

**Titre:** Étude biomécanique de la dégénérescence du disque intervertébral  
Title: à l'aide d'un modèle éléments finis poroélastique.

**Auteur:** Amélie Chagnon  
Author:

**Date:** 2009

**Type:** Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

**Référence:** Chagnon, A. (2009). Étude biomécanique de la dégénérescence du disque intervertébral à l'aide d'un modèle éléments finis poroélastique. [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.  
Citation: <https://publications.polymtl.ca/219/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**  
Open Access document in PolyPublie

**URL de PolyPublie:** <https://publications.polymtl.ca/219/>  
PolyPublie URL:

**Directeurs de recherche:** Carl-Éric Aubin, & Isabelle Villemure  
Advisors:

**Programme:** Génie mécanique  
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

**ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE LA DÉGÉNÉRESCENCE DU DISQUE  
INTERVERTÉBRAL À L'AIDE D'UN MODÈLE ÉLÉMENTS FINIS  
POROÉLASTIQUE**

AMÉLIE CHAGNON

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION  
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES  
(GÉNIE MÉCANIQUE)  
DÉCEMBRE 2009

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE LA DÉGÉNÉRESCENCE DU DISQUE INTERVERTÉBRAL  
À L'AIDE D'UN MODÈLE ÉLÉMENTS FINIS POROÉLASTIQUE

Présenté par : CHAGNON, Amélie

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. LÉVESQUE, Martin, Ph.D., président

M. AUBIN, Carl-Éric, Ph.D., membre et directeur de recherche

Mme. VILLEMURE, Isabelle, Ph.D., membre et codirectrice de recherche

M. ARNOUX, Pierre-Jean, Ph.D., membre externe

## DÉDICACE

*À mes parents*

## **REMERCIEMENTS**

Tout d'abord, je souhaiterais remercier mon directeur de projet, le Dr. Carl-Éric Aubin, professeur au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal, pour m'avoir dirigée et encadrée dans mes recherches, mais aussi pour m'avoir permis de dépasser mes limites.

Je remercie également la grande générosité de ma co-directrice, la Dr. Isabelle Villemure, également professeur à l'École Polytechnique de Montréal, pour les nombreux conseils et guides qu'elle m'a prodigués lors de la réalisation de ce projet. Merci pour sa rigueur et sa disponibilité tout au long de l'accomplissement de mes travaux.

Je voudrais également remercier conjointement mes deux directeurs de maîtrise, pour avoir tous deux dirigé ce travail avec complémentarité et rigueur scientifique. Merci pour leur confiance et leurs encouragements tout au long de ma maîtrise. Merci également pour leur passion qu'ils ont su me transmettre à travers ce projet.

Merci également à tous les étudiants et associés de recherche, et qui ont su créer un environnement propice à la recherche. Merci particulièrement à la patience d'Éric Wagnac, de Nadine-Michèle Lalonde, d'Anaïs Garo et de Julien Clin qui ont su répondre à plusieurs de mes innombrables questions. Merci pour leur support technique et leurs idées nombreuses tout au long de la réalisation de ce projet.

Je suis reconnaissante envers le CRSNG qui a financé ce travail.

J'aimerais adresser ma gratitude à mes parents, mes grands-parents et ma sœur pour avoir su m'encourager et me soutenir dans la réalisation de ma maîtrise. Ils m'ont permis de persévérer tout au long de l'accomplissement de mes travaux.

Enfin, je souhaite remercier la personne qui partage mon quotidien, celui qui est devenu, au cours de ce projet, mon support moral et technique, ainsi que ma source d'inspiration.

## RÉSUMÉ

Les disques intervertébraux confèrent flexibilité et mobilité à la colonne vertébrale, et sont responsables d'amortir et de transmettre les chargements tout le long du rachis. Avec l'âge et les facteurs environnementaux, l'usure et la dégénérescence des disques peuvent survenir et affecter considérablement leurs fonctions principales. La dégénérescence est généralement accompagnée de douleurs, principalement dans la région lombaire, celle étant la plus sollicitée mécaniquement. L'étude de cette pathologie a été entreprise par plusieurs expérimentations sur des rachis cadavériques, afin de mieux comprendre les effets de la dégénérescence sur la mobilité discale. En complément à ces études, des modèles éléments finis ont été développés afin de représenter le comportement biphasique des disques, essentiel à la représentation de la dégénérescence discale, mais peu de modèles ont été réellement exploités pour étudier la pathologie elle-même. Le présent projet visait à développer et valider un modèle poroélastique, par éléments finis, du disque intervertébral, puis à exploiter ce modèle pour identifier les paramètres biomécaniques discaux ayant une influence significative sur les comportements biomécaniques des disques sains et dégénérés.

Le premier objectif du projet était de développer et de valider un modèle par éléments finis poroélastique et paramétrique du disque intervertébral lombaire intégrant une représentation générique des différentes structures du disque, des plateaux cartilagineux et des corps vertébraux. La géométrie simplifiée a été générée à partir de courbes paramétriques et de mesures expérimentales tirées de la littérature. La hauteur discale et les propriétés poroélastiques des disques sains (grade I de la classification de Thompson) et dégénérés (grades III et IV) ont été tirés de la littérature. La validation a ensuite été réalisée pour les modèles des disques de grades I, III et IV à l'aide de courbes expérimentales de fluage en compression extraites de la littérature. De plus, les amplitudes de mobilité ont été comparées pour des sollicitations en inflexion latérale, flexion et extension, par rapport à celles issues d'expérimentations *in vitro* présentées dans la littérature. Les profils de pression interstitielle, de contrainte effective et de contrainte totale ont été comparés entre les différents niveaux de dégénérescence du disque, et l'apport des différents chargements a été calculé afin d'identifier la phase (solide ou fluide) qui régit le comportement discal, sous l'application de chargement en compression, inflexion latérale, flexion et extension. Pour ce faire, une contrainte de 0,35 MPa a été appliquée pour le chargement en compression, et

un moment de 5Nm a été ajouté pour les chargements d'inclinaison. La validation du modèle, sous un chargement en compression pure, a démontré une bonne concordance avec les courbes expérimentales de fluage. Par contre, les amplitudes de mouvement en inflexion latérale, flexion et extension se sont avérées plus faibles que celles observées à partir d'expérimentations sur les rachis cadavériques. La comparaison des profils de contraintes pour les modèles des grades I, III et IV a montré que les contraintes sont davantage concentrées dans la région de l'annulus lorsque le disque est dégénéré, principalement dans la région comprimée. Par ailleurs, plus le temps d'application du chargement augmente plus la pression interstitielle diminue, au profit de la contrainte effective, et ce, d'autant plus rapidement lorsque le disque est dégénéré. En effet, les profils du disque sain ont montré que la grande majorité de la contrainte était reprise par le fluide discal tout au long de la sollicitation, alors que chez le disque dégénéré, la contrainte effective agissant sur la matrice solide reprend la majorité du chargement en fluage.

Le deuxième objectif du projet visait à identifier les propriétés discales ayant une influence significative sur le comportement biomécanique des modèles des disques sains (GR.I) et dégénérés (GR.IV). Les effets de la hauteur discale, la proportion de fibres de collagène, les modules d'Young ainsi que la perméabilité de l'annulus et du nucleus ont été étudiés à l'aide d'un plan d'expérimentation, permettant ainsi de réduire le nombre de simulations à réaliser. Les modalités des 6 paramètres étudiées ont été fixées à  $\pm 40\%$  des valeurs utilisées dans les modèles validées pour chaque grade. Un total de 16 simulations a été réalisé pour chacune des sollicitations suivantes : compression pure, inflexion latérale, flexion et extension, selon le grade de dégénérescence, pour un total de 128 simulations. De plus, l'influence significative ( $p\text{-value} < 0,05$ ) des paramètres a été étudiée en fonction des indices de mobilité (amplitude de mouvement et taux de déformation pour des temps de sollicitation correspondant à 1, 5, 45, 125 et 245 minutes) et des indices de transfert de chargement (contraintes effectives et pressions interstitielles dans les régions discales médianes pour des temps correspondant à 1, 5, 45, 125 et 245 minutes d'application du chargement). Les analyses ont indiqué que la hauteur discale est un paramètre qui influence grandement l'ensemble du comportement biomécanique discal, peu importe que le disque soit sain (GR.I) ou dégénéré (GR.IV). Pour toutes les sollicitations étudiées, le module d'Young de l'annulus avait un effet significatif sur la contrainte effective uniquement dans la région de l'annulus comprimée pour le grade I, alors que son effet était significatif dans la région du nucleus vers la fin de l'application du chargement pour le grade IV.

De plus, l'impact de la perméabilité augmente dans le temps, principalement dans les régions comprimées, chez le disque sain, alors que la situation inverse a été observée chez le disque dégénéré, où l'effet de la perméabilité diminue avec le temps de sollicitation.

Quelques limites sont associées à l'étude. D'abord, la géométrie générique exploitée a uniquement considéré la variation de la hauteur discale pour représenter les changements géométriques reliés à la dégénérescence, puisqu'il s'agit d'un paramètre subissant des altérations importantes lors du processus de dégénérescence. Par contre, les détails géométriques spécifiques de patients particuliers reliés à leur dégénérescence discale n'ont pas été pris en compte. Néanmoins, les prédictions du modèle concordent avec les courbes de fluage pour un chargement en compression pure. Bien que les mobilités relevées pour les chargements en inflexion latérale, flexion et extension étaient inférieures à celles d'études expérimentales, les tendances observées concordent, c'est-à-dire que l'amplitude de mobilité décroît avec la dégénérescence. Par ailleurs, la pression osmotique, qui offre une résistance supplémentaire à l'écoulement du fluide, n'a pas été considérée dans la modélisation, ce qui a probablement une importance sur le comportement du grade I, mais son impact demeure incertain chez le disque dégénéré qui agit davantage comme un solide.

Le travail réalisé dans le cadre de ce projet de maîtrise a su démontrer la différence biomécanique entre les fonctionnements des disques sains et dégénérés. L'approche de modélisation développée permet la représentation des grades de dégénérescence en variant les paramètres discaux associés aux changements dégénératifs. Le disque sain est davantage géré par le fluide nucléique, alors que le disque dégénéré est régi par la matrice solide, principalement celle de l'annulus. Ce travail de modélisation se distingue des autres travaux publiés par le fait que pour la première fois, les paramètres qui régissent le comportement des disques sains et dégénérés ont été identifiés. Dans un but d'amélioration du modèle, les travaux futurs devraient inclure une géométrie et des propriétés mécaniques personnalisées du disque à partir de techniques d'imagerie. De plus, le modèle devrait intégrer les éléments postérieurs et être étendu au rachis lombaire afin de caractériser l'effet de la dégénérescence sur les autres constituants de la colonne vertébrale, tels l'effet du transfert de chargement à un niveau vertébral sus-jacent ou encore l'effet sur les facettes articulaires et les ligaments. Également, le modèle pourrait être utilisé afin d'étudier l'impact de certaines postures ou sollicitations dynamiques sur le comportement du disque dégénéré, en comparaison avec le modèle sain.

## ABSTRACT

The intervertebral discs impact the flexibility and mobility of the spine and play an important role in transmitting loads through the spine. Disc wear and degeneration occur as a result of age and environmental factors while these changes affect the main function of the disc. The degeneration is generally associated with low back pain, mainly in the lumbar region, where the spine carries heavy loads. Experimental studies were realized on cadaveric functional units to investigate this pathology and to understand its effect on spinal mobility. As a complement, poroelastic finite element (FE) models have been developed and used to represent the biphasic behaviour of the disc. The inclusion of this poroelasticity is essential in the representation of the degeneration process. However, to date such models were not really used to study the degenerative pathology by itself. The purpose of this project was to develop and validate a poroelastic parametric FE model of the intervertebral disc and then identify the significant biomechanical parameters affecting the healthy and degenerated disc behaviour.

The first objective of this project was to develop and validate a poroelastic parametric FE model, which integrates a generic representation of the disc structure, endplates and vertebral bodies. The simplified geometry was generated using published parametric equations and data found in the literature. Disc height and poroelastic properties of both healthy (Thomson grade I) and degenerated (Thompson grades III and IV) discs were also taken from published data. FE models were validated using published experiments exploring creep. Ranges of motion (ROM) in lateral bending, flexion and extension were compared with those from published *in vitro* experiments. Pore pressure (PP), effective stress ( $S_E$ ) and total stress ( $S_T$ ) profiles were analyzed as a function of time following the application of load along discal region profiles for each disc grade. The relative contribution of  $S_E$  and PP was then analyzed as function of time and in the mid-sagittal region. To do so, a compressive stress of 0,35 MPa was applied for every loading case and a moment of 5Nm was added. Simulations of grades I, III and IV disc models using the compressive stress alone agreed well with available published experimental creep data. However, ranges of motion obtained from bending moments were lower than published experimental values. As compared with healthy disc models, stress profiles were mainly concentrated in the annulus region for degenerated disc models (principally in the compressed zone). The PP was dissipated as consolidation occurs, at a higher rate for highly degenerated discs (GR.IV). Then, as the fluid was expulsed, the solid matrix took up extra stresses. For

healthy discs, the majority of stress was carried out by the fluid for the entire loading time. Conversely, the majority of stress was undertaken by the solid matrix at the end of the loading application for the degenerated discs.

The second objective was to determine discal properties significantly affecting the biomechanical behaviour of healthy (GR.I) and degenerated disc (GR.IV) models. Disc height (H), fiber proportions (%F), drained Young's modulus ( $E_a$ ,  $E_n$ ) and initial permeability ( $k_a$ ,  $k_n$ ) of both annulus (a) and nucleus (n) were analyzed using an experimental design. Modalities of these parameters were set as  $\pm 40\%$  above and below mean values used for healthy (GR.I) and degenerated (GR.IV) discs. A total of 16 simulations were performed for every combination of disc grades and loading cases (compression, lateral bending, flexion and extension). To determine the significant influence ( $p$ -value  $< 0.05$ ) on the biomechanical behaviour of the disc model, mobility (ROM and strain rate after 1, 5, 45, 125 and 245 minutes of creep deformation) and load transfer (PP and effective stress profiles in discal region at 1, 5, 45, 125 and 245 minutes of loading application) were analyzed. The statistical analysis showed that disc height had a significant influence ( $p < 0.05$ ) on the overall biomechanical behavior for both healthy and degenerated disc models during the entire loading history. For all loading cases, the annulus' Young modulus significantly affected  $S_E$  in the annulus zone for both disc grades, but was also significant in the nucleus zone for the degenerated discs with further creep response. Permeability had a significant influence on PP stress for both disc grades, but this effect occurred earlier in the degenerated discs when compared to healthy discs.

This study includes some limitations. First, disc height, which is considerably altered by the process of disc degeneration, was the only modified geometrical parameter used to represent the degenerated disc geometry. However, the use of a generic geometry does not strictly correspond to the personalized disc degeneration observed *in vivo*. Nevertheless, the FE-predicted creep curves agreed well with those from the literature. The ROM FE-predicted in lateral bending, flexion and extension was inferior to published ROM. However, the trends were similar, and the ROM decreased with disc degeneration. Osmotic pressure, which offers a supplementary resistance to fluid movement, was not considered in the model. This probably affected the response of the healthy disc, but this omission remained less important in the degenerated disc behavior, which behaved more like a solid material.

The work carried out in the framework of this project demonstrated the difference between mobility and load-sharing for healthy and degenerated disc models. The developed modeling approach allowed the representation of disc grades by altering mechanical and geometrical parameters associated with the degeneration process. Healthy disc behavior was mainly carried by nucleic fluid, whereas degenerated disc behavior was mainly carried by the solid phase. This modeling work distinguishes itself from other published models as, for the first time, the parameters that affect biomechanical behaviour of healthy and degenerated disc were identified. Further studies should be performed to include personalized disc properties with the help of quantitative imaging techniques. Futhermore, the model should include posterior elements and should be extended to include the complete lumbar segment in order to perform extensive studies on the degenerated disc response. More specifically, such as studies may explore the effects of degenerated discs on the adjacent levels or the degenerative impact on the facet joint and ligaments. Moreover, the model should be used to study the impact of posture and dynamic solicitation on the biomechanical behaviour of healthy and degenerated discs.

## TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	III
REMERCIEMENTS .....	IV
RÉSUMÉ.....	V
ABSTRACT .....	VIII
TABLE DES MATIÈRES .....	XI
LISTE DES TABLEAUX.....	XIV
LISTE DES FIGURES .....	XVI
LISTE DES ANNEXES.....	XIX
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	3
1.1    Anatomie du rachis.....	3
1.2    Composants du disque sain .....	4
1.2.1    Nucleus pulposus.....	5
1.2.2    Annulus fibrosus .....	6
1.2.3    Plateaux cartilagineux .....	7
1.3    Comportement mécanique du disque sain.....	7
1.4    Dégénérescence du disque intervertébral .....	8
1.4.1    Manifestation biologique et morphologique de la dégénérescence .....	9
1.4.2    Classification de la dégénérescence .....	10
1.4.3    Comportement biomécanique du disque dégénéré.....	10
1.5    Modèles <i>in vivo</i> pour l'étude biomécanique de la dégénérescence .....	11
1.5.1    Transmission de chargement.....	11
1.5.2    Mobilité .....	12

1.6	Modèles éléments finis pour l'étude du processus de dégénérescence .....	16
1.6.1	Modèles monophasiques .....	16
1.6.2	Modèles biphasiques .....	22
1.6.3	Modèles multiphasiques .....	24
1.7	La poroélasticité .....	24
1.7.1	Théorie poroélastique s'appliquant aux tissus mous .....	25
1.7.2	Méthode des éléments finis d'ABAQUS basée sur la théorie poroélastique .....	26
CHAPITRE 2 RATIONNELLE DU PROJET ET CADRE MÉTHODOLOGIQUE .....		27
CHAPITRE 3 ARTICLE : BIOMECHANICAL INFLUENCE OF DISC PROPERTIES ON THE LOAD TRANSFER OF HEALTHY AND DEGENERATED DISCS USING A POREOELASTIC FINITE ELEMENT MODEL .....		30
3.1	Situation de l'article .....	31
3.2	Abstract .....	32
3.3	Introduction .....	33
3.4	Methods .....	34
3.4.1	Geometrical modeling and meshing .....	34
3.4.2	Mechanical properties .....	35
3.4.3	Validation of grade I, III and IV .....	36
3.4.4	Comparison of grade I, III and IV .....	37
3.4.5	Design of experiments .....	37
3.5	Result .....	38
3.6	Discussion .....	39
3.7	Conclusion .....	42
3.8	Acknowledgements .....	42
3.9	References list .....	43

CHAPITRE 4	ASPECTS	MÉTHODOLOGIQUE	ET	RÉSULTATS
COMPLÉMENTAIRES .....				57
4.1	Méthodologie .....			57
4.1.1	Analyse de convergence du maillage .....			57
4.1.2	Validation et comparaison du comportement biomécanique des grades I, III et IV ..	58		
4.1.3	Étude statistique .....			59
4.2	Résultats selon les types de chargement .....			61
4.2.1	Analyse de la convergence du maillage .....			62
4.2.2	Validation du modèle pour des chargements en inflexion latérale, flexion et extension.....			64
4.2.3	Comparaison des profils de contrainte pour les disques de grades I, III et IV.....			66
4.2.4	Étude statistique des paramètres significatifs.....			72
4.3	Synthèse des résultats de l'exploitation du modèle.....			83
CHAPITRE 5	DISCUSSION GÉNÉRALE .....			85
CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS .....				93
LISTE DE RÉFÉRENCES.....				96
ANNEXES .....				105

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 : Classification macroscopique de Thompson pour le dégénérescence discale .....	10
Tableau 1.2 : Études expérimentales investiguant l'impact de la dégénérescence discale sur la flexibilité du rachis.....	15
Tableau 1.3 : Modèles éléments finis pour l'étude de la biomécanique du disque .....	18
Tableau 3.1 : Material properties for L4/L5 motion segment with Thompson grade I, III and IV discs.....	47
Tableau 3.2 : Material properties used in the design of experiments.....	48
Tableau 3.3 : A. Disc parameters causing significant changes on pore pressure (PP) for healthy (GR. I) and degenerated (GR.IV) disc as a function of time and discal region along the mid-sagittal profile (p-value < 0.05). B. Effect of permeability (ka, kn) on PP.....	55
Tableau 3.4 : A. Disc parameters causing significant changes on effective stress ( $S_E$ ) for healthy (GR. I) and degenerated (GR.IV) disc as a function of time and discal region along the mid-sagittal profile (p-value < 0.05). B. Effect of annulus drained Young modulus ( $E_a$ ) on $S_E$ ... <td>56</td>	56
Tableau 4.1 : Plan d'expérimentation évaluant l'influence des paramètres sur le comportement biomécanique des disques sain (GR.I) et dégénéré (GR.IV) .....	59
Tableau 4.2 : Présentation des temps de simulations et de la densité d'éléments circonférentielle résultante selon la densité axiale .....	64
Tableau 4.3 : Comparaison des valeurs des amplitudes de mouvements (°) entre le modèle éléments finis et les études expérimentales tirées de la littérature .....	65
Tableau 4.4 : Impact de la hauteur discale et de l'aire transverse sur l'amplitude de mobilité du disque sous un chargement en inflexion latérale gauche .....	65
Tableau 4.5 : Valeur d'amplitude de mouvement et de taux de déformation .....	73
Tableau 4.6 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions frontales médianes et suite à 1 minute d'application de la charge .....	74

Tableau 4.7 : Paramètres causant un changement significatif sur l'amplitude de mouvement et le taux de déformation selon le grade de dégénérescence et le temps d'application du chargement en inflexion latérale gauche.....	75
Tableau 4.8 : Paramètres causant un changement significatif sur la pression interstitielle (PI) selon le grade de dégénérescence, la région frontale médiane et le temps d'application du chargement en inflexion latérale gauche.....	76
Tableau 4.9 : Paramètres causant un changement significatif sur la contrainte effective ( $\sigma_E$ ) selon le grade de dégénérescence, la région frontale médiane et le temps d'application du chargement en inflexion latérale gauche.....	77
Tableau 4.10 : Paramètres causant un changement significatif sur l'amplitude de mouvement et le taux de déformation selon le grade de dégénérescence et le temps d'application du chargement en compression pure. ....	78
Tableau 4.11 : Paramètres causant un changement significatif sur l'amplitude de mouvement et le taux de déformation selon le grade de dégénérescence et le temps d'application du chargement en flexion. ....	79
Tableau 4.12 : Paramètres causant un changement significatif sur la pression interstitielle selon le grade de dégénérescence, la région sagittale médiane et le temps d'application du chargement en flexion. ....	80
Tableau 4.13 : Paramètres causant un changement significatif sur la contrainte effective selon le grade de dégénérescence, la région sagittale médiane et le temps d'application du chargement en flexion. ....	80
Tableau 4.14 : Paramètres causant un changement significatif sur l'amplitude de mouvement selon le grade de dégénérescence et le temps d'application du chargement en extension....	81
Tableau 4.15 : Paramètres causant un changement significatif sur la pression interstitielle selon le grade de dégénérescence, la région sagittale médiane et le temps d'application du chargement en extension. ....	82
Tableau 4.16 : Paramètres causant un changement significatif sur la contrainte effective selon le grade de dégénérescence, la région sagittale médiane et le temps d'application du chargement en extension. ....	83

## LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Le rachis.....	3
Figure 1.2 : Unité fonctionnelle composée du disque intervertébral, de deux vertèbres, des facettes articulaires et des ligaments interépineux .....	4
Figure 1.3 : Composition du disque intervertébral.....	5
Figure 1.4 : Structure d'une chaîne de protéoglycane .....	6
Figure 1.5 : Structure lamellaire de l'annulus fibrosus .....	6
Figure 1.6 : Réaction du disque intervertébral lombaire lorsque soumis à un chargement en compression pure (a) ainsi qu'à un chargement en flexion (b). .....	8
Figure 1.7 : Profil de contrainte des disques normal et dégénéré <i>in vitro</i> . Les côtés gauche et droit correspondent respectivement aux régions postérieure et antérieure du disque.....	12
Figure 1.8 : Modèles éléments finis pour l'étude de la biomécanique du disque .....	18
Figure 3.1 : Finite element models of L4/L5 motion segment for Thompson grade I, III and IV discs.....	49
Figure 3.2 : Comparison of creep responses between the FE model predictions and the experimental tests by Chiu et al. (1998) for the three lumbar discs submitted to a compressive stress of 0.35 MPa for four hours. ....	50
Figure 3.3 : Comparison of total stress profiles across the healthy (GR.I) disc mid-sagittal diameter between the FE model prediction at 1 minute following load application and the experimental study by McNally et al. (1992).....	51
Figure 3.4 : Sagittal pore pressure distribution for Thompson grade I, III and IV lumbar discs at 1, 45 and 245 minutes following load application. ....	52
Figure 3.5 : Profiles of pore pressure (PP), effective (SE) and total stresses (ST) across the mid-sagittal diameter for Thompson grade I, III and IV lumbar discs at 1, 5, 45, 125 and 245 minutes following load application. ....	53

Figure 3.6 : Relative contributions of effective stress (black) and pore pressure (white) with respect to total stress acting on mid-sagittal profile for Thompson grade I, III and IV lumbar discs at 1, 45 and 245 minutes following load application. ....	54
Figure 4.1 : Illustration des densités de maillage axiales et circonférentielles .....	57
Figure 4.2: Illustration des paramètres de sortie du plan d'expérimentation en relation avec la mobilité.....	60
Figure 4.3 : Identification des régions discales pour le prélèvement des contraintes .....	61
Figure 4.4 : Amplitude de mobilité selon la densité d'éléments axiale sur l'épaisseur du disque..	62
Figure 4.5 : Profils des pressions interstitielles (PI) et des contraintes effectives ( $\sigma_E$ ) selon la densité d'élément sur l'épaisseur du disque pour des temps d'application de chargement de 1 et 245 minutes. ....	63
Figure 4.6 : Profils de la pression interstitielle (PI), de la contrainte effective ( $\sigma_E$ ) et de la contrainte totale ( $\sigma_T$ ) à travers le diamètre frontal médian pour les disques de grades Thompson I, III et IV après 1, 5, 45, 125 et 245 minutes d'application continue du chargement en inflexion latérale gauche (G). ....	67
Figure 4.7 : Contribution relative de la pression interstitielle (blanc) et de la contrainte effective (noir) sur la contrainte totale prélevée dans les régions discales frontales médianes gauches sous un chargement en inflexion latérale gauche.....	68
Figure 4.8 : Profils de la pression interstitielle (PI), de la contrainte effective ( $\sigma_E$ ) et de la contrainte totale ( $\sigma_T$ ) à travers le diamètre médian sagittal pour les disques de grades Thompson I, III et IV après 1, 5, 45, 125 et 245 minutes d'application continue du chargement en flexion .....	69
Figure 4.9 : Contribution relative de la pression interstitielle (blanc) et de la contrainte effective (noir) sur la contrainte totale prélevée dans les régions sagittales antérieures sous un chargement en flexion .....	70
Figure 4.10 : Profils de la pression interstitielle (PI), de la contrainte effective ( $\sigma_E$ ) et de la contrainte totale ( $\sigma_T$ ) à travers le diamètre médian sagittal pour les grades Thompson I, III et IV après 1, 5, 45, 125 et 245 minutes d'application continue du chargement en extension ..	71

Figure 4.11 : Contribution relative de la pression interstitielle (blanc) et de la contrainte effective (noir) sur la contrainte totale prélevée dans les régions sagittales médianes sous un chargement en extension ..... 72

Figure 4.12 : Diagramme de Pareto de la pression interstitielle dans la région centrale du nucleus après 45 minutes d'application du chargement en inflexion latérale gauche ..... 75

## **LISTE DES ANNEXES**

ANNEXE A - ÉTUDE DE CONVERGENCE DU MAILLAGE .....	105
ANNEXE B - RÉSULTATS DE L'ÉTUDE DE SENSIBILITÉ.....	109
ANNEXE C - DIAGRAMME DE PARETO.....	127

## INTRODUCTION

Le disque intervertébral est composé de deux structures principales : le nucleus pulposus et l'annulus fibrosus. Le nucleus est responsable de supporter des charges importantes, alors que l'annulus permet de contenir le nucleus par sa composition fibreuse et son organisation tissulaire structurée. Cette organisation complexe confère au rachis des propriétés d'amortissement au niveau du transfert des charges, d'élasticité, de mobilité et de résistance.

Avec l'âge, les disques intervertébraux, ainsi que les autres tissus rachidiens impliqués dans le mouvement des vertèbres entre elles, sont le siège de diverses pathologies, dont la dégénérescence. Les facteurs génétiques et les conditions environnementales, incluant les chargements mécaniques répétés, peuvent entraîner l'usure et la dégénérescence discale. Ce changement s'opère principalement dans la région lombaire, considérée comme étant la région la plus sollicitée mécaniquement car elle supporte les charges les plus importantes. Par la suite, un cercle vicieux est enclenché, et plusieurs pathologies peuvent se développer en conséquence à la dégénérescence discale, telle l'hernie discale, causée par un déchirement de l'annulus postérieur. La dégénérescence peut aussi être accompagnée d'importantes douleurs lombaires chez l'individu.

Les mécanismes de dégénérescence ne sont pas encore bien établis et plusieurs questions entourant la dégénérescence demeurent encore sans réponses. En effet, il n'y a pas de consensus sur les causes de la dégénérescence et sur les moyens de la prévenir. Plusieurs études expérimentales ont été réalisées afin de comprendre le comportement biomécanique des disques dégénérés (Horst et Brinckmann, 1981; McNally et coll., 1996). Ces études ont permis d'identifier les profils de contraintes se développant dans les disques dégénérés ainsi que de quantifier les amplitudes de mouvement résultantes (Fujiwara et coll., 2001; Mimura et coll., 1994; Tanaka et coll., 2001). En complément aux expérimentations, des modèles éléments finis ont été développés afin de comprendre le processus de dégénérescence et son impact sur le comportement biomécanique. Parmi ces modèles, certains ont choisi une modélisation monophasique du disque, sans la représentation du fluide qui le compose (Kurowski et Kubo, 1986; Rohlmann et coll., 2005) alors que d'autres ont opté pour une représentation biphasique plus réaliste du disque, qui tient compte des interactions entre la matrice solide et le fluide discal (Natarajan et coll., 2004; Simon et coll., 1985). Ces derniers modèles permettent d'étudier les

contraintes supportées par chacune des phases du disque, et aide ainsi à comprendre les modifications dans la biomécanique du disque. Dans les dernières décennies, plusieurs études se sont intéressées au raffinement de ces modèles (Agourbi et Shirazi-Adl, 1996; Laible et coll., 1993; Lee et Teo, 2004) et peu d'études ont été réalisées sur la dégénérescence discale elle-même.

Ce projet de maîtrise avait comme premier objectif le développement d'un modèle éléments finis paramétrique poroélastique des disques intervertébraux sains et dégénérés ainsi que la validation de ces modèles pour différents cas de sollicitations physiologiques. Le second objectif était d'exploiter ce modèle afin de déterminer les paramètres discaux influençant significativement les comportements biomécaniques du disque sain comparativement au disque dégénéré.

Ce mémoire de maîtrise est divisé en cinq chapitres distincts. Le premier chapitre présente une revue de la littérature dressant un bilan des connaissances relatives à la compréhension du projet. Le second chapitre expose la rationnelle du projet ainsi que la question de recherche et les objectifs spécifiques du projet. Le troisième chapitre présente un article portant sur le développement du modèle éléments finis et sa validation ainsi que sur l'étude de sensibilité reliée à la sollicitation en compression pure. Par la suite, la validation et l'étude de sensibilité sont reproduites au chapitre 4 pour des chargements en inflexion latérale, flexion et extension. Finalement, le chapitre 5 fait l'objet une discussion générale, suivie d'une conclusion et de recommandations pour les futures études. Des annexes viennent compléter la présentation des résultats issus de l'étude de convergence du maillage ainsi que de l'étude de sensibilité.

## CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre contient des notions d'anatomie du disque intervertébral ainsi que la description du comportement biomécanique des disques sains et dégénérés. Il comprend également la description des études expérimentales et numériques réalisées sur le disque intervertébral lombaire contribuant à la compréhension de la dégénérescence discale.

### 1.1 Anatomie du rachis

Le rachis est divisé en trois régions distinctes présentées à la figure 1.1, soit les régions cervicale, thoracique et lombaire. Le rachis cervical, le plus mobile des trois segments, est responsable des mouvements de la tête. Le rachis thoracique permet une optimisation de l'amplitude thoracique lors des mouvements respiratoires et permet principalement les mouvements de flexion/extension, inflexion et rotation axiale alors que le rachis lombaire est responsable des mouvements du tronc en flexion/extension, inflexion et rotation axiale, et c'est celui sur lequel s'exercent les forces et les moments les plus élevés (Kurtz et Edidin, 2006).

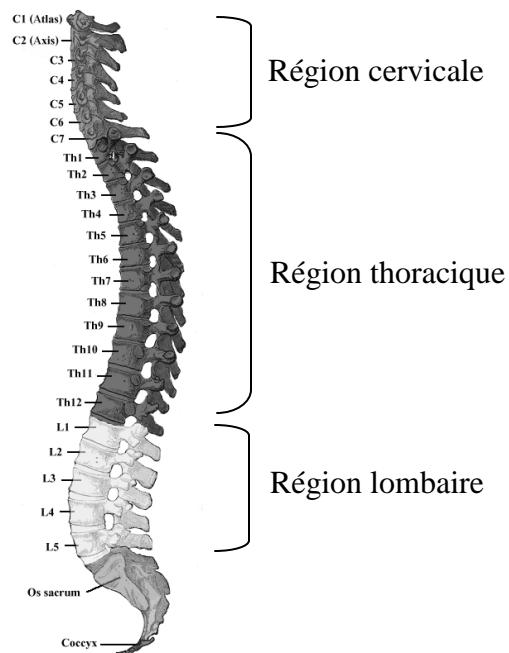


Figure 1.1 : Le rachis (adaptée de wikipedia.org)

Le rachis totalise 23 disques intervertébraux qui représentent 20 à 33 % de la hauteur de la colonne vertébrale (White et Panjabi, 1990). Les vertèbres adjacentes sont liées entre elles par le disque intervertébral en antérieur, et par deux facettes articulaires en postérieur, situées symétriquement de part et d'autre du plan sagittal, tel qu'illustré à la figure 1.2. Ce complexe de trois joints distincts est stabilisé par sept ligaments intervertébraux.

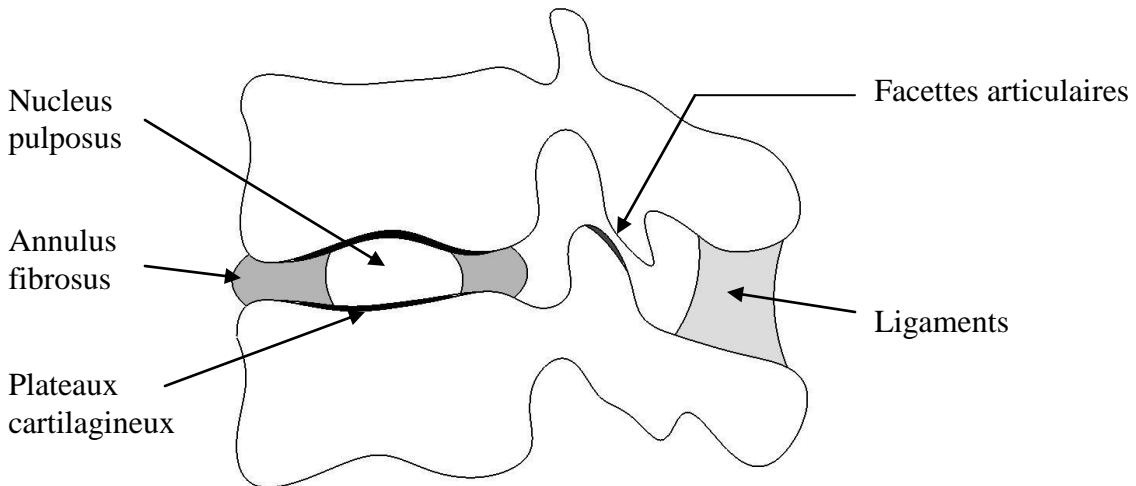


Figure 1.2 : Unité fonctionnelle composée du disque intervertébral, de deux vertèbres, des facettes articulaires et des ligaments interépineux

Le disque intervertébral est un tissu flexible dont les fonctions premières sont d'amortir et de distribuer le chargement tout le long du rachis et de conférer une flexibilité limitée (Kurtz et Edidin, 2006).

## 1.2 Composants du disque sain

Le disque intervertébral est le plus grand tissu avasculaire du corps humain. Il est constitué de trois structures distinctes, soit l'annulus fibrosus, le nucleus pulposus et les plateaux cartilagineux. Chacune de ces structures est principalement composée d'eau, de collagène et de protéoglycanes (Ghosh, 1988). Les proportions des constituants de l'annulus et du nucleus sont présentées à la figure 1.3.

### 1.2.1 Nucleus pulposus

Le nucleus pulposus est situé dans la portion centrale du disque, légèrement décalé en postérieur, et occupe un volume représentant 30 à 60 % du disque (Lu et coll., 1996) (figure 1.5). Il s'agit d'une matière gélatineuse dont la proportion en eau correspond à environ 80 %. Lorsque le rachis est chargé, le fluide absorbe et répartit les contraintes qui s'exercent sur les vertèbres.

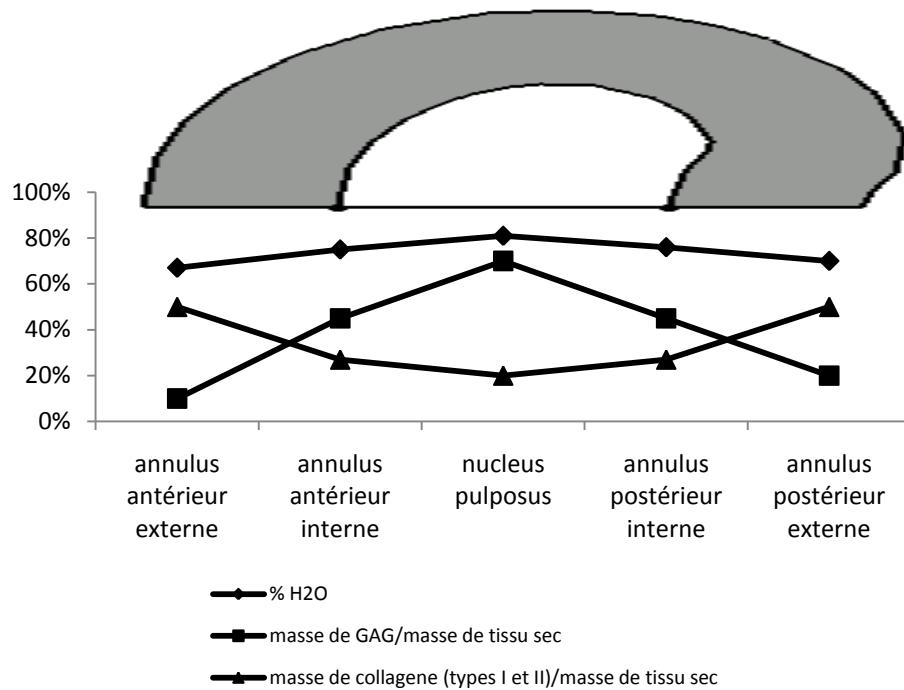


Figure 1.3 : Composition du disque intervertébral (selon Antoniou et coll., 1996; Urban et coll., 1978)

Outre le fluide, le nucleus sain est constitué d'une matrice extracellulaire composée de collagène, principalement de type II, emmêlé aux molécules de protéoglycane. La présence des protéoglycanes est essentielle au rôle du nucleus car elles sont de véritables pièges à eau permettant de conserver l'hydratation au sein du disque. La figure 1.4 présente la structure d'une chaîne de protéoglycane.

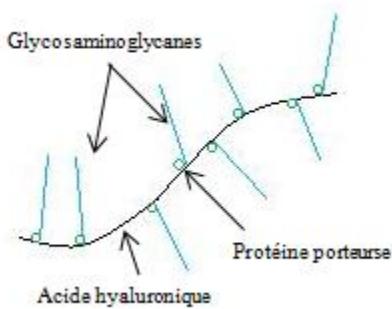


Figure 1.4 : Structure d'une chaîne de protéoglycane

Les protéoglycances sont composées de glycosaminoglycans (GAG), qui sont des molécules sur lesquelles reposent des charges négatives. Plus il y a de protéoglycane dans le nucleus, plus le taux de fluide sera élevé, ce qui favorise la pression intradiscale permettant au disque de ne pas s'affaisser sous le poids de l'individu. Outre le maintien de l'hydratation du disque, les protéoglycanes contrôlent la porosité et empêchent la croissance de vaisseaux sanguins dans l'articulation intervertébrale.

### 1.2.2 Annulus fibrosus

L'annulus fibrosus, robuste structure fibreuse ceinturant le nucleus, est formé d'une vingtaine de lamelles concentriques (figure 1.5). Dans ces lamelles, les fibres de collagène sont orientées à environ  $30^\circ$  avec l'horizontale, et l'orientation est inversée pour deux couches successives (Prithvi, 2008). La région externe de l'annulus est attachée à l'os cortical des vertèbres adjacentes, alors que la région interne est séparée de l'os spongieux par les plateaux cartilagineux.

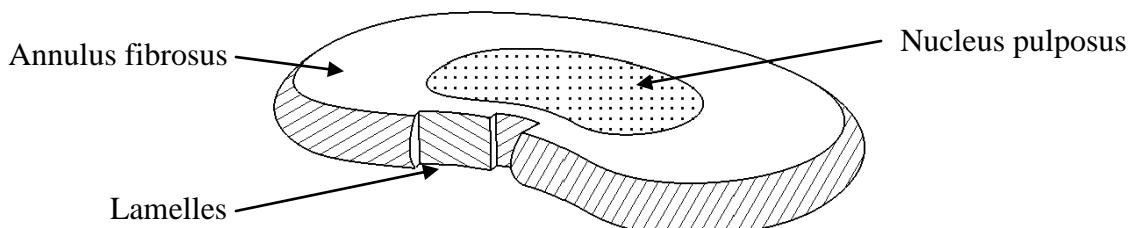


Figure 1.5 : Structure lamellaire de l'annulus fibrosus

L'annulus sain est majoritairement composé d'eau et d'une matrice extracellulaire riche en collagène de type I (Antoniou et coll., 1996). Lorsque le nucleus est comprimé, l'aspect fibreux et ordonné de l'annulus lui confère une bonne résistance en tension, et permet conséquemment de limiter la protubérance des parois externes du disque.

### **1.2.3 Plateaux cartilagineux**

Les plateaux cartilagineux, d'une épaisseur d'environ 1 mm (Prithvi, 2008), sont la transition entre le tissu discal et les corps vertébraux osseux. Leur structure poreuse favorise les échanges, si bien qu'ils représentent la source de nutrition première du disque intervertébral (Ghosh, 1988).

La composition des plateaux cartilagineux s'apparente à celle retrouvée dans le disque. Ainsi, la région surplombant l'annulus interne a une concentration en eau et en collagène plus élevée, alors que celle en contact avec le nucleus contient d'avantage d'eau et de protéoglycane.

## **1.3 Comportement mécanique du disque sain**

La structure complexe du disque lui confère la capacité de résister à des chargements mécaniques élevés. Sous l'effet d'une charge compressive, la pression au sein du nucleus augmente et des contraintes radiales de tension sont transmises à la structure fibreuse de l'annulus (figure 1.6a), qui tend à limiter la protubérance des parois discales (White et Panjabi, 1990). Lorsque la contrainte exercée est supérieure à celle que peut supporter le nucleus, le fluide est expulsé, ce qui entraîne l'accroissement de la concentration des molécules de protéoglycane dans le disque. La pression osmotique, qui tend à conserver le fluide au sein du disque par l'attraction des charges négatives associées aux protéoglycane, est alors augmentée. Le processus d'exsudation prend fin lorsque l'équilibre est atteint entre la pression osmotique et la contrainte externe appliquée sur le disque. Lors des moments de repos, les charges appliquées sur le disque étant diminuées, le fluide réintègre le milieu afin qu'un nouvel équilibre osmotique soit atteint. Ce comportement illustre les processus menant à la nature viscoélastique discale.

Les matériaux biphasiques composés d'un solide élastique et d'un fluide visqueux se comportent de manière viscoélastique. Selon le type de sollicitations appliquées, deux phénomènes sont observables, la relaxation de contraintes ou le fluege. La relaxation résulte de l'application d'une

déformation constante, causant une réduction graduelle de la contrainte interne obtenue par un retour à l'équilibre du milieu. Le fluage est généré par l'application d'une charge constante ayant pour effet d'accroître progressivement la déformation lors de l'exsudation du fluide. De ce fait, tant que l'équilibre entre la pression osmotique et celle exercée n'est pas satisfait, le fluide continue de s'écouler et le matériau de se déformer.

Le disque intervertébral lombaire est principalement soumis à des contraintes compressives résultant du poids du corps, mais également à des modes de sollicitation physiologiques en inflexion latérale, flexion/extension et torsion lors des activités quotidiennes. Lorsque soumis à un chargement résultant de l'inclinaison du disque, le nucleus s'excentre dans la direction inverse de l'inclinaison (figure 1.6b). Selon la direction du chargement, une partie de l'annulus est soumise à des efforts en compression alors que l'autre subit une tension, majoritairement supportée par les fibres de collagène de l'annulus (Kurtz et Edidin, 2006). Également, les fibres de collagènes sont très sollicitées lors d'un effort en torsion, elles peuvent même être chargées directement, sans l'action de la pressurisation du nucleus (Kurtz et Edidin, 2006).

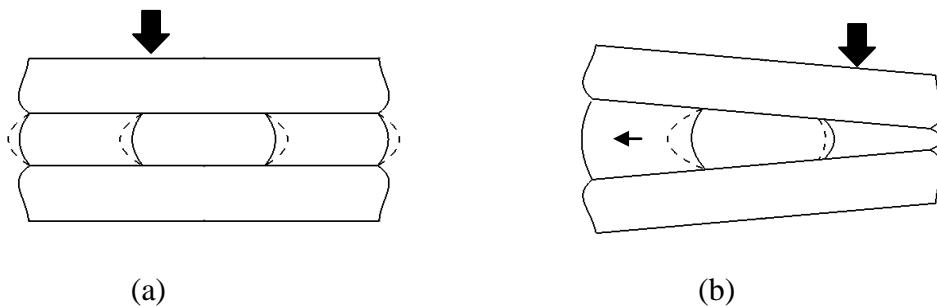


Figure 1.6 : Réaction du disque intervertébral lombaire lorsque soumis à un chargement en compression pure (a) ainsi qu'à un chargement en flexion (b).

## 1.4 Dégénérescence du disque intervertébral

La dégénérescence du disque intervertébral est une pathologie qui entraîne des changements au niveau des aspects biologique et morphologique du disque. Les fonctions biomécaniques de l'articulation intervertébrale s'en trouvent altérées. Puisque la dégénérescence cause la dégradation mécanique du tissu discal, il est probable que le sujet souffre de maux de dos, principalement dans la région lombaire, puisqu'il s'agit du segment rachidien le plus sollicité

(Kurtz et Edidin, 2006). Le mal de dos est une problématique de santé publique majeure, puisqu'environ 80 % de la population en souffre au moins une fois dans leur vie. Il s'agit de la cause la plus fréquente de limitation d'activité pour les personnes âgées de 45 ans et moins (Collins, 2006).

#### **1.4.1 Manifestation biologique et morphologique de la dégénérescence**

La dégénérescence du disque intervertébral est une pathologie dont les symptômes sont semblables à ceux d'un vieillissement normal du disque. Avec la dégénérescence, la concentration en protéoglycans et la teneur en eau diminuent au sein du disque, plus particulièrement dans le nucleus. La composition de la matrice extracellulaire est également modifiée avec l'apparition des collagènes de type III, VI et X (Roberts et coll., 2006). De plus, dans le nucleus, la proportion de collagène de type I croît considérablement (Kurtz et Edindin, 2006), et devient le type de collagène majoritaire de cette région. Tous ces changements impliquent la transformation des propriétés du disque, qui a maintenant plutôt les particularités d'un solide que celles d'un liquide.

D'un point de vue macroscopique, la désorganisation et la fissuration des lamelles de l'annulus sont observées avec l'évolution de la dégénérescence (Iatridis et Gwynn, 2004). En raison du retrait des molécules de protéoglycans, la pression intradiscale diminue, le disque s'affaisse et le taux de vascularisation et d'innervation augmente. L'aspect gélatineux du nucleus disparaît au profil d'une apparence fibreuse, semblable à celle de l'annulus; la frontière entre les deux structures devient diffuse (Kurtz et Edidin, 2006).

Il est difficile de faire la différence entre le disque dégénéré (fissures, affaissement) et le disque âgé (dégradation normale dû au vieillissement du tissu). Le disque dégénéré pathologique pourrait être défini comme une accélération du processus normal de vieillissement, causée par une combinaison de mécanismes tels les problèmes de nutrition, l'accumulation de déchets et les fractures de la matrice fibreuse sous l'action de charges mécaniques (An et coll., 2004). Les échanges entre le disque et son environnement se trouvent diminués avec la dégénérescence en raison de la calcification des plateaux cartilagineux et de la diminution des artères en périphérie de l'annulus. Le disque dégénéré est privé de nutriments et les déchets s'y accumulent, causant une diminution du PH, ce qui favorise la nécrose cellulaire (Buckwalter, 1995). Les cellules étant

responsables du renouvellement de la matrice cellulaire et ayant besoin des nutriments pour fonctionner, la diminution de viabilité des cellules contribue à la dégénérescence discale.

Outre les composants du disque, des changements secondaires associés à la dégénérescence sont observés sur les structures du rachis, telles la présence d'ostéophytes, les contraintes élevées dans les facettes articulaires et l'arthrose.

### **1.4.2 Classification de la dégénérescence**

Afin d'évaluer le degré de dégénérescence, différentes échelles de gradation ont été élaborées (Kettler et Wilke, 2006; Nachemson, 1960; Pfirrmann et coll., 2001; Thompson et coll., 1990). Le système de gradation de Thompson, présenté au tableau 1.1, est l'un des plus connus dans la littérature. Il est basé sur l'apparence morphologique des différentes zones du disque dans le plan transverse.

Tableau 1.1 : Classification macroscopique de Thompson pour la dégénérescence discale

<b>Grade</b>	<b>Nucleus</b>	<b>Annulus</b>	<b>Plateau cartilagineux</b>	<b>Corps vertébral</b>
1	Gel capable de gonfler	Lamelles fibreuses discrètes	Hyalin d'épaisseur uniforme	Bords arrondis
2	Tissu fibreux blanc à la périphérie	Infiltration de matériel nucléaire entre les lamelles	Épaisseur irrégulière	Bords pointus
3	Tissu fibreux consolidé	Perte de démarcation entre annulus et nucleus	Défauts focaux dans le cartilage	Quelques chondrophytes ou ostéophytes sur les bords
4	Fissures horizontales	Disruption focale	Fibrocartilage provenant de l'os sous-chondral; irrégularités et sclérose focale dans l'os sous-chondral	Ostéophytes < 2mm
5	Fissures étendues de l'annulus au nucleus		Sclérose diffuse	Ostéophytes > 2 mm

### **1.4.3 Comportement biomécanique du disque dégénéré**

Avec la dégénérescence, la pression osmotique est réduite en raison de la diminution de protéoglycans dans le nucleus, ce qui contribue à diminuer la résistance à l'affaissement du nucleus. Dans le disque sain, la pression ressentie dans le nucleus est transmise à l'annulus par le

biais de contraintes de tension tangentielles et radiales. Par contre, lorsque le disque dégénère, le nucleus s'affaisse et l'annulus doit reprendre une partie des charges en compression, ce qui favorise le délaminage et la création de fissures.

De manière générale, la structure discale se rigidifie avec la dégénérescence. L'affaissement du disque conduit à la perte de hauteur discale et à l'augmentation de l'aire transverse, lesquelles contribuent à rigidifier le tissu. Le module d'élasticité de l'annulus augmente considérablement chez le disque dégénéré (Iatridis et coll., 1998), tandis que celui du nucleus tend à diminuer (Johannessen et Elliott, 2005). Ainsi, pour l'application d'un même chargement, les contraintes ressenties dans le nucleus seront plus importantes pour le disque sain que pour le disque dégénéré (McNally et coll., 1996).

La perméabilité est une propriété physique directement liée à la composition du disque intervertébral. Dans l'annulus sain, la perméabilité est anisotrope, alors qu'elle devient isotrope dans l'annulus dégénéré (Gu et coll., 1999). De manière générale, la perméabilité augmente avec l'évolution de la dégénérescence. Le fluide est expulsé plus rapidement lorsque le disque est dégénéré, ce qui accélère le taux de déformation du disque, et favorise ainsi les risques de blessures.

## 1.5 Modèles *in vivo* pour l'étude biomécanique de la dégénérescence

Plusieurs études expérimentales ont été réalisées afin d'évaluer l'effet de la dégénérescence sur le comportement biomécanique du disque intervertébral, plus spécialement sur la transmission de chargement et la mobilité.

### 1.5.1 Transmission de chargement

La pression hydrostatique du nucleus est une composante clé caractérisant la capacité du disque à reprendre de lourdes charges.

Horst et Brinckmann (1981) ont étudié la distribution de contraintes axiales au niveau des plateaux cartilagineux inférieurs d'unités fonctionnelles lombaires cadavériques soumises à différents types de chargements combinés. Ils ont identifié un impact de la dégénérescence sur le profil de distribution des contraintes au niveau des plateaux vertébraux. Pour le disque sain, peu importe le type de chargement, le profil de contrainte est uniforme et symétrique, alors que pour

le disque dégénéré, le profil de contrainte est asymétrique, principalement pour l'application de chargements combinés (exemple : compression et flexion). Selon les résultats de leur étude, le disque dégénéré arbore un comportement se rapprochant davantage à un solide.

McNally et coll. (1996) ont réalisé une étude expérimentale sur des disques intervertébraux cadavériques afin de mieux saisir les dysfonctionnements du disque lors de la dégénérescence. Ils ont réalisé que la contrainte axiale diminue au centre du nucleus avec la dégénérescence, alors qu'elle augmente de manière ponctuelle dans l'annulus, plus particulièrement dans la région postérieure (figure 1.7).

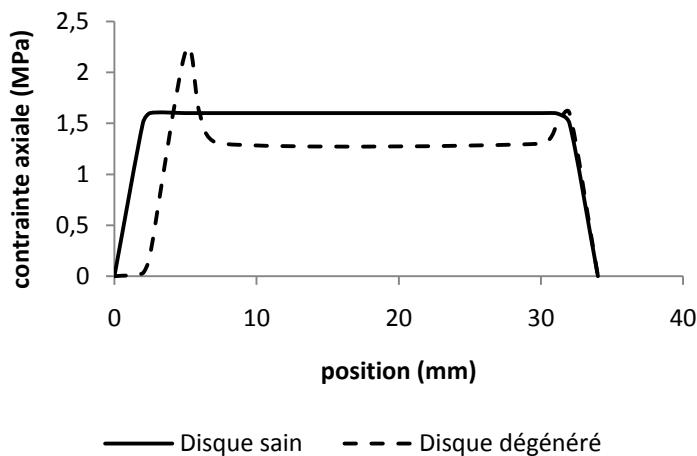


Figure 1.7 : Profil de contrainte des disques normal et dégénéré *in vitro*. Les côtés gauche et droit correspondent respectivement aux régions postérieure et antérieure du disque. (selon McNally et coll., 1996)

### 1.5.2 Mobilité

Le disque intervertébral lombaire est un tissu flexible responsable de la mobilité du rachis. Lorsque le disque est endommagé, sa mobilité est altérée (Panjabi et coll., 1984). Plusieurs études (Fujiwara et coll., 2000; Krismer et coll., 2000; Mimura et coll., 1994; Tanaka et coll., 2001) ont été réalisées afin d'identifier une relation entre le niveau de dégénérescence et l'amplitude de mobilité discale, selon différents cas de chargements physiologiques : rotation axiale, inflexion latérale, flexion et extension (tableau 1.2).

Panjabi et coll. (1984) ont réalisé des tests de compression, flexion et extension sur des unités fonctionnelles lombaires intactes et lésées (fissures de l'annulus, retrait du nucleus). De manière générale, selon les différents cas de sollicitation, la mobilité des disques intacts est toujours inférieure à celle des disques endommagés. Elle augmente par la suite plus les dommages causés aux disques sont importants.

Selon l'ensemble des études expérimentales réalisées afin de comprendre la relation entre la mobilité et la dégénérescence discale, la rotation axiale et l'inflexion latérale ont été identifiées comme étant les plus susceptibles d'influencer l'amplitude de mouvement des disques selon le niveau de dégénérescence. Plusieurs auteurs ont observé une variation importante de l'amplitude de mouvement en inflexion latérale en relation avec le niveau de dégénérescence du disque (Mimura et coll., 1994; Fujiwara et coll., 2000; Tanaka et coll., 2001). Mimura et coll., (1994), en appliquant un chargement de 10 Nm sur des unités fonctionnelles cadavériques, ont observé une diminution de la mobilité associée à une augmentation du niveau de dégénérescence. De leur côté, Fujiwara et coll., (2000) ont identifié une légère augmentation de la flexibilité pour un niveau moyen de dégénérescence, puis une diminution nette pour les niveaux élevés de dégénérescence discale. Les mêmes tendances ont été observées dans l'étude de Tanaka et coll. (2001). Par contre, dans leur étude, le mode de chargement en rotation axiale est celui qui influence le plus la mobilité selon le niveau de dégénérescence discale. En effet, de manière générale, la mobilité tend à croître avec la dégénérescence pour des chargements en torsion (Fujiwara et coll., 2000; Krismer et coll., 2000; Tanaka et coll., 2001). Ceci est principalement causé par la formation de fissures qui accompagne la dégénérescence.

Selon l'ensemble des études, la dégénérescence tend à diminuer la mobilité en flexion/extension, mais l'influence n'est pas aussi importante que pour les autres types de chargement. Seulement l'étude de Fujiwara et coll., (2001) a observé une diminution intéressante pour les disques mâles. En effet, dans cette étude pour laquelle 110 échantillons ont été testés, des différences ont été notées selon le sexe et les niveaux vertébraux étudiés.

La flexibilité du disque est régie par les propriétés discales géométriques et mécaniques. Avec l'évolution de la dégénérescence, la perte de hauteur et l'augmentation de l'aire transverse permettent d'accroître la rigidité du disque, et tendent ainsi à décroître l'amplitude de mouvement. Inversement, la perte d'eau dans le nucleus, l'apparition de fissure dans l'annulus et

l'augmentation de la perméabilité discale contribuent à accroître la flexibilité, principalement en torsion. Ainsi, après avoir examiné leurs résultats, Mimura et coll. (1994) ont posé l'hypothèse suivante : les altérations au niveau des propriétés géométriques affectent plus particulièrement le mouvement en inflexion latérale, alors que les propriétés mécaniques affectent davantage la mobilité en rotation axiale.

Outre la dégénérescence, d'autres paramètres influents sont en jeu lors des tests : sexe, niveau vertébral, âge, états des éléments postérieurs, etc. Ainsi, il serait nécessaire de pouvoir contrôler ces facteurs afin d'isoler l'effet de la dégénérescence, ce qui est difficile à envisager avec les études expérimentales.

Tableau 1.2 : Études expérimentales investiguant l'impact de la dégénérescence discale sur la flexibilité du rachis

Études	Échantillons	Moment maximal appliqué	Types de chargements pour lesquels la mobilité est influencée par la dégénérescence	Observations
Mimura et coll., (1994)	12 segments lombaires (35 – 64 ans) Tous mâles	10 Nm	Inflexion latérale	Variation de propriétés mécaniques accroît la flexibilité Variation de propriétés géométriques décroît la flexibilité
Krismer et coll., (2000)	36 segments lombaires (20 – 92 ans) 9 segments femelles/ 27 segments mâles	8,5 Nm	Rotation axiale	Sous un chargement en rotation axiale, la flexibilité augmente faiblement pour un niveau moyen de dégénérescence, et augmente de manière plus importante pour un niveau de dégénérescence élevé.
Fujiwara et coll., (2000)	110 UFL (39 - 88 ans) 52 femelles/58 mâles	6,6 Nm	<u>Male</u> : Inflexion latérale + Rotation axiale + Flexion <u>Femelle</u> : Rotation axiale	De façon générale, la flexibilité augmente pour un niveau moyen de dégénérescence et diminue pour un niveau élevé
Tanaka et coll., (2001)	114 UFL (39 - 87 ans) 49 femelles/65 mâles	5,7 Nm	Inflexion latérale Rotation axiale	La rotation axiale est le type de chargement pour lequel la mobilité est la plus influencée par la dégénérescence

UFL = Unités fonctionnelles lombaires

## 1.6 Modèles éléments finis pour l'étude du processus de dégénérescence

Plusieurs modèles éléments finis ont été développés afin d'étudier le comportement biomécanique du disque intervertébral lombaire (figure 1.8 et tableau 1.3). Les stratégies de modélisation employées sont variées et peuvent être classées selon le nombre de phases représentées : monophasique, biphasique et multiphasique. La plupart de ces études ont contribué à une meilleure compréhension de la dégénérescence discale.

### 1.6.1 Modèles monophasiques

Plusieurs modèles monophasiques ont été mis à profit dans le passé, et le sont encore de nos jours, afin de comprendre la relation entre la dégénérescence et le comportement biomécanique discal. Dans la plupart de ces modèles, la dégénérescence est modélisée par une modification approximative des propriétés du tissu et de la géométrie. Le fluide interstitiel, ayant un effet primordial au niveau de la réponse discale, n'est pas représenté au sein des modèles monophasiques.

À l'aide d'un modèle bidimensionnel linéaire élastique, Kurowski et Kubo (1986) ont étudié l'évolution de la distribution de contraintes selon la dégénérescence discale. L'annulus est modélisé à l'aide d'un matériau isotrope, alors que le nucleus est représenté par l'intermédiaire d'une pression sur la paroi interne de l'annulus. Afin de modéliser l'état du disque dégénéré, cette pression, simulant la pression hydrostatique du nucleus, a été réduite. Bien que cette représentation de la dégénérescence soit simpliste, ce modèle a permis d'expliquer l'évolution du comportement biomécanique d'un état sain à dégénéré. En effet, les contraintes maximales ont été observées au centre des plateaux cartilagineux pour le disque sain, et se propagent en périphérie avec la dégénérescence, ce qui illustre l'impact du processus de dégénérescence sur les plateaux cartilagineux. Afin d'étudier l'effet de la dégénérescence du disque L4-L5 sur le comportement biomécanique du disque sus-jacent L3-L4, un modèle éléments finis tridimensionnel non-linéaire élastique a été développé (Kim et coll., 1991). Dans ce modèle, la dégénérescence a été modélisée en retirant la nature hydrostatique du nucleus et en rigidifiant le disque dans son ensemble. Ce modèle a permis de prédire une augmentation de contrainte dans le disque L3-L4 ainsi qu'une réduction des forces sur les facettes articulaires lorsque le disque L4-L5 est dégénéré. Rohlmann et coll. (2006) ont réalisé un modèle tridimensionnel hyperélastique

afin d'étudier l'impact de la dégénérescence discale sur le comportement biomécanique du disque. Ce modèle monophasique a permis l'étude de l'amplitude de mouvement et des concentrations de contraintes dans le disque. L'état de dégénérescence est obtenu par une réduction de la compressibilité du nucleus et une diminution de la hauteur discale. La loi de comportement hyperélastique a permis de mieux représenter la nature discale puisque la déformation du disque dépend de la force appliquée. Afin d'évaluer le risque de lésions discales lors de l'application de chargements complexes sur des disques sain et dégénéré, Schmidt et coll. (2007) ont réalisé un modèle hyperélastique d'une unité fonctionnelle lombaire. Encore une fois, la dégénérescence est modélisée par une variation des propriétés du nucleus et par la réduction de la hauteur discale. Cette représentation sommaire de l'état dégénéré a permis d'identifier les concentrations de contrainte dans le disque selon le grade de dégénérescence et les chargements appliqués.

Dans les modèles énumérés précédemment, l'obtention d'une réponse transitoire est impossible. Il est nécessaire d'avoir recours aux modèles viscoélastiques afin de modéliser la progression des contraintes et des déformations dans le temps.

Les modèles viscoélastiques sont un agencement d'éléments linéaires élastiques et rhéologiques. Le choix des paramètres composant le modèle s'effectue généralement dans l'optique de reproduire les résultats expérimentaux en fluage et en relaxation de contraintes. Le modèle de Wang et coll. (2000) s'inscrit dans cette catégorie. Ce modèle a permis d'identifier l'importance de la vitesse de chargement sur la distribution des contraintes au sein du disque dans le but d'identifier des dommages potentiels.

Dans l'ensemble des modèles monophasiques décrits précédemment, un des composants majeurs responsables du comportement biomécanique discal est omis, soit l'écoulement du fluide. La présence du fluide permet à la colonne de supporter des charges élevées. Lorsque le disque dégénère, le taux de fluide diminue dans le nucleus qui devient plus fibreux, ce qui a un impact considérable sur la réponse biomécanique du disque. Ainsi, pour comprendre le processus de dégénérescence, les modèles éléments finis devraient inclure non seulement des altérations au niveau de la rigidité et de la géométrie discale, mais aussi au niveau de la perméabilité et de la porosité.

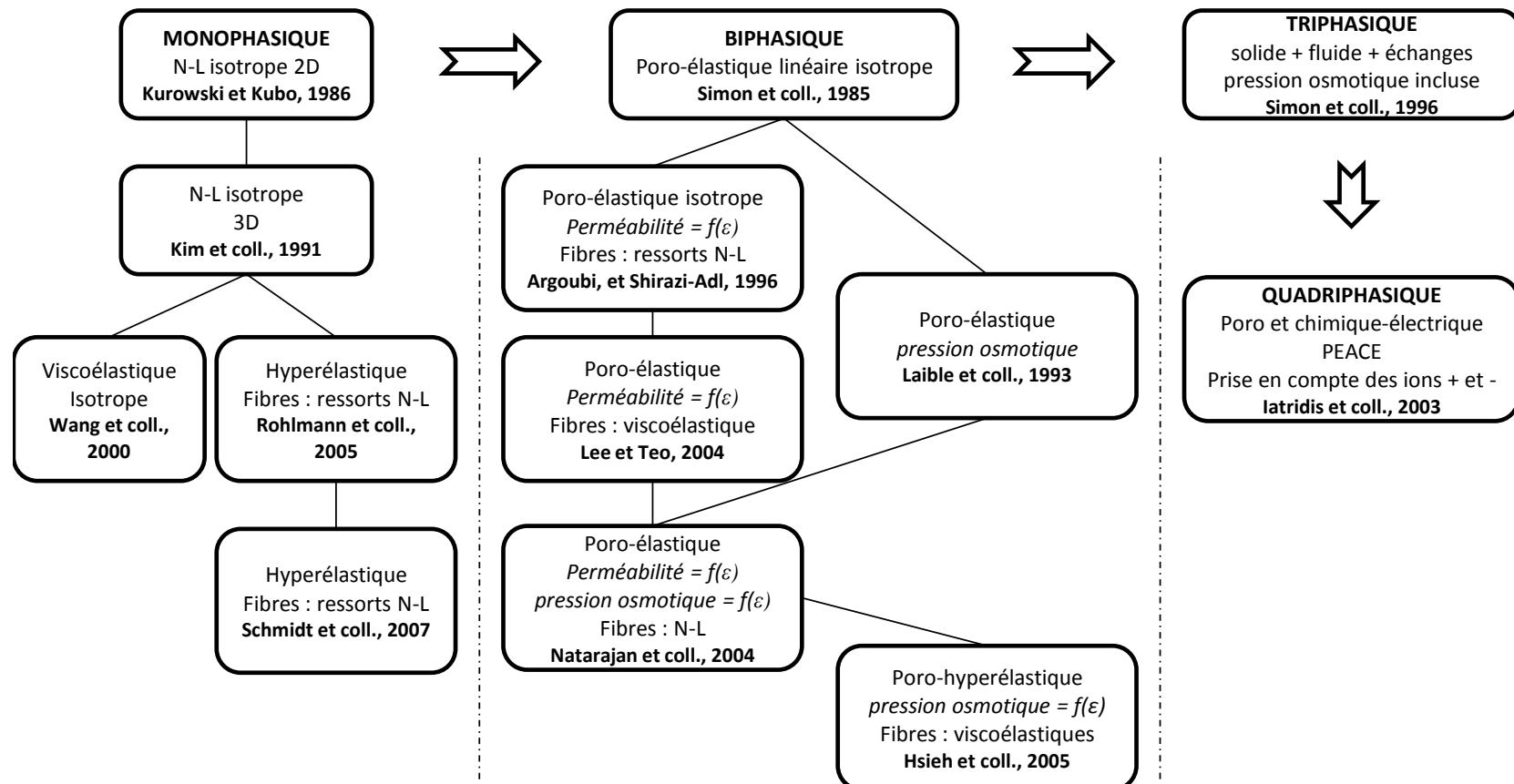


Figure 1.8 : Modèles éléments finis pour l'étude de la biomécanique du disque

Légende : N-L = non-linéaire /  $f(\epsilon)$  = en fonction de la déformation

Tableau 1.3 : Modèles éléments finis pour l'étude de la biomécanique du disque

<b>Études</b>	<b>Objectif</b>	<b>Loi de comportement</b>	<b>Moyens pour représenter la dégénérescence</b>	<b>Observations</b>
<b>Monophasique</b>				
<b>Kurowski et Kubo, (1986)</b>	Étudier l'évolution de la distribution de chargements selon la dégénérescence discale	N-L élastique isotrope 2D	Simulation du nucleus par une pression appliquée sur les parois interne de l'annulus. Cette pression est réduite pour représenter la dégénérescence.	La contrainte effective maximale est observée au centre du plateau cartilagineux pour un disque sain, et se propage en périphérie avec la dégénérescence.
<b>Kim et coll., (1991)</b>	Étudier l'impact de la dégénérescence du disque L4-L5 sur la réponse mécanique du disque sus-jacent L3-L4	N-L élastique isotrope 3D	Retrait de la nature hydrostatique du nucleus et augmentation de la rigidité du disque dans son ensemble.	Une réduction d'effort sur les facettes et une augmentation des contraintes dans le disque L3-L4 sont mesurées.
<b>Rohlmann et coll., (2006)</b>	Analyser l'impact de la dégénérescence discale sur le comportement biomécanique du disque	Hyperélastique 3D fibres = ressorts N-L	Réduction de la compressibilité du nucleus. Diminution de la hauteur discale.	L'amplitude de mouvement décroît avec la dégénérescence pour des chargements en flexion/extension et inflexion latérale. Avec la dégénérescence, les contraintes sont plus élevées dans l'annulus, et plus faibles dans le nucleus.
<b>Schmidt et coll. (2007)</b>	Déterminer la combinaison de chargement qui conduit au niveau de contrainte le plus élevé selon le niveau de dégénérescence	Hyperélastique 3D fibres = ressorts N-L	Altération des propriétés du nucleus Diminution de la hauteur discale.	La pression intradiscale maximale est obtenue pour un chargement en flexion. Plus le disque est dégénéré, plus la pression intradiscale augmente. Ainsi, les changements associés à la dégénérescence pourraient causer des lésions discales.
<b>Wang et coll., (2000)</b>	Étudier l'effet de la vitesse de chargement sur la distribution de contrainte et de déformation au sein du disque	Viscoélastique 3D	N/D	Un modèle transitoire est nécessaire pour comprendre l'impact de la vitesse de chargement sur le comportement d'un segment lombaire. Un tel modèle peut s'avérer utile pour identifier les activités dynamiques risquant de causer des blessures discales.

<b>Biphasique</b>				
<b>Simon et coll., (1985)</b>	Étudier l'effet des propriétés intrinsèques du disque sur la biomécanique du disque.	Poro-élastique axisymétrique	Augmentation de la perméabilité Réduction des modules d'Young de l'annulus et du nucleus	Les altérations de propriétés reliées à la dégénérescence induisent un changement significatif pour la réponse en fluage
<b>Argoubi et Shirazi-Adl, (1996)</b>	Déterminer le rôle des facettes, de la perméabilité et des conditions de frontières de pression initiale sur le fluage pour un chargement en compression.	Poro-élastique 3D $k=f(\epsilon)$ fibres = ressorts N-L	N/D	L'écrasement du disque et la force axiale sur les facettes sont moins élevés lorsque la perméabilité est définie en fonction de la déformation, plutôt que de la conserver constante. Les disques lésés ont une mobilité plus importante que le disque intact
<b>Lee et Teo, (2004)</b>	Analyser l'effet des facettes et des ligaments postérieurs sur la réponse temporelle sous l'action d'un chargement combiné pour une période de 2h.	Poro-élastique 3D $k=f(\epsilon)$ fibres = viscoélastique	N/D	L'unité fonctionnelle lésée se déforme davantage que celle intacte. Retirer les facettes et ligaments peut affecter la stabilité et causer la dégénérescence du disque
<b>Laible et coll., (1993)</b>	Déterminer l'effet de la pression osmotique sur la réponse discale.	Poro-élastique 3D Pression osmotique ( $\Pi$ ) constante	N/D	La pression osmotique permet de réduire l'écrasement du disque soumis à une compression. La hauteur du disque, le transfert de chargements, la direction et l'amplitude du déplacement du fluide et les contraintes internes sont affectées par la pression osmotique
<b>Natarajan et coll., (2004)</b>	Comparer les comportements biomécaniques des disques sain et dégénéré sous l'action d'un chargement cyclique.	Poro-élastique 3D $k$ anisotrope $k=f(\epsilon)$ $\Pi = f(\epsilon)$ Fibres N-L	Augmentation de la perméabilité axiale / Diminution de la perméabilité planaire Diminution de la porosité Augmentation des modules d'Young Diminution des coefficients de Poisson Diminution du contenu en eau	La perte de hauteur est plus importante pour le disque sain que pour le disque dégénéré. Le disque sain (GRI) est d'autant plus flexible que le disque dégénéré (GRIV). La rigidité du disque décroît à mesure que le nombre de cycle augmente

<b>Hsieh et coll., (2005)</b>	Réaliser une analyse de sensibilité sur les propriétés biomécaniques du disque afin d'identifier lesquelles influencent le fonctionnement du disque intervertébral	Poro-hyperélastique Axisymétrique $\Pi = f(\varepsilon)$ fibres = viscoélastique	N/D	La réponse mécanique discale est plus sensible aux changements de propriétés dans l'annulus que dans le nucleus. La présence d'une pression osmotique contribue fortement à la réponse mécanique du disque
<b>Multiphasique</b>				
<b>Iatridis et coll., (2003)</b>	Identifier l'influence des charges fixes (correspondant à la concentration en protéoglycane)	Poro-élastique-chimique-electric (PEACE)	Diminution des charges fixes	Les comportements mécaniques, chimiques et électriques sont tous influencés par la quantité et la distribution des charges dans la matrice. Par exemple, une diminution de la proportion de charges fixes cause une augmentation de contrainte dans la matrice solide.

**Légende :**  $\Pi$  = Pression osmotique /  $k$  = perméabilité /  $\varepsilon$  = déformation / N-L = non-linéaire / N/D = non-disponible

## 1.6.2 Modèles biphasiques

Les modèles biphasiques, composés des phases fluide et solide, proposent une approche plus réaliste puisque les propriétés intrinsèques du matériau sont définies. Chacune des phases contribuent à reprendre le chargement, et ce par le biais d'une pression interstitielle pour la phase fluide et d'une contrainte effective pour le squelette solide. L'interaction entre les deux phases permet d'obtenir un comportement viscoélastique apparent. Ainsi, sous l'action d'une charge, le squelette solide est déformé et le fluide est expulsé.

Le premier modèle éléments finis intégrant la loi de comportement poroélastique a été développé par Simon et coll. (1985). Il s'agit d'un modèle axisymétrique isotrope de la région antérieure d'une unité fonctionnelle lombaire permettant de simuler la dégénérescence en variant les propriétés intrinsèques telles la perméabilité et le module d'Young. Cette étude préliminaire a démontré que les propriétés reliées à la dégénérescence ont un effet significatif sur la réponse en fluage. Dans le modèle poroélastique d'Argoubi et Shirazi-Adl (1996) la perméabilité est représentée en fonction de la déformation du disque, par le biais de la porosité ( $n$ ). L'indice des vides ( $e$ ) est relié à la porosité par la relation suivante :

$$e = \frac{n}{1-n} \quad (1.1)$$

Sous l'action d'un chargement, plus le disque s'écrase, plus l'indice des vides est réduit, ce qui tend à diminuer la perméabilité selon :

$$k = k_o \left[ \frac{e \downarrow + e_0}{e_0 \downarrow + e} \right]^2 \exp \left[ M \left( \frac{1+e}{1+e_0} - 1 \right) \right] \quad (1.2)$$

Cette relation non-linéaire permet une représentation encore plus réaliste du phénomène de fluage, car à long terme, le déplacement transitoire des tissus discaux se rigidifie (Agourbi et coll., 1996). À l'aide de ce modèle, l'étude du comportement biomécanique discal en compression a été réalisée. Afin d'être plus fidèle à la réalité, les fibres de collagène de l'annulus ont été modélisées par le biais de ressorts non-linéaires agissant uniquement en tension. Le modèle de Lee et Teo (2004) est semblable à celui réalisé par Argoubi et Shirazi-Adl (1996), hormis en ce qui a trait aux fibres de collagène qui sont représentées de manière viscoélastique. Selon une étude réalisée par Broberg (1983), les fibres de collagène sont responsables du quart de

la déformation en fluage. En utilisant une série de Prony et des données expérimentales tirées de la littérature (Yahia et coll., 1991) pour fonder la loi de comportement des fibres de collagène viscoélastique, Lee et Teo (2004) augmente le réalisme du modèle. Ils ont ainsi pu étudier le comportement biomécanique des disques intacts et lésés lorsque soumis à un chargement combiné à une force de cisaillement antérieure. Leur étude leur a permis de prédire que les déplacements sont plus importants lorsque le disque est lésé.

Dans les modèles présentés précédemment, la pression interstitielle augmente lorsque le disque est chargé et tend vers une valeur nulle à l'équilibre. La contrainte effective, quant à elle, est nulle initialement et augmente avec la diminution de la pression interstitielle. Le comportement du disque réel est différent de la situation exposée ci-haut en raison de l'effet de gonflement ou « swelling pressure » causé par la pression osmotique. Laible et coll. (1993) ont ajouté cet effet à leur modèle, ce qui a permis d'obtenir une pression interstitielle non-nulle à l'équilibre final. Ainsi, la contrainte effective reprise par le squelette solide s'en trouve diminuée, ce qui reflète mieux la réalité. Natarajan et coll. (2004) ont réalisé un modèle éléments finis poroélastique afin d'étudier l'effet de la dégénérescence sur les propriétés biomécaniques du disque. Ils ont considéré la relation existante entre la perméabilité et la déformation, tel qu'énoncé par Argoubi et Shirazi-Adl (1996). De plus, ils ont innové en définissant la pression osmotique en fonction de la concentration en protéoglycane évoluant dans le temps. Avec leur modèle, il est possible de simuler le retour du fluide au sein du disque lorsque les charges externes sont retirées. Dans les modèles décrits précédemment, les matrices solides de l'annulus et du nucleus étaient représentées par des matériaux linéaires élastiques. En réalité, ces structures ont un comportement non-linéaire anisotrope. Hsieh et coll. (2005) ont considéré le comportement complexe du squelette solide de l'annulus en le modélisant de manière poro-hyperélastique. La matrice hyperélastique confère une dépendance non-linéaire entre la déformation et la contrainte, ce qui se rapproche davantage de la nature du disque.

Dans l'ensemble, les modèles biphasiques permettent de représenter l'interaction entre les phases fluide et solide, phénomène primordial pour l'obtention du caractère viscoélastique du disque. De plus, la contribution de chacune des phases est obtenue pour la réponse transitoire en fluage ou en relaxation de contrainte. Cette distinction entre les phases permet d'extraire les contraintes respectives et d'étudier leurs évolutions.

### 1.6.3 Modèles multiphasiques

D'autres modèles multiphasiques tels ceux de Simon et coll. (1996) et d'Iatridis et coll. (2003) ont été réalisés afin de représenter les échanges de charges ioniques sous l'application d'un chargement. La théorie triphasique présentée par Simon et coll., (1996) a été développé dans l'optique d'une utilisation pour les modèles poroélastique de disques intervertébraux. Elle a permis de simuler la distribution de charges négatives au sein d'un tissu mou par l'inclusion d'une troisième phase, et ainsi de tenir compte plus adéquatement de l'effet de la pression osmotique. Iatridis et coll. (2003) ont réalisé un modèle quadriphasique du disque inspiré de la théorie développé précédemment par Simon et coll., (1996) pour illustrer les comportements mécaniques (fluide et solide), chimiques et électriques du disque. De manière générale, la représentation des phases chimiques et électriques complexifie le modèle, tout en augmentant le réalisme et les informations pouvant être extraites. Ils ont démontré que l'application d'un potentiel électrique peut contribuer à l'écoulement du fluide au sein du disque. De plus, les altérations qui ont été réalisées au niveau chimique, simulant la diminution de la concentration de protéoglycane associée à la dégénérescence, ont influencé le comportement des composantes chimiques, électriques et mécaniques, telle l'augmentation de la contrainte effective dans la matrice solide du disque.

## 1.7 La poroélasticité

La loi de comportement poroélastique permet de prédire la réponse d'un matériau biphasique, composé d'un squelette poreux saturé par un fluide interstitiel, et soumis à une variation de chargement. Son origine est puisée dans la théorie de la consolidation tridimensionnelle formulée par (Biot, 1941). L'interaction entre les phases solide et liquide donne lieu aux phénomènes apparents de fluage et de relaxation de contraintes, associés à un matériau viscoélastique. À la suite de l'écrasement du milieu poreux, la déformation de la matrice provoque une compaction des pores menant à l'exsudation du fluide. Une résistance s'oppose à l'écoulement du fluide à travers le squelette, de manière à retarder la dissipation de l'excès de pression interstitielle, et ainsi donner lieu à une évolution des déformations jusqu'à l'atteinte d'un état d'équilibre stationnaire.

### 1.7.1 Théorie poroélastique s'appliquant aux tissus mous

L'analyse d'un milieu poreux saturé en eau revient à résoudre un problème de déformations/diffusion couplé. La théorie poroélastique du logiciel ABAQUS (Hibbit, Karlson, et Sorensen Inc, 2003) se base sur le principe de contrainte effective, introduit par Terzaghi et Peck (1948), considérant le milieu poreux saturé tel un milieu continu. Ainsi, la contrainte totale ( $\sigma_T$ ) ressentie en un point précis du milieu poreux est constituée de la contrainte effective ( $\sigma_E$ ), reprise par le squelette solide, ainsi que de la pression interstitielle ( $P$ ) ressentie dans le fluide imprégnant ce milieu poreux. La contrainte totale peut être exprimée selon la relation suivante :

$$\sigma_T = \sigma_E - P \quad (1.3)$$

Pour compléter le complexe d'équations couplées, les équations gouvernantes de l'écoulement du fluide doivent être établies. Puisque les phases fluide et solide sont considérées incompressibles au sein du disque, le taux de déformation volumétrique du squelette poreux doit correspondre au taux de fluide s'étant échappé du milieu. Il s'agit de l'équation de continuité adaptée au problème :

$$div(v) = \frac{\partial \varepsilon_{ii}}{\partial t} \quad (1.4)$$

où  $v$  est le vecteur de vitesse d'écoulement du fluide et  $\varepsilon_{ii}$  est la déformation volumétrique du squelette poreux. La perte de fluide cause une déformation de la matrice poreuse, et ainsi une évolution dans la distribution de chargement au sein du milieu. L'équation 1.4 démontre clairement la responsabilité du fluide dans la réponse transitoire. La vitesse d'écoulement du fluide est contrôlée par le gradient de pression du milieu, selon la loi de Darcy :

$$v = -k(gradP) \quad (1.5)$$

où  $k$  représente la perméabilité. Les équations 1.4 et 1.5 sont alors regroupées afin de former l'équation régissant la diffusion du fluide :

$$div(-k(gradP)) = \frac{\partial \varepsilon_{ii}}{\partial t} \quad (1.6)$$

Le problème poroélastique consiste à résoudre les équations couplées du problème de diffusion/déformation, soit les équations 1.3 et 1.6. Les inconnus de ce système couplé sont les déplacements ( $u$ ) ainsi que la pression interstitielle ( $p$ ).

### 1.7.2 Méthode des éléments finis d'ABAQUS basée sur la théorie poroélastique

La solution numérique du système d'équations couplées peut être représentée sous forme matricielle compacte :

$$\begin{bmatrix} K_{uu} & K_{up} \\ K_{up}^T & K_{pp} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} du^n \\ dp^n \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} df_u^n \\ df_p^n \end{Bmatrix} \quad (1.4)$$

où

$K_{uu}$  est la matrice de rigidité solide

$K_{up}$  est la matrice de couplage solide/fluide

$K_{pp}$  est la matrice de perméabilité non-linéaire

$du^n$  et  $dp^n$  sont les vecteurs de déformation correspondant à l'incrément de déplacement et pression respectivement

$df_u^n$  et  $df_p^n$  sont les vecteurs forces correspondant à l'incrément de traction de surface et à l'incrément de pression respectivement.

À chaque incrément de temps, les matrices de rigidité et les vecteurs de forces sont formés. Le déplacement total et la pression interstitielle sont alors obtenus par le biais d'une approche dite directe qui consiste à résoudre les équations simultanément, ce qui permet une convergence plus rapide. La méthode de Newon-Raphson est utilisée pour résoudre le problème de non-linéarité du système.

## CHAPITRE 2 RATIONNELLE DU PROJET ET CADRE MÉTHODOLOGIQUE

La revue des connaissances permet de dégager les éléments suivants :

- ✓ La dégénérescence influence le fonctionnement du disque intervertébral lombaire; principalement au niveau du transfert de chargement et de la flexibilité du rachis.
- ✓ Les propriétés macroscopiques mécaniques et géométriques du disque intervertébral varient avec la dégénérescence.
- ✓ Plusieurs études expérimentales ont été réalisées pour étudier l'impact de la dégénérescence sur la biomécanique du disque intervertébral (amplitude de mobilité du disque et chargements transmis).
- ✓ Ces études expérimentales ont mené au constat généralement accepté par la communauté scientifique que les propriétés géométriques contribuent à diminuer l'amplitude de mobilité, alors que les propriétés du matériau ont l'effet inverse.
- ✓ Les résultats des études expérimentales réalisées sur la flexibilité discale diffèrent d'une étude à l'autre. Les échantillons employés dans chacune des études diffèrent également. Puisque le niveau vertébral et le sexe de l'individu ont une influence sur le résultat, il est difficile d'isoler le rôle de la dégénérescence discale sur la mobilité de l'unité fonctionnelle à partir d'études expérimentales.
- ✓ La méthode des éléments finis permet de modéliser le comportement biomécanique du disque intervertébral lombaire et de contrôler les propriétés biomécaniques attribuées au disque.
- ✓ Afin de représenter la dégénérescence discale et le comportement biomécanique du disque, les modèles biphasiques ont l'avantage de représenter les phases fluides et solides. Une réponse transitoire est possible via l'écoulement du fluide à travers la phase solide.
- ✓ Quelques études par éléments finis ont été réalisées pour étudier la dégénérescence discale, mais aucune n'a révélé les paramètres directeurs qui influencent le comportement du tissu discal humain.

- ✓ Plusieurs études exhaustives biomécaniques et biochimiques sont requises afin de comprendre en totalité le phénomène complexe de la dégénérescence discale.

L'analyse de ces considérations mène à la question de recherche suivante :

*Parmi les divers paramètres biomécaniques décrivant les différents niveaux de dégénérescence du disque intervertébral lombaire, lesquels ont un effet significatif sur la mobilité et les forces transmises au corps vertébral ?*

On entend par paramètres biomécaniques tous les paramètres mécaniques et géométriques subissant des changements importants lors de la dégénérescence du disque intervertébral, comme par exemple, la hauteur discale, les modules d'Young de l'annulus et du nucleus ainsi que les valeurs de perméabilité de l'annulus et du nucleus.

Afin de répondre à cette question de recherche, voici les objectifs à réaliser :

**O1 : Développer et valider un modèle du disque intervertébral lombaire :**

**O1a :** Développer un modèle détaillé paramétrique du disque intervertébral par la méthode des éléments finis à l'aide de la loi de comportement poroélastique;

**O1b :** Valider le modèle en utilisant des courbes de fluage expérimentales et des valeurs de contraintes internes pour différents cas de sollicitations physiologiques étudiées. La validation est obtenue si l'erreur entre la valeur expérimentale et celle obtenue est inférieure à 10%.

**O2 : Identifier les paramètres mécaniques et géométriques influençant le comportement biomécanique du disque selon le grade de dégénérescence et le chargement appliqué.**

On entend par comportement biomécanique la variation de la mobilité et le transfert de chargement au corps vertébral inférieur.

La réalisation des objectifs du projet est présentée par l'entremise d'un article scientifique en ce qui a trait au chargement en compression pure, incluant sa validation, la comparaison des comportements biomécaniques des différents grades ainsi que la détermination des paramètres discaux significatifs sur les charges transmises aux disques intervertébraux sains et dégénérés. Le chapitre 4 présente des validations complémentaires pour les chargements en inflexion latérale, flexion et extension, ainsi qu'une analyse de convergence du maillage. Aussi, des analyses de sensibilité réalisées à l'aide du modèle et permettant d'identifier les propriétés discales qui influencent le comportement biomécanique des disques sains et dégénérés pour des sollicitations en flexion, extension et inflexion latérale, sont exposées en complément aux résultats pour le chargement en compression pure.

**CHAPITRE 3 ARTICLE : BIOMECHANICAL INFLUENCE OF DISC  
PROPERTIES ON THE LOAD TRANSFER OF HEALTHY AND  
DEGENERATED DISCS USING A POREOELASTIC FINITE ELEMENT  
MODEL**

**Biomechanical influence of disc properties on the load transfer of healthy and degenerated discs using a poroelastic finite element model**

Amélie Chagnon<sup>1,2</sup>, Carl-Éric Aubin<sup>1,2</sup>, Isabelle Villemure<sup>1,2</sup>

*1- Department of Mechanical Engineering,  
Ecole polytechnique de Montréal  
P.O. Box 6079, Station “Centre-Ville”,  
Montréal, Québec,  
H3C 3A7, Canada*

*2- Sainte-Justine University Hospital Center  
3175 Côte-Ste-Catherine Rd.  
Montréal, Québec,  
H3C 1C5, Canada*

Address for notification, correspondence and reprints:

Isabelle Villemure, P.Eng., Ph.D., Associate Professor  
 Canada Research Chair, “Mechanobiology of the pediatric musculoskeletal system”  
 Ecole Polytechnique de Montréal, Mechanical Engineering Department  
 P.O. Box 6079, Station “Centre-Ville”, Montreal, (Québec),  
 H3C 3A7 CANADA  
 Phone: 1 (514) 340-4711 ext 4900; FAX : 1(514) 340-4176  
 E-mail: [isabelle.villemure@polymtl.ca](mailto:isabelle.villemure@polymtl.ca)

Le premier et le deuxième objectifs du projet sont présentés par l'entremise d'un article, en ce qui concerne la sollicitation en compression pure. Seuls les paramètres influençant le transfert de chargement sont traités par le biais de l'article, tandis que ceux influençant la mobilité sont présentés au chapitre 4.

### **3.1 Situation de l'article**

L'article traite de la modélisation du disque intervertébral à l'aide de la loi de comportement poroélastique, conduisant à l'étude des paramètres discaux significatifs sur le comportement biomécanique du disque sain (I) et dégénéré (IV). Le modèle de l'unité fonctionnelle représente le disque de manière détaillée, avec la prise en compte du nucleus pulposus, de la matrice de l'annulus fibrosus ainsi que des fibres de collagène de l'annulus. De plus, les plateaux cartilagineux et les corps vertébraux sont modélisés. La validation du comportement biomécanique a été principalement réalisée à l'aide de courbes de fluage des différents grades de dégénérescence discale obtenues de données expérimentales provenant de la littérature. Par la suite, une étude statistique a permis de déterminer les paramètres discaux qui influencent significativement ( $p\text{-value} < 0,05$ ) les valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective extraites dans les grades I et IV.

Le premier auteur a contribué à environ 85% de la rédaction de l'article. L'article a été soumis à la revue scientifique « Journal of biomechanical engineering » au mois de décembre 2009.

## 3.2 Abstract

**Background:** Spine degeneration is a pathology that will affect 80% of the population. Since the intervertebral discs play an important role in transmitting loads through the spine, the aim of this study was to evaluate the biomechanical impact of disc properties on the load carried healthy (Thompson grade I) and degenerated (Thompson grades III and IV) discs.

**Methods:** A three-dimensional parametric poroelastic finite element model of the L4/L5 motion segment was developed. Grades I, III and IV discs were modeled by altering the biomechanical properties of both the annulus and nucleus. Models were validated using published creep experiments, in which a constant compressive axial stress of 0.35 MPa was applied for four hours. Pore pressure (PP) and effective stress ( $S_E$ ) were analyzed as a function of time following loading application (1, 5, 45, 125, 245 minutes) and discal region along the mid-sagittal profile for each disc grade. A design of experiments was further implemented to analyze the influence of six disc parameters (disc height (H), fibers proportion (%F), drained young modulus ( $E_a$ ,  $E_n$ ) and initial permeability ( $k_a$ ,  $k_n$ ) of both the annulus and nucleus) on load-sharing for disc grades I and IV.

**Results:** Simulations of grade I, III and IV discs agreed well with available published experimental data. Disc height (H) had a significant influence ( $p < 0.05$ ) on the PP and  $S_E$  during the entire loading history for both healthy and degenerated disc models. Young's modulus of the annulus ( $E_a$ ) significantly affected  $S_E$  in the annular region for both disc grades in the initial creep response, but also  $S_E$  in the nucleus zone for degenerated discs with further creep response. The nucleus and annulus permeabilities had a significant influence on the PP distribution for both disc grades, but this effect occurred at earlier stages of loading for degenerated than for healthy disc models.

**Conclusion:** This is the first study investigating the biomechanical influence of both geometrical and material disc properties on the load transfer of healthy and degenerated discs. Disc height is a significant parameter for both healthy and degenerated discs during the entire loading. Changes in annulus stiffness as well as in annulus and nucleus permeability control load-sharing in different ways for healthy and degenerated discs.

**Keywords:** Lumbar intervertebral disc, Finite element model, Poroelasticity, Disc degeneration, Compression

### 3.3 Introduction

Approximately 80% of the population will experience low back pain in their life [1]. Even though many patients have low back pain associated to disc degeneration, the degenerative process by itself remains unclear as to its source of pain [2]. Disc degeneration, which usually begins in midlife, involves alterations in the structure and composition of the disc, consequently impairing its biomechanical function. Degenerated discs have a decreased height associated with a loss in swelling pressure, consequent to a reduction in proteoglycans and water content in the nucleus [3]. The nucleus becomes more fibrotic and many clefts and fissures appear in the annulus. The border between the annulus and the nucleus also becomes diffuse. Annular rigidity increases, leading to higher stresses in the degenerated than in the healthy annulus [4]. All these structural and compositional changes modify the pressure distribution between the nucleus and the annulus. The hydrostatic pressure distribution becomes anisotropic and asymmetric in degenerated nuclei [4-6], as compared to uniform in healthy nuclei.

Finite element (FE) analysis has been widely used to study the process of disc degeneration. In early spine FE models, linear elastic material properties were used for both bone and soft spinal tissues [7, 8]. Kim et al. [7] simulated a degenerated disc by removing hydrostatic capabilities of the nucleus and by increasing the overall stiffness of the disc. In a study by Kurowski & Kubo [8], the presence of nucleus was simulated by applying hydrostatic pressure on the internal walls of the annulus, and then the degenerated disc was modeled by uniquely reducing this hydrostatic pressure, without any modifications in the disc geometry and annulus properties. More recent spine models have integrated hyperelastic material properties for both annulus and nucleus soft tissues to represent the non-linear nature of the disc [9, 10]. In their study, Schmidt et al. [10] included the reduction in disc height and changes in material properties of the nucleus to study the effects of the degenerative process on the biomechanical behavior of the disc and on the risk of disc prolapse. All these models represented the annulus and nucleus as a single phase and could not represent the transient viscoelastic behavior of the disc. The contribution of fluid pressurization and exudation, which has a significant effect on the time-dependant behavior of the disc under loading, was omitted in these single phase models.

The poroelastic formulation, which is based on the theory of soil consolidation [11], considers the disc matrix-interstitial fluid interaction and allows predicting the disc viscoelastic behaviour [11]. Poroelastic FE models could adequately predict the *in vivo* behavior of the disc, and be used to understand the implication of both phases in the biomechanical response of the disc [12-16]. However, such models were not fully used to study the process of disc degeneration. By increasing permeability while decreasing disc rigidity in a poroelastic model, Simon et al. [16] showed that degenerative changes affect the relative fluid motion in the disc and the creep behavior. Lotz et al. [15] used an axisymmetric poro-hyperelastic model in combination with an *in vivo* mouse model to study how static compression can induce disc degeneration. However, collagen fibres and strain dependant permeability, two important characteristics governing the disc biomechanical behaviour [12], were not represented in these models. Natajanan et al. [17] studied the impact of cyclic loading on healthy and degenerated discs using a poroelastic tridimensional model of the human L4/L5 motion segment (including posterior elements and ligaments), which considered strain dependant permeability, non-linear collagen fibers and swelling pressure. The degenerated disc was then simulated by altering permeability and porosity as well as the rigidity of both the annulus and nucleus. However, the height of the disc was kept constant, although it is known as an important clinical characteristic of degenerated discs.

There is a need for a FE model integrating both material and geometrical characteristics of healthy and degenerated discs in order to gain a more thorough understanding of the effects of the degenerative process on the biomechanical behavior of the disc. The aim of the present study was to develop a parametric poroelastic FE model of a lumbar spinal motion segment to evaluate the biomechanical impact of disc properties on the load transfer of healthy and degenerated discs.

### **3.4 Methods**

A FE model of a human L4/L5 motion segment incorporating the coupled pore fluid diffusion/stress analysis [18] in the disc was developed using the commercially available FE program ABAQUS Version 6.7-1 (Simulia Inc., Providence, RI, USA).

#### **3.4.1 Geometrical modeling and meshing**

A primitive transverse geometry of the disc was created using the parametric equations developed by Little et al. [19] combined with geometric data from CT-scans of the Visible Human Project

Database [20]. A scaling factor was applied on the resulting geometry to obtain a cross-sectional area of 2000 mm<sup>2</sup>, as suggested by Chiu et al. [21] for lumbar discs. Posterior elements were not included in this model to isolate the disc behavior from the posterior part of the motion segment. Experimental studies have shown that posterior elements have a minimal impact on the response of the disc under pure axial compression [22], which was mainly simulated in this study. The nucleus pulposus area was set at 40% of the disc cross-sectional area and translated posteriorly by 3 mm from its initial centered position [23]. Mapped mesh generation was handled by Hypermesh (Version 9.0, Altair HyperWorks Inc.). Three-dimensional eight-node elements were used to represent volumetric parts of the model, such as the annulus, nucleus, cartilaginous endplates and cancellous bones. Cortical bone was modeled using four-node shell elements with a thickness of 1 mm [23, 24]. The axial geometry of the typical healthy disc was approximated with an initial disc bulge and height respectively set at 1 mm [25] and 8 mm [23]. The annulus fibrosus was modeled as a matrix of homogenous ground substance reinforced by truss fibers, which occupied 15% of the annulus volume [26, 27]. In the eight annular layers, collagen fibers were oriented alternatively at  $\pm 30^\circ$  with respect to the transverse plane [14]. Cartilaginous endplates, set at a thickness of 1 mm [23, 26], were assumed to be parallel to each other to minimize the impact of combined loads that would be generated if the disc was wedged. Height of both vertebral bodies was assumed to be 25 mm [28]. Geometric nonlinearities were taken into account for large displacements and strains.

### **3.4.2 Mechanical properties**

Material properties used to represent the motion segment are listed in table 3.1. Because fluid flow occurs mainly within the annulus, nucleus, endplates and cancellous bones, all these were represented with poroelastic materials, while cortical bone was modeled as an isotropic linear elastic material. In the poroelastic constitutive law, the total stress ( $S_T$ ) acting at a point results from the combination of an effective stress ( $S_E$ ) and of a pore pressure (PP), respectively carried out by the solid matrix and the fluid phase. Material parameters involved in the poroelastic formulation are the drained Young's modulus (E), Poisson ratio (v), porosity (n), which is related to the void ratio (e) by  $e = n/(1 - n)$ , and permeability (k). Pore fluid and solid grains were both assumed to be fully incompressible for all poroelastic materials. To take into account the reduced permeability with increasing compressive strain in soft tissues, the permeability (k) was

expressed, for all poroelastic materials, as an exponential function of the voids ratio ( $e$ ) given by [12]:

$$k = k_0 \left[ \frac{e(1+e_0)}{e_0(1+e)} \right]^2 \exp \left[ M \left( \frac{1+e}{1+e_0} - 1 \right) \right], \quad (1)$$

where  $M$  is a constant determined by Argoubi & Shirazi-Adl [12] to match experiments. Subscript 0 refers to initial values. Collagen fibers of the annulus were represented with a quasi-linear viscoelastic theory developed by Lu et al. [26] and Lee and Teo [14]. The fiber stress relaxation function was expressed as  $\sigma(\epsilon, t) = G(t) * E_0 \epsilon_0$ , where  $E_0$  is the instantaneous elastic modulus (table 3.1) and  $\epsilon_0$  is the applied strain.  $G(t)$  is the reduced relaxation function derived from experimental results by Yahia et al. [29] and expressed as a Prony series:

$$G(t) = G_0 \left[ 1 - \sum_{i=1}^N g_i (1 - e^{-t/\tau_i}) \right], \quad (2)$$

where  $G_0$  is the instantaneous stress relaxation modulus and  $g_i$  and  $\tau_i$  are the Prony series constant.

### 3.4.3 Validation of grade I, III and IV

The model was validated prior to studying the impact of biomechanical properties on the disc biomechanics. To do so, three models were set to represent *in vitro* creep experiments [21] of motion segments with grade I, III and IV discs (figure 3.1). Thompson grading scheme was used to rank disc degeneration, where healthy and most severely degenerated disc are represented by grade I and V respectively [30]. Material properties used for healthy and degenerated discs are listed in table 3.1. Compared to the healthy disc, disc height ( $H$ ) associated to grade III and IV discs were reduced by 30% and 50% respectively [10, 31]. Loading, taken from Chiu's experimental study, included a pure compression of 0.35 MPa, which corresponds to a physiologic load experienced *in vivo* by a desk worker in a sitting position [32]. It was applied at the superior surface of L4 vertebra during four hours. Boundary conditions included fixing all degrees of freedom for all nodes of the inferior surface of L5 vertebra. No resistance to permeating fluid were considered at free boundaries of the motion segment. Cancellous bone was assumed to be solid like uniquely for the creep validation process, hence allowing no fluid motion through the endplates, since in the experiments by Chiu et al. [21] vertebral bodies were cut, embedded with PMMA and hence minimized diffusion across the endplates. To validate

these models, the creep response resulting from the simulations and measured as the axial displacement of the superior vertebrae divided by the initial disc height was compared with those obtained from Chiu's experiments [21].

The resulting mid-sagittal total stress profile obtained in the healthy disc was also compared to axial stress profile measured *in vitro* by McNally et al. [5] following a compressive load of 500 N applied in a L2/L3 healthy motion segments with posterior elements. As no information was given about the disc cross-sectional area, it was impossible to calculate the stress applied on the motion segment. However, pressure range resulting from this experiment was assumed to be representative of the healthy load simulation.

### **3.4.4 Comparison of grade I, III and IV**

Following validation, the sagittal PP distribution of the validated grade I, III and IV motion segment models were compared at 1, 45 and 245 minutes following load application. Next, the resulting stress profiles, including PP,  $S_E$  and  $S_T$ , were also compared across the mid-sagittal diameter of these disc models at 1, 5, 45, 125 and 245 minutes following load application. The relative contribution of  $S_E$  and PP was then analyzed as function of time and in the mid-sagittal region.

### **3.4.5 Design of experiments**

Using validated grade I and IV models, a 2 states, 6 factors, 16 runs design of experiments was performed to establish resulting mid-sagittal disc stress sensibility to changes in six biomechanical parameters. Parameters were varied simultaneously at  $\pm 40\%$  above and below the mean values respectively used for Thompson grade I and IV discs (table 3.2): disc height (H), fibers proportion (%F), drained Young's modulus ( $E_a$ ,  $E_n$ ) and initial permeability ( $k_a$ ,  $k_n$ ) of both annulus (a) and nucleus (n). The commercially available Statistica software (version 8.0, StatSoft Inc.) was used to generate the set of required simulations (16) for each grade (I and IV). In these simulations, motion segments were subjected to the same loading and boundary conditions as the ones used in the validation procedure. PP and  $S_E$  were analyzed as a function of time following load application (1, 5, 45, 125, 245 minutes) and of discal region along the mid-sagittal profile for each grade (I and IV). Pareto charts were used to determine which material parameters had a significant effect on these output results ( $p$ -value  $< 0.05$ ).

### 3.5 Result

Validation results showed very good agreement between creep responses from Chiu's experimental tests [21] and FE model simulations (figure 3.2). Differences varied overall between 1 and 16%, but remained below 10% after 45 minutes following load application. The maximum difference occurred at the beginning of load application for Thomson grade III disc, while Thompson grades I and IV differences remained under 1,5% at the same curve region (figure 3.2). Comparison of mid-sagittal total stress profiles between McNally's experiments [5] and the FE model simulations showed similar resulting stress ranges (figure 3.3). Stress profiles showed good agreement in the nuclear region, with a mean difference of 18%. However, stress decreased faster near the annulus boundaries, as compared to the experimental stress profile.

PP distributions predicted across the sagittal profile by the FE simulations are presented in figure 3.4 at 1, 45 and 245 minutes following load application for validated models including Thompson grade I, III and IV discs. For the healthy disc (GR.I), the maximum PP was initially (1 minute) distributed more or less symmetrically at the center region of the disc. PP in the anterior disc region decayed thereafter less rapidly than in the posterior disc region. With increasing disc degeneration (GR.III and IV), PP magnitudes greatly diminished at all time points. PP was also asymmetrically distributed right from the beginning of the creep response. It then decayed much faster in the posterior zone than in the anterior zone and was consequently concentrated at the anterior disc region with creep deformation. After 245 minutes of loading application on grade IV disc, no residual PP was present in the disc.

Distributions of PP,  $S_E$  and  $S_T$  across the mid-sagittal profile for Thompson grade I, III and IV disc models are presented in figure 3.5 at 1, 5, 45, 125 and 245 minutes following load application. For the healthy disc, axial stress was initially carried out by the fluid and, as the fluid was expelled, the solid skeleton was increasingly stressed. After 45 minutes following loading application on healthy disc, slight  $S_T$  peaks were obtained in the annulus, and increases with creep deformation. PP and  $S_E$  varied at a higher rate with degeneration. For example, the distributions of PP,  $S_E$  and  $S_T$  for healthy (GR.I) disc at 125 minutes were comparable as those for degenerated Thompson grade III disc model after 5 minutes continuous loading application. PP,  $S_E$  and  $S_T$  peaks increased with time and degeneration at posterior and anterior annular disc locations, with minimal pressure at the nucleus zone.

Stress contributions carried by both the solid and fluid phases with respect to the  $S_T$  are presented in figure 3.6, with the total stress acting at a point being the combination of PP and  $S_E$ . For healthy and degenerated discs, almost all stress was initially carried out by the fluid phase. The solid skeleton then took up stresses as it consolidated. However, as degeneration occurs, the  $S_E$  increased at a higher rate as compared to the healthy disc. After 245 minutes of loading application on grade III and IV disc models, the majority of stress was undertaken by the solid matrix of the disc, while PP was still representing about half of the total stress in the healthy disc.

For the sensitivity analysis, disc parameters causing significant changes on pore pressure for healthy (GR. I) and degenerated (GR.IV) disc models are presented in table 3.3a as a function of time and discal region along the disc mid-sagittal profile. For both grades, disc height (H) had a significant impact on PP for all mid-sagittal regions and all time points. A slight influence of permeability on PP also appeared in the healthy nucleus zone after 5 minutes loading (table 3.3b). This impact increased with time, and was expended in the healthy annular region. Significant effects of permeability were reversed in the degenerated disc model, where permeability was significant in the whole mid-sagittal profile in the initial stages (1, 5 and 45 min), but remained significant only in the annular region with further creep response (table 3.3b).

Disc parameters causing significant changes on  $S_E$  for healthy (GR.I) and degenerated (GR.IV) disc models are summarized in table 3.4a as a function of time and mid-sagittal region. Disc height (H) showed once again a significant effect on effective stress for both grades and during the entire loading history. For the healthy disc,  $E_a$  had a significant impact on  $S_E$  for all time points following loading application, but only in the annular region (table 3.4b). However, on the degenerated disc,  $E_a$  also triggered a significant impact on  $S_E$  of the nucleus region after few minutes loading, in addition to the annulus region.

### 3.6 Discussion

A tridimensional parametric non-linear poroelastic FE model was developed to simulate the time dependant biomechanical response of the L4/L5 healthy (GR.I) and degenerated (GR.III and IV) discs as well as to identify biomechanical parameters causing significant changes on pore pressure and effective stress across the disc as a function of time. To reproduce the time-varying response of the disc, the model incorporated important disc properties, such as the viscoelastic

behavior of collagen fibers and the contribution of fluid movement governed by strain-dependant permeability through the solid skeleton.

Disc height (H) greatly influences stresses distribution within both the annulus and the nucleus in healthy as well as degenerated disc models. This parameter was found to have a significant effect on pore pressure as well as on effective stress for both the annulus and nucleus. In healthy discs, it was shown that changes in disc height indeed have a direct impact on disc stiffness [33]. Moreover, with the main fluid diffusion pathway being through the endplates in normal discs [14, 34], pore pressure is most probably affected by the distance to stride, which corresponds to disc height. Since disc height contributes to the rate of fluid diffusion, it could consequently modify as well effective stress distribution in the disc. As degeneration occurs and disc height decreases [31], it would remain a primordial parameter influencing stresses distribution.

Young's modulus of the annulus ( $E_a$ ) significantly affects effective stress of the nucleus zone at later stages of the creep response, but only in the degenerated disc. For healthy disc,  $E_a$  was only significant on annular effective stress for all the loading history. Recently, a statistical analysis was performed to study the influence of poroelastic material properties (annulus and nucleus Young's modulus as well as permeability of annulus, nucleus, endplates and cancellous bone) on the biomechanical behavior of the disc [35]. The entire range of data reported in the literature was included in this analysis, without differentiating if these properties were representative of healthy or degenerated discs. This study revealed a significant impact of annulus young modulus on the disc biomechanics under various loading conditions. Other parametric studies have reported the importance of annular tissue rigidity on the biomechanics of the healthy motion segment, but their models did not incorporate the transient creep behavior of the disc and did not incorporate properties of degenerated discs [36, 37]. Physiologically, degeneration is accompanied by an increase of annulus rigidity and a loss in nucleus pressurization. Because the hydrostatic pressure is reduced in the nucleus [38], the annular fibrous tissue resists compression more directly, and consequently the annulus has a greater responsibility in bearing load for degenerated disc. These higher stresses in the annulus solid skeleton could be responsible for the clinically observed delamination of the lamellae, for discal wear and tears, and eventually for disc pathologies such as hernia.

The significant role of nucleus and annulus permeability on pore pressure distribution occurs at earlier stages of loading for degenerated than for healthy discs. In the recent model of Malandrino et al. [35], no annulus and nucleus permeability effects were observed on disc pore pressure. Nevertheless, the study was restricted to a physiological short term disc response of 60 seconds, and no differences were made between healthy and degenerated discs. Fluid permeation, as observed in another study using a FE-porohyperelastic model, influences the disc transient response [34], where permeability was shown to have a higher sensitivity on the amount of time for displacement to reach a steady-state. This is in agreement with the present study, where permeability had no significant effect on pore pressure at the initial loading stages for the healthy disc model, but became significant over time. With disc degeneration, permeability increases and raises the rate of fluid exudation out of the disc. This is in agreement with our results for the degenerated disc, where pore pressure was significantly affected by permeability at the initial stages. Moreover, as demonstrated on figure 3.6, the relative contribution of pore pressure on bearing load was almost zero for grade IV disc at the last stage of loading. This could potentially explain the absence of permeability effect in the nucleus zone at that time (figure 3.4).

Although validated, the model can only predict trends of stress profiles as well as relative stress and strain changes between healthy and degenerated disc models. The FE model was validated using experimental data from Chiu et al. [21] and McNally et al. [5]. However, none of these studies provided information about the initial disc heights and cross-sectional areas used in the experiments, hence impeding simulations of the exact experimental conditions. Unfortunately, it was proven that geometric parameters have a significant impact on the biomechanical response of the healthy disc [33]. The model nevertheless showed very good agreement with creep experimental data. The FE-predicted total stress across mid-sagittal profile for degenerated disc (figure 3.5) was slightly different than the experimental axial stress profile obtained in another study performed by McNally et al. [4]. According to this study, axial total stress was higher in the posterior than in the anterior region for degenerated disc. As it was shown for Thompson grade IV disc (figure 3.5), total stress was initially higher in the anterior region, and then was approximately equal for both regions of the annulus over time. This could be partially explained by the exclusion of disc wedging in the current model, which could accentuate the compression in the posterior zone. However, the reduction of nucleus pressure with time and the apparition of stress peaks at the annulus zone were clearly predicted in this study.

The simplified disc geometry as well as the absence of swelling pressure represent some limitations of the developed model. An idealized parametric geometry, without all patients' specific anatomical features, was used in this modeling study. This generic model allowed comparing relative changes between healthy and degenerated discs, but was not personalized to a specific patient presenting disc degeneration. However, very good agreement between FE model predictions and experimental data confirmed that this simplified geometry allowed predicting the overall transient disc biomechanical response. In the disc, swelling pressure is controlled by proteoglycans, which contribute to the in and out fluid movement of the disc based on an osmotic potential. Thereby, upon unloading of the motion segment, the fluid returns to the disc. As our interest was focused towards a relatively short creep-deformation period, with no regard to the unloaded behavior, it is believed that swelling pressure would not change the conclusions of the study. However, it should be further integrated if the unloaded disc response became of interest.

### **3.7 Conclusion**

A FE model, representing Thompson grade I, III and IV discs, was developed and validated to gain a more thorough understanding of degeneration process on the biomechanical behavior of the disc as well as to study the impact of disc biomechanical properties on the load transfer for healthy (GR.I) and degenerated (GR.IV) discs. According to our knowledge, this is the first study investigating the biomechanical influences of both geometrical and material disc properties on the load transfer of healthy and degenerated discs. The design of experiments reveals that disc height was a significant parameter in for both healthy and degenerated discs during the entire loading. Moreover, changes in annulus stiffness as well as in annulus and nucleus permeability controlled load-sharing in different ways for healthy and degenerated discs. Further sensitivity studies should be performed to determine combined parameter effects on pore pressure and effective stress and to test other types of loading. Finally, the model should be extended to the complete lumbar segment to performed extensive studies on the degenerated disc response, for example, in the case of one or more instrumented vertebral levels.

### **3.8 Acknowledgements**

This study was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC).

### 3.9 References list

- [1] Prithvi, P., 2008, "Intervertebral Disc: Anatomy-Physiology-Pathophysiology-Treatment," Pain Practice, 8(1), pp. 18-44.
- [2] Andersson, G. B., An, H. S., Oegema, T. R., Jr., and Setton, L. A., 2006, "Intervertebral Disc Degeneration. Summary of an Aaos/Nih/Ors Workshop, September 2005," J. Bone Jt. Surg. Am., 88(4), pp. 895-9.
- [3] Iatridis, J. C., Setton, L. A., Foster, R. J., Rawlins, B. A., Weidenbaum, M., and Mow, V. C., 1998, "Degeneration Affects the Anisotropic and Nonlinear Behaviors of Human Anulus Fibrosus in Compression," J. Biomech., 31(6), pp. 535-44.
- [4] Mcnally, D. S., Shackleford, I. M., Goodship, A. E., and Mulholland, R. C., 1996, "In Vivo Stress Measurement Can Predict Pain on Discography," Spine, 21(22), pp. 2580-7.
- [5] Mcnally, D. S., and Adams, M. A., 1992, "Internal Intervertebral Disc Mechanics as Revealed by Stress Profilometry," Spine, 17(1), pp. 66-73.
- [6] Horst, M., and Brinckmann, P., 1981, "1980 Volvo Award in Biomechanics. Measurement of the Distribution of Axial Stress on the End-Plate of the Vertebral Body," Spine, 6(3), pp. 217-32.
- [7] Kim, Y. E., Goel, V. K., Weinstein, J. N., and Lim, T. H., 1991, "Effect of Disc Degeneration at One Level on the Adjacent Level in Axial Mode," Spine, 16(3), pp. 331-5.
- [8] Kurowski, P., and Kubo, A., 1986, "The Relationship of Degeneration of the Intervertebral Disc to Mechanical Loading Conditions on Lumbar Vertebrae," Spine, 11(7), pp. 726-31.
- [9] El-Rich, M., Arnoux, P. J., Wagnac, E., Brunet, C., and Aubin, C. E., 2009, "Finite Element Investigation of the Loading Rate Effect on the Spinal Load-Sharing Changes under Impact Conditions," J. Biomech., 42(9), pp. 1252-62.
- [10] Schmidt, H., Kettler, A., Rohlmann, A., Claes, L., and Wilke, H. J., 2007, "The Risk of Disc Prolapses with Complex Loading in Different Degrees of Disc Degeneration - a Finite Element Analysis," Clin. Biomech. (Bristol, Avon), 22(9), pp. 988-98.
- [11] Biot, M. A., 1941, "General Theory of Three-Dimensional Consolidation," J. of Appl. Phys., 12(2), pp. 155-164.

- [12] Argoubi, M., and Shirazi-Adl, A., 1996, "Poroelastic Creep Response Analysis of a Lumbar Motion Segment in Compression," *J. Biomech.*, 29(10), pp. 1331-9.
- [13] Laible, J. P., Pflaster, D. S., Krag, M. H., Simon, B. R., and Haugh, L. D., 1993, "A Poroelastic-Swelling Finite Element Model with Application to the Intervertebral Disc," *Spine*, 18(5), pp. 659-70.
- [14] Lee, K. K., and Teo, E. C., 2004, "Poroelastic Analysis of Lumbar Spinal Stability in Combined Compression and Anterior Shear," *J. Spinal Disord. Tech.*, 17(5), pp. 429-38.
- [15] Lotz, J. C., Colliou, O. K., Chin, J. R., Duncan, N. A., and Liebenberg, E., 1998, "Compression-Induced Degeneration of the Intervertebral Disc: An in Vivo Mouse Model and Finite-Element Study," *Spine*, 23(23), pp. 2493-506.
- [16] Simon, B. R., Wu, J. S., Carlton, M. W., Kazarian, L. E., France, E. P., Evans, J. H., and Zienkiewicz, O. C., 1985, "Poroelastic Dynamic Structural Models of Rhesus Spinal Motion Segments," *Spine*, 10(6), pp. 494-507.
- [17] Natarajan, R. N., Williams, J. R., and Andersson, G. B., 2004, "Recent Advances in Analytical Modeling of Lumbar Disc Degeneration," *Spine*, 29(23), pp. 2733-41.
- [18] "ABAQUS, Abaqus Theory Manual, Version 6.7.1," Pawtucket, RI:Hibbit Karlsson and Sorensen Inc: 2003
- [19] Little, J. P., Pearcy, M. J., and Pettet, G. J., 2007, "Parametric Equations to Represent the Profile of the Human Intervertebral Disc in the Transverse Plane," *Medical & Biological Engineering & Computing*, 45(10), pp. 939-45.
- [20] Aldridge, J. S., Reckwerdt, P. J., and Mackie, T. R., 1999, "A Proposal for a Standard Electronic Anthropomorphic Phantom for Radiotherapy," *Medical physics*, 26(9), pp. 1901-3.
- [21] Chiu, E. J., 1998, "Characterization of the Human Intervertebral Disc with Magnetic Resonance Imaging," Ph.D. thesis, University of California - Berkeley, Berkeley, CA.
- [22] Adams, M. A., and Hutton, W. C., 1980, "The Effect of Posture on the Role of the Apophysial Joints in Resisting Intervertebral Compressive Forces," *J. Bone Jt. Surg. Br.*, 62(3), pp. 358-62.

- [23] Lu, Y. M., Hutton, W. C., and Gharpuray, V. M., 1996, "Can Variations in Intervertebral Disc Height Affect the Mechanical Function of the Disc?," *Spine*, 21(19), pp. 2208-16; discussion 2217.
- [24] Fazzalari, N. L., Parkinson, I. H., Fogg, Q. A., and Sutton-Smith, P., 2006, "Antero-Postero Differences in Cortical Thickness and Cortical Porosity of T12 to L5 Vertebral Bodies," *Joint, bone, spine : revue du rhumatisme*, 73(3), pp. 293-7.
- [25] Ferguson, S. J., Ito, K., and Nolte, L. P., 2004, "Fluid Flow and Convective Transport of Solutes within the Intervertebral Disc," *J. Biomech.*, 37(2), pp. 213-21.
- [26] Lu, Y. M., Hutton, W. C., and Gharpuray, V. M., 1996, "Do Bending, Twisting, and Diurnal Fluid Changes in the Disc Affect the Propensity to Prolapse? A Viscoelastic Finite Element Model," *Spine*, 21(22), pp. 2570-9.
- [27] Smith, L. J., and Fazzalari, N. L., 2009, "The Elastic Fibre Network of the Human Lumbar Anulus Fibrosus: Architecture, Mechanical Function and Potential Role in the Progression of Intervertebral Disc Degeneration," *European spine journal*, 18(4), pp. 439-48.
- [28] Aharinejad, S., Bertagnoli, R., Wicke, K., Firbas, W., and Schneider, B., 1990, "Morphometric Analysis of Vertebrae and Intervertebral Discs as a Basis of Disc Replacement," *The American journal of anatomy*, 189(1), pp. 69-76.
- [29] Yahia, L. H., Audet, J., and Drouin, G., 1991, "Rheological Properties of the Human Lumbar Spine Ligaments," *ASME J. Biomech. Eng.*, 13(5), pp. 399-406.
- [30] Thompson, J. P., Pearce, R. H., Schechter, M. T., Adams, M. E., Tsang, I. K., and Bishop, P. B., 1990, "Preliminary Evaluation of a Scheme for Grading the Gross Morphology of the Human Intervertebral Disc," *Spine*, 15(5), pp. 411-5.
- [31] Wilke, H. J., Rohlmann, F., Neidlinger-Wilke, C., Werner, K., Claes, L., and Kettler, A., 2006, "Validity and Interobserver Agreement of a New Radiographic Grading System for Intervertebral Disc Degeneration: Part I. Lumbar Spine," *European spine journal*, 15(6), pp. 720-30.
- [32] Nachemson, A. L., 1981, "Disc Pressure Measurements," *Spine*, 6(1), pp. 93-7.

- [33] Natarajan, R. N., and Andersson, G. B., 1999, "The Influence of Lumbar Disc Height and Cross-Sectional Area on the Mechanical Response of the Disc to Physiologic Loading," *Spine*, 24(18), pp. 1873-81.
- [34] Hsieh, A. H., Wagner, D. R., Cheng, L. Y., and Lotz, J. C., 2005, "Dependence of Mechanical Behavior of the Murine Tail Disc on Regional Material Properties: A Parametric Finite Element Study," *ASME J Biomech Eng*, 127(7), pp. 1158-67.
- [35] Malendrino, A., Planell, J. A., and Lacroix, D., 2009, "Statistical Factorial Analysis on the Poroelastic Material Properties Sensitivity of the Lumbar Intervertebral Disc under Compression, Flexion and Axial Rotation," *J. Biomech.*, doi:10.1016/j.jbiomech.2009.077.039
- [36] Rao, A. A., and Dumas, G. A., 1991, "Influence of Material Properties on the Mechanical Behaviour of the L5-S1 Intervertebral Disc in Compression: A Nonlinear Finite Element Study," *ASME J. Biomech. Eng.*, 13(2), pp. 139-51.
- [37] Yoganandan, N., Kumaresan, S., Voo, L., and Pintar, F. A., 1997, "Finite Element Model of the Human Lower Cervical Spine: Parametric Analysis of the C4-C6 Unit," *ASME J. Biomech. Eng.*, 119(1), pp. 87-92.
- [38] Adams, M. A., and Roughley, P. J., 2006, "What Is Intervertebral Disc Degeneration, and What Causes It?," *Spine*, 31(18), pp. 2151-61.

Tableau 3.1 : Material properties for L4/L5 motion segment with Thompson grade I, III and IV discs

component	drained Young modulus E [MPa]	Poisson ratio v [--]	initial void ratio $e_0$ [--]	initial permeability $k_0$ [ $E^{-15} m^4/Ns$ ]	M (eq. 1) [--]
nucleus*	$1.5^a/1.125^b/0.93^b$	$0.1^a$	$4.0^a/3.0^c/2.33^c$	$0.3^a/1.447^b/2.03^b$	$12^a$
annulus matrix*	$2.5^a/3.75^c/4.375^c$	$0.1^a$	$2.33^a/1.86^d/1.5^d$	$0.11^d/0.18^d/0.18^d$	$10^a$
endplate	$20^e$	$0.1^a$	$4.0^a$	$7^a$	$10^a$
cancellous bone	$100^e$	$0.2^a$	$0.4^a$	$100^a$	$18^a$
cortical bone	$12000^e$	$0.3^e$	-	-	-
annulus Fibers	$E_0=500^f$	$0.3^f$	-	-	-

\* Altered material properties representing Thompson GR.I/GR.III/GR.IV lumbar IVD

<sup>a</sup> Argoubi & Shirazi-Adl, 1996

<sup>b</sup> Johannessen et al., 2005

<sup>c</sup> Iatridis et al., 1998

<sup>d</sup> Gu et al., 1999

<sup>e</sup> Natajaran et al., 2007

<sup>f</sup> Lee & Teo, 2004

Tableau 3.2 : Material properties used in the design of experiments

	GR. I	GR. IV		
	min*	max*	min*	max*
<b>disc height [mm]</b>	4.8	11.2	2.4	5.6
<b>fibers volume [% of annulus volume]</b>	0.09	0.21	0.09	0.21
<b>annulus matrix</b>				
<b>drained Young modulus [MPa]</b>	1.5	3.5	2.625	6.125
<b>initial Permeability [E-15 m<sup>4</sup>/Ns]</b>	0.066	0.154	0.108	0.288
<b>nucleus pulposus</b>				
<b>drained Young modulus [MPa]</b>	0.9	2.1	0.558	1.302
<b>initial Permeability [E-15 m<sup>4</sup>/Ns]</b>	0.18	0.42	1.218	2.842

\*min/max were set as  $\pm 40\%$  above and below mean values used for healthy (GR.I) and degenerated (GR.IV) discs (cf. Table 1).

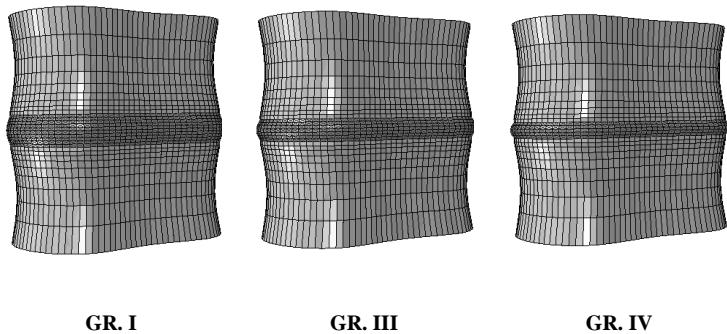


Figure 3.1 : Finite element models of L4/L5 motion segment for Thompson grade I, III and IV discs

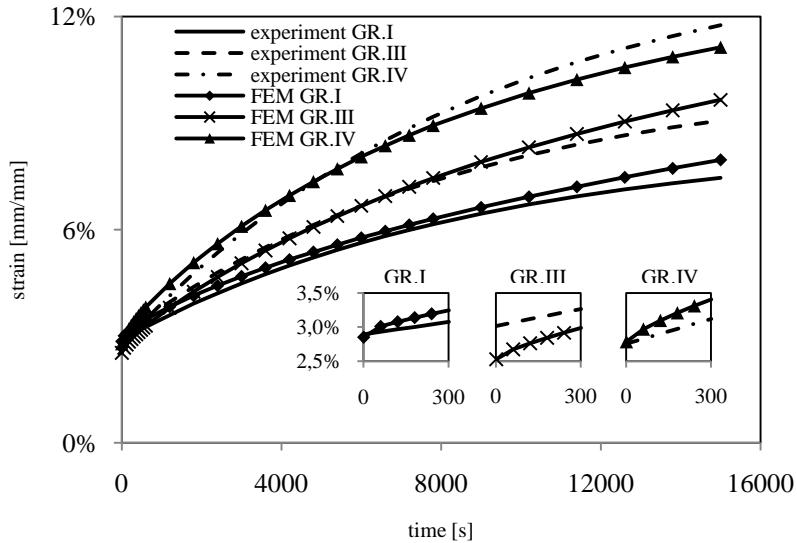


Figure 3.2 : Comparison of creep responses between the FE model predictions and the experimental tests by Chiu et al. (1998) for the three lumbar discs submitted to a compressive stress of 0.35 MPa for four hours.

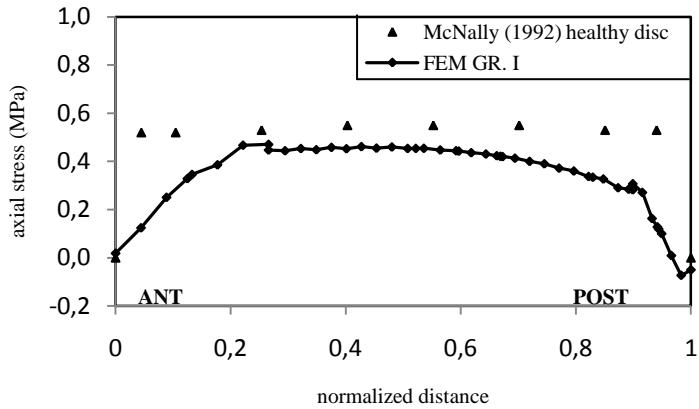


Figure 3.3 : Comparison of total stress profiles across the healthy (GR.I) disc mid-sagittal diameter between the FE model prediction at 1 minute following load application and the experimental study by McNally et al. (1992).

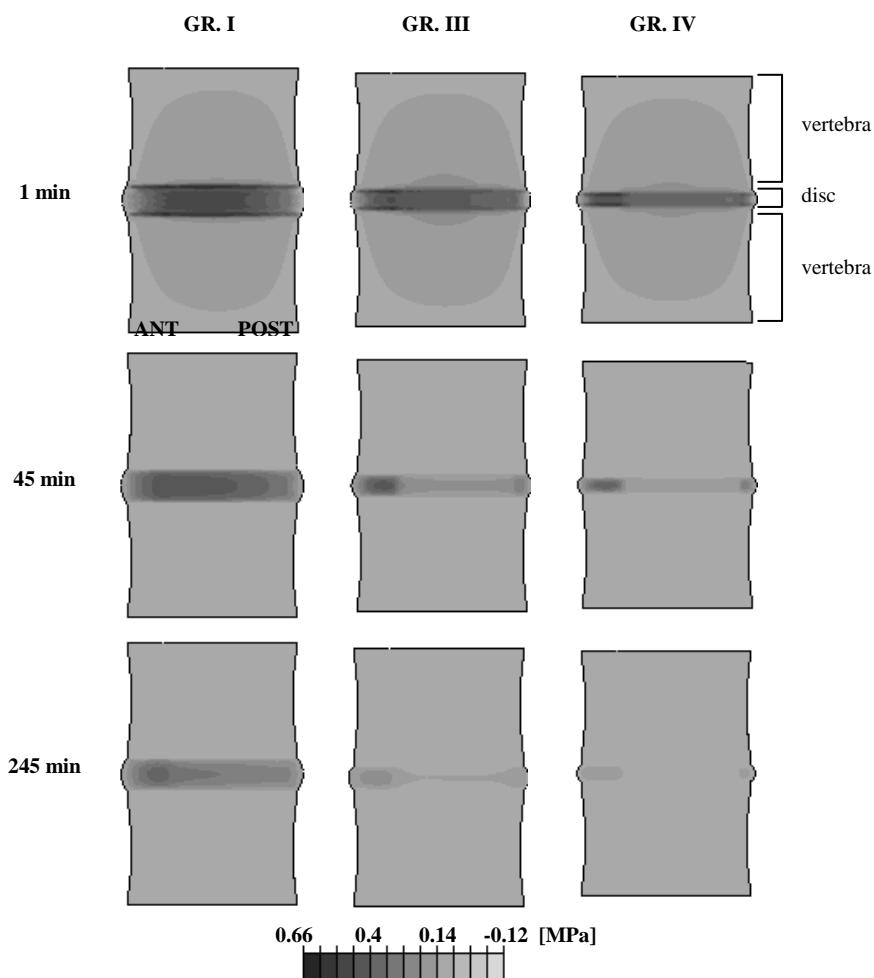


Figure 3.4 : Sagittal pore pressure distribution for Thompson grade I, III and IV lumbar discs at 1, 45 and 245 minutes following load application.

ANT = anterior region of the disc; POST = posterior region of the disc.

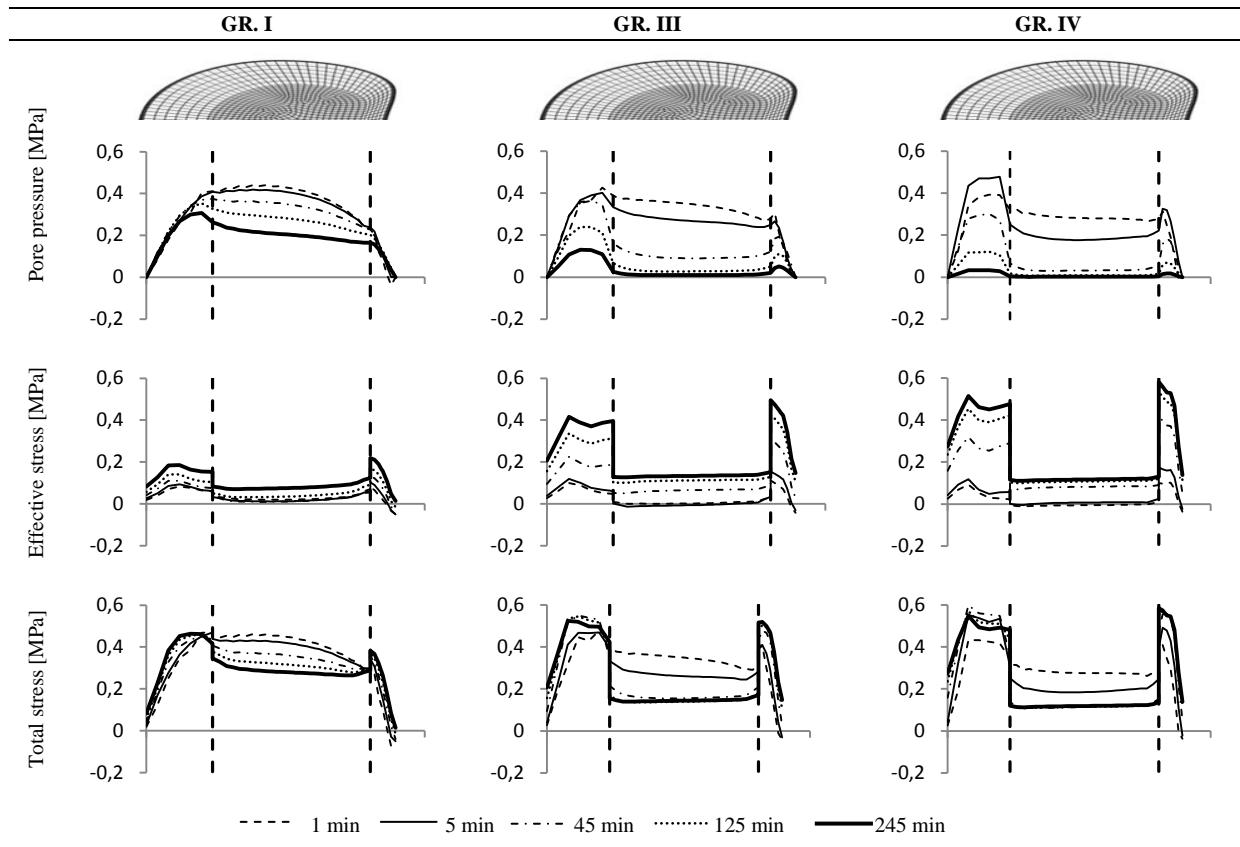


Figure 3.5 : Profiles of pore pressure (PP), effective (SE) and total stresses (ST) across the mid-sagittal diameter for Thompson grade I, III and IV lumbar discs at 1, 5, 45, 125 and 245 minutes following load application.

Positive values for effective and total stresses correspond to a compressive stresses.

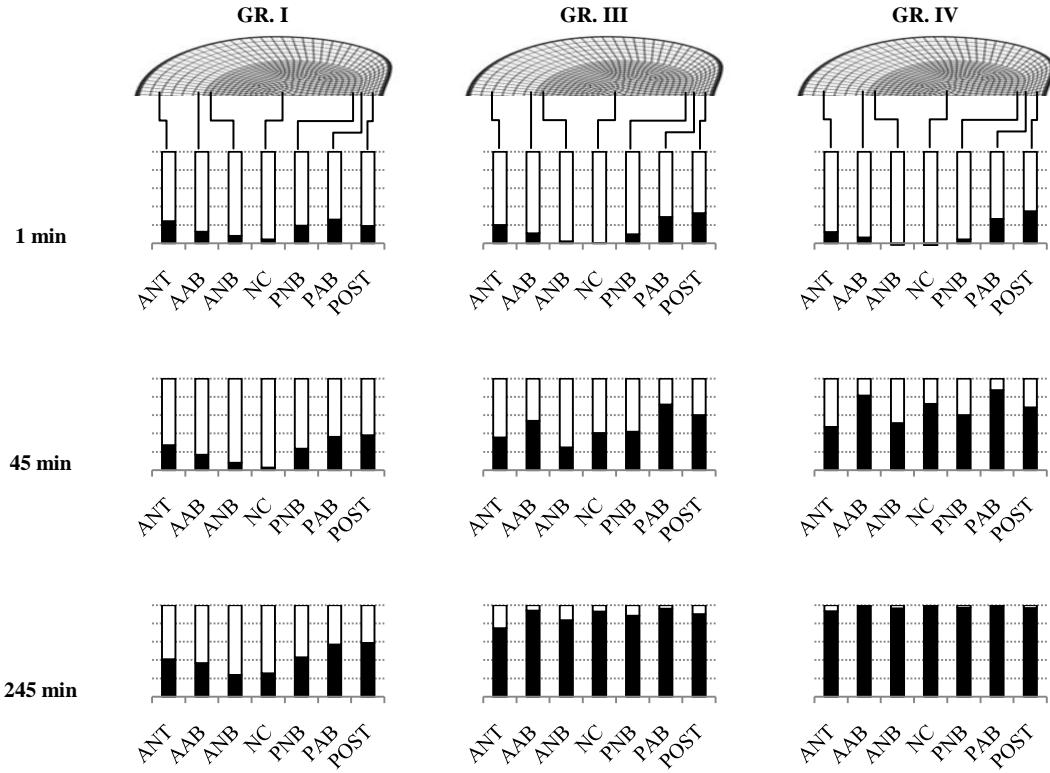


Figure 3.6 : Relative contributions of effective stress (black) and pore pressure (white) with respect to total stress acting on mid-sagittal profile for Thompson grade I, III and IV lumbar discs at 1, 45 and 245 minutes following load application.

ANT = anterior region; AAB = anterior annulus border; ANB = anterior nucleus border; NC = nucleus region; PNB = posterior nucleus border; PAB = posterior annulus border; POST = posterior region.

Tableau 3.3 : A. Disc parameters causing significant changes on pore pressure (PP) for healthy (GR. I) and degenerated (GR.IV) disc as a function of time and discal region along the mid-sagittal profile ( $p$ -value  $< 0.05$ ). B. Effect of permeability ( $k_a$ ,  $k_n$ ) on PP. Most significant effects are set to level 1 and least significant effects to level 4.

	Time (min)	ANT	AB*	NC	PB*	POST
<i>A. Effect of disc properties on PP</i>						
GR. I	1	H, $k_a$	H, En	Ea	H, En, Ea	H, Ea
	5	H, En		H, Ea, En, $k_n$	H, Ea, En	Ea, H, En
	45	H	Ea	H, Ea, $k_n$	H, En	H, Ea, En
	125	H, $k_a$	Ea, H, $k_n$	H, $k_n$ , Ea		H
	245	$k_a$ , Ea	H, Ea, $k_n$ , En	H, $k_n$ , Ea, En	H, Ea, $k_n$ , En	$k_a$
GR. IV	1	H, $k_a$ , Ea, %F	Ea, H, $k_n$ , En, $k_a$	H, Ea, $k_n$	H, $k_n$ , Ea	H, Ea, $k_a$
	5	H, Ea, $k_a$	H, Ea, $k_n$	H, $k_n$	H, Ea, kn, En	Ea, $k_a$
	45	H, Ea, $k_a$	H, Ea, $k_n$	H, $k_n$	H, Ea, kn, En	Ea, $k_a$
	125	H, Ea, $k_a$	H, Ea	H	H, Ea, kn	Ea, H, $k_a$ , En, %F
	245	H, Ea, $k_a$	H, Ea		H, Ea	Ea, H, $k_a$
<i>B. Effect of permeability on PP</i>						
GR. I	1	2		4		
	5			3		
	45					
	125	2	3	2		
	245	1	3	2	3	1
GR. IV	1	2	3	3	3	3
	5	3	3	2	3	2
	45	3	3	2	3	2
	125	3			3	3
	245	3				3

\* AB = anterior border, which combines AAB and ANB

\* PB = posterior border, which combines PAB and PNB, because pore pressure is the same for both regions (cf. Fig. 3)

Tableau 3.4 : A. Disc parameters causing significant changes on effective stress ( $S_E$ ) for healthy (GR. I) and degenerated (GR.IV) disc as a function of time and discal region along the mid-sagittal profile ( $p$ -value < 0.05). B. Effect of annulus drained Young modulus ( $E_a$ ) on  $S_E$ . Most significant effects are set to level 1 and least significant effects to level 4.

	Time (min)	ANT	AAB	ANB	NC	PNB	PAB	POST
<i>A. Effect of disc properties on <math>S_E</math></i>								
GR. I	1	Ea, H, %F	H, Ea, En	H, En, Ea	H	En, H, %F	Ea, H	H, Ea, En
	5	H, Ea	H, Ea, En	H	H	H, En	Ea, En, H	H, Ea
	45	Ea, H, %F, kn	Ea, H	En, H	En	En, H	Ea, En	H, Ea
	125	Ea	Ea	En	En, H	En, H	Ea, En, H	H, Ea
	245	Ea, H, ka	Ea, H, ka	En, H	En, H, kn	En, H	Ea, H, En, kn, ka	H, Ea
GR. IV	1	H, Ea	Ea, H, En	En	H	En, Ea, H	Ea, H	Ea, H
	5	H, Ea, ka, %F	H, Ea, ka, kn	En, H, Ea	H, En	En, H	Ea, H, kn	Ea, H
	45	H, Ea, ka, %F	H, Ea, ka, kn	En, H, Ea	En, H, Ea	En, H, Ea	Ea, H, ka, En, kn	Ea, H, ka
	125	Ea, H, ka	Ea, H, ka	En, H, Ea	En, Ea, H	En, Ea, H	Ea, H, En, ka	Ea, H, En, ka
	245	Ea, H	Ea, H	En, Ea, H	En, Ea, H	En, Ea, H	Ea, En	Ea, H, En
<i>B. Effect of annulus drained Young modulus on <math>S_E</math></i>								
GR. I	1	1	2	3			1	2
	5	2	2				1	2
	45	1	1				1	2
	125	1	1				1	2
	245	1	1				1	2
GR. IV	1	2	1		2		1	1
	5	2	2	3			1	1
	45	2	2	3	3	3	1	1
	125	1	1	3	2	2	1	1
	245	1	1	2	2	2	1	1

## CHAPITRE 4 ASPECTS MÉTHODOLOGIQUE ET RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES

Suite à l'étude du comportement biomécanique des disques sains et dégénérés soumis à un chargement en compression pure rapportée dans l'article (chapitre 3), un cheminement semblable a été entrepris pour étudier le comportement des disques sous l'action de chargements en inflexion latérale, flexion et extension. Les propriétés discales influençant l'amplitude de mobilité et le transfert de chargement seront identifiées pour ces nouveaux modes de chargement. Ce chapitre complète l'atteinte des objectifs du projet de maîtrise.

### 4.1 Méthodologie

Tout d'abord, une analyse de convergence du maillage est présentée pour tous les cas de sollicitation étudiés au cours de l'étude. Par la suite, afin de réaliser l'étude complémentaire, la méthodologie employée est semblable à celle exploitée dans l'article. Elle se divise en deux parties distinctes, soit (1) la validation et la comparaison du comportement biomécanique des grades I, III et IV ainsi que (2) l'étude statistique permettant d'identifier les paramètres influençant significativement le comportement biomécanique discal. Trois modes de chargement sont étudiés, soit l'inflexion latérale gauche, la flexion et l'extension.

#### 4.1.1 Analyse de convergence du maillage

Une étude a été réalisée afin d'assurer la convergence du maillage. Tout d'abord, il est important de prendre conscience que les densités de maillage circonférentielle et axiale sont régies par une relation qui permet de conserver l'inclinaison des fibres de collagène de l'annulus à  $\pm 30^\circ$  (figure 4.1).

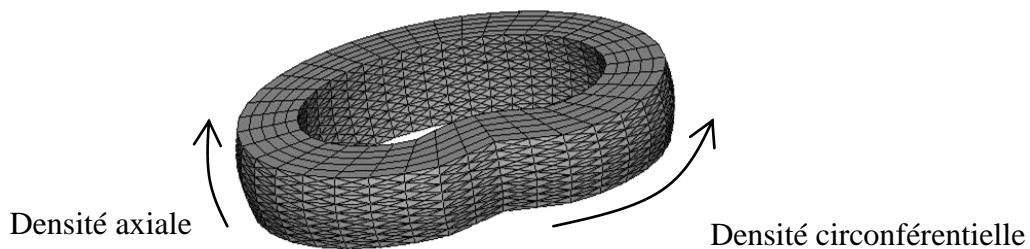


Figure 4.1 : Illustration des densités de maillage axiales et circonférentielles

Il a été choisi de réaliser les tests sur le disque dégénéré (GR.IV), puisque c'est celui pour lequel la hauteur est la plus faible, et donc celui pour lequel le moins d'éléments ont été utilisés sur la hauteur du disque. Ainsi, quatre valeurs de densité de maillage axiales ont été testées, correspondant à 3, 4, 5 ou 6 couches d'éléments sur la hauteur du disque. Pour chaque densité axiale, la densité circonférentielle a été évaluée avec la formule suivante :

$$\text{densité circonférentielle} = \frac{\text{densité axiale} * \text{circonférence disque} * \tan(30)}{\text{Hauteur disque}} \quad (4.1)$$

où la valeur de  $30^\circ$  représente l'orientation des fibres de collagène.

Chacune des simulations a été réalisée pour des sollicitations en compression pure, inflexion latérale, flexion et extension. Dans un premier temps, les courbes de fluage ont été comparées afin d'étudier la convergence sur le comportement global du modèle. Par la suite, les profils de pression interstitielle (PI) et de contrainte effective ( $\sigma_E$ ) ont été extraits pour des temps équivalents à 1 et 245 minutes. Enfin, une fois les données analysées, le choix de la densité axiale a été réalisée. Ce choix a permis de fixer la densité circonférentielle pour les autres grades de dégénérescence testés dans l'étude. De plus, le temps de sollicitation a été considéré, puisque plusieurs simulations ont dû être réalisées pour l'étude de sensibilité. Ainsi, d'un grade à l'autre, seul le nombre d'éléments sur la hauteur discale varie, mais les densités de maillage sont conservées.

#### **4.1.2 Validation et comparaison du comportement biomécanique des grades I, III et IV**

Suite à la validation du modèle sous un chargement en compression pure, la validation a été entreprise sous d'autres modes de sollicitations. Une compression de 0,35 MPa et un moment de 5 Nm, correspondant à un effort physiologique combiné, ont été appliqués afin d'étudier les comportements en inflexion latérale gauche, en flexion et en extension. Les amplitudes de rotations initiales (1 minute) extraites des modèles de disques (GR. I, III et IV) ont ensuite été comparées à celles mesurées dans des études *in vitro* expérimentales (Campana et coll., 2004; Mimura et coll., 1994; Panjabi et coll., 1984; Tanaka et coll., 2001). De plus, les profils de pression interstitielle (PI), de contrainte effective ( $\sigma_E$ ) et de contrainte totale ( $\sigma_T$ ) résultants ont ensuite été comparés après 1, 5, 45, 125 et 245 minutes d'application continue du chargement. Finalement, la distinction entre l'apport de  $\sigma_E$  et de PI a été réalisée.

### 4.1.3 Étude statistique

Les paramètres dictant le comportement du disque varient selon la région discale et le temps d'application de la charge, tel que démontré dans l'article pour un chargement en compression pure. Afin de mieux saisir la différence entre le comportement biomécanique des disques sains et dégénérés, l'étude statistique a été étendue à d'autres modes de chargement, soit l'inflexion latérale gauche, la flexion et l'extension. L'utilisation du plan d'expériences a permis de faire varier les paramètres du disque tous à la fois, sans nécessiter la simulation de toutes les combinaisons de modalité possibles. Dans le cadre de l'étude, un plan d'expériences composé de 6 paramètres à 2 modalités a été conçu afin de déterminer les effets principaux agissant sur l'amplitude de mouvement et sur les contraintes des régions discales d'intérêt. Ce plan comporte 16 simulations, et sa résolution est de niveau IV, ce qui indique que les effets principaux sont dissociés. Les 6 paramètres étudiés sont la hauteur discale (H), le taux de fibres de collagène au sein de l'annulus (%F), la perméabilité de l'annulus et du nucleus ( $k_a$ ,  $k_n$ ) et les modules d'Young de l'annulus et du nucleus ( $E_a$ ,  $E_n$ ). Les modalités associées aux différents paramètres ont été obtenues par la variation de  $\pm 40\%$  des propriétés moyennes implémentées dans les modèles du disque sain (GR.I) et dégénéré (GR.IV). Le tableau 4.1 présente les simulations réalisées respectivement pour les deux grades de disque.

Tableau 4.1 : Plan d'expérimentation évaluant l'influence des paramètres sur le comportement biomécanique du disque sain et dégénéré [GR.I/GR.IV]

Sim.	H [mm]	% F	$E_a$ [MPa]	$E_n$ [MPa]	$k_a$ $[10^{-15} \text{m}^4/\text{Ns}]$	$k_n$ $[10^{-15} \text{m}^4/\text{Ns}]$
1	4,8 / 2,4	0,09	1,5 / 2,625	0,9 / 0,558	0,066 / 0,108	0,18 / 1,218
2	11,2 / 5,6	0,09	1,5 / 2,625	0,9 / 0,558	0,154 / 0,288	0,18 / 1,218
3	4,8 / 2,4	0,21	1,5 / 2,625	0,9 / 0,558	0,154 / 0,288	0,42 / 2,842
4	11,2 / 5,6	0,21	1,5 / 2,625	0,9 / 0,558	0,066 / 0,108	0,42 / 2,842
5	4,8 / 2,4	0,09	3,5 / 6,125	0,9 / 0,558	0,154 / 0,288	0,42 / 2,842
6	11,2 / 5,6	0,09	3,5 / 6,125	0,9 / 0,558	0,066 / 0,108	0,42 / 2,842
7	4,8 / 2,4	0,21	3,5 / 6,125	0,9 / 0,558	0,066 / 0,108	0,18 / 1,218
8	11,2 / 5,6	0,21	3,5 / 6,125	0,9 / 0,558	0,154 / 0,288	0,18 / 1,218
9	4,8 / 2,4	0,09	1,5 / 2,625	2,1 / 1,302	0,066 / 0,108	0,42 / 2,842
10	11,2 / 5,6	0,09	1,5 / 2,625	2,1 / 1,302	0,154 / 0,288	0,42 / 2,842
11	4,8 / 2,4	0,21	1,5 / 2,625	2,1 / 1,302	0,154 / 0,288	0,18 / 1,218
12	11,2 / 5,6	0,21	1,5 / 2,625	2,1 / 1,302	0,066 / 0,108	0,18 / 1,218
13	4,8 / 2,4	0,09	3,5 / 6,125	2,1 / 1,302	0,154 / 0,288	0,18 / 1,218
14	11,2 / 5,6	0,09	3,5 / 6,125	2,1 / 1,302	0,066 / 0,108	0,18 / 1,218
15	4,8 / 2,4	0,21	3,5 / 6,125	2,1 / 1,302	0,066 / 0,108	0,42 / 2,842
16	11,2 / 5,6	0,21	3,5 / 6,125	2,1 / 1,302	0,154 / 0,288	0,42 / 2,842

Suite à la réalisation des simulations dictées par les plans d'expérimentation, la détermination des paramètres significatifs s'est effectuée par l'analyse des valeurs de sortie suivantes :

#### A. Mobilité

1. Amplitude de mouvement
2. Taux de déformation (TDD) (pente entre les valeurs de déformations pour des valeurs de temps données)

Les déformations ont été déterminées pour des valeurs de temps correspondant à 1, 5, 45, 125 et 245 minutes. Les pentes entre ces valeurs sont également étudiées pour prendre en considération le taux de déformation. La figure 4.2 illustre les valeurs de sortie acquises pour un cas typique.

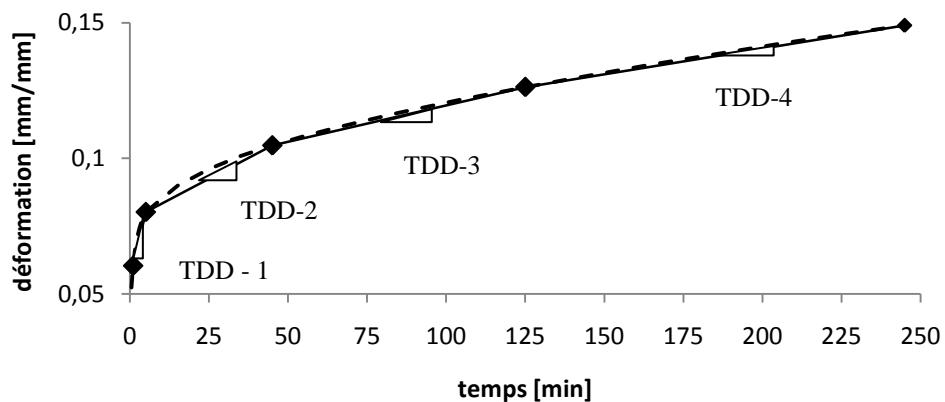


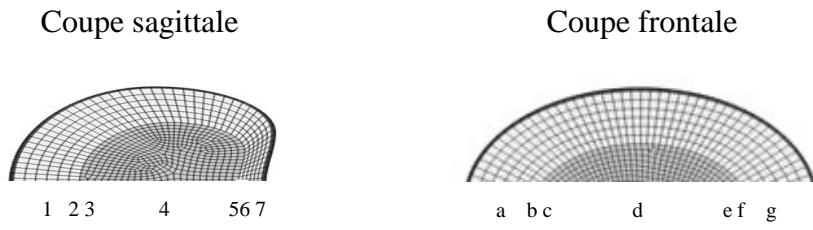
Figure 4.2: Illustration des paramètres de sortie du plan d'expérimentation en relation avec la mobilité.

#### B. Contraintes dans le profil sagittal

1. Pression interstitielle (PI)
2. Contrainte effective ( $\sigma_E$ )
3. Contrainte totale ( $\sigma_T$ )

Les contraintes ont été extraites dans différentes régions discales médianes sagittales, excepté celles obtenues sous le chargement en inflexion latérale gauche, où les contraintes ont été

acquises dans le plan frontal, correspondant à la zone d'intérêt pour ce type de chargement. La figure 4.3 distingue les différentes régions où ont été prélevées les contraintes.



- |   |   |
|---|---|
| 1. région antérieure (ANT)<br>2. frontière antérieure de l'annulus (FAA)<br>3. frontière antérieure du nucleus (FAN)<br>4. région du nucleus (NC)<br>5. frontière postérieure du nucleus (FPN)<br>6. frontière postérieure de l'annulus (FPA)<br>7. région postérieure (POST) | a. région latérale gauche (G)<br>b. frontière gauche de l'annulus (FGA)<br>c. frontière gauche du nucleus (FGN)<br>d. région du nucleus (NC)<br>e. frontière droite du nucleus (FDN)<br>f. frontière droite de l'annulus (FDA)<br>g. région latérale droite (D) |
|---|---|

Figure 4.3 : Identification des régions discales pour le prélèvement des contraintes

Dans les sections suivantes, les résultats des plans d'expérimentation sont présentés selon le type de chargement appliqué dans le but de comparer les paramètres significatifs du disque sain avec ceux du disque dégénéré. De plus, puisque les paramètres discaux qui influencent significativement la mobilité en compression pure n'ont pas été présentés dans l'article, ils le seront dans la section suivante.

## 4.2 Résultats selon les types de chargement

Dans un premier temps, les résultats concernant l'analyse de convergence du maillage sont présentés. Par la suite, les comparaisons entre les profils de contraintes des grades I, III et IV

sont réalisées. Finalement, l'identification des paramètres significatifs chez les disques sain (GR.I) et dégénéré (GR.IV) est présentée selon le type de chargement étudié.

#### 4.2.1 Analyse de la convergence du maillage

Suite aux analyses de convergence du maillage pour le chargement en inflexion latérale, les courbes de fluage et les profils de contrainte ont été comparés afin de choisir la densité de maillage pour les simulations qui ont été réalisées à l'aide des plans d'expériences.

Les résultats du comportement global du modèle sont présentés à la figure 4.4 à l'aide des courbes de fluage. L'amplitude de mouvement est semblable pour toutes les densités axiales d'éléments testées.

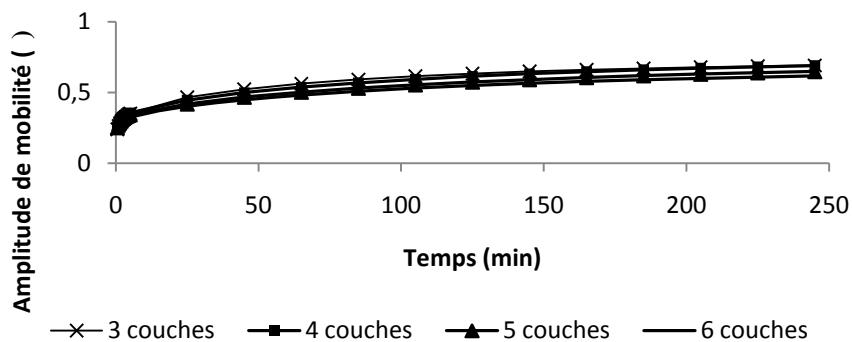


Figure 4.4 : Amplitude de mobilité selon la densité d'éléments axiale sur l'épaisseur du disque

Ensuite, les profils de pression interstitielle et de contrainte effective sont présentés à la figure 4.5. Après 1 minute de sollicitation, les plus grandes fluctuations sont obtenues entre les profils des pressions interstitielles ( $\sigma_I$ ) et des contraintes effectives ( $\sigma_E$ ). Le profil de  $\sigma_I$  pour 3 couches d'éléments est plutôt éloigné des autres profils. Pour 5 et 6 couches d'éléments, des profils semblables sont obtenus, autant pour la  $\sigma_I$  que pour la  $\sigma_E$ . Enfin, après 245 minutes d'application du chargement, les profils de  $\sigma_I$  sont très similaires pour 4, 5 et 6 couches d'éléments. En ce qui a trait à la  $\sigma_E$ , les profils sont tous superposés, peu importe le nombre d'élément sur l'épaisseur du disque.

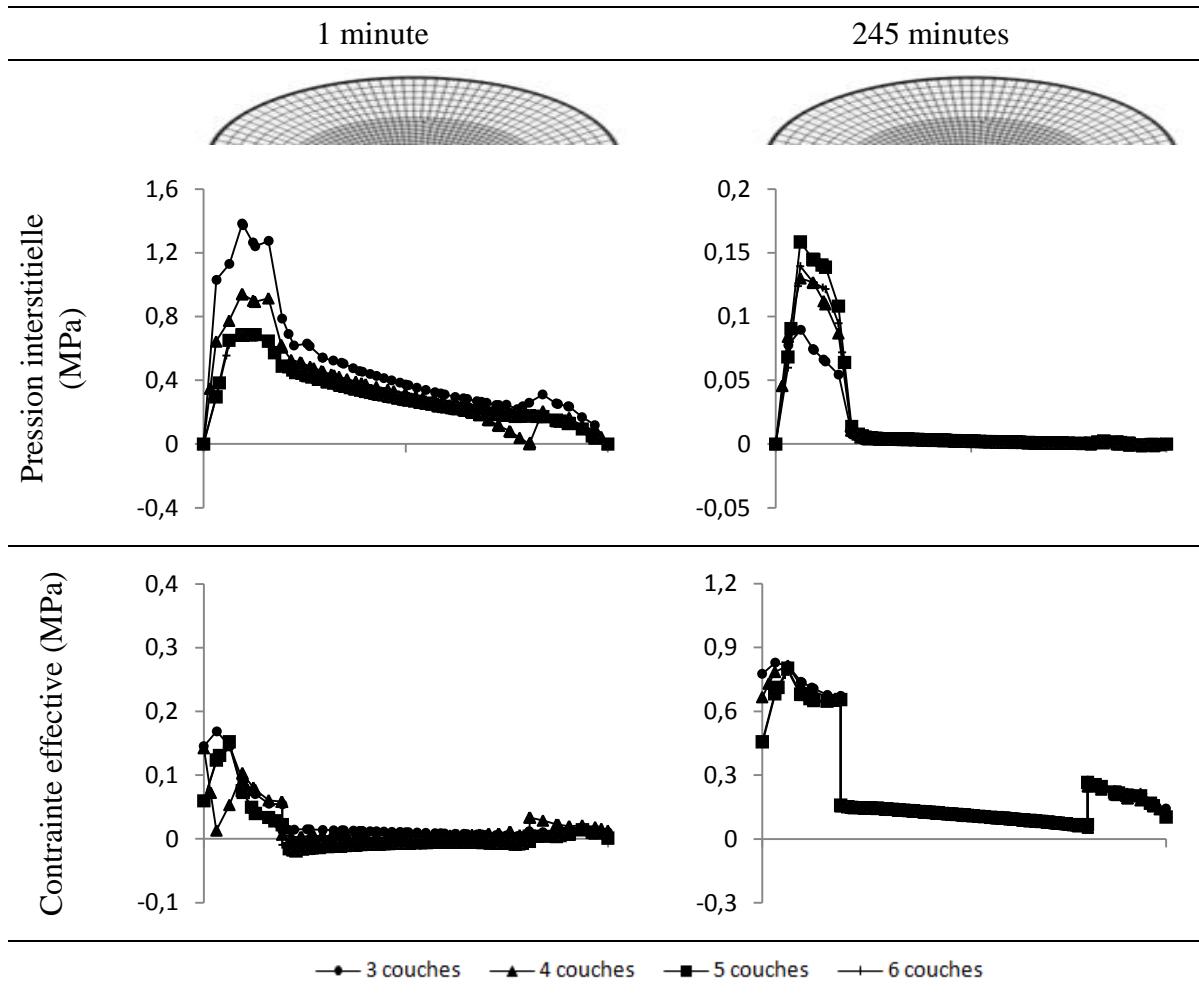


Figure 4.5 : Profils des pressions interstitielles (PI) et des contraintes effectives ( $\sigma_E$ ) selon la densité d'élément sur l'épaisseur du disque pour des temps d'application de chargement de 1 et 245 minutes.

Le tableau 4.2 présente les temps de simulation requis selon la densité axiale utilisée. Suite à l'analyse des courbes de fluage et des profils de contrainte pour tous les modes de chargement (Annexe A), et considérant que plusieurs simulations ont été réalisées au cours des analyses subséquentes, un compromis a été établi entre le temps de simulation et la qualité appréciable des résultats prédictifs. Ainsi, 5 couches d'éléments ont été considérées sur la densité axiale. Conséquemment, la densité circonférentielle a été fixée à 98 éléments sur le contour du disque pour toutes les simulations de l'étude.

Tableau 4.2 : Présentation des temps de simulations et de la densité d'éléments circonférentielle résultante selon la densité axiale

Densité axiale	Densité circonférentielle résultante	Nombre d'éléments	Nombre de DDL	Temps de simulation (min)
3	58	17182	65334	20
4	76	26672	98378	40
<b>5</b>	<b>98</b>	<b>46428</b>	<b>164844</b>	<b>90</b>
6	116	57926	207222	150

#### 4.2.2 Validation du modèle pour des chargements en inflexion latérale, flexion et extension

Pour des fins de validation, le tableau 4.3 présente la comparaison entre les amplitudes de mouvement générées à l'aide du modèle éléments finis après une minute d'application du chargement et celles mesurées dans les diverses études expérimentales (Campana et coll., 2004; Mimura et coll., 1994; Panjabi et coll., 1984; Tanaka et coll., 2001). Dans les études de Campana et coll., (2004) et de Panjabi et coll. (1984), les tests d'inclinaison n'ont pas été effectués en fonction des grades de dégénérescence du disque. Cependant, dans l'étude de Campana et coll., (2004), il est mentionné que des disques sains et dégénérés composent l'échantillonnage testé, ce qui n'est pas confirmé pour l'étude de Panjabi et coll., (1984).

Les chargements appliqués lors des tests expérimentaux varient entre 5,7 Nm et 10 Nm. Ainsi, les tests avec les modèles éléments finis ont également été réalisés pour trois valeurs de moment, soit 5 Nm, 7,5 Nm et 10 Nm.

Visiblement, le modèle éléments finis est beaucoup plus rigide que les modèles cadavériques étudiés. Par contre, les mêmes tendances sont observées; la mobilité décroît avec la dégénérescence pour les chargements en inflexion latérale, flexion et extension. De plus, la mobilité en flexion est légèrement plus élevée qu'en extension, tel qu'observé dans l'expérimentation de Tanaka et coll., (2001).

Tableau 4.3 : Comparaison des valeurs des amplitudes de mouvements ( $^{\circ}$ ) entre le modèle éléments finis et les études expérimentales tirées de la littérature

Type de chargement	Grade Thompson	Modèle EF ( $^{\circ}$ )			Campana et coll. 2004 ( $^{\circ}$ )	Panjabi et coll., 1984 ( $^{\circ}$ )	Mimura et coll., 1994 ( $^{\circ}$ )	Tanaka et coll., 2001 ( $^{\circ}$ )
Moments appliqués (Nm)		5	7,5	10	10	7,5	10	5,7
Nombre d'échantillon		---	---	---	22	8	47	81
Inflexion latérale	I	0,6	0,9	1,2	[0,7 :10,3]*	4,6	11,3 (2,2)	10,23 (3,89)
	III	0,4	0,6	0,7		3,4 (1,6)	9,8 (3,0)	11,39 (3,65)
	IV	0,3	0,4	0,6			7,9 (2,7)	7,51 (2,91)
Flexion	I	1,2	1,7	2,2	[1,0 :7,5]*	4,3	12,5 (3,5)	6,52 (2,69)
	III	0,7	1	1,3		4,4 (1,8)	12,0 (2,8)	6,09 (2,61)
	IV	0,5	0,7	0,9			10,8 (2,5)	5,57 (2,85)
Extension	I	1	1,5	2	[1,0 :6,7]*	3,9	12,5 (3,5)	4,21 (1,42)
	III	0,6	0,9	1,2		1,6 (0,4)	12,0 (2,8)	3,54 (2,60)
	IV	0,4	0,6	0,8			10,8 (2,5)	3,62 (1,47)

\* valeurs extrêmes présentées entre parenthèses [ ]

Afin de vérifier l'impact de la hauteur discale et de l'aire transverse sur la mobilité en inflexion latérale, une étude de sensibilité a été réalisée. Un moment de 10 Nm a été appliquée sur les unités fonctionnelles dont l'aire transverse et la hauteur discale variaient autour de valeurs plausibles pour un disque sain. Le tableau 4.4 présente les amplitudes de mouvement obtenues après une minute de sollicitation.

Tableau 4.4 : Impact de la hauteur discale et de l'aire transverse sur l'amplitude de mobilité du disque sous un chargement en inflexion latérale gauche

	8 mm	10 mm	12 mm
1000 mm <sup>2</sup>	5,5 °	8 °	11 °
1500 mm <sup>2</sup>	2 °	3 °	4 °
2000 mm <sup>2</sup>	1 °	1,5 °	2 °

Les résultats ont la même tendance que ceux observés dans l'étude expérimentale réalisée par Natarajan et coll., (1999). Plus l'aire transverse est réduite, plus l'amplitude de mouvement est grande. De plus, la variation obtenue est beaucoup plus grande entre 1500 mm<sup>2</sup> et 1000 mm<sup>2</sup> qu'entre 2000 mm<sup>2</sup> et 1500 mm<sup>2</sup>. Lorsque la hauteur discale augmente, la mobilité augmente, et la variation est plutôt constante et faible entre les différentes valeurs de hauteur.

## 4.2.3 Comparaison des profils de contrainte pour les disques de grades I, III et IV

### 4.2.3.1 Synthèse des résultats pour le chargement en inflexion latérale gauche

Les distributions de pression interstitielle (PI), de contrainte effective ( $\sigma_E$ ) et de contrainte totale ( $\sigma_T$ ) prélevées au niveau du diamètre frontal médian sont présentées à la figure 4.6 pour des temps d'application de chargement en inflexion latérale gauche correspondant à 1, 5, 45, 125 et 245 minutes. Bien que la PI maximale soit atteinte dans la région latérale gauche pour le disque sain (GR.I), le profil obtenu est régulier, avec l'absence de discontinuité entre les régions de l'annulus et du nucleus. De plus, la pression prédictive dans le nucleus décroît peu tout au long de la sollicitation. Pour les disques dégénérés (GR.III et IV), une concentration de PI est observée dans la région latérale droite, et cette pression décroît lorsque le fluide est expulsé, au profit de  $\sigma_E$  reprise par le squelette solide. Avec le temps, une perte de PI non négligeable est observée au sein du nucleus, ce qui génère une discontinuité entre les contraintes ressenties dans l'annulus et le nucleus. Par ailleurs, la perte de pression interstitielle s'effectue plus rapidement pour le disque de grade IV que pour celui de grade III, ce qui a une incidence sur la distribution de contrainte effective, mais confère des profils de  $\sigma_T$  assez semblables pour les deux grades.

L'apport de  $\sigma_E$  et PI sur les valeurs de contrainte totale ( $\sigma_T$ ) extraites des régions fortement sollicitées est illustré à la figure 4.7. Pour le disque sain (GR.I), le fluide reprend la majorité du chargement, et ce pour toute la durée de la sollicitation, avec un apport d'environ 80% dans la région du nucleus après 245 minutes de chargement. Pour les disques dégénérés (GR.III et IV), les apports respectifs de  $\sigma_E$  et PI sont différents, plus particulièrement après 45 minutes de chargement où le fluide nucléaire du grade III supporte environ 60% de  $\sigma_T$ , alors que celui du grade IV est responsable de seulement 35% de  $\sigma_T$ . Par contre, après 245 minutes de chargement sur les disques dégénérés, le chargement est majoritairement repris par la matrice solide pour les deux grades de dégénérescence étudiés.

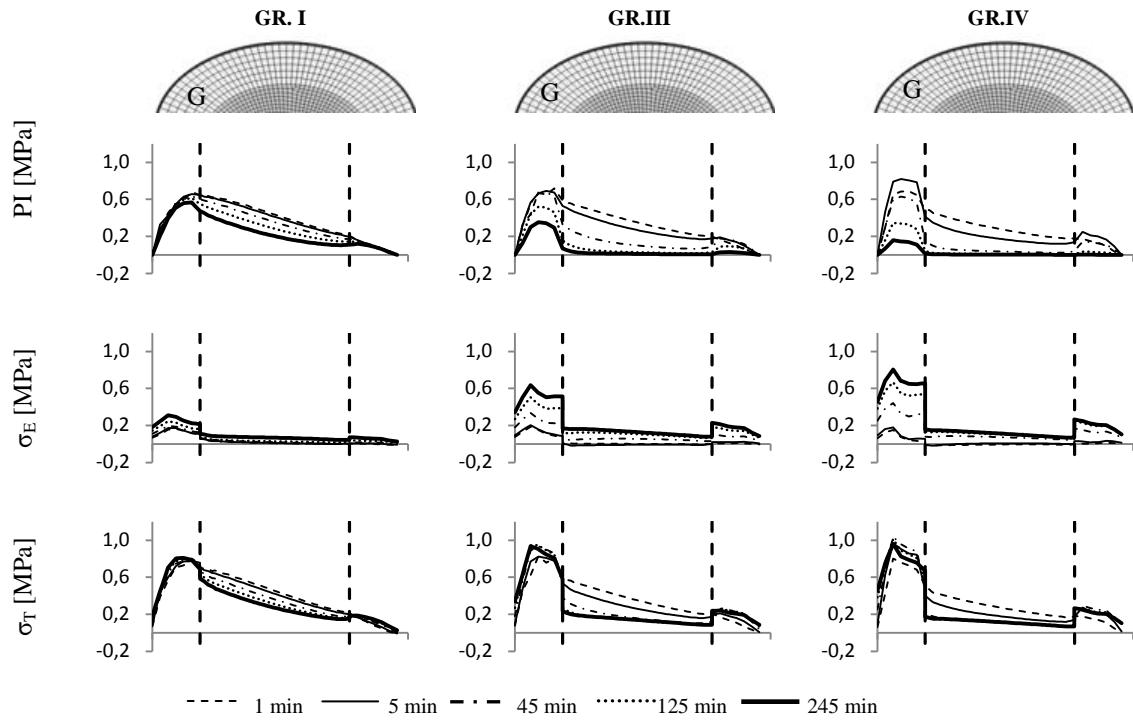


Figure 4.6 : Profils de la pression interstitielle (PI), de la contrainte effective ( $\sigma_E$ ) et de la contrainte totale ( $\sigma_T$ ) à travers le diamètre frontal médian pour les disques de grades Thompson I, III et IV après 1, 5, 45, 125 et 245 minutes d'application continue du chargement en inflexion latérale gauche (G). Les valeurs positives de contrainte pour la contrainte effective et la contrainte totale correspondent à des contraintes compressives

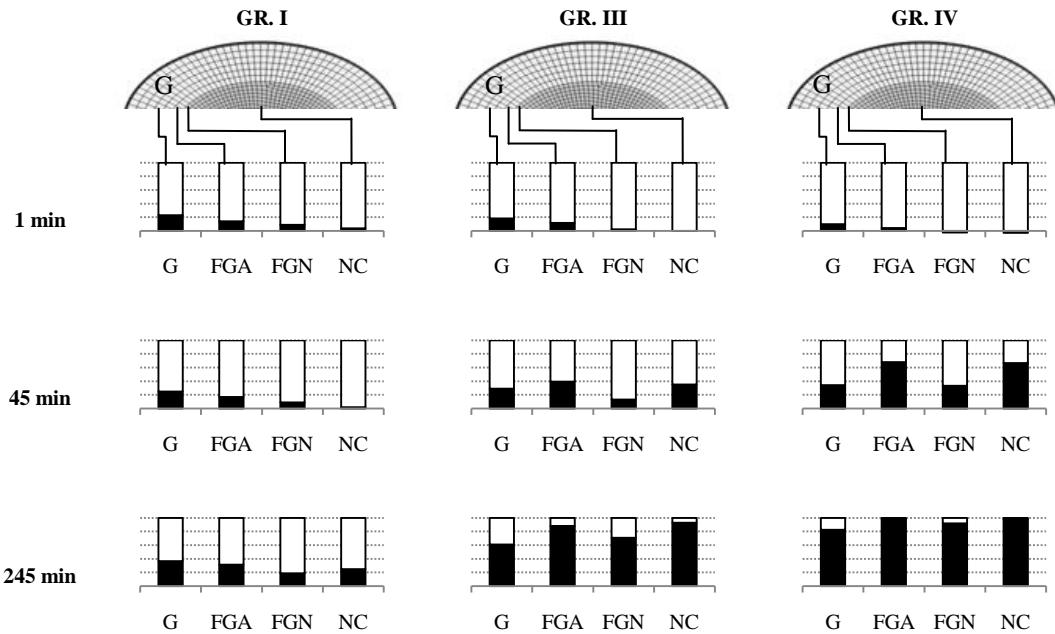


Figure 4.7 : Contribution relative de la pression interstitielle (blanc) et de la contrainte effective (noir) sur la contrainte totale prélevée dans les régions discales frontales médianes gauches sous un chargement en inflexion latérale gauche. (G = région latérale gauche; FGA = frontière gauche de l'annulus; FGN = frontière gauche du nucleus; NC = région du nucleus)

#### 4.2.3.2 Synthèse des résultats pour le chargement en flexion

Pour le chargement en flexion, la figure 4.8 présente les profils de contraintes extraits des modèles des disques de grade I, III et IV selon le diamètre médian sagittal et les temps de sollicitation correspondant à 1, 5, 45, 125 et 245 minutes. Pour le disque sain (GR.I), la PI maximale est obtenue dans la région antérieure, soit celle qui se trouve comprimée lors de l'application de la charge. Lorsque le temps augmente, la PI du nucleus diminue légèrement, alors que celle présente dans l'annulus antérieur demeure constante. Pour les disques dégénérés (GR. III et IV), la PI se concentre davantage dans la région antérieure, ce qui augmente la différence de pression entre l'annulus et le nucleus de cette région. De plus, la diminution de PI causée par l'exsudation du fluide cause l'augmentation de  $\sigma_E$ , qui est principalement concentrée dans la région antérieure. Conséquemment, la  $\sigma_T$  obtenue pour les disques dégénérés est elle aussi majoritairement située dans la région antérieure.

La figure 4.9 présente l'apport des  $\sigma_E$  et PI sur la contrainte totale ( $\sigma_T$ ) observée dans les régions discales sollicités pour différents temps de chargement. Cette fois-ci, les charges reprises par le fluide nucléique du grade I correspondent environ à la totalité de  $\sigma_T$  pour un temps d'application du chargement allant jusqu'à 45 minutes, puis à 80% de  $\sigma_T$  pour 245 minutes d'application du chargement. Chez les grades III et IV, la contribution du fluide est moindre, principalement pour le disque de grade IV où seulement 40% de  $\sigma_T$  est reprise par le fluide. Après 245 minutes de chargements, les contraintes sont majoritairement supportées par le squelette solide, pour l'ensemble des disques dégénérés (GR.III et IV).

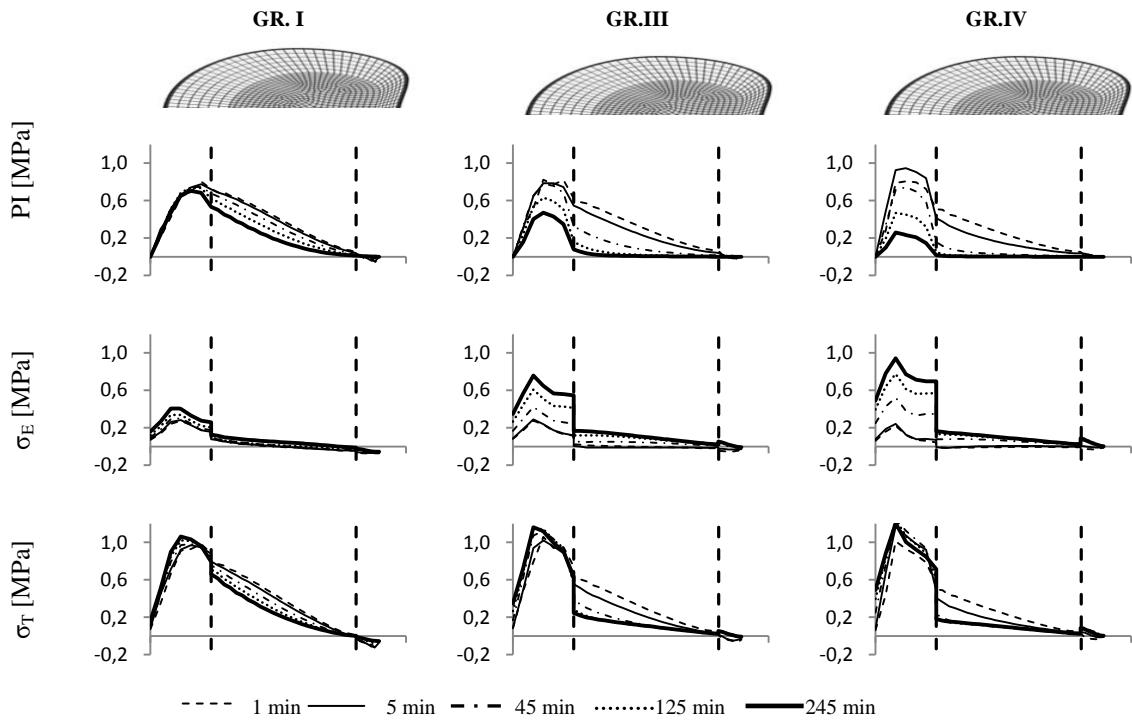


Figure 4.8 : Profils de la pression interstitielle (PI), de la contrainte effective ( $\sigma_E$ ) et de la contrainte totale ( $\sigma_T$ ) à travers le diamètre médian sagittal pour les disques de grades Thompson I, III et IV après 1, 5, 45, 125 et 245 minutes d'application continue du chargement en flexion. Les valeurs positives de contrainte pour la contrainte effective et la contrainte totale correspondent à des contraintes compressives

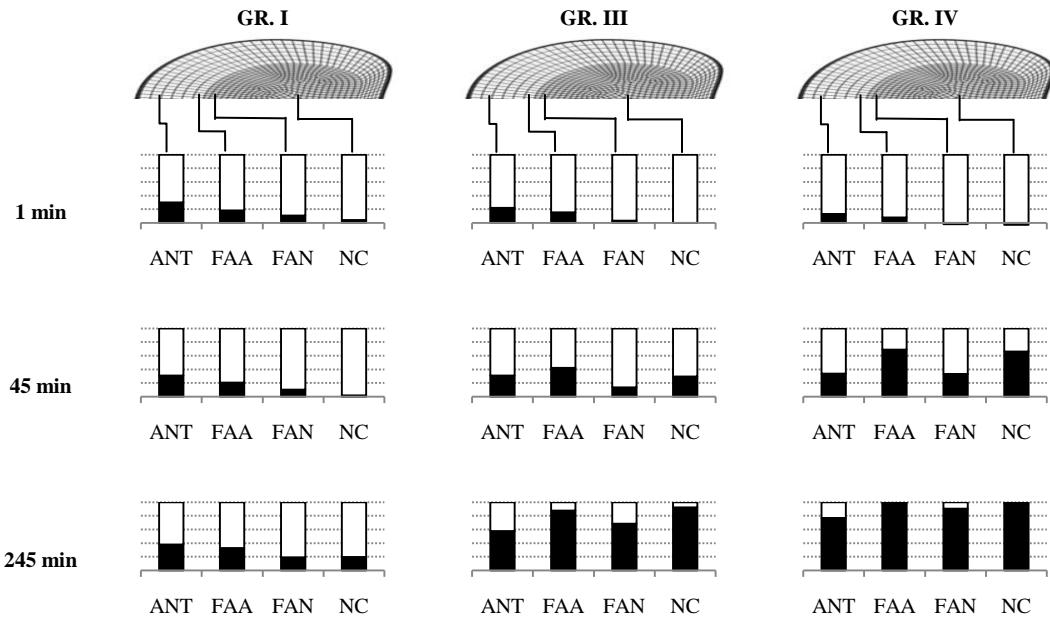


Figure 4.9 : Contribution relative de la pression interstitielle (blanc) et de la contrainte effective (noir) sur la contrainte totale prélevée dans les régions sagittales antérieures sous un chargement en flexion. (ANT = région antérieure; FAA = frontière antérieure de l'annulus; FAN = frontière antérieure du nucleus; NC = nucleus)

#### 4.2.3.3 Synthèse des résultats pour le chargement en extension

Les profils de pression interstitielle (PI), contrainte effective ( $\sigma_E$ ) et contrainte totale ( $\sigma_T$ ) prélevés au sein du diamètre sagittal médian pour des temps d'application de chargement variés, sont comparés pour des disques sains (GR.I) et dégénérés (GR.III et IV) à la figure 4.10. Pour le grade I, le profil de PI initiale (1 minute) montre que la pression la plus élevée est dans la région postérieure du nucleus. Avec le temps, la pression décroît faiblement en tout point du diamètre sagittal, et la valeur maximale est obtenue dans la frontière postérieure, entre l'annulus et le nucleus, à la fin du chargement. En comparaison, la PI maximale obtenue dans les grades III et IV est localisée dans la région postérieure de l'annulus, pour l'ensemble du chargement en fluage étudié. Cette pression décroît de manière importante avec le temps d'application du chargement, au profit de  $\sigma_E$ . Dans la région du nucleus, PI atteint une valeur pratiquement nulle vers la fin de l'application du chargement.

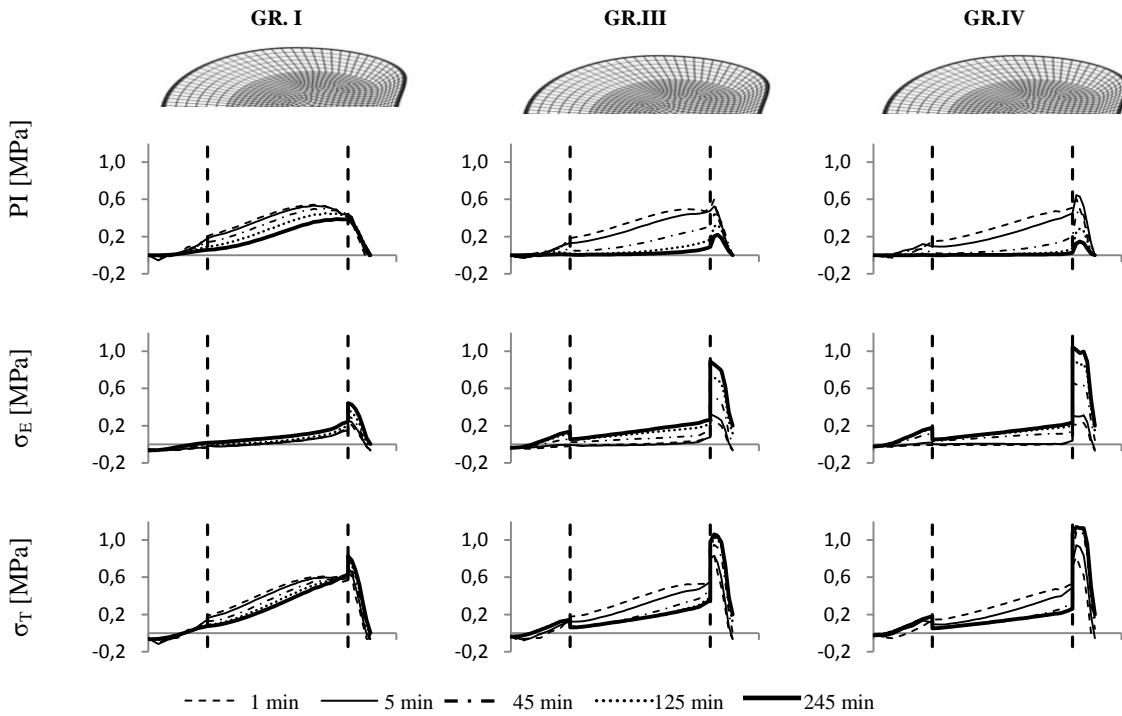


Figure 4.10 : Profils de la pression interstitielle (PI), de la contrainte effective ( $\sigma_E$ ) et de la contrainte totale ( $\sigma_T$ ) à travers le diamètre médian sagittal pour les grades Thompson I, III et IV après 1, 5, 45, 125 et 245 minutes d'application continue du chargement en extension. Les valeurs positives de contrainte pour la contrainte effective et la contrainte totale correspondent à des contraintes compressives

L'apport de PI et  $\sigma_E$  sur la contrainte totale ( $\sigma_T$ ) obtenue dans les régions sagittales sollicitées est présenté en fonction du temps d'application du chargement et des grades de dégénérescence du disque à la figure 4.11. Pour un temps d'application de chargement égal ou inférieur à 45 minutes, la PI supporte environ 95% de  $\sigma_T$  du disque sain. Par la suite, l'apport de PI décroît à 70% après 245 minutes de chargement. L'apport de PI diminue pour les grades III et IV. Pour la région du nucleus, environ 75% et 50% de  $\sigma_T$  sont respectivement reprises par la PI pour les grades III et IV après 45 minutes de chargement. Aussi, la matrice solide supporte la quasi-totalité de  $\sigma_T$  lorsque le temps de chargement atteint 245 minutes.

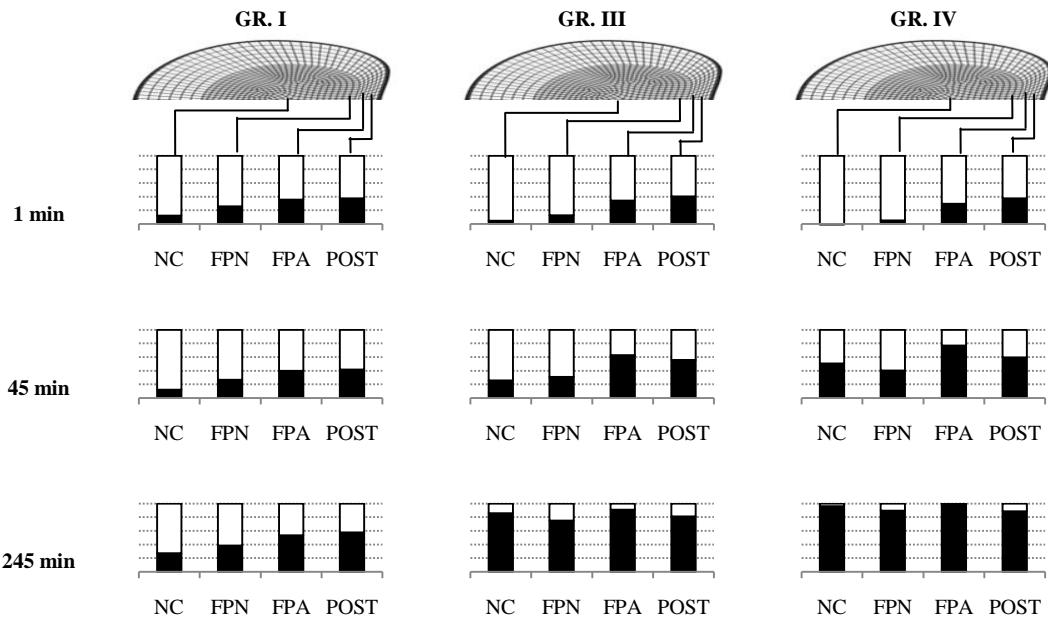


Figure 4.11 : Contribution relative de la pression interstitielle (blanc) et de la contrainte effective (noir) sur la contrainte totale prélevée dans les régions sagittales médianes sous un chargement en extension. (NC = région du nucleus; FPN = frontière postérieure du nucleus; FPA = frontière postérieure de l'annulus; POST = région postérieure)

#### 4.2.4 Étude statistique des paramètres significatifs

À partir des plans d’expérimentation décrits à la section 4.1.3, les modèles de l’unité L4/L5 ont été générés selon les modalités définies pour chacun des paramètres. Les simulations ont été réalisées à l’aide des conditions limites décrites dans l’article et selon les chargements décrits dans la section 4.1.2. Par la suite, les amplitudes de mouvement et les contraintes identifiées à la section 4.1.3 ont été extraites des modèles, pour un total de 69 valeurs de sortie par niveau de dégénérescence, et ce, pour chaque mode de chargement.

Les résultats détaillés sont présentés pour le chargement en inflexion latérale gauche. Par la suite, une synthèse des résultats est produite pour les modes de chargement en flexion et extension.

#### 4.2.4.1 Résultats détaillés pour le chargement en inflexion latérale gauche

Les résultats relatifs au chargement en inflexion latérale gauche sont présentés de manière détaillée dans cette section. Le tableau 4.5 présente les résultats associés à la mobilité discale pour chaque modèle de disque réalisé à partir du plan d'expérimentation pour le grade I.

Tableau 4.5 : Valeur d'amplitude de mouvement et de taux de déformation

Sim .	Amplitude de mouvement [deg]					Taux de déformation [deg/min]			
	1 min	5 min	45 min	125 min	245 min	1-5 min	5-45 min	45-125 min	125-245 min
1	0,395	0,480	0,548	0,593	0,641	2,14E-02	1,68E-03	5,64E-04	4,06E-04
2	1,412	1,521	1,685	1,841	1,990	2,72E-02	4,10E-03	1,94E-03	1,25E-03
3	0,392	0,481	0,566	0,645	0,734	2,23E-02	2,14E-03	9,90E-04	7,41E-04
4	1,243	1,340	1,483	1,592	1,698	2,43E-02	3,56E-03	1,37E-03	8,83E-04
5	0,331	0,392	0,500	0,604	0,697	1,54E-02	2,69E-03	1,30E-03	7,81E-04
6	0,906	0,958	1,057	1,153	1,245	1,30E-02	2,46E-03	1,20E-03	7,73E-04
7	0,314	0,367	0,452	0,539	0,617	1,33E-02	2,12E-03	1,09E-03	6,49E-04
8	0,862	0,933	1,077	1,208	1,324	1,76E-02	3,61E-03	1,64E-03	9,72E-04
9	0,378	0,461	0,571	0,657	0,735	2,08E-02	2,74E-03	1,08E-03	6,50E-04
10	1,252	1,356	1,546	1,726	1,895	2,61E-02	4,73E-03	2,25E-03	1,41E-03
11	0,367	0,453	0,583	0,700	0,816	2,18E-02	3,24E-03	1,47E-03	9,65E-04
12	1,099	1,198	1,388	1,554	1,704	2,47E-02	4,73E-03	2,09E-03	1,25E-03
13	0,319	0,381	0,512	0,635	0,735	1,53E-02	3,30E-03	1,54E-03	8,31E-04
14	0,823	0,874	0,986	1,095	1,195	1,29E-02	2,78E-03	1,36E-03	8,35E-04
15	0,297	0,347	0,442	0,531	0,612	1,27E-02	2,35E-03	1,11E-03	6,71E-04
16	0,785	0,859	1,033	1,199	1,345	1,83E-02	4,36E-03	2,08E-03	1,22E-03

Les valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective extraites des 16 modèles du disque sain sont reportées au tableau 4.6 suite à l'application du chargement pour une période d'une minute. Les résultats pour les autres valeurs de temps préétablis, ainsi que les autres modes de sollicitation étudiés, sont disponibles à l'Annexe B.

Tableau 4.6 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions frontales médianes et suite à 1 minute d'application de la charge

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	G	FG	NC	FD	D	G	FGA	FGN	NC	FDN	FDA	D
1	1,052	0,888	0,521	0,236	0,129	-0,092	-0,047	-0,027	-0,007	-0,004	-0,003	-0,004
2	0,510	0,601	0,425	0,213	0,079	-0,189	-0,168	-0,097	-0,041	-0,008	-0,009	0,006
3	0,887	0,734	0,437	0,209	0,114	-0,082	-0,041	-0,024	-0,006	-0,003	-0,002	-0,004
4	0,631	0,614	0,446	0,257	0,115	-0,156	-0,144	-0,084	-0,034	-0,005	-0,005	0,006
5	0,684	0,679	0,462	0,214	0,097	-0,134	-0,065	-0,019	-0,005	-0,003	-0,004	-0,008
6	0,454	0,512	0,368	0,234	0,077	-0,272	-0,242	-0,063	-0,025	-0,009	-0,034	-0,004
7	0,965	0,651	0,369	0,220	0,143	-0,132	-0,066	-0,017	-0,004	-0,003	-0,007	-0,011
8	0,544	0,542	0,390	0,255	0,110	-0,236	-0,214	-0,057	-0,024	-0,006	-0,017	0,000
9	1,060	0,758	0,408	0,181	0,141	-0,089	-0,041	-0,038	-0,004	-0,005	-0,006	-0,006
10	0,463	0,591	0,468	0,152	0,061	-0,166	-0,140	-0,173	-0,078	-0,010	-0,006	0,005
11	0,837	0,725	0,464	0,177	0,105	-0,074	-0,028	-0,037	-0,007	-0,005	-0,002	-0,004
12	0,590	0,640	0,469	0,204	0,100	-0,138	-0,122	-0,149	-0,062	-0,008	-0,005	0,003
13	0,686	0,643	0,360	0,183	0,104	-0,129	-0,055	-0,025	-0,003	-0,004	-0,007	-0,011
14	0,413	0,548	0,402	0,188	0,063	-0,245	-0,207	-0,120	-0,049	-0,015	-0,020	-0,004
15	0,908	0,704	0,394	0,202	0,130	-0,121	-0,048	-0,025	-0,004	-0,004	-0,005	-0,010
16	0,519	0,576	0,408	0,214	0,096	-0,215	-0,187	-0,107	-0,042	-0,011	-0,016	-0,003

Un diagramme de Pareto a été généré pour chacune des valeurs de sortie afin de déterminer les paramètres mécaniques influençant significativement le comportement discal selon les résultats étudiés, pour un total de 138 diagrammes pour le chargement en inflexion latérale seulement. La figure 4.12 présente le diagramme de Pareto réalisé pour l'étude de la pression interstitielle dans la région du nucleus après 45 minutes de sollicitation. Elle montre que la hauteur discale (H), le module d'Young de l'annulus ( $E_a$ ) et la perméabilité du nucleus ( $k_n$ ) ont eu un effet significatif ( $p\text{-value} < 0,05$ ) sur la valeur de sortie étudiée.

Les tableaux 4.7, 4.8 et 4.9 représentent une synthèse des diagrammes de Pareto et tous les paramètres y figurant sont indiqués dans l'ordre du plus significatif au moins significatif. Par exemple, la sélection de paramètres encadrée dans le tableau 4.7 est issue du diagramme de Pareto présenté précédemment à la figure 4.12. D'autres diagrammes de Pareto pertinents, reliés aux effets sur la pression interstitielle, sont présentés à l'Annexe C.

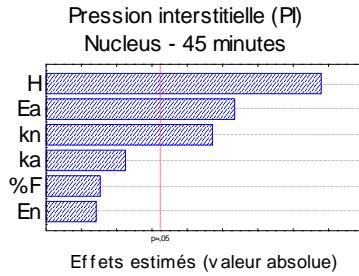


Figure 4.12 : Diagramme de Pareto de la pression interstitielle dans la région centrale du nucleus après 45 minutes d'application du chargement en inflexion latérale gauche

Le tableau 4.7 présente les paramètres significatifs en relation avec l'amplitude de mouvement et les taux de déformation (TDD) associés aux disques sains et dégénérés selon le temps d'application de la charge. Tout au long de l'application du chargement, la hauteur discale (H) est un paramètre très influent autant pour le disque sain (GR.I) que pour celui dégénéré (GR.IV). Pour le grade I, aucune influence de la perméabilité n'est observée sur l'amplitude de mouvement, par contre, une influence grandissante de la perméabilité est notable pour les TDD. L'amplitude de mouvement du disque dégénéré est influencée par la perméabilité ( $k_a$ ) à partir de 45 minutes de chargement, alors que les taux de déformation sont significativement affectés par la perméabilité sous cette limite de temps.

Tableau 4.7 : Paramètres causant un changement significatif sur l'amplitude de mouvement et le taux de déformation selon le grade de dégénérescence et le temps d'application du chargement en inflexion latérale gauche.

	Amplitude de mouvement					Taux de déformation			
	1 min	5 min	45 min	125 min	245 min	1-5 min	5-45 min	45-125 min	125-245 min
GR.I	H, Ea	H, Ea	H, Ea	H, Ea	H, Ea	Ea, H, ka	H, En, ka	H, ka, En	H, ka, En
GR.IV	H, Ea	H, Ea	H, Ea, ka	H, Ea, ka	H, Ea, ka	H, ka, Ea	ka, H, En	Ea, H	Ea, H

La synthèse des paramètres ayant un apport significatif ( $p\text{-value} < 0,05$ ) sur la pression interstitielle (PI) en fonction du temps d'application de la charge et des régions frontales est présentée au tableau 4.8. Encore une fois, H est un paramètre hautement significatif pour

l'ensemble de la durée du chargement et des régions discales étudiées, autant pour le grade I que pour le grade IV. Afin de mieux apprécier l'impact de la perméabilité sur la pression interstitielle, les effets ont été retranscrits pour ce paramètre uniquement dans la deuxième partie du tableau 4.8 en tenant compte de l'ordre d'influence du facteur. L'effet de la perméabilité de l'annulus et du nucleus ( $k_a$ ,  $k_n$ ) sur la pression interstitielle des disques de grade I et IV est semblable à ce qui a été révélé dans l'article pour un chargement en compression pure. Pour le disque sain, l'impact est localisé dans le nucleus au début du chargement, et s'étend vers les autres régions de l'annulus avec le temps d'application de la charge. Pour le disque dégénéré, l'influence est généralisée au travers du diamètre frontal dès le début du chargement, et est inexistante dans la plupart des régions à la fin de la sollicitation. De plus, les fibres de collagène ont un apport significatif, principalement sur la PI extraite dans la région latérale droite pour le disque sain. Cet impact n'est pas conservé pour le disque dégénéré.

Tableau 4.8 : Paramètres causant un changement significatif sur la pression interstitielle (PI) selon le grade de dégénérescence, la région frontale médiane et le temps d'application du chargement en inflexion latérale gauche. L'effet le plus significatif est représenté par l'indice 1 et le moins significatif par l'indice 4.

	Time (min)	G	FG*	NC	FD*	D
<i>A. Effets des paramètres biomécaniques sur PI</i>						
GR. I	1	H, ka, Ea	H, Ea	Ea, kn	En	H, %F
	5	H	Ea, En	H, Ea, En, kn, ka	H, En	%F, H, En
	45	H, %F, Ea, ka, kn	Ea, kn	<b>H, Ea, kn</b>	En, H	H, ka, %F, kn, En
	125	H, Ea, ka	Ea, kn	H, kn, Ea	H, En, Ea, kn	ka, H
	245	Ea, ka, H	Ea, H, kn	H, kn, Ea, En	H, En, Ea, kn	ka, Ea, En
GR. IV	1	H, Ea, ka, %F	Ea, H, En, kn	H, Ea, kn	H, Ea	H, ka, %F, kn
	5	H, Ea	H, Ea, kn	H, kn, Ea	H, Ea, kn	H, ka
	45	Ea, H, ka	H, Ea, kn	H, kn, Ea	H, Ea, kn	H, Ea, ka, %F
	125	Ea, H, ka, %F	H, Ea	H	H, Ea	H, Ea, ka
	245	Ea, H, ka	H, Ea	H, Ea	H	H
<i>B. Effet de la perméabilité sur PI</i>						
GR. I	1	2		2		
	5			4		
	45	4	2	3		2
	125	3	2	2	4	1
	245	2	3	2	4	1
GR. IV	1	3	4	3		2
	5		3	2		2
	45	3	3	2	3	3
	125	3			3	3
	245	3				

\* FG regroupe les frontières gauches de l'annulus et du nucleus (FGA et FGN) puisque les valeurs de pression interstitielle sont identiques pour ces deux régions. Idem pour FD qui regroupe FDA et FDN.

Les paramètres influençant significativement ( $p\text{-value} < 0,05$ ) la contrainte effective selon le grade de dégénérescence, le temps d'application de la charge et la région discale sont identifiés au tableau 4.9. H demeure un paramètre hautement significatif sur  $\sigma_E$  pour l'ensemble des régions discales, du temps d'application de la charge et des grades de dégénérescence du disque. Le module d'Young de l'annulus ( $E_a$ ) est significatif dans l'ensemble de la région de l'annulus pour les grades I et IV, mais est uniquement significatif dans la région du nucleus après 45 minutes de chargement pour le grade IV.

Tableau 4.9 : Paramètres causant un changement significatif sur la contrainte effective ( $\sigma_E$ ) selon le grade de dégénérescence, la région frontale médiane et le temps d'application du chargement en inflexion latérale gauche.

	Time (min)	G	FGA	FGN	NC	FDN	FDA	D
<i>A. Effets des paramètres biomécaniques sur <math>\sigma_E</math></i>								
GR. I	1	H, Ea, %F	H, Ea	H, En, Ea	H	H, En	H, Ea	H, Ea, En, ka, kn
	5	H, Ea	H, Ea, En	H	H	H	Ea, H	Ea, H, ka, kn
	45	H, Ea, %F	H, Ea, %F	H, En	En	En	Ea, kn	Ea, H, kn
	125	Ea, H	Ea, H	En	En, H	H, En	Ea, H, kn	H, Ea
	245	Ea, ka	Ea	En	En, H, kn	H, En	Ea, H, kn	H, Ea
GR. IV	1	H, Ea	H, Ea, En, %F	En	H	H, En	Ea	Ea, H
	5	Ea	Ea, H	H, En	H, En	H, En	H, Ea	H, Ea
	45	Ea, H, ka	H, Ea, ka	H, En	En, H, Ea	En, H, Ea	H, Ea, ka, kn, En	H, Ea, ka En, %F
	125	Ea, H, ka %F	Ea, H, ka	En, H, Ea	En, H, Ea	En, Ea, H	Ea, H, En	Ea, H, En
	245	Ea, H, ka	Ea, H	En, Ea, H	En, Ea, H	En, Ea, H	Ea, En	Ea, En
<i>B. Effet du module d'Young de l'annulus sur <math>\sigma_E</math></i>								
GR. I	1	2	2	3			2	2
	5	2	2				1	1
	45	2	2				1	1
	125	1	1				1	2
	245	1	1				1	2
GR. IV	1	2	2				1	1
	5	1	1				2	2
	45	1	2	3	3		2	2
	125	1	1	3	3	2	1	1
	245	1	1	2	2	2	1	1

#### 4.2.4.2 Synthèse des résultats pour le chargement en compression

La synthèse des diagrammes de Pareto est présentée au tableau 4.10 en ce qui concerne les paramètres discaux qui influencent significativement les amplitudes de mobilité et les taux de déformation selon le temps d'application de la charge. La hauteur discale (H) et le module d'Young de l'annulus ( $E_a$ ) ont un impact significatif les indices de mobilité en général, autant

pour le disque sain (GR.I) que pour celui dégénéré (GR.IV). De plus, la perméabilité influence l'amplitude de mouvement du grade I pour des temps élevés d'application de la charge, tandis que son influence est limitée aux premières minutes de sollicitation pour le grade I.

Tableau 4.10 : Paramètres causant un changement significatif sur l'amplitude de mouvement et le taux de déformation selon le grade de dégénérescence et le temps d'application du chargement en compression pure.

	Amplitude de mouvement					Taux de déformation			
	1 min	5 min	45 min	125 min	245 min	1-5 min	5-45 min	45-125 min	125-245 min
GR.I	Ea H, Ea, En, ka, kn, %F	Ea, H, En H, Ea, ka, kn	H, Ea, ka, kn, En H, Ea, ka	H, Ea, ka, kn, En H, Ea	H, Ea, ka, kn, En Ea, H, En	H, Ea, En kn	H, kn, Ea, ka	H, ka, Ea, kn	H, Ea, ka
GR.IV						H, Ea, ka, kn	Ea, H	Ea	Ea, H, %F, En

Les taux de déformation (TDD) sont affectés par les valeurs de perméabilité de l'annulus et du nucleus pour toute la durée du chargement chez le disque sain, alors que cette influence est seulement révélée entre 1-5 minutes d'application de la charge pour le disque dégénéré.

Les impacts des paramètres discaux sur les valeurs de contraintes prédites dans le disque sont présentés dans l'article au chapitre 3.

#### 4.2.4.3 Synthèse des résultats pour le chargement en flexion

Sous le chargement en flexion, les paramètres significatifs au niveau de la mobilité discale pour les grades de dégénérescence I et IV sont présentés au tableau 4.11. La hauteur discale (H) et le module d'Young de l'annulus ( $E_a$ ) ont des rôles significatifs sur l'amplitude de chargement et le taux de déformation (TDD), et ce pour la totalité du chargement en fluage. L'impact de la perméabilité sur l'amplitude de mouvement apparaît uniquement pour le disque dégénéré, à partir de 45 minutes d'application du chargement. De plus, la perméabilité ( $k_a$ ) influence significativement le TDD pour le disque sain (GR.I), pour l'ensemble de la durée d'application du chargement. L'impact de la perméabilité est aussi présent chez le disque dégénéré (GR.IV),

mais de manière plus importante, puisqu'il s'agit du premier facteur significatif pour les deux premiers TDD calculés.

Tableau 4.11 : Paramètres causant un changement significatif sur l'amplitude de mouvement et le taux de déformation selon le grade de dégénérescence et le temps d'application du chargement en flexion.

	Amplitude de mouvement					Taux de déformation			
	1 min	5 min	45 min	125 min	245 min	1-5 min	5-45 min	45-125 min	125-245 min
GR.I	H, Ea	H, Ea	H, Ea	H, Ea	H, Ea	Ea, H, ka	H, Ea, ka	H, ka, Ea	H, ka, Ea
GR.IV	H, Ea	H, Ea	H, Ea, ka	H, Ea, ka	H, Ea, ka	ka, Ea	ka, Ea, En, H	Ea, H	Ea, H, %F

De manière générale, H demeure significative sur la PI observée dans les disques de grade I et IV. Puisque le chargement en flexion comprime la région antérieure du disque, l'apport de la perméabilité sur la pression interstitielle (PI) est davantage localisé dans les régions centrale et antérieure, tel qu'observé au tableau 4.12 pour les grades I et IV. De plus, les fibres ont un apport significatif, principalement dans la région postérieure du grade I, là où elles agissent afin de reprendre les charges de tension. Pour le grade IV, l'apport des fibres est beaucoup moins répandu. Aussi, le module d'Young du nucleus ( $E_n$ ) a un impact hautement significatif sur la PI du grade I au niveau de la frontière postérieure pour toute la durée de chargement. Cet effet est présent seulement pour les premières étapes de chargement chez le disque dégénéré.

Selon le tableau 4.13, la  $\sigma_E$  est influencée par le module d'Young de l'annulus ( $E_a$ ), principalement dans la région antérieure des grades I et IV durant toute la durée de l'application du chargement. De plus,  $E_a$  contribue significativement à  $\sigma_E$  dans la région du nucleus vers la fin du chargement, uniquement sur le disque de grade IV. Aussi, la proportion de fibres a un impact significatif sur  $\sigma_E$ , majoritairement dans la région postérieure, mais aussi dans la région antérieure du grade I. Cet effet tend à disparaître chez le disque dégénéré. Finalement, la hauteur discale conserve un impact significatif sur  $\sigma_E$  tout au long du chargement, et ce, pour la majorité des régions discales sagittales étudiées autant chez le disque sain que celui dégénéré.

Tableau 4.12 : Paramètres causant un changement significatif sur la pression interstitielle selon le grade de dégénérescence, la région sagittale médiane et le temps d'application du chargement en flexion.

	Time (min)	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST
<i>A. Effets des paramètres biomécaniques sur PI</i>						
GR. I	1	H	H, Ea	Ea	En, Ea	H, %F
	5	H, Ea, En	Ea, En, H	Ea, H, En	En, Ea	H, %F, ka, Ea, En
	45	H, Ea, %F	Ea, kn, En	H, Ea, kn	En, Ea	H, Ea, %F, En
	125	H, Ea	Ea, kn	H, Ea, kn	En	H, Ea
	245	Ea, H	Ea, kn, H	H, kn, Ea, En	En	Ea
GR. IV	1	H, Ea, ka, %F	Ea, En, kn, H	H, Ea, kn	En, H, Ea	
	5	H, Ea	H, Ea, kn	H, Ea, kn	En	H, %F, Ea, ka, En, kn
	45	Ea, ka	H, Ea, kn	H, kn	H, kn	ka
	125	Ea, H, ka	H, Ea	H	H	H
	245	Ea, H, ka, %F	H, Ea	H, Ea		
<i>B. Effets de la perméabilité sur PI</i>						
GR. I	1					
	5					3
	45		2	3		
	125		2	3		
	245		2	2		
GR. IV	1	3	3	3		
	5		3	3		4
	45	2	3	2	2	1
	125	3				
	245	3				

\* F-ANT regroupe la frontière antérieure de l'annulus et celle du nucleus (FAA et FAN), idem pour F-POST qui regroupe FPA et FPN

Tableau 4.13 : Paramètres causant un changement significatif sur la contrainte effective selon le grade de dégénérescence, la région sagittale médiane et le temps d'application du chargement en flexion.

	Time (min)	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
<i>A. Effets des paramètres biomécaniques sur <math>\sigma_E</math></i>								
GR. I	1	H, Ea, En, %F	H, Ea, En	H, En, Ea	H	H, Ea, En	H, En, %F	H, En, Ea, %F
	5	H, Ea, En	H, Ea, En	H	H	H, Ea, En	H, En, %F	H, En, %F, Ea
	45	H, Ea, %F	H, Ea, %F, En	H, En	En, H	H, Ea	H, Ea, kn, %F	H, En, %F
	125	Ea, H	Ea, H	En, H	En	H, Ea	H, Ea, kn	H, kn
	245	Ea, H, ka	Ea	En	En, H	H, Ea	H, Ea, kn	H, %F
GR. IV	1	H, Ea	H, Ea, En, %F, ka	En	H	H, Ea	H	H
	5	Ea	Ea, H	H, En	H, En	H	H, Ea, kn	H, Ea, kn
	45	Ea, H, ka	Ea, H, ka	H, En	En, H	H, En	H, Ea, En	H, Ea, En
	125	Ea, H, ka	Ea, H, ka	En, H, Ea	En, H, Ea	H, En, Ea	Ea, En, H	En, H, Ea
	245	Ea, H, ka	Ea, H, ka	En, Ea, H	En, Ea, H	En, H, Ea	Ea, En, H	En, Ea, H
<i>B. Effets du module d'Young de l'annulus sur <math>\sigma_E</math></i>								
GR. I	1	2	2	3		2		3
	5	2	2			2		4
	45	2	2			2	2	
	125	1	1			2	2	
	245	1	1			2	2	
GR. IV	1	2	2			2		
	5	1	1				2	2
	45	1	1				2	2
	125	1	1	3	3	3	1	3
	245	1	1	2	2	2	1	2

#### 4.2.4.4 Synthèse des résultats pour le chargement en extension

Sous un chargement en extension, la hauteur discale (H) et le module d'Young de l'annulus ( $E_a$ ) ont tous deux un effet significatif sur l'amplitude de mouvement et le taux de déformation (TDD) du disque, et ce, pour toute la durée de la sollicitation réalisée sur les deux grades de dégénérescence étudiés (I et IV) (tableau 4.14). La perméabilité a un effet significatif sur les TDD entre 5 et 125 minutes pour le grade I, alors qu'elle est significative entre 1 et 5 minutes pour le grade IV.

Tableau 4.14 : Paramètres causant un changement significatif sur l'amplitude de mouvement selon le grade de dégénérescence et le temps d'application du chargement en extension.

	Amplitude de mouvement					Taux de déformation			
	1 min	5 min	45 min	125 min	245 min	1-5 min	5-45 min	45-125 min	125-245 min
GR.I	H, Ea	H, Ea	H, Ea	H, Ea	H, Ea	Ea, H, En	H, Ea, kn	H, Ea, kn, ka	H, Ea
GR.IV	H, Ea	H, Ea	H, Ea	H, Ea	H, Ea	H, Ea, kn	H, Ea	H, Ea	H, Ea

L'analyse du tableau 4.14 indique que pour l'ensemble des régions et des temps d'application de chargement, H demeure un paramètre globalement significatif pour les deux grades de dégénérescence étudiés (I et IV). Pour le disque sain, la perméabilité a un impact significatif sur la PI dans la région centrale du nucleus, cet impact apparaît dans la région postérieure pour les dernières étapes d'application du chargement. De plus, la proportion de fibre de collagène influence significativement la PI obtenue dans la région antérieure du disque sain pour la durée entière du chargement. Pour le disque dégénéré, la perméabilité a un impact plus répandu selon les régions et le temps étudié. Cet impact est inexistant dans les régions centrale et antérieure pour 245 minutes d'application du chargement. Aussi, le taux de fibres présent dans l'annulus influence significativement la PI dans la région antérieure seulement après l'application du chargement durant 1 minute.

Tableau 4.15 : Paramètres causant un changement significatif sur la pression interstitielle selon le grade de dégénérescence, la région sagittale médiane et le temps d'application du chargement en extension.

	Time (min)	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST
<i>A. Effets des paramètres biomécaniques sur PI</i>						
GR. I	1	H, %F	H, En, %F, Ea	En, H, kn	H, En	H, Ea
	5	H, %F	H, En, %F	H, Ea	H	Ea, H, En
	45	%F	H, En	H, kn, Ea, En	H	H, Ea, En
	125	%F, H	H, En	H, kn, En, Ea	Ea	H, ka
	245	%F, H	H, En, kn	H, kn, En, Ea	Ea	H, ka
GR. IV	1	H, Ea, %F	H, En	H, Ea, kn, En	H, Ea, kn	H, Ea, ka
	5	H	H, kn, En, Ea	H, kn, Ea	Ea, kn	H
	45	H, ka	H, kn, Ea	H, kn	Ea, H, kn, En	Ea
	125	H, ka	H, Ea, kn	H, kn	Ea, H, kn	Ea, ka
	245	H	H	H, Ea	Ea, H, kn	Ea, ka
<i>B. Effets de la perméabilité sur PI</i>						
GR. I	1			3		
	5					
	45			2		
	125			2		2
	245		3	2		2
GR. IV	1			3	3	3
	5		2	2	2	
	45	2	2	2	3	
	125	2	3	2	3	2
	245				3	2

\* F-ANT regroupe la frontière antérieure de l'annulus et celle du nucleus (FAA et FAN), idem pour F-POST qui regroupe FPA et FPN

La synthèse des paramètres influençant significativement la contrainte effective ( $\sigma_E$ ) des disques sains et dégénérés selon le temps d'application de la charge et la région discale médiane sagittale est présentée au tableau 4.16. Autant pour le disque sain que pour le disque dégénéré, H demeure un paramètre jouant un rôle majeur dans la génération de la  $\sigma_E$ . De plus, le module d'Young de l'annulus ( $E_a$ ) est majoritairement significatif dans la région postérieure des grades I et IV, et ce, pour toute la durée du chargement, mais est également significatif dans la région antérieure pour le grade IV. Aussi, tel qu'observé précédemment pour les autres modes de chargement,  $E_a$  est significatif dans la région du nucleus vers la fin de l'application du chargement, alors qu'il n'a aucun impact dans la même région pour le disque sain. Finalement, aucun impact majeur des fibres n'est observé sur la  $\sigma_E$  autant pour le disque sain que pour le disque dégénéré.

Tableau 4.16 : Paramètres causant un changement significatif sur la contrainte effective selon le grade de dégénérescence, la région sagittale médiane et le temps d'application du chargement en extension.

	Time (min)	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
<i>A. Effets des paramètres biomécaniques sur <math>\sigma_E</math></i>								
GR. I	1	H, En, Ea %F	H, En	H, Ea	H, En	H, En, Ea	Ea, H, En	Ea, H
	5	H, En	H, En	H, Ea	H	H, En, Ea	Ea, H, En	Ea, H
	45	H, En	H, Ea	H, Ea	En	H, En, Ea	Ea, H, En	Ea, H
	125	H	H, Ea	H	En, H	En	Ea, En	Ea, H
	245	H, Ea	H, Ea	H, En	H, En, kn	En, kn	Ea, En	Ea, H, kn
GR. IV	1	H, En	H, Ea	H	H	En, H, Ea	Ea, H, En	Ea, H
	5	H, Ea	H, Ea	H, En	H, En	En, n, H	Ea, kn	Ea, H
	45	H, Ea, ka	H, Ea, ka, kn	H, En	En, H, kn	En, H, Ea	Ea, H, ka, kn, En	Ea, H, ka
	125	H, Ea	Ea, H, En	En, H, Ea	En, H, Ea	En, Ea, H	Ea, ka, En, H	Ea, H, ka, En
	245	H, Ea, En	Ea, En, H	En, Ea, H	En, Ea, H	En, Ea, H	Ea, En, ka	Ea, H, ka, En
<i>B. Effets du module d'Young de l'annulus sur <math>\sigma_E</math></i>								
GR. I	1	3		2		3	1	1
	5			2		3	1	1
	45		2	2		3	1	1
	125		2				1	1
	245	2	2				1	1
GR. IV	1	2	2		3		1	1
	5	2	2				1	1
	45	2	2		3		1	1
	125	2	1	3	3	2	1	1
	245	2	1	2	2	2	1	1

### 4.3 Synthèse des résultats de l'exploitation du modèle

Les sections précédentes ont permis la comparaison entre le comportement biomécanique des disques sains et dégénérés, ainsi que l'identification des paramètres du disque qui influencent ce comportement. Dans l'ensemble des analyses réalisées, une attention particulière doit être portée pour certains résultats :

- ✓ Les amplitudes de mouvement prédites lorsque le modèle du disque est soumis à des chargements d'inflexion latérale, de flexion et d'extension sont inférieures aux valeurs tirées de la littérature, mais la mobilité diminue avec la dégénérescence dans tous les cas, tel qu'observé expérimentalement
- ✓ Pour les disques sains, la majorité du chargement est repris par le fluide interstitiel, et ce, pour toute la durée de l'application de la charge.
- ✓ Pour les disques dégénérés, le chargement est d'abord repris par le fluide, et à mesure que la charge est appliquée, le solide est en grande majorité responsable de reprendre les efforts mécaniques.

- ✓ De manière générale pour l'ensemble des modes de chargement étudiés, l'amplitude de mobilité des disques sains (GR.I) et dégénérés (GR.IV) est principalement affectée par la hauteur discale (H) et le module d'Young de l'annulus ( $E_a$ ).
- ✓ L'amplitude de mouvement du grade I est plus tardivement influencée par la perméabilité ( $k_a, k_n$ ) que celle du grade IV.
- ✓ La hauteur discale (H) est le principal facteur significatif pour l'ensemble des contraintes effectives ( $\sigma_E$ ) et des pressions interstitielles (PI) extraites des grades I et IV, peu importe le mode de chargement appliqué et les régions discales étudiées.
- ✓ Pour le grade I, les contraintes effectives dans la région de l'annulus sont significativement influencées par le module d'Young de l'annulus ( $E_a$ ), principalement dans la région comprimée.
- ✓ Pour le grade IV, le module d'Young de l'annulus ( $E_a$ ) a un impact significatif sur la contrainte effective ( $\sigma_E$ ) obtenue dans la région du nucleus vers la fin de l'application du chargement, pour tous les modes de chargement étudiés.
- ✓ Chez le disque sain, l'impact de la perméabilité est croissant dans le temps, c'est-à-dire qu'il est peu répandu ou inexistant au départ et s'étend aux régions environnantes du nucleus, principalement celles comprimées lorsque le temps de sollicitation augmente.
- ✓ Chez le disque dégénéré, l'impact de la perméabilité est décroissant dans le temps. Au début du chargement, il est répandu dans la majorité des régions, alors qu'il décroît par la suite, pour disparaître de certaines régions, principalement dans la zone du nucleus.

## CHAPITRE 5 DISCUSSION GÉNÉRALE

La première étape de ce projet de maîtrise était de développer un modèle par éléments finis paramétré du disque intervertébral lombaire intégrant des propriétés poroélastiques et permettant de simuler la réponse transitoire des disques sains et dégénérés. À l'aide de données expérimentales publiées, la validation du modèle a été réalisée pour les grades de dégénérescence I, III et IV de l'échelle de Thompson. La seconde partie du projet visait à identifier l'influence des propriétés géométriques et mécaniques sur le comportement biomécanique du disque à partir d'un plan d'expérimentation. Les paramètres importants ont été relevés, en étudiant les courbes de fluage et les contraintes transmises, sous différents modes de chargements physiologiques. Les motivations d'un tel projet sont d'accroître les connaissances relatives à la distinction du comportement biomécanique des disques sains et dégénérés, afin de mieux saisir les phénomènes encourus lors de la dégénérescence discale. Les principes étudiés pourront être intégrés au modèle du rachis lors d'études futures afin de tenir compte des différences entre le fonctionnement du disque sain et du disque dégénéré ainsi que de la nature viscoélastique du disque.

En premier lieu, le projet demandait la réalisation d'une géométrie paramétrée du disque intervertébral et des tissus adjacents. Afin d'étudier le phénomène dans son ensemble, un modèle générique, inspiré de la géométrie axiale réelle, a été développé. La hauteur discale, le bombement du disque, l'aire transverse et la hauteur des plateaux cartilagineux ainsi que la hauteur et la forme des corps vertébraux ont pu être ajustés aisément avec les valeurs de la littérature. D'un autre côté, ce modèle possède moins de détails géométriques qui auraient pu être obtenus à partir de l'imagerie médicale, ce qui en réduit le réalisme. Par exemple, les plateaux cartilagineux sont considérés parfaitement plats, alors qu'ils sont plutôt irréguliers et courbes dans la réalité, avec une concavité vers l'intérieur des corps vertébraux (Fergusson et coll., 2003). Néanmoins, le modèle générique a su prédire le comportement biomécanique transitoire du disque cadavérique lorsque soumis à un chargement en compression pure.

L'omission des éléments postérieurs et des ligaments vertébraux a un impact sur le comportement biomécanique du disque, relatif aux chargements étudiés. En compression, cet impact est moindre pour le disque sain (Adams et coll., 1980). Par contre, lorsque le disque dégénère, les facettes doivent reprendre plus de chargement, et peuvent ainsi intervenir dans le

comportement biomécanique discal en réduisant l'amplitude de mouvement générée (Lee et Teo; 2004; Agourbi et Shirazi-Adl, 1996). Pour l'étude des chargements en flexion/extension et inflexion latérale, le retrait des éléments postérieurs diminue l'amplitude de mobilité de manière importante (Campana et coll., 2004). Selon les tests expérimentaux de cette étude, la contribution des arcs postérieurs est respectivement de 30%, 78% et 14% pour les chargements en flexion, extension et inflexion latérale. Par contre, puisque les facettes reprennent plus de chargement lorsque le disque dégénère, celles-ci peuvent aussi subir les méfaits de la dégénérescence, et donc leur effet peut conséquemment diminuer sur le comportement du disque. Dans la présente étude, les arcs postérieurs et ligaments ont été exclus du modèle, afin de ne pas tenir compte de leurs effets sur le comportement biomécanique discale, puisque ceux-ci peuvent subir des altérations avec la dégénérescence discale.

La simplicité de la géométrie du modèle, principalement en ce qui a trait à l'annulus, a facilité la génération d'un maillage structuré hexaédrique nécessaire à la représentation des fibres de collagène. La régularité des arêtes, ainsi que la correspondance des géométries entre le contour de l'annulus et du nucleus, a permis la subdivision du volume en hexaèdres réguliers. Ainsi, en contrôlant les densités axiales et circonférentielles du maillage de l'annulus, il est aisément de respecter l'orientation des fibres de collagène, comparativement à un modèle personnalisé qui possède des arrêtes irrégulières.

Lorsque la perte de hauteur est simulée, la densité de maillage sur la circonférence du disque est conservée. Ceci étant, afin d'assurer l'orientation des fibres à  $\pm 30^\circ$ , le nombre d'éléments sur l'épaisseur discale est alors modifié. En conservant cette densité de contour, qui a un impact sur le maillage de toutes les structures de l'unité fonctionnelle représentées, le maillage ne devrait pas avoir d'impact sur les résultats comparés entre les différents grades de dégénérescence. Cette hypothèse a également été posée par Lu et coll., (1996) qui ont fait l'étude de l'impact de la hauteur discale sur le comportement biomécanique du disque sain.

Les conditions de frontière de l'écoulement du fluide stipulent que ce dernier est parfaitement libre de s'écouler par les parois de l'annulus, sans aucune résistance. En réalité, lorsque le disque est dans son milieu, le potentiel osmotique des molécules de protéoglycane offre une résistance à l'écoulement, ce qui diminue l'écrasement du disque sous l'application du chargement. Bien que quelques études élémentaires aient intégré la pression osmotique chez le disque sain (Laible et

coll., 1993; Hsieh et coll., 2005), une seule étude a établi une relation empirique entre ce potentiel osmotique et le taux de protéoglycane dans le disque, variant avec la dégénérescence (Natarajan et coll., 2004). Le principe utilisé par cette étude consiste à calculer une force axiale à appliquer sur le plateau cartilagineux supérieur afin de générer une résistance à l'écrasement, et aussi afin de modéliser le retour du fluide au sein du disque lorsqu'il est au repos. Cette démarche requiert plusieurs hypothèses, mais procure des résultats intéressants. Dans la présente étude, l'effet de la pression osmotique n'a pas été modélisé. Les profils de contraintes des disques sains sont probablement affectés par cette omission, particulièrement aux abords de l'annulus, où la pression diminue rapidement comparativement aux études de McNally (1996). Par contre, chez le disque dégénéré, l'impact est probablement moindre puisque le taux de protéoglycane diminue considérablement avec la dégénérescence, diminuant ainsi la résistance à l'écoulement reliée au potentiel osmotique.

La validation du modèle en inflexion latérale, flexion et extension présente quelques lacunes. En effet, les valeurs d'amplitude de mobilité obtenues à partir du modèle sont inférieures à celles mesurées dans l'ensemble des études expérimentales tirées de la littérature. En plus, puisque les éléments postérieurs et ligaments sont inexistant dans le modèle par éléments finis, les amplitudes de mobilité obtenues devraient être supérieures aux valeurs de mobilité expérimentale. Aussi, très peu de modèles éléments finis poroélastiques ont étudié le comportement biomécanique discal sous d'autres modes de chargement que la compression, ce qui limite la comparaison avec les modèles numériques. Par contre, le modèle monophasique hyperélastique de Rohlmann et coll., (2005) a su prédire l'amplitude de mobilité du disque soumis à ces différents types de chargements. La loi de comportement hyperélastique permet de prédire une mobilité variant de manière non-linéaire selon le chargement appliqué, et pourrait éventuellement être ajoutée au squelette solide afin de remplacer le matériau linéaire élastique qui le compose. Finalement, l'étude qui a été réalisée afin d'évaluer l'influence des paramètres géométriques du disque a permis de constater que l'amplitude de mouvement générée est grandement influencée par la hauteur et l'aire transverse, en accord avec l'étude de Natarajan et coll., (1999). Ainsi, la géométrie utilisée pour les disques étudiés confère une plus grande rigidité au modèle que la géométrie moyenne utilisée dans les tests expérimentaux tirés de la littérature, pour lesquelles aucune donnée géométrique n'est fournie. Néanmoins, les tendances observées

entre les amplitudes de mobilité et les expérimentations sont semblables; la mobilité décroît avec la dégénérescence, peu importe le type de chargement.

En dépit des limites présentées, le modèle permet de représenter le comportement du disque sous un chargement en compression pure. De plus, les tendances observées pour l'application des chargements en inflexion latérale gauche, flexion et extension sont les mêmes, bien que les valeurs ne se recoupent pas. Ainsi, les comparaisons peuvent être étudiées entre le comportement des disques sain et dégénéré, dans le but d'identifier les paramètres responsables du comportement biomécanique pour chacun des disques. Par ailleurs, sous le chargement en compression, les profils sagittaux de contraintes extraits des disques sain et dégénéré ont été comparés aux études expérimentales de McNally et coll., 1992. et McNally et coll., 1996. Par contre, à notre connaissance, aucun profil expérimental de contraintes sagittales médianes associé aux chargements en flexion, extension ou inflexion latérale n'est présent dans la littérature. Néanmoins, l'étude de Horst et Brinckmann, (1980), présentant les contraintes axiales mesurées expérimentalement au niveau des régions antérieure, médiane et postérieure du plateau cartilagineux, corroborent les tendances observées à l'aide du modèle éléments finis, c'est-à-dire l'obtention d'une pression plus importante dans la région comprimée, et une pression décroissante vers les autres régions par la suite. De plus, la contrainte mesurée augmente avec la dégénérescence dans la région comprimée, ce qui corrobore la tendance observée dans la présente étude.

Lors de la comparaison des différents grades (I, II et III) de dégénérescence discale, l'apport des contraintes a été évalué, seulement pour la région comprimée du disque. En effet, dans la région sollicitée en tension, les valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective sont très faibles, et il n'est pas rare d'observer de faibles valeurs de pressions négatives. Évidemment, l'obtention d'une pression de fluide négative est impossible dans la réalité. Ce phénomène numérique pourrait être expliqué par la génération de vides lorsque le disque se déforme, créant un effet de succion du fluide. Ainsi, l'étude a été limitée aux réactions se produisant dans les régions d'intérêt, soit celles où les contraintes sont très élevées.

Suite à la prise de connaissance des capacités du modèle, un plan d'expérimentation a été conçu afin de comparer la sensibilité des amplitudes de mouvement et profils de contraintes sur les paramètres biomécaniques du disque sain (GR.I) et de celui dégénéré (GR.IV). La hauteur

discale, la proportion de fibres de collagène, les modules d'Young de l'annulus et du nucleus ainsi que la perméabilité de ces deux structures discales ont représenté les six paramètres biomécaniques étudiés. Cette analyse a permis d'identifier les similitudes et les différences entre les paramètres qui influencent significativement le comportement biomécanique des deux grades de dégénérescence. Pour ce faire, les paramètres d'amplitude de mouvement, ainsi que les valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective prélevées dans des régions médianes d'intérêt du disque pour des temps de fluage correspondant à 1, 5, 45, 125 et 245 minutes de chargement ont été analysés.

Pour l'ensemble des chargements étudiés, la hauteur discale est le paramètre qui demeure significatif sur l'ensemble du comportement biomécanique, autant pour le disque sain que pour celui dégénéré. Elle influence autant la mobilité que le transfert de chargement. Chez le disque sain, son impact a aussi été identifié pour les modes de chargements en flexion, extension et inflexion latérale dans l'étude numérique réalisée par Natarajan et coll. 1999. En effet, il s'agit d'un paramètre qui affecte la rigidité du disque, ainsi que la distance que doit franchir le fluide pour atteindre les plateaux cartilagineux, qui représentent la région préférentielle pour la diffusion du fluide chez le disque sain (Agourbi et Shirazi-Adl., 1996; Hsieh et coll., 2005). Lorsque le disque dégénère, l'impact de la hauteur est tout aussi important sur le comportement biomécanique discal.

L'effet de la perméabilité sur la mobilité et le transfert de chargement se fait sentir à retardement chez le disque sain, comparativement au disque dégénéré pour lequel la perméabilité influence le comportement biomécanique dès le tout début du chargement, et ce pour l'ensemble des modes de chargement étudiés. Chez le disque sain, la perméabilité attribuée au modèle offre une plus grande résistance à l'écoulement du fluide. Ainsi, l'écoulement se produit lentement, l'effet de la perméabilité sur le comportement biomécanique discal se manifeste de manière grandissante vers la fin de la sollicitation. Par contre, lorsque le disque dégénère, la perméabilité est plus élevée, ce qui contribue à l'exsudation rapide du fluide. Ces résultats concordent avec ceux observés par Hsieh et coll., (2005) à l'aide de leur modèle éléments finis poro-hyperélastique paramétré sur un disque de souris. Par contre, le seul type de chargement étudié dans ce modèle est celui en compression pure, comparativement à notre modèle qui a identifié le même phénomène pour les autres types de chargements. D'ailleurs, l'effet de la perméabilité se fait majoritairement ressentir dans les régions comprimées pour les chargements en flexion et extension, autant pour le disque

sain que pour celui dégénéré. Sachant que le gradient de pression intervient dans l'écoulement du fluide, l'excès de pression dans cette région provoque l'exsudation rapide du fluide. Cette exsudation rapide est aussi reliée à la valeur de la perméabilité conférée au tissu discal. Puisque la perméabilité du disque dégénéré est plus grande que celle du disque sain, celui-ci permet au fluide de s'écouler plus rapidement.

Pour tous les modes de chargements étudiés, le module d'Young de l'annulus dégénéré a eu un impact significatif sur la contrainte effective du nucleus pour des temps de sollicitation supérieurs à 45 minutes. Quelques études ont observé l'effet de la raideur de l'annulus sur le comportement biomécanique de l'unité fonctionnelle soumise à des charges compressives (Rao et Dumas, 1991; Yoganandan et coll., 1997; Hsieh et coll., 2005). Par contre, à notre connaissance, aucune autre étude n'a analysé l'impact de ce paramètre sous d'autres modes de chargement. Les résultats obtenus dans la présente étude sont très semblables à ce qui a été relevé dans l'article pour un chargement en compression. En effet, les changements physiologiques associés à la dégénérescence augmentent la rigidité de l'annulus et réduisent la pressurisation dans le nucleus, ce qui oblige le tissu fibreux de l'annulus à supporter le chargement (Kurtz et Edidin, 2006). En effet, pour les disques dégénérés soumis aux modes de chargement en inflexion latérale, flexion et extension, les contraintes effectives sont plus importantes dans la région sollicitée que pour le disque sain (Fig. 4.6, 4.8, 4.10), et ce, principalement pour des temps élevés d'application du chargement. Ainsi, la matrice fibreuse de l'annulus est responsable de supporter davantage de chargement, ce qui augmente les risques de dégradation du tissu fibreux et le risque de fissures.

Pour les modes de chargements en flexion et extension, le module d'Young de l'annulus a un impact significatif sur la contrainte effective, principalement dans la région comprimée des disques de grade I et IV, alors que l'impact dans la région sollicitée en tension est plutôt mitigé pour le grade I uniquement. En effet, pour le disque sain, le fluide nucléique reprend la majorité du chargement et le transmet radialement à l'annulus, ce qui explique l'absence d'impact dans cette région sur la contrainte effective pour un temps inférieure à 45 minutes. Aussi, avec l'exsudation du fluide, la contrainte effective devient plus importante, et ainsi favorise l'impact du module d'Young de l'annulus pour des temps allant de 125 à 245 minutes. Dans le disque dégénéré, l'action du fluide nucléique est moindre, et ainsi, la matrice solide de l'annulus doit reprendre le chargement dès le tout début de la sollicitation.

Pour des chargements en flexion et en extension, la proportion de fibres de collagènes a un impact significatif sur les contraintes prélevées dans la région soumise en tension pour le disque sain, alors qu'elles n'ont pratiquement aucun impact pour le disque dégénéré. Le chargement en extension est celui pour lequel on observe le plus important apport des fibres; c'est aussi celui pour lequel l'amplitude de mouvement est la plus importante. L'annulus du disque sain est comparable à un matériau composite dont les fibres sont responsables de reprendre la majorité du chargement en tension. Lorsque le disque dégénère, cette faculté disparaît avec la perte de mobilité discale et c'est principalement la matrice solide qui est responsable de reprendre la majorité du chargement, ce qui peut causer des déchirements et de l'usure au niveau du disque.

L'impact des fibres est plutôt faible pour la sollicitation en inflexion latérale. Cependant, il est à noter que l'amplitude de mouvement pour ce type de chargement est généralement très faible, ce qui peut avoir un effet sur l'impact des paramètres. Sous une sollicitation plus importante, l'impact des fibres serait peut-être davantage ressorti.

Le plan d'expérimentation réalisé dans le cadre de ce projet possède certaines limites dont il faut tenir compte pour apprécier les résultats. Tout d'abord, les plages de modalités étudiées ont été générée à l'aide d'une variation de  $\pm 40\%$  des valeurs de paramètres utilisées dans les modèles validés, et ce, en raison de la grande différence dans la variabilité des paramètres observés dans la littérature, surtout selon le mode d'évaluation des paramètres (mesures directes ou inverses). En effet, la perméabilité peut varier d'un facteur de 10 dans la littérature selon les expérimentations (Best et coll., 1994; Gu et coll., 1999), alors que les valeurs du module d'Young utilisé dans la littérature sont plutôt semblables (Natarajan et coll., 2004; Agourbi et Shirazi-Adl, 1996; Lee et Teo, 2004). Ainsi, en variant chaque paramètre d'une proportion identique, il y a moins de risque d'accorder trop d'importance à un paramètre par rapport à un autre.

De plus, les résultats obtenus dans le cadre de l'analyse statistique supposent l'étude de la sollicitation du disque sous chargement constant et testé isolément, alors qu'en réalité, les activités journalières requièrent plusieurs combinaisons de mouvement complexes, incluant la variation des chargements dans le temps. Ainsi, cette étude est un premier pas qui permet de quantifier en détail le comportement isolé de cas de chargement, mais éventuellement, il serait intéressant d'étudier les différences dans les comportements biomécaniques des disques sains et

dégénérés à l'aide de chargements plus complexes (chargements combinés, sollicitations dynamiques, sollicitations cycliques, etc).

De manière générale, le modèle généré pour l'étude du comportement biomécanique discal renferme, assurément, des limites, mais représente un outil d'analyse permettant la comparaison des grades de dégénérescence du disque. La modélisation a permis de distinguer les profils de contraintes selon le grade du disque (I, III ou IV), mais aussi d'analyser l'influence des caractéristiques biomécaniques discales sur l'amplitude de mouvement et la répartition des contraintes des disques sains (GR.I) et dégénérés (GR.IV). Dans l'état actuel, le modèle permet la représentation des tendances du comportement du disque sous divers chargements mécaniques. En effet, des validations supplémentaires, incluant la connaissance de la géométrie exacte du disque, devraient être entreprises pour confirmer la validité complète du modèle. L'imagerie médicale pourrait être utilisée afin d'intégrer la géométrie réelle des disques dégénérés au modèle, au lieu de simplement réduire la hauteur discale. De plus, les propriétés exactes personnalisées des différents constituants du disque devraient être relevées à même le modèle expérimental afin de peaufiner la validation. Aussi, puisque les propriétés discales sont anisotropes et varient d'une région à une autre, il serait opportun de les raffiner dans certaines régions discales afin d'obtenir de meilleurs résultats.

## CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

Dans la première partie de ce projet de maîtrise, le développement d'un modèle éléments finis paramétrique de l'unité fonctionnelle L4-L5 a été développé. Le modèle a permis la représentation de la réponse transitoire du disque en intégrant les propriétés poroélastiques des composants du disque, ainsi que les propriétés viscoélastiques des fibres de collagène de l'annulus. Ce modèle a par la suite été utilisé pour modéliser et comparer différents grades Thompson de dégénérescence discale (I, III et IV). La validation des modèles des trois grades a été complétée à l'aide de modèles expérimentaux provenant de la littérature. Cette validation a été fructueuse pour l'application d'un chargement en compression, alors que les chargements en inflexion latérale, flexion et extension ont généré des valeurs d'amplitude de mobilité inférieures à celles retrouvées dans la littérature. Néanmoins, les tendances observées entre notre modèle et la littérature concordent: la mobilité diminue lorsque le disque est dégénéré. L'absence de données sur la géométrie exacte du disque, sachant que celle-ci a une influence sur le comportement biomécanique discal, est la principale limite de la validation du modèle. Lors de la comparaison des modèles de grades de dégénérescence I, III et IV entre eux, les profils de contraintes relevés ont illustré une concentration des contraintes dans la région comprimée pour tous les modes de chargement à l'étude, plus particulièrement dans la région de l'annulus pour le disque est dégénéré. De plus, la contrainte a été majoritairement reprise par le fluide interstitiel dans les premières phases du chargement, et a été en partie transférée au squelette solide lorsque le fluide s'est exsudé. Plus le grade de dégénérescence est élevé, plus ce transfert entre le nucleus et l'annulus a progressé rapidement.

La seconde partie du projet a porté sur la comparaison de l'influence statistique des paramètres discaux sur le comportement biomécanique des modèles de disques de grade I et IV à l'aide d'un plan d'expérimentation. Cet objectif a permis de répondre à la question de recherche initialement posée. La hauteur discale s'est avérée influente sur l'ensemble des comportements biomécaniques discaux, autant pour le disque sain que pour celui dégénéré. L'étude a également permis d'identifier que le module d'Young de l'annulus avait une importance particulière, principalement sur les indices de mobilité des grades I et IV, mais aussi sur les contraintes effectives mesurées dans le nucleus pour le grade IV uniquement. D'autre part, la perméabilité a été identifiée significative sur la pression interstitielle des grades I et IV, avec une apparition des

effets significatifs plus tardive dans le temps pour le grade I que le grade IV. En ce qui concerne les fibres de collagène du disque, elles ont été jugées significatives pour le grade I, principalement dans la région sollicitée en tension, alors que leurs effets s'estompent pour le grade IV.

Considérant que la modélisation de la dégénérescence discale avec la prise en compte du comportement biphasique est complexe, certaines recommandations devront faire l'objet de travaux futurs afin de perfectionner le modèle :

1. La géométrie personnalisée détaillée des disques lombaires devrait être prise en compte selon le grade de dégénérescence discale. Pour ce faire, une évaluation des paramètres géométriques variant selon le grade de dégénérescence devrait être réalisée à l'aide des techniques d'imagerie, afin de quantifier la variation des paramètres géométriques (aire transverse, proportion du nucleus, protubérance des parois discales).
2. Une caractérisation approfondie des propriétés discales dans différentes régions du disque devrait être réalisée à l'aide de tests expérimentaux sur des échantillons d'annulus et de nucleus selon les différents grades de dégénérescence et les niveaux vertébraux. Ceci permettrait de connaître les propriétés anisotropes du disque et de les intégrer au modèle poroélastique.
3. Une approche de personnalisation des propriétés mécaniques basée sur les méthodes d'imagerie quantitative devrait être envisagée, afin d'accentuer le réalisme lors des comparaisons entre les différents grades de dégénérescence discale. D'ailleurs, cette méthode pourrait permettre de caractériser les propriétés selon les régions discales (postérieures, antérieures, latérales), ce qui augmenterait le réalisme du modèle.
4. Une approche personnalisée de l'étape de validation devrait être envisagée, ce qui permettrait un meilleur contrôle des paramètres discaux. Ainsi, la validation pourrait se faire avec la connaissance de tous les facteurs potentiellement significatifs.
5. Une validation des comportements biomécaniques discaux lors des sollicitations en inflexion latérale, flexion et extension devrait être réalisée conjointement avec l'expérimentation d'échantillons cadavériques. En effet, les distributions de contraintes

axiales pourraient être évaluées expérimentalement pour différents types et amplitudes de chargements, afin de comparer ces valeurs avec celles du modèle numérique.

6. Le potentiel de pression osmotique devrait être ajouté au modèle. Pour ce faire, la réalisation de tests expérimentaux serait nécessaire afin d'établir la relation entre variation de pression osmotique et niveau de dégénérescence discale.

Le projet réalisé a permis d'étudier les différences entre les comportements biomécaniques des disques sain et dégénéré. Quelques modèles monophasiques ont étudié cette problématique (Rohlmann et coll., 2005; Korowski et Kubo; 1986), mais il leur a été impossible de relever des différences au niveau des responsabilités des phases fluide et solide, puisqu'ils ne les ont pas pris en compte. De plus, à ce jour, peu de modèles biphasiques ont été exploités pour l'étude de la dégénérescence (Simon et coll., 1985; Natarajan et coll., 2004), puisque la plupart des études ont été réalisées pour accroître le perfectionnement du modèle (Argoubi et Shirazi-Adl, 1996; Laible et coll., 1993; Lee et Teo; 2004). La présente étude a permis d'identifier des paramètres clés, pour lesquels une attention particulière est à considérer, et qui ont des effets différents selon l'état de dégénérescence du disque.

Une fois combiné aux recommandations effectuées, le modèle développé dans le cadre du projet de maîtrise permettra une meilleure représentation des comportements biomécaniques discaux. Cet outil considérable pourra éventuellement être étendu au modèle complet du rachis, afin d'étudier les répercussions sur l'ensemble des constituants de la colonne vertébrale, tels les facettes articulaires et les ligaments. De plus, le modèle pourrait être utilisé afin d'étudier l'impact de certaines postures ou sollicitations dynamiques sur le comportement du disque dégénéré, en comparaison avec le modèle sain. Le modèle pourrait aussi être exploité pour analyser les répercussions de l'instrumentation chirurgicale du rachis sur le comportement discal dégénéré. De plus, l'approche de modélisation utilisée pourrait être envisagée pour d'autres régions du corps humain, tel que le cartilage articulaire qui peut également subir les méfaits de la dégénérescence.

## LISTE DE RÉFÉRENCES

- Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1980). The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces. *J. Bone Jt. Surg. Br.*, 62(3), 358-362.
- Adams, M. A., & Roughley, P. J. (2006). What is intervertebral disc degeneration, and what causes it? *Spine*, 31(18), 2151-2161.
- Aharinejad, S., Bertagnoli, R., Wicke, K., Firbas, W., & Schneider, B. (1990). Morphometric analysis of vertebrae and intervertebral discs as a basis of disc replacement. *The American journal of anatomy*, 189(1), 69-76.
- Aldridge, J. S., Reckwerdt, P. J., & Mackie, T. R. (1999). A proposal for a standard electronic anthropomorphic phantom for radiotherapy. *Medical physics*, 26(9), 1901-1903.
- An, H. S., Anderson, P. A., Haughton, V. M., Iatridis, J. C., Kang, J. D., Lotz, J. C., et al. (2004). Introduction: disc degeneration: summary. *Spine*, 29(23), 2677-2678.
- An, H. S., & Masuda, K. (2006). Relevance of in vitro and in vivo models for intervertebral disc degeneration. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 88 Suppl 2, 88-94.
- Anderson, D. G., & Tannoury, C. (2005). Molecular pathogenic factors in symptomatic disc degeneration. *The spine journal : official journal of the North American Spine Society*, 5(6 Suppl), 260S-266S.
- Andersson, G. B., An, H. S., Oegema, T. R., Jr., & Setton, L. A. (2006). Intervertebral disc degeneration. Summary of an AAOS/NIH/ORS workshop, September 2005. *J. Bone Jt. Surg. Am.*, 88(4), 895-899.
- Antoniou, J., Steffen, T., Nelson, F., Winterbottom, N., Hollander, A. P., Poole, R. A., et al. (1996). The human lumbar intervertebral disc: evidence for changes in the biosynthesis and denaturation of the extracellular matrix with growth, maturation, ageing, and degeneration. *J Clin Invest*, 98(4), 996-1003.
- Argoubi, M., & Shirazi-Adl, A. (1996). Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression. *J. Biomech.*, 29(10), 1331-1339.

- Ayotte, D. C., Ito, K., Perren, S. M., & Tepic, S. (2000). Direction-dependent constriction flow in a poroelastic solid: the intervertebral disc valve. *Transactions of the ASME. Journal of Biomechanical Engineering*, 122(6), 587-593.
- Benneker, L. M., Heini, P. F., Anderson, S. E., Alini, M., & Ito, K. (2005). Correlation of radiographic and MRI parameters to morphological and biochemical assessment of intervertebral disc degeneration. *European spine*, 14(1), 27-35.
- Biot, M. A. (1941). General theory of three-dimensional consolidation. *J. of Appl. Phys.*, 12(2), 155-164.
- Boxberger, J. I., Sen, S., Yerramalli, C. S., & Elliott, D. M. (2006). Nucleus pulposus glycosaminoglycan content is correlated with axial mechanics in rat lumbar motion segments. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 24(9), 1906-1915.
- Broberg, K. B. (1983). On the mechanical behaviour of intervertebral discs. *Spine*, 8(2), 151-165.
- Buckwalter, J. A. (1995). Aging and degeneration of the human intervertebral disc. *Spine*, 20(11), 1307-1314.
- Butler, S. L., Kohles, S. s., Thielke, R. J., Chen, C., & Vanderby, R., Jr. (1997). Interstitial fluid flow in tendons or ligaments: a porous medium finite element simulation. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 35(6), 742-746.
- Campana, S. (2004). *Evaluation des relations entre propriétés biomécaniques et imagerie: Etude in vitro du disque intervertébral*. Thèse (Ph.D.), Ecole de Technologie Supérieure, Québec, Canada
- Chan, B., Donzelli, P. S., & Spilker, R. L. (2000). A mixed-penalty biphasic finite element formulation incorporating viscous fluids and material interfaces. *Annals of Biomedical Engineering*, 28(6), 589-597.
- Chan, D., Song, Y., Sham, P., & Cheung, K. M. (2006). Genetics of disc degeneration. *European spine journal*, 15 Suppl 3, 317-325.
- Chiu, E. J. (1998). *Characterization of the human intervertebral disc with magnetic resonance imaging*. Thèse (Ph.D.), University of California - Berkeley, Berkeley, CA, United States.

- Collins, J. (2006). Back pain: facts and fiction. *Semin Roentgenol*, 41(4), 245-246.
- Duncan, N. A. (2006). Cell deformation and micromechanical environment in the intervertebral disc. *The Journal of bone and joint surgery. American volume, 88 Suppl 2*, 47-51.
- Ehlers, W., & Markert, B. (2001). A linear viscoelastic biphasic model for soft tissues based on the theory of porous media. *Transactions of the ASME. Journal of Biomechanical Engineering*, 123(5), 418-424.
- El-Rich, M., Arnoux, P. J., Wagnac, E., Brunet, C., & Aubin, C. E. (2009). Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *J. Biomech.*, 42(9), 1252-1262.
- Fazzalari, N. L., Parkinson, I. H., Fogg, Q. A., & Sutton-Smith, P. (2006). Antero-postero differences in cortical thickness and cortical porosity of T12 to L5 vertebral bodies. *Joint, bone, spine : revue du rhumatisme*, 73(3), 293-297.
- Ferguson, S. J., Ito, K., & Nolte, L. P. (2004). Fluid flow and convective transport of solutes within the intervertebral disc. *J. Biomech.*, 37(2), 213-221.
- Fujiwara, A., Lim, T. H., An, H. S., Tanaka, N., Jeon, C. H., Andersson, G. B., et al. (2000). The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine. *Spine*, 25(23), 3036-3044.
- Ghosh, P. (1988). *The Biology of the intervertebral disc* (Vol. 1). Boca Raton, Florida: CRC Press.
- Gu, W. Y., Mao, X. G., Rawlins, B. A., Iatridis, J. C., Foster, R. J., Sun, D. N., et al. (1999). Streaming potential of human lumbar anulus fibrosus is anisotropic and affected by disc degeneration. *J. Biomech.*, 32(11), 1177-1182.
- Horst, M., & Brinckmann, P. (1981). 1980 Volvo award in biomechanics. Measurement of the distribution of axial stress on the end-plate of the vertebral body. *Spine*, 6(3), 217-232.
- Hsieh, A. H., Wagner, D. R., Cheng, L. Y., & Lotz, J. C. (2005). Dependence of mechanical behavior of the murine tail disc on regional material properties: a parametric finite element study. *ASME J Biomech Eng*, 127(7), 1158-1167.

- Iatridis, J. C., & ap Gwynn, I. (2004). Mechanisms for mechanical damage in the intervertebral disc annulus fibrosus. *Journal of Biomechanics*, 37(8), 1165-1175.
- Iatridis, J. C., Krag, M. H., & Laible, J. P. (2001). Poroelastic and chemical electric model of the healthy and degenerated intervertebral disc. *Journal of Biomechanics*, 34(SUPPL. 1), S11-S12.
- Iatridis, J. C., Kumar, S., Foster, R. J., Weidenbaum, M., & Mow, V. C. (1999). Shear mechanical properties of human lumbar annulus fibrosus. *Journal of Orthopaedic Research*, 17(5), 732-737.
- Iatridis, J. C., Kumar, S., Krishnan, L., Rawlins, B. A., Weidenbaum, M., & Mow, V. C. (1996). Shear mechanical behavior of the human lumbar anulus fibrosus and the effects of degeneration. *Proceedings of the 1996 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, Atlanta, GA (Vol. 33, pp. 149-150)ASME New York NY USA.
- Iatridis, J. C., Laible, J. P., & Krag, M. H. (2003). Influence of fixed charge density magnitude and distribution on the intervertebral disc: applications of a poroelastic and chemical electric (PEACE) model. *ASME J. Biomech. Eng.*, 125(1), 12-24.
- Iatridis, J. C., MacLean, J. J., Roughley, P. J., & Alini, M. (2006). Effects of mechanical loading on intervertebral disc metabolism in vivo. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 88 Suppl 2, 41-46.
- Iatridis, J. C., MaClean, J. J., & Ryan, D. A. (2005). Mechanical damage to the intervertebral disc annulus fibrosus subjected to tensile loading. *J Biomech*, 38(3), 557-565.
- Iatridis, J. C., Mente, P. L., Stokes, I. A., Aronsson, D. D., & Alini, M. (1999). Compression-induced changes in intervertebral disc properties in a rat tail model. *Spine*, 24(10), 996-1002.
- Iatridis, J. C., Setton, L. A., Foster, R. J., Rawlins, B. A., Weidenbaum, M., & Mow, V. C. (1998). Degeneration affects the anisotropic and nonlinear behaviors of human anulus fibrosus in compression. *J. Biomech.*, 31(6), 535-544.
- Johannessen, W., & Elliott, D. M. (2005). Effects of degeneration on the biphasic material properties of human nucleus pulposus in confined compression. *Spine*, 30(24), E724-729.
- Kettler, A., & Wilke, H. J. (2006). Review of existing grading systems for cervical or lumbar disc and facet joint degeneration. *European spine journal*, 15(6), 705-718.

- Kim, P. K., & Branch, C. L., Jr. (2006). The lumbar degenerative disc: confusion, mechanics, management. *Clinical neurosurgery*, 53, 18-25.
- Kim, Y. E., Goel, V. K., Weinstein, J. N., & Lim, T. H. (1991). Effect of disc degeneration at one level on the adjacent level in axial mode. *Spine*, 16(3), 331-335.
- Kirkaldy-Willis, W. H., & Farfan, H. F. (1982). Instability of the lumbar spine. *Clinical orthopaedics and related research*(165), 110-123.
- Kourtis, D., Magnusson, M. L., Smith, F., Hadjipavlou, A., & Pope, M. H. (2004). Spine height and disc height changes as the effect of hyperextension using stadiometry and MRI. *The Iowa orthopaedic journal*, 24, 65-71.
- Krismer, M., Haid, C., Behensky, H., Kapfinger, P., Landauer, F., & Rachbauer, F. (2000). Motion in lumbar functional spine units during side bending and axial rotation moments depending on the degree of degeneration. *Spine*, 25(16), 2020-2027.
- Kurowski, P., & Kubo, A. (1986). The relationship of degeneration of the intervertebral disc to mechanical loading conditions on lumbar vertebrae. *Spine*, 11(7), 726-731.
- Kurtz, S. M., & Edidin, A. A. (2006). *Spine technology handbook*. Amsterdam, [Pays-Bas].
- Laible, J. P., Pflaster, D. S., Krag, M. H., Simon, B. R., & Haugh, L. D. (1993). A poroelastic-swelling finite element model with application to the intervertebral disc. *Spine*, 18(5), 659-670.
- Lee, K. K., & Teo, E. C. (2004). Poroelastic analysis of lumbar spinal stability in combined compression and anterior shear. *J. Spinal Disord. Tech.*, 17(5), 429-438.
- Little, J. P., Pearcy, M. J., & Pettet, G. J. (2007). Parametric equations to represent the profile of the human intervertebral disc in the transverse plane. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 45(10), 939-945.
- Lotz, J. C. (2004). Animal models of intervertebral disc degeneration: lessons learned. *Spine*, 29(23), 2742-2750.
- Lotz, J. C., Colliou, O. K., Chin, J. R., Duncan, N. A., & Liebenberg, E. (1998). Compression-induced degeneration of the intervertebral disc: an in vivo mouse model and finite-element study. *Spine*, 23(23), 2493-2506.

- Lotz, J. C., & Ulrich, J. A. (2006). Innervation, inflammation, and hypermobility may characterize pathologic disc degeneration: review of animal model data. *The Journal of bone and joint surgery. American volume, 88 Suppl 2*, 76-82.
- Lu, Y. M., Hutton, W. C., & Gharpuray, V. M. (1996a). Can variations in intervertebral disc height affect the mechanical function of the disc? *Spine, 21*(19), 2208-2216; discussion 2217.
- Lu, Y. M., Hutton, W. C., & Gharpuray, V. M. (1996b). Do bending, twisting, and diurnal fluid changes in the disc affect the propensity to prolapse? A viscoelastic finite element model. *Spine, 21*(22), 2570-2579.
- Malendrino, A., Planell, J. A., & Lacroix, D. (2009). Statistical factorial analysis on the poroelastic material properties sensitivity of the lumbar intervertebral disc under compression, flexion and axial rotation. *J. Biomech.*, doi:10.1016/j.jbiomech.2009.07.039
- McNally, D. S., & Adams, M. A. (1992). Internal intervertebral disc mechanics as revealed by stress profilometry. *Spine, 17*(1), 66-73.
- McNally, D. S., Shackleford, I. M., Goodship, A. E., & Mulholland, R. C. (1996). In vivo stress measurement can predict pain on discography. *Spine, 21*(22), 2580-2587.
- Mimura, M., Panjabi, M. M., Oxland, T. R., Crisco, J. J., Yamamoto, I., & Vasavada, A. (1994). Disc degeneration affects the multidirectional flexibility of the lumbar spine. *Spine, 19*(12), 1371-1380.
- Nachemson, A. (1960). Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material. *Acta Orthop Scand Suppl, 43*, 1-104.
- Nachemson, A., & Morris, J. M. (1964). In Vivo Measurements of Intradiscal Pressure. Discometry, a Method for the Determination of Pressure in the Lower Lumbar Discs. *J. Bone Jt. Surg. Am., 46*, 1077-1092.
- Nachemson, A. L. (1981). Disc pressure measurements. *Spine, 6*(1), 93-97.
- Natarajan, R. N., & Andersson, G. B. (1999). The influence of lumbar disc height and cross-sectional area on the mechanical response of the disc to physiologic loading. *Spine, 24*(18), 1873-1881.

- Natarajan, R. N., Ke, J. H., & Andersson, G. B. (1994). A model to study the disc degeneration process. *Spine, 19*(3), 259-265.
- Natarajan, R. N., Williams, J. R., & Andersson, G. B. (2004). Recent advances in analytical modeling of lumbar disc degeneration. *Spine, 29*(23), 2733-2741.
- Natarajan, R. N., Williams, J. R., & Andersson, G. B. (2006). Modeling changes in intervertebral disc mechanics with degeneration. *The Journal of bone and joint surgery. American volume, 88 Suppl 2*, 36-40.
- Niosi, C. A., & Oxland, T. R. (2004). Degenerative mechanics of the lumbar spine. *The spine journal : official journal of the North American Spine Society, 4*(6 Suppl), 202S-208S.
- Panjabi, M. M., Krag, M. H., & Chung, T. Q. (1984). Effects of disc injury on mechanical behavior of the human spine. *Spine, 9*(7), 707-713.
- Pfirrmann, C. W., Metzdorf, A., Zanetti, M., Hodler, J., & Boos, N. (2001). Magnetic resonance classification of lumbar intervertebral disc degeneration. *Spine, 26*(17), 1873-1878.
- Prithvi, P. (2008). Intervertebral Disc: Anatomy-Physiology-Pathophysiology-Treatment. *Pain Practice, 8*(1), 18-44.
- Rao, A. A., & Dumas, G. A. (1991). Influence of material properties on the mechanical behaviour of the L5-S1 intervertebral disc in compression: a nonlinear finite element study. *ASME J. Biomech. Eng., 13*(2), 139-151.
- Roberts, S., Evans, H., Trivedi, J., & Menage, J. (2006). Histology and pathology of the human intervertebral disc. *J. Bone Jt. Surg. Am., 88 Suppl 2*, 10-14.
- Rohlmann, A., Zander, T., Schmidt, H., Wilke, H. J., & Bergmann, G. (2006). Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method. *J. Biomech., 39*(13), 2484-2490.
- Schmidt, H., Kettler, A., Rohlmann, A., Claes, L., & Wilke, H. J. (2007). The risk of disc prolapses with complex loading in different degrees of disc degeneration - a finite element analysis. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon), 22*(9), 988-998.
- Schroeder, Y., Wilson, W., Huyghe, J. M., & Baaijens, F. P. (2006). Osmoviscoelastic finite element model of the intervertebral disc. *European spine journal, 15* Suppl 3, S361-371.

- Simon, B. R. (1992). Multiphase poroelastic finite element models for soft tissue structures. *Applied Mechanics Reviews*, 45(6), 191-218.
- Simon, B. R., Liable, J. P., Pflaster, D., Yuan, Y., & Krag, M. H. (1996). A poroelastic finite element formulation including transport and swelling in soft tissue structures. *ASME J. Biomed. Eng.*, 118(1), 1-9.
- Simon, B. R., Wu, J. S., Carlton, M. W., Kazarian, L. E., France, E. P., Evans, J. H., et al. (1985). Poroelastic dynamic structural models of rhesus spinal motion segments. *Spine*, 10(6), 494-507.
- Smith, L. J., & Fazzalari, N. L. (2009). The elastic fibre network of the human lumbar anulus fibrosus: architecture, mechanical function and potential role in the progression of intervertebral disc degeneration. *European spine journal*, 18(4), 439-448.
- Stokes, I. A., Counts, D. F., & Frymoyer, J. W. (1989). Experimental instability in the rabbit lumbar spine. *Spine*, 14(1), 68-72.
- Stokes, I. A., & Iatridis, J. C. (2004). Mechanical conditions that accelerate intervertebral disc degeneration: overload versus immobilization. *Spine*, 29(23), 2724-2732.
- Tanaka, N., An, H. S., Lim, T. H., Fujiwara, A., Jeon, C. H., & Haughton, V. M. (2001). The relationship between disc degeneration and flexibility of the lumbar spine. *The spine journal : official journal of the North American Spine Society*, 1(1), 47-56.
- Terzaghi, K., & Peck, R. B. (1948). *Soil mechanics in engineering practice*. New York: John Wiley & Sons.
- Thompson, J. P., Pearce, R. H., Schechter, M. T., Adams, M. E., Tsang, I. K., & Bishop, P. B. (1990). Preliminary evaluation of a scheme for grading the gross morphology of the human intervertebral disc. *Spine*, 15(5), 411-415.
- Tyrrell, A. R., Reilly, T., & Troup, J. D. (1985). Circadian variation in stature and the effects of spinal loading. *Spine*, 10(2), 161-164.
- Urban, J. P., Holm, S., & Maroudas, A. (1978). Diffusion of small solutes into the intervertebral disc: an in vivo study. *Biorheology*, 15(3-4), 203-221.

- Wang, J. L., Parnianpour, M., Shirazi-Adl, A., & Engin, A. E. (2000). Viscoelastic finite-element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion. Effect of loading rate. *Spine*, 25(3), 310-318.
- White, A. A., & Panjabi, M. M. (1990). *Clinical biomechanics of the spine* (2nd<sup>e</sup> éd.). Philadelphia.
- Wilke, H. J., Rohlmann, F., Neidlinger-Wilke, C., Werner, K., Claes, L., & Kettler, A. (2006). Validity and interobserver agreement of a new radiographic grading system for intervertebral disc degeneration: Part I. Lumbar spine. *European spine journal*, 15(6), 720-730.
- Yahia, L. H., Audet, J., & Drouin, G. (1991). Rheological properties of the human lumbar spine ligaments. *ASME J. Biomech. Eng.*, 13(5), 399-406.
- Yoganandan, N., Kumaresan, S., Voo, L., & Pintar, F. A. (1997). Finite element model of the human lower cervical spine: parametric analysis of the C4-C6 unit. *ASME J. Biomech. Eng.*, 119(1), 87-92.

## **ANNEXE A – Analyse de convergence du maillage**

Les figures A.1 à A.6 présentent les résultats de l'étude de convergence pour les chargements en compression pure, flexion et extension. Les résultats sont présentés selon la méthodologie abordée à la section 4.1.1. Tout d'abord, les courbes de fluage sont comparées pour des épaisseurs d'éléments allant de 3 à 6 couches. Par la suite, les profils de pression interstitielle et de contrainte effective sont présentés pour des temps de sollicitation correspondant à 1 et 245 minutes.

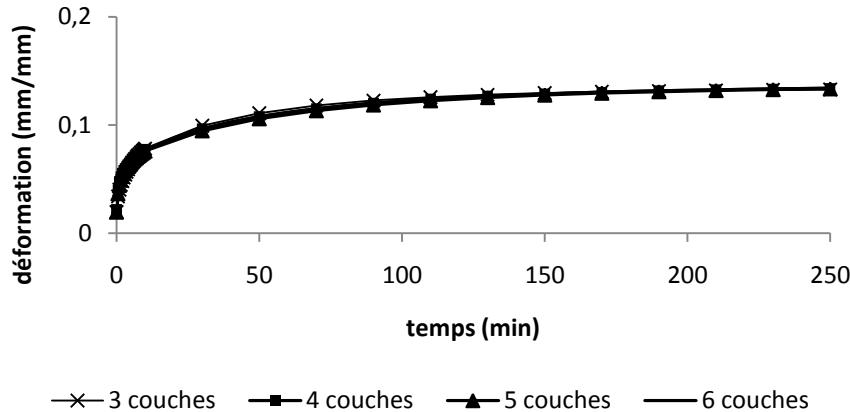


Figure A.1 : Amplitude de mobilité selon la densité d'éléments axiale sur l'épaisseur du disque pour un chargement en compression pure

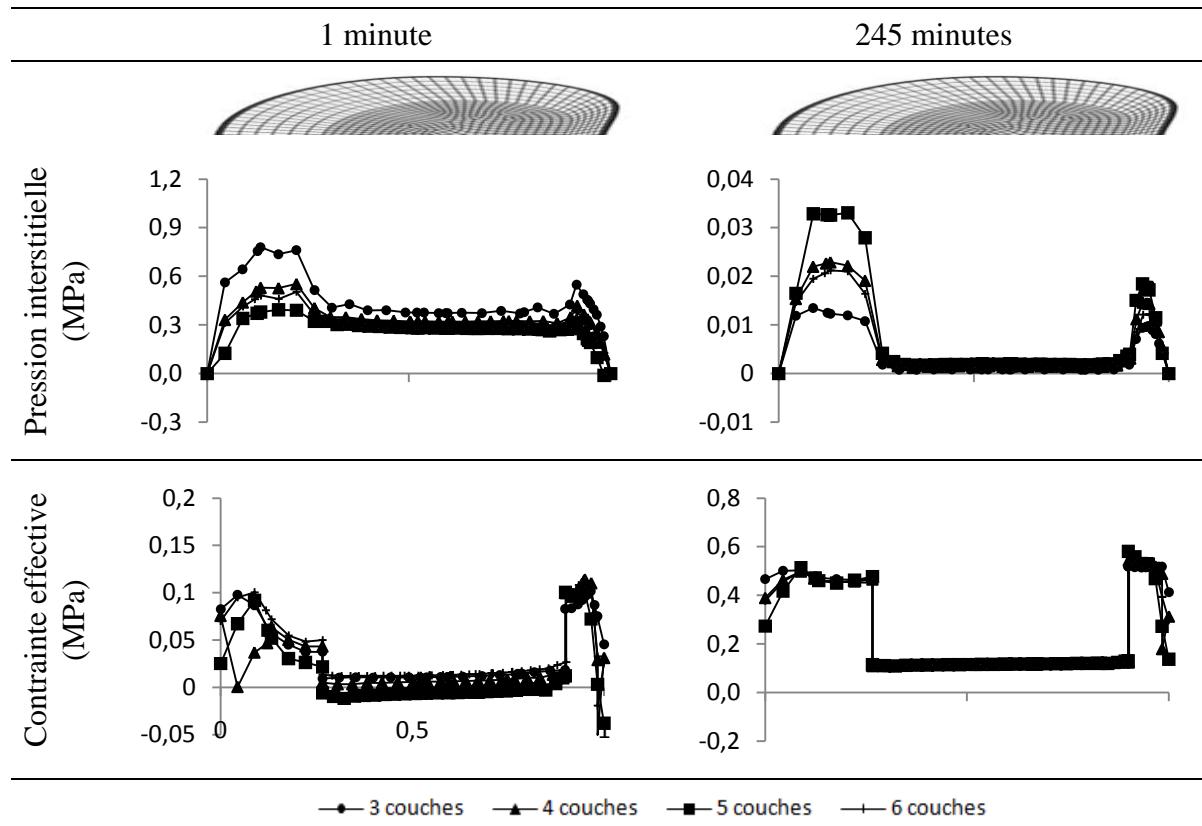


Figure A.2 : Profils des pressions interstitielles (PI) et des contraintes effectives ( $\sigma_E$ ) selon la densité d'éléments sur l'épaisseur du disque pour des temps d'application du chargement en compression pure de 1 et 245 minutes.

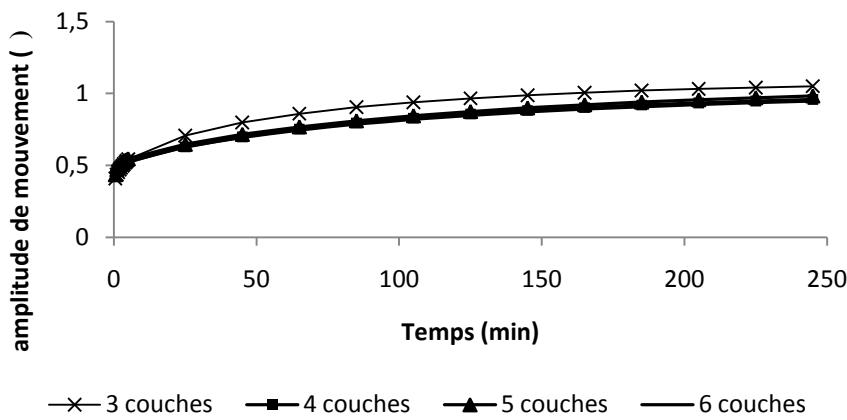


Figure A.3 : Amplitude de mobilité selon la densité d'éléments axiale sur l'épaisseur du disque pour un chargement en flexion

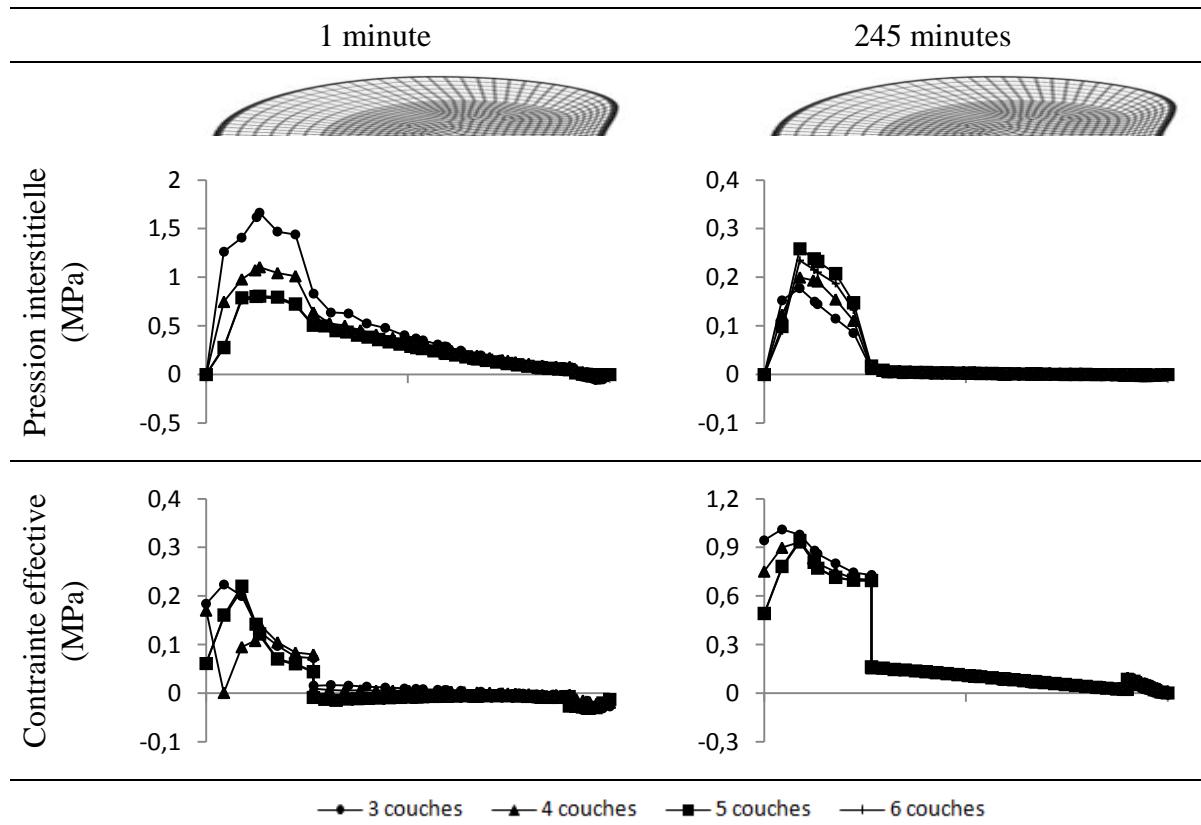


Figure A.4 : Profils des pressions interstitielles (PI) et des contraintes effectives ( $\sigma_E$ ) selon la densité d'éléments sur l'épaisseur du disque pour des temps d'application du chargement en flexion de 1 et 245 minutes.

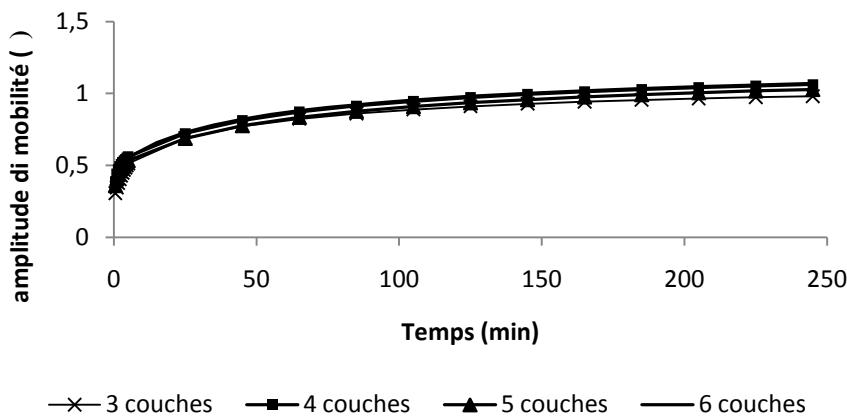


Figure A.5 : Amplitude de mobilité selon la densité d'éléments axiale sur l'épaisseur du disque pour un chargement en extension

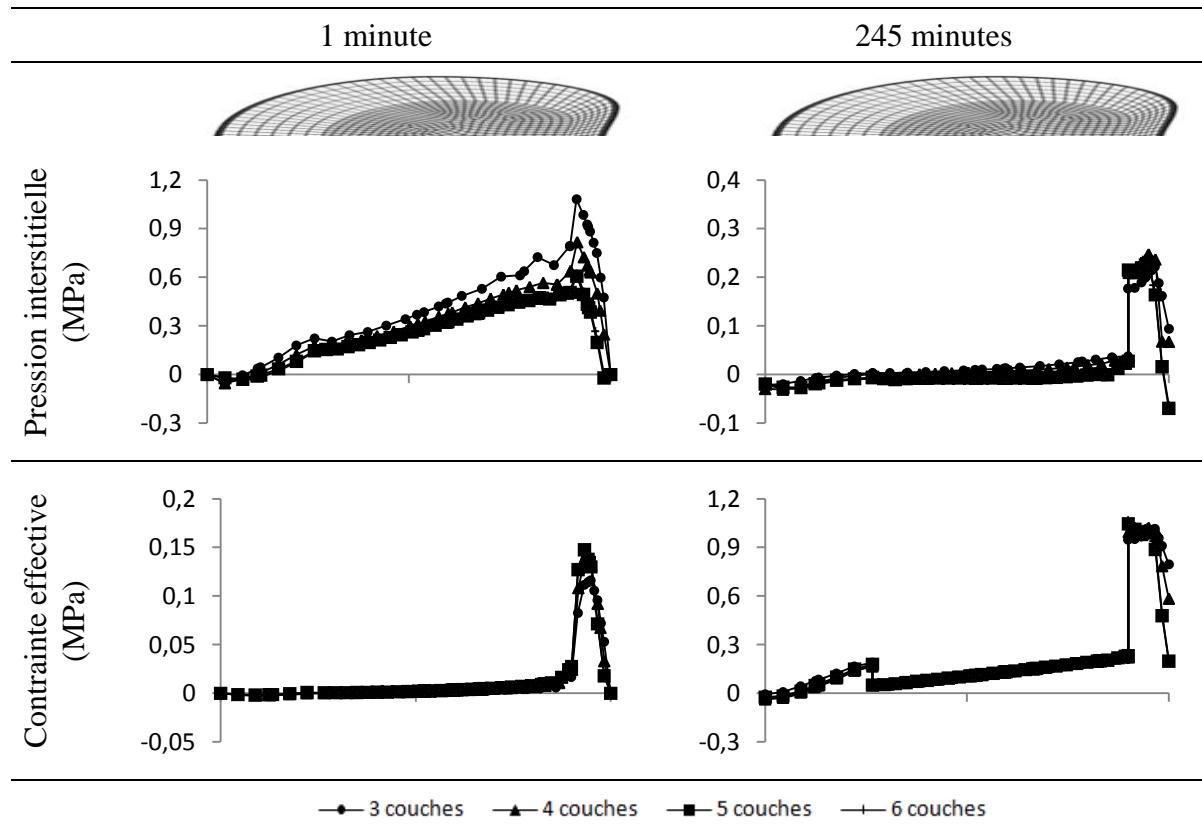


Figure A.6 : Profils des pressions interstitielles (PI) et des contraintes effectives ( $\sigma_E$ ) selon la densité d'éléments sur l'épaisseur du disque pour des temps d'application du chargement en extension de 1 et 245 minutes.

## **ANNEXE B – Résultats de l'étude de sensibilité**

Les tableaux B.1 à B.48 présentent les résultats obtenus des différents plans d'expérimentation réalisés sur les disques de grade I et IV pour des sollicitations en compression pure, inflexion latérale, flexion et extension.

Tableau B.1 : Amplitude de mouvement et taux de déformation sous un chargement en compression pure pour le grade I

Sim .	Amplitude de mouvement [%]					Taux de déformation [%/min]			
	1 min	5 min	45 min	125 min	245 min	1-5 min	5-45 min	45-125 min	125-245 min
1	0,044	0,060	0,084	0,105	0,127	0,233	0,033	0,016	0,011
2	0,056	0,063	0,078	0,090	0,102	0,111	0,019	0,009	0,006
3	0,045	0,064	0,100	0,133	0,162	0,283	0,049	0,024	0,015
4	0,050	0,058	0,074	0,088	0,102	0,123	0,021	0,011	0,007
5	0,040	0,054	0,086	0,112	0,131	0,215	0,042	0,020	0,010
6	0,040	0,045	0,058	0,069	0,080	0,084	0,016	0,008	0,005
7	0,037	0,049	0,070	0,090	0,108	0,178	0,028	0,014	0,009
8	0,037	0,043	0,056	0,067	0,077	0,087	0,017	0,008	0,005
9	0,044	0,059	0,092	0,117	0,135	0,226	0,044	0,018	0,009
10	0,050	0,057	0,076	0,091	0,106	0,111	0,024	0,012	0,007
11	0,042	0,057	0,089	0,116	0,140	0,216	0,042	0,020	0,012
12	0,044	0,050	0,064	0,075	0,086	0,091	0,018	0,009	0,006
13	0,038	0,049	0,076	0,098	0,114	0,164	0,036	0,017	0,008
14	0,036	0,040	0,050	0,059	0,067	0,062	0,013	0,007	0,004
15	0,037	0,049	0,076	0,095	0,109	0,174	0,036	0,014	0,007
16	0,035	0,040	0,056	0,069	0,081	0,089	0,021	0,010	0,006

Tableau B.2 : Amplitude de mouvement et taux de déformation sous un chargement en compression pure pour le grade IV

Sim .	Amplitude de mouvement [%]					Taux de déformation [%/min]			
	1 min	5 min	45 min	125 min	245 min	1-5 min	5-45 min	45-125 min	125-245 min
1	0,068	0,094	0,155	0,190	0,208	0,384	0,081	0,026	0,009
2	0,043	0,061	0,099	0,133	0,157	0,278	0,051	0,025	0,012
3	0,070	0,109	0,182	0,209	0,218	0,579	0,097	0,021	0,004
4	0,042	0,062	0,102	0,128	0,146	0,301	0,054	0,019	0,009
5	0,063	0,094	0,132	0,135	0,135	0,467	0,050	0,002	0,000
6	0,035	0,050	0,076	0,091	0,099	0,219	0,035	0,011	0,004
7	0,060	0,081	0,123	0,134	0,135	0,318	0,056	0,008	0,001
8	0,035	0,049	0,079	0,096	0,104	0,212	0,040	0,013	0,004
9	0,068	0,098	0,148	0,175	0,188	0,444	0,067	0,021	0,006
10	0,043	0,064	0,110	0,135	0,150	0,321	0,061	0,019	0,008
11	0,067	0,100	0,166	0,188	0,193	0,501	0,087	0,017	0,003
12	0,039	0,055	0,092	0,115	0,132	0,239	0,048	0,018	0,008
13	0,061	0,088	0,123	0,125	0,125	0,411	0,046	0,002	0,000
14	0,033	0,045	0,070	0,085	0,093	0,176	0,033	0,011	0,004
15	0,060	0,084	0,117	0,125	0,125	0,351	0,045	0,005	0,000
16	0,035	0,051	0,081	0,093	0,097	0,240	0,041	0,009	0,002

Tableau B.3 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 1 minute d'application de la charge en compression pure sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,595	0,545	0,540	0,354	0,199	-0,056	-0,027	-0,016	-0,007	-0,034	-0,051	-0,041
2	0,213	0,404	0,443	0,200	0,075	-0,086	-0,097	-0,060	-0,046	-0,058	-0,071	0,003
3	0,486	0,457	0,452	0,301	0,105	-0,052	-0,024	-0,015	-0,007	-0,033	-0,051	-0,036
4	0,258	0,411	0,441	0,198	0,059	-0,070	-0,086	-0,052	-0,035	-0,047	-0,055	0,003
5	0,400	0,419	0,394	0,314	0,166	-0,083	-0,042	-0,012	-0,006	-0,028	-0,104	-0,082
6	0,240	0,384	0,373	0,252	0,124	-0,133	-0,140	-0,037	-0,026	-0,051	-0,201	-0,027
7	0,516	0,481	0,461	0,369	0,190	-0,080	-0,037	-0,010	-0,004	-0,026	-0,097	-0,074
8	0,264	0,404	0,393	0,276	0,147	-0,113	-0,125	-0,035	-0,025	-0,045	-0,151	-0,016
9	0,604	0,453	0,420	0,244	0,194	-0,055	-0,025	-0,023	-0,005	-0,055	-0,051	-0,051
10	0,175	0,346	0,471	0,135	0,045	-0,081	-0,080	-0,097	-0,081	-0,085	-0,053	-0,032
11	0,455	0,424	0,477	0,237	0,096	-0,048	-0,018	-0,022	-0,008	-0,053	-0,044	-0,040
12	0,214	0,355	0,468	0,131	0,030	-0,064	-0,070	-0,087	-0,067	-0,072	-0,042	-0,024
13	0,379	0,416	0,420	0,288	0,150	-0,077	-0,031	-0,017	-0,006	-0,048	-0,084	-0,081
14	0,203	0,378	0,404	0,202	0,093	-0,123	-0,117	-0,069	-0,051	-0,081	-0,122	-0,050
15	0,527	0,415	0,354	0,284	0,192	-0,079	-0,034	-0,013	-0,001	-0,046	-0,088	-0,086
16	0,237	0,381	0,410	0,208	0,102	-0,108	-0,107	-0,062	-0,044	-0,075	-0,113	-0,046

Tableau B.4 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 5 minutes d'application de la charge en compression pure sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,348	0,389	0,346	0,258	0,099	-0,067	-0,036	-0,019	-0,009	-0,040	-0,068	-0,061
2	0,233	0,394	0,430	0,204	0,098	-0,094	-0,097	-0,058	-0,042	-0,062	-0,084	-0,015
3	0,341	0,390	0,339	0,262	0,140	-0,050	-0,023	-0,007	0,002	-0,032	-0,063	-0,054
4	0,275	0,400	0,425	0,207	0,103	-0,080	-0,088	-0,051	-0,032	-0,054	-0,071	-0,009
5	0,369	0,335	0,274	0,273	0,195	-0,075	-0,037	-0,003	0,003	-0,027	-0,128	-0,107
6	0,258	0,364	0,353	0,244	0,160	-0,147	-0,146	-0,037	-0,022	-0,055	-0,201	-0,045
7	0,347	0,325	0,270	0,267	0,170	-0,082	-0,046	-0,011	-0,005	-0,032	-0,125	-0,104
8	0,255	0,389	0,370	0,266	0,157	-0,125	-0,132	-0,033	-0,020	-0,049	-0,183	-0,036
9	0,333	0,425	0,381	0,241	0,097	-0,066	-0,028	-0,002	0,018	-0,045	-0,055	-0,071
10	0,203	0,345	0,458	0,152	0,066	-0,089	-0,079	-0,095	-0,075	-0,090	-0,059	-0,040
11	0,314	0,389	0,384	0,213	0,114	-0,041	-0,007	-0,009	0,004	-0,045	-0,042	-0,049
12	0,234	0,362	0,464	0,146	0,067	-0,071	-0,069	-0,084	-0,064	-0,078	-0,048	-0,030
13	0,346	0,365	0,322	0,266	0,170	-0,062	-0,015	-0,004	0,006	-0,043	-0,086	-0,089
14	0,232	0,370	0,398	0,209	0,114	-0,131	-0,117	-0,067	-0,045	-0,085	-0,133	-0,058
15	0,341	0,368	0,302	0,271	0,151	-0,081	-0,036	0,005	0,017	-0,041	-0,103	-0,113
16	0,238	0,369	0,389	0,208	0,111	-0,121	-0,110	-0,061	-0,038	-0,081	-0,130	-0,060

Tableau B.5 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 45 minutes d'application de la charge en compression pure sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,369	0,411	0,354	0,270	0,166	-0,049	-0,018	0,005	0,014	-0,030	-0,072	-0,073
2	0,235	0,379	0,416	0,196	0,093	-0,101	-0,102	-0,059	-0,044	-0,071	-0,107	-0,032
3	0,376	0,385	0,311	0,251	0,172	-0,062	-0,033	-0,007	-0,003	-0,045	-0,094	-0,095
4	0,252	0,387	0,397	0,217	0,100	-0,099	-0,097	-0,051	-0,028	-0,063	-0,099	-0,036
5	0,344	0,277	0,219	0,223	0,191	-0,153	-0,123	-0,017	-0,008	-0,045	-0,233	-0,206
6	0,260	0,332	0,310	0,222	0,147	-0,170	-0,163	-0,036	-0,015	-0,061	-0,250	-0,086
7	0,385	0,332	0,262	0,263	0,217	-0,096	-0,058	0,002	0,010	-0,028	-0,166	-0,144
8	0,270	0,359	0,345	0,234	0,139	-0,139	-0,143	-0,033	-0,022	-0,058	-0,235	-0,075
9	0,396	0,348	0,202	0,218	0,156	-0,061	-0,037	-0,057	-0,083	-0,107	-0,082	-0,098
10	0,213	0,349	0,420	0,181	0,072	-0,106	-0,080	-0,093	-0,066	-0,097	-0,064	-0,051
11	0,338	0,393	0,360	0,239	0,150	-0,052	-0,019	-0,029	-0,027	-0,073	-0,060	-0,078
12	0,222	0,357	0,439	0,167	0,066	-0,085	-0,072	-0,084	-0,058	-0,086	-0,057	-0,045
13	0,307	0,312	0,280	0,239	0,169	-0,135	-0,089	-0,042	-0,028	-0,080	-0,161	-0,167
14	0,239	0,352	0,362	0,206	0,111	-0,147	-0,122	-0,064	-0,035	-0,090	-0,150	-0,078
15	0,405	0,247	0,138	0,190	0,212	-0,109	-0,090	-0,055	-0,075	-0,102	-0,183	-0,175
16	0,256	0,338	0,335	0,203	0,119	-0,147	-0,122	-0,061	-0,032	-0,092	-0,158	-0,092

Tableau B.6 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 125 minutes d'application de la charge en compression pure sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,375	0,385	0,305	0,247	0,173	-0,069	-0,038	-0,010	-0,006	-0,049	-0,101	-0,103
2	0,242	0,369	0,406	0,190	0,096	-0,107	-0,104	-0,059	-0,044	-0,076	-0,119	-0,043
3	0,352	0,313	0,215	0,201	0,156	-0,114	-0,089	-0,047	-0,050	-0,084	-0,156	-0,154
4	0,259	0,367	0,367	0,214	0,103	-0,113	-0,105	-0,053	-0,026	-0,068	-0,115	-0,053
5	0,241	0,168	0,125	0,142	0,130	-0,268	-0,255	-0,060	-0,054	-0,084	-0,362	-0,323
6	0,276	0,295	0,268	0,196	0,138	-0,187	-0,178	-0,036	-0,013	-0,067	-0,285	-0,125
7	0,333	0,263	0,206	0,212	0,183	-0,168	-0,140	-0,021	-0,013	-0,050	-0,249	-0,222
8	0,256	0,338	0,325	0,209	0,117	-0,163	-0,161	-0,035	-0,022	-0,066	-0,273	-0,111
9	0,399	0,234	0,079	0,146	0,166	-0,084	-0,074	-0,137	-0,175	-0,180	-0,126	-0,131
10	0,219	0,333	0,356	0,189	0,095	-0,118	-0,087	-0,109	-0,089	-0,115	-0,075	-0,060
11	0,303	0,321	0,245	0,197	0,134	-0,100	-0,068	-0,107	-0,115	-0,143	-0,107	-0,124
12	0,230	0,354	0,413	0,185	0,077	-0,096	-0,073	-0,084	-0,057	-0,091	-0,061	-0,051
13	0,200	0,189	0,170	0,156	0,112	-0,241	-0,206	-0,122	-0,108	-0,149	-0,266	-0,264
14	0,249	0,332	0,328	0,202	0,121	-0,158	-0,128	-0,064	-0,033	-0,096	-0,165	-0,096
15	0,343	0,124	0,048	0,099	0,168	-0,183	-0,184	-0,127	-0,147	-0,165	-0,275	-0,256
16	0,246	0,287	0,264	0,180	0,117	-0,179	-0,154	-0,082	-0,057	-0,115	-0,197	-0,133

Tableau B.7 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 245 minutes d'application de la charge en compression pure sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,359	0,332	0,236	0,212	0,162	-0,104	-0,076	-0,038	-0,039	-0,076	-0,143	-0,143
2	0,234	0,358	0,396	0,185	0,095	-0,121	-0,112	-0,062	-0,043	-0,082	-0,131	-0,055
3	0,316	0,233	0,133	0,152	0,131	-0,167	-0,149	-0,091	-0,099	-0,124	-0,217	-0,212
4	0,265	0,342	0,329	0,203	0,109	-0,126	-0,116	-0,059	-0,032	-0,078	-0,132	-0,068
5	0,145	0,086	0,059	0,077	0,077	-0,362	-0,361	-0,097	-0,093	-0,116	-0,463	-0,412
6	0,276	0,251	0,221	0,167	0,126	-0,210	-0,204	-0,042	-0,020	-0,076	-0,321	-0,168
7	0,261	0,187	0,141	0,155	0,140	-0,248	-0,231	-0,052	-0,046	-0,077	-0,339	-0,303
8	0,219	0,305	0,302	0,184	0,095	-0,204	-0,197	-0,041	-0,022	-0,074	-0,312	-0,153
9	0,366	0,145	0,037	0,090	0,144	-0,117	-0,114	-0,203	-0,229	-0,234	-0,164	-0,165
10	0,217	0,297	0,279	0,170	0,105	-0,135	-0,106	-0,142	-0,132	-0,149	-0,098	-0,077
11	0,256	0,235	0,151	0,147	0,107	-0,149	-0,120	-0,186	-0,197	-0,210	-0,153	-0,169
12	0,232	0,343	0,371	0,192	0,093	-0,105	-0,078	-0,096	-0,074	-0,104	-0,069	-0,057
13	0,110	0,094	0,083	0,085	0,063	-0,324	-0,299	-0,186	-0,173	-0,204	-0,349	-0,340
14	0,247	0,299	0,280	0,188	0,122	-0,175	-0,147	-0,077	-0,049	-0,110	-0,189	-0,121
15	0,247	0,059	0,021	0,049	0,110	-0,257	-0,261	-0,178	-0,185	-0,207	-0,340	-0,319
16	0,212	0,220	0,185	0,142	0,099	-0,226	-0,206	-0,116	-0,100	-0,147	-0,248	-0,184

Tableau B.8 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 1 minute d'application de la charge en compression pure sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,583	0,364	0,272	0,361	0,387	-0,034	-0,025	-0,003	-0,005	-0,011	-0,066	-0,084
2	0,348	0,410	0,388	0,305	0,153	-0,082	-0,049	-0,008	-0,003	-0,021	-0,097	-0,047
3	0,592	0,338	0,259	0,335	0,381	-0,042	-0,033	-0,006	-0,008	-0,014	-0,075	-0,090
4	0,400	0,390	0,363	0,289	0,159	-0,082	-0,047	-0,006	-0,001	-0,020	-0,097	-0,052
5	0,499	0,272	0,224	0,293	0,398	-0,071	-0,067	-0,006	-0,008	-0,013	-0,152	-0,169
6	0,374	0,321	0,298	0,270	0,202	-0,120	-0,074	-0,003	0,000	-0,015	-0,269	-0,111
7	0,562	0,289	0,229	0,317	0,431	-0,051	-0,046	-0,003	-0,004	-0,010	-0,127	-0,148
8	0,352	0,339	0,317	0,292	0,201	-0,106	-0,063	-0,004	-0,001	-0,015	-0,176	-0,098
9	0,588	0,346	0,248	0,340	0,383	-0,034	-0,025	-0,017	-0,024	-0,034	-0,066	-0,084
10	0,342	0,410	0,387	0,268	0,142	-0,080	-0,044	-0,011	0,000	-0,038	-0,088	-0,065
11	0,564	0,399	0,285	0,385	0,368	-0,040	-0,027	-0,011	-0,014	-0,027	-0,060	-0,082
12	0,376	0,411	0,385	0,268	0,142	-0,075	-0,037	-0,011	-0,001	-0,037	-0,083	-0,055
13	0,476	0,322	0,251	0,351	0,378	-0,069	-0,053	-0,011	-0,014	-0,025	-0,125	-0,156
14	0,356	0,353	0,322	0,276	0,187	-0,111	-0,059	-0,007	0,000	-0,029	-0,153	-0,106
15	0,565	0,268	0,209	0,292	0,427	-0,051	-0,047	-0,014	-0,022	-0,030	-0,128	-0,148
16	0,350	0,345	0,314	0,269	0,187	-0,106	-0,059	-0,005	0,002	-0,028	-0,160	-0,108

Tableau B.9 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 5 minutes d'application de la charge en compression pure sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,611	0,260	0,163	0,288	0,425	-0,072	-0,074	-0,017	-0,023	-0,028	-0,135	-0,146
2	0,355	0,350	0,305	0,265	0,183	-0,090	-0,058	-0,004	0,003	-0,024	-0,140	-0,093
3	0,538	0,197	0,120	0,216	0,397	-0,112	-0,120	-0,031	-0,038	-0,042	-0,187	-0,191
4	0,382	0,317	0,265	0,233	0,174	-0,105	-0,072	-0,001	0,009	-0,023	-0,150	-0,112
5	0,370	0,127	0,091	0,146	0,328	-0,219	-0,236	-0,028	-0,034	-0,037	-0,359	-0,348
6	0,398	0,217	0,179	0,184	0,239	-0,144	-0,108	0,001	0,006	-0,016	-0,269	-0,191
7	0,481	0,183	0,129	0,217	0,416	-0,137	-0,150	-0,016	-0,021	-0,025	-0,263	-0,262
8	0,388	0,266	0,220	0,230	0,241	-0,120	-0,086	0,000	0,004	-0,016	-0,250	-0,161
9	0,645	0,148	0,063	0,162	0,427	-0,075	-0,087	-0,064	-0,083	-0,091	-0,158	-0,159
10	0,367	0,345	0,278	0,239	0,167	-0,096	-0,061	-0,010	-0,003	-0,050	-0,128	-0,114
11	0,490	0,264	0,157	0,282	0,358	-0,006	-0,101	-0,059	-0,068	-0,079	-0,152	-0,168
12	0,354	0,371	0,313	0,250	0,153	-0,090	-0,052	-0,003	0,010	-0,040	-0,109	-0,098
13	0,339	0,180	0,125	0,205	0,292	-0,209	-0,205	-0,054	-0,062	-0,072	-0,303	-0,314
14	0,376	0,287	0,233	0,233	0,215	-0,125	-0,078	0,000	0,008	-0,032	-0,208	-0,160
15	0,495	0,089	0,048	0,102	0,422	-0,141	-0,167	-0,054	-0,071	-0,076	-0,292	-0,276
16	0,398	0,248	0,192	0,200	0,234	-0,128	-0,095	-0,007	-0,005	-0,040	-0,241	-0,182

Tableau B.10 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 45 minutes d'application de la charge en compression pure sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,387	0,083	0,035	0,094	0,285	-0,239	-0,257	-0,065	-0,074	-0,079	-0,336	-0,330
2	0,342	0,270	0,220	0,193	0,169	-0,155	-0,130	-0,015	-0,007	-0,042	-0,243	-0,191
3	0,232	0,043	0,020	0,050	0,184	-0,333	-0,345	-0,086	-0,093	-0,100	-0,419	-0,415
4	0,429	0,149	0,087	0,101	0,209	-0,150	-0,140	-0,022	-0,031	-0,052	-0,267	-0,214
5	0,032	0,009	0,005	0,011	0,038	-0,470	-0,489	-0,057	-0,065	-0,069	-0,624	-0,602
6	0,374	0,064	0,036	0,053	0,204	-0,246	-0,258	-0,022	-0,029	-0,040	-0,459	-0,352
7	0,119	0,031	0,017	0,037	0,125	-0,409	-0,428	-0,050	-0,059	-0,062	-0,563	-0,540
8	0,243	0,141	0,110	0,120	0,132	-0,304	-0,296	-0,018	-0,013	-0,035	-0,473	-0,368
9	0,348	0,026	0,010	0,027	0,243	-0,234	-0,247	-0,143	-0,153	-0,170	-0,314	-0,311
10	0,364	0,131	0,057	0,092	0,164	-0,179	-0,177	-0,094	-0,113	-0,132	-0,270	-0,235
11	0,188	0,058	0,025	0,062	0,140	-0,312	-0,308	-0,167	-0,172	-0,189	-0,359	-0,366
12	0,397	0,212	0,117	0,145	0,188	-0,130	-0,116	-0,052	-0,068	-0,096	-0,205	-0,179
13	0,027	0,012	0,007	0,015	0,030	-0,440	-0,440	-0,113	-0,124	-0,135	-0,549	-0,544
14	0,350	0,113	0,063	0,093	0,189	-0,226	-0,226	-0,047	-0,059	-0,078	-0,385	-0,309
15	0,102	0,009	0,005	0,010	0,100	-0,394	-0,401	-0,106	-0,118	-0,128	-0,517	-0,506
16	0,244	0,056	0,027	0,047	0,115	-0,318	-0,329	-0,076	-0,086	-0,102	-0,480	-0,395

Tableau B.11 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 125 minutes d'application de la charge en compression pure sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,191	0,031	0,013	0,036	0,156	-0,360	-0,372	-0,091	-0,098	-0,106	-0,445	-0,440
2	0,270	0,165	0,116	0,118	0,124	-0,257	-0,246	-0,045	-0,043	-0,071	-0,363	-0,302
3	0,065	0,010	0,005	0,012	0,061	-0,435	-0,440	-0,106	-0,112	-0,121	-0,509	-0,506
4	0,392	0,065	0,022	0,043	0,176	-0,211	-0,219	-0,049	-0,064	-0,077	-0,358	-0,294
5	0,001	0,000	0,000	0,000	0,001	-0,493	-0,511	-0,059	-0,068	-0,071	-0,648	-0,626
6	0,228	0,021	0,008	0,017	0,098	-0,369	-0,395	-0,040	-0,046	-0,055	-0,589	-0,466
7	0,013	0,003	0,002	0,004	0,017	-0,485	-0,501	-0,058	-0,067	-0,070	-0,638	-0,616
8	0,097	0,050	0,035	0,043	0,049	-0,447	-0,460	-0,042	-0,041	-0,056	-0,630	-0,504
9	0,147	0,009	0,003	0,009	0,108	-0,341	-0,341	-0,184	-0,188	-0,208	-0,393	-0,396
10	0,261	0,049	0,017	0,035	0,099	-0,267	-0,275	-0,150	-0,160	-0,179	-0,358	-0,317
11	0,040	0,011	0,005	0,012	0,034	-0,396	-0,385	-0,203	-0,203	-0,224	-0,428	-0,437
12	0,358	0,104	0,036	0,072	0,155	-0,191	-0,195	-0,105	-0,126	-0,143	-0,289	-0,252
13	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	-0,459	-0,459	-0,117	-0,129	-0,140	-0,569	-0,564
14	0,211	0,038	0,015	0,032	0,092	-0,347	-0,362	-0,084	-0,094	-0,110	-0,509	-0,422
15	0,008	0,001	0,000	0,001	0,009	-0,454	-0,453	-0,117	-0,128	-0,139	-0,564	-0,559
16	0,081	0,012	0,005	0,009	0,028	-0,440	-0,452	-0,105	-0,110	-0,127	-0,582	-0,490

Tableau B.12 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 125 minutes d'application de la charge en compression pure sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,077	0,011	0,005	0,014	0,071	-0,428	-0,435	-0,105	-0,111	-0,120	-0,504	-0,501
2	0,192	0,089	0,051	0,065	0,081	-0,342	-0,344	-0,073	-0,074	-0,095	-0,459	-0,387
3	0,011	0,002	0,001	0,002	0,012	-0,468	-0,471	-0,113	-0,118	-0,128	-0,539	-0,538
4	0,319	0,033	0,010	0,023	0,129	-0,274	-0,289	-0,068	-0,079	-0,093	-0,425	-0,353
5	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	-0,494	-0,512	-0,059	-0,068	-0,071	-0,649	-0,627
6	0,108	0,007	0,003	0,006	0,037	-0,457	-0,483	-0,049	-0,053	-0,063	-0,663	-0,531
7	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	-0,494	-0,510	-0,059	-0,068	-0,071	-0,648	-0,626
8	0,025	0,012	0,007	0,010	0,012	-0,511	-0,531	-0,053	-0,054	-0,065	-0,696	-0,560
9	0,046	0,003	0,001	0,003	0,036	-0,395	-0,386	-0,204	-0,225	-0,430	-0,438	
10	0,160	0,020	0,008	0,015	0,050	-0,337	-0,343	-0,183	-0,185	-0,205	-0,411	-0,370
11	0,005	0,001	0,001	0,001	0,004	-0,417	-0,404	-0,212	-0,211	-0,232	-0,444	-0,455
12	0,284	0,053	0,017	0,037	0,109	-0,252	-0,262	-0,142	-0,155	-0,174	-0,347	-0,308
13	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	-0,459	-0,459	-0,117	-0,129	-0,140	-0,570	-0,565
14	0,096	0,013	0,005	0,010	0,033	-0,431	-0,444	-0,103	-0,108	-0,125	-0,576	-0,484
15	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	-0,459	-0,458	-0,117	-0,129	-0,140	-0,569	-0,564
16	0,016	0,002	0,001	0,001	0,004	-0,485	-0,493	-0,114	-0,116	-0,134	-0,613	-0,518

Tableau B.13 : Amplitude de mouvement et taux de déformation sous un chargement en inflexion latérale pour le grade I

Sim.	Amplitude de mouvement [°]					Taux de déformation [°/min]			
	1 min	5 min	45 min	125 min	245 min	1-5 min	5-45 min	45-125 min	125-245 min
1	0,395	0,480	0,548	0,593	0,641	2,14E-02	1,68E-03	5,64E-04	4,06E-04
2	1,412	1,521	1,685	1,841	1,990	2,72E-02	4,10E-03	1,94E-03	1,25E-03
3	0,392	0,481	0,566	0,645	0,734	2,23E-02	2,14E-03	9,90E-04	7,41E-04
4	1,243	1,340	1,483	1,592	1,698	2,43E-02	3,56E-03	1,37E-03	8,83E-04
5	0,331	0,392	0,500	0,604	0,697	1,54E-02	2,69E-03	1,30E-03	7,81E-04
6	0,906	0,958	1,057	1,153	1,245	1,30E-02	2,46E-03	1,20E-03	7,73E-04
7	0,314	0,367	0,452	0,539	0,617	1,33E-02	2,12E-03	1,09E-03	6,49E-04
8	0,862	0,933	1,077	1,208	1,324	1,76E-02	3,61E-03	1,64E-03	9,72E-04
9	0,378	0,461	0,571	0,657	0,735	2,08E-02	2,74E-03	1,08E-03	6,50E-04
10	1,252	1,356	1,546	1,726	1,895	2,61E-02	4,73E-03	2,25E-03	1,41E-03
11	0,366	0,453	0,583	0,700	0,816	2,18E-02	3,24E-03	1,47E-03	9,65E-04
12	1,099	1,198	1,388	1,554	1,704	2,47E-02	4,73E-03	2,09E-03	1,25E-03
13	0,319	0,381	0,512	0,635	0,735	1,53E-02	3,30E-03	1,54E-03	8,31E-04
14	0,823	0,874	0,986	1,095	1,195	1,29E-02	2,78E-03	1,36E-03	8,35E-04
15	0,297	0,348	0,442	0,531	0,612	1,27E-02	2,35E-03	1,11E-03	6,71E-04
16	0,785	0,859	1,033	1,199	1,345	1,83E-02	4,36E-03	2,08E-03	1,22E-03

Tableau B.14 : Amplitude de mouvement et taux de déformation sous un chargement en inflexion latérale pour le grade IV

Sim.	Amplitude de mouvement [°]					Taux de déformation [°/min]			
	1 min	5 min	45 min	125 min	245 min	1-5 min	5-45 min	45-125 min	125-245 min
1	0,240	0,273	0,351	0,430	0,502	8,29E-03	1,94E-03	9,94E-04	6,00E-04
2	0,459	0,539	0,675	0,822	0,942	1,99E-02	3,40E-03	1,84E-03	1,01E-03
3	0,241	0,295	0,410	0,518	0,590	1,36E-02	2,87E-03	1,34E-03	6,00E-04
4	0,424	0,494	0,580	0,686	0,785	1,75E-02	2,15E-03	1,33E-03	8,24E-04
5	0,210	0,267	0,368	0,390	0,391	1,42E-02	2,52E-03	2,77E-04	7,13E-06
6	0,329	0,373	0,475	0,559	0,622	1,11E-02	2,54E-03	1,06E-03	5,26E-04
7	0,202	0,243	0,335	0,380	0,389	1,02E-02	2,30E-03	5,70E-04	7,21E-05
8	0,331	0,387	0,508	0,618	0,680	1,40E-02	3,03E-03	1,37E-03	5,20E-04
9	0,238	0,282	0,369	0,465	0,543	1,08E-02	2,18E-03	1,20E-03	6,47E-04
10	0,424	0,504	0,660	0,806	0,933	2,01E-02	3,90E-03	1,82E-03	1,06E-03
11	0,237	0,298	0,439	0,554	0,610	1,54E-02	3,52E-03	1,43E-03	4,70E-04
12	0,398	0,480	0,617	0,717	0,800	2,03E-02	3,43E-03	1,26E-03	6,87E-04
13	0,209	0,268	0,365	0,383	0,384	1,48E-02	2,41E-03	2,33E-04	4,17E-06
14	0,312	0,361	0,470	0,560	0,625	1,22E-02	2,74E-03	1,13E-03	5,35E-04
15	0,199	0,239	0,331	0,374	0,383	9,89E-03	2,30E-03	5,49E-04	6,82E-05
16	0,318	0,387	0,536	0,637	0,686	1,73E-02	3,72E-03	1,27E-03	4,01E-04

Tableau B.15 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 1 minute d'application de la charge en inflexion latérale sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	G	FG	NC	FD	D	G	FGA	FGN	NC	FDN	FDA	D
1	1,052	0,888	0,521	0,236	0,129	-0,092	-0,047	-0,027	-0,007	-0,004	-0,003	-0,004
2	0,510	0,601	0,425	0,213	0,079	-0,189	-0,168	-0,097	-0,041	-0,008	-0,009	0,006
3	0,887	0,734	0,437	0,209	0,114	-0,082	-0,041	-0,024	-0,006	-0,003	-0,002	-0,004
4	0,631	0,614	0,446	0,257	0,115	-0,156	-0,144	-0,084	-0,034	-0,005	-0,005	0,006
5	0,684	0,679	0,462	0,214	0,097	-0,134	-0,065	-0,019	-0,005	-0,003	-0,004	-0,008
6	0,454	0,512	0,368	0,234	0,077	-0,272	-0,242	-0,063	-0,025	-0,009	-0,034	-0,004
7	0,965	0,651	0,369	0,220	0,143	-0,132	-0,066	-0,017	-0,004	-0,003	-0,007	-0,011
8	0,544	0,542	0,390	0,255	0,110	-0,236	-0,214	-0,057	-0,024	-0,006	-0,017	0,000
9	1,060	0,758	0,408	0,181	0,141	-0,089	-0,041	-0,038	-0,004	-0,005	-0,006	-0,006
10	0,463	0,591	0,468	0,152	0,061	-0,166	-0,140	-0,173	-0,078	-0,010	-0,006	0,005
11	0,837	0,725	0,464	0,177	0,105	-0,074	-0,028	-0,037	-0,007	-0,005	-0,002	-0,004
12	0,590	0,640	0,469	0,204	0,100	-0,138	-0,122	-0,149	-0,062	-0,008	-0,005	0,003
13	0,686	0,643	0,360	0,183	0,104	-0,129	-0,055	-0,025	-0,003	-0,004	-0,007	-0,011
14	0,413	0,548	0,402	0,188	0,063	-0,245	-0,207	-0,120	-0,049	-0,015	-0,020	-0,004
15	0,908	0,704	0,394	0,202	0,130	-0,121	-0,048	-0,025	-0,004	-0,004	-0,005	-0,010
16	0,519	0,576	0,408	0,214	0,096	-0,215	-0,187	-0,107	-0,042	-0,011	-0,016	-0,003

Tableau B.16 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 5 minutes d'application de la charge en inflexion latérale sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	G	FG	NC	FD	D	G	FGA	FGN	NC	FDN	FDA	D
1	0,631	0,620	0,332	0,175	0,100	-0,107	-0,057	-0,032	-0,009	-0,005	-0,008	-0,009
2	0,509	0,602	0,413	0,201	0,087	-0,200	-0,172	-0,098	-0,038	-0,008	-0,011	0,001
3	0,625	0,624	0,324	0,185	0,119	-0,076	-0,034	-0,013	0,002	0,000	-0,003	-0,006
4	0,624	0,628	0,424	0,245	0,120	-0,164	-0,144	-0,082	-0,030	-0,004	-0,006	0,003
5	0,637	0,508	0,279	0,171	0,118	-0,111	-0,050	-0,019	-0,007	-0,003	-0,005	-0,009
6	0,473	0,497	0,346	0,217	0,094	-0,288	-0,249	-0,063	-0,021	-0,010	-0,034	-0,014
7	0,638	0,499	0,250	0,175	0,134	-0,133	-0,073	-0,007	0,004	0,000	-0,017	-0,018
8	0,505	0,541	0,365	0,239	0,114	-0,250	-0,222	-0,055	-0,020	-0,006	-0,021	-0,006
9	0,611	0,703	0,367	0,183	0,099	-0,103	-0,043	-0,008	0,018	0,003	-0,008	-0,012
10	0,465	0,602	0,468	0,145	0,063	-0,174	-0,139	-0,174	-0,075	-0,010	-0,006	0,003
11	0,586	0,660	0,372	0,165	0,094	-0,062	-0,010	-0,017	0,005	0,001	0,001	-0,003
12	0,595	0,654	0,451	0,192	0,102	-0,147	-0,124	-0,150	-0,055	-0,009	-0,006	0,000
13	0,629	0,595	0,312	0,180	0,119	-0,107	-0,031	0,005	0,015	0,004	-0,004	-0,011
14	0,439	0,546	0,393	0,180	0,075	-0,254	-0,209	-0,119	-0,043	-0,016	-0,023	-0,009
15	0,600	0,580	0,295	0,174	0,109	-0,113	-0,041	-0,008	0,008	0,001	-0,006	-0,012
16	0,488	0,564	0,384	0,198	0,101	-0,230	-0,192	-0,107	-0,036	-0,012	-0,019	-0,010

Tableau B.17 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 45 minutes d'application de la charge en inflexion latérale sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	G	FG	NC	FD	D	G	FGA	FGN	NC	FDN	FDA	D
1	0,684	0,665	0,337	0,184	0,131	-0,064	-0,018	0,010	0,016	0,004	-0,004	-0,009
2	0,493	0,582	0,385	0,180	0,086	-0,215	-0,183	-0,101	-0,034	-0,009	-0,015	-0,007
3	0,735	0,657	0,293	0,173	0,142	-0,062	-0,020	0,007	0,001	-0,006	-0,018	-0,019
4	0,562	0,615	0,401	0,216	0,114	-0,179	-0,157	-0,087	-0,030	-0,005	-0,009	-0,003
5	0,590	0,539	0,288	0,154	0,107	-0,187	-0,103	-0,006	0,011	-0,004	-0,048	-0,046
6	0,467	0,467	0,302	0,189	0,102	-0,312	-0,269	-0,063	-0,015	-0,011	-0,049	-0,032
7	0,742	0,468	0,182	0,141	0,182	-0,143	-0,087	-0,001	-0,005	-0,006	-0,047	-0,038
8	0,506	0,513	0,340	0,205	0,109	-0,263	-0,235	-0,057	-0,020	-0,007	-0,028	-0,015
9	0,734	0,618	0,189	0,160	0,152	-0,077	-0,036	-0,051	-0,078	-0,033	-0,017	-0,015
10	0,450	0,586	0,445	0,135	0,061	-0,186	-0,142	-0,176	-0,067	-0,009	-0,006	-0,001
11	0,680	0,677	0,343	0,157	0,101	-0,057	-0,011	-0,019	-0,020	-0,016	-0,008	-0,012
12	0,543	0,628	0,404	0,172	0,100	-0,173	-0,133	-0,152	-0,043	-0,011	-0,010	-0,008
13	0,627	0,452	0,161	0,117	0,120	-0,205	-0,138	-0,078	-0,076	-0,044	-0,067	-0,056
14	0,437	0,523	0,357	0,169	0,081	-0,274	-0,215	-0,117	-0,033	-0,017	-0,029	-0,020
15	0,683	0,561	0,242	0,162	0,139	-0,125	-0,055	-0,014	-0,019	-0,012	-0,025	-0,025
16	0,487	0,519	0,331	0,168	0,100	-0,260	-0,205	-0,107	-0,028	-0,016	-0,030	-0,024

Tableau B.18 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 125 minutes d'application de la charge en inflexion latérale sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	G	FG	NC	FD	D	G	FGA	FGN	NC	FDN	FDA	D
1	0,715	0,663	0,284	0,165	0,140	-0,081	-0,028	0,001	-0,004	-0,011	-0,023	-0,025
2	0,495	0,566	0,358	0,160	0,086	-0,229	-0,191	-0,104	-0,031	-0,011	-0,021	-0,015
3	0,713	0,598	0,191	0,128	0,134	-0,130	-0,080	-0,033	-0,047	-0,039	-0,062	-0,056
4	0,558	0,598	0,382	0,194	0,111	-0,188	-0,163	-0,090	-0,029	-0,006	-0,012	-0,007
5	0,435	0,429	0,239	0,096	0,062	-0,333	-0,248	-0,047	-0,013	-0,027	-0,122	-0,103
6	0,487	0,432	0,262	0,162	0,109	-0,331	-0,289	-0,064	-0,011	-0,014	-0,065	-0,048
7	0,681	0,326	0,089	0,081	0,158	-0,255	-0,209	-0,043	-0,051	-0,032	-0,117	-0,089
8	0,463	0,496	0,318	0,172	0,093	-0,300	-0,262	-0,060	-0,020	-0,010	-0,046	-0,031
9	0,790	0,472	0,065	0,096	0,153	-0,102	-0,077	-0,144	-0,172	-0,088	-0,043	-0,031
10	0,447	0,574	0,422	0,125	0,058	-0,198	-0,144	-0,178	-0,064	-0,011	-0,008	-0,005
11	0,637	0,607	0,217	0,113	0,083	-0,125	-0,070	-0,107	-0,111	-0,068	-0,042	-0,039
12	0,537	0,584	0,332	0,150	0,097	-0,195	-0,145	-0,170	-0,064	-0,022	-0,017	-0,015
13	0,472	0,243	0,057	0,043	0,059	-0,358	-0,306	-0,201	-0,161	-0,097	-0,143	-0,114
14	0,448	0,500	0,322	0,157	0,084	-0,288	-0,223	-0,117	-0,029	-0,019	-0,036	-0,028
15	0,610	0,413	0,131	0,101	0,113	-0,229	-0,167	-0,098	-0,095	-0,056	-0,083	-0,067
16	0,451	0,453	0,257	0,132	0,085	-0,311	-0,247	-0,133	-0,053	-0,033	-0,056	-0,043

Tableau B.19 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 245 minutes d'application de la charge en inflexion latérale sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	G	FG	NC	FD	D	G	FGA	FGN	NC	FDN	FDA	D
1	0,703	0,622	0,213	0,135	0,135	-0,124	-0,068	-0,026	-0,036	-0,032	-0,053	-0,048
2	0,479	0,539	0,323	0,140	0,080	-0,255	-0,211	-0,115	-0,038	-0,019	-0,033	-0,026
3	0,680	0,515	0,115	0,086	0,107	-0,196	-0,145	-0,078	-0,094	-0,069	-0,105	-0,091
4	0,554	0,586	0,364	0,175	0,108	-0,199	-0,169	-0,092	-0,027	-0,008	-0,016	-0,013
5	0,314	0,308	0,165	0,052	0,033	-0,462	-0,386	-0,090	-0,047	-0,049	-0,180	-0,146
6	0,479	0,384	0,216	0,133	0,110	-0,365	-0,321	-0,072	-0,018	-0,020	-0,089	-0,065
7	0,580	0,206	0,042	0,042	0,105	-0,363	-0,331	-0,086	-0,083	-0,052	-0,178	-0,139
8	0,399	0,459	0,296	0,141	0,071	-0,357	-0,310	-0,070	-0,020	-0,017	-0,074	-0,052
9	0,756	0,342	0,032	0,048	0,124	-0,147	-0,125	-0,228	-0,219	-0,126	-0,070	-0,051
10	0,428	0,548	0,379	0,110	0,051	-0,219	-0,160	-0,200	-0,081	-0,021	-0,014	-0,010
11	0,579	0,509	0,130	0,068	0,055	-0,189	-0,130	-0,202	-0,188	-0,115	-0,074	-0,065
12	0,532	0,529	0,251	0,124	0,090	-0,215	-0,165	-0,204	-0,106	-0,043	-0,028	-0,022
13	0,315	0,116	0,022	0,011	0,015	-0,479	-0,429	-0,285	-0,201	-0,121	-0,179	-0,143
14	0,435	0,460	0,273	0,137	0,082	-0,315	-0,247	-0,132	-0,046	-0,030	-0,051	-0,039
15	0,505	0,275	0,067	0,052	0,070	-0,331	-0,278	-0,179	-0,150	-0,091	-0,133	-0,107
16	0,394	0,369	0,178	0,095	0,068	-0,378	-0,314	-0,175	-0,096	-0,057	-0,090	-0,066

Tableau B.20 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 1 minute d'application de la charge en inflexion latérale sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	G	FG	NC	FD	D	G	FGA	FGN	NC	FDN	FDA	D
1	0,983	0,538	0,269	0,192	0,203	-0,048	-0,030	-0,004	-0,005	-0,002	-0,010	-0,009
2	0,651	0,573	0,365	0,212	0,096	-0,148	-0,089	-0,013	-0,002	0,000	-0,007	-0,005
3	1,021	0,502	0,256	0,180	0,209	-0,058	-0,040	-0,007	-0,008	-0,003	-0,015	-0,013
4	0,745	0,583	0,370	0,222	0,110	-0,134	-0,075	-0,011	-0,002	0,000	-0,004	-0,005
5	0,815	0,431	0,240	0,168	0,180	-0,101	-0,083	-0,006	-0,005	-0,002	-0,029	-0,024
6	0,656	0,440	0,293	0,201	0,121	-0,205	-0,121	-0,007	0,000	0,000	-0,053	-0,019
7	0,956	0,370	0,212	0,149	0,225	-0,072	-0,064	-0,006	-0,008	-0,003	-0,024	-0,017
8	0,633	0,466	0,312	0,209	0,116	-0,181	-0,105	-0,007	-0,001	0,000	-0,010	-0,012
9	0,988	0,524	0,246	0,176	0,206	-0,048	-0,029	-0,020	-0,024	-0,009	-0,011	-0,009
10	0,620	0,641	0,390	0,191	0,089	-0,133	-0,070	-0,024	-0,003	-0,002	-0,006	-0,007
11	0,969	0,606	0,281	0,195	0,186	-0,056	-0,032	-0,013	-0,014	-0,006	-0,012	-0,012
12	0,733	0,627	0,365	0,200	0,117	-0,128	-0,064	-0,015	0,001	0,000	-0,007	-0,009
13	0,815	0,411	0,220	0,151	0,182	-0,099	-0,083	-0,022	-0,022	-0,010	-0,031	-0,024
14	0,624	0,516	0,316	0,194	0,111	-0,188	-0,097	-0,012	0,000	-0,001	-0,014	-0,018
15	0,910	0,464	0,238	0,169	0,203	-0,069	-0,048	-0,010	-0,013	-0,005	-0,018	-0,016
16	0,627	0,505	0,308	0,192	0,120	-0,174	-0,092	-0,008	0,001	0,000	-0,014	-0,016

Tableau B.21 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 5 minutes d'application de la charge en inflexion latérale sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	G	FG	NC	FD	D	G	FGA	FGN	NC	FDN	FDA	D
1	1,039	0,420	0,161	0,140	0,266	0,132	-0,084	-0,018	-0,023	-0,012	-0,045	-0,033
2	0,665	0,508	0,270	0,177	0,147	-0,158	-0,096	-0,003	0,008	0,001	-0,025	-0,024
3	0,965	0,332	0,116	0,109	0,236	-0,142	-0,140	-0,034	-0,037	-0,021	-0,074	-0,056
4	0,681	0,513	0,279	0,186	0,148	-0,150	-0,093	-0,007	0,005	0,000	-0,021	-0,019
5	0,598	0,312	0,154	0,106	0,135	-0,301	-0,278	-0,027	-0,023	-0,014	-0,124	-0,097
6	0,678	0,336	0,177	0,133	0,177	-0,222	-0,144	0,000	0,006	0,001	-0,053	-0,047
7	0,843	0,166	0,069	0,060	0,233	-0,198	-0,222	-0,029	-0,032	-0,015	-0,104	-0,068
8	0,667	0,395	0,217	0,160	0,157	-0,188	-0,119	-0,002	0,004	0,001	-0,035	-0,031
9	1,103	0,247	0,062	0,082	0,292	0,132	-0,104	-0,079	-0,084	-0,040	-0,052	-0,035
10	0,626	0,605	0,322	0,184	0,122	-0,135	-0,069	-0,009	0,009	0,000	-0,013	-0,016
11	0,874	0,421	0,150	0,136	0,190	-0,141	-0,125	-0,071	-0,069	-0,038	-0,060	-0,049
12	0,703	0,550	0,249	0,178	0,164	-0,152	-0,089	-0,010	-0,002	-0,004	-0,027	-0,026
13	0,640	0,166	0,064	0,059	0,144	-0,301	-0,300	-0,086	-0,078	-0,040	-0,134	-0,101
14	0,644	0,444	0,227	0,162	0,151	-0,197	-0,110	-0,001	0,008	0,001	-0,033	-0,035
15	0,803	0,257	0,100	0,092	0,203	-0,186	-0,190	-0,056	-0,057	-0,027	-0,085	-0,060
16	0,684	0,390	0,186	0,142	0,170	-0,195	-0,126	-0,007	-0,006	-0,004	-0,046	-0,038

Tableau B.22 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 45 minutes d'application de la charge en inflexion latérale sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	G	FG	NC	FD	D	G	FGA	FGN	NC	FDN	FDA	D
1	0,854	0,161	0,035	0,041	0,147	-0,244	-0,290	-0,075	-0,071	-0,044	-0,170	-0,141
2	0,701	0,348	0,101	0,083	0,177	-0,251	-0,195	-0,026	-0,031	-0,022	-0,106	-0,084
3	0,640	0,090	0,019	0,018	0,061	-0,400	-0,405	-0,102	-0,088	-0,056	-0,223	-0,190
4	0,727	0,450	0,180	0,122	0,185	-0,171	-0,116	-0,005	-0,004	-0,007	-0,059	-0,048
5	0,092	0,042	0,015	0,008	0,008	-0,699	-0,663	-0,074	-0,063	-0,034	-0,282	-0,222
6	0,673	0,131	0,035	0,036	0,190	-0,346	-0,311	-0,023	-0,029	-0,015	-0,157	-0,113
7	0,269	0,023	0,007	0,006	0,032	-0,592	-0,580	-0,068	-0,061	-0,033	-0,267	-0,212
8	0,465	0,270	0,118	0,074	0,104	-0,422	-0,360	-0,021	-0,010	-0,013	-0,172	-0,136
9	0,770	0,048	0,009	0,012	0,104	-0,286	-0,299	-0,181	-0,148	-0,092	-0,159	-0,132
10	0,648	0,448	0,136	0,108	0,138	-0,223	-0,163	-0,065	-0,068	-0,041	-0,079	-0,063
11	0,506	0,117	0,023	0,020	0,035	-0,408	-0,390	-0,214	-0,166	-0,103	-0,185	-0,157
12	0,795	0,255	0,040	0,057	0,204	-0,198	-0,168	-0,078	-0,099	-0,050	-0,084	-0,058
13	0,083	0,012	0,003	0,002	0,003	-0,669	-0,622	-0,157	-0,125	-0,067	-0,249	-0,197
14	0,629	0,207	0,060	0,061	0,163	-0,324	-0,280	-0,054	-0,059	-0,030	-0,130	-0,095
15	0,258	0,039	0,009	0,008	0,026	-0,559	-0,531	-0,139	-0,115	-0,063	-0,231	-0,185
16	0,475	0,106	0,025	0,028	0,102	-0,455	-0,426	-0,095	-0,086	-0,048	-0,195	-0,146

Tableau B.23 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 125 minutes d'application de la charge en inflexion latérale sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	G	FG	NC	FD	D	G	FGA	FGN	NC	FDN	FDA	D
1	0,584	0,067	0,012	0,010	0,034	-0,441	-0,448	-0,111	-0,095	-0,061	-0,243	-0,208
2	0,608	0,180	0,027	0,030	0,113	-0,387	-0,343	-0,067	-0,071	-0,046	-0,193	-0,153
3	0,327	0,029	0,004	0,002	0,001	-0,581	-0,563	-0,136	-0,108	-0,066	-0,266	-0,223
4	0,702	0,317	0,075	0,066	0,176	-0,269	-0,216	-0,032	-0,040	-0,027	-0,125	-0,098
5	0,003	0,001	0,000	0,000	0,000	-0,767	-0,726	-0,081	-0,068	-0,036	-0,294	-0,229
6	0,459	0,042	0,008	0,009	0,092	-0,526	-0,508	-0,050	-0,046	-0,027	-0,251	-0,191
7	0,036	0,003	0,001	0,000	0,000	-0,744	-0,705	-0,080	-0,067	-0,036	-0,294	-0,230
8	0,232	0,110	0,035	0,020	0,030	-0,651	-0,605	-0,052	-0,040	-0,028	-0,277	-0,217
9	0,450	0,018	0,003	0,002	0,011	-0,455	-0,442	-0,241	-0,182	-0,113	-0,205	-0,173
10	0,555	0,265	0,044	0,042	0,083	-0,347	-0,297	-0,145	-0,136	-0,084	-0,152	-0,122
11	0,193	0,030	0,004	0,000	-0,002	-0,580	-0,533	-0,278	-0,198	-0,115	-0,209	-0,170
12	0,724	0,111	0,011	0,017	0,159	-0,277	-0,259	-0,140	-0,136	-0,079	-0,133	-0,096
13	0,002	0,000	0,000	0,000	0,000	-0,722	-0,663	-0,165	-0,129	-0,068	-0,251	-0,196
14	0,413	0,073	0,014	0,016	0,077	-0,507	-0,480	-0,110	-0,094	-0,054	-0,219	-0,166
15	0,035	0,004	0,001	0,000	-0,001	-0,700	-0,644	-0,162	-0,127	-0,068	-0,251	-0,198
16	0,189	0,023	0,005	0,003	0,015	-0,663	-0,626	-0,146	-0,109	-0,065	-0,262	-0,203

Tableau B.24 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 245 minutes d'application de la charge en inflexion latérale sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	G	FG	NC	FD	D	G	FGA	FGN	NC	FDN	FDA	D
1	0,377	0,033	0,005	0,002	0,003	-0,557	-0,547	-0,132	-0,106	-0,066	-0,266	-0,223
2	0,484	0,095	0,012	0,011	0,049	-0,492	-0,456	-0,101	-0,088	-0,059	-0,243	-0,197
3	0,143	0,010	0,001	0,000	-0,002	-0,678	-0,640	-0,152	-0,114	-0,067	-0,267	-0,217
4	0,635	0,203	0,030	0,035	0,129	-0,360	-0,315	-0,059	-0,066	-0,043	-0,181	-0,144
5	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	-0,769	-0,728	-0,082	-0,068	-0,036	-0,294	-0,229
6	0,268	0,017	0,003	0,003	0,029	-0,659	-0,639	-0,065	-0,052	-0,032	-0,296	-0,231
7	0,003	0,000	0,000	0,000	0,000	-0,767	-0,723	-0,082	-0,068	-0,036	-0,294	-0,229
8	0,090	0,035	0,008	0,004	0,005	-0,769	-0,729	-0,071	-0,053	-0,033	-0,310	-0,240
9	0,233	0,008	0,001	0,000	-0,004	-0,564	-0,526	-0,275	-0,197	-0,116	-0,211	-0,173
10	0,439	0,150	0,019	0,013	0,031	-0,445	-0,401	-0,208	-0,168	-0,106	-0,192	-0,155
11	0,058	0,008	0,001	0,000	-0,001	-0,651	-0,587	-0,301	-0,206	-0,114	-0,205	-0,161
12	0,621	0,060	0,006	0,007	0,097	-0,349	-0,330	-0,183	-0,156	-0,097	-0,169	-0,131
13	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	-0,723	-0,664	-0,165	-0,129	-0,068	-0,251	-0,196
14	0,226	0,027	0,005	0,004	0,022	-0,638	-0,605	-0,141	-0,107	-0,064	-0,258	-0,200
15	0,003	0,000	0,000	0,000	0,000	-0,722	-0,660	-0,165	-0,129	-0,068	-0,251	-0,196
16	0,055	0,005	0,001	0,000	0,000	-0,752	-0,702	-0,163	-0,115	-0,067	-0,272	-0,209

Tableau B.25 : Amplitude de mouvement et taux de déformation sous un chargement en flexion pour le grade I

Sim.	Amplitude de mouvement [°]					Taux de déformation [°/min]			
	1 min	5 min	45 min	125 min	245 min	1-5 min	5-45 min	45-125 min	125-245 min
1	0,774	0,904	1,035	1,133	1,230	3,27E-02	3,27E-03	1,22E-03	8,13E-04
2	3,126	3,332	3,695	4,019	4,321	5,15E-02	9,06E-03	4,06E-03	2,51E-03
3	0,764	0,903	1,076	1,231	1,383	3,46E-02	4,34E-03	1,93E-03	1,27E-03
4	2,745	2,915	3,193	3,410	3,606	4,25E-02	6,96E-03	2,71E-03	1,63E-03
5	0,601	0,684	0,862	1,030	1,163	2,07E-02	4,45E-03	2,10E-03	1,11E-03
6	1,704	1,779	1,939	2,090	2,230	1,88E-02	3,98E-03	1,90E-03	1,16E-03
7	0,565	0,631	0,752	0,872	0,984	1,66E-02	3,03E-03	1,49E-03	9,39E-04
8	1,645	1,752	1,989	2,204	2,388	2,68E-02	5,94E-03	2,68E-03	1,54E-03
9	0,711	0,847	1,025	1,170	1,307	3,40E-02	4,46E-03	1,81E-03	1,14E-03
10	2,731	2,926	3,289	3,620	3,926	4,85E-02	9,10E-03	4,13E-03	2,55E-03
11	0,699	0,845	1,065	1,262	1,452	3,65E-02	5,52E-03	2,45E-03	1,59E-03
12	2,434	2,599	2,920	3,199	3,451	4,14E-02	8,03E-03	3,49E-03	2,10E-03
13	0,565	0,654	0,854	1,044	1,197	2,24E-02	4,99E-03	2,37E-03	1,28E-03
14	1,568	1,649	1,829	2,002	2,164	2,02E-02	4,49E-03	2,17E-03	1,35E-03
15	0,530	0,604	0,745	0,880	1,004	1,86E-02	3,51E-03	1,69E-03	1,04E-03
16	1,520	1,627	1,886	2,136	2,363	2,68E-02	6,45E-03	3,14E-03	1,89E-03

Tableau B.26 : Amplitude de mouvement et taux de déformation sous un chargement en flexion pour le grade IV

Sim.	Amplitude de mouvement [°]					Taux de déformation [°/min]			
	1 min	5 min	45 min	125 min	245 min	1-5 min	5-45 min	45-125 min	125-245 min
1	0,388	0,425	0,541	0,665	0,765	9,17E-03	2,90E-03	1,55E-03	8,39E-04
2	0,866	0,959	1,152	1,361	1,550	2,33E-02	4,83E-03	2,62E-03	1,57E-03
3	0,390	0,458	0,633	0,786	0,881	1,70E-02	4,37E-03	1,91E-03	7,96E-04
4	0,803	0,885	1,026	1,169	1,309	2,06E-02	3,50E-03	1,79E-03	1,17E-03
5	0,330	0,407	0,536	0,565	0,566	1,91E-02	3,25E-03	3,53E-04	1,13E-05
6	0,564	0,594	0,705	0,824	0,919	7,72E-03	2,75E-03	1,50E-03	7,84E-04
7	0,314	0,356	0,486	0,550	0,563	1,04E-02	3,26E-03	7,96E-04	1,11E-04
8	0,571	0,632	0,799	0,934	1,011	1,53E-02	4,18E-03	1,68E-03	6,43E-04
9	0,385	0,429	0,579	0,733	0,843	1,10E-02	3,73E-03	1,93E-03	9,19E-04
10	0,792	0,906	1,140	1,367	1,565	2,84E-02	5,85E-03	2,85E-03	1,65E-03
11	0,386	0,473	0,694	0,861	0,946	2,18E-02	5,51E-03	2,09E-03	7,12E-04
12	0,741	0,842	1,020	1,183	1,332	2,53E-02	4,46E-03	2,04E-03	1,24E-03
13	0,328	0,404	0,545	0,574	0,576	1,90E-02	3,50E-03	3,69E-04	1,11E-05
14	0,537	0,587	0,720	0,851	0,949	1,26E-02	3,32E-03	1,64E-03	8,15E-04
15	0,313	0,360	0,494	0,558	0,572	1,17E-02	3,34E-03	8,11E-04	1,16E-04
16	0,544	0,618	0,816	0,968	1,040	1,87E-02	4,94E-03	1,90E-03	6,03E-04

Tableau B.27 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 1 minute d'application de la charge en flexion sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	1,456	1,047	0,636	0,022	0,012	-0,150	-0,074	-0,036	-0,009	0,026	0,038	0,040
2	0,516	0,670	0,481	0,034	-0,046	-0,339	-0,249	-0,133	-0,049	0,062	0,104	0,114
3	1,212	0,854	0,532	0,056	0,066	-0,140	-0,068	-0,033	-0,007	0,024	0,030	0,030
4	0,590	0,686	0,517	0,081	-0,005	-0,289	-0,220	-0,117	-0,042	0,055	0,087	0,096
5	0,867	0,747	0,533	0,044	-0,001	-0,212	-0,101	-0,025	-0,008	0,014	0,053	0,057
6	0,522	0,509	0,383	0,106	-0,041	-0,407	-0,313	-0,077	-0,032	0,022	0,083	0,125
7	1,208	0,710	0,432	0,066	0,030	-0,209	-0,102	-0,023	-0,006	0,012	0,040	0,043
8	0,558	0,549	0,416	0,114	-0,015	-0,372	-0,291	-0,073	-0,030	0,022	0,090	0,121
9	1,449	0,919	0,506	-0,005	0,005	-0,140	-0,061	-0,053	-0,003	0,039	0,027	0,031
10	0,457	0,705	0,572	-0,050	-0,060	-0,293	-0,215	-0,246	-0,099	0,116	0,083	0,089
11	1,146	0,869	0,583	0,034	0,059	-0,126	-0,048	-0,054	-0,007	0,040	0,022	0,024
12	0,511	0,715	0,584	-0,023	-0,035	-0,253	-0,193	-0,214	-0,078	0,101	0,069	0,074
13	0,872	0,743	0,434	0,008	-0,004	-0,199	-0,083	-0,034	-0,003	0,022	0,037	0,042
14	0,463	0,603	0,453	0,025	-0,053	-0,370	-0,280	-0,152	-0,062	0,050	0,088	0,102
15	1,142	0,838	0,482	0,025	0,024	-0,190	-0,077	-0,035	-0,005	0,022	0,032	0,035
16	0,521	0,609	0,467	0,036	-0,037	-0,342	-0,263	-0,141	-0,055	0,047	0,080	0,095

Tableau B.28 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 5 minutes d'application de la charge en flexion sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,829	0,697	0,404	0,019	0,018	-0,170	-0,084	-0,041	-0,010	0,021	0,032	0,034
2	0,550	0,672	0,471	0,027	-0,048	-0,356	-0,251	-0,133	-0,044	0,061	0,103	0,112
3	0,800	0,690	0,391	0,035	0,013	-0,134	-0,059	-0,020	0,004	0,017	0,022	0,022
4	0,594	0,677	0,495	0,074	-0,001	-0,301	-0,218	-0,114	-0,036	0,054	0,087	0,096
5	0,792	0,544	0,319	0,034	-0,019	-0,181	-0,078	-0,023	-0,009	0,010	0,037	0,039
6	0,538	0,497	0,363	0,097	-0,035	-0,423	-0,315	-0,074	-0,026	0,020	0,083	0,115
7	0,757	0,507	0,289	0,048	0,006	-0,208	-0,104	-0,010	0,005	0,008	0,023	0,026
8	0,515	0,549	0,388	0,101	-0,026	-0,390	-0,299	-0,069	-0,025	0,021	0,085	0,115
9	0,801	0,822	0,455	-0,014	0,014	-0,159	-0,061	-0,016	0,027	0,027	0,022	0,026
10	0,505	0,725	0,572	-0,052	-0,059	-0,306	-0,214	-0,250	-0,094	0,116	0,083	0,090
11	0,774	0,788	0,459	0,007	0,007	-0,114	-0,027	-0,031	0,010	0,030	0,018	0,019
12	0,548	0,740	0,564	-0,023	-0,031	-0,267	-0,191	-0,214	-0,070	0,098	0,068	0,074
13	0,785	0,666	0,373	0,009	-0,021	-0,171	-0,051	0,004	0,021	0,013	0,025	0,029
14	0,504	0,605	0,446	0,023	-0,049	-0,382	-0,278	-0,149	-0,055	0,048	0,085	0,099
15	0,740	0,642	0,355	0,019	0,000	-0,182	-0,068	-0,015	0,011	0,015	0,024	0,027
16	0,504	0,603	0,443	0,032	-0,043	-0,361	-0,265	-0,138	-0,047	0,044	0,075	0,090

Tableau B.29 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 45 minutes d'application de la charge en flexion sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,884	0,741	0,407	0,011	-0,015	-0,115	-0,033	0,010	0,023	0,013	0,020	0,023
2	0,569	0,659	0,440	0,010	-0,054	-0,379	-0,266	-0,135	-0,039	0,059	0,101	0,111
3	0,948	0,732	0,361	0,019	0,004	-0,109	-0,031	0,009	0,011	0,005	0,007	0,012
4	0,568	0,661	0,468	0,054	-0,025	-0,329	-0,233	-0,119	-0,036	0,053	0,086	0,094
5	0,775	0,596	0,331	0,025	0,005	-0,258	-0,122	-0,004	0,013	0,005	0,016	0,029
6	0,533	0,459	0,317	0,071	-0,031	-0,451	-0,335	-0,072	-0,020	0,017	0,068	0,099
7	0,875	0,473	0,218	0,029	0,014	-0,208	-0,108	-0,002	0,000	-0,002	-0,008	0,004
8	0,568	0,525	0,360	0,066	-0,004	-0,405	-0,315	-0,071	-0,026	0,019	0,077	0,112
9	0,916	0,696	0,235	0,012	-0,011	-0,123	-0,049	-0,060	-0,067	0,010	0,010	0,014
10	0,536	0,730	0,548	-0,057	-0,068	-0,327	-0,221	-0,255	-0,083	0,113	0,082	0,092
11	0,916	0,832	0,418	0,008	-0,003	-0,094	-0,014	-0,020	-0,008	0,019	0,012	0,016
12	0,553	0,721	0,510	-0,012	-0,046	-0,307	-0,199	-0,215	-0,052	0,089	0,064	0,070
13	0,793	0,504	0,190	0,018	0,007	-0,271	-0,156	-0,081	-0,073	-0,004	0,001	0,015
14	0,517	0,581	0,406	0,015	-0,047	-0,406	-0,284	-0,143	-0,043	0,042	0,076	0,092
15	0,843	0,625	0,291	0,022	0,001	-0,186	-0,072	-0,016	-0,013	0,004	0,008	0,016
16	0,553	0,566	0,384	0,024	-0,020	-0,392	-0,273	-0,133	-0,035	0,035	0,062	0,081

Tableau B.30 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 125 minutes d'application de la charge en flexion sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,944	0,748	0,355	0,013	0,000	-0,128	-0,038	0,004	0,007	0,005	0,010	0,017
2	0,611	0,651	0,411	0,002	-0,032	-0,387	-0,273	-0,134	-0,034	0,056	0,099	0,113
3	0,939	0,663	0,252	0,014	0,009	-0,180	-0,090	-0,031	-0,032	-0,005	-0,003	0,003
4	0,594	0,656	0,450	0,039	-0,026	-0,340	-0,243	-0,123	-0,034	0,050	0,083	0,093
5	0,617	0,484	0,279	0,017	0,010	-0,418	-0,273	-0,045	-0,010	-0,003	-0,005	0,015
6	0,574	0,421	0,275	0,051	0,001	-0,464	-0,348	-0,070	-0,015	0,014	0,054	0,087
7	0,807	0,323	0,105	0,019	0,022	-0,323	-0,231	-0,044	-0,046	-0,013	-0,043	-0,017
8	0,561	0,520	0,340	0,052	0,021	-0,438	-0,336	-0,071	-0,026	0,017	0,071	0,109
9	0,982	0,524	0,074	0,010	0,003	-0,149	-0,091	-0,157	-0,167	-0,005	0,001	0,009
10	0,566	0,740	0,522	-0,053	-0,056	-0,335	-0,221	-0,256	-0,075	0,110	0,083	0,095
11	0,897	0,765	0,267	0,010	0,004	-0,169	-0,075	-0,108	-0,100	0,007	0,007	0,013
12	0,582	0,682	0,429	0,002	-0,045	-0,333	-0,213	-0,234	-0,067	0,082	0,061	0,068
13	0,641	0,280	0,064	0,007	0,005	-0,439	-0,331	-0,207	-0,166	-0,018	-0,017	0,004
14	0,548	0,559	0,369	0,012	-0,022	-0,417	-0,287	-0,139	-0,036	0,037	0,069	0,089
15	0,772	0,462	0,154	0,017	0,010	-0,298	-0,186	-0,102	-0,094	-0,008	-0,005	0,007
16	0,551	0,499	0,303	0,024	0,007	-0,440	-0,310	-0,154	-0,057	0,027	0,052	0,075

Tableau B.31 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 245 minutes d'application de la charge en flexion sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,933	0,697	0,281	0,014	0,009	-0,175	-0,078	-0,024	-0,022	-0,002	0,002	0,010
2	0,616	0,624	0,373	0,005	-0,011	-0,415	-0,289	-0,143	-0,039	0,054	0,098	0,115
3	0,913	0,572	0,154	0,011	0,008	-0,248	-0,154	-0,076	-0,077	-0,016	-0,018	-0,004
4	0,622	0,650	0,431	0,031	-0,015	-0,345	-0,248	-0,122	-0,031	0,048	0,080	0,092
5	0,475	0,354	0,196	0,011	0,006	-0,561	-0,418	-0,089	-0,044	-0,011	-0,028	0,000
6	0,576	0,370	0,228	0,037	0,018	-0,494	-0,373	-0,076	-0,021	0,010	0,041	0,075
7	0,703	0,208	0,045	0,010	0,014	-0,436	-0,352	-0,087	-0,081	-0,021	-0,067	-0,034
8	0,510	0,492	0,317	0,044	0,023	-0,501	-0,379	-0,076	-0,025	0,015	0,062	0,100
9	0,964	0,392	0,031	0,003	0,003	-0,198	-0,140	-0,241	-0,217	-0,012	-0,002	0,008
10	0,569	0,730	0,475	-0,034	-0,035	-0,361	-0,233	-0,276	-0,088	0,113	0,087	0,102
11	0,860	0,669	0,158	0,006	0,003	-0,238	-0,136	-0,201	-0,182	-0,002	0,002	0,011
12	0,608	0,624	0,334	0,008	-0,029	-0,350	-0,231	-0,267	-0,106	0,075	0,058	0,067
13	0,481	0,144	0,026	0,000	-0,001	-0,573	-0,462	-0,296	-0,212	-0,021	-0,018	0,006
14	0,549	0,514	0,316	0,015	-0,003	-0,444	-0,309	-0,152	-0,051	0,033	0,065	0,087
15	0,670	0,315	0,075	0,009	0,006	-0,408	-0,302	-0,185	-0,154	-0,018	-0,017	0,001
16	0,503	0,411	0,215	0,019	0,010	-0,515	-0,376	-0,196	-0,101	0,019	0,043	0,068

Tableau B.32 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 1 minute d'application de la charge en flexion sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	1,174	0,584	0,294	0,049	-0,013	-0,068	-0,040	-0,005	-0,004	0,001	0,007	0,012
2	0,828	0,593	0,403	0,086	0,001	-0,236	-0,128	-0,018	-0,003	0,014	0,064	0,068
3	1,223	0,544	0,278	0,052	-0,002	-0,079	-0,052	-0,008	-0,008	0,001	0,004	0,010
4	0,929	0,602	0,413	0,110	0,032	-0,219	-0,114	-0,017	-0,003	0,013	0,054	0,057
5	0,983	0,457	0,257	0,060	0,008	-0,131	-0,100	-0,006	-0,005	0,000	0,002	0,011
6	0,791	0,420	0,303	0,109	-0,001	-0,299	-0,166	-0,010	-0,002	0,006	-0,007	0,070
7	1,118	0,388	0,224	0,061	0,021	-0,098	-0,080	-0,007	-0,008	-0,001	-0,003	0,005
8	0,752	0,451	0,325	0,118	0,007	-0,278	-0,153	-0,011	-0,003	0,006	0,057	0,066
9	1,181	0,584	0,268	0,036	-0,015	-0,068	-0,038	-0,024	-0,026	0,001	0,005	0,011
10	0,790	0,719	0,459	0,027	-0,008	-0,211	-0,104	-0,034	-0,004	0,025	0,050	0,054
11	1,182	0,690	0,315	0,033	-0,014	-0,076	-0,041	-0,015	-0,015	0,002	0,005	0,011
12	0,900	0,683	0,432	0,050	0,020	-0,203	-0,096	-0,024	0,002	0,021	0,039	0,042
13	0,985	0,446	0,236	0,048	0,007	-0,128	-0,098	-0,025	-0,024	-0,001	0,000	0,010
14	0,764	0,533	0,352	0,065	-0,010	-0,275	-0,137	-0,017	-0,002	0,011	0,051	0,060
15	1,082	0,511	0,260	0,052	0,008	-0,094	-0,062	-0,012	-0,014	-0,001	0,000	0,008
16	0,743	0,520	0,344	0,071	0,000	-0,263	-0,133	-0,013	0,000	0,010	0,042	0,049

Tableau B.33 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 5 minutes d'application de la charge en flexion sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	1,213	0,438	0,169	0,049	0,047	-0,113	-0,095	-0,019	-0,022	-0,006	-0,019	-0,009
2	0,793	0,506	0,303	0,051	-0,011	-0,241	-0,128	-0,004	0,008	0,008	0,030	0,037
3	1,134	0,338	0,114	0,045	0,058	-0,165	-0,151	-0,035	-0,037	-0,010	-0,033	-0,020
4	0,798	0,511	0,314	0,068	0,010	-0,237	-0,129	-0,010	0,004	0,009	0,031	0,036
5	0,745	0,329	0,164	0,045	0,042	-0,348	-0,303	-0,028	-0,023	-0,006	-0,053	-0,028
6	0,770	0,307	0,186	0,054	0,008	-0,302	-0,178	-0,001	0,006	0,002	-0,007	0,014
7	0,967	0,167	0,066	0,031	0,078	-0,232	-0,242	-0,030	-0,032	-0,009	-0,068	-0,041
8	0,782	0,374	0,228	0,069	0,013	-0,272	-0,155	-0,004	0,002	0,004	0,015	0,029
9	1,249	0,251	0,055	0,036	0,051	-0,120	-0,115	-0,085	-0,085	-0,018	-0,024	-0,012
10	0,771	0,663	0,383	0,021	-0,021	-0,211	-0,099	-0,014	0,012	0,015	0,032	0,037
11	1,076	0,456	0,153	0,043	0,034	-0,165	-0,137	-0,074	-0,071	-0,012	-0,016	-0,005
12	0,811	0,572	0,301	0,035	0,003	-0,230	-0,120	-0,016	0,005	0,009	0,017	0,023
13	0,769	0,175	0,062	0,028	0,046	-0,346	-0,325	-0,090	-0,081	-0,019	-0,062	-0,035
14	0,753	0,444	0,255	0,047	-0,005	-0,276	-0,141	-0,003	0,009	0,004	0,014	0,026
15	0,953	0,271	0,100	0,041	0,053	-0,221	-0,210	-0,059	-0,059	-0,013	-0,043	-0,023
16	0,787	0,387	0,207	0,042	0,010	-0,272	-0,156	-0,009	-0,004	0,000	-0,002	0,014

Tableau B.34 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 45 minutes d'application de la charge en flexion sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	1,033	0,164	0,031	0,015	0,041	-0,296	-0,297	-0,076	-0,069	-0,025	-0,093	-0,072
2	0,817	0,321	0,125	0,016	0,020	-0,328	-0,219	-0,028	-0,026	-0,009	-0,032	-0,008
3	0,849	0,096	0,018	0,006	0,015	-0,426	-0,414	-0,103	-0,086	-0,030	-0,113	-0,088
4	0,847	0,425	0,213	0,023	0,013	-0,250	-0,145	-0,008	-0,001	-0,002	-0,007	0,005
5	0,130	0,046	0,016	0,003	0,003	-0,791	-0,709	-0,077	-0,065	-0,018	-0,144	-0,097
6	0,734	0,117	0,039	0,010	0,036	-0,417	-0,333	-0,024	-0,027	-0,010	-0,094	-0,049
7	0,352	0,025	0,007	0,002	0,011	-0,656	-0,610	-0,070	-0,061	-0,019	-0,149	-0,105
8	0,560	0,250	0,129	0,022	0,021	-0,517	-0,401	-0,022	-0,009	-0,006	-0,069	-0,028
9	0,977	0,052	0,009	0,003	0,019	-0,312	-0,308	-0,185	-0,147	-0,042	-0,068	-0,048
10	0,797	0,476	0,170	0,017	0,010	-0,298	-0,188	-0,068	-0,061	-0,005	-0,003	0,011
11	0,734	0,134	0,025	0,003	0,003	-0,447	-0,407	-0,220	-0,168	-0,040	-0,063	-0,040
12	0,875	0,247	0,045	0,011	0,015	-0,266	-0,192	-0,085	-0,095	-0,016	-0,023	-0,006
13	0,130	0,014	0,004	0,000	-0,001	-0,768	-0,673	-0,165	-0,131	-0,030	-0,103	-0,062
14	0,714	0,202	0,066	0,018	0,025	-0,399	-0,309	-0,056	-0,057	-0,014	-0,055	-0,021
15	0,565	0,091	0,024	0,009	0,023	-0,492	-0,456	-0,122	-0,103	-0,028	-0,095	-0,061
16	0,553	0,107	0,026	0,009	0,014	-0,542	-0,458	-0,097	-0,087	-0,021	-0,078	-0,037

Tableau B.35 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 125 minutes d'application de la charge en flexion sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,806	0,072	0,011	0,002	0,005	-0,468	-0,456	-0,111	-0,092	-0,032	-0,121	-0,094
2	0,717	0,171	0,030	0,006	0,011	-0,467	-0,360	-0,067	-0,067	-0,018	-0,069	-0,036
3	0,530	0,031	0,005	-0,001	-0,003	-0,623	-0,579	-0,137	-0,106	-0,031	-0,117	-0,085
4	0,809	0,287	0,096	0,012	0,020	-0,346	-0,240	-0,033	-0,034	-0,012	-0,045	-0,019
5	0,005	0,002	0,000	0,000	0,000	-0,875	-0,779	-0,085	-0,070	-0,019	-0,147	-0,097
6	0,520	0,041	0,007	0,003	0,011	-0,603	-0,527	-0,050	-0,045	-0,014	-0,132	-0,078
7	0,062	0,003	0,001	0,000	-0,001	-0,839	-0,750	-0,083	-0,069	-0,019	-0,150	-0,102
8	0,289	0,107	0,039	0,005	0,005	-0,756	-0,647	-0,053	-0,040	-0,013	-0,123	-0,067
9	0,688	0,021	0,003	0,000	-0,004	-0,495	-0,461	-0,248	-0,184	-0,043	-0,069	-0,044
10	0,710	0,289	0,051	0,007	0,006	-0,432	-0,322	-0,148	-0,133	-0,019	-0,026	-0,003
11	0,387	0,039	0,006	-0,001	-0,003	-0,650	-0,569	-0,291	-0,206	-0,036	-0,052	-0,022
12	0,825	0,114	0,010	0,003	0,010	-0,348	-0,279	-0,144	-0,133	-0,025	-0,038	-0,015
13	0,005	0,000	0,000	0,000	0,000	-0,847	-0,729	-0,176	-0,137	-0,029	-0,097	-0,053
14	0,491	0,075	0,014	0,004	0,008	-0,596	-0,511	-0,112	-0,095	-0,023	-0,087	-0,044
15	0,229	0,024	0,006	0,000	0,000	-0,709	-0,627	-0,158	-0,126	-0,031	-0,107	-0,067
16	0,256	0,026	0,005	0,000	0,000	-0,772	-0,670	-0,149	-0,112	-0,025	-0,091	-0,045

Tableau B.36 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 245 minutes d'application de la charge en flexion sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,590	0,035	0,005	-0,001	-0,003	-0,595	-0,561	-0,133	-0,104	-0,032	-0,119	-0,089
2	0,608	0,099	0,011	0,001	0,001	-0,579	-0,472	-0,098	-0,085	-0,021	-0,079	-0,042
3	0,299	0,013	0,002	0,000	-0,002	-0,743	-0,668	-0,154	-0,115	-0,029	-0,104	-0,069
4	0,739	0,188	0,037	0,007	0,013	-0,439	-0,334	-0,059	-0,062	-0,018	-0,068	-0,036
5	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	-0,878	-0,781	-0,085	-0,070	-0,019	-0,147	-0,097
6	0,329	0,018	0,003	0,001	0,001	-0,748	-0,664	-0,064	-0,052	-0,015	-0,141	-0,083
7	0,007	0,000	0,000	0,000	0,000	-0,875	-0,775	-0,085	-0,070	-0,019	-0,147	-0,098
8	0,123	0,037	0,008	0,001	0,000	-0,887	-0,775	-0,072	-0,054	-0,015	-0,133	-0,073
9	0,449	0,010	0,001	0,000	-0,004	-0,625	-0,558	-0,287	-0,204	-0,037	-0,055	-0,026
10	0,608	0,178	0,020	0,001	0,000	-0,538	-0,427	-0,209	-0,168	-0,022	-0,029	-0,004
11	0,167	0,013	0,002	-0,001	-0,001	-0,759	-0,643	-0,321	-0,220	-0,030	-0,039	-0,008
12	0,749	0,068	0,006	0,001	0,002	-0,428	-0,351	-0,185	-0,153	-0,028	-0,042	-0,017
13	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	-0,850	-0,731	-0,176	-0,137	-0,029	-0,096	-0,053
14	0,297	0,031	0,006	0,001	0,000	-0,743	-0,646	-0,144	-0,110	-0,025	-0,092	-0,046
15	0,008	0,001	0,000	0,000	0,000	-0,846	-0,725	-0,176	-0,136	-0,029	-0,097	-0,054
16	0,092	0,007	0,001	0,000	-0,001	-0,884	-0,762	-0,168	-0,121	-0,024	-0,085	-0,038

Tableau B.37 : Amplitude de mouvement et taux de déformation sous un chargement en extension pour le grade I

Sim.	Amplitude de mouvement [°]					Taux de déformation [°/min]			
	1 min	5 min	45 min	125 min	245 min	1-5 min	5-45 min	45-125 min	125-245 min
1	0,774	0,904	1,035	1,133	1,230	3,27E-02	3,27E-03	1,22E-03	8,13E-04
2	3,126	3,332	3,695	4,019	4,321	5,15E-02	9,06E-03	4,06E-03	2,51E-03
3	0,764	0,903	1,076	1,231	1,383	3,46E-02	4,34E-03	1,93E-03	1,27E-03
4	2,745	2,915	3,193	3,410	3,606	4,25E-02	6,96E-03	2,71E-03	1,63E-03
5	0,601	0,684	0,862	1,030	1,163	2,07E-02	4,45E-03	2,10E-03	1,11E-03
6	1,704	1,779	1,939	2,090	2,230	1,88E-02	3,98E-03	1,90E-03	1,16E-03
7	0,565	0,631	0,752	0,872	0,984	1,66E-02	3,03E-03	1,49E-03	9,39E-04
8	1,645	1,752	1,989	2,204	2,388	2,68E-02	5,94E-03	2,68E-03	1,54E-03
9	0,711	0,847	1,025	1,170	1,307	3,40E-02	4,46E-03	1,81E-03	1,14E-03
10	2,731	2,926	3,289	3,620	3,926	4,85E-02	9,10E-03	4,13E-03	2,55E-03
11	0,699	0,845	1,065	1,262	1,452	3,65E-02	5,52E-03	2,45E-03	1,59E-03
12	2,434	2,599	2,920	3,199	3,451	4,14E-02	8,03E-03	3,49E-03	2,10E-03
13	0,565	0,654	0,854	1,044	1,197	2,24E-02	4,99E-03	2,37E-03	1,28E-03
14	1,568	1,649	1,829	2,002	2,164	2,02E-02	4,49E-03	2,17E-03	1,35E-03
15	0,530	0,604	0,745	0,880	1,004	1,86E-02	3,51E-03	1,69E-03	1,04E-03
16	1,520	1,627	1,886	2,136	2,363	2,68E-02	6,45E-03	3,14E-03	1,89E-03

Tableau B.38 : Amplitude de mouvement et taux de déformation sous un chargement en extension pour le grade IV

Sim.	Amplitude de mouvement [°]					Taux de déformation [°/min]			
	1 min	5 min	45 min	125 min	245 min	1-5 min	5-45 min	45-125 min	125-245 min
1	0,334	0,409	0,573	0,700	0,789	1,87E-02	4,09E-03	1,59E-03	7,41E-04
2	0,740	0,911	1,245	1,556	1,766	4,28E-02	8,36E-03	3,88E-03	1,75E-03
3	0,339	0,453	0,666	0,805	0,891	2,86E-02	5,33E-03	1,73E-03	7,15E-04
4	0,675	0,823	1,045	1,280	1,488	3,69E-02	5,54E-03	2,94E-03	1,73E-03
5	0,286	0,377	0,551	0,600	0,604	2,28E-02	4,35E-03	6,12E-04	3,08E-05
6	0,504	0,612	0,842	0,995	1,083	2,71E-02	5,73E-03	1,92E-03	7,31E-04
7	0,280	0,369	0,519	0,584	0,600	2,22E-02	3,76E-03	8,06E-04	1,35E-04
8	0,497	0,610	0,827	1,016	1,127	2,82E-02	5,41E-03	2,37E-03	9,23E-04
9	0,327	0,442	0,592	0,702	0,782	2,87E-02	3,77E-03	1,37E-03	6,66E-04
10	0,653	0,793	1,113	1,385	1,576	3,50E-02	8,00E-03	3,41E-03	1,59E-03
11	0,316	0,428	0,651	0,786	0,853	2,80E-02	5,58E-03	1,68E-03	5,64E-04
12	0,624	0,793	1,141	1,352	1,482	4,22E-02	8,72E-03	2,63E-03	1,09E-03
13	0,282	0,393	0,531	0,559	0,560	2,80E-02	3,43E-03	3,51E-04	1,21E-05
14	0,461	0,556	0,784	0,937	1,021	2,38E-02	5,68E-03	1,91E-03	7,01E-04
15	0,264	0,342	0,485	0,543	0,557	1,96E-02	3,56E-03	7,31E-04	1,12E-04
16	0,472	0,609	0,894	1,034	1,090	3,42E-02	7,13E-03	1,75E-03	4,62E-04

Tableau B.39 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 1 minute d'application de la charge en extension sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	-0,073	0,159	0,427	0,741	0,421	0,030	0,017	0,007	-0,002	-0,083	-0,145	-0,119
2	-0,014	0,218	0,387	0,350	0,169	0,092	0,060	0,030	-0,017	-0,174	-0,237	-0,062
3	-0,037	0,166	0,366	0,621	0,266	0,025	0,014	0,006	-0,001	-0,078	-0,141	-0,110
4	0,041	0,307	0,441	0,338	0,145	0,076	0,050	0,027	-0,013	-0,145	-0,190	-0,062
5	-0,027	0,179	0,404	0,615	0,331	0,035	0,023	0,004	-0,001	-0,064	-0,235	-0,205
6	-0,021	0,270	0,366	0,385	0,268	0,099	0,042	0,007	-0,015	-0,125	-0,515	-0,143
7	-0,029	0,192	0,330	0,579	0,421	0,031	0,016	0,003	-0,001	-0,063	-0,237	-0,214
8	0,031	0,294	0,400	0,433	0,284	0,089	0,045	0,008	-0,013	-0,113	-0,384	-0,121
9	-0,053	0,082	0,317	0,542	0,403	0,022	0,008	0,007	-0,001	-0,132	-0,126	-0,125
10	-0,009	0,127	0,372	0,252	0,116	0,067	0,043	0,049	-0,038	-0,252	-0,169	-0,118
11	-0,026	0,102	0,362	0,531	0,234	0,019	0,009	0,009	-0,002	-0,124	-0,114	-0,106
12	0,036	0,207	0,402	0,281	0,103	0,058	0,038	0,047	-0,025	-0,219	-0,147	-0,104
13	-0,015	0,121	0,297	0,544	0,315	0,025	0,011	0,005	0,000	-0,108	-0,202	-0,209
14	-0,017	0,192	0,359	0,351	0,210	0,078	0,037	0,014	-0,030	-0,203	-0,316	-0,173
15	-0,019	0,137	0,328	0,606	0,388	0,023	0,011	0,004	-0,001	-0,108	-0,194	-0,196
16	0,022	0,222	0,378	0,356	0,218	0,071	0,038	0,017	-0,023	-0,188	-0,294	-0,160

Tableau B.40 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 5 minutes d'application de la charge en extension sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	-0,020	0,107	0,265	0,521	0,225	0,025	0,012	0,005	-0,004	-0,093	-0,166	-0,155
2	0,004	0,191	0,370	0,366	0,204	0,093	0,060	0,030	-0,012	-0,186	-0,268	-0,099
3	0,000	0,131	0,261	0,521	0,294	0,018	0,010	0,008	0,006	-0,076	-0,150	-0,134
4	0,041	0,273	0,412	0,358	0,208	0,076	0,051	0,028	-0,007	-0,155	-0,217	-0,076
5	-0,001	0,138	0,239	0,507	0,381	0,025	0,015	0,003	-0,003	-0,071	-0,267	-0,227
6	0,008	0,243	0,341	0,377	0,318	0,094	0,039	0,007	-0,010	-0,133	-0,480	-0,166
7	0,009	0,140	0,216	0,489	0,330	0,021	0,006	0,005	0,006	-0,061	-0,283	-0,261
8	0,052	0,272	0,373	0,422	0,314	0,087	0,043	0,009	-0,008	-0,121	-0,442	-0,149
9	-0,014	0,086	0,283	0,510	0,210	0,017	0,005	0,008	0,016	-0,106	-0,129	-0,158
10	-0,001	0,105	0,368	0,286	0,144	0,068	0,044	0,050	-0,034	-0,264	-0,180	-0,129
11	-0,002	0,096	0,286	0,451	0,246	0,015	0,008	0,011	0,008	-0,110	-0,104	-0,116
12	0,029	0,177	0,380	0,311	0,149	0,057	0,038	0,046	-0,019	-0,233	-0,158	-0,117
13	0,006	0,117	0,257	0,541	0,352	0,017	0,006	0,008	0,015	-0,090	-0,204	-0,225
14	0,004	0,173	0,348	0,368	0,242	0,075	0,036	0,014	-0,025	-0,210	-0,334	-0,185
15	0,006	0,119	0,243	0,499	0,298	0,018	0,008	0,006	0,009	-0,100	-0,207	-0,222
16	0,039	0,201	0,352	0,363	0,234	0,067	0,035	0,016	-0,017	-0,197	-0,321	-0,181

Tableau B.41 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 45 minutes d'application de la charge en extension sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,006	0,106	0,260	0,574	0,358	0,016	0,007	0,009	0,016	-0,063	-0,147	-0,147
2	-0,008	0,162	0,336	0,389	0,192	0,091	0,060	0,031	-0,005	-0,201	-0,311	-0,129
3	0,029	0,088	0,219	0,566	0,377	0,009	-0,003	-0,001	0,002	-0,073	-0,163	-0,170
4	0,050	0,239	0,385	0,374	0,206	0,077	0,051	0,028	-0,005	-0,173	-0,260	-0,104
5	0,023	0,107	0,237	0,525	0,381	0,010	-0,017	0,002	0,013	-0,063	-0,350	-0,325
6	0,005	0,207	0,296	0,368	0,305	0,084	0,031	0,008	-0,003	-0,145	-0,571	-0,224
7	0,040	0,089	0,152	0,463	0,452	0,006	-0,027	-0,004	-0,003	-0,068	-0,362	-0,326
8	0,025	0,228	0,340	0,392	0,270	0,083	0,039	0,009	-0,006	-0,138	-0,540	-0,214
9	0,018	0,075	0,142	0,511	0,328	0,009	-0,006	-0,020	-0,068	-0,178	-0,150	-0,189
10	-0,009	0,092	0,342	0,317	0,148	0,066	0,043	0,050	-0,025	-0,282	-0,194	-0,144
11	0,020	0,076	0,257	0,529	0,329	0,009	0,001	-0,004	-0,017	-0,130	-0,114	-0,151
12	0,032	0,152	0,329	0,379	0,148	0,056	0,033	0,043	-0,009	-0,245	-0,175	-0,148
13	0,028	0,071	0,129	0,445	0,379	-0,001	-0,040	-0,032	-0,066	-0,186	-0,357	-0,373
14	0,003	0,156	0,312	0,378	0,238	0,068	0,030	0,014	-0,015	-0,219	-0,368	-0,217
15	0,030	0,100	0,197	0,525	0,406	0,008	-0,012	-0,008	-0,017	-0,120	-0,255	-0,273
16	0,017	0,157	0,292	0,380	0,240	0,058	0,023	0,013	-0,010	-0,217	-0,375	-0,238

Tableau B.42 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 125 minutes d'application de la charge en extension sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,023	0,081	0,207	0,568	0,364	0,009	-0,007	-0,004	-0,003	-0,082	-0,179	-0,185
2	-0,026	0,132	0,301	0,407	0,190	0,088	0,056	0,031	0,000	-0,213	-0,343	-0,154
3	0,027	0,056	0,132	0,517	0,337	-0,004	-0,034	-0,026	-0,042	-0,124	-0,247	-0,257
4	0,030	0,209	0,357	0,388	0,199	0,076	0,049	0,029	-0,001	-0,182	-0,287	-0,127
5	0,020	0,062	0,188	0,457	0,288	-0,014	-0,070	-0,016	-0,009	-0,100	-0,502	-0,478
6	-0,007	0,164	0,249	0,350	0,274	0,073	0,020	0,007	0,001	-0,157	-0,650	-0,293
7	0,041	0,045	0,071	0,347	0,410	-0,014	-0,078	-0,025	-0,045	-0,114	-0,525	-0,481
8	0,023	0,182	0,311	0,376	0,214	0,081	0,028	0,007	-0,005	-0,153	-0,621	-0,284
9	0,020	0,039	0,049	0,394	0,352	0,005	-0,024	-0,056	-0,146	-0,297	-0,223	-0,249
10	-0,022	0,080	0,317	0,357	0,178	0,065	0,040	0,048	-0,022	-0,291	-0,199	-0,149
11	0,015	0,054	0,155	0,472	0,301	0,002	-0,021	-0,042	-0,095	-0,235	-0,188	-0,232
12	0,014	0,119	0,256	0,412	0,172	0,053	0,028	0,032	-0,030	-0,273	-0,194	-0,169
13	0,015	0,026	0,044	0,278	0,281	-0,023	-0,090	-0,070	-0,139	-0,309	-0,546	-0,558
14	-0,006	0,134	0,276	0,387	0,243	0,061	0,023	0,011	-0,012	-0,229	-0,397	-0,252
15	0,029	0,060	0,104	0,413	0,366	-0,006	-0,052	-0,041	-0,083	-0,208	-0,390	-0,405
16	0,014	0,105	0,217	0,359	0,233	0,051	0,007	0,000	-0,035	-0,256	-0,447	-0,313

Tableau B.43 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 245 minutes d'application de la charge en extension sur le grade I

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,026	0,059	0,148	0,535	0,342	0,001	-0,027	-0,021	-0,032	-0,115	-0,234	-0,242
2	-0,024	0,100	0,261	0,410	0,187	0,090	0,050	0,026	-0,006	-0,237	-0,385	-0,184
3	0,021	0,035	0,074	0,454	0,306	-0,019	-0,062	-0,046	-0,081	-0,175	-0,332	-0,345
4	0,015	0,182	0,333	0,400	0,199	0,074	0,046	0,028	0,003	-0,190	-0,308	-0,145
5	0,010	0,030	0,125	0,373	0,221	-0,034	-0,112	-0,033	-0,040	-0,140	-0,650	-0,619
6	-0,001	0,122	0,201	0,320	0,246	0,066	0,004	0,001	-0,006	-0,175	-0,726	-0,368
7	0,027	0,024	0,033	0,243	0,343	-0,033	-0,117	-0,039	-0,073	-0,159	-0,675	-0,624
8	0,027	0,136	0,281	0,354	0,171	0,077	0,011	0,003	-0,004	-0,170	-0,702	-0,356
9	0,013	0,019	0,023	0,293	0,331	0,000	-0,038	-0,077	-0,186	-0,392	-0,288	-0,312
10	-0,021	0,063	0,276	0,365	0,198	0,067	0,037	0,040	-0,037	-0,323	-0,220	-0,166
11	0,009	0,031	0,087	0,410	0,272	-0,006	-0,040	-0,073	-0,158	-0,334	-0,259	-0,308
12	0,000	0,083	0,181	0,398	0,205	0,051	0,021	0,018	-0,069	-0,322	-0,224	-0,190
13	0,001	0,007	0,016	0,161	0,189	-0,030	-0,112	-0,086	-0,173	-0,393	-0,677	-0,684
14	-0,002	0,106	0,229	0,372	0,241	0,057	0,012	0,002	-0,029	-0,252	-0,439	-0,299
15	0,018	0,031	0,052	0,303	0,298	-0,021	-0,085	-0,065	-0,130	-0,289	-0,516	-0,528
16	0,014	0,064	0,143	0,309	0,215	0,046	-0,016	-0,021	-0,076	-0,307	-0,531	-0,399

Tableau B.44 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 1 minute d'application de la charge en extension sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,033	0,152	0,237	0,673	0,785	0,002	-0,006	-0,001	-0,004	-0,023	-0,127	-0,172
2	-0,029	0,216	0,334	0,505	0,319	0,051	0,030	0,007	0,002	-0,054	-0,263	-0,171
3	0,043	0,143	0,225	0,633	0,779	0,001	-0,009	-0,002	-0,007	-0,026	-0,140	-0,180
4	-0,019	0,240	0,348	0,512	0,328	0,046	0,027	0,006	0,003	-0,051	-0,241	-0,161
5	0,055	0,147	0,216	0,587	0,776	-0,003	-0,018	-0,001	-0,004	-0,020	-0,264	-0,321
6	-0,006	0,224	0,288	0,427	0,401	0,047	0,021	0,004	0,003	-0,035	-0,524	-0,290
7	0,071	0,134	0,193	0,510	0,851	-0,002	-0,017	-0,002	-0,007	-0,022	-0,252	-0,297
8	0,006	0,236	0,309	0,462	0,393	0,045	0,026	0,004	0,002	-0,035	-0,399	-0,265
9	0,041	0,132	0,215	0,661	0,777	0,001	-0,008	-0,007	-0,021	-0,060	-0,123	-0,168
10	-0,024	0,149	0,327	0,511	0,289	0,040	0,021	0,009	0,002	-0,096	-0,211	-0,168
11	0,043	0,141	0,242	0,745	0,754	0,000	-0,007	-0,005	-0,012	-0,048	-0,114	-0,161
12	-0,013	0,170	0,313	0,491	0,304	0,035	0,016	0,009	0,005	-0,088	-0,207	-0,166
13	0,059	0,128	0,196	0,565	0,767	-0,004	-0,021	-0,008	-0,019	-0,056	-0,257	-0,316
14	-0,005	0,183	0,287	0,479	0,374	0,038	0,018	0,005	0,003	-0,067	-0,342	-0,263
15	0,066	0,141	0,211	0,640	0,814	-0,002	-0,013	-0,004	-0,012	-0,040	-0,203	-0,270
16	0,011	0,184	0,280	0,466	0,372	0,034	0,014	0,006	0,005	-0,064	-0,352	-0,265

Tableau B.45 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 5 minutes d'application de la charge en extension sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,095	0,098	0,135	0,603	0,858	-0,009	-0,034	-0,010	-0,020	-0,042	-0,214	-0,255
2	0,004	0,148	0,237	0,459	0,370	0,031	0,009	0,007	0,011	-0,056	-0,333	-0,248
3	0,092	0,076	0,096	0,520	0,839	-0,019	-0,054	-0,017	-0,033	-0,058	-0,283	-0,316
4	0,012	0,169	0,250	0,456	0,343	0,032	0,012	0,007	0,008	-0,056	-0,302	-0,230
5	0,062	0,085	0,131	0,481	0,626	-0,037	-0,092	-0,011	-0,021	-0,045	-0,513	-0,565
6	0,031	0,125	0,169	0,338	0,465	0,018	-0,020	0,004	0,008	-0,035	-0,524	-0,389
7	0,096	0,048	0,063	0,290	0,863	-0,026	-0,085	-0,013	-0,029	-0,051	-0,501	-0,504
8	0,031	0,157	0,208	0,398	0,469	0,026	-0,001	0,005	0,007	-0,036	-0,502	-0,345
9	0,096	0,057	0,057	0,392	0,878	-0,010	-0,040	-0,034	-0,075	-0,146	-0,260	-0,286
10	0,002	0,126	0,264	0,507	0,325	0,026	0,010	0,008	0,011	-0,095	-0,240	-0,213
11	0,071	0,097	0,125	0,612	0,769	-0,016	-0,043	-0,030	-0,061	-0,118	-0,242	-0,291
12	0,019	0,113	0,206	0,455	0,314	0,021	-0,001	0,002	0,000	-0,103	-0,267	-0,249
13	0,062	0,048	0,057	0,274	0,657	-0,039	-0,102	-0,034	-0,071	-0,139	-0,574	-0,597
14	0,025	0,131	0,202	0,429	0,424	0,019	-0,008	0,004	0,009	-0,068	-0,421	-0,337
15	0,083	0,073	0,088	0,417	0,800	-0,023	-0,068	-0,024	-0,052	-0,098	-0,420	-0,454
16	0,039	0,109	0,166	0,379	0,458	0,014	-0,022	-0,002	-0,004	-0,079	-0,471	-0,371

Tableau B.46 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 45 minutes d'application de la charge en extension sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,050	0,026	0,027	0,324	0,716	-0,067	-0,125	-0,036	-0,063	-0,107	-0,478	-0,507
2	0,033	0,042	0,081	0,328	0,378	0,000	-0,059	-0,015	-0,026	-0,096	-0,522	-0,425
3	0,019	0,012	0,015	0,198	0,603	-0,091	-0,161	-0,045	-0,079	-0,144	-0,620	-0,647
4	0,032	0,080	0,149	0,406	0,402	0,012	-0,023	-0,002	0,000	-0,068	-0,401	-0,310
5	0,002	0,006	0,014	0,118	0,178	-0,098	-0,215	-0,029	-0,057	-0,110	-1,039	-1,060
6	0,052	0,021	0,031	0,146	0,445	-0,018	-0,112	-0,013	-0,026	-0,066	-0,809	-0,638
7	0,013	0,005	0,006	0,049	0,385	-0,096	-0,207	-0,028	-0,056	-0,106	-0,967	-0,958
8	0,033	0,057	0,107	0,294	0,300	-0,021	-0,106	-0,008	-0,006	-0,058	-0,813	-0,637
9	0,035	0,008	0,008	0,088	0,644	-0,056	-0,112	-0,073	-0,133	-0,275	-0,502	-0,520
10	0,026	0,057	0,104	0,395	0,343	0,004	-0,041	-0,028	-0,059	-0,174	-0,398	-0,365
11	0,010	0,013	0,018	0,228	0,476	-0,069	-0,131	-0,081	-0,146	-0,297	-0,570	-0,614
12	0,036	0,027	0,032	0,223	0,406	0,004	-0,049	-0,037	-0,088	-0,204	-0,437	-0,390
13	0,000	0,001	0,003	0,028	0,142	-0,083	-0,187	-0,057	-0,113	-0,237	-0,973	-1,004
14	0,043	0,039	0,052	0,219	0,409	-0,011	-0,090	-0,025	-0,053	-0,134	-0,691	-0,574
15	0,010	0,006	0,008	0,083	0,344	-0,083	-0,176	-0,054	-0,105	-0,210	-0,856	-0,876
16	0,030	0,018	0,022	0,122	0,290	-0,030	-0,133	-0,038	-0,078	-0,178	-0,861	-0,734

Tableau B.47 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 125 minutes d'application de la charge en extension sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	0,008	0,006	0,009	0,160	0,562	-0,099	-0,174	-0,048	-0,084	-0,157	-0,671	-0,697
2	0,023	0,014	0,020	0,187	0,310	-0,025	-0,114	-0,032	-0,062	-0,144	-0,727	-0,627
3	-0,002	0,001	0,003	0,081	0,412	-0,100	-0,189	-0,052	-0,095	-0,190	-0,806	-0,837
4	0,037	0,029	0,058	0,300	0,367	-0,008	-0,073	-0,020	-0,035	-0,102	-0,552	-0,458
5	0,000	0,000	0,001	0,009	0,015	-0,095	-0,225	-0,031	-0,063	-0,128	-1,177	-1,190
6	0,028	0,006	0,007	0,052	0,281	-0,048	-0,174	-0,021	-0,043	-0,095	-1,053	-0,858
7	-0,001	0,000	0,001	0,008	0,095	-0,099	-0,226	-0,031	-0,062	-0,124	-1,139	-1,146
8	0,011	0,011	0,030	0,150	0,161	-0,060	-0,187	-0,022	-0,036	-0,091	-1,108	-0,906
9	0,001	0,001	0,002	0,036	0,427	-0,074	-0,143	-0,089	-0,161	-0,344	-0,650	-0,682
10	0,017	0,020	0,032	0,258	0,277	-0,016	-0,087	-0,057	-0,117	-0,263	-0,569	-0,536
11	-0,003	0,000	0,003	0,076	0,249	-0,066	-0,144	-0,091	-0,171	-0,380	-0,735	-0,788
12	0,027	0,008	0,009	0,101	0,357	-0,007	-0,078	-0,055	-0,120	-0,276	-0,562	-0,509
13	0,000	0,000	0,000	0,001	0,007	-0,078	-0,188	-0,058	-0,117	-0,252	-1,041	-1,081
14	0,023	0,011	0,012	0,088	0,246	-0,038	-0,149	-0,042	-0,086	-0,193	-0,925	-0,794
15	-0,001	0,000	0,001	0,013	0,078	-0,082	-0,189	-0,058	-0,116	-0,244	-1,007	-1,042
16	0,004	0,003	0,004	0,031	0,106	-0,051	-0,177	-0,050	-0,099	-0,230	-1,082	-0,941

Tableau B.48 : Valeurs de pression interstitielle et de contrainte effective selon les régions sagittales et suite à 245 minutes d'application de la charge en extension sur le grade IV

Sim.	Pression interstitielle [MPa]					Contrainte effective [MPa]						
	ANT	F-ANT	NC	F-POST	POST	ANT	FAA	FAN	NC	FPN	FPA	POST
1	-0,001	0,001	0,003	0,091	0,440	-0,101	-0,188	-0,052	-0,094	-0,186	-0,786	-0,816
2	0,007	0,005	0,009	0,109	0,247	-0,038	-0,141	-0,039	-0,077	-0,180	-0,871	-0,761
3	-0,002	0,000	0,001	0,039	0,267	-0,090	-0,188	-0,053	-0,100	-0,213	-0,906	-0,945
4	0,027	0,014	0,022	0,205	0,320	-0,025	-0,109	-0,030	-0,058	-0,135	-0,688	-0,592
5	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	-0,094	-0,225	-0,031	-0,063	-0,129	-1,187	-1,199
6	0,008	0,002	0,003	0,022	0,158	-0,064	-0,203	-0,025	-0,048	-0,112	-1,205	-0,990
7	0,000	0,000	0,000	0,001	0,015	-0,095	-0,225	-0,031	-0,063	-0,128	-1,178	-1,191
8	0,001	0,002	0,006	0,061	0,073	-0,067	-0,212	-0,026	-0,049	-0,113	-1,278	-1,054
9	-0,003	0,000	0,001	0,017	0,276	-0,068	-0,145	-0,091	-0,172	-0,384	-0,737	-0,782
10	0,004	0,007	0,013	0,166	0,215	-0,024	-0,109	-0,070	-0,144	-0,327	-0,689	-0,653
11	-0,001	0,000	0,001	0,026	0,108	-0,055	-0,140	-0,090	-0,178	-0,414	-0,809	-0,871
12	0,015	0,004	0,005	0,058	0,293	-0,017	-0,098	-0,065	-0,137	-0,320	-0,647	-0,594
13	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	-0,078	-0,188	-0,058	-0,117	-0,252	-1,044	-1,085
14	0,006	0,003	0,004	0,036	0,125	-0,051	-0,174	-0,049	-0,097	-0,225	-1,061	-0,921
15	0,000	0,000	0,000	0,002	0,011	-0,079	-0,188	-0,058	-0,117	-0,251	-1,038	-1,078
16	0,000	0,000	0,001	0,007	0,029	-0,051	-0,184	-0,052	-0,104	-0,248	-1,163	-1,017

## **ANNEXE C – Diagramme de Pareto**

Les tableaux C.1 à C.8 présentent, à titre d'exemple, les diagrammes de Pareto pour les pressions interstitielles relevées dans les régions discales d'intérêts pour les chargements en compression, inflexion latérale, flexion et extension.

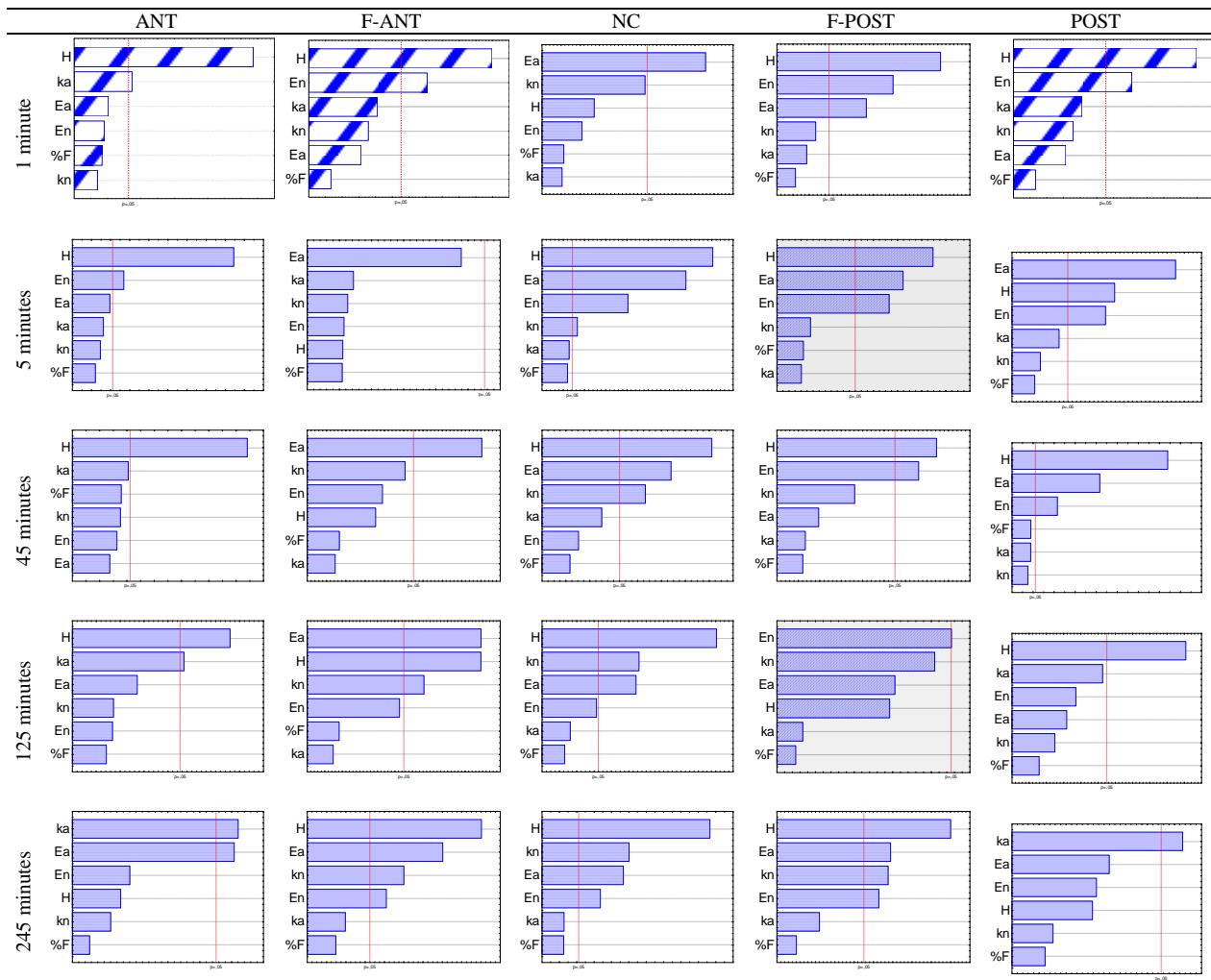


Figure C.1 : Diagrammes de Pareto pour les effets sur la pression interstitielle sous un chargement en compression pure pour le grade I

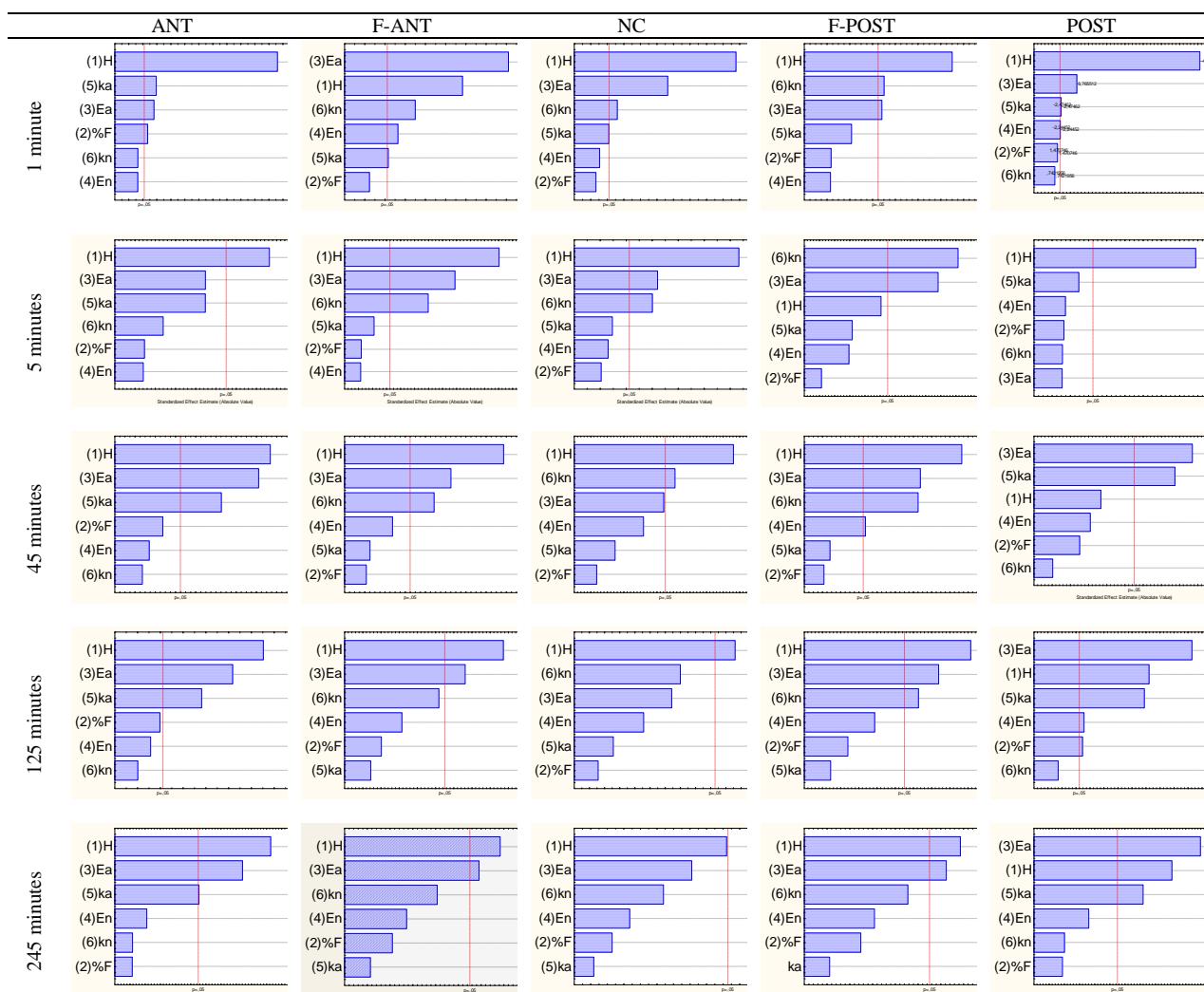


Figure C.2 : Diagrammes de Pareto pour les effets sur la pression interstitielle sous un chargement en compression pure pour le grade IV

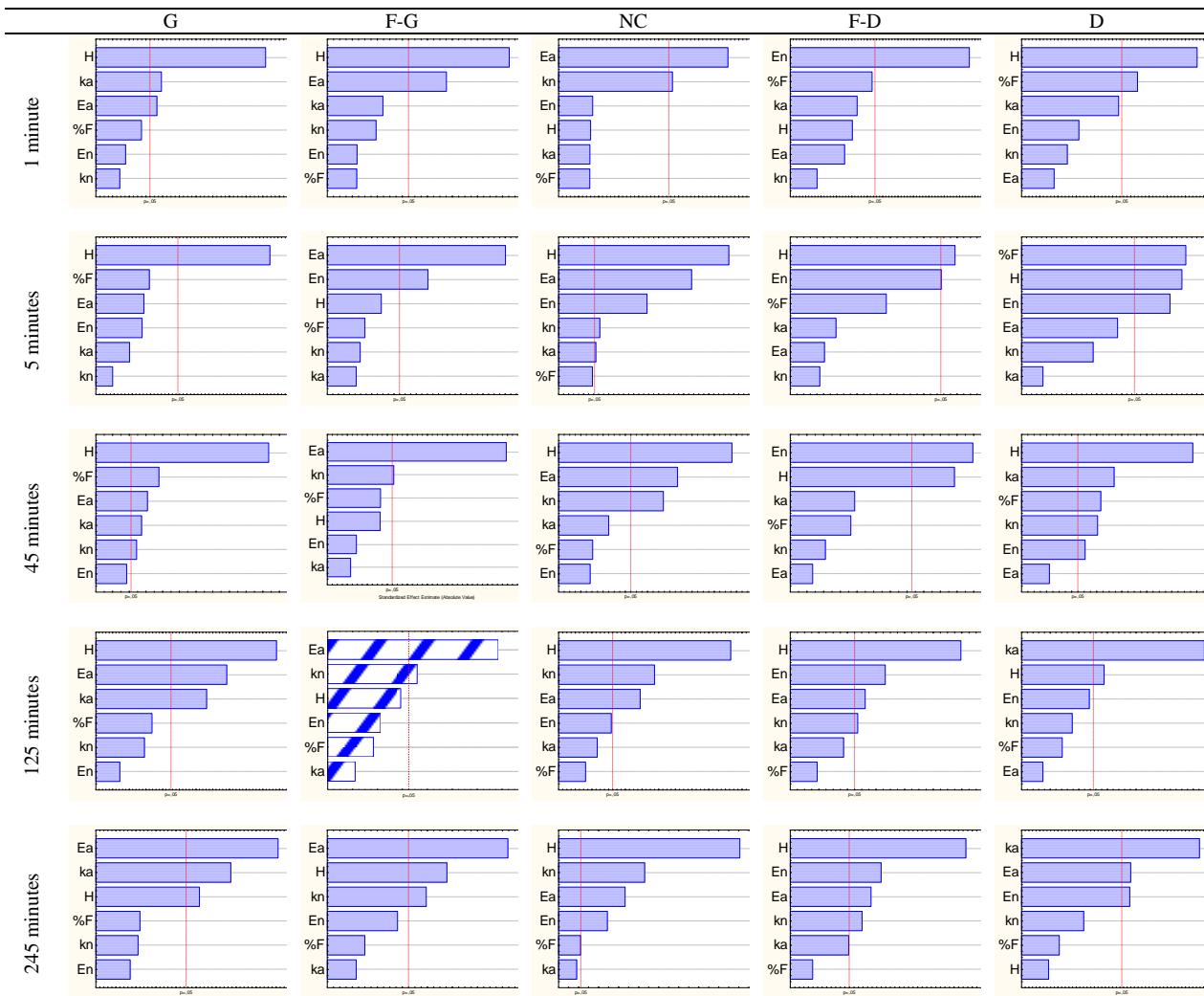


Figure C.3 : Diagrammes de Pareto pour les effets sur la pression interstitielle sous un chargement en inflexion latérale pour le grade I



Figure C.4 : Diagrammes de Pareto pour les effets sur la pression interstitielle sous un chargement en inflexion latérale pour le grade IV

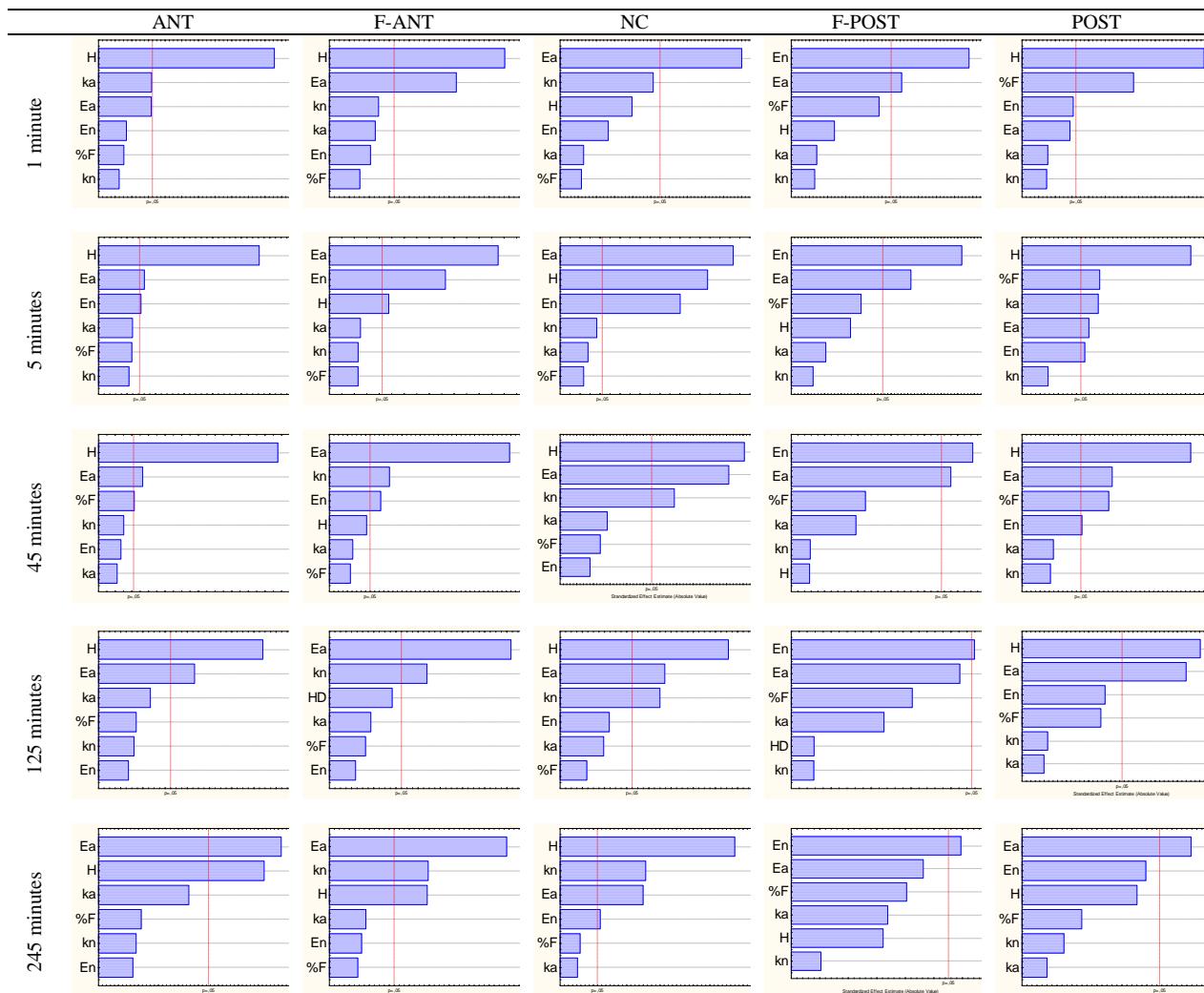


Figure C.5 : Diagrammes de Pareto pour les effets sur la pression interstitielle sous un chargement en flexion pour le grade I

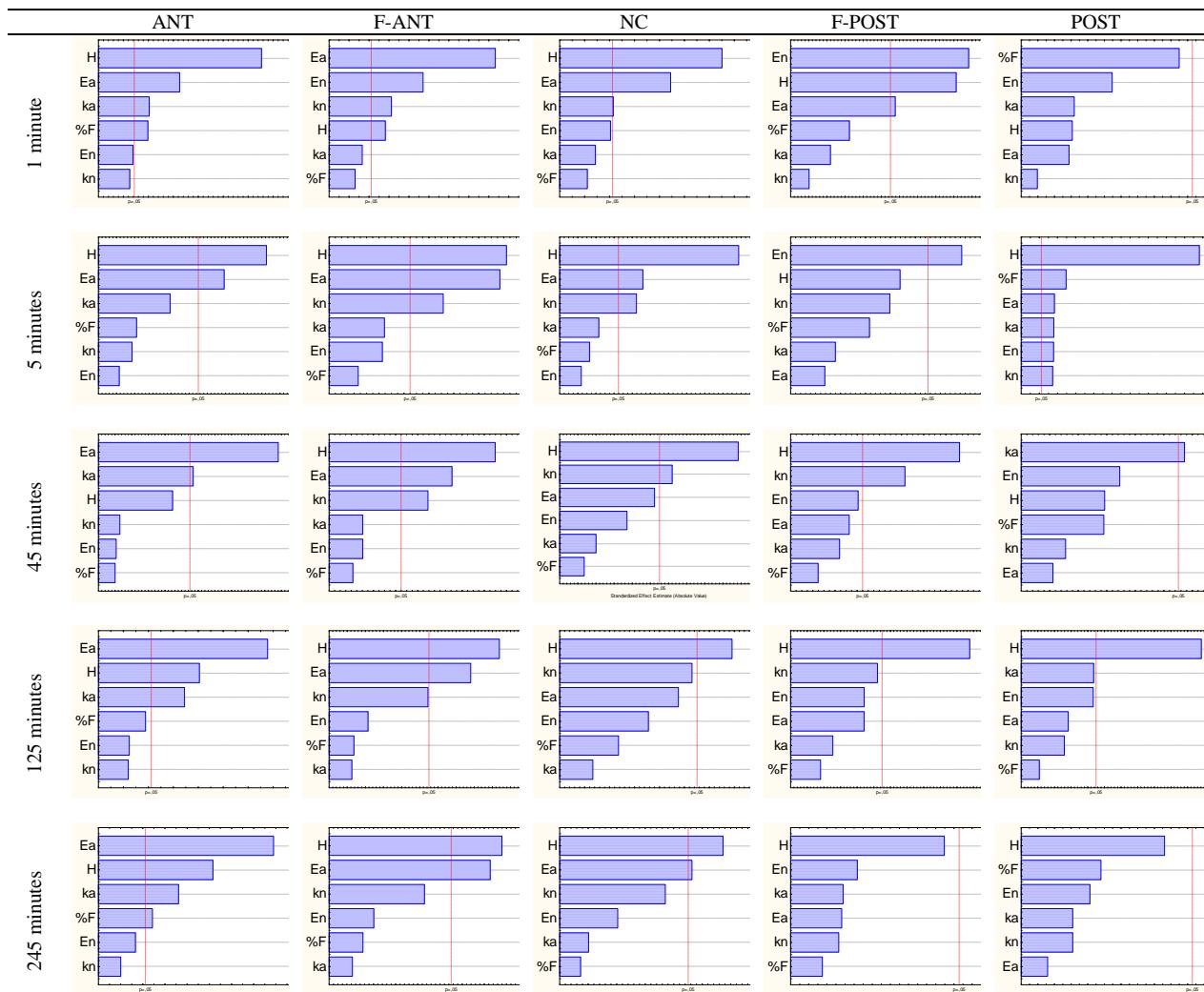


Figure C.6 : Diagrammes de Pareto pour les effets sur la pression interstitielle sous un chargement en flexion pour le grade IV

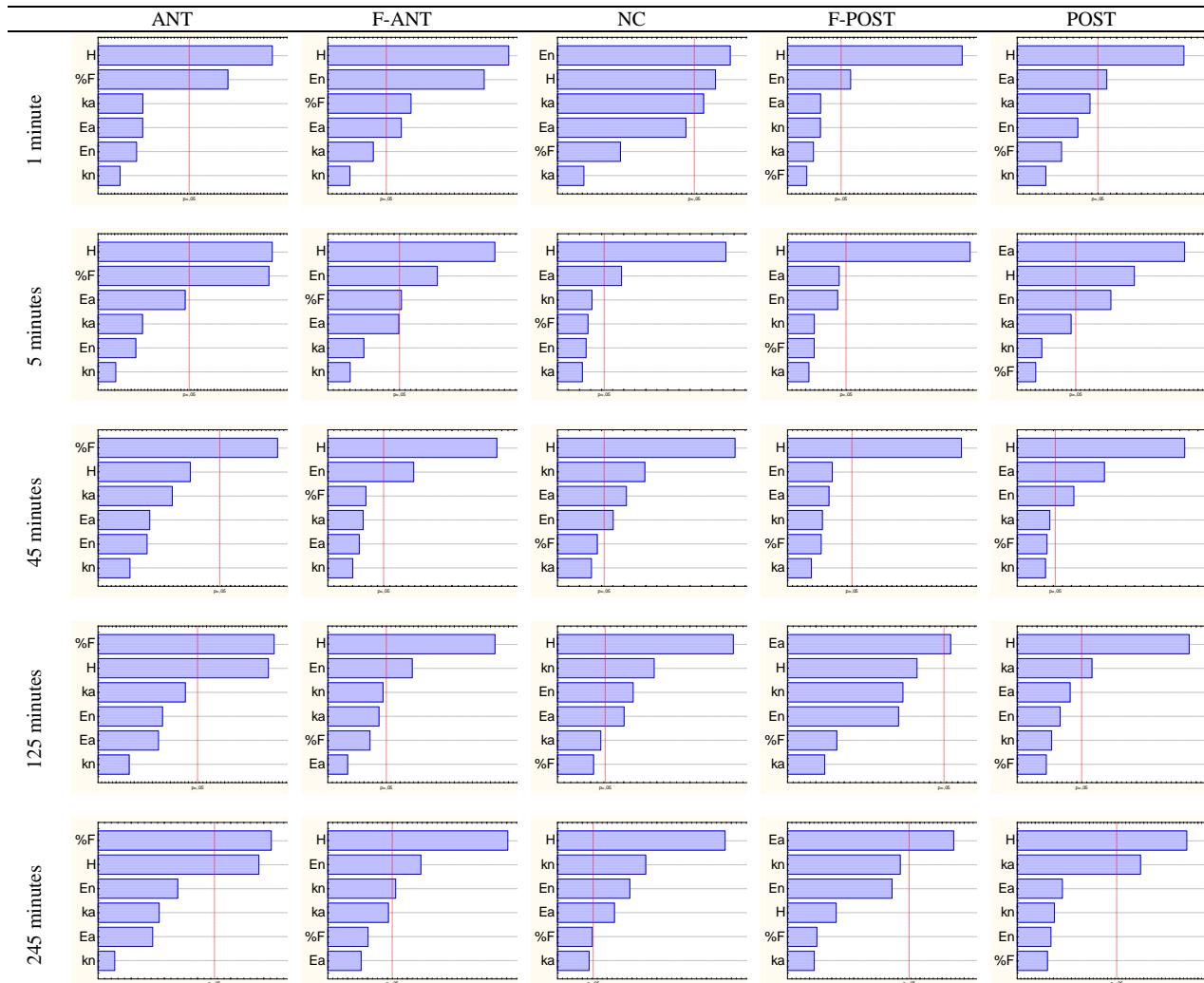


Figure C.7 : Diagrammes de Pareto pour les effets sur la pression interstitielle sous un chargement en extension pour le grade I

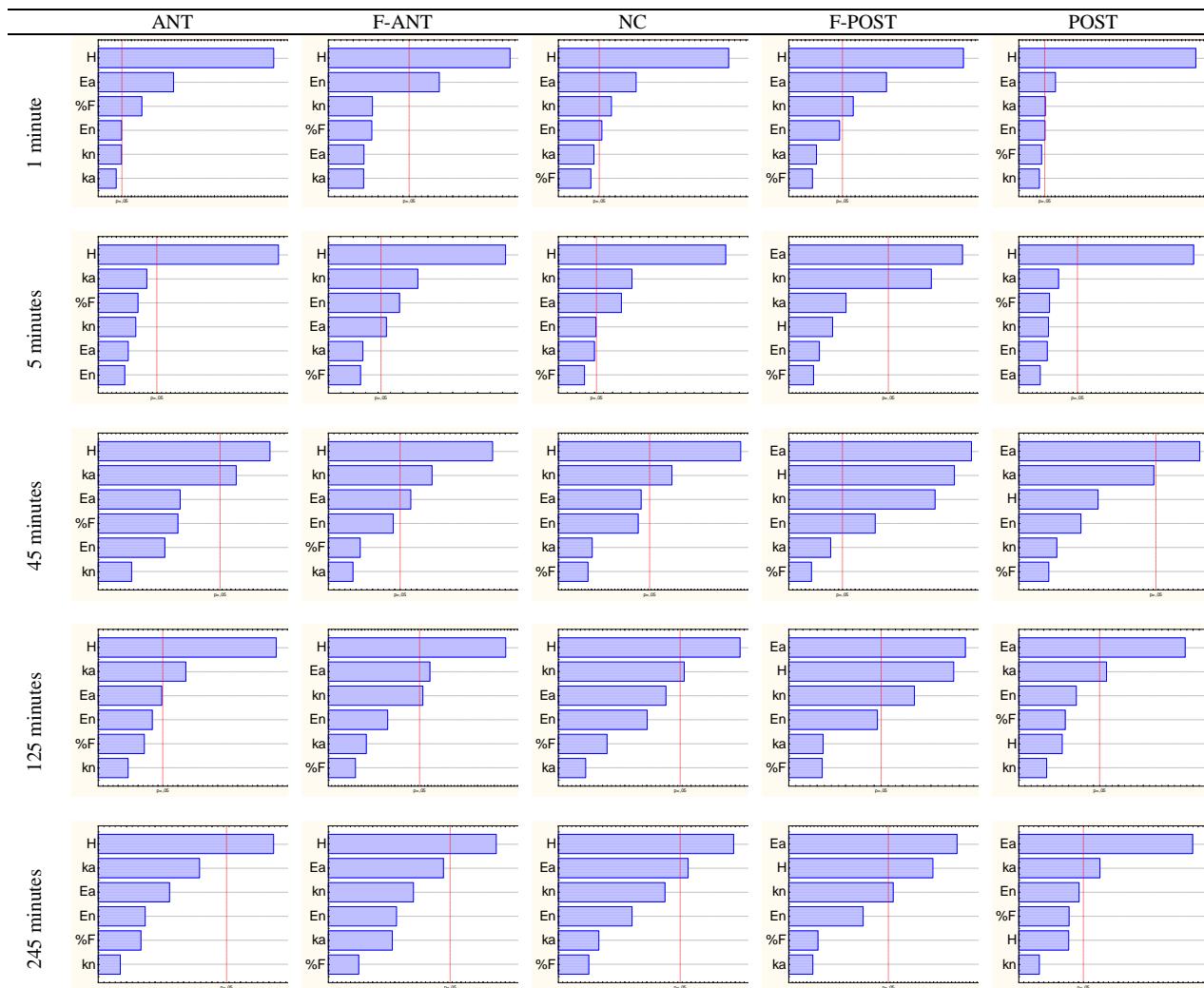


Figure C.8 : Diagrammes de Pareto pour les effets sur la pression interstitielle sous un chargement en extension pour le grade IV