calculée.

$$E_{eq} = \frac{\sigma_{eq}}{\varepsilon_{max}} \quad (3.3)$$

Des analyses préliminaires comparant différents modèles rhéologiques, non présentées dans ce document, ont permis de déterminer que le modèle généralisé de Maxwell contenant deux fois la forme simple en parallèle, voir Figure 3.13, offrait une très bonne correspondance avec le comportement mesuré expérimentalement. Ce modèle se présente sous l'équation suivante :

$$\sigma(t) = \sigma_1 e^{\frac{-t}{\lambda_1}} + \sigma_2 e^{\frac{-t}{\lambda_2}} \quad (3.4)$$

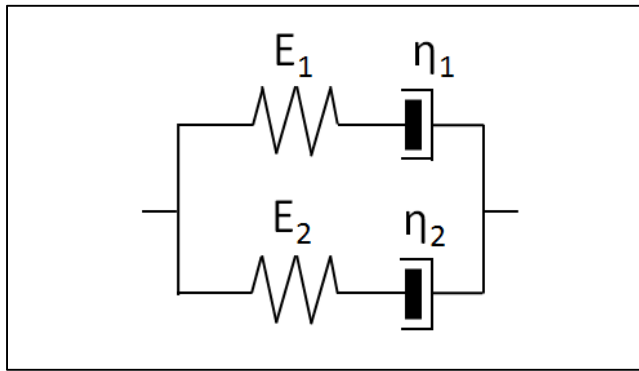


Figure 3.13 Modèle de Maxwell généralisé utilisé

L'outil de «Curves Fitting» du logiciel MatLab (R2014b) permet de trouver l'équation d'une courbe offrant le meilleur indice de corrélation (R^2) avec la courbe expérimentale. Dans MatLab, l'équation (3.5) de la courbe corrélée a la forme :

$$y(x) = Ae^{Bx} + Ce^{Dx} \quad (3.5)$$

Il est donc possible de déterminer les paramètres correspondant au modèle généralisé de Maxwell, tel que présenté au Tableau 3.2. Ainsi il est possible de caractériser la courbe de relaxation de chacun des échantillons et du comportement moyen pour retrouver les constantes A, B, C et D.

Tableau 3.2 Association entre les paramètres de MatLab et ceux du modèle de Maxwell généralisé

Paramètre MatLab	Paramètre Maxwell généralisé
A	σ_1
B	σ_2
C	$\frac{-1}{\lambda_1}$
D	$\frac{-1}{\lambda_2}$

3.2 Modélisation par éléments finis poroélastique du disque intervertébral porcin

Plusieurs étapes ont été réalisées pour concevoir le modèle par éléments finis. Premièrement, une géométrie représentative du modèle à étudier a été créée. Deuxièmement, le maillage adéquat a été identifié avec une analyse de convergence. Troisièmement, les lois de comportement et le logiciel susceptibles de simuler les phénomènes à étudier ont été choisis. Quatrièmement, le chargement et les conditions aux frontières ont été imposés au modèle afin de lancer les simulations en relaxation de contraintes et en fluage.

3.2.1 Géométrie du disque intervertébral

Pour tracer la géométrie du disque intervertébral du modèle, les dimensions prélevées (la longueur, la largeur, la hauteur du disque, l'aire du disque, l'aire de l'anneau fibreux et l'aire du noyau pulpeux) sur 14 échantillons (les 11 échantillons utilisés pour les essais mécaniques et 3 échantillons additionnels mesurés lors d'essais préliminaires) de disques intervertébraux porcins ont été utilisées. Pour chacune des dimensions, la valeur moyenne a été calculée pour guider les dimensions générales du modèle, voir Tableau 3.3. Les dimensions pour chacun des échantillons sont présentées à l'ANNEXE III.

Tableau 3.3 Dimensions moyennes des échantillons

	Moyenne	Écart-type
Longueur du disque (mm)	24,9	1,5
Largeur du disque (mm)	37,3	1,1
Hauteur du disque (mm)	6,3	0,4
Aire du disque (mm ²)	739,2	38,2
Aire de l'anneau fibreux (mm ²)	519,3	44,9
Aire du noyau pulpeux (mm ²)	219,9	23,2

Parmi les 14 échantillons étudiés, l'échantillon PORE01503-L3L4 a été utilisé pour tracer les contours du disque. Cet échantillon a été retenu car ses dimensions sont à l'intérieur d'un écart-type des dimensions moyennes de tous les échantillons, voir Figure 3.14, et sa reconstruction avait un bel aspect esthétique, voir Figure 3.15a). Le côté droit du disque a été reproduit à gauche par symétrie, voir Figure 3.15b), car la géométrie de ce côté était plus régulière. Ainsi, le modèle n'est pas affecté par des asymétries entre les côtés gauche et droit.

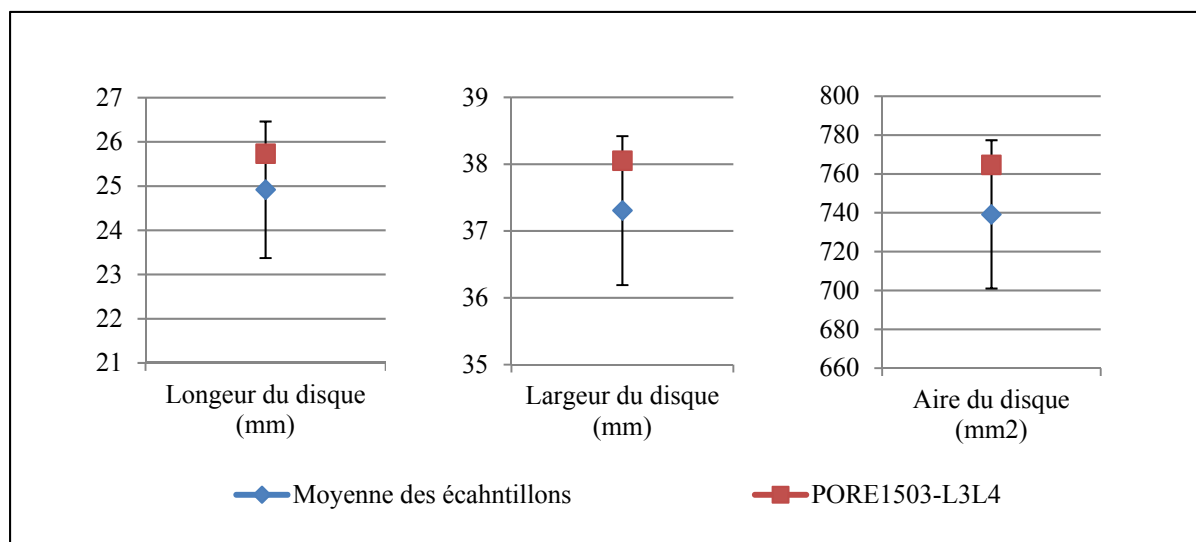


Figure 3.14 Comparaison entre les dimensions moyennes des échantillons et l'échantillon retenu

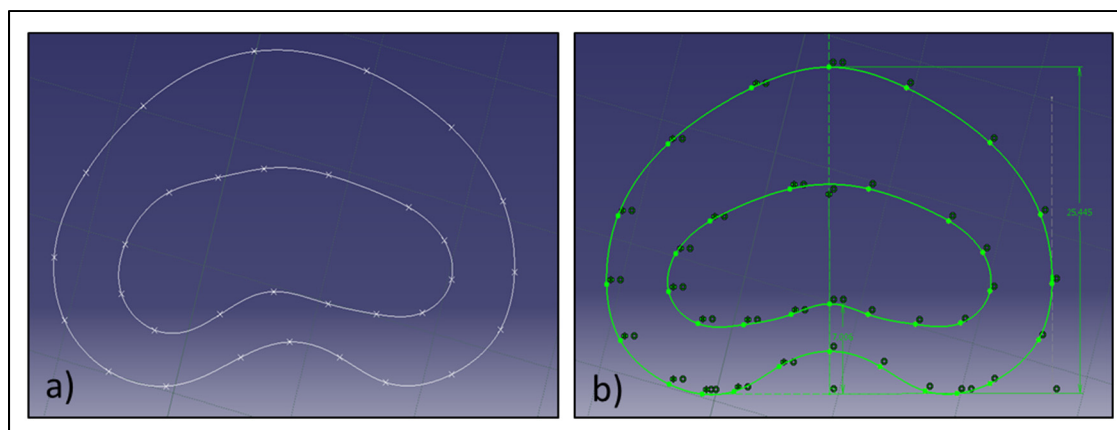


Figure 3.15 Contour du disque du modèle : a) reconstruction original de l'échantillon PORE01503-L3L4, b) contour du disque après symétrie

Une fois la symétrie effectuée, la proportion de l'aire du noyau pulpeux par rapport à l'aire totale a été ajustée en fonction de la proportion moyenne qu'elle représente sur les échantillons utilisés. Pour les échantillons étudiés, l'aire de l'anneau fibreux et celle du noyau pulpeux représente environ 70 et 30 % respectivement de l'aire totale du disque. Suite à la symétrie, la proportion du noyau pulpeux était de 31,4 %. La dimension du contour du noyau pulpeux a été réduite à l'aide d'un facteur d'échelle réduisant la proportion de l'aire du noyau pulpeux à 30 %. Le Tableau 3.4 présente les dimensions finales du disque pour la géométrie du modèle.

Tableau 3.4 Dimensions finales du modèle de disque intervertébral porcin

Longueur du disque (mm)	Largeur du disque (mm)	Aire totale du disque (mm ²)	Aire de l'anneau fibreux (mm ²)	Aire du noyau pulpeux (mm ²)
25,5	37,7	740,0	517,0	223,0

La hauteur moyenne de 6,3 mm calculée à partir de la mesure de la hauteur des échantillons a été utilisée pour fixer la hauteur du disque du modèle. Parce que l'extérieur des disques intervertébraux n'est pas droit (léger gonflement), un renflement de 0,5 mm a été ajouté au contour du disque. La Figure 3.16 illustre l'aspect final du modèle géométrique du disque.

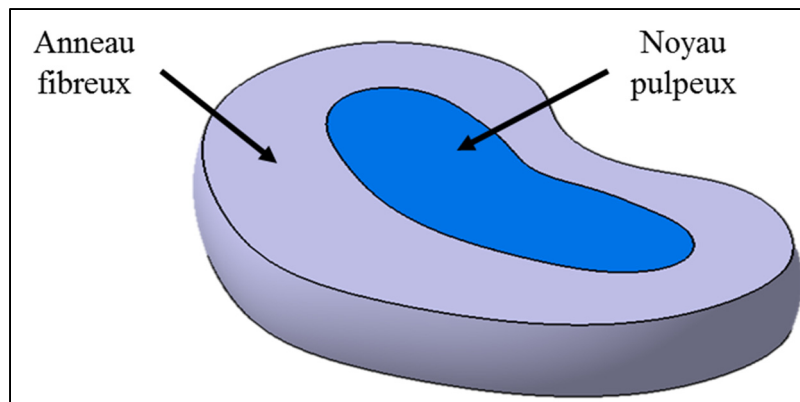


Figure 3.16 Aspect géométrique final du disque du modèle

De chaque côté du disque, le contour du disque a été extrudé selon l'axe z, représentant l'axe cranio-caudal, de 1 mm pour former les plateaux cartilagineux. Une autre extrusion de chaque côté du disque de 4 mm a été réalisée pour représenter une partie des corps vertébraux. L'os cortical et spongieux seront distingués par les éléments du maillage. La conception de la géométrie a été réalisée dans le logiciel Catia V5R21. Une fois complété, le modèle est tel que présenté à la Figure 3.17. Il est maintenant possible de passer à l'étape du maillage.

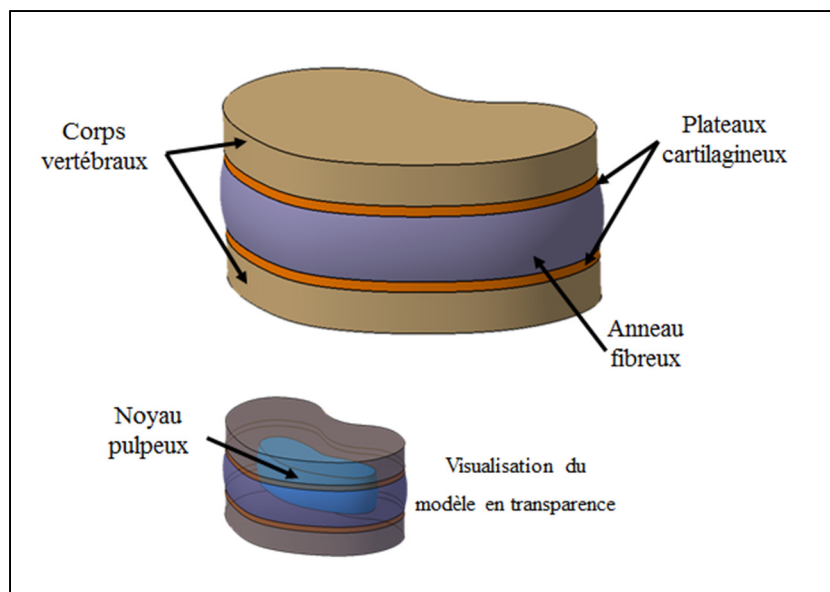


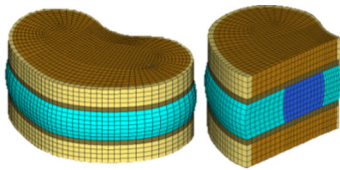
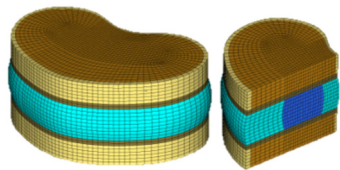
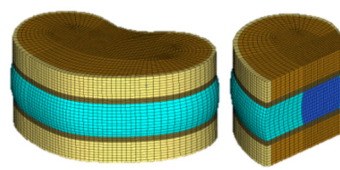
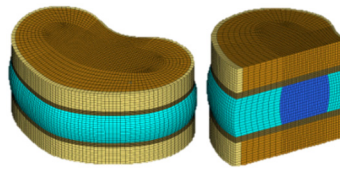
Figure 3.17 Géométrie du modèle développé

3.2.2 Maillage du modèle géométrique

Chaque composant formant la géométrie du modèle a été enregistré sous format IGS puis importé dans le logiciel Hypermesh (Altair Engineering, Michigan, États-Unis). Le maillage a été généré avec des éléments de type brique à huit nœuds pour tous les composants du modèle puisque les lois poroélastiques nécessitent l'utilisation d'éléments de ce type.

La taille d'un maillage influence la précision des résultats et le temps de calcul. Pour trouver le meilleur compromis entre le temps de calcul et la précision des résultats, quatre maillages ont été comparés dans une étude de convergence, voir Tableau 3.5. La taille des éléments est raffinée d'un maillage à l'autre. En comparaison avec le maillage 1, le maillage 2 comprend environ deux fois plus d'éléments, le maillage 3 quatre fois et le maillage 4 cinq fois. Le maillage offrant le plus faible temps de calcul et une variation de ses résultats inférieurs à 5 % d'un maillage à l'autre été conservé. Les résultats utilisés sont la perte de contrainte au fil du temps lors de la relaxation et de l'état de contraintes à l'intérieur du disque, c'est-à-dire la pression interstitielle, la contrainte effective et la contrainte totale. Ces résultats ont été choisis car ils permettront, dans une phase subséquente du projet, de comparer l'influence des instrumentations de fusion vertébrale sur le comportement des disques intervertébraux.

Tableau 3.5 Description des maillages comparés dans l'étude de convergence

Maillage	Nombre d'éléments	Nombre de nœuds	Nombre d'éléments en hauteur		
			Disque	Plateau cartilagineux	Corps vertébral
1 	20 320	21 834	7	1	4
2 	39 100	42 042	9	2	6
3 	61 050	64 906	12	3	8
4 	102 858	108 360	14	4	10

3.2.3 Loi de comportement

Les lois de comportement poroélastique suivant la loi de Darcy du logiciel ABAQUS 6.13-1 ont été utilisées plusieurs fois dans la littérature pour représenter le comportement en fluage du disque intervertébral (Argoubi et Shirazi-Adl, 1996; Castro et al., 2014; Cohen, Lai et Mow, 1998; Schmidt et al., 2010). Même si elles n'ont pas été appliquées pour représenter le comportement en relaxation de contraintes des disques intervertébraux, elles l'ont été pour

représenter ce comportement pour du cartilage (Chiravarambath, 2012; Manda, 2012). Ceci laisse supposer que ces lois poroélastiques seraient applicables pour représenter la relaxation de contraintes à l'intérieur des disques intervertébraux. Comme ces lois sont déjà implantées dans le logiciel ABAQUS, celui-ci sera utilisé pour faire les simulations sur le modèle par éléments finis. Pour définir un matériau poroélastique dans ABAQUS, il faut définir des propriétés élastiques (module d'Young et coefficient de Poisson) et des propriétés de perméabilité (perméabilité initiale et ratio de vide).

Dans la littérature, seul le modèle de Nikkhoo et al. (2013a) représente des propriétés poroélastiques de disques intervertébraux porcins, voir Tableau 3.6. Les propriétés de ce modèle ont été intégrées au modèle développé pour l'évaluation de son comportement en fluage et elles ont servi de point de départ pour le calibrage du comportement en relaxation de contraintes. Le Tableau 3.7 présente les propriétés pour l'os cortical, l'os spongieux et les plateaux cartilagineux proposées par Argoubi et Shirazi-Adl (1996) et Schmidt et al. (2010), et utilisées dans ce modèle.

Tableau 3.6 Propriétés poroélastiques porcines de l'anneau fibreux et du noyau pulpeux utilisées par Nikkhoo et al. (2013)

Propriété	Anneau fibreux	Noyau pulpeux
Module d'Young (MPa)	2,5	1,5
Coefficient de Poisson	0,22	0,22
Perméabilité initiale (m^4/Ns)	$1,95 \times 10^{-16}$	$1,95 \times 10^{-16}$
Ratio de vide	4,26	10,11

Tableau 3.7 Propriétés poroélastiques de l'os et des plateaux cartilagineux du disque intervertébral utilisées par Argoubi et Shirazi-Adl (1996) et Schmidt et al. (2010)

Propriété	Os cartilagineux	Os spongieux	Plateau cartilagineux
Module d'Young (MPa)	10 000	100	20
Coefficient de Poisson	0,3	0,2	0,1
Perméabilité initiale (m^4/Ns)	$1,0 \times 10^{-20}$	$1,0 \times 10^{-13}$	$7,0 \times 10^{-15}$
Ratio de vide	0.02	0,4	4

3.2.4 Chargement et conditions aux frontières

Les deux comportements (le fluage et la relaxation de contraintes) à étudier exigent un chargement et des conditions aux frontières différentes.

En relaxation de contraintes, le chargement et les conditions aux frontières imposés au modèle visent à reproduire le cas de chargement sur les échantillons lors des essais expérimentaux présentés dans ce mémoire, soient :

- Encastrement des nœuds inférieurs du plateau cartilagineux inférieur ;
- Pression interstitielle de 0,3 MPa aux nœuds extérieurs de l'anneau fibreux pour aider au gonflement du disque (Galbusera et al., 2011; Nikkhoo et al., 2013b);
- Pression interstitielle de 0 MPa aux nœuds extérieurs des plateaux cartilagineux et des corps vertébraux ;
- Compression axiale de 0,63 mm (10 % de la hauteur du disque) imposé en 60 secondes et maintenu 450 s (7 ½ min).

En fluage, le chargement et les conditions aux frontières ont été choisis afin de reproduire le même cas de chargement que celui simulé par Nikkhoo et al. (2013a) soient :

- Encastrement des nœuds inférieurs du plateau cartilagineux inférieur ;

- Pression interstitielle de 0,3 MPa aux nœuds extérieurs de l'anneau fibreux pour aider au gonflement du disque (Galbusera et al., 2011; Nikkhoo et al., 2013b) ;
- Pression interstitielle de 0 MPa aux nœuds extérieurs des plateaux cartilagineux ;
- Liaison des nœuds de la surface supérieure du plateau cartilagineux supérieur par un corps rigide pour que le déplacement de cette surface soit uniforme ;
- Pression de 0,8 MPa sur la surface supérieure du plateau cartilagineux supérieur.

Les corps vertébraux, composé de l'os cortical et spongieux, ont été retirés de l'analyse en fluage, car ils ne sont pas présents dans les simulations présentées par Nikkhoo et al. (2013a).

3.3 Évaluation du comportement du modèle par éléments finis développé

Pour vérifier que le comportement du modèle développé, sa réponse en relaxation de contraintes a été calibré à l'aide des données mesurées expérimentalement et la perte de hauteur qu'il subit en fluage a été comparé à des données publiées (Nikkhoo et al., 2013a).

3.3.1 Calibrage du modèle développé en relaxation de contraintes

En intégrant au modèle par éléments finis développé les propriétés proposées aux Tableau 3.6 et Tableau 3.7, le niveau de contraintes initiales est environ deux fois plus important que celui obtenu expérimentalement, voir Figure 3.18. De plus, la perte de contraintes mesurées lors de la relaxation est beaucoup moins importante, 19 % contre 80 % respectivement. Il est donc nécessaire de calibrer les propriétés utilisées pour diminuer l'écart entre le comportement simulé et expérimental.

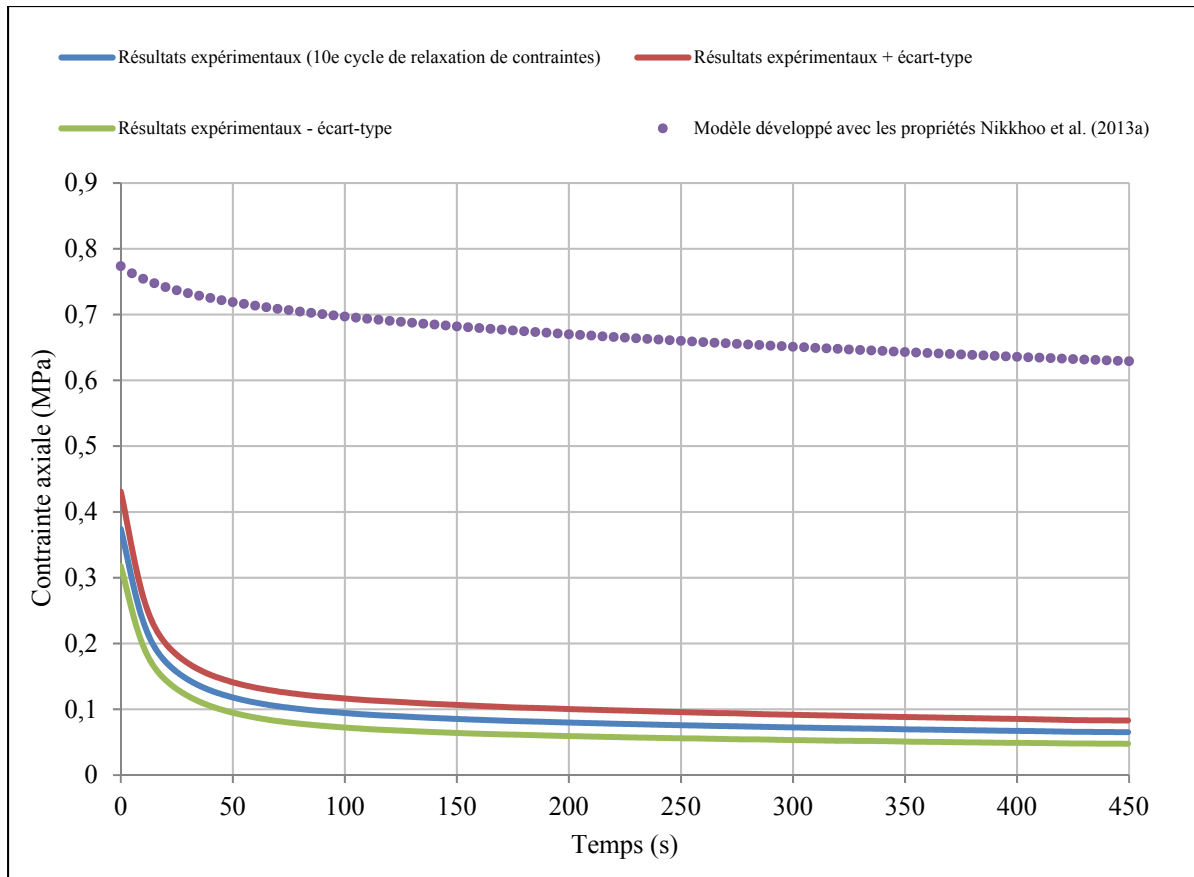


Figure 3.18 Comparaison entre les résultats du modèle par éléments finis avec les propriétés de Nikkhoo et al. (2013a) et les résultats expérimentaux au 10^e cycle de relaxation de contraintes

Un plan factoriel a été utilisé pour calibrer les propriétés du modèle développé. L'utilisation d'un plan factoriel permet d'utiliser plusieurs simulations prédéfinies pour trouver les propriétés à utiliser, à l'intérieur de la plage étudiée, qui permettent de se rapprocher le plus possible d'un comportement visé avec le minimum d'écart.

Seules les valeurs de l'anneau fibreux et du noyau pulpeux ont été ajustées parce que ce sont ces composants qui ont le plus d'influence sur la réponse du modèle (Nikkhoo et al., 2013b). Pour chacune des propriétés retenues (Module d'Young de l'anneau fibreux, perméabilité de l'anneau fibreux, Module d'Young du noyau pulpeux et perméabilité du noyau pulpeux), trois modalités (-1, 0, 1) ont été utilisées pour déterminer la plage couverte par le plan

factoriel, voir Tableau 3.8. La plage de propriétés du plan factoriel permet de tracer des courbes de relaxation de contraintes qui sous et surestiment le comportement mesuré expérimentalement. Pour arriver à tracer une courbe sous estimant le comportement mesuré expérimentalement, le premier cycle en relaxation a été utilisé. En réduisant les propriétés de l'anneau fibreux et du noyau pulpeux pour sous-estimer le comportement du 10^e cycle de relaxation, les propriétés étaient trop faibles et il était impossible de compléter le calcul de la simulation.

Tableau 3.8 Plage de propriétés utilisées pour le plan factoriel

Niveau	Propriétés de l'anneau fibreux		Propriétés du noyau pulpeux	
	Module d'Young (MPa)	Perméabilité initiale (mm/s)	Module d'Young (MPa)	Perméabilité initiale (mm/s)
-1	0,5	1,90E-09	0,2	1,90E-09
0	5,25	9,5E-06	3,1	9,5E-06
1	10	1,9E-05	6	1,9E-05

En somme, quatre propriétés (facteurs) ont été variées, avec chacune trois modalités ce qui représente 81 simulations pour obtenir un plan complet ($3^4=81$). Puisqu'il s'agit d'un nombre important de simulations, il a été choisi d'utiliser un plan Box-Behnken, réduisant le nombre de simulations de 81 à 27. La réduction du nombre de simulations permet toujours d'identifier la meilleure réponse possible pour la plage de valeur utilisée. Par contre, la réduction du nombre de simulations empêchera de déterminer les interactions complexes entre les facteurs. Le détail des 27 simulations est présenté au Tableau 3.9. Puisque les plans factoriels sont définis dans un contexte expérimental, il est possible de retrouver plusieurs simulations avec les mêmes paramètres. Cette répétition permet de déterminer la variabilité d'un résultat. Dans le plan Box-Behnken utilisé, les simulations 9, 18 et 27 utilisent les mêmes variables. En utilisant des simulations par éléments finis, la réponse ne variera pas si elle est relancée avec les mêmes paramètres. Ainsi seulement 25 simulations ont été lancées et la réponse de la 9^e simulation a été reproduite pour les simulations 18 et 27. Les paramètres A, B, C et D des 25 simulations ont été identifiés avec l'outil de « Curve Fitting » de MatLab (2014b) pour servir dans une analyse de désirabilité dans le logiciel Statistica

(StatSoft, Tulsa, Oklahoma, États-Unis). Suite à cette analyse, les propriétés permettant d'avoir le moins d'écart entre la simulation et les résultats expérimentaux ont été identifiées. Les propriétés trouvées par l'analyse de désirabilité ont été implantées dans le modèle par éléments finis développé et la nouvelle réponse en relaxation de contraintes a été comparée aux résultats expérimentaux.

Tableau 3.9 Définition des 27 simulations du plan Box-Behnken

Simulation	Propriétés de l'anneau fibreux		Propriétés du noyau pulpeux	
	Module d'Young	Perméabilité initiale	Module d'Young	Perméabilité initiale
1	-1	-1	0	0
2	1	-1	0	0
3	-1	1	0	0
4	1	1	0	0
5	0	0	-1	-1
6	0	0	1	-1
7	0	0	-1	1
8	0	0	1	1
9	0	0	0	0
10	-1	0	0	-1
11	1	0	0	-1
12	-1	0	0	1
13	1	0	0	1
14	0	-1	-1	0
15	0	1	-1	0
16	0	-1	1	0
17	0	1	1	0
18	0	0	0	0
19	-1	0	-1	0
20	1	0	-1	0
21	-1	0	1	0
22	1	0	1	0
23	0	-1	0	-1
24	0	1	0	-1
25	0	-1	0	1
26	0	1	0	1
27	0	0	0	0

3.3.2 Évaluation du comportement en fluage du modèle développé

L'évaluation de la réponse en fluage s'est fait par deux étapes : (1) comparer la perte de hauteur normalisée du modèle avec celle d'un échantillon publiée par Nikkhoo et al. (2013a) et (2) évaluer l'impact de la variation des propriétés géométriques et mécaniques du modèle sur la réponse a été mené, car le modèle développé est beaucoup plus complexe que celui présenté par Nikkhoo et al. (2013a).

Le modèle par éléments finis poroélastique développé a été exploité avec les propriétés, voir Tableau 3.6, ainsi que le chargement et les conditions aux frontières utilisés par Nikkhoo et al. (2013a), voir section 3.2.4. Cette simulation a intégré les propriétés proposées par Nikkhoo et al. (2013a), car ces propriétés ont été utilisées dans un contexte de fluage contrairement à celles trouvées avec le plan factoriel. Ces dernières ont été identifiées dans un contexte de relaxation de contraintes et il n'y a pas d'évidence que ces propriétés sont applicables pour les deux comportements. La perte de hauteur normalisée du disque été comparé graphiquement et en évaluant le pourcentage d'erreur entre les deux réponses.

Pour déterminer l'impact des dimensions et des propriétés du modèle, quatre autres simulations, ont été lancées, voir Figure 3.19. Le point de référence pour les dimensions minimales et maximales du modèle était les dimensions moyennes des échantillons en enlevant et en ajoutant trois écarts-types respectivement, tel que présenté au Tableau 3.10. Les dimensions de longueur et largeur du disque ont été utilisées pour ajuster le contour du disque intervertébral. La Figure 3.20 illustre les deux esquisses dessinées. Le contour vert pointillé représente le disque du modèle développé, le rectangle orange délimite les dimensions de longueur et largeur du disque et le contour blanc représente le contour choisi pour représenter le disque minimal et maximal. Une fois le contour du disque ajusté, le contour du noyau pulpeux a été ajusté pour que son aire corresponde à 30 % de l'aire totale du disque. Le Tableau 3.11 présente les aires des sections des disques des modèles aux dimensions minimales et maximales. La hauteur des disques a aussi été changée. Les deux modèles ont par la suite été maillés, voir Figure 3.21. Les propriétés ont été modifiées pour

l'anneau fibreux et le noyau pulpeux. Pour déterminer les propriétés minimales et maximales, les propriétés trouvées par Nikkhoo et al. (2013a) ont été ajustées en retranchant et en ajoutant trois écarts-types respectivement, tel que défini dans le Tableau 3.12. Avec ces propriétés et les mêmes conditions frontières qu'utilisées précédemment, les quatre simulations ont été lancées.

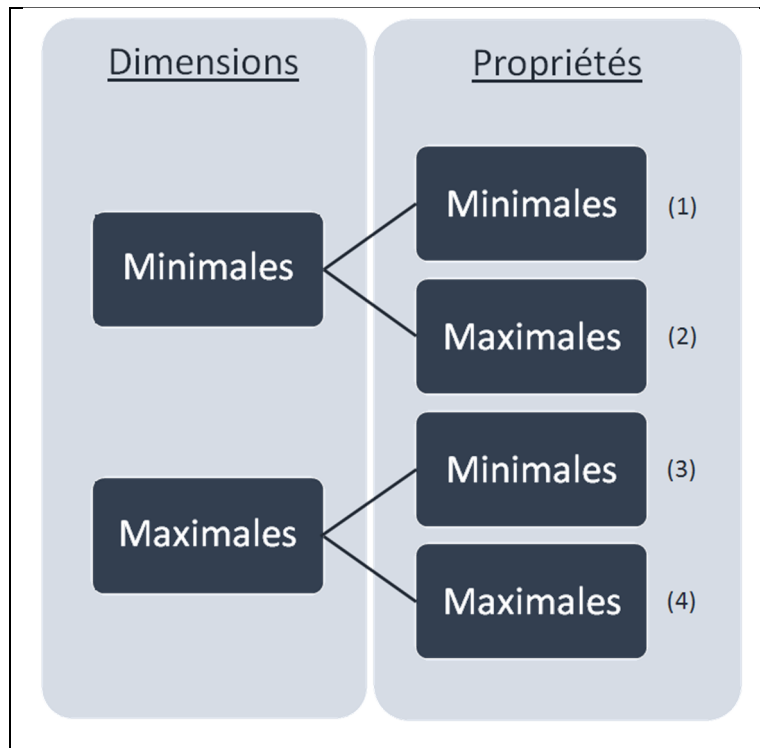


Figure 3.19 Sommaire des 4 simulations de l'étude de sensibilité pour déterminer l'influence de la taille et de propriétés du modèle

Tableau 3.10 Dimensions de référence pour les dimensions minimales et maximales lors de l'étude de sensibilité

	moyenne	écart-type	moyenne – 3 écarts-types	moyenne + 3 écarts-types
Longueur du disque (mm)	24,9	1,5	20,3	29,5
Largeur du disque (mm)	37,3	1,1	33,9	40,6
Hauteur du disque (mm)	6,3	0,4	5,2	7,4
Aire totale du disque (mm ²)	739,2	38,2	624,6	853,7

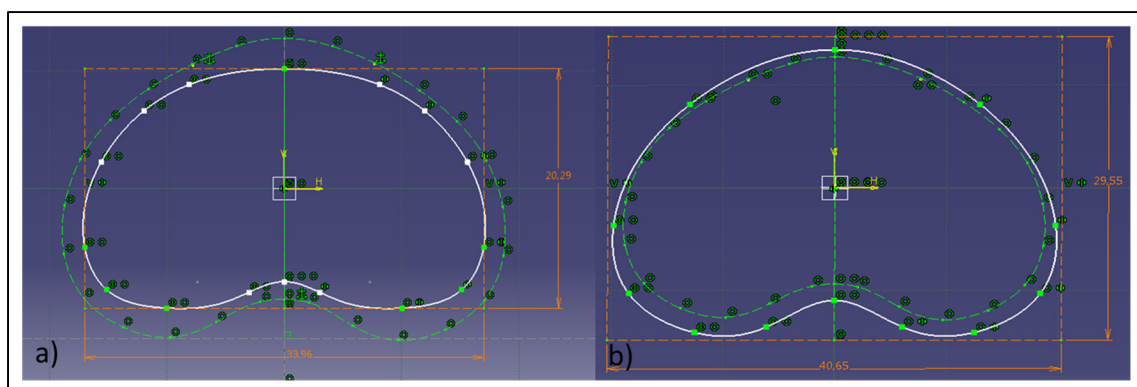


Figure 3.20 Esquisse des disques des modèles minimal et maximal de l'étude de sensibilité : a) dimensions minimales, b) dimensions maximales

Tableau 3.11 Aires des disques du modèle minimal et maximal de l'étude de sensibilité

	Disque minimal	Disque maximal
Aire totale du disque (mm ²)	567,4	861,3
Aire de l'anneau fibreux (mm ²)	397,2	602,9
Aire totale du noyau pulpeux (mm ²)	170,2	258,4

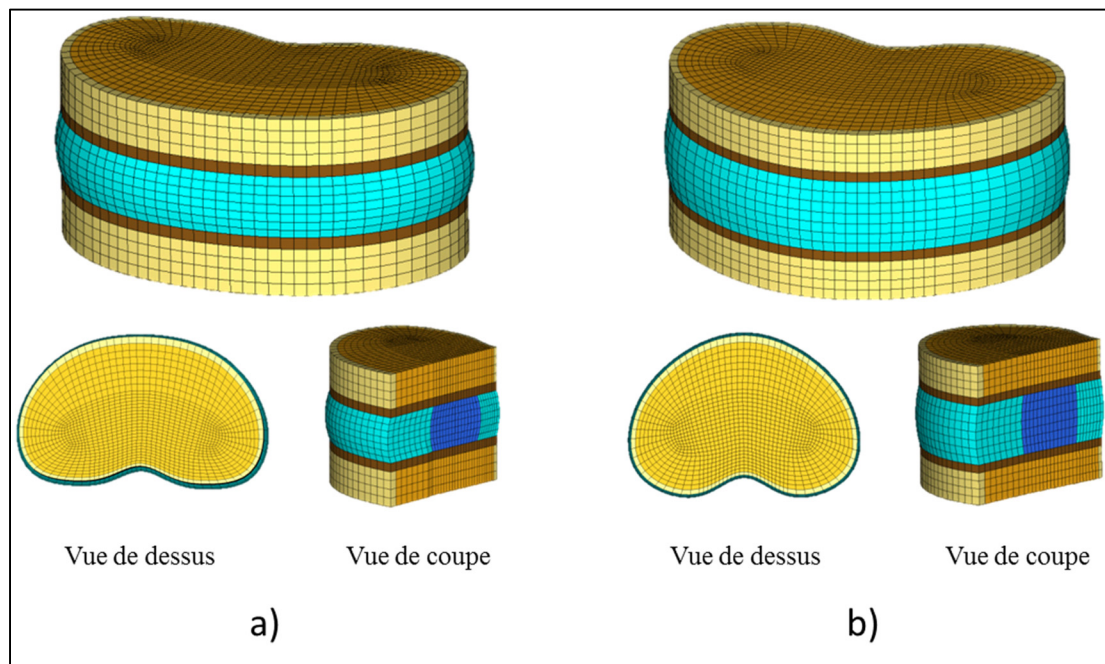


Figure 3.21 Maillages des modèles aux dimensions minimales et maximales de l'étude de sensibilité : a) modèle minimal, b) modèle maximal

Tableau 3.12 Propriétés mécaniques minimales et maximales de l'étude de sensibilité

	moyenne	écart-type	Propriétés minimales (moyenne – 3 écarts-types)	Propriétés maximales (moyenne + 3 écarts-types)
Module d'Young de l'anneau fibreux (MPa)	2,5	0,22	1,84	3,16
Module d'Young du Noyau pulpeux (MPa)	1,5	0,13	1,11	1,89
Perméabilité initiale* (m ⁴ /Ns)	1,95E-16	2,70E-17	1,14E-16	2,76E-16
Coefficient de poisson*	0,22	0,02	0,16	0,28

* même valeur pour l'anneau fibreux et le noyau pulpeux

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

Ce chapitre présente les résultats obtenus pour les différentes étapes du projet. Premièrement, il présente les résultats de la caractérisation du comportement en relaxation de contraintes des disques intervertébraux porcins. Deuxièmement, il présente les résultats de l'étude de convergence du maillage et de la calibration du modèle en relaxation de contraintes. Troisièmement, il présente l'évaluation du calibrage du modèle en fluage.

4.1 Caractérisation expérimentale du comportement en relaxation de contraintes des disques intervertébraux porcins

Sous le préchargement et le chargement imposés, la force des échantillons en fonction du temps présente une courbe typique dont l'allure est présentée à la Figure 4.1 Malgré le long processus de chargement, seul le dernier cycle en relaxation de contraintes est conservé pour l'analyse, car il représente le comportement stabilisé. La Figure 4.2 présente les courbes de relaxation de contraintes pour tous les échantillons pour le 10^e cycle de relaxation. La Figure 4.3 illustre la contrainte moyenne de tous les échantillons en fonction du temps en considérant l'écart-type et le corridor expérimental. Pour illustrer à quel point l'amplitude de la force maximale diminue d'un cycle de relaxation à un autre, la Figure 4.4 représente le résultat moyen du premier cycle en relaxation de contraintes des échantillons en comparaison avec le 10^e cycle. Entre le premier et le 10^e cycle de relaxation, la contrainte maximale chute de 0,66 MPa, ce qui représente une diminution de 64 %. Toujours entre ces deux cycles, la contrainte à l'équilibre diminue de 0,11 MPa, ce qui représente une perte de 64 %.

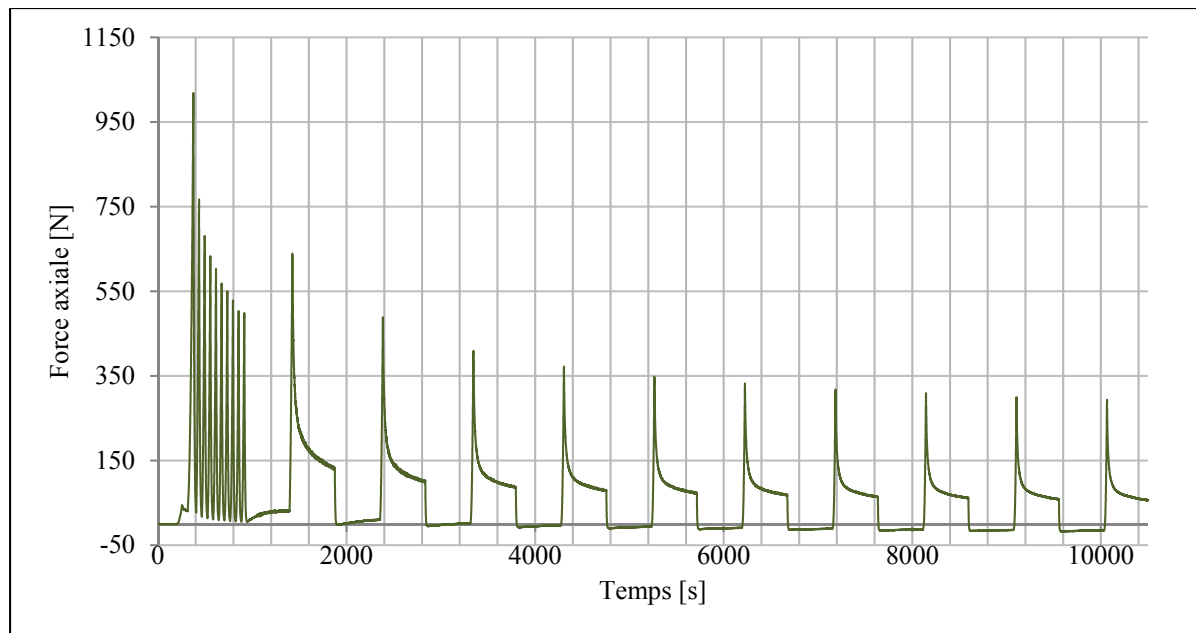


Figure 4.1 Réponse typique en force au déplacement imposé (échantillon PORE01501-L5L6)

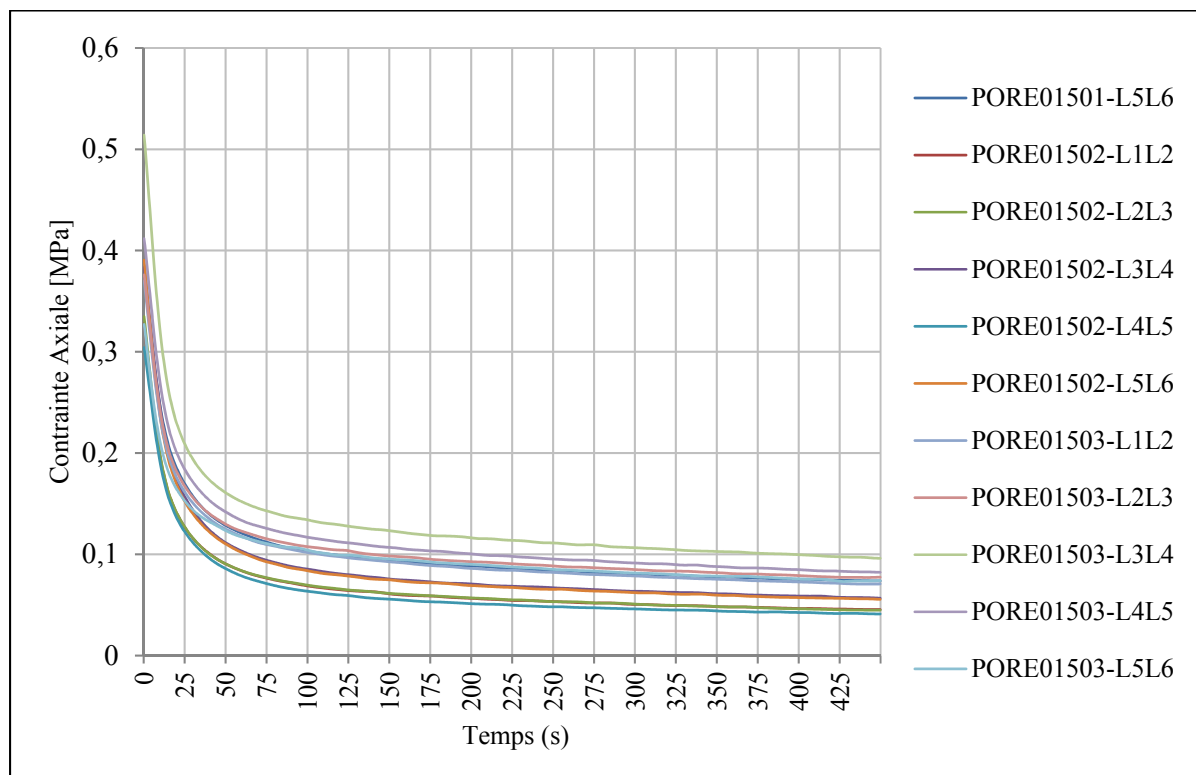


Figure 4.2 Résultats du 10e cycle en relaxation de contraintes pour tous les échantillons

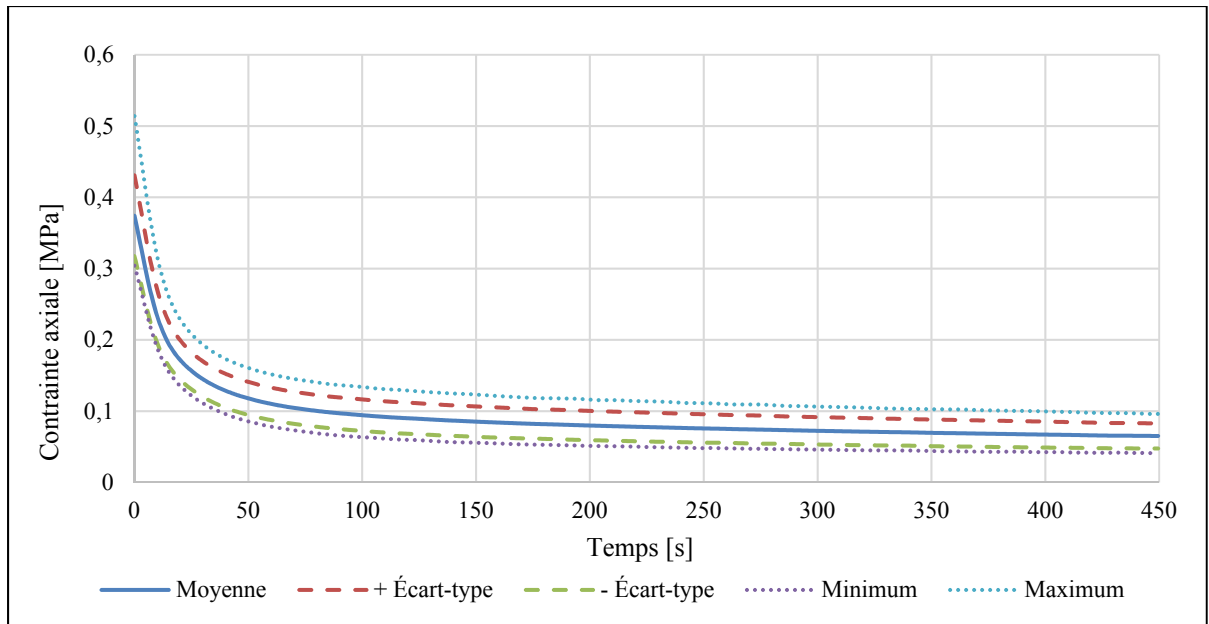


Figure 4.3 Résultats moyens du 10e cycle en relaxation de contraintes

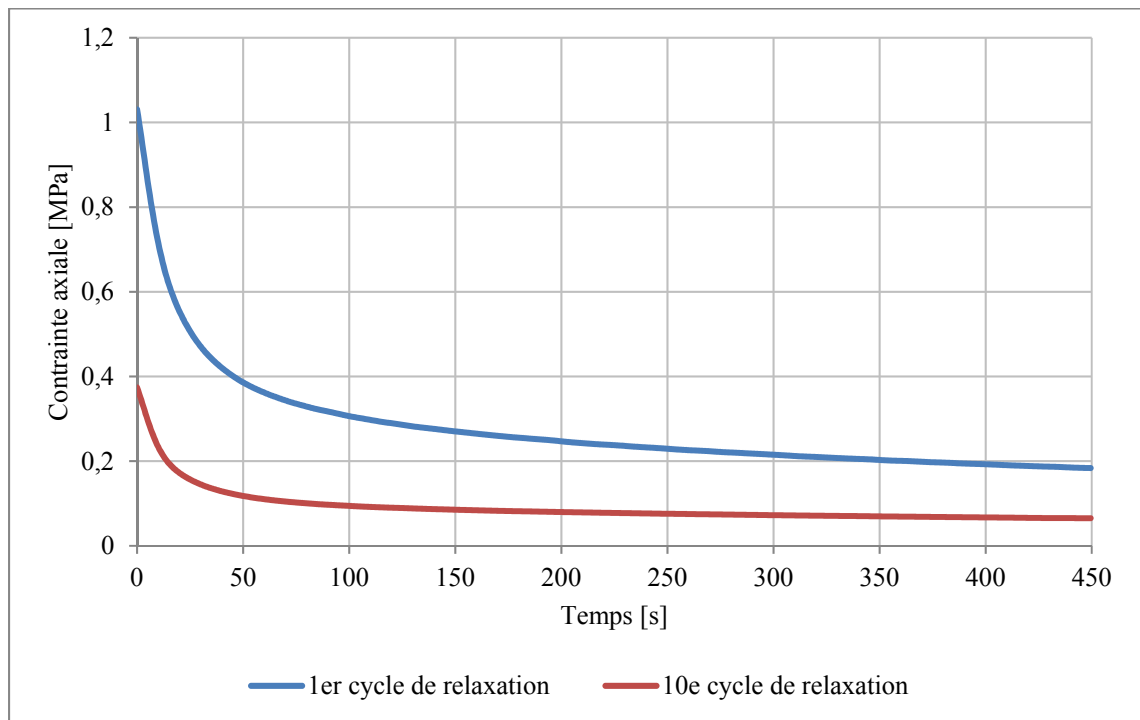


Figure 4.4 Différence de contrainte moyenne entre le 1^{er} et le 10^e cycle de relaxation

Les moyennes expérimentales ont permis de déterminer une contrainte maximale moyenne et un écart-type de $0,37 \pm 0,06$ MPa et un module d'Young à l'équilibre moyen de $0,65 \pm 0,18$ MPa. Le Tableau 4.1 présente la contrainte maximale enregistrée au 10^e cycle de relaxation à 10 % de déformation ainsi que le module d'Young à l'équilibre pour chacun des échantillons. Les dernières lignes du Tableau 4.1 présentent la valeur moyenne et l'écart-type des caractéristiques.

Tableau 4.1 Contraintes maximales et module d'Young à l'équilibre des échantillons au 10^e cycle de relaxation

Échantillon	Contrainte maximale (MPa)	Module d'Young à l'équilibre (MPa)
PORE01501-L5L6	0,37	0,74
PORE01502-L1L2	0,33	0,45
PORE01502-L2L3	0,33	0,45
PORE01502-L3L4	0,38	0,57
PORE01502-L4L5	0,30	0,41
PORE01502-L5L6	0,39	0,55
PORE01503-L1L2	0,37	0,71
PORE01503-L2L3	0,37	0,77
PORE01503-L3L4	0,51	0,96
PORE01503-L4L5	0,41	0,82
PORE01503-L5L6	0,32	0,74
Moyenne	0,37	0,65
Écart-type	0,06	0,18

Le Tableau 4.2 donne les paramètres A, B, C et D obtenus à l'aide de l'outil « Curve fitting » de MatLab (2014b) pour les courbes de relaxation moyennes tracées à la Figure 4.4. Les courbes obtenues par l'outil MatLab corrélient fortement avec les courbes expérimentales ($R^2 > 0,99$). L'amplitude des contraintes est initialement plus importante au premier cycle de relaxation qu'au 10^e, ainsi les valeurs des paramètres A et C sont supérieures pour le premier cycle que pour le 10^e. Le taux de relaxation est lié au rapport entre les constantes des ressorts et des amortisseurs. Les courbes de relaxation de ces deux courbes ont des taux de relaxation

différent entre le 1^{er} et le 10^e cycle, ce qui explique les valeurs différentes obtenues pour les paramètres B et D.

Tableau 4.2 Paramètres des courbes de relaxation de contraintes

Paramètres MatLab	A	B	C	D
Équivalent Maxwell	σ_1	$\frac{-1}{\lambda_1}$	σ_2	$\frac{-1}{\lambda_2}$
1 ^{er} cycle	0,65	-0,052	0,35	-0,0017
10 ^e cycle	0,26	-0,062	0,11	-0,0012

4.2 Analyse de convergence du maillage

L'augmentation du nombre de nœuds et d'éléments du modèle par éléments finis augmente le temps de calcul nécessaire, voir Figure 4.5. Par exemple, le maillage 4 présente environ 5 fois plus d'éléments et de nœuds que le maillage 1, mais un temps de calcul qui est plus de 20 fois supérieur. Bien que le temps de calcul soit un facteur à considérer pour la sélection du maillage, la stabilité des résultats est beaucoup plus importante.

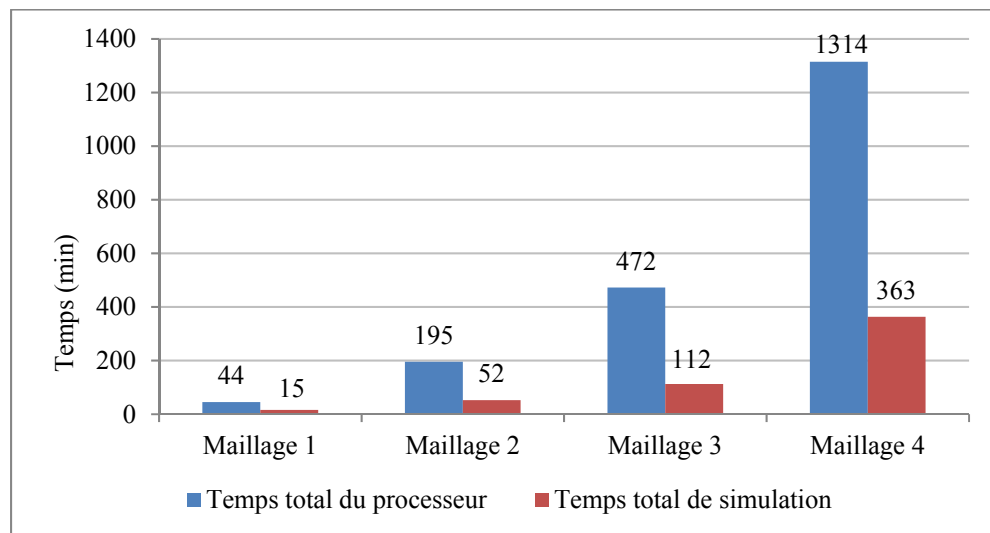


Figure 4.5 Temps de calcul pour les différents maillages

Malgré la grande différence de temps de calcul, d'un maillage à l'autre, la variation de la réponse en relaxation de contraintes est toujours inférieure à 5 %, voir Figure 4.6.

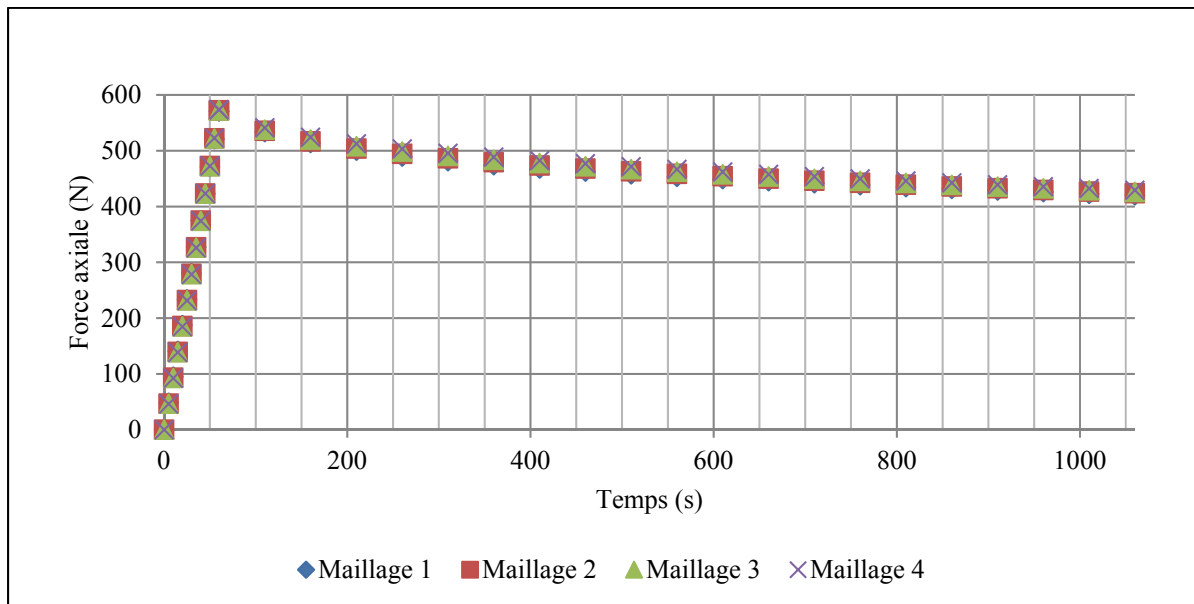


Figure 4.6 Réponse en relaxation de contraintes en fonction du temps des différents maillages

D'un maillage à l'autre, l'état de contraintes dans les disques est similaire, voir Figure 4.7. La variation en pourcentage des réponses de la pression interstitielle, de la contrainte effective et de la contrainte totale, d'un maillage à l'autre, tombe rapidement sous 5 %, voir Figure 4.8. En comparant le maillage 3 au maillage 2, les résultats sont en moyenne tous en dessous de 5 %. Comme le maillage 2 requiert un temps de calcul moindre et que les résultats ne sont pas beaucoup plus précis avec le maillage 3, le maillage 2 est conservé pour le modèle final, voir Figure 4.9.

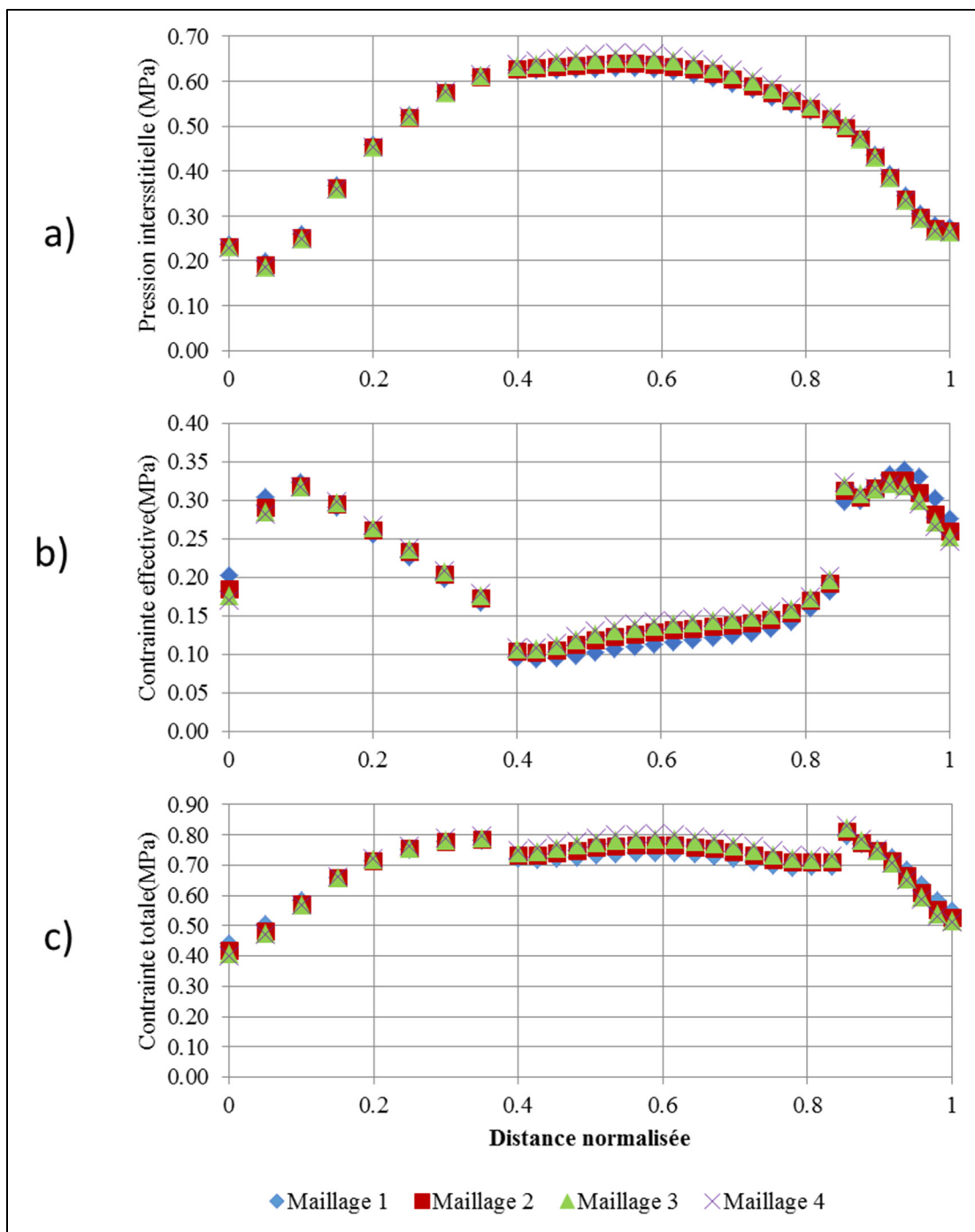


Figure 4.7 État de contraintes à l'intérieur du disque pour les différents maillages :
a) pression interstitielle, b) contrainte effective, c) contrainte totale

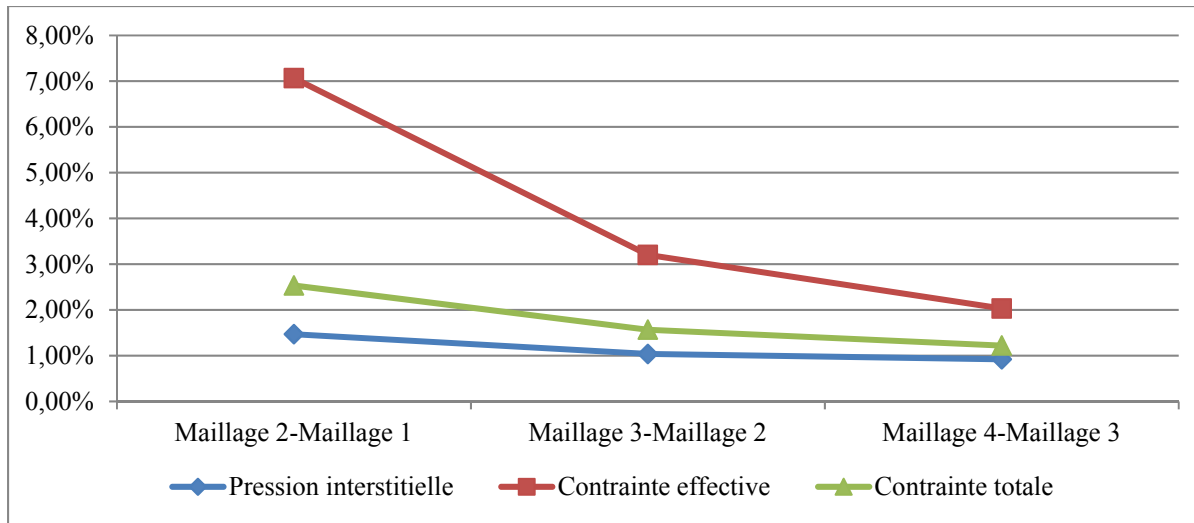


Figure 4.8 Variation en pourcentage des réponses des différents maillages

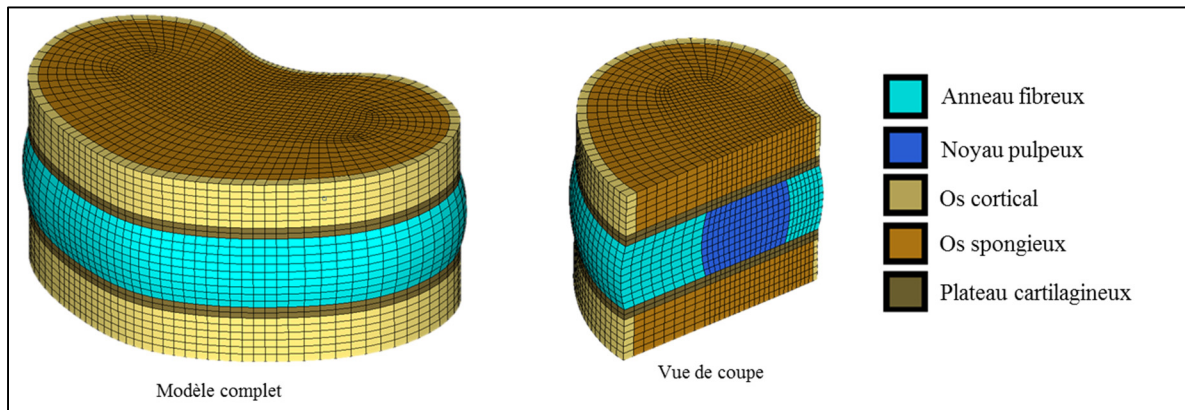


Figure 4.9 Maillage choisi pour le modèle par éléments finis

4.3 Évaluation du comportement du modèle par éléments finis

Le modèle par éléments finis construit est valide s'il représente le comportement à étudier avec une différence acceptable. Cette partie présente dans un premier temps les résultats de la calibration du modèle en relaxation de contraintes et dans un deuxième temps, les résultats de l'évaluation du comportement du modèle en fluage.

4.3.1 Calibration du modèle développé en relaxation de contraintes

Suite au lancement des 25 simulations, les courbes en relaxation de contraintes ont été tracées, voir Figure 4.10, et les paramètres A, B, C et D de ces courbes ont été calculés avec l'outil de "Curve Fitting" de MatLab, voir Tableau 4.3. Une analyse de désirabilité dans le logiciel Statistica (StatSoft, Tulsa, Oklahoma, États-Unis) a été réalisée en utilisant les paramètres A, B, C et D des simulations comme réponses et la moyenne expérimentale comme valeur cible, voir Figure 4.11. L'analyse de désirabilité a permis d'identifier les meilleurs propriétés à utiliser, à l'intérieur de la plage simulée, pour représenter le comportement en relaxation de contraintes, voir Tableau 4.4. L'influence des différents paramètres y est identifiée par un diagramme de Pareto et le meilleur jeu de propriétés de la plage de valeurs étudiée y est mis en évidence, voir Figure 4.12. Dans l'ordre, les propriétés qui ont le plus d'influence sont la perméabilité initiale de l'anneau fibreux, le module d'Young de l'anneau fibreux, la perméabilité initiale du noyau pulpeux et le module d'Young du noyau pulpeux. Ces propriétés ont été implantées au modèle et la réponse en relaxation de contraintes a été comparée à celle mesurée expérimentalement. En plus de l'analyse visuelle des courbes, les paramètres A, B, C et D ont été comparés.

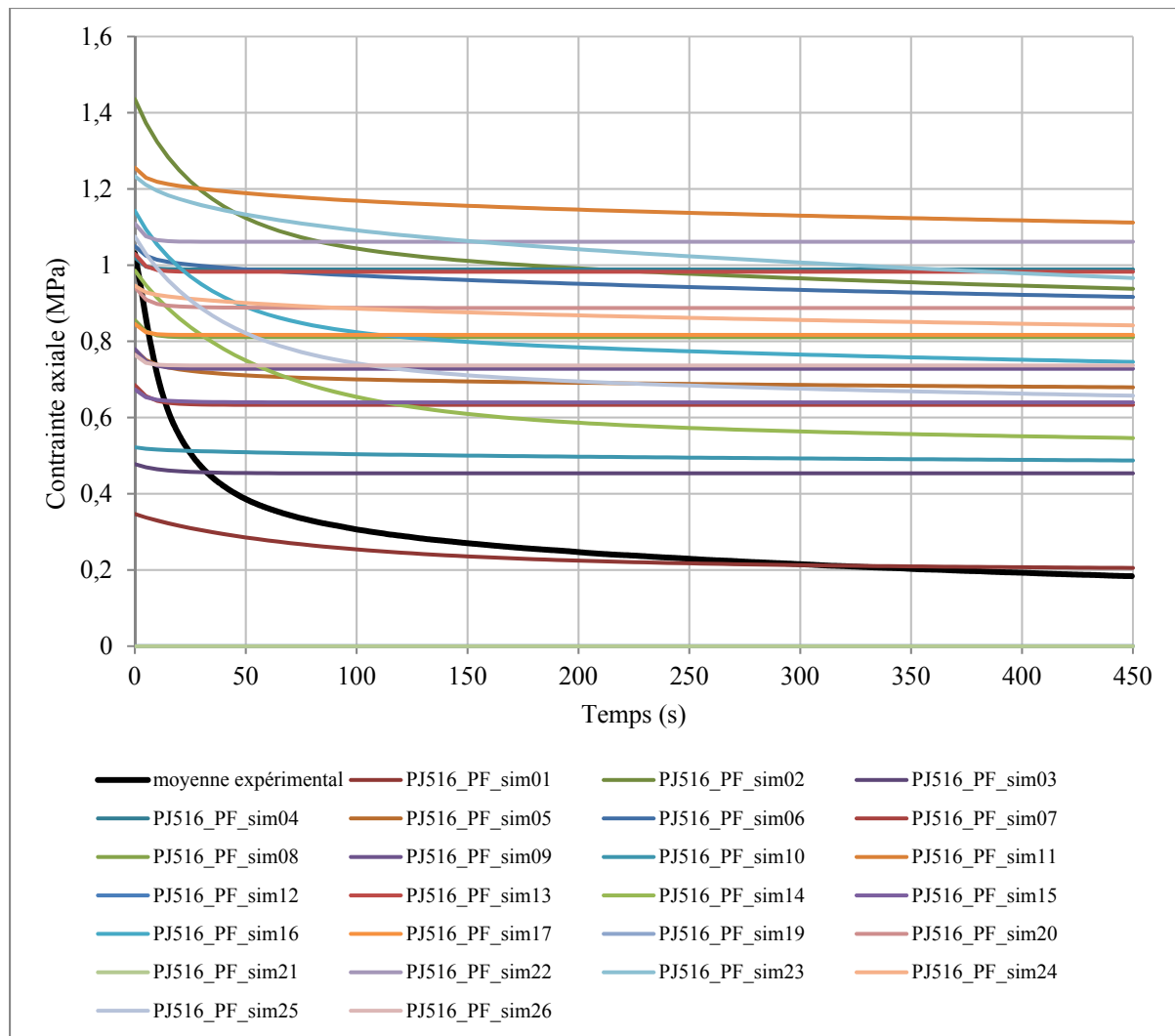


Figure 4.10 Courbes en relaxation de contraintes des simulations du plan factoriel

Tableau 4.3 Paramètres des courbes de relaxation des simulations du plan factoriel

	A	B	C	D
PJ516 PF sim01	0,1222	-0,0124	0,2222	-1,869E-04
PJ516 PF sim02	0,3820	-0,0279	1,0410	-2,442E-04
PJ516 PF sim03	0,0236	-0,0763	0,4537	-9,165E-07
PJ516 PF sim04	0,0306	-0,2825	0,9890	-4,094E-08
PJ516 PF sim05	0,0635	-0,0456	0,7048	-8,772E-05
PJ516 PF sim06	0,0522	-0,0304	0,9841	-1,654E-04
PJ516 PF sim07	0,0518	-0,1564	0,6333	-9,717E-07
PJ516 PF sim08	0,0449	-0,2162	0,8107	-2,370E-08
PJ516 PF sim09	0,0515	-0,1872	0,7281	-7,566E-08
PJ516 PF sim10	0,0144	-0,0170	0,5050	-8,106E-05
PJ516 PF sim11	0,0643	-0,0233	1,1760	-1,288E-04
PJ516 PF sim12	0,0121	-0,1871	0,4520	-5,137E-05
PJ516 PF sim13	0,0469	-0,2378	0,9828	-3,051E-08
PJ516 PF sim14	0,3764	-0,0177	0,6021	-2,250E-04
PJ516 PF sim15	0,0332	-0,1633	0,6401	-2,099E-06
PJ516 PF sim16	0,3163	-0,0273	0,8184	-2,155E-04
PJ516 PF sim17	0,0287	-0,2752	0,8169	-1,844E-08
PJ516 PF sim18	0,0515	-0,1872	0,7281	-7,566E-08
PJ516 PF sim19	0,0021	-0,0661	0,3638	-9,381E-06
PJ516 PF sim20	0,0534	-0,1670	0,8883	-2,020E-06
PJ516 PF sim21	0,0137	-0,1950	0,5304	-4,264E-05
PJ516 PF sim22	0,0474	-0,2399	1,0620	-3,312E-08
PJ516 PF sim23	0,1174	-0,0186	1,1040	-3,031E-04
PJ516 PF sim24	0,0451	-0,0208	0,8904	-1,286E-04
PJ516 PF sim25	0,3445	-0,0235	0,7235	-2,217E-04
PJ516 PF sim26	0,0277	-0,2751	0,7368	-1,685E-08
PJ516 PF sim27	0,0515	-0,1872	0,7281	-7,566E-08

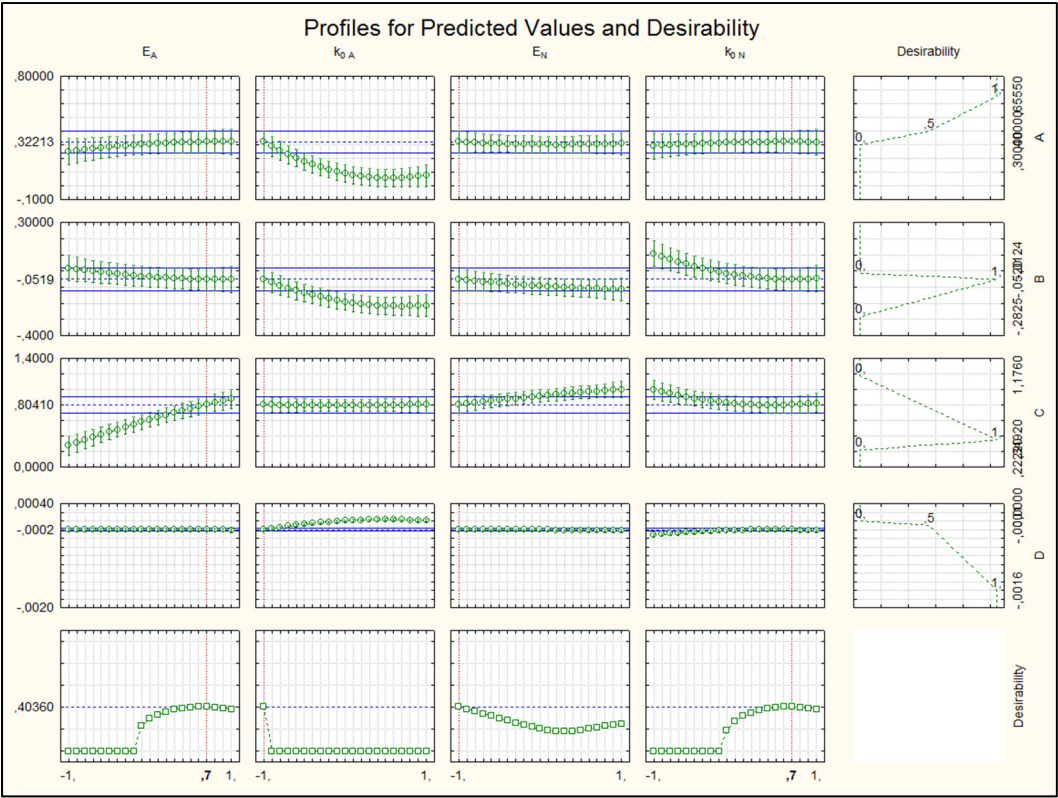


Figure 4.11 Résultat de l'analyse de désirabilité

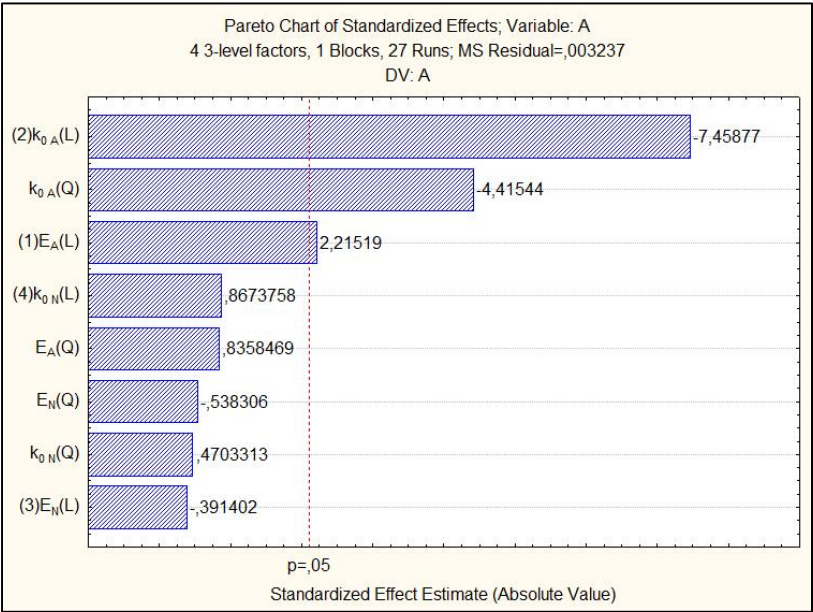


Figure 4.12 Diagramme de Pareto de l'analyse de désirabilité

Tableau 4.4 Propriétés identifiées par le plan factoriel

Propriété	Valeur normalisée (entre -1 et 1)	Valeur correspondante
Module d'Young de l'anneau fibreux	0.7	8.575 MPa
Perméabilité initiale de l'anneau fibreux	-1	1.90E-09 mm/s
Module d'Young du noyau pulpeux	-1	0.2 MPa
Perméabilité initiale du noyau pulpeux	0.7	1.61E-05 mm/s

Les propriétés trouvées par le plan factoriel ont été implantées au modèle. Ce dernier a été contraint sous les conditions frontières représentant les expérimentations. La Figure 4.13 présente la courbe de relaxation de contraintes du modèle en comparaison avec la courbe expérimentale. Cette simulation sur-estime le niveau de contraintes initial de 0,23 MPa, c'est-à dire de 22 %. De plus, le niveau de contraintes est quatre fois plus élevé en fin de relaxation que les valeurs expérimentales. La 14^e simulation du plan factoriel (PJ56_PF_sim14) a été ajoutée à la comparaison, car dans les 25 simulations du plan factoriel ses paramètres de courbe de relaxation étaient les plus proches de ceux expérimentaux. Son niveau de contraintes initial est de 0,98 MPa, ce qui est pratiquement identique aux résultats expérimentaux (1,03 MPa) et il est trois fois plus élevé à la fin de la relaxation.

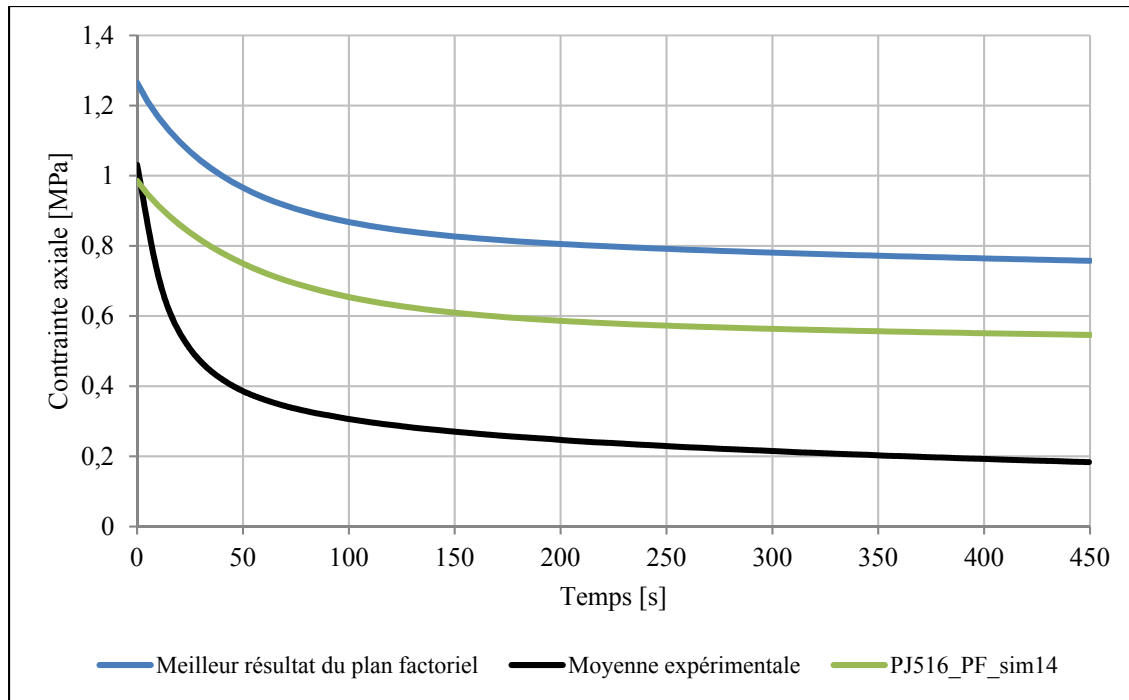


Figure 4.13 Réponse en relaxation de contrainte du modèle développé

Pour vérifier que les propriétés trouvées par l'analyse du plan factoriel donnent le meilleur résultat, les paramètres A, B, C et D ont été comparés à ceux expérimentaux, mais aussi à ceux de la 14^e simulation, voir Tableau 4.5. À l'exception du paramètre C, les paramètres calculés à partir de la simulation intégrant les propriétés identifiées par le plan factoriel ont des valeurs plus proches que celles retrouvées à partir de la moyenne expérimentale de la 14^e simulation du plan factoriel. Selon ce critère de comparaison, les propriétés obtenues par le plan factoriel offrent un meilleur résultat. Toutefois, l'erreur demeure très élevée entre le comportement mesuré expérimentalement et celui simulé, jusqu'à 205 % pour la courbe de la 14^e simulation et jusqu'à 310 % pour la courbe obtenue avec les propriétés identifiées par la plan factoriel.

Tableau 4.5 Paramètres de relaxation du modèle développé

Paramètre	Moyenne expérimentale	'Best Fit" plan factoriel		PJ516_PF_sim14	
		Résultat	Différence en %	Résultat	Différence en %
A	0.65	0.41	37	0.38	42
B	-0.052	-0.02	62	-0.018	65
C	0.35	0.84	140	0.60	71
D	-0.0016	-0.00024	85	-0.00022	86

4.3.2 Évaluation de la réponse en en fluage

La perte de hauteur obtenue par le modèle par éléments finis poroélastique présente une différence maximale de 45 % avec les résultats du modèle de Nikhhoo et al. (2013a), voir Figure 4.14. De cette différence, environ 16,5 %, provient de l'utilisation d'un modèle 3D au lieu du modèle 2D axisymétrique utilisé par Nikhhoo et al. (2013a), voir ANNEXE IV.

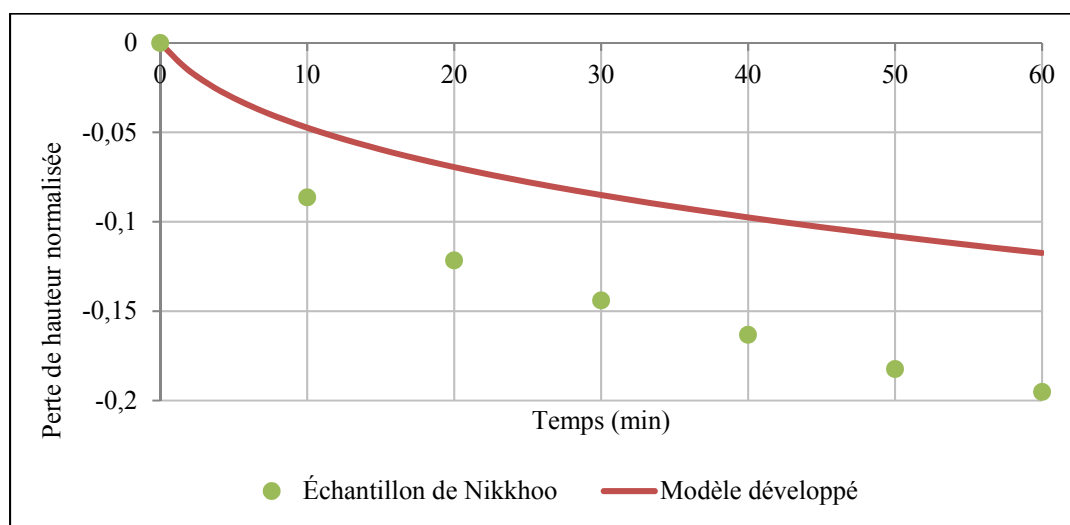


Figure 4.14 Comparaison de la perte de hauteur normalisée du modèle développé et d'un échantillon de Nikkhoo et al. (2013a)

En réduisant les dimensions du modèle, la perte de hauteur normalisée du disque a été augmentée jusqu'à 2,7 % alors que si elles sont augmentées, la perte de hauteur a été réduite jusqu'à 2,4 %. En passant de propriétés minimales à maximales, la perte de hauteur

normalisée du disque est réduite de 2,2 et 1,0 % avec le modèle aux dimensions minimales et maximales respectivement. La page de valeur identifiée par ces simulations est illustrée à la Figure 4.15. Le modèle avec les dimensions et les propriétés minimales présente une perte de hauteur normalisée moins importante que l'échantillon présenté par Nikkhoo et al. (2013a), 14 % contre 20 % respectivement. Mais les dimensions minimales du modèle sont plus grandes que les dimensions moyennes des échantillons utilisés par Nikkhoo et al. (2013a). En effet, le disque est environ 1 mm plus épais et 4 mm plus large. Le calibrage des propriétés du modèle en fluage n'a pas été investigué davantage, car les résultats en fluage proviennent d'un seul échantillon dont les dimensions sont inconnues et qui provient de la partie thoracique (Nikkhoo et al., 2013a) et non lombaire tel qu'utilisé pour définir les dimensions du modèle.

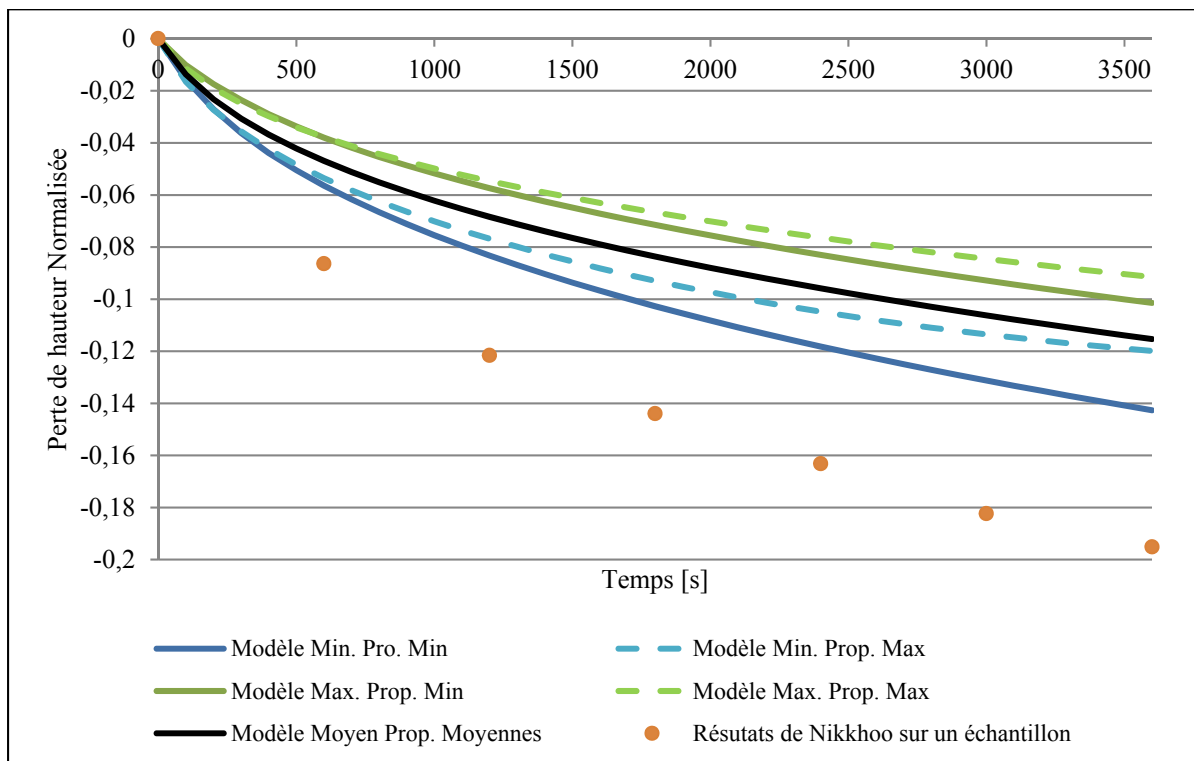


Figure 4.15 Influence de la taille du modèle et des propriétés sur la perte de hauteur

CHAPITRE 5

DISCUSSION

Ce chapitre discute d'abord des résultats présentés au chapitre précédent. Il présente ensuite les limites du travail accompli.

5.1 Discussion des résultats

La discussion sur les résultats est divisée en trois sections pour représenter les trois principales étapes du projet. Les résultats sont discutés chronologiquement.

5.1.1 Caractérisation expérimentale du comportement en relaxation de contraintes

5.1.1.1 Dimensions des échantillons

L'aire des disques mesurés sur les échantillons utilisés est environ 44 % plus élevées que celles obtenues par Nikkhoo et al. (2015b). Cette différence peut s'expliquer par l'utilisation de disques provenant de la section lombaire de la colonne vertébrale et non de la section thoracique, comme ce fut le cas dans l'étude précédemment citée. De plus, la race et l'âge (ou le poids) de leurs spécimens ne sont pas mentionnés dans cette étude. Ces éléments peuvent influencer la taille des disques intervertébraux.

La hauteur des disques s'est avérée plus importantes chez les échantillons utilisés que celle mesurée par Nikkhoo et al. (2013a); Nikkhoo et al. (2015a); Nikkhoo et al. (2015b) de 26 à 50 %. Les raisons présentées précédemment pour expliquer la différence entre les mesures d'aires s'appliquent également à la hauteur du disque. De plus, la méthode utilisée pour mesurer la hauteur du disque était différente. Nikkhoo et al. (2013a); Nikkhoo et al. (2015a); Nikkhoo et al. (2015b) ont utilisé un vernier alors que la hauteur des disques a été mesurée sur des images fluoroscopiques pour ce projet. Lors de prétests en laboratoire, la méthode au vernier avait été comparée à celle utilisant les images fluoroscopiques (données non

présentées ici). Les mesures prises au vernier étaient plus difficilement répétables et pouvaient surestimer la hauteur des disques jusqu'à 2 mm. C'est pourquoi la méthode fluoroscopique a été choisie pour les essais expérimentaux de ce projet.

Le modèle par éléments finis de disque porcin développé par Nikkhoo et al. (2013a) considère que le noyau pulpeux représente 40 % de l'aire totale du disque. Cette proportion est une estimation (de source inconnue) et ne provient pas de mesures sur leurs échantillons. Les mesures expérimentales prélevées sur les échantillons de ce projet ont permis de trouver une proportion d'aire du noyau pulpeux représentant 30 % de l'aire totale du disque. En utilisant cette proportion pour le modèle par éléments finis, la bonne représentation des échantillons est conservée ce qui est essentiel à la comparaison entre les résultats du modèle et ceux des essais expérimentaux.

5.1.1.2 Courbe de relaxation de contraintes

La caractérisation du comportement en relaxation de contraintes sur des disques porcins a été menée puisque les données ne sont pas présentes dans la littérature. Le protocole développé pour la caractérisation de ce comportement a été défini en jumelant des éléments des protocoles expérimentaux en fluage de disques intervertébraux (Chagnon, 2009; Malandrino et al., 2014; Recuerda et al., 2011; Schmidt et al., 2016a; Schmidt et al., 2016b; Schmidt et al., 2010; Schmidt et al., 2016c) et en relaxation de contraintes de cartilage (Chiravambath, 2012; Kam, 2010; Manda, 2012). L'utilisation d'une solution tampon saline de phosphate permet l'humidification des disques intervertébraux (Nikkhoo et al., 2013a; Schmidt et al., 2016b). Pour les essais, les tissus mous autour des disques ont été retirés ce qui expose le disque à un assèchement, c'est pourquoi il était nécessaire de les tenir hydratés tout au long des tests. Le taux de déformation imposé (10 %) est dans les standards pour ce type d'essais. Le mode de préchargement et de chargement a été guidé par les essais de Schmidt et al. (2016b) et vérifié à l'aide de prétests. Les prétests ont permis de déterminer que le comportement en relaxation de contraintes était stabilisé au 10^e cycle de chargement. L'allure

des courbes obtenue expérimentalement semble représenter correctement le comportement en relaxation des disques intervertébraux porcins.

Les échantillons utilisés pour les tests ont subi un cycle de congélation, ce qui altère les propriétés des disques intervertébraux (Bass et al., 1997; Callaghan et McGill, 1995; Tremblay et al., 2015). Il aurait été préférable d'éviter cette étape de congélation pour préserver au maximum l'intégrité des propriétés des disques. En raison du nombre de ressources et du temps nécessaire entre les étapes de préparation et les tests, la congélation des échantillons était inévitable.

Les données obtenues permettent de bonifier la connaissance comportementale des disques intervertébraux. Les disques lombaires porcins ont montré une perte de contrainte de 80 % en seulement 7 ½ min. Il s'agit donc d'un phénomène qui doit être considéré lorsque les disques intervertébraux sont étudiés. En considérant aussi la réponse en relaxation des disques intervertébraux, il est possible de les étudier en considérant l'influence de leur immobilisation, ce qui n'était pas considéré par les études en fluage sur les disques intervertébraux.

5.1.2 Calibration du comportement en relaxation de contraintes

Une différence est observable entre le comportement en relaxation de contraintes du modèle et celui mesuré expérimentalement. Le défi principal semble être la représentation de la perte de contraintes importante en début de relaxation (durant les 20 premières secondes environ). Peu importe les propriétés définies dans le modèle, une perte de contraintes aussi marquée que les résultats expérimentaux n'a jamais été obtenue. Les lois poroélastiques d'ABAQUS ont été utilisées pour représenter le comportement en fluage des disques intervertébraux (Chagnon, 2009; Nikkhoo et al., 2013a) et en relaxation de contraintes de cartilages articulaires (Chiravarambath, 2012; Kam, 2010; Manda, 2012). Toutefois, les résultats de ce projet semblent indiquer que ces lois ne sont pas directement applicables pour représenter le comportement en relaxation des disques intervertébraux.

La plage de propriétés définie pour le plan factoriel a été choisie car elle permettait de sur- et sous-estimer les résultats expérimentaux du premier cycle de relaxation de contraintes. Il n'a pas été possible de sous-estimer le comportement du 10^e cycle de relaxation de contraintes, car la diminution des modules d'Young de l'anneau fibreux et du noyau pulpeux au-delà d'un certain seuil rendait les calculs impossibles. De plus, si ces valeurs sont trop diminuées, elles n'ont plus de sens physique réel.

Une des pistes pouvant expliquer la différence avec les résultats expérimentaux pourrait être l'utilisation de propriétés isotropes dans le modèle numérique au lieu de propriétés isotropes transverses. Chiravarambath (2012), en s'appuyant sur les travaux de Cohen, Lai et Mow (1998), a mentionné qu'en relaxation de contraintes, l'utilisation de propriétés isotropes représente adéquatement une situation de compression confinée, mais que dans un cas de compression non confinée, il faut utiliser des propriétés isotropes transverses. Dans la littérature, des propriétés isotropes transverses n'ont pas été trouvées pour des disques intervertébraux, mais il a été possible d'en trouver pour des plaques de croissance (Cohen, Lai et Mow, 1998; Wosu et al., 2012). Il serait pertinent de vérifier l'impact de l'utilisation de propriétés isotropes transverse sur le comportement du modèle par éléments finis.

Tel que démontré, les lois poroélastiques isotropes d'ABAQUS ne permettent pas de représenter adéquatement le comportement en relaxation de contraintes des disques intervertébraux. Des modèles intégrant des modifications aux lois de base dans ABAQUS ont été utilisés pour intégrer les composants (collagène et glucosaminoglycane) du cartilage (Kam, 2010), le transport d'oxygène et de lactate à l'intérieur du disque intervertébral (Malandrino, Noailly et Lacroix, 2011) ou pour représenter la répartition des charges dans la matrice solide et l'anneau fibreux et ces fibres de collagène (Schroeder et al., 2006). Les effets visés par la modification de ces lois ne semblent pas être en lien avec la réponse en relaxation de contraintes des disques. Cependant la possibilité de bonifier les lois de base présente une avenue intéressante pour faire concorder le comportement du modèle avec celui mesuré expérimentalement. Par exemple, en ajustant les lois pour les rendre

poroviscoélastiques, la perte de contrainte initiale mesurée expérimentalement serait peut-être mieux représentée.

Il a été rapporté dans la littérature, que l'utilisation de lois poroélastiques rend le modèle sensible à des instabilités (Ruiz, Noailly et Lacroix, 2013; Stokes et al., 2010). Aux endroits où les matériaux changent, entre deux composants par exemple, les valeurs de pressions peuvent varier considérablement entre les incréments de calcul. Ces instabilités peuvent biaiser les résultats et nuire aux calculs des simulations. Elles sont influencées par la vitesse de chargement, l'incrément de calcul ainsi que la taille du maillage (Stokes et al., 2010). Pour les éviter, des équations ont été définies indiquant l'incrément de calcul ou la hauteur du maillage à respecter (Stokes et al., 2010). Malgré ces précautions, le calcul des simulations est parfois impossible, car les propriétés choisies et les incréments de calcul nécessaires conduisent à des erreurs de calcul.

Il a été mentionné que la colonne vertébrale subit un chargement complexe qui se traduit à la fois en fluage et en relaxation de contraintes. Les résultats actuels indiquent qu'un modèle par éléments finis pouvant intégrer les deux comportements simultanément par les mêmes lois poroélastiques nécessite davantage d'approfondissement. Deux causes sont reliées à cela. En premier lieu, il y a la différence des conditions frontières. En fluage, il est nécessaire d'utiliser un corps rigide liant les nœuds de la surface où la pression est appliquée, mais en relaxation de contraintes l'ajout de ce corps rigide rend impossible le calcul. En second lieu, les lois poroélastiques isotropes d'ABAQUS par défaut sont adaptées pour le fluage, mais pas pour la relaxation de contraintes.

5.1.3 Évaluation du comportement en fluage du modèle par éléments finis

La différence de perte de hauteur entre les résultats de Nikkhoo et al. (2013a) et celle obtenue avec le modèle développé est au maximum de 45 % inférieure. Cependant, les valeurs de perte de hauteur données par Nikkhoo et al. (2013a) proviennent d'un seul échantillon. De plus, aucune information n'est donnée sur cet échantillon (la hauteur et l'aire du disque de cet

échantillon sont inconnues). Comme le comportement en perte de hauteur ne provient pas d'une moyenne sur plusieurs échantillons, il est difficile de juger du pourcentage d'erreur entre les résultats, car rien n'indique si cet échantillon est représentatif du comportement en fluage moyen des échantillons testés.

De plus, en regardant la plage de résultats tracée à l'aide des modèles aux dimensions minimales et maximales, il est possible de constater que la taille du modèle a une influence sur la perte de hauteur observée pour de mêmes conditions de chargement. Plus le modèle est petit, plus la perte de hauteur normalisée est importante. Puisque les dimensions des échantillons de Nikkhoo et al. (2013a) sont inférieures, il serait donc normal d'observer une perte de hauteur moindre avec le modèle par éléments finis développé.

En utilisant les mêmes propriétés pour représenter le comportement en fluage et en relaxation de contraintes, il serait possible de vérifier si les mêmes propriétés s'utilisent dans les deux situations. Si c'est le cas, il serait ainsi envisageable de simuler un disque soumis à ces deux chargements. Les propriétés utilisées pour l'évaluation du comportement en fluage du modèle développé sont celles présentées par Nikkhoo et al. (2013a) et non celles par le plan factoriel. Les propriétés trouvées par le plan factoriel n'ont pas été utilisées pour l'étude en fluage, car elles n'avaient pas offert une bonne correspondance avec les résultats en relaxation de contraintes. Il semblait ainsi plus approprié de partir des propriétés utilisées par Nikkhoo et al. (2013a) avec lesquelles il reproduit ces valeurs expérimentales.

5.2 Limites du travail

Certaines limites du projet nuancent les résultats obtenus. Les lignes suivantes identifient les limites expérimentales et les limites du modèle numérique.

5.2.1 Limites expérimentales

Le comportement en relaxation de contraintes des disques intervertébraux a été caractérisé pour le disque en entier par une approche inverse. Le disque étant constitué de plusieurs

éléments, la caractérisation individuelle du comportement de l'anneau fibreux et du noyau pulpeux aurait été complémentaire au projet. En ayant les comportements individuels de l'anneau fibreux et du noyau pulpeux, il est possible de vérifier d'abord leur comportement isolé.

Seuls des disques sains ont servi à la caractérisation du comportement en relaxation de contraintes. L'utilisation de disques à différents stades de dégénérescence aurait permis de déterminer la manière dont la dégénérescence affecte la capacité du disque à dissiper des charges et ainsi, voir si un disque dégénéré est plus à risque de mener à des PJK et PJF.

Pour appliquer une compression axiale pure, il est important que les surfaces des échantillons soient parallèles. Des surfaces non parallèles engendrent de la flexion en plus de la compression. Il est possible que le comportement mesuré contienne un peu de flexion, car la méthode de coupe utilisée nécessitait deux coupes et un déplacement de l'échantillon entre chaque coupe. L'échantillon était déplacé manuellement entre les deux coupes. Malgré l'utilisation de butées, il est possible que, lors du déplacement de l'échantillon, la perpendicularité avec la lame n'ait pas été conservée et donc que les deux coupes ne soient pas exactement parallèles. Pour remédier à ce problème, un gabarit de coupe maintenant l'échantillon pourrait être développé. De plus, l'utilisation d'un microtome, comme utilisé par Iatridis et al. (1999) par exemple, pourrait permettre d'obtenir une coupe plus lisse qu'avec une scie. Plus la surface de coupe est lisse et uniforme, meilleur est le contact entre l'échantillon et le vérin ce qui permet une meilleure répartition de la force.

La réponse en fluage de disques intervertébraux a été mesurée plusieurs fois, mais très peu en relaxation de contraintes. Pour s'assurer de mesurer un comportement en relaxation de contraintes d'un disque ne présentant pas de rigidité cadavérique ou un comportement altéré par les périodes de conservation (où le disque serait réhydraté et déchargé), un préconditionnement a été appliqué à chacun des échantillons. Bien que la stabilité du comportement ait été mesurée, le comportement du disque est sensible aux chargements et déchargements ainsi qu'aux échanges de nutriments qui peuvent se faire dans son milieu. Des

conditions différentes de chargement et d'hydratation pourraient donner des résultats différents de ceux mesurés.

La colonne vertébrale est mobile en flexion, extension, rotation et flexion latérale. Bien que l'emploi d'instrumentations de fusion vertébrale puisse limiter ces amplitudes de mouvements, certains mouvements sont toujours présents. En contraignant les disques uniquement en compression axiale, il est impossible de quantifier l'impact des autres mouvements sur la réponse des disques intervertébraux. Pour être en mesure de bien évaluer les instrumentations de fusion vertébrale, il faudrait que le modèle soit validé avec les autres mouvements du tronc.

L'utilisation de modèles porcins est acceptée pour l'évaluation des instrumentations de fusion vertébrale (Brummund et al., 2017; Facchinello et al., 2015; Thawrani et al., 2014). De plus, cela facilite l'accès à des spécimens de disques sains comparé à des disques provenant de spécimens cadavériques humains. Malgré tout, le comportement mesuré ne s'applique qu'aux disques porcins et ne peut être directement utilisé pour considérer la réponse des disques humains. L'utilisation d'un modèle animal permet d'identifier les principaux facteurs auxquels s'intéresser et ceux à tester sur des modèles humains pour tirer les conclusions finales.

5.2.2 Limites du modèle numériques

La géométrie du modèle a été obtenue en utilisant des disques provenant de tous les niveaux lombaires. Le modèle représente ainsi une estimation du comportement d'un disque, peu importe sa position sur la colonne lombaire. Toutefois, les disques de niveau cranial sont plus petits que ceux au niveau caudal. Il a été montré que le choix de la première vertèbre instrumentée a un impact sur l'apparition des PJK et PJF (Arlet et Aebi, 2013; Glattes et al., 2005; Hostin et al., 2013; Yagi et al., 2014). La taille et la géométrie des vertèbres varient tout au long de la colonne vertébrale. Tel que construit, le modèle ne permet pas de

considérer l'effet d'une variation de ces paramètres. L'adaptation de la géométrie du modèle en fonction du niveau vertébral étudié serait une amélioration à considérer.

Il a été choisi d'utiliser des lois de comportement poroélastiques, car elles permettent de tenir compte de l'évolution temporelle des contraintes et des déformations ainsi que des échanges de fluide. L'utilisation de lois viscoélastiques n'aurait pas permis de représenter les échanges de fluide à l'intérieur du disque. Il existe aussi des modèles des disques intervertébraux dont les lois de comportement sont plus complexes et qui représentent les échanges de nutriments, et comment ces échanges sont affectés par la dégénérescence des disques (Magnier et al., 2009; Malandrino et al., 2014; Malandrino, Noailly et Lacroix, 2011; 2014). Pour représenter l'échange de nutriments, le modèle développé devrait être multi-physique.

Plusieurs modèles par éléments finis utilisent des ressorts opérant en tension uniquement pour représenter les fibres de collagène à l'anneau fibreux (Argoubi et Shirazi-Adl, 1996; Brummund et al., 2017; Chagnon, 2009; El-Rich et al., 2009). Bien que le module d'Young de l'anneau fibreux défini par Nikkhoo et al. (2013a) représente la combinaison de sa matrice et ses fibres de collagènes, l'ajout de ressorts pour représenter les fibres de collagènes au modèle développé engendrerait une meilleure représentation du disque.

5.3 Discussion générale

Parce que les disques intervertébraux réagissent en fluage et en relaxation de contraintes, il a été choisi de développer un modèle par élément finis pouvant représenter ces deux comportements. Si ces deux comportements sont combinés, il est possible de comprendre comment les disques réagissent en tenant compte de tous leurs modes de réactions. Le projet a permis d'illustrer qu'il faudra identifier de meilleures lois poroélastiques pour la représentation du comportement en relaxation de contraintes pour bien représenter la réponse temporelle des disques. Au vu des connaissances actuelles, il n'est pas encore possible d'avoir un modèle qui combine à la fois le fluage et la relaxation de contraintes.

Ce projet a permis d'enrichir les connaissances sur le comportement en relaxation des disques intervertébraux. Les essais en relaxation de contraintes sur les disques intervertébraux porcins vont permettre la rédaction d'un article qui vient apporter de nouvelles informations à la littérature. Dans cet article, en plus de caractériser la relaxation des disques en déterminant la contrainte maximale atteinte et le module d'Young à l'équilibre, l'utilisation d'un modèle viscoélastique pour caractériser la courbe en relaxation de contraintes sera proposée.

CONCLUSION

Les instrumentations de fusion vertébrale peuvent mener à des déformations en cyphose ou des fractures quelques mois après l'opération. Malgré le bon nombre d'études ayant évalué l'impact du choix des implants utilisés sur l'incidence de ces conséquences, aucune ne l'a fait en observant la réaction dans le temps des disques intervertébraux suite à la pose d'instrumentation de fusion vertébrale. Ce projet avait comme objectif de développer un modèle par éléments finis poroélastique d'un disque porcin simulant la réponse temporelle des disques intervertébraux en relaxation de contraintes et en fluage sous une compression axiale.

Pour ce faire, le comportement en relaxation de contraintes de disques intervertébraux lombaires a été caractérisé sous une compression axiale représentant 10 % de leur hauteur. Les dimensions prélevées sur ces échantillons ont permis de développer un modèle par éléments finis poroélastique d'un disque intervertébrale porcin. Ce modèle a été calibré en relaxation de contraintes à l'aide des données expérimentale. De plus, sa réponse en fluage a été évaluée avec des données publiées.

Ce projet a permis, pour la première fois, de caractériser le comportement en relaxation de contraintes de disques lombaires porcins avec un degré de compression non dommageable pour le disque. Parce que ce type d'essais n'avait jamais été réalisé, un protocole d'essai comprenant une phase de préconditionnement permettant de stabiliser le comportement en relaxation de contraintes a été défini. Ces essais ont permis d'identifier, sous une compression axiale de 10 %, la contrainte maximale atteinte, le module de Young à l'équilibre ainsi que de caractériser la courbe de comportement selon le modèle de Maxwell généralisé.

Les dimensions recueillies sur les échantillons testés ont servi au dimensionnement d'un modèle simplifié d'unité fonctionnelle lombaire porcine. Ce modèle a été maillé et des propriétés poroélastiques lui ont été appliquées. Le comportement en relaxation de

contraintes du modèle a été calibré à partir du comportement mesuré expérimentalement. Parce qu'aucun modèle semblable n'avait été utilisé pour un comportement en relaxation de contraintes, un plan expérimental a été utilisé pour déterminer les propriétés à utiliser. Ces propriétés identifiées, leur application a permis de démontrer que l'utilisation des lois poroélastiques isotropes par défaut dans ABAQUS ne semble pas permettre d'atteindre une réponse représentant adéquatement la relaxation de contraintes pour des disques intervertébraux soumis à un chargement non confiné.

Le modèle a été évalué sur sa réponse en fluage et en relaxation de contraintes. La réponse en fluage du modèle par éléments finis développé a été évaluée au moyen d'une comparaison avec la réponse obtenue par Nikkhoo et al. (2013a). Cette réponse constitue l'unique référence dans la littérature utilisant des disques porcins. Bien que le modèle sous-estime la perte de hauteur, il représente adéquatement le comportement en fluage de disques intervertébraux porcins. Faire varier les propriétés et les dimensions du modèle par éléments finis a permis de montrer que ces deux paramètres influencent la perte de hauteur de disques contraints en fluage.

Par le travail réalisé, il a été démontré que les lois poroélastiques isotropes du logiciel ABAQUS peuvent être utilisées pour représenter le comportement en fluages des disques intervertébraux, mais telles qu'implantées dans le logiciel, elles ne semblent pas suffisantes pour représenter le comportement en relaxation de contraintes. Cet élément vient enrichir les connaissances sur la représentation du comportement des disques intervertébraux et semble indiquer que la représentation du comportement en fluage et en relaxation de contraintes doit se faire par des modèles différents ou en apportant des ajustements et des modifications sur les modèles utilisés lors de ce projet.

Afin de présenter un modèle par éléments finis poroélastique pour l'évaluation des impacts des instrumentations de fusion vertébrale, il faudra définir les lois et propriétés qui permettront de représenter le plus fidèlement possible le comportement des disques intervertébraux. Ainsi, il sera possible d'évaluer la réponse temporelle des disques

intervertébraux, sains ou dégénérés, aux instrumentations de fusion vertébrale et ultimement, évaluer les risques de PJK et PJF.

RECOMMANDATIONS

Suite aux résultats obtenus lors de ce projet, des recommandations sont proposées pour poursuivre le travail entrepris.

L'évaluation du comportement en fluage pourrait être améliorée si des essais sur des disques porcins en fluage étaient réalisés. Il serait ainsi possible d'avoir un comportement en fluage provenant d'un ensemble d'échantillons, ce qui serait plus juste pour analyser le comportement que de le comparer à la réponse d'un seul échantillon dont l'ensemble de ses paramètres ne sont pas nécessairement connus (Nikkhoo et al., 2013a).

Pour mieux aborder la représentation du comportement en relaxation de contraintes, il serait pertinent de commencer par caractériser le comportement individuel de l'anneau fibreux et du noyau pulpeux. En ayant leur comportement individuel, il serait possible de les représenter individuellement numériquement, ce qui faciliterait la recherche des lois de comportement adéquates. En ayant confiance au comportement individuel des composants du disque, il serait plus facile d'évaluer son comportement global. Cela amènerait aussi la possibilité d'évaluer l'influence du choix des contacts entre différentes composants du modèle par éléments finis.

Dans la colonne vertébrale, les structures sont de plus en plus volumineuses, du niveau cervical au niveau lombaire. Pour avoir une meilleure représentation de cette croissance à chaque niveau vertébral, il serait plus juste de faire un modèle par éléments finis de tout le segment lombaire dont les dimensions de chaque niveau vertébral sont basées sur son niveau correspondant. Ainsi il serait possible d'utiliser le modèle pour évaluer l'impact du niveau instrumenté. Parce que le modèle développé représentait une unité fonctionnelle basée sur plusieurs niveaux vertébraux, ce type d'évaluation n'est pas possible.

Les mouvements en flexion sont souvent utilisés pour l'évaluation des instrumentations de fusion vertébrale. Pour bien évaluer l'impact de ces dernières, il serait important de valider le modèle par éléments finis aussi sous ce mouvement.

ANNEXE I

VÉFIFICATION DE LA NORMALITÉ DES RÉSULTATS DES ÉCHANTILLONS PAR LE TEST DE SAPIRO-WILK

La vérification de la normalité a été faite pour tous les points enregistrés du dernier cycle de relaxation de contraintes, c'est-à-dire 900 points par échantillons (la relaxation a été mesurée sur 450 secondes à une fréquence de 2 Hz).

Le Tableau A I-1 Première étape du test de Shapiro et Wilk présente les résultats de la contrainte axiale mesurée pour chaque échantillon suivi de la moyenne et de l'écart-type. Il présente aussi la différence entre leur résultat et la moyenne au carré. Ce tableau présente aussi le résultat de la somme de cette différence pour tous les échantillons, S^2 .

Tableau A I-1 Première étape du test de Shapiro et Wilk

Échantillon	Contrainte (MPa)	$(x_i - \text{moyenne})^2$
PORE01501-L5L6	0,3760	3,33793E-06
PORE01502-L1L2	0,3280	0,002130383
PORE01502-L2L3	0,3347	0,001554004
PORE01502-L3L4	0,3834	8,47653E-05
PORE01502-L4L5	0,3042	0,004893662
PORE01502-L5L6	0,3905	0,000266513
PORE01503-L1L2	0,3702	1,58133E-05
PORE01503-L2L3	0,3760	3,55809E-06
PORE01503-L3L4	0,5139	0,019538072
PORE01503-L4L5	0,4117	0,001412508
PORE01503-L5L6	0,3271	0,002218324
Moyenne	0,3742	
Écart-type	0,0567	
$S^2 = \sum (x_i - \text{moyenne})^2$		0,0321

Par la suite, le résultat de contrainte a été placé en ordre croissant, voir Tableau A I-2. L'ordre croissant est essentiel pour la suite du test.

Tableau A I-2 Deuxième étape du test de Shapiro et Wilk

Ordre	Échantillon	Contrainte (MPa)
X1	PORE01502-L4L5	0,3042
X2	PORE01503-L5L6	0,3271
X3	PORE01502-L1L2	0,3280
X4	PORE01502-L2L3	0,3347
X5	PORE01503-L1L2	0,3702
X6	PORE01501-L5L6	0,3760
X7	PORE01503-L2L3	0,3760
X8	PORE01502-L3L4	0,3834
X9	PORE01502-L5L6	0,3905
X10	PORE01503-L4L5	0,4117
X11	PORE01503-L3L4	0,5139

Par la suite, la différence entre le dernier résultat et le premier est calculée, entre l'avant-dernier et le deuxième et ainsi de suite, tel que montré au Tableau A I-3. En fonction du nombre d'échantillons dans la distribution, un coefficient A (défini par des tables) est attribué à chaque différence calculée. La différence et son coefficient A sont multipliés. La somme de chacun de ces résultats est additionnée pour trouver le facteur B.

Tableau A I-3 Troisième étape du calcul de Sapiro et Wilk

Différence	Coefficient A	Différence x Coefficient A
X11-X1 = 0,2097	0,5601	0,117472
X10-X2 = 0,0847	0,3315	0,028072
X9-X3 = 0,0625	0,226	0,014121
X8-X4 = 0,0486	0,1429	0,006949
X7-X5 = 0,0059	0,0695	0,000407
X6-X6 = 0,0000	0	0
	B	0,167021

Dans les tables, en fonction du nombre d'échantillons et du niveau de confiance désiré, un W_{critique} est défini. Avec 11 échantillons et un niveau de confiance à 95 %, $W_{\text{critique}} = 0,85$. Pour déterminer si les échantillons étudiés suivent une loi normale, W doit être supérieur à la valeur de W_{critique} . Voici le calcul et le résultat de W pour les échantillons étudiés :

$$W = \frac{B^2}{S^2} = \frac{0,167^2}{0,0321} = 0,8685 \quad (\text{AI.1})$$

Le W calculé étant supérieur à W_{critique} , il est possible de conclure que les échantillons suivent une loi normale. Cette opération a été répétée sur tous les points des acquisitions et à chaque fois, W était supérieur à W_{critique} , voir Figure A I-1.

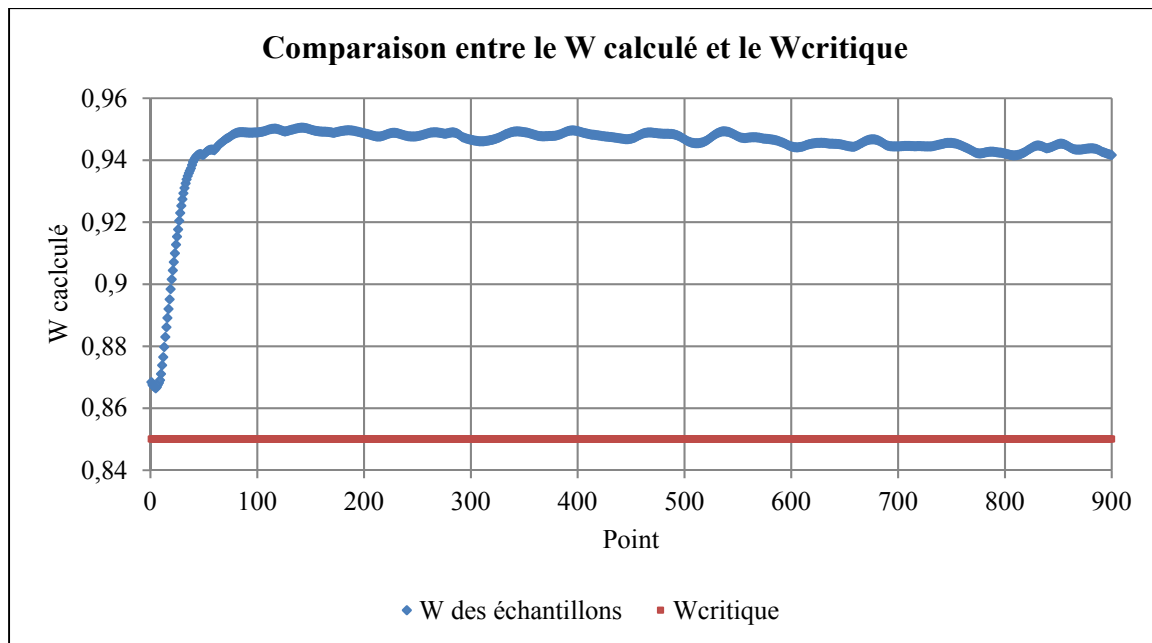


Figure A I-1 Comparaison entre le W calculé et le W critique
pour tous les points des acquisitions

ANNEXE II

VÉRIFICATION DU NOMBRE D'ÉCHANTILLONS

Pour que les résultats obtenus par les essais soient valides, il faut qu'ils aient été faits sur un nombre d'échantillons suffisant. Ce nombre a été vérifié en isolant n de la loi de Student suivante :

$$t_{n-1, \frac{\alpha}{2}} \cdot \frac{s}{\sqrt{n}} = E \quad (\text{AII.1})$$

Où $t_{n-1, \frac{\alpha}{2}}$ est une valeur définie par la puissance statistique déterminée, s est l'écart-type de l'échantillon, n la taille de l'échantillon et E la marge d'erreur. La puissance statistique déterminée est de 95 %. Par l'analyse des résultats sur les échantillons, l'écart-type de la contrainte a été identifiée à 0,0567 MPa. Un calcul est nécessaire pour la marge d'erreur de la contrainte car elle est influencée par le calcul de l'aire et de la force.

La marge d'erreur doit prendre en compte les erreurs de ces deux valeurs. Pour l'erreur sur l'aire, une différence moyenne entre la première (point de la méthodologie) et la deuxième mesure (point de la méthodologie) de 25,85 mm² a été calculée. L'aire moyenne du disque des échantillons est de 739,17 mm². La sensibilité de la cellule de charge utilisée pour l'enregistrement est de 15 N, ce qui nous donne la valeur de l'erreur de la force. La force moyenne des échantillons est de 275,16 N. La marge d'erreur de la contrainte se calcule de la manière suivante :

$$E = \frac{\text{Force moyenne}}{\text{Aire moyenne}} * \left(\frac{\text{Erreur de la force}}{\text{Force moyenne}} + \frac{\text{Erreur de l'aire}}{\text{Aire moyenne}} \right)$$

$$E = \frac{275,16 \text{ N}}{739,17 \text{ mm}^2} * \left(\frac{15 \text{ N}}{275,16 \text{ N}} + \frac{25,85 \text{ mm}^2}{739,17 \text{ mm}^2} \right) = 0,033 \text{ MPa}$$

En connaissant la marge d'erreur, il est désormais possible de résoudre l'équation de Student et de trouver la taille d'échantillon minimal nécessaire. La résolution de l'équation a été possible par les fonctions par défaut de la calculatrice TI-*n*spire CX (Texas Instrument).

$$t_{n-1, \frac{\alpha}{2}} \cdot \frac{S}{\sqrt{n}} = E \xrightarrow{\text{dans la calculatrice}} \text{solve} \left(\text{invT}(0.95, n-1) \cdot \frac{S}{\sqrt{n}} = E \right) | n > 1 \quad (\text{AII.2})$$

Voici le résultat du calcul :

$$\text{solve} \left(\text{invT}(0.95, n-1) \cdot \frac{0.0567}{\sqrt{n}} = 0.033 \right) | n > 1$$

$$n = 9,79 \rightarrow \text{donc } 10 \text{ échantillons au minimum}$$

Par la résolution de l'équation de Student, il a été trouvé qu'un minimum de 10 échantillons est nécessaire pour considérer les résultats valides. Puisque 11 échantillons ont été utilisés, il est possible d'avoir confiance aux résultats trouvés.

ANNEXE III

DIMENSIONS DES ÉCHANTILLONS

Avant les essais expérimentaux, plusieurs dimensions ont été mesurées sur chacun des échantillons. Le Tableau A III-1 présente des dimensions de la longueur, de la largeur et de la hauteur des disques des échantillons. Les dimensions d'aire de l'anneau fibreux, du noyau pulpeux et de l'aire totale du disque de chaque échantillon sont présentées au Tableau A III-2.

Tableau A III-1 Dimensions géométriques des échantillons

Échantillon	Longueur du disque (mm)	Largeur du disque (mm)	Hauteur du disque (mm)
PORE01501-L1L2	27,05	35,46	5,86
PORE01501-L3L4	26,42	36,89	6,62
PORE01501-L4L5	25,39	38,62	6,64
PORE01501-L5L6	24,01	37,78	6,74
PORE01502-L1L2	24,44	35,49	6,23
PORE01502-L2L3	24,86	35,67	5,99
PORE01502-L3L4	24,61	37,63	6,65
PORE01502-L4L5	23,00	38,79	6,18
PORE01502-L5L6	21,66	38,07	6,07
PORE01503-L1L2	26,71	36,64	5,66
PORE01503-L2L3	26,74	37,39	6,3
PORE01503-L3L4	25,73	38,05	6,46
PORE01503-L4L5	24,07	38,09	6,93
PORE01503-L5L6	24,14	37,70	6,12
Moyenne	24,92	37,31	6,32
Écart-type	1,54	1,12	0,37

Tableau A III-2 Aire du disque, de l'anneau fibreux
et du noyau pulpeux des échantillons

Échantillon	Aire du disque (mm ²)	Aire de l'anneau fibreux (mm ²)	Aire du noyau pulpeux (mm ²)
PORE01501-L1L2	778,407	556,392	222,015
PORE01501-L3L4	794,159	553,781	240,378
PORE01501-L4L5	787,807	580,23	207,577
PORE01501-L5L6	760,853	555,703	205,15
PORE01502-L1L2	688,639	453,983	234,656
PORE01502-L2L3	724,674	508,065	216,609
PORE01502-L3L4	722,927	523,841	199,086
PORE01502-L4L5	687,866	452,904	234,962
PORE01502-L5L6	675,709	474,718	200,991
PORE01503-L1L2	735,631	506,501	229,13
PORE01503-L2L3	748,94	504,151	244,789
PORE01503-L3L4	764,697	512,616	252,081
PORE01503-L4L5	715,566	488,478	227,088
PORE01503-L5L6	762,493	598,985	163,508
Moyenne	739,17	519,31	219,86
Écart-type	38,18	44,85	23,22

ANNEXE IV

COMPARAISON ENTRE UN MODÈLE AXISYMETRIE ET 3D

À partir des dimensions du modèle par éléments finis axisymétrique en 2D de Nikkhoo et al. (2013a), voir Figure A IV-1a, une reproduction 3D a été réalisée, voir Figure A IV-1b). La version 3D du modèle a été modélisée avec les mêmes propriétés, voir Tableau 3.6 et les mêmes conditions frontière, voir section 3.2.4, que le modèle original de Nikkhoo et al. (2013a). La perte de hauteur normalisée du disque de ces deux modèles a été comparée graphiquement et en évaluant le pourcentage d'erreur entre les deux réponses.

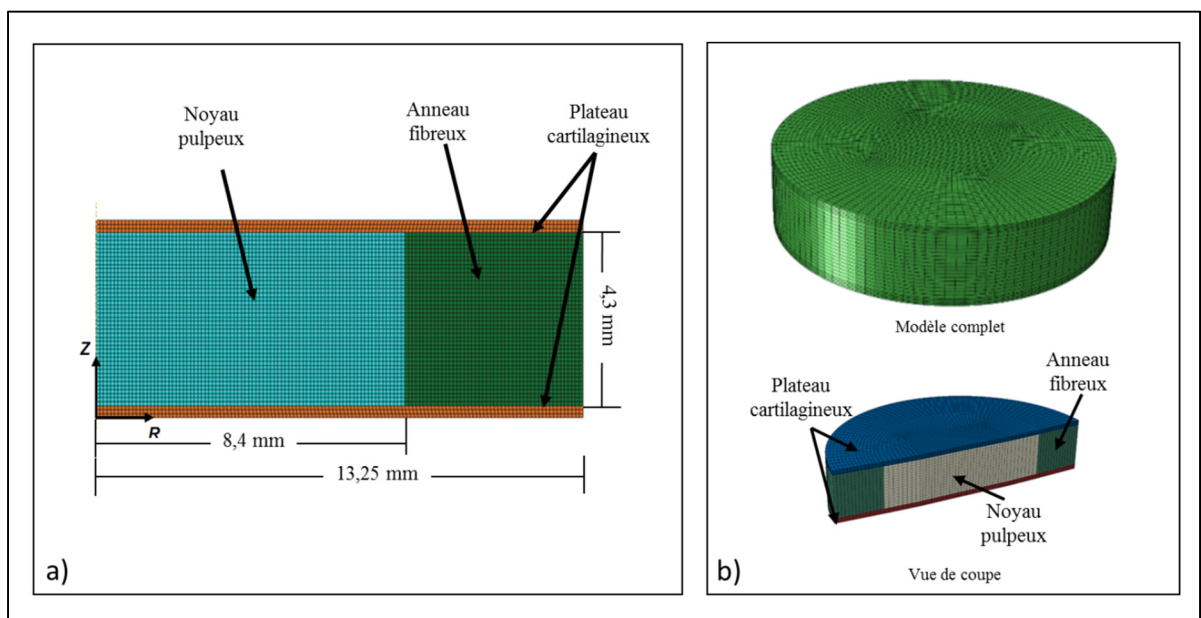


Figure A IV-1 Adaptation en 3D du modèle de Nikkhoo et al. (2013) : a) modèle axisymétrique publié par Nikkhoo et al. (2013), b) adaptation 3D

Suite à la simulation de la version 3D du modèle, la perte de hauteur normalisée du disque a été comparée au résultat donné par Nikkhoo et al. (2013a), voir Figure A IV-2. Entre ces deux résultats, la différence maximale est d'environ 16,5 %, voir Tableau A IV-1.

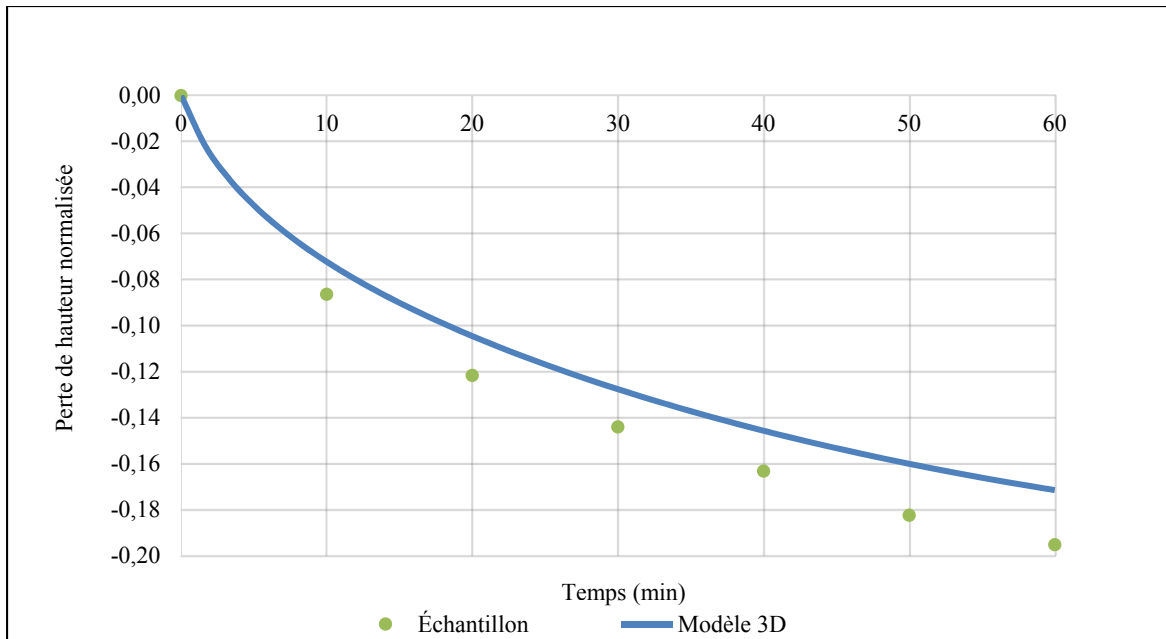


Figure A IV-2 Comparaison de la perte de hauteur du modèle 3D et d'un échantillon de Nikkhoo et al. (2013a)

Tableau A IV-1 Perte de hauteur normalisée de l'échantillon de Nikkhoo et al. (2013a) et le modèle 3D

Temps (min)	Échantillon de Nikkhoo	Modèle 3D	Erreur *
0	0,000	0,000	0,00%
10	-0,086	-0,072	16,42%
20	-0,122	-0,105	14,05%
30	-0,144	-0,128	11,39%
40	-0,163	-0,146	10,76%
50	-0,182	-0,160	12,28%
60	-0,195	-0,171	12,17%

*L'erreur a été calculée de la façon suivante : $erreur = \frac{Nikkhoo-3D}{Nikkhoo} * 100$

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Annis, P., B. D. Lawrence, W. R. Spiker, Y. Zhang, W. Chen, M. D. Daubs et D. S. Brodke. 2014. « Predictive factors for acute proximal junctional failure after adult deformity surgery with upper instrumented vertebrae in the thoracolumbar spine ». *Evid Based Spine Care J*, vol. 5, n° 2, p. 160-2.
- Argoubi, M., et A. Shirazi-Adl. 1996. « Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression ». *J Biomech*, vol. 29, n° 10, p. 1331-9.
- Arlet, V., et M. Aebi. 2013. « Junctional spinal disorders in operated adult spinal deformities: present understanding and future perspectives ». *Eur Spine J*, vol. 22 Suppl 2, p. S276-95.
- Ayotte, D. C., K. Ito et S. Tepic. 2001. « Direction-dependent resistance to flow in the endplate of the intervertebral disc: an ex vivo study ». *J Orthop Res*, vol. 19, n° 6, p. 1073-7.
- Bass, E. C., N. A. Duncan, J. S. Hariharan, J. Dusick, H. U. Bueff et J. C. Lotz. 1997. « Frozen storage affects the compressive creep behavior of the porcine intervertebral disc ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 22, n° 24, p. 2867-76.
- Bess, S., J. E. Harris, A. W. Turner, V. LaFage, J. S. Smith, C. I. Shaffrey, F. J. Schwab et R. W. Haid, Jr. 2017. « The effect of posterior polyester tethers on the biomechanics of proximal junctional kyphosis: a finite element analysis ». *J Neurosurg Spine*, vol. 26, n° 1, p. 125-133.
- Biot, Maurice A. 1941. « General Theory of Three-Dimensional Consolidation ». *Journal of Applied Physics*, vol. 12, n° 2, p. 155-164.
- Brummund, M., V. Brailovski, Y. Facchinello, Y. Petit et J. M. Mac-Thiong. 2015. « Implementation of a 3D porcine lumbar finite element model for the simulation of monolithic spinal rods with variable flexural stiffness ». *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2015, p. 917-20.
- Brummund, M., V. Brailovski, Y. Petit, Y. Facchinello et J. M. Mac-Thiong. 2017. « Impact of anchor type on porcine lumbar biomechanics: Finite element modelling and in-vitro validation ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 43, p. 86-94.
- Cahill, P. J., W. Wang, J. Asghar, R. Booker, R. R. Betz, C. Ramsey et G. Baran. 2012. « The use of a transition rod may prevent proximal junctional kyphosis in the thoracic spine after scoliosis surgery: a finite element analysis ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 37, n° 12, p. E687-95.

- Callaghan, J. P., et S. M. McGill. 1995. « Frozen storage increases the ultimate compressive load of porcine vertebrae ». *J Orthop Res*, vol. 13, n° 5, p. 809-12.
- Cammarata, M., C. E. Aubin, X. Wang et J. M. Mac-Thiong. 2014. « Biomechanical risk factors for proximal junctional kyphosis: a detailed numerical analysis of surgical instrumentation variables ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 39, n° 8, p. E500-7.
- Castro, A. P., W. Wilson, J. M. Huyghe, K. Ito et J. L. Alves. 2014. « Intervertebral disc creep behavior assessment through an open source finite element solver ». *J Biomech*, vol. 47, n° 1, p. 297-301.
- Chagnon, Amélie. 2009. « Étude biomécanique de la dégénérescences du disque intervertébral à l'aide d'un modèle par éléments finis poroélastique ». École Polytechnique de Montréal, 154 p.
- Chan, S. C., S. J. Ferguson et B. Gantenbein-Ritter. 2011. « The effects of dynamic loading on the intervertebral disc ». *Eur Spine J*, vol. 20, n° 11, p. 1796-812.
- Chen, C. S., C. H. Huang et S. L. Shih. 2015. « Biomechanical evaluation of a new pedicle screw-based posterior dynamic stabilization device (Awesome Rod System)--a finite element analysis ». *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 16, p. 81.
- Chiravarambath, Sidharth Saktan. 2012. « Finite Element Modeling of Articular Cartilage at different length scales ». University of Minnesota.
- Chiu, Elaine Jannine. 1998. « Characterization of the Human Intervertebral Disc with Magnetic Resonance Imaging ». UNIVERSITY OF CALIFORNIA SAN FRANCISCO, UNIVERSITY OF CALIFORNIA BERKELEY, 118 p.
- Cho, S. K., J. I. Shin et Y. J. Kim. 2014. « Proximal junctional kyphosis following adult spinal deformity surgery ». *Eur Spine J*, vol. 23, n° 12, p. 2726-36.
- Chow, D. H., K. D. Luk, J. H. Evans et J. C. Leong. 1996. « Effects of short anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segments ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 21, n° 5, p. 549-55.
- Cohen, B., W. M. Lai et V. C. Mow. 1998. « A transversely isotropic biphasic model for unconfined compression of growth plate and chondroepiphysis ». *J Biomech Eng*, vol. 120, n° 4, p. 491-6.
- Cordista, A., B. Conrad, M. Horodyski, S. Walters et G. Rechtine. 2006. « Biomechanical evaluation of pedicle screws versus pedicle and laminar hooks in the thoracic spine ». *Spine J*, vol. 6, n° 4, p. 444-9.

- Cortes, D. H., N. T. Jacobs, J. F. DeLuca et D. M. Elliott. 2014. « Elastic, permeability and swelling properties of human intervertebral disc tissues: A benchmark for tissue engineering ». *J Biomech*, vol. 47, n° 9, p. 2088-94.
- Crawford, A. H., M. G. Lykissas, X. Gao, E. Eismann et J. Anadio. 2013. « All-pedicle screw versus hybrid instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis surgery: a comparative radiographical study with a minimum 2-Year follow-up ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 38, n° 14, p. 1199-208.
- El-Rich, M., P. J. Arnoux, E. Wagnac, C. Brunet et C. E. Aubin. 2009. « Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions ». *J Biomech*, vol. 42, n° 9, p. 1252-62.
- Emanuel, K. S., P. P. Vergroesen, M. Peeters, R. M. Holewijn, I. Kingma et T. H. Smit. 2015. « Poroelastic behaviour of the degenerating human intervertebral disc: a ten-day study in a loaded disc culture system ». *Eur Cell Mater*, vol. 29, p. 330-40; discussion 340-1.
- Etebar, S., et D. W. Cahill. 1999. « Risk factors for adjacent-segment failure following lumbar fixation with rigid instrumentation for degenerative instability ». *J Neurosurg*, vol. 90, n° 2 Suppl, p. 163-9.
- Facchinello, Y., V. Brailovski, Y. Petit, M. Brummund, J. Tremblay et J. M. Mac-Thiong. 2015. « Biomechanical assessment of the stabilization capacity of monolithic spinal rods with different flexural stiffness and anchoring arrangement ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 30, n° 10, p. 1026-35.
- Ferguson, S. J., K. Ito et L. P. Nolte. 2004. « Fluid flow and convective transport of solutes within the intervertebral disc ». *J Biomech*, vol. 37, n° 2, p. 213-21.
- Filler, Aaron. 2004. « Lumbar Pedicle Screws and Rods ». < http://www.backpain-guide.com/Chapter_Fig_folders/Ch15_Carpentry_Folder/Ch15_3_PedScrew.html >. Consulté le 21 janvier.
- Galbusera, F., H. Schmidt, J. Noailly, A. Malandrino, D. Lacroix, H. J. Wilke et A. Shirazi-Adl. 2011. « Comparison of four methods to simulate swelling in poroelastic finite element models of intervertebral discs ». *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 4, n° 7, p. 1234-41.
- Gayet, L. E., P. Pries, H. Hamcha, J. P. Clarac et J. Texereau. 2002. « Biomechanical study and digital modeling of traction resistance in posterior thoracic implants ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 27, n° 7, p. 707-14.
- Glattes, R. C., K. H. Bridwell, L. G. Lenke, Y. J. Kim, A. Rinella et C. Edwards, 2nd. 2005. « Proximal junctional kyphosis in adult spinal deformity following long instrumented

- posterior spinal fusion: incidence, outcomes, and risk factor analysis ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 30, n° 14, p. 1643-9.
- Gong, Z., Z. Chen, Z. Feng, Y. Cao, C. Jiang et X. Jiang. 2014. « Finite element analysis of 3 posterior fixation techniques in the lumbar spine ». *Orthopedics*, vol. 37, n° 5, p. e441-8.
- Hart, R. A., I. McCarthy, C. P. Ames, C. I. Shaffrey, D. K. Hamilton et R. Hostin. 2013. « Proximal junctional kyphosis and proximal junctional failure ». *Neurosurg Clin N Am*, vol. 24, n° 2, p. 213-8.
- Hassanzadeh, H., S. Gupta, A. Jain, M. H. El Dafrawy, R. L. Skolasky et K. M. Kebaish. 2013. « Type of Anchor at the Proximal Fusion Level Has a Significant Effect on the Incidence of Proximal Junctional Kyphosis and Outcome in Adults After Long Posterior Spinal Fusion ». *Spine Deform*, vol. 1, n° 4, p. 299-305.
- Highsmith, J. M. 2015. « What Is Spinal Instrumentation and Spinal Fusion? ». < <https://www.spineuniverse.com/treatments/surgery/what-spinal-instrumentation-spinal-fusion> >. Consulté le 21 janvier.
- Hirano, T., K. Hasegawa, H. E. Takahashi, S. Uchiyama, T. Hara, T. Washio, T. Sugiura, M. Yokaichiya et M. Ikeda. 1997. « Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 22, n° 21, p. 2504-9; discussion 2510.
- Hostin, R., I. McCarthy, M. O'Brien, S. Bess, B. Line, O. Boachie-Adjei, D. Burton, M. Gupta, C. Ames, V. Deviren, K. Kebaish, C. Shaffrey, K. Wood, R. Hart et Group International Spine Study. 2013. « Incidence, mode, and location of acute proximal junctional failures after surgical treatment of adult spinal deformity ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 38, n° 12, p. 1008-15.
- Humphrey, Jay D., et Sherry DeLange (XVIII, 632). 2004. *An Introduction to Biomechanics : Solids and Fluids, Analysis and Design*, 1. Springer Science+Business Media New York.
- Iatridis, J. C., S. Kumar, R. J. Foster, M. Weidenbaum et V. C. Mow. 1999. « Shear mechanical properties of human lumbar annulus fibrosus ». *J Orthop Res*, vol. 17, n° 5, p. 732-7.
- Johannessen, W., et D. M. Elliott. 2005. « Effects of degeneration on the biphasic material properties of human nucleus pulposus in confined compression ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 30, n° 24, p. E724-9.
- Jones, Oliver. 2017. « The vertebral column ». < <http://teachmeanatomy.info/back/bones/vertebral-column/> >. Consulté le 21 janvier.

- Kam, Kelsey Kiyo. 2010. « Poroelastic Finite Element Analysis of a Heterogeneous Articular Cartilage Explant Under Dynamic Compression in ABAQUS ». San Luis Obispo, California Polytechnic State University,, 91 p.
- Kebaish, K. M., C. T. Martin, J. R. O'Brien, I. E. LaMotta, G. D. Voros et S. M. Belkoff. 2013. « Use of vertebroplasty to prevent proximal junctional fractures in adult deformity surgery: a biomechanical cadaveric study ». *Spine J*, vol. 13, n° 12, p. 1897-903.
- Kim, H. J., M. de Kleuver et K. D. Luk. 2013. « Adolescent Idiopathic Scoliosis Lenke 1 : Posterior Hybrid ».
<https://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/a1/jY9LC4MwEIR_jVd3Vailtxxa6QM82IfmUiKNUbDZEGOF_vpaz_Yxtx3mW2aAQw5ci0ejhGtli_Z988U1TBGTbYb7ND0GyLJ1kJw3iBhHY6D4EmDxfzx-EMNf_A64aqmcqhZMI9FSAbeyklZav7ejXTtnupWHHg7DEPqCKur1bRrok1WjbToPDVk3_6SmzkE-y4K5n_LnQV5e2MPXkw!!/dl5/d5/L2dJQSEvUUt3QS80SmlFL1o2XzJPMDBHSVMwS09PVDEwQVNFMUdWRjAwMDcz/?approach=&bone=Spine&classification=55-Adolescent%20Idiopathic%20Scoliosis%2C%20Lenke%201&implantstype=Posterior%20Hybrid&method=Main%20Thoracic&redfix_url=&segment=DeformityScoliosis&showPage=redfix&treatment=Operative>. Consulté le 21 janvier.
- Kishner, Stephen. 2015. « Lumbar Spine Anatomy ».
< <http://emedicine.medscape.com/article/1899031-overview#a2> >. Consulté le 21 janvier.
- Labelle, H., C. E. Aubin, R. Jackson, L. Lenke, P. Newton et S. Parent. 2011. « Seeing the spine in 3D: how will it change what we do? ». *J Pediatr Orthop*, vol. 31, n° 1 Suppl, p. S37-45.
- Lau, D., A. J. Clark, J. K. Scheer, M. D. Daubs, J. D. Coe, K. J. Paonessa, M. O. LaGrone, M. D. Kasten, R. A. Amaral, P. D. Trobisch, J. H. Lee, D. Fabris-Monterumici, N. Anand, A. K. Cree, R. A. Hart, L. A. Hey et C. P. Ames. 2014. « Proximal junctional kyphosis and failure after spinal deformity surgery: a systematic review of the literature as a background to classification development ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 39, n° 25, p. 2093-102.
- Lee, J. H., J. U. Kim, J. S. Jang et S. H. Lee. 2014. « Analysis of the incidence and risk factors for the progression of proximal junctional kyphosis following surgical treatment for lumbar degenerative kyphosis: minimum 2-year follow-up ». *Br J Neurosurg*, vol. 28, n° 2, p. 252-8.
- Li, C., Y. Zhou, H. Wang, J. Liu et L. Xiang. 2014. « Treatment of unstable thoracolumbar fractures through short segment pedicle screw fixation techniques using pedicle fixation at the level of the fracture: a finite element analysis ». *PLoS One*, vol. 9, n° 6, p. e99156.

- Mac-Thiong, J. M., A. Levasseur, S. Parent et Y. Petit. 2014. « The influence of proximal anchors on the risk of proximal junctional fracture in the osteoporotic spine: biomechanical comparison between pedicle screws and transverse process hooks ». *J Spinal Disord Tech*, vol. 27, n° 2, p. E49-54.
- Magnier, C., O. Boiron, S. Wendling-Mansuy, P. Chabrand et V. Deplano. 2009. « Nutrient distribution and metabolism in the intervertebral disc in the unloaded state: a parametric study ». *J Biomech*, vol. 42, n° 2, p. 100-8.
- Malandrino, A., D. Lacroix, C. Hellmich, K. Ito, S. J. Ferguson et J. Noailly. 2014. « The role of endplate poromechanical properties on the nutrient availability in the intervertebral disc ». *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 22, n° 7, p. 1053-60.
- Malandrino, A., J. Noailly et D. Lacroix. 2011. « The effect of sustained compression on oxygen metabolic transport in the intervertebral disc decreases with degenerative changes ». *PLoS Comput Biol*, vol. 7, n° 8, p. e1002112.
- Malandrino, A., J. Noailly et D. Lacroix. 2014. « Numerical exploration of the combined effect of nutrient supply, tissue condition and deformation in the intervertebral disc ». *J Biomech*, vol. 47, n° 6, p. 1520-5.
- Malowney, Mark. 2013. « The Shock Absorbers of the spine ». < <http://drmchiro.blogspot.ca/2013/02/the-shock-absorbers-of-spine.html> >. Consulté le 12 juillet.
- Manda, Krishnagoud. 2012. *Finite Element Simulations of Biphasic Articular Cartilages With Localized Metal Implants*. Stockholm, Sweden: Royal Institute of Technology, 59 p.
- Moulton, Andrew. 2005. « Understanding Spinal Anatomy – Overview of the Spine ». < <http://www.andrewmoultonmd.com/spine-anatomy.php> >. Consulté le 21 janvier.
- Nachemson, A. 1960. « Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material ». *Acta Orthop Scand Suppl*, vol. 43, p. 1-104.
- Neuroradiology. 2016. « Lumbar Spine ». < <https://sites.google.com/a/wisc.edu/neuroradiology/anatomy/spine/slide-5---cervical-spine-oblique-view> >. Consulté le 22 janvier.
- Nikkhoo, M., Y. C. Hsu, M. Haghighpanahi, M. Parnianpour et J. L. Wang. 2013a. « A meta-model analysis of a finite element simulation for defining poroelastic properties of intervertebral discs ». *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 227, n° 6, p. 672-82.

- Nikkhoo, M., K. Khalaf, Y. W. Kuo, Y. C. Hsu, M. Haghpahani, M. Parnianpour et J. L. Wang. 2015a. « Effect of Degeneration on Fluid-Solid Interaction within Intervertebral Disk Under Cyclic Loading - A Meta-Model Analysis of Finite Element Simulations ». *Front Bioeng Biotechnol*, vol. 3, p. 4.
- Nikkhoo, M., Y. W. Kuo, Y. C. Hsu, K. khalaf, M. Haghpahani, M. Parnianpour et J. L. Wang. 2015b. « Time-dependent response of intact intervertebral disc – In Vitro and In-Silico study on the effect of loading mode and rate ». *Engineering Solid Mechanics*, vol. 3, n° 1, p. 51-58.
- Nikkhoo, Mohammad, Mohammad Haghpahani, Mohamad Parnianpour et Jaw-Lin Wang. 2013b. « DYNAMIC RESPONSES OF INTERVERTEBRAL DISC DURING STATIC CREEP AND DYNAMIC CYCLIC LOADING: A PARAMETRIC POROELASTIC FINITE ELEMENT ANALYSIS ». *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, vol. 25, n° 01, p. 1350013.
- Norton, R. P., E. L. Milne, D. N. Kaimrajh, F. J. Eismont, L. L. Latta et S. K. Williams. 2014. « Biomechanical analysis of four- versus six-screw constructs for short-segment pedicle screw and rod instrumentation of unstable thoracolumbar fractures ». *Spine J*, vol. 14, n° 8, p. 1734-9.
- O'Connell, G. D., N. T. Jacobs, S. Sen, E. J. Vresilovic et D. M. Elliott. 2011. « Axial creep loading and unloaded recovery of the human intervertebral disc and the effect of degeneration ». *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 4, n° 7, p. 933-42.
- Park, W. M., D. K. Choi, K. Kim, Y. J. Kim et Y. H. Kim. 2015. « Biomechanical effects of fusion levels on the risk of proximal junctional failure and kyphosis in lumbar spinal fusion surgery ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 30, n° 10, p. 1162-9.
- Recuerda, M., S. P. Cote, I. Villemure et D. Perie. 2011. « Influence of experimental protocols on the mechanical properties of the intervertebral disc in unconfined compression ». *J Biomech Eng*, vol. 133, n° 7, p. 071006.
- Riihimäki, Hilkka. 2005. « Chapter 6 - Musculoskeletal System ». < <http://www.ilocis.org/documents/chpt6e.htm> >. Consulté le 21 janvier.
- Ruiz, C., J. Noailly et D. Lacroix. 2013. « Material property discontinuities in intervertebral disc porohyperelastic finite element models generate numerical instabilities due to volumetric strain variations ». *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 26, p. 1-10.
- Salençon, Jean, et Bernard Halphen. 1983. *Viscoelasticite* (1983). Paris: Presses de l'École nationale des ponts et chaussées, 92 p. p.
- Scheer, J. K., S. Fakurnejad, D. Lau, M. D. Daubs, J. D. Coe, K. J. Paonessa, M. O. LaGrone, R. A. Amaral, P. D. Trobisch, J. H. Lee, D. Fabris-Monterumici, N. Anand, A. K.

- Cree, R. A. Hart, L. A. Hey, C. P. Ames et S. R. S. Adult Spinal Deformity Committee. 2015. « Results of the 2014 SRS Survey on PJK/PJF: A Report on Variation of Select SRS Member Practice Patterns, Treatment Indications, and Opinions on Classification Development ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 40, n° 11, p. 829-40.
- Schmidt, H., A. Kettler, F. Heuer, U. Simon, L. Claes et H. J. Wilke. 2007. « Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 32, n° 7, p. 748-55.
- Schmidt, H., S. Reitmaier, F. Graichen et A. Shirazi-Adl. 2016a. « Review of the fluid flow within intervertebral discs - How could in vitro measurements replicate in vivo? ». *J Biomech*, vol. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.09.007i>.
- Schmidt, H., C. Schilling, A. L. Reyna, A. Shirazi-Adl et M. Dreischarf. 2016b. « Fluid-flow dependent response of intervertebral discs under cyclic loading: On the role of specimen preparation and preconditioning ». *J Biomech*, vol. 49, n° 6, p. 846-56.
- Schmidt, H., A. Shirazi-Adl, M. Bashkuev, C. Schilling et M Dreischarf. 2014. « On the fluid flow mechanisms in the intervertebral disc under physiological dynamic loading–unloading cycles. ». In *World Conference of Biomechanics*. (Boston,MA).
- Schmidt, H., A. Shirazi-Adl, F. Galbusera et H. J. Wilke. 2010. « Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities--a finite element analysis ». *J Biomech*, vol. 43, n° 10, p. 1849-56.
- Schmidt, H., A. Shirazi-Adl, C. Schilling et M. Dreischarf. 2016c. « Preload substantially influences the intervertebral disc stiffness in loading-unloading cycles of compression ». *J Biomech*, vol. 49, n° 9, p. 1926-32.
- Schroeder, Y., W. Wilson, J. M. Huyghe et F. P. Baaijens. 2006. « Osmoviscoelastic finite element model of the intervertebral disc ». *Eur Spine J*, vol. 15 Suppl 3, p. S361-71.
- Stokes, I. A., S. Chegini, S. J. Ferguson, M. G. Gardner-Morse, J. C. Iatridis et J. P. Laible. 2010. « Limitation of finite element analysis of poroelastic behavior of biological tissues undergoing rapid loading ». *Ann Biomed Eng*, vol. 38, n° 5, p. 1780-8.
- Tai, C. L., L. H. Chen, D. M. Lee, M. Y. Liu et P. L. Lai. 2014. « Biomechanical comparison of different combinations of hook and screw in one spine motion unit--an experiment in porcine model ». *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 15, p. 197.
- Tamia, Hassan. 2013. « Techniques d'exploration du rachis ».
< <http://radiologiecasa.blogspot.ca/2013/02/techniques-dexploration-du-rachis.html>
>. Consulté le 21 janvier.

- Thawrani, D. P., D. L. Glos, M. T. Coombs, D. I. Bylski-Austrow et P. F. Sturm. 2014. « Transverse process hooks at upper instrumented vertebra provide more gradual motion transition than pedicle screws ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 39, n° 14, p. E826-32.
- Thompson, J. P., R. H. Pearce, M. T. Schechter, M. E. Adams, I. K. Tsang et P. B. Bishop. 1990. « Preliminary evaluation of a scheme for grading the gross morphology of the human intervertebral disc ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 15, n° 5, p. 411-5.
- TitaMed. 2013. « Sublaminar wire ». < <http://www.titamedspinalsystem.com/product/sublaminar-wire/> >. Consulté le 21 janvier.
- Tremblay, J., V. Brailovski, J. M. Mac-Thiong et Y. Petit. 2015. « Factors affecting intradiscal pressure measurement during in vitro biomechanical tests ». *Scoliosis*, vol. 10, n° Suppl 2, p. S1.
- van der Veen, A. J., J. H. van Dieen, A. Nadort, B. Stam et T. H. Smit. 2007. « Intervertebral disc recovery after dynamic or static loading in vitro: is there a role for the endplate? ». *J Biomech*, vol. 40, n° 10, p. 2230-5.
- Vergroesen, P. P., A. J. van der Veen, B. J. van Royen, I. Kingma et T. H. Smit. 2014. « Intradiscal pressure depends on recent loading and correlates with disc height and compressive stiffness ». *Eur Spine J*, vol. 23, n° 11, p. 2359-68.
- Wang, J. L., M. Parnianpour, A. Shirazi-Adl et A. E. Engin. 2000. « Viscoelastic finite-element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion. Effect of loading rate ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 25, n° 3, p. 310-8.
- Wang, X., C. E. Aubin, D. Crandall, S. Parent et H. Labelle. 2012. « Biomechanical analysis of 4 types of pedicle screws for scoliotic spine instrumentation ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 37, n° 14, p. E823-35.
- Watanabe, K., L. G. Lenke, K. H. Bridwell, Y. J. Kim, L. Koester et M. Hensley. 2010. « Proximal junctional vertebral fracture in adults after spinal deformity surgery using pedicle screw constructs: analysis of morphological features ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 35, n° 2, p. 138-45.
- White, Augaust A., et Manohar M. Panjabi (737). 1990. *Clinical biomechanics of the spine*, 2e édition. Philadelphie, Pennsylvanie: J.B. Lippincott Compagny.
- Wosu, R., K. Sergerie, M. Levesque et I. Villemure. 2012. « Mechanical properties of the porcine growth plate vary with developmental stage ». *Biomech Model Mechanobiol*, vol. 11, n° 3-4, p. 303-12.

- Xu, G., X. Fu, C. Du, J. Ma, Z. Li, P. Tian, T. Zhang et X. Ma. 2014. « Biomechanical comparison of mono-segment transpedicular fixation with short-segment fixation for treatment of thoracolumbar fractures: a finite element analysis ». *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 228, n° 10, p. 1005-13.
- Yagi, M., A. B. King et O. Boachie-Adjei. 2012. « Incidence, risk factors, and natural course of proximal junctional kyphosis: surgical outcomes review of adult idiopathic scoliosis. Minimum 5 years of follow-up ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 37, n° 17, p. 1479-89.
- Yagi, M., M. Rahm, R. Gaines, A. Maziad, T. Ross, H. J. Kim, K. Kebaish et O. Boachie-Adjei. 2014. « Characterization and surgical outcomes of proximal junctional failure in surgically treated patients with adult spinal deformity ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 39, n° 10, p. E607-14.