

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE MÉCANIQUE
M.Ing.

PAR
DAVID PRUD'HOMME

MÉCANISME DE LA HERNIE DISCALE : MODÉLISATION NON-LINÉAIRE

MONTREAL, LE 3 JANVIER 2008

© droits réservés de David Prud'homme

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ
PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

Mme Sylvie Nadeau, directrice de mémoire
Département de Génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Hakim Bouzid, codirecteur de mémoire
Département de Génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Claudio Benedetti, membre du jury
Département de Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Mme Françoise Marchand, membre du jury
Département de Génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. François Morency, Président du jury
Département de Génie mécanique à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC
LE 24 MAI 2007
À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

MÉCANISME DE LA HERNIE DISCALE : MODÉLISATION NON-LINÉAIRE

David Prud'homme

SOMMAIRE

Les affections vertébrales sont classées comme la maladie du siècle. Les secteurs les plus touchés sont ceux où le travail manuel prédomine. Plus spécifiquement, le disque intervertébral est la structure anatomique la plus impliquée dans la formation de la pathologie lombaire (Rannou, 2006).

L'étude présentée dans ce document propose deux modèles pour simuler le comportement du système vertèbre L5-S1. L'objectif de ce modèle est de comprendre davantage le mécanisme lésionnel de la hernie discale et les conditions le rendant opérationnel. Divers cas d'analyses sont proposés pour des chargements simples ou complexes.

Pour s'assurer de la validité de la stratégie de recherche utilisée, nous avons développé deux modèles : un modèle numérique et un modèle analytique. Les résultats de ces modèles ont été confrontés, puis comparés aux résultats scientifiques proposés dans la littérature.

Le modèle analytique comprenait les conditions frontières des vertèbres et du disque pour délimiter le système vertèbre L5-S1. L'application de la théorie de résistances des matériaux nous a permis d'évaluer les contraintes dues à la flexion et la pression intra-discal.

Le modèle numérique a été construit à l'aide du logiciel ANSYS 7.1. Il a dû respecter les caractéristiques linéaires et non-linéaires des matériaux, la géométrie et la taille des vertèbres ainsi que les modes de chargement propres aux conditions pouvant être rencontrées quotidiennement par les travailleurs. Une fois les composantes du groupe vertèbre L5-S1 maillées adéquatement, une analyse a été lancée jusqu'à convergence des résultats.

Les résultats obtenus avec le modèle concordent avec ceux de la littérature. La simulation d'un chargement combiné (flexion latérale, torsion, pression interne) a montré une contrainte plus élevée au site postérieur. Nous soulignons l'importance du ligament longitudinal postérieur dans la rétention de la matière du nucleus pulposus. Nous posons l'hypothèse que par son action, le ligament longitudinal postérieur fait fuir le matériel discal de la zone la plus contrainte, vers le site postéro latéral.

MÉCANISME DE LA HERNIE DISCALE : MODÉLISATION NON-LINÉAIRE

David Prud'homme

ABSTRACT

The vertebral affections are classified as the disease of the century. The most affected sectors are those where manual work prevails. More specifically, the intervertebral disc is the anatomical structure most implicated in the formation of lumbar pathology (Rannou, 2006).

The study presented in this document proposes two models to simulate the behavior of the system vertebra L5-S1. The objective of this model is to understand the lesion mechanism and the conditions making it operational. Various cases of analyses are proposed for simple or complexes.

To ensure the validity of the research strategy, two models were developed: a numerical model and an analytical model. The result of these two models were confronted and compared to the scientific results suggested in the literature.

The analytical model includes the boundary conditions of the vertebrae and the disc to delimit the system vertebra L5-S1. The application of the theory of strength of materials enabled us to find the stresses due to flexion and the pressure.

The numerical model was built using software ANSYS 7.1. It had to consider the linear and non-linear characteristics materials, the geometry and the size of the vertebrae as well as the load patterns specific to the conditions that are met daily by workers. The components of the group vertebra L5-S1 were adequately meshed, an analysis was run until convergence was obtained.

The results obtained with the model were in concordance with those of the literature. The simulation of a combined loading (forward flexion, torsion, internal pressure) showed a higher stressed region in the posterior site. We emphasize the importance of the posterior longitudinal ligament, which contains the material of the intervertebral discs caused by a herniated disc, while preventing the matter of the nucleus pulposus. We pose the assumption, by its role the posterior longitudinal ligament may free the nucleus pulposus from the most constraint zone towards the posterolateral site.

REMERCIEMENTS

J'aimerais remercier mes directeurs Sylvie Nadeau et Hakim Bouzid, mes parents, ma sœur, ma mère, mes parrain et marraine, mes amis(es) et ma conjointe pour leurs supports au cours de mes études à la maîtrise.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
SOMMAIRE	i
ABSTRACT	ii
REMERCIEMENTS	iii
TABLE DES MATIÈRES	iv
LISTE DES TABLEAUX	vi
LISTE DES FIGURES	vii
LISTE DES ABRÉVIATIONS ET SIGLES	ix
INTRODUCTION	2
CHAPITRE 1 LA HERNIE DISCALE	3
1.1 Statistiques d'accidents	3
1.2 Caractérisation de la lésion	6
1.2.1 Définition	6
1.2.2 Disque intervertébral	7
1.2.3 Noyau (Nucleus Pulposus)	15
1.2.4 Les ligaments	16
1.2.5 Les vertèbres	22
1.2.5.1 La vertèbre lombaire L5	23
1.2.5.2 Le sacrum	25
1.3 Sollicitations des structures	27
1.3.1 Compression	27
1.3.2 Traction	28
1.3.3 Flexion	28
1.3.4 Extension	30
1.3.5 Rotation axiale	30
CHAPITRE 2 INNERVATION ET MICRO TRAUMAS	32
2.1 Innervation	32
2.2 Micro-traumas	37
CHAPITRE 3 DIMENSIONNEMENT ET LIMITES ANGULAIRES	39
3.1 Dimensionnement	39
3.1.1 Dimension de la vertèbre	39
3.1.2 Approximation	41
3.2 Limites angulaires du système vertèbre L5-S1	44
3.2.1 Limites angulaires du rachis lombaire	44

CHAPITRE 4	MODÉLISATION ANALYTIQUE ET NUMÉRIQUE PAR ÉLÉMENTS FINIS	47
4.1	Modélisation analytique	47
4.2	Modèle analytique.....	47
4.2.1	Modélisation de la pression	47
4.2.2	Modélisation de la flexion.....	50
4.2.3	Modélisation de la flexion et de la pression.....	53
4.3	Modélisation par éléments finis.....	53
4.3.1	Modélisation du corps vertébral	54
4.3.1.1	Grandeurs et géométrie	55
4.3.2	Modélisation du disque intervertébral.....	56
4.3.3	Modélisation du noyau (Nucleus Pulposus)	58
4.3.4	Caractéristiques du modèle par éléments finis.....	60
CHAPITRE 5	RÉSULTATS	63
5.1	Chargement.....	64
5.1.1	Pression 0.24 MPa	64
5.1.2	Pression 1.66 MPa	67
5.2	Comparaison avec la théorie, cas pression interne.....	68
5.2.1	Pression de 0.24 MPa	69
5.3	Flexion.....	76
5.3.1	Résultats de la flexion par la méthode analytique et numérique.....	80
5.4	Compression	83
5.5	Torsion	85
5.6	Chargement combiné	88
CONCLUSION	93
RECOMMANDATIONS	96
ANNEXE 1	Code Ansys	97
ANNEXE 2	Article proposé.....	107
ANNEXE 3	Conférence 2004 ACFAS	122
ANNEXE 4	Article CIRI	130
BIBLIOGRAPHIE	150

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1 Nombre d'affectations vertébrales indemnisées en fonction de la lésion ..	4
Tableau 1.2 Nombre d'A.V.I. pour la hernie discale en fonction du siège de la lésion.	5
Tableau 1.3 Nombre de couches en fonction du site de l'anneau fibreux	10
Tableau 1.4 Nombre de couches distinctes en fonction du site	11
Tableau 1.5 Nombre de couches incomplètes en fonction de l'âge et du site de l'anneau fibreux	13
Tableau 1.6 Épaisseur des couches selon le site de l'anneau fibreux	14
Tableau 3.1 Dimensions du corps vertébral	40
Tableau 3.2 Angle entre la vertèbre L5 et la S1	41
Tableau 3.3 Amplitudes angulaires globales du rachis par région	44
Tableau 3.4 Valeurs des limites angulaires globales du système vertèbre L5-S1	45
Tableau 3.5 Valeurs des limites angulaires L5-S1 en fonction de l'âge des sujets	46
Tableau 4.1 Propriétés mécaniques du disque intervertébral et du nucleus pulposus	57
Tableau 4.2 Pression interdiscale selon différentes tâches et postures	59
Tableau 5.1 Contraintes équivalentes sur l'axe des y à $x = 0$ (pression 0.24 MPa)	70
Tableau 5.2 Contraintes équivalentes sur l'axe des x à $y = 0$ avec chargement en pression de 0,24 MPa	73
Tableau 5.3 Contraintes selon l'axe des Z dues à la flexion	81
Tableau 5.4 Contraintes selon l'axe des Z mouvement relatif	82

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 Variation de l'angle des fibres sur chaque lamelle	8
Figure 1.2 Coupe transversale montrant les angles pouvant varier de 20° à 55° dans la même lamelle	9
Figure 1.3 Régions privilégiées pour la hernie discale.....	10
Figure 1.4 Différents types de groupement de fibres	11
Figure 1.5 Type de configurations des couches de lamelles.....	12
Figure 1.6 Section sagittale du système lombaire	18
Figure 1.7 Système vertèbre montrant le ligament zygapophysaire.....	20
Figure 1.8 Vue antérieure et postérieure côté gauche du système ligamentaire iliolombaire	21
Figure 1.9 Composantes de la cinquième vertèbre lombaire	24
Figure 1.10 Composantes du Sacrum	26
Figure 2.1 Innervation du disque et éléments en périphérie	34
Figure 2.2 Sciatique causée par une protrusion L5	35
Figure 3.1 Dimensions du corps vertébral de la vertèbre L5.....	40
Figure 3.2 Forme des vertèbres lombaires	42
Figure 3.3 Représentation simplifiée de l'assise de la vertèbre et du sacrum	42
Figure 4.1 Forme schématisée de l'anneau fibreux.....	48
Figure 4.2 Schématisation du modèle analytique	50
Figure 4.3 Coupe transversale du disque L5	51
Figure 4.4 Courbe contraintes/déformations du disque intervertébral.....	52
Figure 4.5 Assise réelle de la vertèbre L5	54
Figure 4.6 Flexion avant complète.....	59
Figure 4.7 Pression intradiscale en fonction de la force axiale en compression	60
Figure 4.8 Modèle par éléments finis des vertèbres L5 –S1	61
Figure 5.1 Chargement en un point.....	63
Figure 5.2 Contraintes équivalentes (pression 0.24 MPa.)	64
Figure 5.3 Maillage du disque intervertébral.....	65
Figure 5.4 Contraintes équivalentes des éléments situés au centre	66

Figure 5.5	Contraintes équivalentes (pression 1.66 MPa.)	67
Figure 5.6	Contraintes équivalentes demi-épaisseur (pression 1.66 MPa.)	68
Figure 5.7	Contraintes radiales sur l'axe des y à $x=0$ pour une pression de 0.24 MPa.....	71
Figure 5.8	Contraintes équivalentes sur l'axe des y à $x=0$ selon l'approche analytique et numérique	72
Figure 5.9	Contraintes radiales sur l'axe des x à $y=0$ selon l'approche analytique et numérique	74
Figure 5.10	Contraintes équivalentes sur l'axe des y à $x=0$ selon l'approche analytique et numérique	75
Figure 5.11	Contraintes tangentielles sur l'axe des y à $x=0$ selon l'approche analytique et numérique	76
Figure 5.12	Schématisation du disque intervertébral et de l'assise L5,S1	77
Figure 5.13	Déplacement nodal en fonction de l'application du couple de 14000 N·mm.....	78
Figure 5.14	Déplacement de la vertèbre sous l'effet du couple de 14000 N·mm	79
Figure 5.15	Résultats des contraintes équivalentes d'un disque en flexion	79
Figure 5.16	Comparaison des contraintes σ_z	83
Figure 5.17	Contraintes équivalentes en compression	84
Figure 5.18	Contraintes équivalentes sous la portion inférieure de la vertèbre L5 en compression	85
Figure 5.19	Déplacement autour de l'axe de L5-S1.....	86
Figure 5.20	Contraintes équivalentes sous la portion inférieure de la vertèbre L5 en torsion	87
Figure 5.21	Déformation sous chargement combiné	89
Figure 5.22	Contraintes équivalentes sous chargement combiné.....	90
Figure 5.23	Contraintes équivalentes demi-épaisseur sous chargements combinés.....	91

LISTE DES ABRÉVIATIONS

σ_r	Contrainte radiale (MPa)
Y	Rapport entre le rayon de courbure interne et le rayon de courbure externe
p_i	Pression interne (MPa)
r	Rayon de calcul (mm)
R_i	Rayon de courbure interne (mm)
R_e	Rayon de courbure externe (mm)
σ_θ	Contrainte circonférentielle (MPa)
a_e	Grand axe de l'ellipse externe (mm)
b_e	Petit axe de l'ellipse externe (mm)
a_i	Grand axe de l'ellipse interne (mm)
b_i	Petit axe de l'ellipse interne (mm)
σ_e	Contrainte équivalente de Von mises (MPa)
ε	Déformation selon l'axe perpendiculaire formé par l'assise de la vertèbre
Δl	Delta l (mm)
l	Longueur de la fibre (mm)
l_0	Longueur initiale de la fibre (mm)
σ_t	Contrainte tangentielle (MPa)
σ_z	Contrainte selon l'axe perpendiculaire formé par l'anneau de la vertèbre L5 (MPa)
L5	Cinquième vertèbre lombaire
S1	Première vertèbre sacrée
x	Plan frontal
y	Plan transverse ou sagittal
z	Plan médian

INTRODUCTION

Les affections vertébrales sont classées comme la maladie du siècle. Les secteurs les plus touchés sont bien sûr ceux où le travail manuel prédomine. Ces secteurs de travail comportent des risques de blessures par les diverses postures et levées de charges qu'ils impliquent. Plus spécifiquement, le disque intervertébral est la structure anatomique la plus impliquée dans la formation de la pathologie lombaire (Rannou, 2006).

Une des affections vertébrales du disque intervertébral se nomme la hernie discale. Même si au Québec ce type d'affections totalise moins 1 % des indemnités (Duguay *et al.*, 1999), les indemnités de remplacement du revenu déboursées par la Commission de la Santé et de la Sécurité du Travail (CSST) se chiffrent en moyenne à 8749 \$ par lésion (Allaire, 1999). La hernie discale demeure une affection vertébrale très complexe.

L'étude présentée dans ce document propose un modèle pour simuler le comportement du système vertèbre L5-S1. Le but premier est de comprendre davantage le mécanisme lésionnel de la hernie discale et les conditions le rendant opérationnel. Pour s'assurer de la validité de la stratégie de recherche utilisée nous utilisons deux modèles : un modèle numérique et un modèle analytique. Ces modèles sont confrontés, puis comparés aux résultats scientifiques proposés dans la littérature.

Des cas classiques, trouvés dans la littérature, de chargements simples et complexes du système L5-S1 sont analysés. Ces chargements simples résultent d'une flexion, torsion, pressurisation du noyau du système L5-S1. Le chargement complexe est une combinaison de l'ensemble des chargements. Les résultats des diverses analyses nous permettront de mieux cibler les zones les plus contraintes et de cibler les tâches les plus à risque.

Le présent document est divisé en cinq chapitres. Le premier chapitre est divisé en trois sections principales : statistiques d'accidents, caractérisation de la lésion et sollicitation

des structures. Ce premier chapitre présente d'abord l'étendue des réclamations pour la hernie discale lombaire au Québec. Ensuite, la hernie discale est décrite. Finalement, nous présentons comment les structures réagissent à divers chargements. Le deuxième chapitre porte sur l'innervation des structures entourant le disque intervertébral et sur la théorie des micro-traumas. Le troisième chapitre traite du dimensionnement du système vertèbre L5-S1 et des limites angulaires du rachis lombaire. Le quatrième chapitre porte sur les modélisations analytique et numérique par éléments finis. Finalement, le dernier chapitre est une analyse des résultats provenant des modèles analytique et numérique.

CHAPITRE 1

LA HERNIE DISCALE

1.1 Statistiques d'accidents

Les affectations vertébrales sont considérées par plusieurs comme la maladie du siècle. Plus de 103 000 affectations vertébrales ont été comptabilisées durant la période de 1994 à 1996 au Québec et ont causé 6.3 millions de jours d'absence. En moyenne, on compte 61.5 jours d'absence et 4447 \$ en déboursés, par affectation vertébrale (Duguay *et al.*, 1999). Au Québec, elles ont coûté 392 millions de dollars en 1998 (Allaire, 1999).

Les affectations vertébrales d'origine professionnelle peuvent appartenir à deux catégories : les affectations vertébrales spécifiques et les affectations vertébrales non spécifiques. La sciatalgie, la hernie discale, la fracture, la luxation et l'arthrose appartiennent aux affectations vertébrales spécifiques. Par contre, la cervicalgie, la dorsalgie, la lombalgie, le dérangement intervertébral mineur, l'entorse, la ligamentite et l'arthrite sont classés comme étant du groupe des affectations vertébrales non spécifiques.

Le nombre de lésions spécifiques et non spécifiques liées à la colonne vertébrale et pour laquelle une indemnité a été versée par la Commission de la Santé et de la Sécurité du Travail (C.S.S.T.) a diminué au cours des années 1990. Il est passé de 54 000 en 1990 à 32 000 en 1996 au Québec (Duguay *et al.*, 1999). Malgré cette diminution, le nombre de lésions indemnisées demeure important. Nous croyons qu'une compréhension de la cause des lésions par les travailleurs et employeurs contribuerait à réduire le nombre de lésions indemnisées.

Les affectations vertébrales indemnisées (A.V.I.) englobent huit (8) groupes principaux. Parmi ces groupes, on trouve la fracture, la hernie, l'entorse et luxation, la contusion, le conflit disco ligamentaire, la douleur, les cas non codés et les autres cas. Le tableau suivant met en lien la nature de la lésion avec le nombre d'affectations vertébrales indemnisées et le total en pourcentage.

Tableau 1.1

Nombre d'affectations vertébrales indemnisées en fonction de la lésion

Tableau adapté du rapport R-228 (Duguay *et al.*, 1999).

Nature de la lésion	Données	Total
	(nbre de A.V.I.)	(% total)
Fracture	386	0,4
Hernie	848	0,8
Entorse, luxation	79780	77,3
Douleur	14738	14,3
Contusion	4257	4,1
Conflit Disco-ligamentaire	1668	1,6
Autre	744	0,7
Non-code	752	0,7

A.V.I.: Affectations vertébrales indemnisées

Plus de 75 % des affectations vertébrales indemnisées entre 1994 et 1996 au Québec découlent d'entorses ou de luxations avec un nombre de 79780. La hernie discale totalise moins de 1 % des indemnisations avec un nombre de 848 de toutes les affectations vertébrales indemnisées (Duguay *et al.*, 1999).

La hernie discale compte huit (8) différents sièges sur l'ensemble de la colonne vertébrale. Les niveaux de la lésion sont : cervical, cervico dorsal, dorsal, dorsolombaire, lombaire, lombo sacrée, partie multiples du dos et autres. Le tableau

suivant présente le nombre d'affectations vertébrales indemnisées pour la hernie discale en fonction du niveau de la lésion.

Tableau 1.2

Nombre d'A.V.I. pour la hernie discale en fonction du siège de la lésion.

Tableau adapté du rapport R-228 (Duguay *et al.*, 1999).

Siège de la lésion	nbre de A.V.I.	Nbre de A.V.I / Total
Colonne cervicale	55	0,052
Colonne cervico dorsale	4	0,004
Colonne dorsale	41	0,039
Colonne dorsolombaire	14	0,013
Colonne lombaire	438	0,413
Colonne lombo sacrée	136	0,128
Parties multiples du dos	7	0,007
Dos autre	153	0,144
Total	848	0,800

A.V.I. Affectations vertébrales indemnisées

La hernie discale est plus fréquente au site lombaire avec un nombre de 438 affectations vertébrales indemnisées au Québec entre 1994 et 1996. Elle demeure l'une des affectations les plus coûteuses durant la période de 1995 à 1998. Les indemnités de remplacement du revenu déboursées par la C.S.S.T., se chiffrent en moyenne à 8749 \$ par dossier pour ce type de lésion et la moitié des affectations vertébrales indemnisées sont au niveau de la colonne lombaire. (Allaire, 1999).

Les affectations sont causées, entre autres, par les efforts excessifs et les réactions du corps dues à certains mouvements. D'abord, entre 1994 et 1996 au Québec, les efforts excessifs en effectuant une tâche sont responsables de la moitié des affectations vertébrales indemnisées. Ensuite, arrive la catégorie administrative "intitulée réactions du corps" avec 22 %, lorsque le travailleur effectue un mouvement, généralement dans une posture fixe, inconfortable et finalement les chutes qui totalisent 10 % des cas (Duguay *et al.*, 1999).

Les risques et la gravité des affectations ne sont pas identiques pour toutes les catégories de travailleurs. Cinq (5) sous-secteurs ont un nombre important de cas d'indemnisations. Ces sous-secteurs sont : la construction, les soins de santé hors établissement et services connexes, la fabrication de meubles de maison, la fabrication de boissons, le commerce de détail et le domaine de la réparation de véhicules. Au Québec entre 1994 et 1996, le sous-secteur le plus à risque est celui où l'on trouve les professions de l'exploitation des transports comme les camionneurs, les conducteurs, le personnel des transports aériens maritimes, etc. (Duguay *et al.*, 1999).

Les risques d'avoir une affectation vertébrale ne sont pas seulement reliés au milieu de travail des individus, l'âge et le sexe des travailleurs contribuent à des différences de risques et de gravité des affectations vertébrales indemnisées. Les travailleurs plus âgés ont moins d'affectations vertébrales indemnisées, mais leur convalescence est plus longue. Les hommes ont deux (2) fois plus de risques de subir une affectation vertébrale indemnisée que les femmes selon Duguay *et al.* (1999).

1.2 Caractérisation de la lésion

1.2.1 Définition

La hernie discale est une rupture de l'anneau fibreux pouvant être suivie d'un échappement du noyau pulpeux.

Certains chercheurs, comme Buckwalter (1995), attribuent la hernie discale aux changements dramatiques liés au vieillissement menant, dans quelques cas, à une diminution de la mobilité et une hernie discale. La perte de mouvement due à l'âge proviendrait selon Bogduk *et al.* (1991) de la déshydratation et de la fibrose, du noyau pulpeux.

Dans la même veine, Hirsch *et al.* (1952) prétendent qu'une hernie discale est toujours une manifestation de la dégénération discale et que la rupture ne se produit pas dans l'anneau fibreux sans que le nucleus pulposus ne démontre un changement avancé de sa structure.

Puisque la colonne vertébrale est la structure mécanique la plus compliquée du corps humain (Heidari, 2004), nous présentons les composantes anatomiques qui forment le système vertèbre L5-S1. L'unité fonctionnelle rachidienne L5-S1 est un des sites le plus commun d'apparition de la hernie discale (Nadeau, 2001). Ces composantes sont le disque intervertébral, le noyau (nucleus pulposus), l'anneau fibreux, les plateaux intervertébraux, les ligaments et les vertèbres.

1.2.2 Disque intervertébral

Le disque intervertébral sépare chaque paire de vertèbres l'une de l'autre sauf les vertèbres cervicales C1 et C2. Le disque intervertébral remplit plusieurs fonctions. Premièrement, il agit comme un ligament en retenant les vertèbres de la colonne vertébrale ensemble. Deuxièmement, il amortit les coups provenant de diverses sollicitations rencontrées tous les jours. Finalement, il assure l'articulation de la colonne vertébrale en lui permettant une amplitude de mouvement comme la rotation axiale et la flexion.

Au total, la colonne vertébrale se compose de vingt-trois (23) disques. Ils sont répartis en trois (3) régions; six (6) dans la région cervicale, douze (12) dans la région thoracique et cinq (5) dans la région lombaire. Au niveau lombaire, les disques sont les plus imposants.

Les disques intervertébraux sont constitués d'un noyau nommé *nucleus pulposus* et d'un anneau fibreux appelé *annulus fibrosus*. Ils sont composés dans des proportions différentes de protéoglycane, de collagène et d'eau. L'anneau fibreux est construit de plusieurs lamelles. Le mot lamelle provient du latin *lamella* qui signifie petite feuille (Bogduk *et al.*, 1991). Ces lamelles sont constituées de fibres de collagènes et forment les différentes lamelles de l'anneau.

Le nombre de couches distinctes varie de quinze (15) à vingt-cinq (25), pour les anneaux du disque lombaire et ce nombre dépend de leur localisation, de l'âge du spécimen et du niveau de l'anneau sur la colonne vertébrale (Marchand *et al.*, 1990).

Les fibres de chaque couche forment un patron symétrique entrecroisé avec un angle moyen de 30° par rapport au plan transversal du disque intervertébral (Marchand *et al.*, 1990).

Selon Kapandji (1975), les fibres sont verticales en périphérie de l'anneau, obliques aux couches intermédiaires et presque horizontales près du centre. Postérieurement, les fibres de la couche superficielle sont presque verticales avec un angle de 70° . À cet endroit, l'angle de ces fibres est également influencé par la géométrie asymétrique et leurs attachements aux pédicules et à la structure osseuse (Marchand *et al.*, 1990). La figure 1.1 montre le patron alterné et la variation de l'angle entre les lamelles.

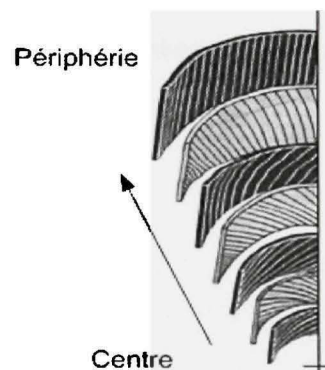


Figure 1.1 Variation de l'angle des fibres sur chaque lamelle

(Tiré de Kapandji, 1975)

Il arrive qu'à l'intérieur d'une même couche, l'angle des fibres puisse varier localement. La variation de l'angle peut atteindre 35° de différence entre les fibres (Marchand *et al.*, 1990). Les variations locales entre les fibres de la même lamelle sont perceptibles à la figure suivante.

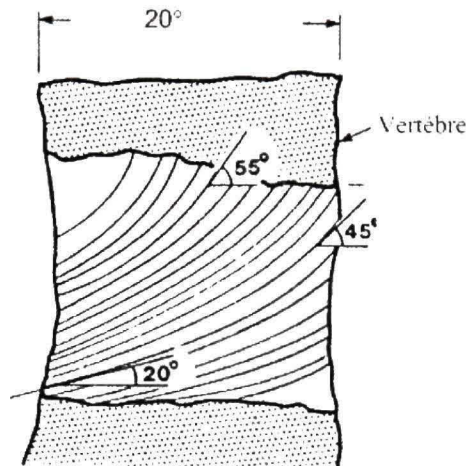


Figure 1.2 Coupe transversale montrant les angles pouvant varier de 20° à 55° dans la même lamelle

(Tiré de Marchand *et al.*, 1990)

Le nombre de couches en périphérie varie de quatre (4) à huit (8) avec un minimum postérieurement et un maximum postéro latéralement. Le tableau 1.3 représente le nombre de couches en fonction de la localisation sur l'anneau fibreux.

Tableau 1.3

Nombre de couches en fonction du site de l'anneau fibreux

(Adapté de Marchand *et al.*, 1990)

	Antérieur	Latéral	Postéro Latéral	Postérieur	Moyenne
Jeune	6±1	6±1	8±1	6±2	6±2
Vieux	5±1	5±1	5±1	4±1	5±1
Moyenne	6±1	6±1	7±2	5±2	5,6±1,5

On constate un nombre inférieur de lamelles au site postérieur chez les personnes plus âgées, avec un nombre de 5 ± 1 . Par contraste, les jeunes ont un grand nombre de lamelles au site postéro latéral égal à 8 ± 1 .

Fait intéressant, la hernie discale se produit généralement dans l'une ou l'autre des régions identifiées à la figure 1.3. Cette région correspond au site postéro latéral.

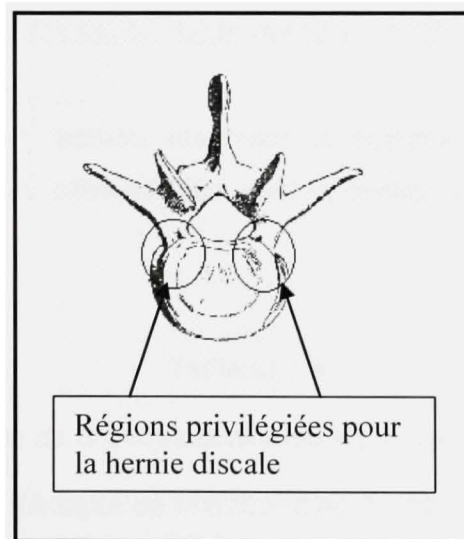


Figure 1.3 Régions privilégiées pour la hernie discale

(Dessin tiré de Foster, 1989).

Selon Marchand *et al.* (1990), les groupes de fibres de l'anneau fibreux de type ovale sont parmi les plus communs. Il existe des groupes de fibres qui peuvent être séparés du groupe de fibres principal et même des groupes de plusieurs morceaux avec des sections irrégulières comme à la figure 1.4.

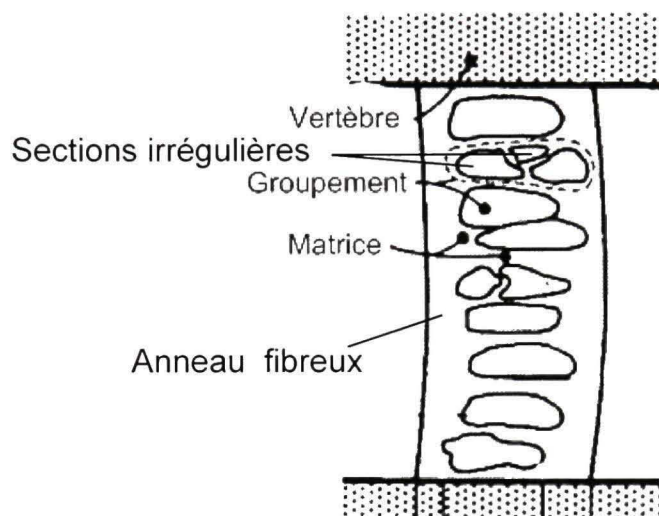


Figure 1.4 Différents types de groupement de fibres

(Tirée de Marchand *et al.*, 1990)

Les auteurs proposent un tableau résumant le nombre de couches distinctes en fonction de leurs sites. Les sites étudiés sont la portion antérieure, latérale, postéro latérale, postérieure.

Tableau 1.4

Nombre de couches distinctes en fonction du site

(Adapté de Marchand *et al.*, 1990)

	Localisation	Antérieur	Latéral	Postérieur	Postéro latéral	Moyenne
Jeune	L2-L3	21±3	26±2	24±2	20±2	23±3
	L4-L5	26±2	25±2	24±5	22±2	24±2
Vieux	L2-L3	19±1	20±2	18±1	15±2	18±2
	L4-L5	19±2	21±2	18±2	18±2	19±1
	Moyenne	21±3	23±3	21±3	19±3	21±3

Le nombre de couches de fibres varie selon le site de l'anneau fibreux et le segment vertébral. Le nombre de couches distinctes est plus élevé chez les jeunes sujets au site antérieur au niveau L4-L5 avec un nombre de $25,5 \pm 2$ et minimum chez les sujets plus âgés au niveau L2-L3 avec un nombre de $15,0 \pm 2$. Généralement, le nombre de couches est maximum antérieurement et décroît pour atteindre un minimum postérieurement.

L'anneau fibreux est constitué de plusieurs lamelles, il arrive que celles-ci puissent être altérées ou incomplètes. Marchand *et al.* (1990) proposent trois (3) types de configurations des lamelles. Elles sont représentées à la figure 1.5. Le premier type, le type I comporte des fibres complètes et pas altérées. Le type II est composé de deux groupes de fibres pas altérées et d'un groupe de fibres central incomplet. Le type III est également muni d'un groupe de fibres central incomplet, mais les deux groupes de fibres altérées adjacentes s'entrecroisent et englobent le groupe de fibres central.

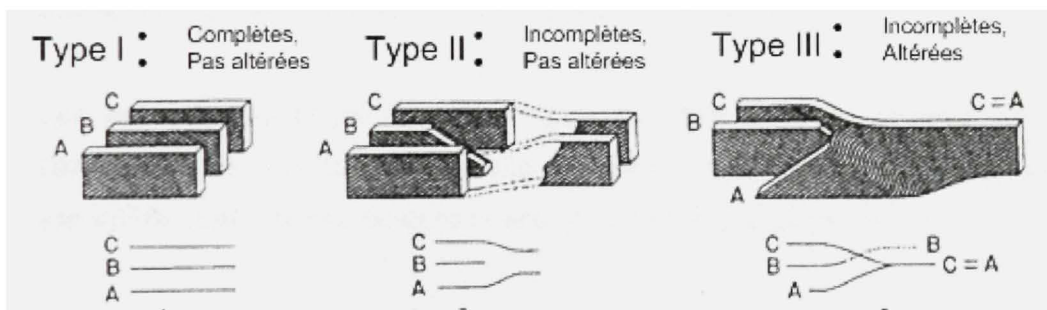


Figure 1.5 Type de configurations des couches de lamelles
(Tirée de Marchand *et al.*, 1990)

Selon Marchand *et al.* (1990), le site postéro latéral compte le nombre de couches incomplètes le plus élevé et le site antérieur le moins élevé. Le tableau suivant illustre pour les sujets de jeune âge et plus vieux et sur deux niveaux de la colonne vertébrale soit le système vertèbre L2-L3 et L4-L5, le pourcentage de couches incomplètes,

Tableau 1.5
 Nombre de couches incomplètes en fonction
 de l'âge et du site de l'anneau fibreux
 (Tiré de Marchand *et al.*, 1990)

CI	Ant.	Lat.	Plat	Pos.	Moy
Jeune L 2-3	40±12	44±7	49±6	41±7	44±9
Jeune L 4-5	44±10	41±11	50±11	51±13	47±11
Vieux L 2-3	43±8	50±8	53±6	47±12	48±8
Vieux L 4-5	45±11	62±5	60±9	44±12	53±12
Moyenne	43±9	49±11	53±9	45±11	48±11

On remarque que le pourcentage maximum de fibres incomplètes est postéro latéral et que le pourcentage minimum se trouve au site antérieur.

Les auteurs quantifient l'épaisseur des couches dans le tableau 1.6. Ils donnent l'épaisseur des couches selon le site de l'anneau fibreux soit : le site antérieur (Ant.), le site latéral (Lat.), le site postéro latéral (Plat.) et le site postérieur (Pos.).

Tableau 1.6

Épaisseur des couches selon le site de l'anneau fibreux

(Tiré de Marchand *et al.*, 1990)

	tl (mm)	Ant.	Lat.	Plat	Pos.	Moy
Ext.	Jeune	0,14±0,02	0,15±0,04	0,16±0,06	0,11±0,03	0,14±0,04
	Vieux	0,28±0,09	0,37±0,11	0,4±0,08	0,29±0,05	0,33±0,06
Interm.	Jeune	0,18±0,03	0,15±0,03	0,15±0,05	0,18±0,04	0,16±0,04
	Vieux	0,45±0,07	0,51±0,09	0,50±0,06	0,37±0,11	0,46±0,07
Int.	Jeune	0,23±0,04	0,19±0,04	0,2±0,05	0,20±0,05	0,20±0,05
	Vieux	0,52±0,08	0,66±0,14	0,49±0,14	0,40±0,11	0,52±0,11
Partout	Jeune	0,18±0,02	0,16±0,03	0,17±0,03	0,16±0,03	0,17±0,03
	Vieux	0,42±0,06	0,51±0,06	0,47±0,07	0,35±0,09	0,44±0,07

On retient que les lamelles en périphéries sont plus minces que celles près du centre. Cette remarque est valide autant chez les sujets jeunes que chez ceux plus âgés. Les sujets plus âgés ont des lamelles avec une épaisseur près du double des spécimens provenant de sujets plus jeunes. Chez les spécimens provenant de personnes plus âgées, les couches d'épaisseur maximale se trouvent au site latéral et celles d'épaisseur minimale sont au site postérieur. Cependant, chez les jeunes, l'épaisseur maximum et minimum se trouve respectivement au site antérieur et postérieur.

La région postéro latérale est un site commun de lésion de l'anneau fibreux ce qui est peut-être dû à la présence d'un grand nombre de structures irrégulières, de contraintes et d'allongement plus élevé dans l'anneau fibreux à cette localisation (Marchand *et al.*, 1990).

Pour conclure, le disque intervertébral est une structure très complexe. Il est composé d'une multitude de lamelles constituées de fibres orientées en patron alterné. Selon Kapandji (1975), les fibres en périphérie sont verticales. Dans certains cas, ces lamelles sont incomplètes. Le nombre de couches varie également en fonction du site

et de l'épaisseur. L'âge, le sexe et la localisation sur la colonne vertébrale affectent les paramètres du disque intervertébral. Nous croyons qu'un certain nombre de ces paramètres peut favoriser l'apparition d'une hernie discale.

L'orientation verticale des fibres en périphérie devrait rendre moins efficace la rétention du noyau pulpeux. Dans cette direction, ce n'est qu'essentiellement la matrice du composite et non la fibre qui empêche la fuite du nucleus pulposus. Les sections irrégulières peuvent créer une irrégularité par un espacement dans le tissage des lamelles et le site postéro latéral contient le pourcentage le plus élevé du nombre de couches incomplètes créant une zone propice à la formation d'une hernie discale.

1.2.3 Noyau (Nucleus Pulposus)

La section 1.2.2 intitulée "Disque intervertébral" faisait état des caractéristiques et fonction de l'anneau fibreux. Comme mentionné à la section précédente, le disque intervertébral comprend également une structure au centre de l'anneau fibreux, le noyau gélatineux.

Selon Galante (1967), le noyau fibreux occupe entre 30 à 50 % de la section du disque intervertébral. Par contre, Pooni *et al.* (1986) soutiens que le noyau gélatineux du segment L5-S1 occupe la plus grande proportion de l'aire transversale.

Le noyau gélatineux du disque intervertébral porte également le nom latin de "Nucleus pulposus". Le Nucleus pulposus est hautement gélatineux et relativement homogène. Il est composé comme l'anneau fibreux, mais dans des proportions différentes, de protéoglycane, de collagène et d'eau.

Formé en grande partie d'eau, 70-90% du poids humide, le nucleus pulposus est aussi constitué à 25-60 % du poids sec de protéoglycane et finalement de 10-20 % du poids sec d'un réseau fibreux collagène (Iatridis *et al.*, 1997). La portion restante des protéoglycanes est dispersée librement vu l'incapacité de se lier convenablement avec

l'acide hyaluronique (Bogduk *et al.*, 1991). Le type de collagène présent dans le nucleus est du type II (Sun *et al.*, 2001). Le noyau agit comme répartiteur de pression dans le sens horizontal sur l'anneau fibreux (Kapandji, 1975).

Selon Kapandji (1975), le nucleus s'apparente à une sphère pouvant se comporter comme une bille parmi deux plans intercalés.

Le nucleus existe dans un état de précontrainte, vu la pression non nulle de celui-ci, même sans chargement du disque (Kapandji, 1975). Cet état de précontrainte est relié selon, Kapandji (1975), à l'état d'hydrophilie qui le fait grossir dans son compartiment ne permettant pas d'extension.

Le nucleus peut ainsi jouer son rôle mécanique en générant une pressurisation du fluide interne en réponse aux chargements en compression et excentrique (Iatridis *et al.*, 1997). Le nucleus pulposus sous différentes conditions de chargement peut se déplacer ou se déformer (Iatridis *et al.*, 1997). Le comportement hydrostatique du nucleus transforme la force de compression verticale en une contrainte tangentielle sur l'anneau fibreux. Cette contrainte est environ 3 à 5 fois la force appliquée par unité de surface (Galante, 1967).

1.2.4 Les ligaments

Les mouvements du corps humain sont possibles grâce aux articulations. On en compte trois catégories : les articulations fibreuses, les articulations cartilagineuses et les articulations synoviales.

Selon Wassef (2006), les articulations fibreuses sont définies comme étant la connexion des os par des tissus fibreux, comme les membranes interosseuses et le ligament interosseux. L'amplitude de leurs mouvements dépend de la proximité des os entre eux.

Ensuite, concédant peu d'amplitude de mouvement, les articulations cartilagineuses sont présentes en deux variétés; les synchondroses formées de cartilage hyalin et les symphyses. Le disque intervertébral appartient aux articulations de types cartilagineuses de variétés symphyses (Wassef, 2006).

Finalement, les articulations synoviales admettent une liberté de mouvement entre les os de l'articulation. Ils sont classés en six catégories : l'articulation plane, l'articulation à charnière, l'articulation à pivot, l'articulation condylienne, l'articulation en selle et l'articulation sphéroïde.

On trouve habituellement les ligaments dans une articulation. Ils ont pour rôle le maintien des articulations en place. Le grand dictionnaire terminologique (2005), définit le ligament comme étant « un tissu fibreux blanc, résistant et flexible, qui relie soit deux pièces osseuses, soit d'autres organes ou parties du corps ». Selon Nadeau (2001), les ligaments, les muscles et les courbures anatomiques du rachis allouent à la colonne vertébrale la souplesse nécessaire pour le mouvement, mais aussi la rigidité nécessaire pour maintenir l'équilibre.

Dans un système vertébral, il existe une multitude de ligaments. Seuls les ligaments appartenant au système vertèbre L5-S1 seront présentés. D'abord, nous présenterons les ligaments du système vertèbre L1 à L5 et ensuite, ceux qui ont un lien entre la vertèbre L5 et les parties postérieures comme le sacrum et l'ilion, os du bassin.

Il existe plusieurs ligaments reliant les vertèbres du système lombaire (voir figure 1.6) : le ligament longitudinal antérieur (LLA), le ligament longitudinal postérieur (LLP), le ligament jaune (LJ), le ligament interépineux (LI), le ligament surépineux (LS) et le ligament inter apophysaire (L.int).

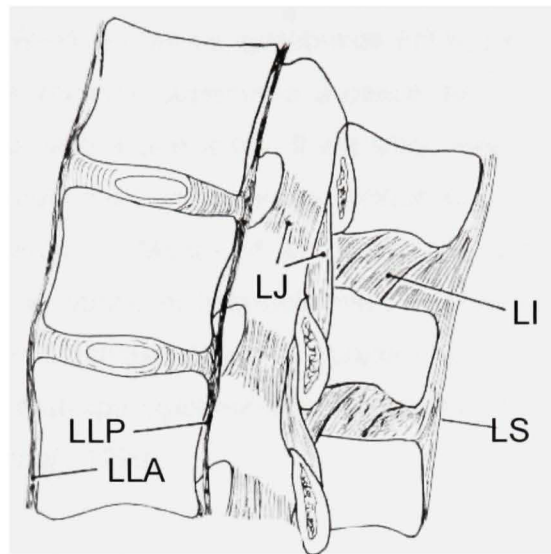


Figure 1.6 Section sagittale du système lombaire
(Adapté de Bogduk *et al.*, 1991).

Le ligament longitudinal antérieur (LLA) est, selon Moore *et al.* (1999), une large bande fibreuse qui couvre et relie la portion antérieure des corps vertébraux et des disques intervertébraux. Il s'étend de la surface pelvienne du sacrum jusqu'au tubercule antérieur de la vertèbre C1 et de l'os occipital antérieur au trou occipital. Ce ligament maintient la stabilité de l'articulation entre les corps vertébraux et aide à prévenir l'hyperextension de la colonne vertébrale.

Le ligament longitudinal postérieur (LLP) est, selon Moore *et al.* (1999) une bande fibreuse plus étroite et plus faible que celle qui compose le ligament longitudinal antérieur, muni de terminaisons nerveuses nociceptives. Il parcourt l'intérieur du canal vertébral auprès de la portion postérieure du corps vertébral. Il est attaché au disque intervertébral et aux bords postérieurs des corps vertébraux de la vertèbre C2 jusqu'au sacrum. Ce ligament prévient l'hyperflexion de la colonne vertébrale et la formation d'une hernie discale.

La formation d'une hernie est également limitée par le ligament longitudinal postérieur puisque le déplacement du noyau pulpeux est contenu par celui-ci (Fardon *et al.*, 2001).

Le ligament jaune (LJ) réunit les lames vertébrales entre elles, en liant les lames au-dessus appartenant à la vertèbre supérieure à celles de la vertèbre inférieure. Il est presque vertical d'une lamelle à une autre. Il est long, large et mince dans la région cervicale, un peu plus épais dans la région thoracique et son épaisseur maximum se trouve dans la région lombaire (Moore *et al.*, 1999). Ce ligament arrête les flexions abruptes de la colonne vertébrale et habituellement, prévient les blessures du disque intervertébral. Étant fort et élastique, il aide à la préservation de la courbure normale de la colonne vertébrale et participe également au redressement de la colonne vertébrale après la flexion (Moore *et al.*, 1999).

Le ligament interépineux (LI), relie les apophyses épineuses entres elles. Les fibres de ce ligament sont disposées pour résister à la séparation des apophyses épineuses et limitent la flexion du disque intervertébral (Bogduk *et al.*, 1991).

Le ligament surépineux (LS) est situé postérieurement aux apophyses épineuses. Très développé dans la partie supérieure lombaire, ce ligament est constitué de fibres tendineuses dérivant des muscles du dos, donc il n'est pas vraiment un ligament (Bogduk *et al.*, 1991).

Finalement, le dernier ligament étudié est le ligament interapophysaire (L.int.), montré à la figure 1.7. Ce ligament se trouve dans une articulation synoviale qui se nomme articulation zygapophysaire ou interapophysaire.

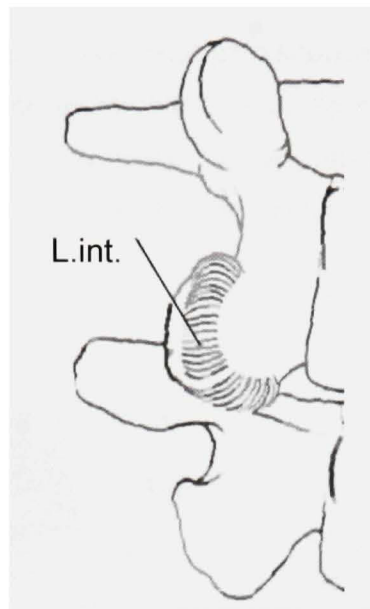


Figure 1.7 Système vertèbre montrant le ligament zygapophysaire

(Adapté de Bogduk *et al.*, 1991).

Cette articulation est formée par le groupement des apophyses articulaires inférieures pour les vertèbres de niveau supérieures et les apophyses articulaires supérieures pour les vertèbres de niveau inférieures. L'orientation de l'articulation zygapophysaire joue un rôle dans la prévention du déplacement vers l'avant et de la dislocation de l'articulation intervertébrale.

Vers le bas de la partie lombaire soit les vertèbres L4 et L5, il existe au niveau de la cinquième vertèbre un ligament qui se nomme ligament ilio-lombaire. Celui-ci est, selon Bogduk *et al.*, (1991), présent bilatéralement et relie de chaque côté les apophyses transverses de la cinquième vertèbre. Le ligament prend prise à partir des apophyses transverses pour se rendre à l'ilion et à la lèvre intérieure de la crête iliaque.

On peut distinguer cinq (5) types de ligament ilio-lombaire (voir figure 1.8) ; le ligament ilio-lombaire antérieur (LILA), le ligament ilio-lombaire supérieur (LILS), le ligament ilio-lombaire postérieur (LILP), le ligament ilio-lombaire inférieur (LILI) et le ligament ilio-lombaire vertical (LILV) (Bogduk *et al.*, 1991).

Dépourvu de bords distincts latéralement et médialement avec un arrangement de ses fibres moins denses et d'une orientation moins régulière que les autres ligaments, le ligament intertransverse (LI) (voir figure 1.8) est classé comme un faux ligament, cette structure sert, entre autres, à démarquer certains compartiments para vertébraux (Bogduk *et al.*, 1991).

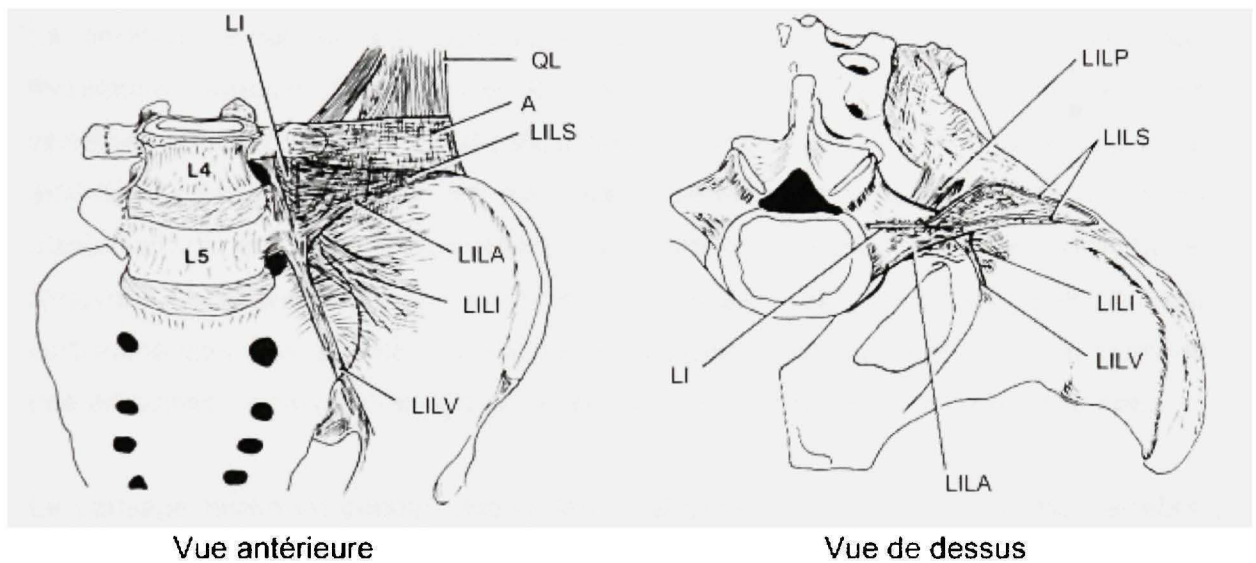


Figure 1.8 Vue antérieure et postérieure côté gauche du système ligamentaire ilio-lombaire (Adapté de Bogduk *et al.*, 1991).

Avec ces multiples parties, les ligaments ilio-lombaires forment une cohésion solide entre la vertèbre L5 et le sacrum. En résumé, ce ligament prévient le glissement vers l'avant de la vertèbre L5 du sacrum, permet de résister au mouvement axial de la L5, à la flexion par ses fibres postérieures et à la flexion latérale par les fibres antérieures (Bogduk *et al.*, 1991).

Postérieurement, les deux os iliaques sont reliés au sacrum. Il s'agit de l'articulation sacro-iliaque.

L'articulation sacro-iliaque est munie d'un appareil ligamentaire et forme le complexe sacro-iliaque. L'articulation et les ligaments se rattachant au complexe sacro-iliaque ne sont pas traités dans ce mémoire.

1.2.5 Les vertèbres

La colonne vertébrale est constituée de cinq (5) régions : la région cervicale, thoracique, lombaire, du sacrum et du coccyx. Chaque région est formée de plusieurs vertèbres qui constituent une partie du squelette humain. Chaque système vertébral est articulé et permet un mouvement. La colonne vertébrale est munie de deux (2) types d'articulations qui sont : l'articulation cartilagineuse secondaire et de l'articulation synoviale. L'ensemble des systèmes vertébraux est composé d'articulations cartilagineuses secondaires. Par contre, le système formé par l'atlas et l'axis possède une articulation synoviale de type pivot, se nommant l'articulation axiolo-atloïdienne.

Le cartilage hyalin ou plateau intervertébral délimite le disque du corps intervertébral au-dessus ou en dessous (Galante 1967).

Selon Bogduk *et al.*, (1991), le vieillissement occasionne la fermeture graduelle des canaux vasculaires causant une perte de perméabilité des plateaux intervertébraux. Cette perte de perméabilité altérerait la nutrition du nucleus et pourrait être un facteur engendrant les changements biochimiques du nucleus pulposus.

Dépendamment des régions, les vertèbres possèdent différentes formes et grosseurs.

Entre la région du thorax et celle du crâne se trouve la région cervicale qui comprend sept (7) vertèbres. Ces vertèbres portent l'appellation de C1 à C7, par exemple C1 pour la première vertèbre cervicale. La vertèbre C1 est également appelée Atlas et la C2 l'axis. Le système C1-C2 permet, par l'intermédiaire de l'articulation axiolo-atloïdienne, le mouvement de rotation axiale de la tête.

Le système vertèbre thoracique se trouve entre les vertèbres cervicales et lombaires. On compte douze (12) vertèbres thoraciques. Ces vertèbres portent l'appellation de T1 à T12. Comme particularité, les vertèbres T1 à T10 possèdent des facettes costales qui s'articulent avec les tubercules des côtes.

Les vertèbres qui composent la région lombaire sont les plus imposantes du corps humain. On compte cinq (5) vertèbres lombaires. Les vertèbres sont numérotées de L1 à L5.

Le sacrum est construit de cinq (5) vertèbres sacrales soudées entre elles. Il est situé entre les vertèbres lombaires et le coccyx.

Finalement, le coccyx est la partie la plus basse de la colonne vertébrale. Il est formé de quatre (4) systèmes soudés.

Chaque vertèbre est similaire dans son ensemble. Par contre, comme il a été mentionné auparavant, certaines vertèbres disposent d'éléments leur permettant d'accomplir un rôle spécifique à leur niveau. Puisque ce mémoire propose l'analyse de la hernie discale au niveau L5-S1, seuls le sacrum et la vertèbre lombaire L5 seront détaillés.

1.2.5.1 La vertèbre lombaire L5

La vertèbre lombaire L5 est positionnée en bas du système vertèbre L1-L5. Il s'agit de la vertèbre la plus proéminente au niveau du rachis lombaire.

Plusieurs parties composent la vertèbre lombaire. Certaines parties avec leurs interactions environnantes limitent les mouvements comme la rotation et la flexion.

La portion antérieure de la vertèbre (voir figure 1.9) se nomme le corps vertébral (CV). Le corps vertébral a une forme semi-elliptique avec une portion postérieure légèrement

concave. Sa construction est formée d'une partie composée d'os spongieux et d'une partie d'os cortical. L'os spongieux, plus poreux se trouve au centre du corps vertébral. À l'opposé l'os cortical, plus compact est en périphérie du corps vertébral.

Les pédicules (P) sont deux (2) piliers formés sur la portion postérieure du corps vertébral. Près du corps vertébral sur les pédicules, on aperçoit une petite proéminence portant le nom d'apophyse articulaire supérieure (AAS). Suivant les pédicules nous trouvons les lames (L) qui s'unissent ensemble. La portion inférieure de chaque lame se transforme en apophyse articulaire inférieure (AAI).

Chaque vertèbre a quatre (4) apophyses articulaires, deux (2) apophyses articulaires inférieures (AAI) et deux (2) apophyses articulaires supérieures (AAS). Chacune des apophyses a une surface lisse couverte de cartilage articulaire appelée facette articulaire.

De la jonction des lames naît postérieurement l'apophyse épineuse (AÉ).

L'extension latérale de la jonction des pédicules et des lames de chaque côté se nomme l'apophyse transverse.

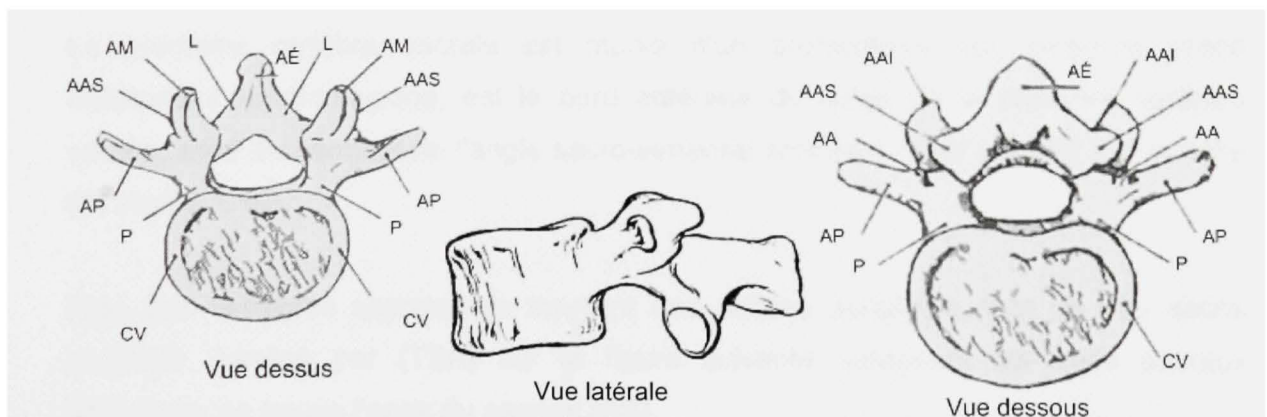


Figure 1.9 Composantes de la cinquième vertèbre lombaire (Bogduk *et al.*, 1991)

Le trou vertébral est délimité par le corps vertébral antérieurement, latéralement par les pédicules et postérieurement par les lames. Les trous vertébraux alignés forment le canal vertébral.

1.2.5.2 Le sacrum

Le sacrum est attaché aux vertèbres lombaires par la L5. Le sacrum est construit de plusieurs composantes. L'énumération des parties du sacrum est divisée en deux parties, celles visibles sur la face antérieure et celles visibles sur la face postérieure.

Les apophyses articulaires supérieures (AAS) sont en lien avec les apophyses articulaires inférieures de la L5. Les ailes antérieures (AA) de chaque côté des vertèbres sacrales forment la protubérance du sacrum.

Visibles davantage sur la face antérieure, ces vertèbres soudées sont représentées sur la figure suivante par (PVS), pour première vertèbre sacrale (S1), (DVS), pour la deuxième vertèbre sacrale (S2), (TVS) pour la troisième vertèbre sacrale (S3), (QVS) pour la quatrième vertèbre sacrale (S4) et (CVS) pour la cinquième vertèbre sacrale (S5). Au centre, se trouve le canal sacral (CS).

La première vertèbre sacrale est munie d'un promontoire qui, selon le grand dictionnaire terminologique, est le bord antérieur du corps de la première vertèbre sacrée, situé au sommet de l'angle sacro-vertébral antérieur. Il est identifié par la lettre (P) (figure 1.10).

Près des vertèbres sacrales se trouvent des orifices portant le nom de trou sacral antérieur, abrégé par (TSA) sur la figure suivante. Longeant les trous sacraux antérieurs, se trouve l'apex du sacrum (AS).

Le coccyx est composé de la base du coccyx (BA) avec ses deux (2) apophyses transverses du coccyx (ATC) de chaque côté et finalement, le bout du coccyx (BC) qui termine l'ensemble du sacrum.

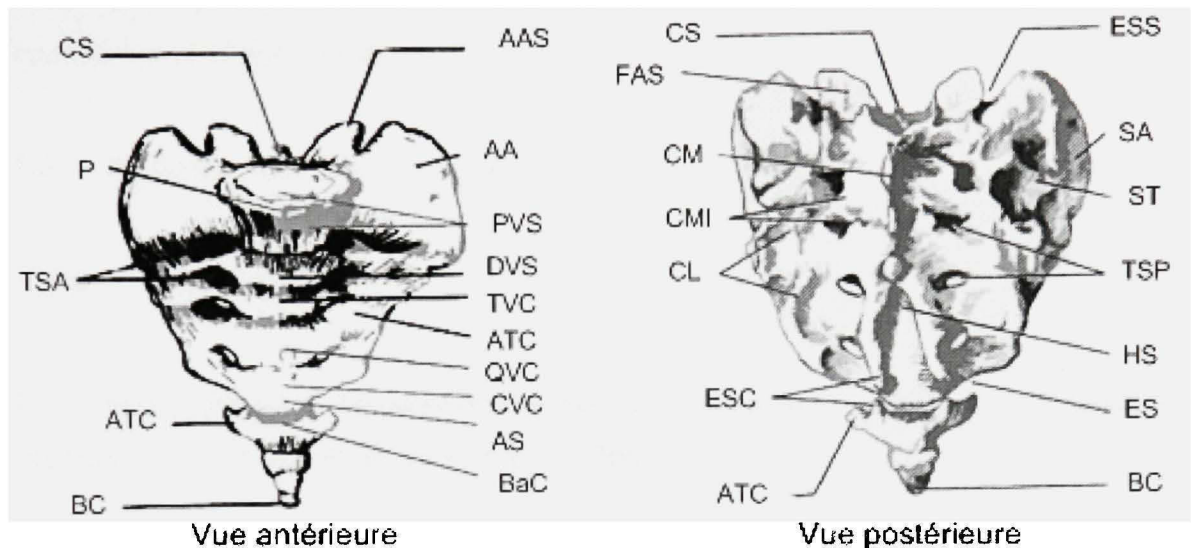


Figure 1.10 Composantes du sacrum (Bogduk *et al.*, 1991)

Quelques morceaux du sacrum sont visibles sur les vues postérieurement et antérieurement. D'abord, sur la face postérieure supérieure, les facettes articulaires supérieures (FAS) sont présentes de chaque côté du sacrum.

La face postérieure du sacrum dispose de trois types de crêtes. D'abord, les crêtes médianes (CM) qui sont plus bombées. Ensuite, les crêtes médianes intermédiaires (CMI) et finalement, les crêtes latérales (CL).

En périphérie des crêtes médianes intermédiaires, se positionnent les trous sacraux postérieurs (TSP) qui sont la continuité des trous sacraux antérieurs (TSA).

La fente entre les deux os de la portion postérieure inférieure s'appelle l'hiatus sacro-coccygien. Elle est abrégée par (HS).

La bordure du sacrum ainsi que celle du coccyx forment une encoche qui porte le nom d'encoche sacro-coccygienne (ES).

Finalement, la corne du sacrum et du coccyx est représentée sur la figure 1.10 et symbolisée par l'abréviation (ESC).

1.3 Sollicitations des structures

1.3.1 Compression

On subit des efforts en compression axiale quotidiennement, simplement par la charge appliquée par le poids en position debout (Bogduk *et al.*, 1991).

Lorsqu'un système de vertèbre subit un chargement en compression, la distance entre le disque et les plateaux intervertébraux diminue.

Durant un chargement lent d'un disque, la pression du nucleus monte et agit sur le disque intervertébral et les plateaux intervertébraux. Lorsque la pression atteint une certaine valeur, le disque bombe et les plateaux intervertébraux courbent vers l'intérieur des corps vertébraux selon certains chercheurs (Hickey *et al.*, 1980).

Lors d'une charge excessive en compression sur le disque intervertébral, les plateaux intervertébraux cèdent au centre plutôt que les fibres de l'anneau fibreux du disque intervertébral (Perry, 1957). La résistance à la rupture des plateaux intervertébraux dépend de la résistance de l'os sous-chondral et de l'os spongieux (Bogduk *et al.*, 1991). Étant donné que l'anneau fibreux est capable de résister à une pression de 32 MPa et que la résistance de l'os spongieux est de 3.4 MPa (Hickey *et al.*, 1980), les plateaux intervertébraux devraient céder plutôt que l'anneau fibreux lors d'une sollicitation du disque en compression (Bogduk *et al.*, 1991, Shirazi *et al.*, 1983). Les fractures des plateaux vertébraux peuvent engendrer la formation de nodules de Schmorl (Vernon-Roberts, 1992, Panjabi, 1992).

Leurs fractures ne peuvent engendrer de la douleur puisque les plateaux ne sont pas innervés. On associe la douleur à des phénomènes secondaires aux fractures (Vernon-Roberts, 1992, Bogduk, 1992).

1.3.2 Traction

En traction, toutes les fibres du disque intervertébral, peu importe leurs orientations, résistent aux mouvements en s'étirant. À cause de leur densité, les fibres du disque intervertébral résistent efficacement à la traction (Bogduk *et al.*, 1991).

Le chargement en tension engendre un mouvement qui éloigne les plateaux intervertébraux. Il en résulte une tension des fibres qui composent l'anneau fibreux. Selon Nadeau (2001), l'effet de la pression interne du noyau sur les fibres est alors diminué.

On pourra sûrement observer une concentration de contrainte au niveau de la jonction disque plateau intervertébral.

Il est peu probable qu'une activité journalière occasionne une tension sur la colonne pouvant causer une hernie discale. On assistera à une déchirure ligamentaire des ligaments en périphérie plutôt qu'une hernie discale.

1.3.3 Flexion

La flexion de la colonne vertébrale provient, entre autres, du déploiement de la lordose lombaire mettant ainsi les surfaces supérieures et inférieures adjacentes parallèles. Le mouvement de flexion engendre, pour chaque système vertébral, une combinaison d'une rotation sagittale antérieure et d'une petite translation antérieure (Bogduk *et al.*, 1991).

Lors d'une flexion-extension ou lors d'inclinaison latérale d'une paire de vertèbres, le plateau de la vertèbre supérieure bascule du côté le plus chargé. Ceci engendre une tension des fibres du disque intervertébral du côté opposé à l'effort. Le noyau précontraint est chassé vers la fibre en tension et tend à équilibrer cette dernière force par sa pression interne. Cette stabilisation automatique tend à ramener le plateau supérieur à sa position initiale.

Pour déterminer l'implication de différentes structures en résistance à la flexion Adams *et al.* (1980) ont proposé une analyse mathématique démontrant qu'au niveau d'un système lombaire, la contribution à la résistance était de 29 % pour le disque intervertébral, de 19 % pour les ligaments surépineux et interépineux, de 13 % pour le ligament jaune et de 39 % pour les capsules zigapophysiales. Selon Bogduk *et al.*, (1991), ces résultats ne tiennent pas compte du blocage mécanique causé par les facettes articulaires supérieures et inférieures qui limitent la translation antérieure durant la flexion.

La colonne vertébrale est bien conçue pour soutenir la flexion. Plusieurs éléments composant la structure du dos résistent aux mouvements en flexion, dont les ligaments zigapophysiales, les disques intervertébraux, le système ligamentaire postérieur et les muscles du dos. Les ligaments inter épineux sont les éléments postérieurs résistant le moins à la flexion et sont le plus souvent susceptibles de briser en premier (Bogduk *et al.*, 1991). La défaillance de l'anneau fibreux dû à la flexion n'est pas fréquente. Les structures éloignées du centre de rotation sagittal sont davantage sollicitées par un mouvement en flexion dû à une plus grande longueur du bras de levier et devraient céder avant le disque intervertébral.

Le disque dans l'ensemble est particulièrement résistant en flexion (Bogduk *et al.*, 1991). La défaillance en flexion du disque intervertébral, peut survenir chez une minorité lors d'une hyper flexion dont les limites sont au-delà des activités rencontrées quotidiennement (Adams *et al.*, 1982). Habituellement, les lésions discales en flexion sont une combinaison avec d'autres blessures (Bogduk *et al.*, 1991).

La flexion selon Adams *et al.*, (1982) peut créer des dommages aux ligaments et aux apophyses, mais non au disque intervertébral.

1.3.4 Extension

Le mouvement en extension est limité par les contacts osseux. Plus particulièrement, le contact osseux est créé par la rencontre des apophyses épineuses (Adams *et al.*, 1988).

1.3.5 Rotation axiale

La rotation axiale de la colonne lombaire engendre une torsion du disque intervertébral et un contact osseux entre les apophyses articulaires supérieures et inférieures (Bogduk *et al.*, 1991).

Durant la rotation axiale, la moitié des fibres du disque intervertébral est inclinée vers la direction de la rotation et sera tendue. L'autre moitié des fibres sera inclinée vers la direction opposée de la rotation et sera détendue. Selon certains auteurs, celle-ci constitue une des causes probables de l'endommagement du disque intervertébral (Bogduk *et al.*, 1991). La rotation maximale qu'un disque intervertébral peut résister sans lésion est de 3° (Hickey *et al.*, 1980). Farfan *et al.* (1970) ont démontré que la contribution en torsion du disque était de 35% et que 65 % de la résistance en torsion d'un système vertèbre provenait des éléments postérieurs tels que les apophyses articulaires supérieures et inférieures et les ligaments surépineux et interépineux. Adams *et al.* (1988) soutiennent que les forces en torsion ne sont pas connues comme étant dommageables pour le disque intervertébral puisque les facettes articulaires limitent la rotation de la colonne.

Les lamelles périphériques situées en circonférence loin de l'axe, constitue la partie de l'anneau fibreux lésée, dues à un mouvement en rotation axiale. Les contraintes de

l'anneau fibreux dues à la torsion sont concentrées dans cette région (Farfan *et al.*, 1984).

Lorsque la torsion engendre un mouvement au-delà des limites physiologiques, des déchirures en périphérie de l'anneau fibreux peuvent survenir (Nadeau, 2001). Cependant, selon Nadeau (2001), la torsion pure n'existe pas, elle est accompagnée de cisaillement pouvant léser le système ligamentaire qui contribue à la résistance au cisaillement.

Selon Adams *et al.* (1982) et Shirazi-Adl *et al.* (1986), la hernie discale se produit lors d'une flexion couplée à une inclinaison latérale ou couplée à une torsion du rachis. De plus, pour qu'il y ait hernie discale, il faut que les efforts en présence soient importants (Nadeau, 2001).

CHAPITRE 2

INNERVATION ET MICRO TRAUMAS

2.1 Innervation

Dans le but de bien comprendre comment un travailleur ayant subi une lésion peut ressentir de la douleur, nous devons identifier les structures capables de transmettre un influx qui active le mécanisme de la douleur donc, innervée.

Les fonctions de l'organisme sont dépendantes du système nerveux. Il est composé de centres nerveux et de voies nerveuses, qui sont chargés de recevoir, d'intégrer, d'émettre et de conduire des informations.

D'un point de vue anatomique, le système nerveux se divise en trois parties : le système nerveux central, le système nerveux sympathique et le système nerveux périphérique. Le système nerveux central est situé dans des creux osseux comme la boîte crânienne et le canal vertébral et comprend deux segments: l'encéphale et la moelle épinière. Le système nerveux sympathique ou système nerveux autonome se divise en système nerveux orthosympathique et en parasymphathique.

Finalement, les nerfs se rapportent au système nerveux périphérique. Ils sont groupés en nerfs crâniens et nerfs rachidiens.

Les nerfs rachidiens quittent le canal rachidien par les trous de conjugaison. On en dénombre trente et une (31) paires. Les paires sont réparties en huit (8) cervicales, douze (12) dorsales, cinq (5) lombaires, cinq (5) sacrées et une (1) paire coccygienne. Quelques-unes de ces paires s'anastomosent pour former des plexus. Nous avons, en autres, le plexus cervical, le plexus brachial, et le plexus lombaire.

Formé des racines de L1 à L4, le plexus lombaire donne, entre autres, le nerf crural, qui innerve le quadriceps crural. Le nerf sciatique ou grand sciatique est défini selon le grand dictionnaire terminologique comme étant un "nerf mixte le plus volumineux de l'organisme, descendant dans la fesse et à la face postérieure de la cuisse et se terminant en arrière du genou en nerf tibial, qui constitue la branche terminale du plexus sacré ". Le plexus sacré lui, est formé des racines L5 et de S1 à S3.

Notons que L1 coïncide au nerf rachidien sortant entre la première vertèbre lombaire et la deuxième vertèbre lombaire. L5 est attribué au nerf spinal sortant entre la cinquième vertèbre lombaire et la première vertèbre sacrée. S1 correspond au nerf spinal sortant entre la première vertèbre sacrée et la deuxième vertèbre sacrée et S5 correspond au nerf spinal sortant entre la cinquième vertèbre sacrée et le commencement du coccyx.

La plupart des nerfs périphériques sont des nerfs mixtes, c'est-à-dire qu'ils contiennent des fibres motrices (nerfs efférents), sensibles (nerfs afférents) et végétatives.

Les nerfs transmettent, entre autres, la sensation. Donc, la sensation doit, soit provenir d'une structure anatomique innervée ou d'un nerf lésé. Normalement, les racines nerveuses sont confinées dans un espace que l'on nomme le sac thécal. Par son enveloppe, il sert les racines nerveuses pour en restreindre leurs mouvements. Il est conçu par deux couches distinctes : la dure-mère, l'arachnoïde et d'un liquide spinal cérébral.

Dans la section lombaire, la moelle épinière cesse d'exister à la hauteur du disque L1. Hautement organisé dans le sac thécal, les racines nerveuses S1- S5 constituent la queue de cheval. Les racines nerveuses sortent de la colonne vertébrale par un petit trou situé dans l'os que l'on nomme le foramen.

En passant près de l'arrière du disque, le nerf se divise en rameaux ventraux (portion antérieure) et en rameaux dorsaux (portion postérieure). Les rameaux ventraux des nerfs spinaux forment les différents plexus.

Au niveau du bassin, les rameaux ventraux se combinent et forment, entre autres, le nerf sciatique. Ils possèdent également une branche récurrente qui innerve l'arrière du disque intervertébral et le système nerveux sympathique par le rameau gris communicant. La branche récurrente porte le nom de nerf sinuvertébral. La figure 2.1 met en perspective l'innervation de l'anneau fibreux.

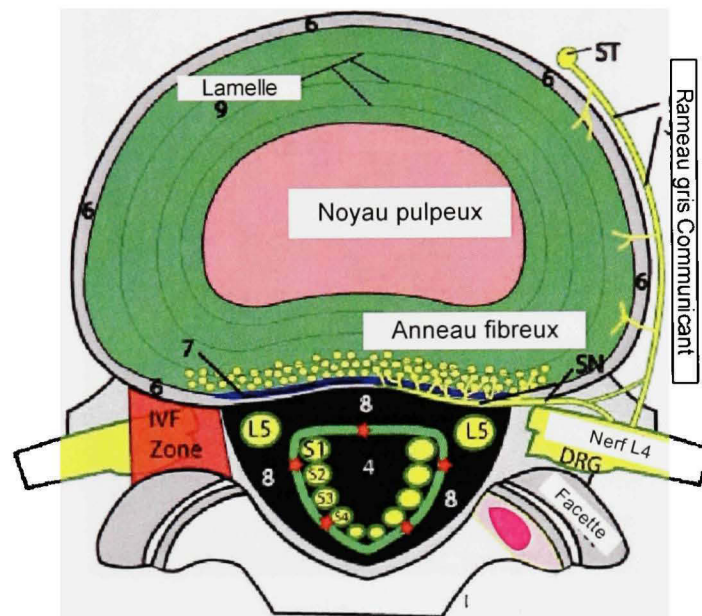


Figure 2.1 Innervation du disque et éléments en périphérie
(tirée de Gillard, 2004)

La douleur associée à une hernie discale peut-être multifactorielle, elle peut, entre autres, provenir d'une radiculalgie qui signifie « douleur due à la souffrance d'une racine nerveuse et s'étendant au territoire de cette racine » (granddictionnaire, 2005). Cependant, nous n'allons qu'aborder la problématique de la sciatique.

Le terme sciatique est peu spécifique. Il indique seulement que le patient a une douleur aux membres inférieurs qui n'est peut-être pas reliée à la compression ou l'irritation du nerf sciatique (Gillard, 2004). Elle peut être également de nature non radiculaire sans patron de dermatome (Gillard, 2004). Les autres causes d'une sciatique sont la

sténose, le spondylolisthésis et le syndrome du piriforme. La cause la plus commune de la sciatique est la hernie discale (Mixer *et al.*, 1934, Karppinen *et al.*, 2001). Un cas commun de sciatique est présenté à la figure 2.2. On y voit une protrusion discale du disque L5.

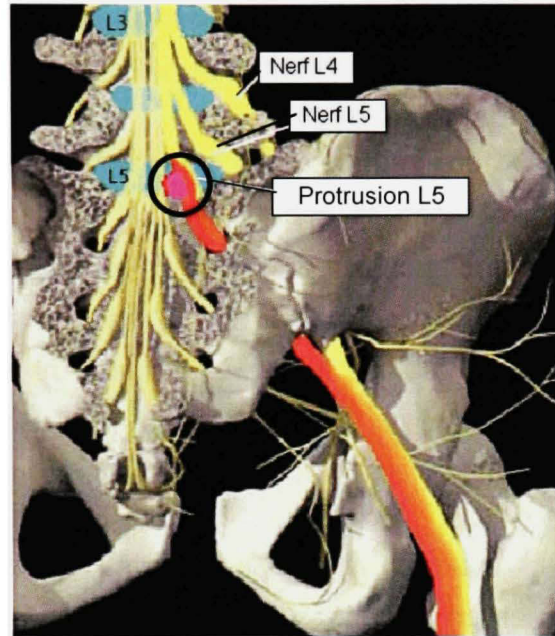


Figure 2.2 Sciatique causée par une protrusion L5

(Tirée de Gillard, 2004)

Le disque comprime ainsi, par sa protrusion postéro latérale, le nerf (S1). Il existe trois types de sciatique (Gillard, 2004); douleur radiculaire S1, douleur radiculaire L5 et la douleur radiculaire L4.

On note qu'effectivement la proximité des racines nerveuses pourrait occasionner une irritation des racines voisines. Selon Gillard (2004), la proximité des autres terminaisons nerveuses pourrait expliquer pourquoi nous pouvons avoir une hernie discale à un niveau spécifique qui ne correspond pas à leurs dermatomes.

Selon Karppinen *et al.* (2001), la taille du déplacement discal et la taille de la portion comprimée du disque n'est pas nécessairement reliée à la douleur. Le disque par lui-

même et les cytokines, qui sont responsable de la régulation de la réponse immunitaire (granddictionnaire, 2005), pourrait jouer un rôle dans la sensation de la sciatique (Olmarker *et al.*, 1993, Olmarker *et al.*, 1997).

Karpinen *et al.* (2001) stipule que 20 % des cas souffrant d'une sciatique n'ont pas de hernie discale sur les images de résonances magnétiques. La cause de cette douleur peut être la lombalgie d'origine discale.

Milette *et al.* (1995) ont démontré que la rupture des couches internes du disque peut causer de la douleur dans le bas du dos et dans les membres inférieurs. Ce phénomène peut être expliqué du fait que le disque intervertébral est innervé au tiers extérieur, postérieurement par le nerf sinuvertébral. Possédant des terminaisons nerveuses capables de transmettre la douleur par ses fibres afférentes (Ohnmeiss *et al.*, 1999), il est possible qu'une fois irritées par un contact avec le nucleus pulposus qu'elles induisent la douleur.

Le nucleus pulposus pourrait être également responsable d'une sensation douloureuse. Une fois le disque déchiré, le nucleus en s'échappant causerait une réaction chimique avec le nerf tout en l'irritant. En effet, Olmarker *et al.* (1993, 1998) ont démontré que l'application du nucleus sur une terminaison nerveuse occasionnait un changement morphologique et une diminution de la vitesse de conduction nommant ainsi le phénomène de radiculopathie chimique (Marshall *et al.*, 1973).

En conclusion, l'activation de la douleur se fait par une structure innervée. Nous avons vu qu'il existe au niveau du bassin des rameaux ventraux se combinant pour former, entre autres le nerf sciatique. Le disque lui-même possède une branche récurrente innervant l'arrière du disque intervertébral (figure 2.1). La douleur peut être de deux natures : douleur radiculaire et non radiculaire. La sciatique découle généralement d'une hernie discale. Il a été vu que le nerf sinuvertébral était capable de transmettre la douleur par ses fibres afférentes et qu'une fois irrité par un contact avec le nucleus pulposus qu'il induise la douleur.

2.2 Micro-traumas

La lésion du disque peut découler de deux (2) sources. Dans certains cas, la rupture survient lorsqu'une charge est appliquée d'une façon cyclique en dessous de son seuil de résistance. L'autre cas implique que les efforts en présence soient exceptionnellement importants.

En science des matériaux, la fatigue est un processus par lequel un matériau est affaibli par le chargement cyclique. Même si les contraintes engendrées sont inférieures à la limite d'élasticité du matériau, elles peuvent toutefois causer la rupture du matériau.

Il existe selon l'amplitude de la contrainte deux grands domaines; la fatigue d'endurance et la fatigue oligocyclique (Dorlot *et al.*, 1991).

Lorsque l'amplitude des déformations est faible, la durée de vie de la pièce est généralement plus élevée que 10^4 ou 10^5 cycles de chargement, elle appartient au domaine de la fatigue d'endurance.

Par contre, lorsque la contrainte est importante au point d'engendrer une déformation permanente à chaque cycle, elle appartient au domaine de la fatigue oligocyclique.

La rupture en fatigue peut être décomposée en trois volets; l'amorçage, la propagation et la rupture finale brutale (Dorlot *et al.*, 1991).

Généralement, l'amorçage se produit à l'endroit où il y a concentration de contraintes, inclusions ou défauts de surface (Dorlot *et al.*, 1991). Cependant, il existe des situations où la rupture en fatigue se produit sur des échantillons n'ayant aucune concentration de contraintes et parfaitement polis (Dorlot *et al.*, 1991).

Dans le domaine de la santé, la fatigue peut être causée par les activités impliquant des efforts répétitifs sur les mêmes structures générant des micro-traumas ne pouvant être réparés d'où leur accumulation (Nadeau, 2001).

On conclut que la lésion du dos, par la thèse du micro-traumas, résulte d'une défaillance adaptative ou d'une incapacité de se réparer, qui engendre une accumulation de fissures créant les micro-traumas. Donc, un chargement cyclique qui éventuellement engendre les micro-traumas devrait se reproduire dans un intervalle de temps très court pour éviter que les structures visées puissent se réparer ou s'adapter.

Le phénomène accidentel implique que les efforts en présence soient exceptionnellement importants. On s'intéresse à l'explication du mécanisme lésionnel de la hernie discale par divers chargements mécaniques comme un chargement en compression, en flexion, en torsion ou un chargement combiné (exemple : flexion torsion).

En conclusion, les chargements mécaniques simulés sur notre système vertèbre L5-S1 ne sont pas cycliques et le facteur chargement dans le temps est exclu. Donc, notre modèle ne tient pas en compte le phénomène de la fatigue. En admettant une défaillance adaptative du système vertèbre L5-S1, donc un mécanisme opérationnel de la fatigue, une contrainte résultante inoffensive dans un modèle sans fatigue pourrait générer une lésion discale dans un modèle qui en tient compte.

CHAPITRE 3

DIMENSIONNEMENT ET LIMITES ANGULAIRES

3.1 Dimensionnement

3.1.1 Dimensions de la vertèbre

Les dimensions des vertèbres peuvent être obtenues par radiographie, par mesure sur des spécimens cadavériques, par tomographie axiale calculée « ct scan » et par résonance magnétique. On quantifie l'augmentation par 15 % de la dimension des vertèbres entre les niveaux T12 et S1 (Eijkelkamp, 2002).

Les vertèbres ont une forme complexe et irrégulière. Composées de plusieurs parties, nous portons une attention particulière aux dimensions du corps vertébral. Ces dimensions sont : la hauteur du corps vertébral, le diamètre sagittal et le diamètre transversal. Ces données permettent de définir un contour du corps vertébral qui sera utilisé dans la modélisation géométrique de notre modèle par éléments finis.

Plusieurs auteurs (voir tableau 3.1) proposent un dimensionnement du corps vertébral. Pour une modélisation des plus réalistes, nous avons regroupé dans le tableau 3.1, les dimensions du corps vertébral de la L5, montré à la figure 3.1.

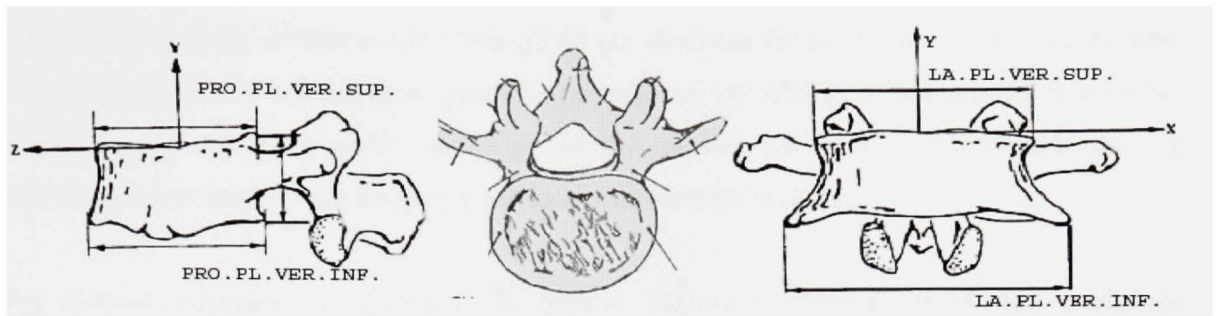


Figure 3.1 Dimensions du corps vertébral de la vertèbre L5

(Tirée de Panjabi, 1992)

Tableau 3.1

Dimensions du corps vertébral

L5	LA.PL.VER.SUP. (mm)	PRO.PL.VER.SUP.(mm)	LA.PL.VER.INF. (mm)	PRO.PL.VER. INF. (mm)	HAUT.CV.POST.(mm)
Lavaste <i>et al.</i> (1992)	48,0	31,7	47,2	30,0	23,1
Panjabi (1983)	47,3	34,7	49,4	33,2	22,9
Berry <i>et al.</i> (1987)	53,4	35,1	52,7	34,5	23,1
Stokes <i>et al.</i> (1988)			52,9	34,5	27,6
Myer	49,6	33,8	50,6	33,1	24,2

Les auteurs ont sensiblement les mêmes valeurs avec un ordre de grandeur similaire. Les différences observées peuvent provenir des différents protocoles utilisés. Les dimensions du corps vertébral sont fortement influencées entre autres par l'âge, le sexe et les différences interindividuelles.

Par la compilation des résultats, nous obtenons une moyenne de 49,6 mm pour la largeur du plateau vertébral supérieur (LA.PL.VER.SUP.) de 33,8 mm pour la profondeur du plateau vertébral supérieur (PRO.PL.VER.SUP.), de 50,6 mm pour la largeur du plateau vertébral inférieur (LA.PL.VER.INF.), de 33,1 mm pour la profondeur du plateau vertébral inférieur (PRO.PL.VER.INF.) et de 24,2 mm pour la hauteur du corps vertébral (HAUT.CV.POST.).

La largeur inférieure est supérieure de 1,0 mm comparativement à la largeur supérieure. La profondeur inférieure est inférieure de 0,8 mm comparativement à la profondeur supérieure.

On note un corps vertébral qui s'élargit et qui diminue de profondeur de haut en bas. Les dimensions du disque correspondent à l'assise vertébrale inférieure de la vertèbre L5. L'espace entre les vertèbres L5 et S1 est comblé par le disque intervertébral. La hauteur postérieure et antérieure du disque intervertébral varie.

Au niveau lombaire, la hauteur du disque vertébral diminue entre les systèmes vertèbres. Le disque possède une hauteur moyenne centrale de $10,7 \pm 2,1$ mm selon (Zhou *et al.*, 2000) et d'environ 11 ± 2 mm selon (Eijkelkamp, 2002). Par contre, on trouve également une hauteur discale antérieure $13,5 \pm 2$ mm et postérieure de 7 ± 2 mm.

Le tableau 3.2 regroupe les angles de différentes sources entre la portion inférieure du corps vertébral et la portion supérieure de l'assise du sacrum S1.

Tableau 3.2
Angle entre la vertèbre L5 et la S1 (°)

	Tibrewall <i>et al.</i> (1985)	Nissan <i>et al.</i> (1986)	Amonoo-Kuofi (1991)	Eijkelkamp (2002)	Moyenne
L5-S1					
Angle (°)	15,3	15,4	12,2	13	14

On obtient un angle moyen entre la vertèbre L5 et le sacrum S1 de 14 °.

3.1.2 Approximation

Pour diminuer la complexité de la forme de l'assise, une hypothèse sur le contour est une option intéressante. La forme des vertèbres lombaires varie. Les vertèbres lombaires supérieures s'apparentent à une forme de rein, tandis que celles que les vertèbres inférieures ont une forme d'ellipsoïde. La figure 3.2 montre l'évolution de la forme des vertèbres lombaires en fonction de leur niveau respectif.

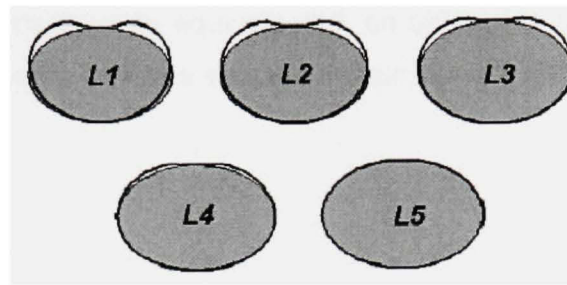


Figure 3.2 Formes des vertèbres lombaires

(Tirée de Eijkelkamp, 2002)

On constate que les formes respectives de rein appartiennent aux vertèbres L1, L2 et L3 et celle d'ellipsoïde aux vertèbres L4 et L5.

Plusieurs chercheurs (Goto *et al.*, 2002) ont choisi une ellipse comme une forme simplifiée. La figure 3.3 tirée de cette référence confirme l'utilisation simplifiée de la forme ellipsoïdale dans la modélisation des vertèbres lombaires.

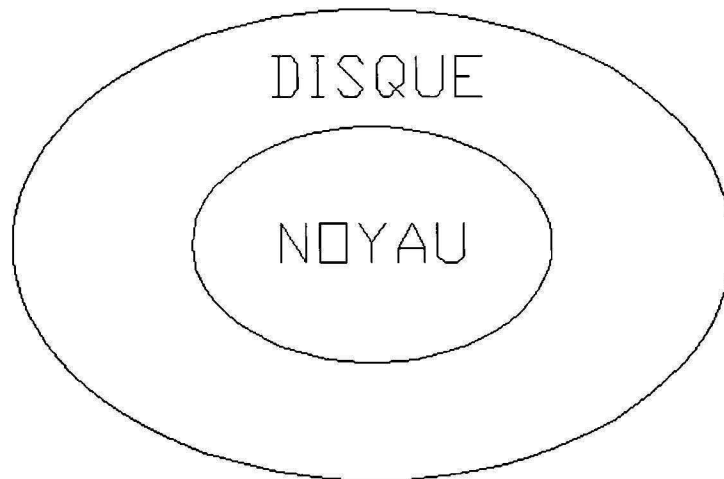


Figure 3.3 Représentation simplifiée de l'assise de la vertèbre et du sacrum

Une modélisation de l'assise ainsi mesurée et une comparaison avec une modélisation elliptique (Bouvette, 2005) ont permis de conclure que la prise en compte de la forme précise, de l'assise de la vertèbre, avait peu d'influence sur les analyses par éléments

finis et les calculs de contraintes équivalentes, en utilisant la théorie d'élasticité. Nous utiliserons comme modèle la forme simplifiée pour la représentation des vertèbres L5-S1.

3.2 Limites angulaires du système L5-S1

3.2.1 Limites angulaires du rachis lombaire

On entend par limites angulaires, l'amplitude angulaire maximum qu'un système peut atteindre. En fait, ces limites sont imposées par diverses structures et leurs agencements. Les ligaments et les os, par leur forme et leur disposition, constituent généralement les structures imposant ces limites angulaires. Elles sont utilisées dans notre modèle pour représenter avec le plus grand réalisme possible, les mouvements maximum rencontrés. Elles se résument par la plage de mouvements possibles pour des mouvements comme la flexion, l'extension, la flexion latérale et la rotation. Il arrive fréquemment que ces mouvements soient combinés.

Globalement, le rachis permet les mouvements selon les amplitudes présentées au tableau 3.3.

Tableau 3.3

Amplitudes angulaires globales du rachis par région (°)

(Adapté de Kapandji, 1975)

	Rachis cervical	Rachis dorsolombaire	Rachis lombaire
Flexion	40	105	60
Extension	75	60	35
Flexion latérale	35-45	20	20
Torsion	45-50	35	5

On remarque particulièrement que la portion du rachis lombaire offre très peu de liberté de mouvement en torsion. Elle permet 5° de rotation axiale ou de torsion

comparativement à 35° pour le rachis dorsolombaire et d'environ 50° pour le rachis cervical.

Vu la nature de l'étude qui est localisée au niveau lombaire, plus particulièrement le système vertèbre L5-S1, il serait avantageux de connaître les limites angulaires du système vertèbre en question.

Nous avons recueilli les résultats de plusieurs auteurs proposant différentes valeurs de limites angulaires pour le système vertèbre L5-S1. Le tableau 3.4 rapporte les différentes valeurs de limites angulaires considérées.

Tableau 3.4

Valeurs des limites angulaires globales du système vertèbre L5-S1 (°)

Auteur	Flexion extension	Flexion latérale	Torsion
Tanz (1953)		2,3	
Clayson <i>et al.</i> (1962)	0,6		
White <i>et al.</i> (1978)	10-24	2-6	0-2
Pearcy <i>et al.</i> (a) (1984)		3	
Pearcy <i>et al.</i> (b) (1984)	9		
Gracovetsky <i>et al.</i> (1986)			5-10
Adams <i>et al.</i> (1988)	10,1		
Gracovetsky (1988)	11,2	9	
Yamamoto <i>et al.</i> (1989)	10	11,4	
Rothman <i>et al.</i> (1992)	10-22		

En combinant, les résultats du tableau précédent, on note une plage maximale variant de 9° à 24° en flexion extension excluant les résultats de Clayson *et al.* (1962), des valeurs atteignant 2° à 11.4° de flexion latérale et de 0° à 10° en torsion. Les vertèbres lombaires permettent peu ou pas de rotation de par l'orientation de leurs facettes articulaires. Ces amplitudes varient d'un sujet à l'autre, ce qui peut expliquer les résultats différents selon les auteurs.

Vu la grande disparité entre les auteurs, nous nous tournons vers les résultats de Kapandji (1975). Kapandji illustre l'influence de l'âge dans la variation des limites angulaires.

Tableau 3.5

Valeurs des limites angulaires L5-S1 en fonction de l'âge des sujets (°)

Kapandji (1975)

	Flexion				Flexion latérale			
	2-13 ans	35-49 ans	50-64 ans	65- 77ans	2-13 ans	35-49 ans	50-64 ans	65- 77ans
L5-S1	24	8	8	7	7	2	1	0

On note une diminution importante des valeurs des limites angulaires pour une population vieillissante. Ce phénomène est peut-être relié à la baisse de l'activité physique chez les populations vieillissantes. Puisque notre recherche cible les travailleurs, les valeurs du groupe de 2-13 ans et 65-77 ans sont à exclure.

En résumé, les limites angulaires seront utilisées pour appliquer à notre modèle des chargements capables d'atteindre, mais sans toutefois dépasser les limites angulaires. Ainsi, nous serons en mesure de modéliser des situations pouvant être rencontrées en milieu de travail. Les valeurs utilisées seront présentées au chapitre 5.

CHAPITRE 4

MODÉLISATION ANALYTIQUE ET NUMÉRIQUE PAR ÉLÉMENTS FINIS

4.1 Modélisation analytique

Les modélisations numérique et analytique comportent des avantages et inconvénients. L'avantage majeur de l'approche analytique réside en sa simplicité à mettre en œuvre. Elle utilise des formes simples qui couplées à des formules analytiques courantes nous conduisent à des résultats qui pourront, par exemple, valider un modèle plus complexe. À l'opposé, la modélisation numérique par éléments finis permet une simulation intégrant l'ensemble des composantes incluant la complexité de leurs formes, l'arrangement spatial, etc. Cependant, les résultats de ce type de modélisation peuvent engendrer des résultats erronés, causés entre autres par un mauvais choix d'éléments ou une mauvaise application des conditions frontière.

4.2 Modèle analytique

Le modèle analytique se limite aux sollicitations de la pression interne, la flexion et une combinaison de la pression et de la flexion.

4.2.1 Modélisation de la pression

La modélisation de la pression interne du disque intervertébral fait appel à la théorie des réservoirs sous pression à paroi épaisse.

Ces équations découlent de celles utilisées pour les cylindres et sont adaptées pour la forme elliptique. Les contraintes radiales σ_r et circonférentielles σ_θ découlent de la théorie des réservoirs sous pression et sont données par les équations 4.1 et 4.2.

La contrainte selon l'axe perpendiculaire formé par l'anneau de la vertèbre L5 est σ_z

$$\sigma_r = \frac{(1 - \frac{R_o^2}{r^2})p_i}{Y^2 - 1} \quad (4.1)$$

$$\sigma_\theta = \frac{(1 + \frac{R_o^2}{r^2})p_i}{Y^2 - 1} \quad (4.2)$$

$$Y = \frac{R_o}{R_i} \quad (4.3)$$

Le réservoir est de forme elliptique. Ces caractéristiques géométriques sont montrées à la figure 4.1.

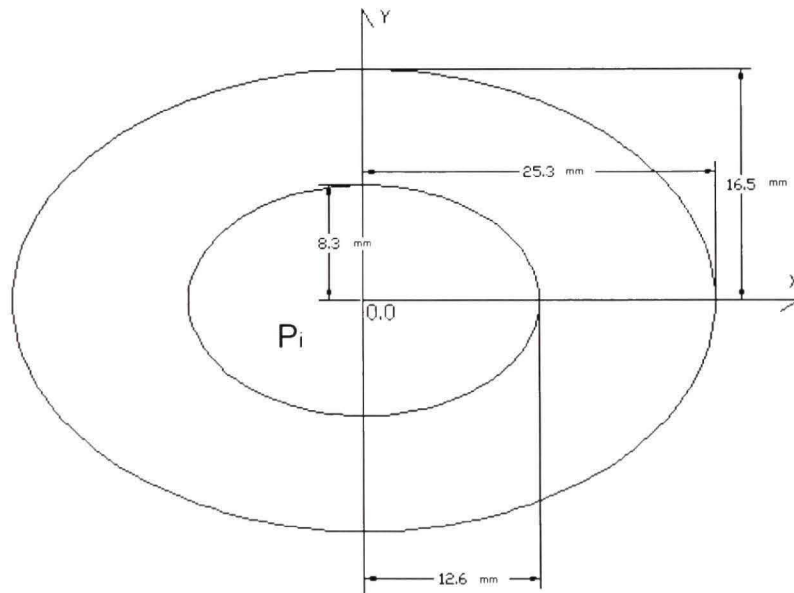


Figure 4.1 Forme schématique de l'anneau fibreux

Nous avons un ensemble de deux ellipses qui forment l'anneau fibreux. La première ellipse ($a_e = 25.3 \text{ mm}$, $b_e = 16.5 \text{ mm}$) délimite le contour externe et la deuxième ellipse

($a_i = 8.5 \text{ mm}$, $b_i = 12.6 \text{ mm}$) délimite le contour interne de l'anneau fibreux et le nucleus pulposus.

L'effet de la pression est analysé à travers l'épaisseur à $x = 0$ sur l'axe y . Or, à cet endroit bien précis, le rayon de courbure peut être trouvé par les équations 4.4 et 4.5.

$$R_i = \frac{a_i^2}{b_i} \quad (4.4)$$

$$R_e = \frac{a_e^2}{b_e} \quad (4.5)$$

Les équations 4.4 et 4.5 découlent des équations 4.6 et 4.7.

$$r_1 = \frac{(a^4 y^2 + b^4 x^2)^{3/2}}{a^4 b^4} \quad (4.6)$$

$$r_2 = \frac{(a^4 y^2 + b^4 x^2)^{1/2}}{b^2} \quad (4.7)$$

Il est possible de combiner les contraintes pour obtenir la contrainte équivalente σ_e de Von Mises. En l'absence de cisaillement, celle-ci est donnée par l'équation 4.8.

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{1}{2}((\sigma_r - \sigma_\theta)^2 + (\sigma_\theta - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_r)^2)} \quad (4.8)$$

Sachant que l'anneau fibreux est schématisé par un ensemble de deux ellipses les contraintes selon les directions x et y sont transformées en contraintes radiales pour être comparé à celle de la théorie des réservoirs sous pression.

4.2.2 Modélisation de la flexion

Le chargement en flexion reflète le cas d'un individu qui, en effectuant une tâche, sollicite sa colonne par un mouvement de flexion. Pour simuler un cas réaliste, cette flexion doit rester dans une plage physiologique cohérente avec les limites angulaires du corps humain. Dans ce cas bien précis, nous utilisons 6° comme limite angulaire entre les vertèbres L5-S1.

Même si nous ne disposons pas des structures postérieures du système vertébral, il est possible d'imposer un moment pour atteindre les limites angulaires connues. À l'opposé, si nous avons choisi d'imposer un moment sans référence aux limites angulaires, donc en omettant le rôle des contacts osseux, des ligaments, etc. les valeurs de contraintes obtenues seraient sûrement erronées. La figure 4.2 schématise le modèle analytique.

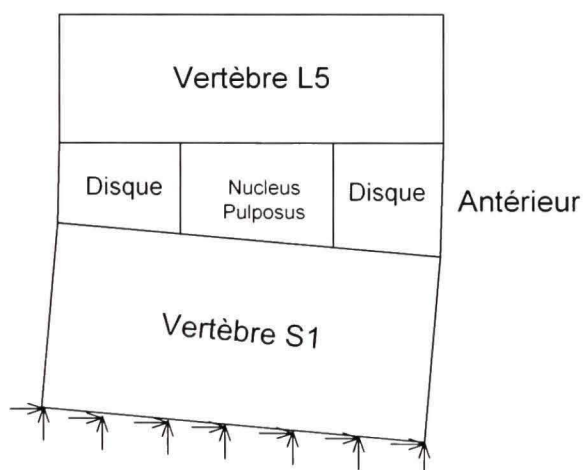


Figure 4.2 Schématisation du modèle analytique

Un chargement en flexion amène un rapprochement des fibres antérieures et un éloignement des fibres postérieures. Il est possible pour une rotation de $\theta=6^\circ$, de déterminer l'allongement des fibres postérieures.

L'allongement des fibres postérieures est régi par l'équation 4.9.

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (4.9)$$

$$\Delta l = l - l_0 \quad (4.10)$$

Nous avons des fibres ayant une longueur initiale (l_0) qui varie en fonction de leurs localisations sur l'axe des y sur le disque intervertébral. Cette variation est due à l'angle entre les deux assises des vertèbres L5 et S1 qui implique des fibres antérieures de longueurs maximales et des fibres postérieures de longueurs minimales. La figure 4.3 symbolise une coupe transversale du disque L5.

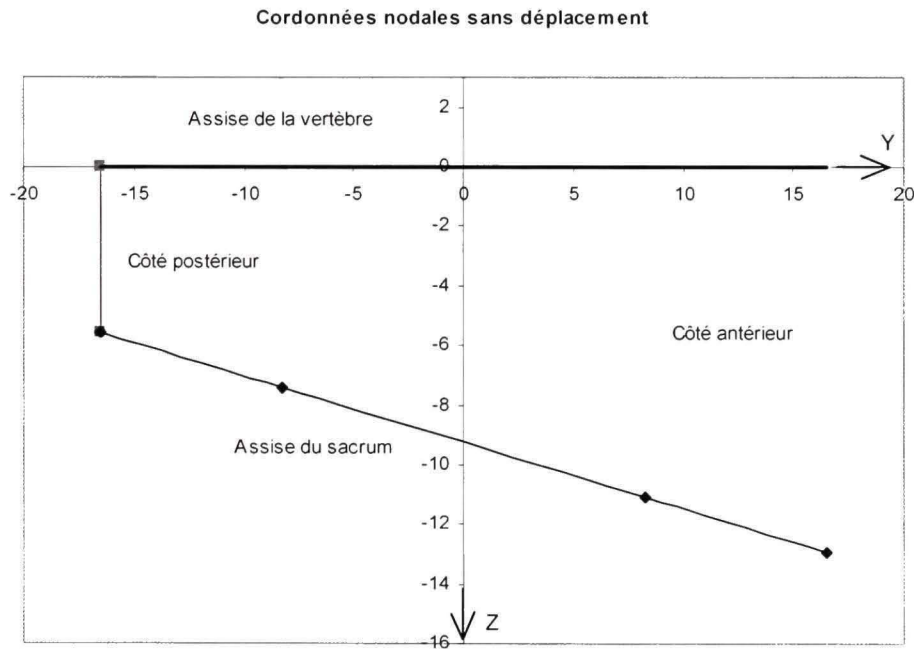


Figure 4.3 Coupe transversale du disque L5

On remarque une assise avec une pente pour la vertèbre L5 (voir équation 4.11) et une pente pour l'assise du sacrum (voir l'équation 4.12).

$$z = -0.2237y + 9.2499 \quad (4.11)$$

$$z = 0 \quad (4.12)$$

Nous obtenons par le différentiel des équations 4.11 et 4.12, la longueur initiale (l_0) en fonction de la localisation sur l'axe des y . Connaissant les longueurs initiales, nous pouvons trouver leurs déformations.

Selon la déformation obtenue, nous utilisons la courbe proposée par Yamada (1970) qui met en relation contrainte et déformations du disque intervertébral lombaire entre les vertèbres L5-S1 (voir figure 4.4).

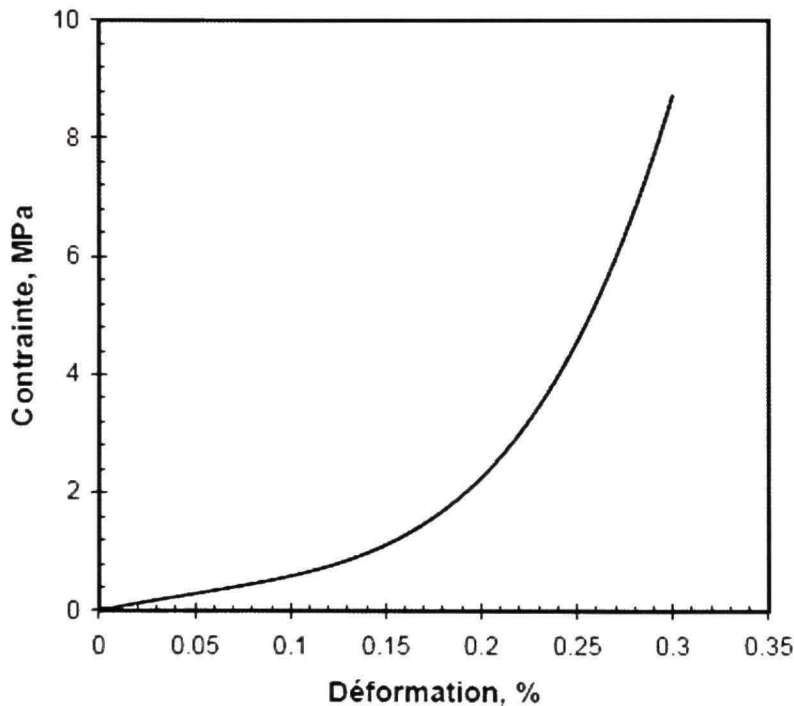


Figure 4.4 Courbe contraintes/déformations du disque intervertébral

(Tirée de Yamada, 1970)

La déformation générée par un angle de 6° nous permet à partir du graphique de la figure 4.4 de trouver la contrainte correspondante.

Il est possible, à partir du graphique proposé par Yamada, d'extraire une équation qui

suit la courbe de tendance de la courbe (figure 4.4). Cette courbe de tendance, du 4^{ième} ordre (eq. 4.13), nous permet de déduire la contrainte associée en fonction de la déformation. Cette déformation dépend du rayon de courbure du disque intervertébral.

$$\sigma_z = -0.0082\varepsilon^4 + 0.2035\varepsilon^3 - 1.0491\varepsilon^2 + 2.481\varepsilon - 1.635 \quad (4.13)$$

4.2.3 Modélisation de la flexion et de la pression

Le cas d'un chargement en flexion avec pression interne est traité par la combinaison de deux chargements distincts. On peut calculer la contrainte de Von Mises à l'aide des contraintes obtenues en flexion et celles dues à la pression. L'équation 4.14 est l'équation de la théorie de Von mises utilisée.

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_r - \sigma_t)^2 + (\sigma_t - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_r)^2]} \quad (4.14)$$

Nous retrouvons ainsi les contraintes radiales et tangentielles obtenues par la pression et la contrainte σ_z qui découle du chargement en flexion.

4.3 Modélisation par éléments finis

Le modèle par éléments finis comprend la vertèbre L5, le sacrum et le disque intervertébral. Pour les vertèbres, seul le contour de l'assise est pris en compte. Toute la structure postérieure osseuse est omise dont les lames, les apophyses épineuses, les apophyses transverses, les pédicules, les apophyses articulaires supérieures et les apophyses articulaires inférieures. Dépourvues des structures postérieures, les vertèbres L5 et S1 sont restreintes en rotation, flexion et translation seulement par le disque intervertébral.

4.3.1 Modélisation du corps vertébral

La forme de l'unité fonctionnelle rachidienne doit représenter le plus fidèlement possible la réalité. Pour ce faire, les concepts de métrologie sont utilisés. Un montage fixant la vertèbre L5 nous a permis de prendre 200 points. Étant donné la nature du modèle, seuls les points du contour de l'assise des plateaux intervertébraux ont été sélectionnés. Le nuage de points est lié par des « splines » qui composent une forme complexe. Cette dernière représente l'assise de la vertèbre L5 qui dans notre modèle équivaut également celle du sacrum. Celle-ci est illustrée à la figure 4.5.

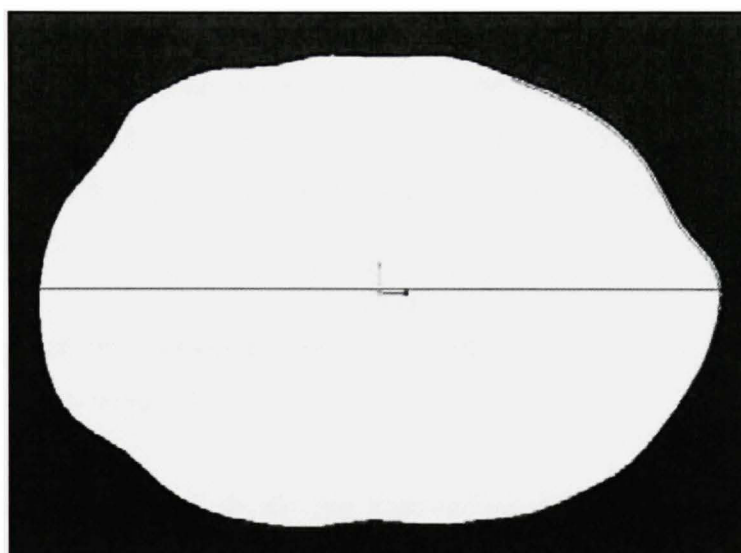


Figure 4.5 Assise réelle de la vertèbre L5

Pour diminuer la complexité de la forme, une hypothèse sur le contour est une option intéressante. En effet, plusieurs chercheurs (Goto *et al.*, 2002) ont choisi l'utilisation de la forme ellipsoïdale simplifiée dans la modélisation des vertèbres lombaires, comme en fait foi la figure 3.3 (page 43).

À la figure 3.2, nous remarquons que la forme elliptique et la vertèbre L5 sont très similaires. Rappelons les conclusions de Bouvette (2005) qui ont permis de conclure

que la prise en compte de la forme précise, de l'assise de la vertèbre, avait peu d'influence sur les analyses par éléments finis et les calculs de contraintes équivalentes, en utilisant la théorie d'élasticité. Alors, nous utiliserons l'approximation elliptique comme modèle pour la représentation des vertèbres L5-S1.

4.3.1.1 Grandeurs et géométrie

Les dimensions choisies sont celles du tableau 3.1. Nous choisissons une moyenne de ces mesures. En faisant une moyenne, nous limitons ainsi l'impact des différences anthropométriques causées soit par l'âge, le sexe et le percentile des sujets mesurés par chacun des auteurs. Nous considérons les valeurs du plateau inférieur de la vertèbre L5 égales à celles du plateau supérieur de la première vertèbre sacrée (S1). Ces valeurs sont de l'ordre de 51 ± 2 mm pour la largeur du plateau vertébral inférieur (LA.PL.VER.INF.) et de 33 ± 2 mm pour la profondeur du plateau vertébral inférieur (PRO.PL.VER.INF.).

La hauteur du corps vertébral de la vertèbre L5 et S1 égale 24 ± 2 mm (HAUT.CV.POST.) tableau 3.1.

Les dimensions géométriques du disque intervertébral égales à celles de l'assise des vertèbres.

L'angle entre les deux assises des vertèbres est déterminé par la différence de la hauteur postérieure et antérieure. Selon Zhou *et al.* (2000), la hauteur moyenne centrale du disque égale $10,7 \pm 2,1$ mm. Les valeurs de Eijkelkamp (2002) sont similaires soit, 11 ± 2 mm.

Le plan de l'assise de la vertèbre L5 ne coïncide pas avec celui de la vertèbre sacrée S1. Un angle sépare les deux plans des assises. La littérature fait état des valeurs existantes. Elles sont compilées dans le tableau 3.2 (section 3.1). L'angle moyen compilé entre la vertèbre L5 et le sacrum S1 est de 14 ± 1 °.

Les résultats des expérimentations d'Eijkelkamp (2002) nous proposent une hauteur pour le disque L5 de $13,5 \pm 2,0$ mm de hauteur côté antérieur et postérieur de 7 ± 2 mm.

En résumé, le disque modélisé comme une ellipse aura comme dimensions 51 ± 2 mm de largeur, 33 ± 2 mm de profondeur, 14 ± 2 mm pour la hauteur antérieure du disque, de 7 ± 2 mm pour la hauteur postérieure du disque et de $14 \pm 1^\circ$ pour l'angle.

On attribue, les propriétés mécaniques de l'os spongieux à la vertèbre L5 et au sacrum, puisque l'os cortical et les plateaux intervertébraux possèdent des propriétés mécaniques supérieures à celles de l'os spongieux. Le module d'élasticité est de 12 000 MPa pour l'os cortical (Shirazi-Adl *et al.*, 1983), de 500 MPa pour les plateaux intervertébraux (Lavaste *et al.*, 1992) et de 100 MPa pour l'os spongieux (Shirazi-Adl *et al.*, 1983). En choisissant un module d'élasticité plus faible, l'effet de discontinuité est limité. Le coefficient de Poisson est de l'ordre de 0,2 pour l'os spongieux (Shirazi-Adl *et al.*, 1983).

4.3.2 Modélisation du disque intervertébral

Le disque intervertébral est l'une des structures les plus complexes du corps humain. Les caractéristiques du disque intervertébral présentées dans ce chapitre ne sont qu'un survol et résumant en partie la section 1.2.2.

Les anneaux fibreux du disque lombaire sont constitués de 15 à 25 lamelles minces formant un patron symétrique entrecroisé avec un angle moyen de 30° par rapport au plan transversal (Marchand *et al.*, 1990). Les lamelles peuvent être altérées ou incomplètes sous trois types de configuration totalisant au moins 40 % des couches de l'anneau. La région postéro latérale contient le pourcentage le plus élevé du nombre de couches incomplètes.

Les lamelles (anisotrope, orthotrope) possèdent, comme les matériaux composites, une portion de fibre liée par une matrice. Puisqu'il s'agit de fibres de collagène, les

propriétés mécaniques du disque sont viscoélastiques. La littérature (voir tableau 4.1) nous offre une panoplie d'hypothèses pour la modélisation du disque intervertébral.

Le tableau 4.1 fait état des hypothèses de différents auteurs pour la caractérisation de propriétés mécaniques du disque intervertébral utilisé dans leurs modèles par éléments finis.

Tableau 4.1

Propriétés mécaniques du disque intervertébral et du nucleus pulposus

Auteurs du Modèle	Ef (module d'Young fibre) (Mpa) vf		Ea (module d'Young anneau fibreuse) (Mpa) va		En (module d'Young nucleus) (Mpa) vn	
Belytschko et al. (1974)			Composite			
Kulak (1976)			Ez=83, Ex=Ey=2.1, v=0.45			
Goel et al. (1995)	450	0,3	4,2	0,45	1	0,499
Lavaste et al. (1992)	500	0,3	2	0,45	4	0,499
Robin et al. (1994)	500	2	0,45	4	0,499	
Lu et al. (1996)	500	0,35	4	0,4		
Natarajan et Andersson (1999)			4,2	0,45	0,2	0,4999
Shirazi et al. (1984)	23000e ¹⁹		4,2	0,45		
Shirazi et al. (1993)			Composite			0,1
Argoubi et Shirazi (1996)			2,5	0,1	1,5	
Suwito et al. (1992)			5,07-8,45	0,44		
Ueno k. and Liu (1987)	500		1	0,48	k=1666	
Wang et al. (1997)			8,0 - 4,2	0,45	2	0,49

Selon les auteurs au tableau 4.1, seuls Shirazi *et al.* (1984), traitent les fibres de collagènes comme étant non linéaires. La non-linéarité de la fibre lui permet d'avoir, selon les déplacements causés par son chargement, des résultats plus adaptés qu'un traitement linéaire du module d'élasticité.

Le disque intervertébral est complexe. Sa complexité provient de sa géométrie et des caractéristiques de ses matériaux (orthotropie, viscoélasticité).

Ainsi, une modélisation fidèle par éléments finis de l'anneau fibreux devrait avoir un nombre de lamelles exacte agencé par un patron alterné simulant les zones de

couches incomplètes. Une analyse de sensibilité de ces paramètres devrait être effectuée pour quantifier le rôle de ceux-ci sur les résultats finaux.

En considérant tous ces paramètres, un modèle par éléments finis serait en mesure de reproduire avec fiabilité le comportement du disque intervertébral.

Étant donné qu'une modélisation avec exactitude du disque intervertébral est très complexe, nous nous tournons vers les travaux de Yamada (1970).

Les données de Yamada (1970) (voir figure 4.4) sont utilisées pour traduire le comportement non linéaire du disque dans notre modélisation. Les données de Yamada nous permettent de tenir compte du disque dans son ensemble. En fait, nous en tenons compte comme une structure homogène, mais non linéaire. Le coefficient de poisson est fixé à 0,45 (Shirazi-Adl *et al.* 1984).

L'utilisation de la courbe proposée par Yamada dans la caractérisation du disque intervertébral ne nous permet pas de voir l'influence de l'orientation des fibres dans les couches du disque.

4.3.3 Modélisation du noyau (Nucleus Pulposus)

Le nucleus pulposus est un liquide incompressible qui exerce une charge répartie sur les surfaces intérieures de l'anneau fibreux et les plateaux intervertébraux (Jayson, 1992). Dans le modèle suggéré, le nucleus pulposus est remplacé par une pression interne dont l'intensité varie suivant la posture adoptée avec ou sans soulèvement de charge. Selon plusieurs études, une modélisation par un solide ne représenterait pas tout à fait la réalité biologique (Meakin *et al.*, 2000, Seroussi *et al.*, 1989).

Les résultats des expériences de Wilke *et al.* (2001) sur la pression intradiscale sont utilisés. Wilke *et al.* (2001) ont obtenu leurs résultats par l'implantation d'une sonde à pression dans le nucleus pulposus du disque entre la vertèbre L4-L5 d'un volontaire

sans antécédent clinique. Le tableau 4.2 résume les valeurs obtenues par Wilke *et al.* (2001).

Tableau 4.2

Pression interdiscale selon différentes tâches et postures

(Tirée de Wilke *et al.* (2001))

Postures	Pression (MPa)
position debout	0,5
Flexion avant 40°	1,1
Flexion doigts/pieds	1,6
Flexion arrière -20°	0,6
Position assis	0,46
Flexion latérale 20°	0,6
Rotation axiale 25°	0,7
Lever de 20 kg avec le dos fléchi	2,3
Lever de 20 kg avec les genoux fléchis	1,7
Lever de 20 kg près du corps avec les genoux fléchis	1,1

Wilke *et al.* (2001) présentent (figure 4.6) le cas d'une flexion avant complète du tronc.

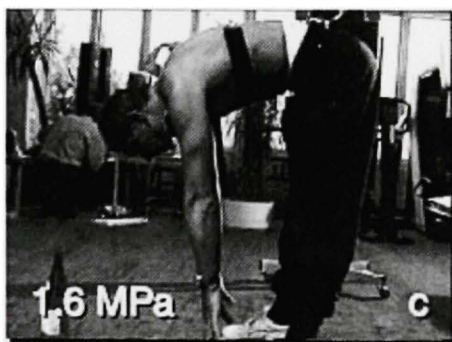


Figure 4.6 Flexion avant complète

Avec les résultats du tableau 4.2, nous tirons comme conclusion qu'une flexion vers l'avant du tronc induit une pression de 1.6 MPa qui est supérieure aux autres postures.

complexes avec un nombre de nœuds adéquats. En fait, le nombre de nœuds joue un rôle sur la fidélité de la forme et la précision des résultats. Plus le nombre de nœuds est important, plus la forme sera fidèle à celle modélisée, plus les résultats découlant de l'analyse seront précis, mais le temps de calcul sera plus important. Par contre, à un nombre de nœuds spécifiques selon le cas étudié, on atteint une stabilisation des résultats en fonction du nombre de nœuds. Par exemple, il est possible d'avoir un nombre deux fois plus important de nœuds avec une différence des résultats de 1%. Le nombre de nœuds après une discrétisation adéquate de notre modèle avoisine les 27 000. Vu la nature de l'étude, la composante ayant une discrétisation plus précise est le disque intervertébral. La figure 4.8 est le résultat simplifié de la forme de l'unité fonctionnelle rachidienne L5-S1 modélisée en vue latérale.

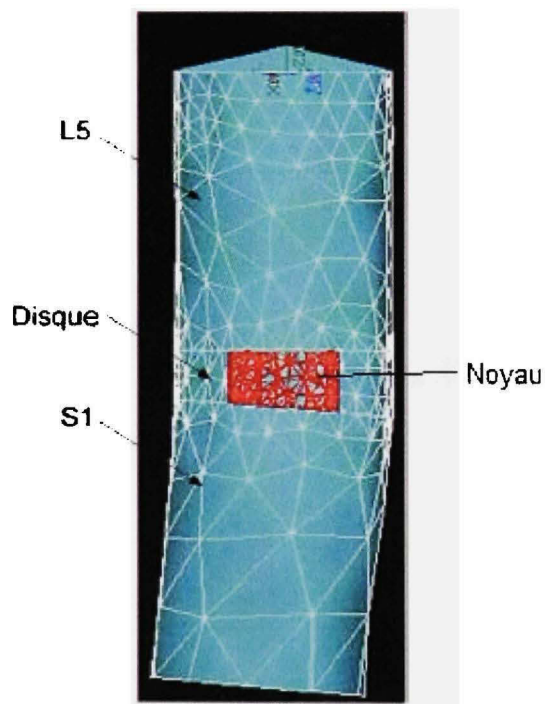


Figure 4.8 Modèle par éléments finis des vertèbres L5 –S1

Tous les types de chargements sont effectués en un point. L'ensemble des degrés de liberté est fixé à la face inférieure du sacrum. Le disque est considéré soudé à la vertèbre. Ce modèle sera soumis à divers types de chargement simples ou complexes. Les chargements simples étudiés sont : la pression, la flexion, la compression et la

torsion. Les chargements complexes étudiés sont : la pression combinée à la flexion et la flexion combinée à la torsion.

CHAPITRE 5

RÉSULTATS

Tous les types de chargements sont appliqués en un point sur le dessus de la vertèbre L5. Le point est relié par des tiges à la surface supérieure de la vertèbre L5 (figure 5.1). Cette méthode de chargement pourrait générer des erreurs en ne transmettant pas adéquatement les efforts à la surface. Pour éviter ce problème, nous avons appliqué un module d'élasticité très élevé, soit dix fois plus grand que celui des vertèbres.

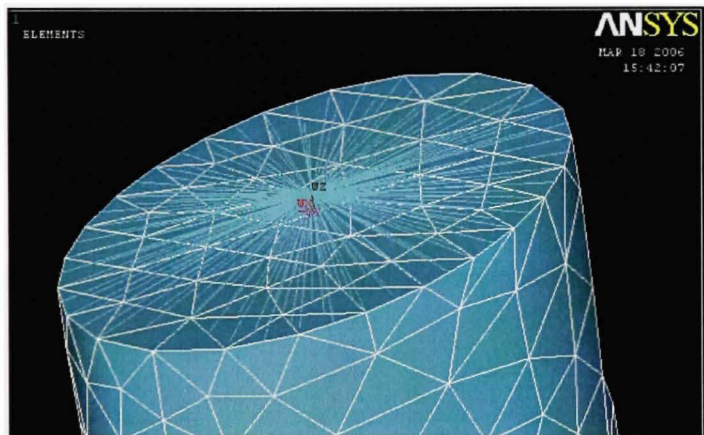


Figure 5.1 Chargement en un point

L'ensemble des degrés de liberté est fixé à la face inférieure du sacrum. Ceci permet de fixer le modèle et de lui appliquer un chargement. Par contre, en fixant la face inférieure du sacrum, il se peut que le corps du sacrum se déforme sous l'application de la charge et puisse affecter la valeur des contraintes du disque intervertébral.

Notre modélisation n'inclut pas les plateaux intervertébraux et le disque est considéré soudé à la vertèbre. L'absence du plateau intervertébral devrait générer des contraintes, à la jonction du disque et de la vertèbre, plus grande, puisque le disque intervertébral et les vertèbres ont un module d'élasticité très différent.

Les résultats sont séparés en plusieurs volets. Nous présentons d'abord, les résultats de l'effet de la pression interne du disque, ensuite de la flexion, ensuite de la compression, ensuite de la torsion et finalement une combinaison de la flexion et de la torsion.

5.1 Chargement

Une pression interne est appliquée au centre du disque pour simuler l'action du nucleus pulposus. Dans le premier cas analysé, cette pression égale 0.24 MPa et dans le deuxième cas, elle égale 1.66 MPa.

5.1.1 Pression 0.24 MPa

La figure 5.2 est le résultat d'une pression de 0.24 MPa sur la paroi interne du disque intervertébral.

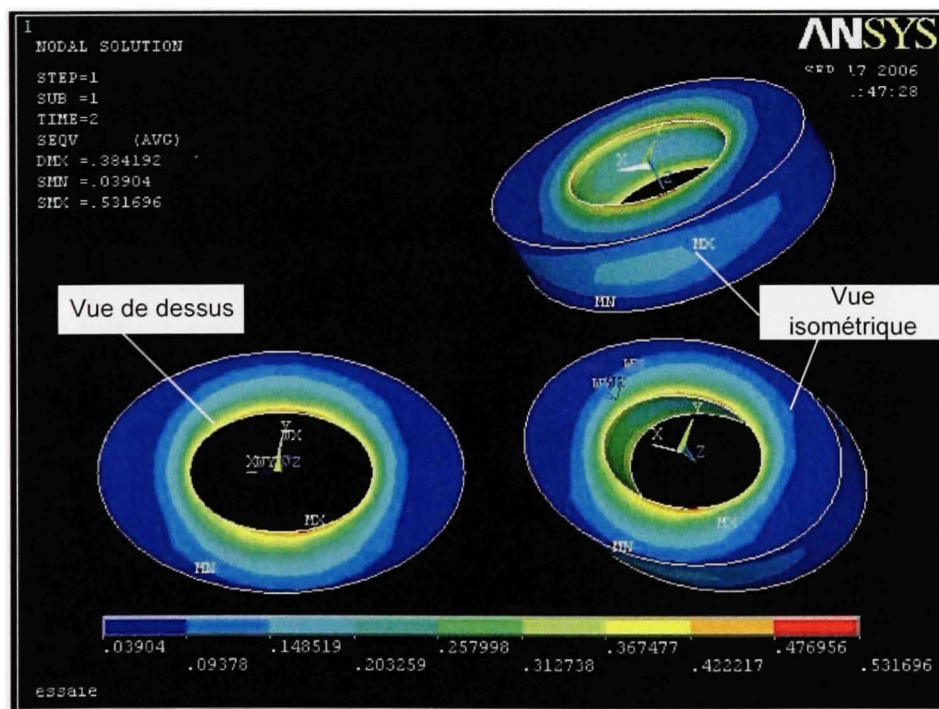


Figure 5.2 Contraintes équivalentes (pression 0.24 MPa.)

La pression choisie de 0.24 MPa simule un état de précontrainte au repos.

On constate une contrainte équivalente maximale sur la droite à $x = 0$ d'une valeur de 0.532 MPa et minimale sur la droite $y = 0$ d'une valeur de 0.039 MPa. Les contraintes équivalentes diminuent à la paroi externe. Selon Natarajan *et al.* (1999), les contraintes du corps du disque intervertébral sont maximales à la surface interne de celui-ci. Nos résultats corroborent les conclusions de Natarajan *et al.* (1999), puisque les contraintes sont maximales sur la surface interne de l'anneau et elles diminuent vers la demi-épaisseur de cette surface. Ces contraintes maximales sont causées par l'effet de discontinuité à la jonction entre le disque et le plateau. Pour apprécier l'impact et en diminuer leur effet, une analyse à demi-épaisseur s'impose.

En sectionnant le disque intervertébral par un maillage particulier, nous sommes en mesure de diviser le disque intervertébral en trois sections (figure 5.3).

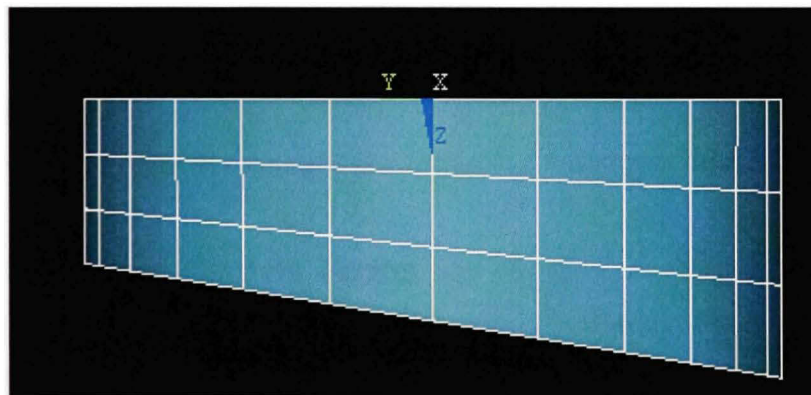


Figure 5.3 Maillage du disque intervertébral

Les éléments du centre ont été sélectionnés pour diminuer l'effet de discontinuité. Les résultats du chargement de 0.24 MPa des éléments du centre sont montrés à la figure 5.4.

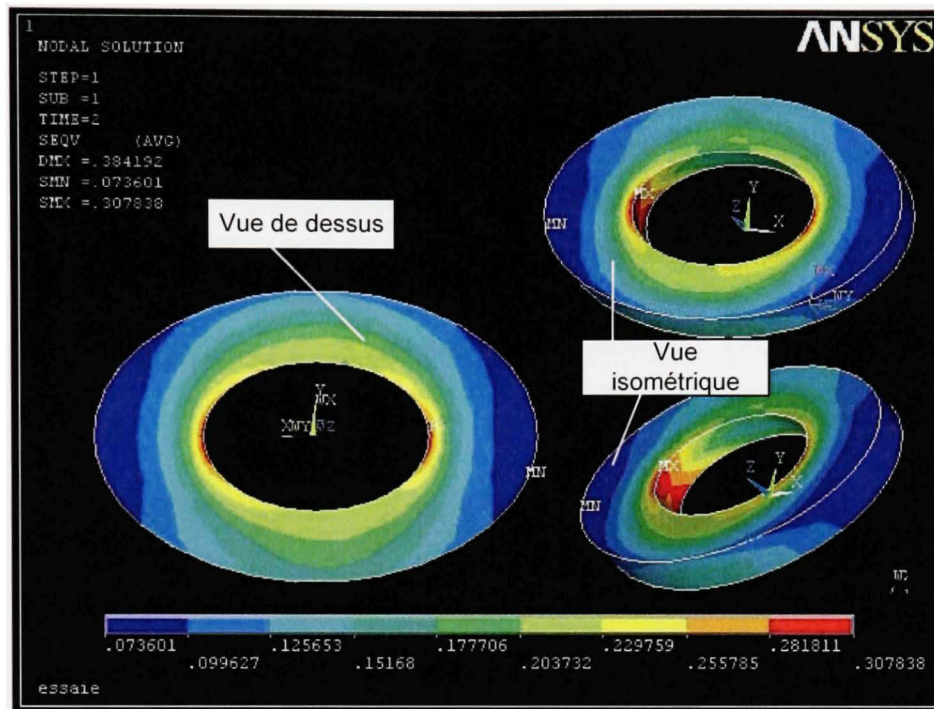


Figure 5.4 Contraintes équivalentes des éléments situés au centre

À la mi-épaisseur, nous avons une contrainte équivalente maximale sur la droite $y = 0$ d'une valeur de 0.308 MPa et minimale sur la droite $x = 0$ d'une valeur de 0.074 MPa.

De façon analogue aux résultats obtenus par le disque complet, les contraintes équivalentes s'estompent de plus en plus en périphérie, mais les contraintes équivalentes maximales sont maintenant sur l'axe des x à y égal 0. Les valeurs des contraintes équivalentes sont nettement inférieures à la mi-épaisseur de l'ordre de 42 % comparativement à celles observées aux flancs supérieurs et inférieurs. L'écart des valeurs des contraintes est attribué aux concentrations de contraintes dans les régions de discontinuité. Elles découlent des aspects géométriques et des différences de propriétés mécaniques qui constituent le disque et les vertèbres L5 et S1.

5.1.2 Pression 1.66 MPa

La pression fixée à 1.66 MPa correspond, selon les expériences de Nachemson (présentés à la figure 4.7 tirée de Shirazi *et al.* 1983), à une charge axiale de 1624 N et selon les expériences de Wilke *et al.* (2001), à une flexion vers l'avant du bassin. La charge axiale de 1624N équivaut à 2 fois le poids total d'une personne d'environ 83 kg. Résolus de façon non linéaire, les résultats de la simulation sont présentés à la figure 5.5.

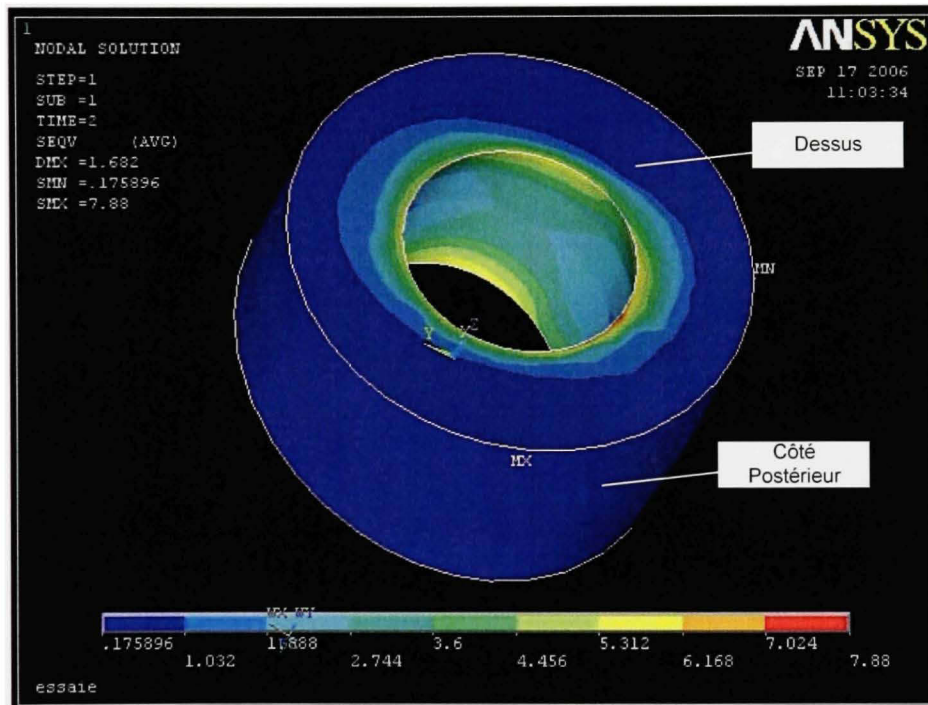


Figure 5.5 Contraintes équivalentes (pression 1.66 MPa.)

Une contrainte équivalente maximale se trouve sur la droite à $x = 0$ sur l'axe des y d'une valeur moyenne de 7.88 MPa. La contrainte équivalente est minimale sur l'ensemble de la périphérie d'une valeur moyenne de 0.176 MPa. Les contraintes équivalentes s'estompent de plus en plus en périphérie. Similairement aux résultats obtenus avec la pression interne de 0.24 MPa, les contraintes équivalentes sont plus

importantes sur le périmètre de l'anneau interne en surface et diminuent vers la mi-épaisseur.

Les résultats de la mi-épaisseur pour un chargement de 1.66 MPa sont illustrés à la figure 5.6.

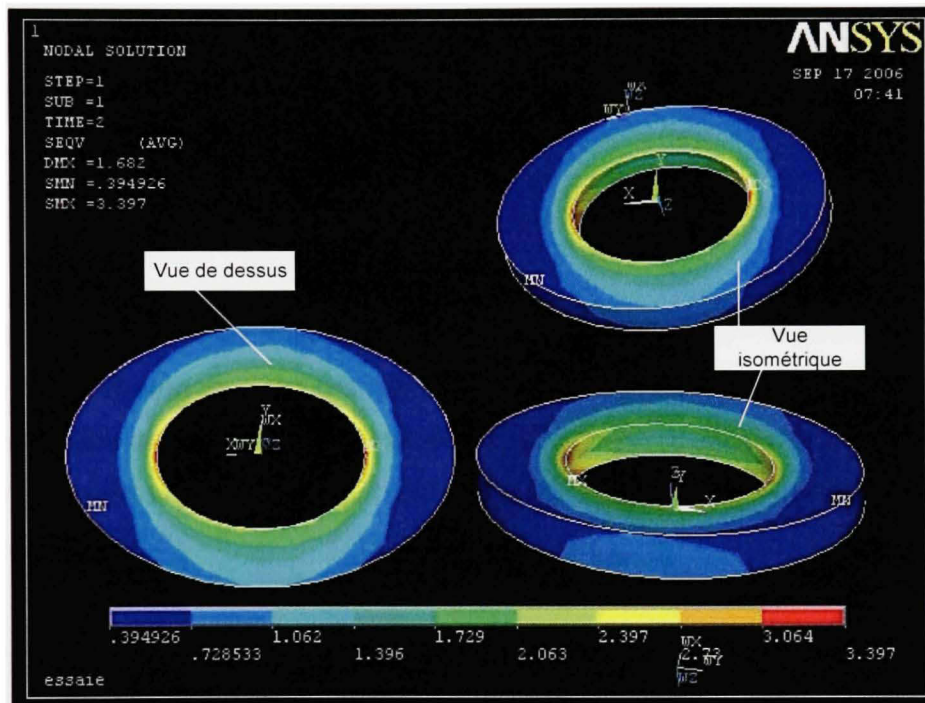


Figure 5.6 Contraintes équivalentes demi-épaisseur (pression 1.66 MPa.)

Une diminution de la contrainte équivalente est observée à la mi-épaisseur. Elles sont comme sous le chargement en pression de 0.24 MPa maximales sur l'axe des x à y égal 0. Comparativement aux surfaces supérieure et inférieure du disque intervertébral (disque complet), elles sont inférieures de 57 %.

5.2 Comparaison avec la théorie, cas pression interne

L'utilisation de la théorie des réservoirs sous pression à paroi épaisse comme modèle analytique nous permet la validation du modèle par éléments finis. Nous comparons le

cas d'une pression interne de 0.24 MPa. La théorie des réservoirs sous pression ne tient pas compte des discontinuités. Ainsi, pour diminuer l'influence des discontinuités, les valeurs prises dans le modèle sont à la mi-épaisseur.

5.2.1 Pression de 0.24 MPa

Nous utilisons pour obtenir les valeurs des contraintes équivalentes l'équation 5.1.

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{1}{2}((\sigma_r - \sigma_\theta)^2 + (\sigma_\theta - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_r)^2)} \quad (5.1)$$

Les résultats par éléments finis présentés à la figure 5.2 nous indiquent que le disque ne subit pas le chargement en pression de la même façon sur son périmètre intérieur. Nous allons donc analyser et comparer les résultats sur les axes x et y. En premier lieu, nous comparerons les résultats sur l'axe des y à x = 0. Ensuite, nous comparerons sur l'axe des x à y égal 0.

Les résultats des contraintes calculés par la théorie sur l'axe des y à x égal 0 avec un chargement en pression de 0,24 MPa sont dans le tableau 5.1.

Tableau 5.1

Contraintes équivalentes sur l'axe des y à x égal 0 (pression 0,24 MPa)

r/ro	r	σ_r	σ_θ	σ_z	σ équivalente
0,00	18,77	-0,24	0,39	0,00	0,55
0,10	20,74	-0,18	0,33	0,00	0,45
0,20	22,72	-0,14	0,29	0,00	0,38
0,30	24,69	-0,11	0,26	0,00	0,32
0,40	26,66	-0,08	0,23	0,00	0,28
0,50	28,64	-0,06	0,21	0,00	0,25
0,60	30,61	-0,04	0,19	0,00	0,22
0,70	32,58	-0,03	0,18	0,00	0,20
0,80	34,55	-0,02	0,17	0,00	0,18
0,90	36,53	-0,01	0,16	0,00	0,16
1,00	38,50	0,00	0,15	0,00	0,15

Le terme r/r_o représente la position à travers l'épaisseur de l'anneau fibreux. La contrainte radiale égale la pression de 0,24 MPa à la surface interne de l'anneau fibreux. Elles sont maximales à cet endroit. Cette égalité vérifie la validité de l'équation des réservoirs sous pression. Les contraintes tendent à diminuer à mesure que l'on approche de la surface extérieure de l'anneau fibreux.

La figure 5.7 illustre les valeurs des contraintes radiales selon la théorie des réservoirs sous pression et ANSYS. La comparaison des contraintes nous permet de valider par la théorie notre modèle par éléments finis.

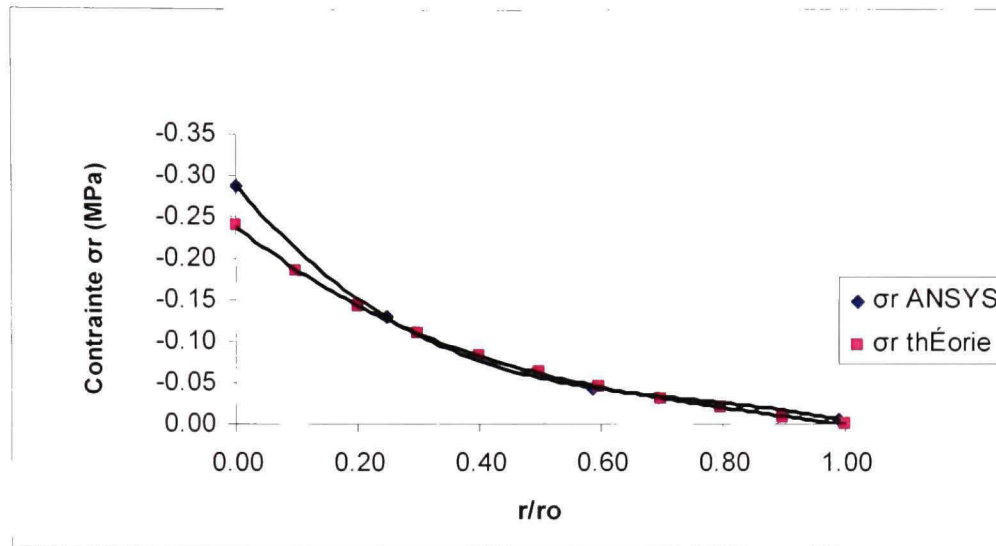


Figure 5.7 Contraintes radiales sur l'axe des y à $x=0$ pour une pression de 0.24 MPa

Nous remarquons une similitude entre les contraintes radiales et celles en direction de l'axe y. Les résultats de la théorie des réservoirs sont inférieurs par 19 % comparativement à ceux obtenus par ANSYS à la paroi interne ($r/r_0 = 0$). Par contre, à partir de 20 % de l'épaisseur ($r/r_0 = 0.2$) du disque intervertébral, les valeurs des contraintes sont quasi identiques. L'analyse se poursuit en comparant maintenant les contraintes équivalentes.

En compilant les résultats des contraintes équivalentes du tableau 5.1 et ceux obtenus par ANSYS sur l'axe des y à x égale 0, nous bâtissons la figure 5.8.

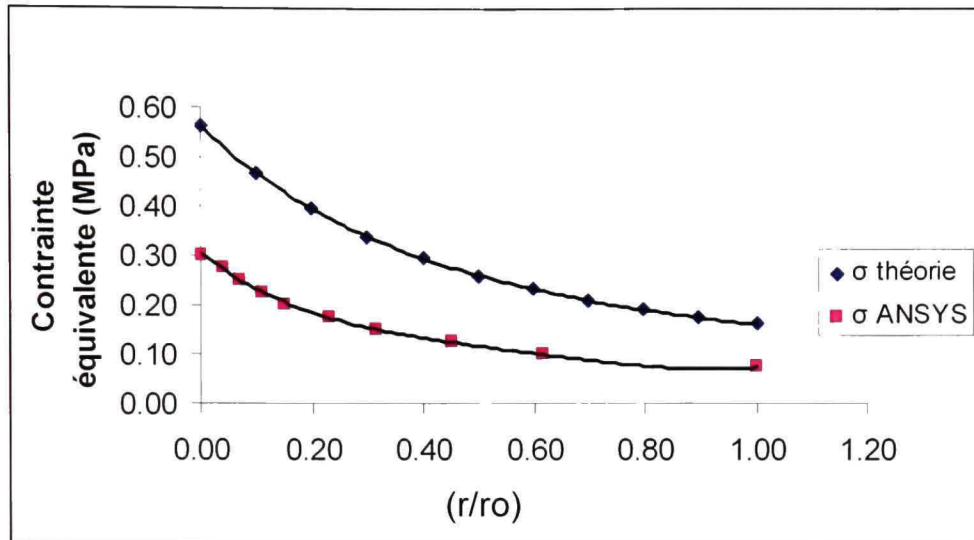


Figure 5.8 Contraintes équivalentes sur l'axe des y à $x = 0$ selon l'approche analytique et numérique

On observe une similitude dans l'allure des courbes avec des contraintes équivalentes maximales en début d'épaisseur et minimales en fin d'épaisseur. Par contre, la valeur de ces contraintes au travers du disque intervertébral est très différente. Par l'entremise de la théorie, elles atteignent un maximum de 0.55 MPa et un minimum de 0.15 MPa, comparativement à 0.31 MPa et 0.07 MPa par ANSYS. Cet écart provient de la cohésion des nœuds qui relie la surface inférieure et supérieure du disque aux vertèbres du système L5-S1

Les résultats des contraintes équivalentes sur les axes x et y avec un chargement en pression de 0,24 MPa sont dans le tableau 5.2.

Tableau 5.2

Contraintes équivalentes sur l'axe des x à $y = 0$ avec un chargement en pression de 0,24 MPa

r/r_0	r	σ_r	σ_θ	σ_z	σ équivalente
0,00	12,64	-0,24	0,40	0,00	0,56
0,10	13,90	-0,18	0,35	0,00	0,47
0,20	15,16	-0,14	0,30	0,00	0,39
0,30	16,42	-0,11	0,27	0,00	0,34
0,40	17,68	-0,08	0,24	0,00	0,29
0,50	18,94	-0,06	0,22	0,00	0,26
0,60	20,19	-0,05	0,21	0,00	0,23
0,70	21,45	-0,03	0,19	0,00	0,21
0,80	22,71	-0,02	0,18	0,00	0,19
0,90	23,97	-0,01	0,17	0,00	0,17
1,00	25,23	0,00	0,16	0,00	0,16

On remarque une similitude des valeurs du tableau 5.1 et 5.2. Les contraintes équivalentes maximales sont de 0.56 MPa (axe des x à $y = 0$) comparativement à 0.55 MPa (axe des y à $x = 0$) et les contraintes équivalentes minimales sont de 0.16 MPa (axe des x à $y = 0$) comparativement à 0.15 MPa (axe des y à $x = 0$).

La figure 5.9 compare les résultats obtenus par la théorie et ceux obtenus par Ansys.

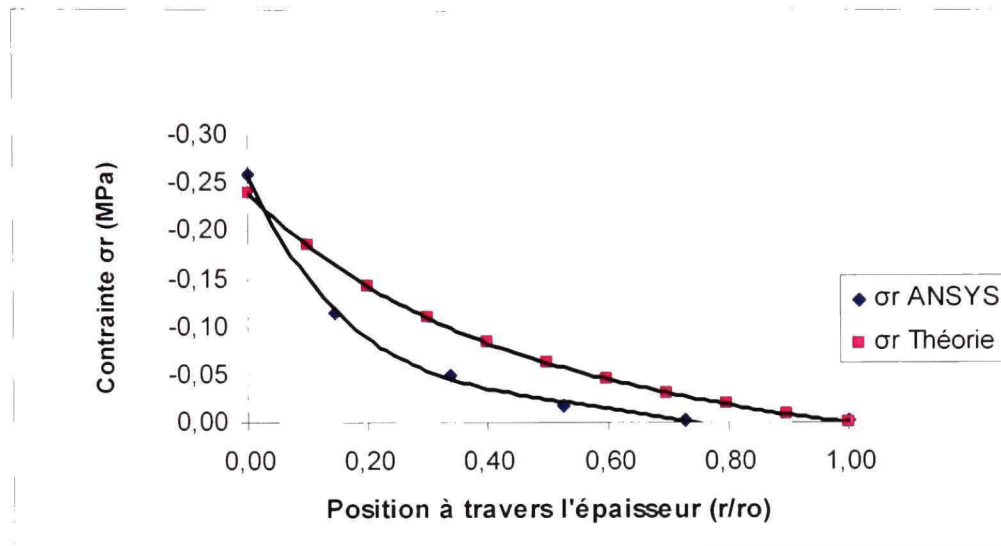


Figure 5.9 Contraintes radiales sur l'axe des x à $y = 0$ selon l'approche analytique et numérique

Nous apercevons une similitude entre les contraintes radiales et celles dans la direction de l'axe x. Les résultats de la théorie des réservoirs sont inférieurs de 7.15 % comparativement à ceux obtenus par ANSYS en début d'épaisseur. Les contraintes obtenues par ANSYS décroissent plus rapidement en devenant inférieures $r/r_0 = 0$ l'épaisseur du disque intervertébral à celles obtenues par la théorie. Comparons maintenant les contraintes équivalentes.

La compilation des résultats des contraintes équivalentes du tableau 5.2 et ceux obtenus par ANSYS sur l'axe des x à y égale 0 (figure 5.10) nous permettent leur comparaison.

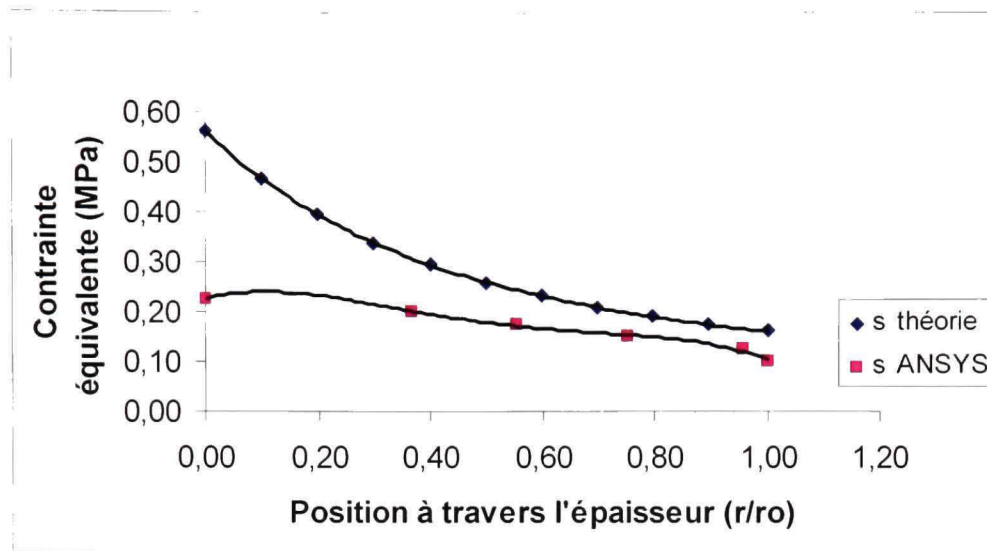


Figure 5.10 Contraintes équivalentes sur l'axe des y à $x = 0$ selon l'approche analytique et numérique

Contrairement au cas précédent ($P=0.24$ MPa axe des x à $y=0$), l'allure des courbes des contraintes équivalentes n'est pas similaire. Cependant, nous observons une tendance similaire de la demi-épaisseur jusqu'à la fin. Par l'entremise de la théorie, elles atteignent un maximum de 0.56 MPa et un minimum de 0.16 MPa, comparativement à 0.20 MPa et 0.07 MPa par ANSYS. En conclusion, les contraintes obtenues par méthode numérique aux deux sites d'analyse soit ; σ_r sur l'axe des x à $y=0$ et σ_r sur l'axe des y à $x=0$ sont semblables aux contraintes radiales (σ_r) calculées par la théorie (voir figure 5.7 et 5.9). Cependant, les résultats des contraintes équivalentes obtenues par la théorie des réservoirs sous pression et celles obtenues par Ansys ne sont comparables que par leurs courbes qui ont une tendance similaire. À la surface interne, la contrainte équivalente est maximale et diminue à travers de l'épaisseur pour atteindre une valeur minimale à la surface extérieure de l'anneau fibreux. Puisque les contraintes équivalentes découlent de l'équation de Von mises (eq.4.14), la valeur des différentes contraintes selon les axes doit être similaire. On remarque à la figure 5.11 une dissimilitude des résultats obtenus par les deux méthodes.

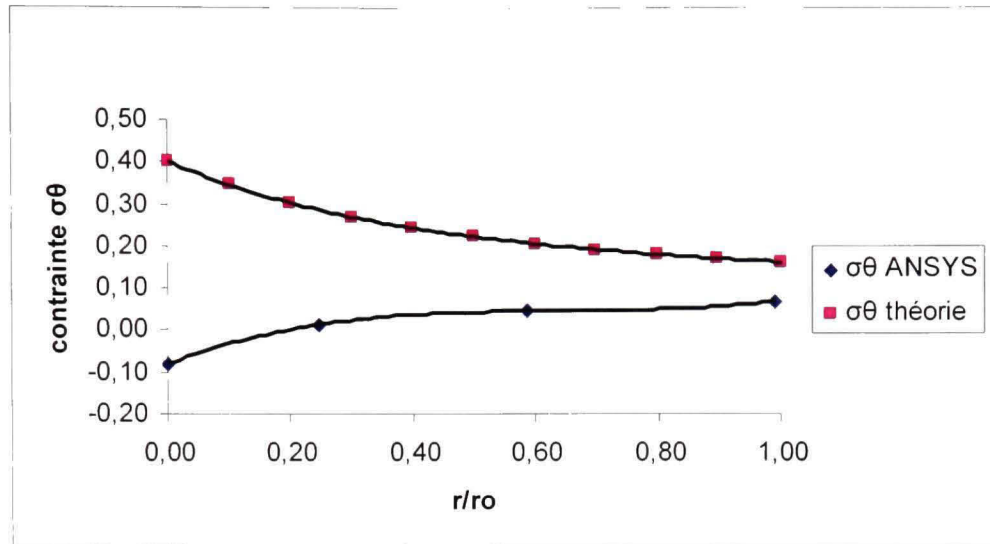


Figure 5.11 Contraintes tangentielles sur l'axe des y à $x=0$ selon l'approche analytique et numérique

Les résultats de la théorie décroissent en partant de 0.40 MPa à 0.16 MPa. À l'opposé, ceux de la méthode numérique s'accroissent en partant de -0.09 MPa jusqu'à 0.09 MPa. Nous attribuons cette divergence des résultats de la méthode numérique avec le modèle analytique à la cohésion des nœuds reliant ceux du disque intervertébral à ceux de la vertèbre. Le modèle analytique ne tient pas en compte l'effet de la rigidité de la vertèbre qui limite le déplacement des nœuds du disque. En réalité, il existe une interface cartilagineuse (plateau intervertébral) permettant, par ses propriétés mécaniques plus proches, un mouvement moins restrictif que ceux engendrés par la vertèbre elle-même.

5.3 Flexion

Le système L5-S1, selon les résultats du tableau 3.4 section 3.2, peut atteindre un maximum de 9 à 24° en flexion extension. Vu la nature de la défaillance du disque intervertébral, seule la flexion est modélisée. Les cas d'hyper extension sont davantage

reliés à un trauma causé par un accident. Nous estimons qu'il est rare dans une tâche quotidienne d'atteindre une valeur en flexion maximale donc nous choisissons une valeur intermédiaire de 6° .

Pour la simulation de la flexion, nous appliquons un couple qui permet une rotation de 6° du système vertèbre L5-S1. Pour être en mesure de comparer les valeurs des contraintes équivalentes obtenues par les éléments finis avec celles de la théorie des poutres en flexion, nous appliquons un couple sans ajouter la pression du nucleus pulposus.

En cours de simulation, nous avons observé que les valeurs de l'angle obtenu étaient non linéaires par rapport à l'incrément du chargement appliqué. Au premier abord, nous pensions que la cause de cette observation était due seulement aux propriétés mécaniques non linéaires du disque intervertébral. Dans les faits, les résultats nous ont révélé que les valeurs de l'angle dû au couple étaient également affectées par l'affaissement de la vertèbre.

La figure 5.12 illustre le système vertèbre L5-S1 avant l'application de la charge.

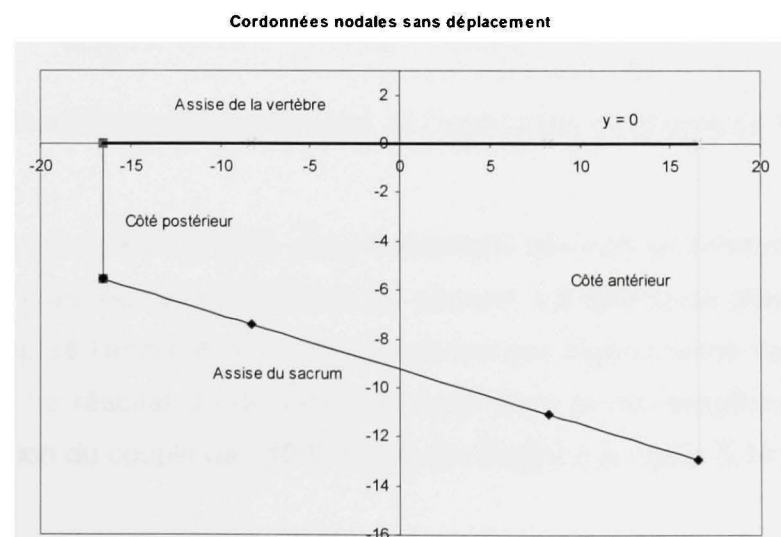


Figure 5.12 Schématisation du disque intervertébral et de l'assise L5, S1

L'assise est parallèle à l'axe des x et l'angle de l'unité vertébrale est donné par la différence du côté postérieur et antérieur.

Plusieurs simulations ont été nécessaires pour atteindre une rotation du système vertèbre L5-S1 de 6° . La valeur du couple nécessaire a été de $14000 \text{ N} \cdot \text{mm}$. L'effet de l'application de ce couple engendre une rotation de l'assise de la L5 d'une valeur de 9 degrés. Cette valeur doit être retranchée à celle de la rotation de l'assise du sacrum de 3° . Le mouvement relatif entre l'assise du sacrum et l'assise de la vertèbre est illustré à la figure 5.13.

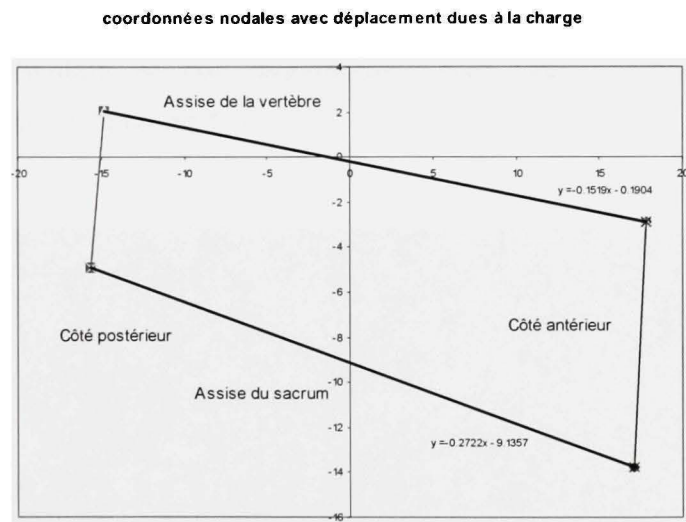


Figure 5.13 Déplacement nodal en fonction de l'application du couple de $14000 \text{ N} \cdot \text{mm}$

En comparant la figure 5.12 et 5.13, nous constatons que non seulement l'assise de la vertèbre pivote, mais également l'assise du sacrum. La différence des droites avant l'application et après l'application du couple donne par trigonométrie l'angle entre les deux segments. Le résultat du déplacement noté dans la modélisation par éléments finis de l'application du couple de $14000 \text{ N} \cdot \text{mm}$ est illustré à la figure 5.14.

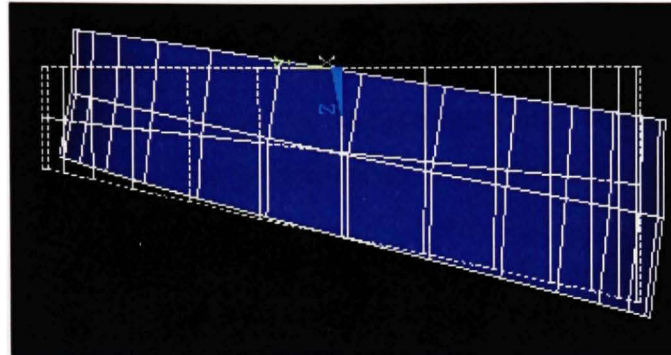


Figure 5.14 Déplacement de la vertèbre sous l'effet du couple de 14000 N·mm.

On remarque un allongement des fibres postérieures et un raccourcissement des fibres antérieures. Les résultats de ces déformations sont responsables des contraintes équivalentes montrées à la figure 5.15.

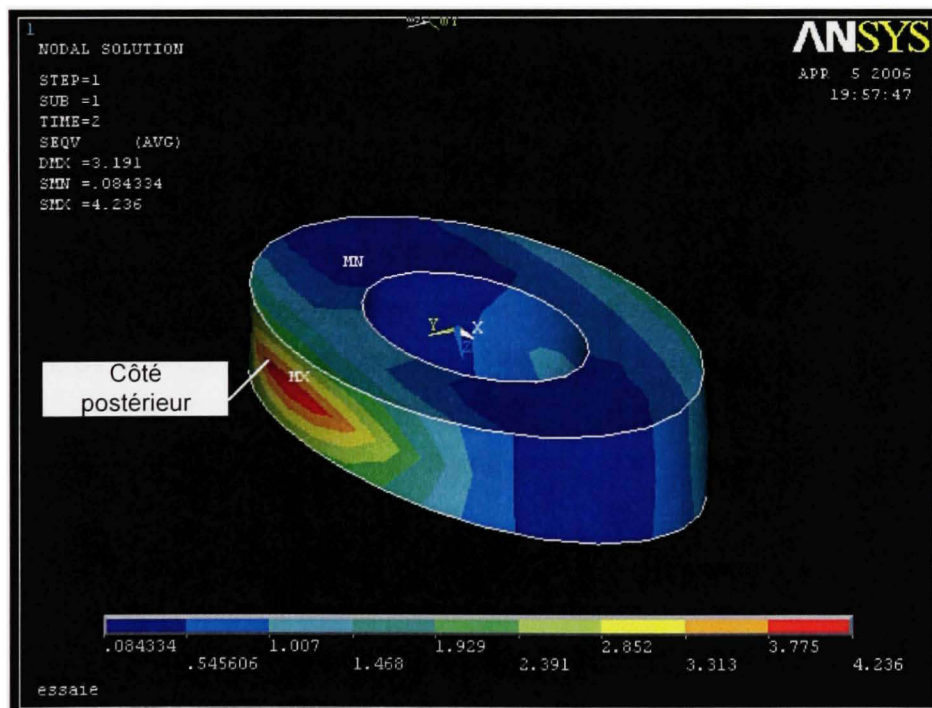


Figure 5.15 Résultats des contraintes équivalentes d'un disque en flexion

À la figure 5.15, il est possible de constater les valeurs atteintes maximales et minimales pour le disque intervertébral soumis à la flexion. Elles sont de 4.24 MPa et de 0.08 MPa. Une flexion engendre la compression des fibres vers l'avant et une tension des fibres vers l'arrière. La contrainte est plus élevée au site postérieur.

En résumé, nous avons appliqué un couple de 14000 N·mm pour une rotation de l'assise vertébrale L5 de 9° et une rotation du système vertèbre L5-S1 de 6°.

Pour comparer avec la littérature, nous utilisons les résultats en flexion du modèle numérique et expérimental de Charrière *et al.* (2003). Pour leur modèle par éléments finis, les résultats sont de l'ordre de 2500 N·mm pour 6° et de 5500 N·mm pour 9°. Pour le modèle expérimental, la valeur minimale est de 2500 N·mm pour 7.8° et de 7750 N·mm pour 9°.

Pour atteindre une valeur de rotation de 6°, notre modèle requiert un couple supérieur de 460 % et de 255 % pour 9° comparé au modèle par éléments finis de Charrière *et al.* (2003). Nos valeurs se rapprochent davantage du modèle expérimental, mais avec un couple supérieur de 180 % pour l'angle de 9°. Il est à noter que le modèle expérimental n'est pas soumis à un couple générant une flexion de 6°.

Nous attribuons cette différence en partie au faible module d'élasticité de l'os spongieux. L'os spongieux ayant un module d'élasticité environ 10 fois plus faible que celui de l'os cortical. Ceci a pour effet, une fois le couple appliqué, l'affaissement par une rotation de l'assise du sacrum (voir figure 5.14).

5.3.1 Résultats de la flexion par la méthode analytique et numérique

Nous tentons de valider analytiquement les valeurs des contraintes obtenues du modèle numérique pour un chargement en flexion. Dans le cas de la pression, la théorie des réservoirs à paroi épaisse a été utilisée. Cependant, la flexion fait appel à

une méthode des poutres en flexion. La méthodologie et l'ensemble des formules utilisées sont présentés à la section 4.2 de ce mémoire.

L'application d'un couple au centre d'une géométrie symétrique devrait déformer également les portions antérieure et postérieure. Dans le cas présent, le couple appliqué génère une rotation de 6° . Toutefois, vu l'angle de départ créant l'angle de 13° , les longueurs initiales sont plus importantes antérieurement que postérieurement. Les fibres postérieures sont donc soumises par l'effet du couple à la tension et les fibres antérieures à la compression.

Le tableau 5.3 résume les résultats calculés par trigonométrie.

Tableau 5.3
Contraintes selon l'axe des Z dues à la flexion

r (mm)	r/ro	$\tan(6^\circ)*r$	l_0	$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}$	$\varepsilon \%$	σ_z (MPa)
8,51	0,00	0,89	7,35	0,12	12,18	0,88
9,31	0,10	0,98	7,17	0,14	13,65	1,08
10,11	0,20	1,06	6,99	0,15	15,21	1,36
10,91	0,30	1,15	6,81	0,17	16,84	1,73
11,71	0,40	1,23	6,63	0,19	18,56	2,24
12,51	0,50	1,31	6,45	0,20	20,38	2,92
13,31	0,60	1,40	6,27	0,22	22,30	3,83
14,11	0,70	1,48	6,09	0,24	24,34	5,02
14,91	0,80	1,57	5,91	0,26	26,50	6,59
15,71	0,90	1,65	5,74	0,29	28,79	8,63
16,52	1,00	1,74	5,55	0,31	31,26	11,31

Le rayon à 8,51 mm coïncide avec le début du disque intervertébral à l'intérieur de l'anneau fibreux. À l'opposé, la périphérie de l'anneau fibreux est à 16,52 mm.

La contrainte selon z au rayon de 8,51 mm est minimum et égale 0.88 MPa. En périphérie de l'anneau sur l'axe des y, au rayon égal à 16.52 mm, la contrainte selon z est maximum et égale 11.31 MPa. Les résultats du tableau 5.3 ne prennent en considération que l'inclinaison de 6 degrés et non le déplacement relatif de l'assise de la vertèbre et du sacrum.

Le tableau 5.4, à l'opposé des résultats précédents, tient compte du mouvement relatif entre les deux assises. Ce déplacement relatif entre les deux vertèbres découle des résultats du modèle numérique. Ces valeurs nous ont permis la construction de la figure 5.13.

Tableau 5.4
Contrainte selon l'axe des z, mouvement relatif

r (mm)	lo	y (L5)	y (S1)	y(s1)-y(L5)	$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}$	$\varepsilon \%$	σ_z théorie	σ_z ansys	% d'erreur
8.51	7.35	-1.10	6.82	7.92	0.08	7.83	0.53	1.42	168.90
9.31	7.17	-1.22	6.60	7.83	0.09	9.18	0.61	1.61	163.81
10.11	6.99	-1.35	6.38	7.73	0.11	10.60	0.72	1.80	150.37
10.91	6.81	-1.47	6.17	7.63	0.12	12.09	0.87	2.00	129.01
11.71	6.63	-1.59	5.95	7.54	0.14	13.67	1.08	2.19	101.95
12.51	6.45	-1.71	5.73	7.44	0.15	15.33	1.38	2.44	76.97
13.31	6.27	-1.83	5.51	7.34	0.17	17.09	1.80	2.70	50.33
14.11	6.09	-1.95	5.29	7.25	0.19	18.94	2.37	2.96	24.76
14.91	5.91	-2.07	5.08	7.15	0.21	20.92	3.15	3.34	5.96
15.71	5.74	-2.20	4.86	7.06	0.23	23.01	4.21	3.73	11.61
16.52	5.55	-2.32	4.64	6.96	0.25	25.27	5.66	4.49	20.61

Les déplacements relatifs proviennent du déplacement de chaque assise, celui de la vertèbre et celui du sacrum. L'origine de ces déplacements est l'application du couple de 14000 N-mm visant l'atteinte de l'angle de 6 degrés sous Ansys. Une fois la simulation terminée, nous sélectionnons les nœuds correspondants au rayon r du tableau 5.4 pour en extraire les valeurs des déplacements nous permettant de calculer l'allongement en fonction du rayon r. Étant coupé par l'axe à $x=0$, le disque dispose de rayons ayant une valeur négative côté antérieur et une valeur positive côté postérieur.

Le comportement du disque sous l'effet d'un couple est représenté à la figure 5.16. Nous voyons que sous l'effet du couple, les faces supérieure et inférieure pivotent ce qui est contraire au mouvement anticipé où seule la face de la vertèbre L5 pivote. Les mouvements relatifs diminuent la valeur des contraintes, puisque l'allongement des fibres postérieures et antérieures n'est pas égal.

La figure 5.16 fait état des contraintes obtenues premièrement par le disque ayant seulement la face de la vertèbre pivotante, ensuite la vertèbre avec les mouvements

relatifs de la vertèbre et du sacrum et finalement, des résultats obtenus par éléments finis.

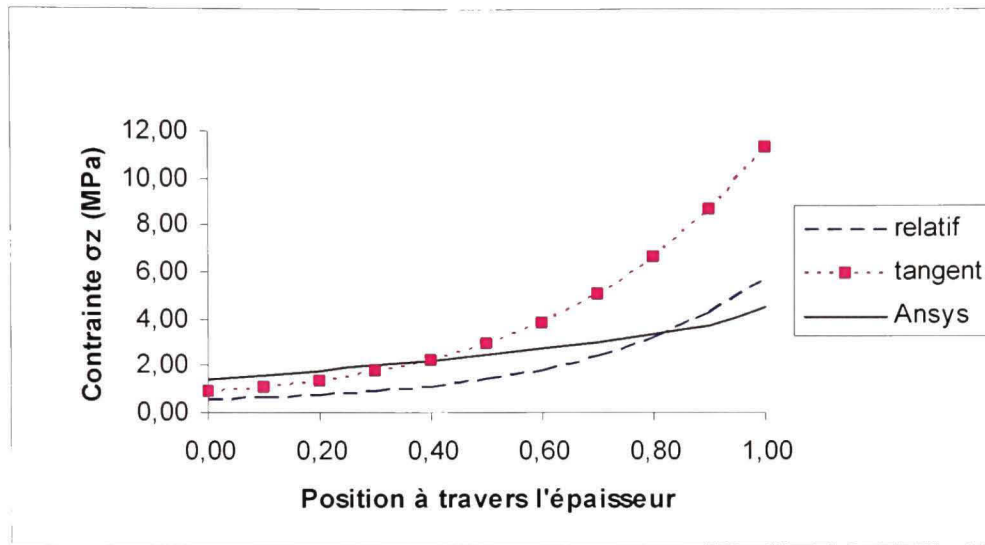


Figure 5.16 Comparaison des contraintes σ_z

On remarque que les trois approches arrivent à des contraintes qui augmentent avec le rayon. Les résultats simulés par les éléments finis sont similaires à ceux du cas des assises ayant un mouvement relatif. Cependant, à travers du disque à 40%, les contraintes calculées dans Ansys sont plus élevées. Les contraintes maximales sont observées sur la courbe représentant le cas sans mouvement relatif.

5.4 Compression

Les impacts sur le corps humain d'un chargement en compression sont énumérés à la section 1.3.1 de ce mémoire. En résumé, lorsque l'on soulève une charge en position debout, la force compression augmente (Bogduk, 1991). Ainsi, les vertèbres confinent le disque intervertébral. Pour notre simulation de l'effet de la compression sur l'unité L5-S1, une force axiale de 1624 N est appliquée. À cette charge, on combine une pressurisation de 1.66 MPa du nucleus pulposus correspondant, selon les expériences de Nachemson ((N) max et (N) min sur la figure 4.7), à une charge axiale de 1624 N.

Les figures suivantes sont le résultat du chargement en compression. Les contraintes sont exprimées en MPa et selon Von Mises.

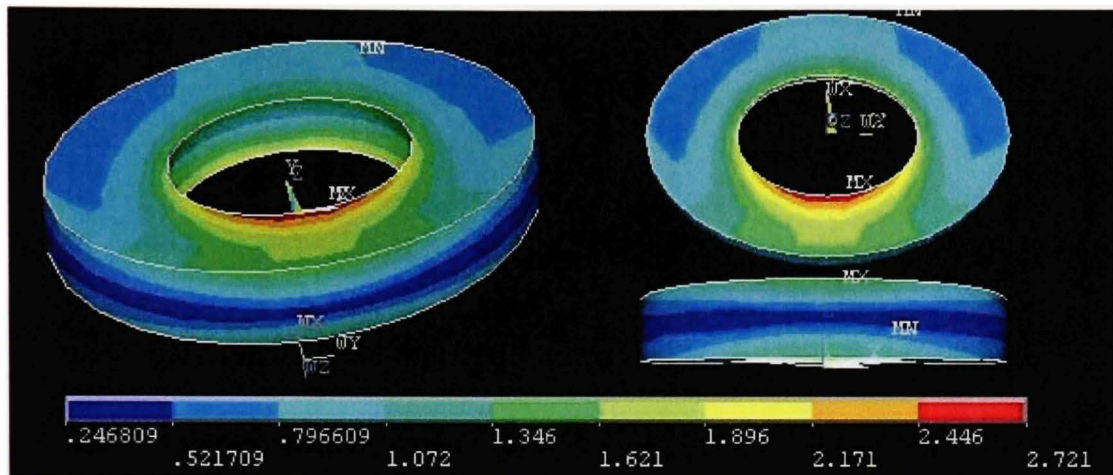


Figure 5.17 Contraintes équivalentes en compression

À partir de la figure 5.17, il est possible de constater les valeurs atteintes maximales et minimales pour le disque intervertébral. Elles sont de 2.721 MPa et de 0.246 MPa en compression. Elles diminuent en périphérie. Il est à noter que, pour ce type de chargement, ce sont habituellement les plateaux intervertébraux qui cèdent.

La figure 5.18 symbolise la portion inférieure de la vertèbre L5. Il est clair qu'une zone de concentration de contrainte se trouve au centre.

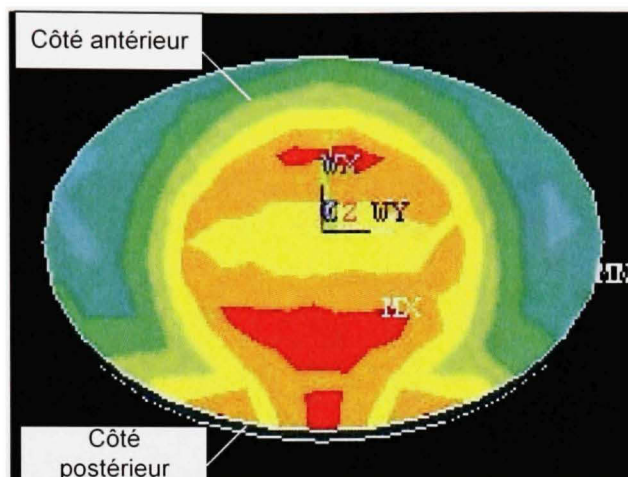


Figure 5.18 Contraintes équivalentes sous la portion inférieure de la vertèbre L5 en compression

Shirazi *et al.* (1983) vont dans la même direction en affirmant que les contraintes maximales en compression se produisent dans la région adjacente du nucléus pulposus. Un chargement en compression peut résulter en un bris des plateaux intervertébraux. (Bogduk, 1991, Shirazi *et al.*, 1983), Ainsi, en compression, le modèle proposé corrobore les résultats de la littérature (Brown *et al.*, 1957, Perey, 1957, White *et al.*, 1978).

5.5 Torsion

Le système vertèbre L5-S1, peut atteindre une limite en rotation axiale de 1 à 2° (White *et al.*, 1978) et 3° selon (Hickey *et al.*, 1980, Farfan *et al.*, 1970). Les effets de la torsion ou rotation axiale sont énumérés à la section 1.3.5. En résumé, la rotation axiale de la colonne lombaire engendre une torsion du disque intervertébral et un contact osseux avec les apophyses articulaires supérieures et inférieures (Bogduk, 1990). Un couple autour de l'axe des y a été appliqué au modèle pour permettre au système vertèbre d'atteindre une rotation relative maximale sans endommager le disque. La rotation maximale est fixée selon White *et al.* (1978) à 2°. Pour atteindre cette amplitude de

mouvement, la valeur de ce couple est de 2000 N·mm. Le déplacement dû au couple de 2000 N·mm est illustré à la figure 5.19.

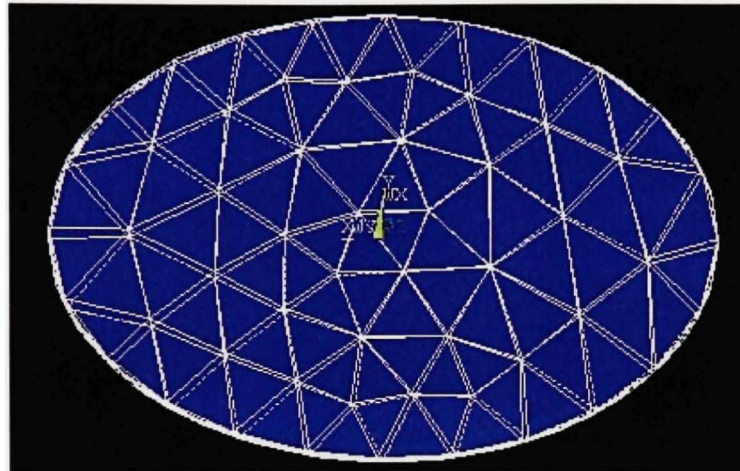


Figure 5.19 Déplacement autour de l'axe de L5-S1

L'angle de 2° nous donne un déplacement minime, donc difficile à voir (voir figure 5.19).

La figure 5.20, montre les valeurs maximales et minimales des contraintes du disque intervertébral soumis à la flexion. Elles sont de 0.419 MPa et de 0.120 MPa respectivement. La contrainte la plus élevée se trouve en périphérie de l'anneau interne. La figure 5.20 illustre le déplacement engendré en torsion.

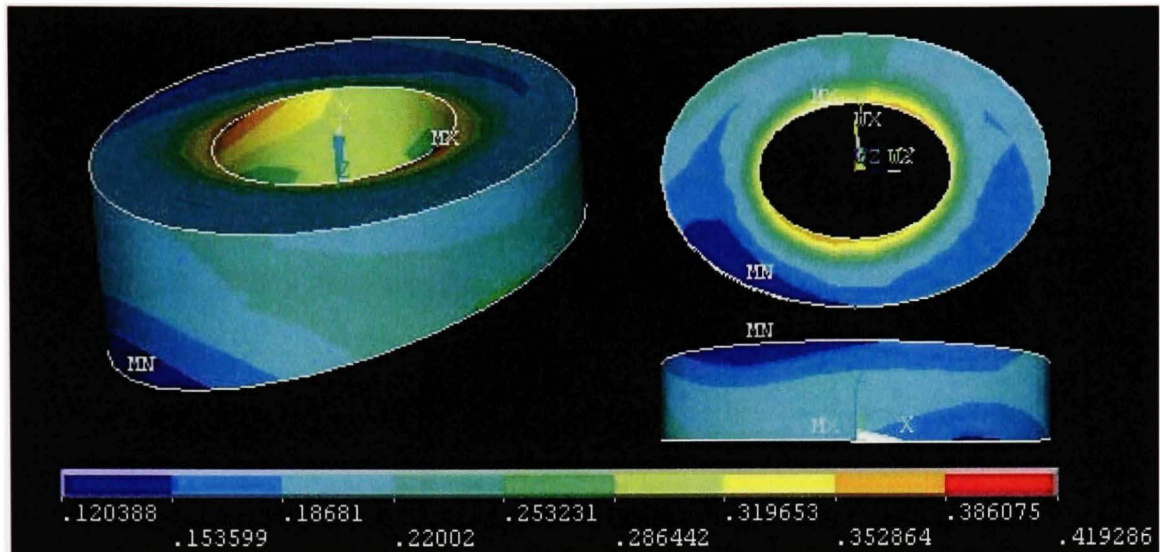


Figure 5.20 Contraintes équivalentes sous la portion inférieure de la vertèbre L5 en torsion

Ces résultats ne coïncident pas avec les études de Farfan *et al.* (1984) et Farfan *et al.* (1972) qui soulignent que le chargement en torsion résulte d'une lésion des lamelles périphériques situées en circonférence loin de l'axe. Cependant, Adams *et al.* (1988) soutiennent que la torsion n'est pas connue comme étant dommageable pour le disque intervertébral compte tenu des contacts osseux qui limitent la rotation de la colonne.

Pour ce type de chargement, nous comparons notre modèle avec ceux de Charrière *et al.* (2003). Son modèle expérimental (sans autre tissu mou que le disque intervertébral) a requis un couple de 5250 N·mm pour atteindre 2° et son modèle numérique de L5-S1, 8100 N·mm. En comparant le modèle expérimental et numérique, notre modèle requiert respectivement 61 % et 76 % moins de couple pour effectuer une rotation de 2°, sûrement relié aux différentes hypothèses utilisé pour l'élaboration de son modèle.

En prenant comme point de comparaison le modèle expérimental, Charrière *et al.* (2003) obtient une différence de 2850 N·mm entre les couples requis du modèle expérimental et numérique comparativement à 3250 N·mm utilisé dans notre modèle numérique.

En conclusion, l'atteinte d'une rotation relative de 2° pour ces modèles requiert un couple relativement faible soit 2000 N·mm pour notre modèle par éléments finis, 5250 N·mm pour le modèle expérimental et 8100 N·mm pour le modèle numérique de Charrière *et al.* (2003). Vu la nature non linéaire du disque intervertébral, il serait préférable de simuler une rotation plus significative (ex. 5°). Cependant, une rotation supérieure aux limites angulaires du système vertèbre L5-S1 n'est pas biologiquement logique.

5.6 Chargement combiné

Le dernier type de chargement exploré est un chargement combiné. Rappelons que certains auteurs comme Adams et Hutton (1982) et Shirazi-Adl *et al.* (1986), stipulent que la hernie discale se produit lors d'une flexion couplée à une inclinaison latérale ou couplée à une torsion du rachis. Cette piste nous conduit à combiner pour ce type de chargement, une pression interne d'une valeur de 1.66 MPa ce qui correspond à une flexion du tronc à environ 90° selon Wilke *et al.* (2001), un couple de 14000 N·mm, pour atteindre 6° en flexion et d'un couple de 2000 N·mm appliqué pour atteindre 3° en rotation (limite angulaire en torsion).

Les résultats de la déformée finale sont illustrés à la figure 5.21.

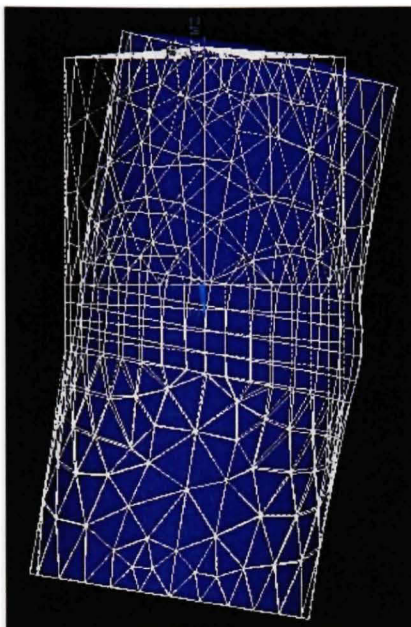


Figure 5.21 Déformation sous chargement combiné

On remarque un bombement discal à l'avant dû à la flexion. Cependant, l'effet de la rotation de 3° est très minime.

L'analyse des contraintes nous permet de voir les zones les plus sollicitées du disque intervertébral et d'évaluer leurs risques à céder sous un chargement combiné. Les résultats en MPa selon Von mises créés par un chargement combiné sont présentés à la figure 5.22.

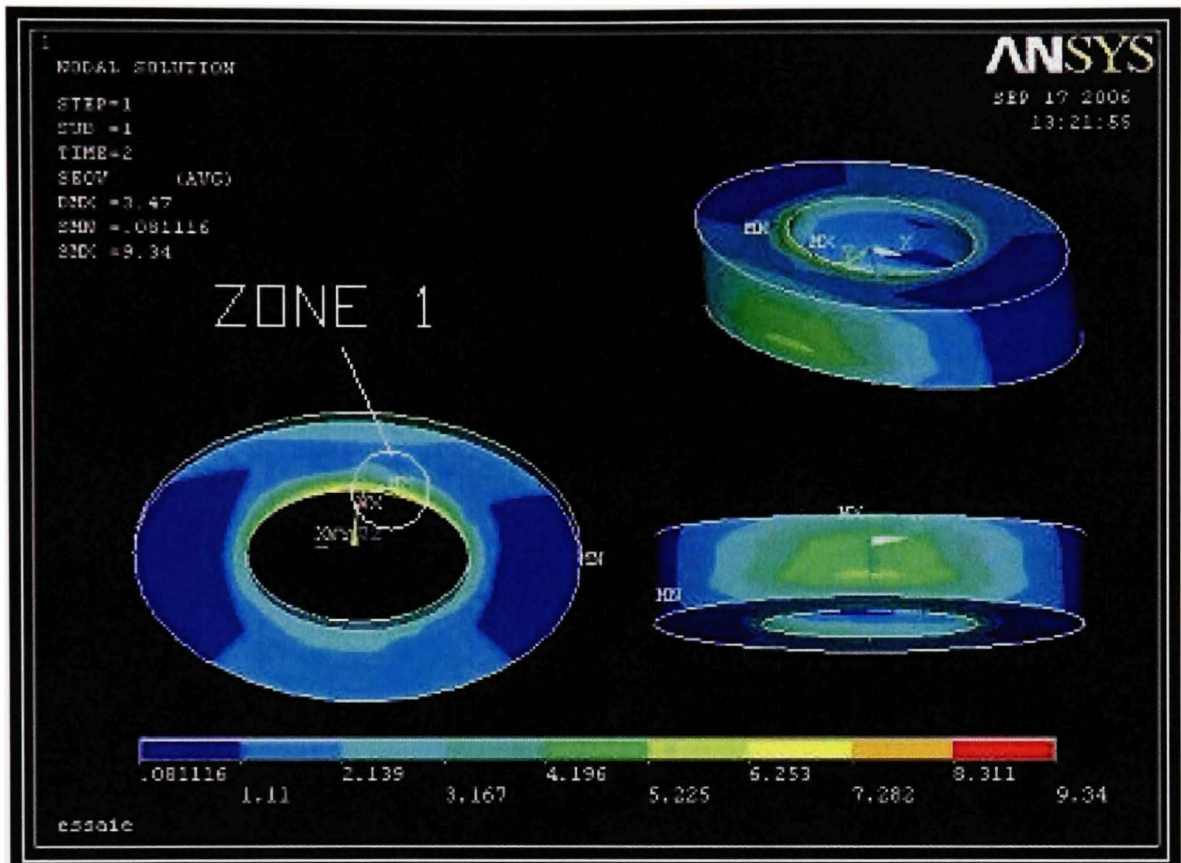


Figure 5.22 Contraintes équivalentes sous chargements combinés

La zone 1 identifie la zone la plus contrainte sous un chargement combiné. Celle-ci est localisée au même endroit que lorsque l'on applique une pression interne de 1.66 MPa (figure 5.5). Certes, les valeurs des contraintes sont plus grandes, 9.34 MPa (figure 5.22) comme valeur maximale pour le chargement combiné et 7.88 MPa (figure 5.5) comme valeur maximale sous chargement en pression interne. Cependant, ces valeurs proviennent de la discontinuité causée par les différences géométriques et les propriétés mécaniques. Une analyse des contraintes à la demi-épaisseur où l'effet des discontinuités est minimale, nous permet de bien visualiser les zones les plus contraintes.

Les résultats d'un chargement combiné à la demi-épaisseur sont présentés à la figure 5.23.

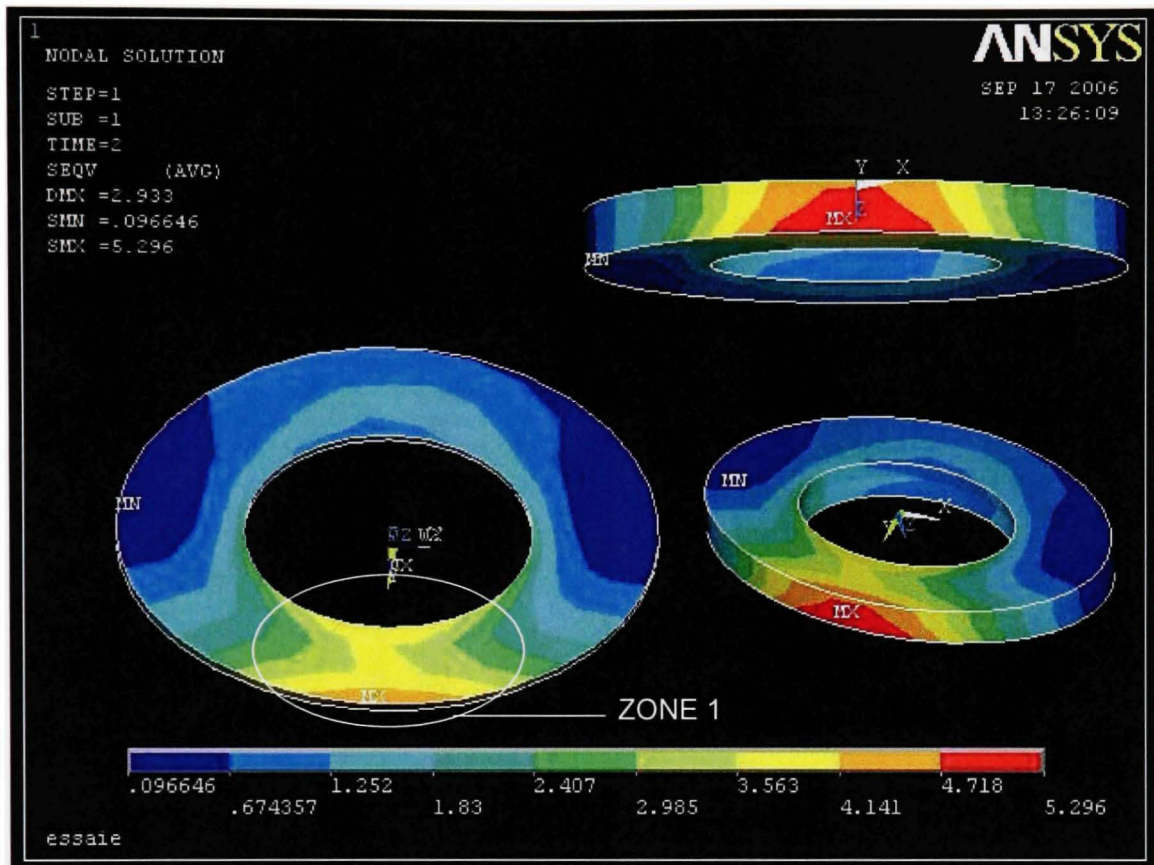


Figure 5.23 Contraintes équivalentes sous chargements combinés
(demi-épaisseur)

À la figure 5.23, il est possible de voir les valeurs maximales atteintes sur le disque intervertébral soumis aux chargements combinés. La contrainte est plus élevée au site postérieur (zone 1).

Cependant, il existe un ligament portant le nom de ligament longitudinal postérieur pouvant contenir le matériel discal causé par une hernie discale (Fardon *et al.*, 2001). Ainsi, la matière du nucleus pulposus retenue par le ligament longitudinal postérieur tentera de fuir par la zone la plus contrainte à côté de ce ligament. Cette zone porte le nom de site postéro latéral. Cette zone constitue selon Natarajan *et al.* (1999), Adams et Hutton (1982), Shirazi-Adl *et al.* (1986), Goel *et al.* (1995) la région où la hernie discale se produit.

La valeur de la contrainte obtenue (5,3 MPa) doit être comparée à la contrainte ultime du disque intervertébral. Il est possible de trouver la valeur de la contrainte ultime du disque intervertébral. Les recherches de Yamada (1970), proposent une courbe contrainte déformation (voir suivante 5.24) avec une contrainte ultime égale à 1.12 kg/mm² équivalant à 11 MPa.

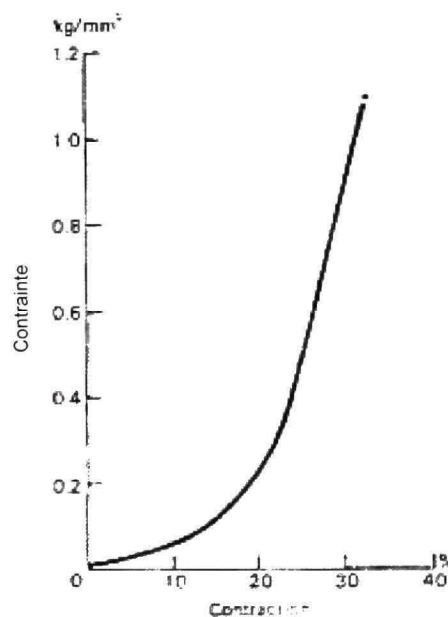


Figure 5.24 Contrainte ultime du disque intervertébral

(Tirée de Yamada (1970))

La valeur de la contrainte équivalente maximale 5,3 MPa est inférieure à celle de la contrainte ultime proposée par la courbe contrainte déformation (11 MPa) de la figure 5.24. Alors, nous pouvons en conclure que sous ces efforts, le disque intervertébral ne devrait pas se rompre et pour qu'il y ait hernie discale, il faut que les efforts soient importants comme le stipule Nadeau (2001).

CONCLUSION

Une revue des données statistiques sur les affectations vertébrales au Québec a été effectuée pour conclure que la hernie discale totalise moins de 1 % des indemnisations (Duguay *et al.* 1999), mais elle demeure l'une des affectations les plus coûteuses par la période visée par l'étude (1995 à 1998). La colonne lombaire représente la moitié des affectations vertébrales indemnisées (Allaire 1999).

La hernie discale est une rupture de l'anneau fibreux pouvant être suivie d'un échappement du noyau. Sachant que les zones les plus contraintes sont sujettes à créer une lésion discale, nous avons utilisé la modélisation dans le but de caractériser les contraintes intradiscales nous permettant d'élucider le mécanisme lésionnel de la hernie discale.

Nous avons utilisé deux avenues pour le calcul de contraintes équivalentes. La première s'est appuyée sur la méthode analytique par la théorie des réservoirs sous pression et une approche trigonométrique. La deuxième s'est appuyée sur une méthode numérique par les éléments finis avec le logiciel Ansys 7.1.

Pour délimiter le système vertèbre L5-S1, le modèle analytique comprenait les conditions frontière des vertèbres et du disque. L'application de principes trigonométriques nous a permis d'évaluer les contraintes dues à la flexion. La théorie des réservoirs sous pression était utilisée pour prédire les contraintes dues à la pression interne du noyau.

La construction du modèle numérique respectait les caractéristiques linéaires et non linéaires des matériaux, la géométrie, la taille des vertèbres ainsi que des modes de chargement propres aux conditions pouvant être rencontrées quotidiennement par les travailleurs. Une fois les composantes du système vertèbre L5-S1 maillées adéquatement, une analyse était lancée jusqu'à convergence des résultats. Ces résultats sous forme de contraintes équivalentes et selon divers axes, nous ont permis

une comparaison avec ceux du modèle analytique. En résumé, nous avons fait l'analyse sous l'application de la pression interne, de la flexion, de la compression, de la torsion et finalement, d'un chargement combiné (flexion, torsion et pression interne).

Nous avons, pour symboliser le nucleus pulposus, appliqué une pression à l'intérieur du disque intervertébral. Nos analyses par méthode numérique et analytique nous ont donné des résultats comparables avec des courbes ayant une tendance similaire.

La simulation de la flexion a montré une instabilité au niveau du sacrum par un pivot sous cette charge. Une comparaison des résultats acquis a été effectuée entre les méthodes de trigonométrie, de mouvement relatif des 2 plans des vertèbres et la méthode numérique. Les résultats de toutes les méthodes augmentent au travers de l'épaisseur. Par contre, nous avons observé une forte similarité entre le mouvement relatif et les éléments finis.

La simulation de la compression arrivait à la même conclusion que la littérature avec zone surcontrainte au centre pouvant résulter en un bris des plateaux intervertébraux.

En torsion, les résultats qui ont été obtenus des simulations ne coïncident pas avec les ceux de Farfan *et al.* (1984) et Farfan *et al.* (1972). Ces résultats ont été comparés avec ceux de Charrière *et al.* (2003) et sont cependant d'un même ordre de grandeur.

Finalement, le modèle numérique simulait le mouvement combiné par une combinaison d'un couple de 14000 N·mm pour la flexion latérale, 2000 N·mm pour la torsion et d'une pression interne de 1.66 MPa. Les résultats nous ont montré une contrainte plus élevée au site postérieur. Par contre, le ligament longitudinal postérieur pouvant contenir le matériel discal causé par une hernie discale (Fardon *et al.*, 2001) peut empêcher la matière du nucleus pulposus de fuir directement par la zone la plus contrainte, mais plutôt vers le site postéro latérale à côté de ce ligament. Cette région correspond au site où la hernie discale risque de se produire (Natarajan *et al.*, 1999, Adams *et al.*, 1982, Shirazi-Adl *et al.*, 1986, Goel *et al.*, 1995). Il est important de rappeler que pour qu'il y ait hernie discale, il faut que les efforts soient importants Nadeau (2001).

Anatomiquement, il a été démontré que la structure et la composition du disque intervertébral (comme le pourcentage de couches incomplètes et l'orientation en périphérie des fibres) peuvent également jouer un rôle de premier plan dans la formation d'une hernie discale.

Pour conclure, le modèle développé respecte la plausibilité logique et biologique. L'objectif reposait sur une analyse non linéaire de la hernie discale. Le but d'une modélisation sous certaines hypothèses est de simuler l'application de chargements sur le modèle et d'analyser les résultats pour en tirer des conclusions. Nos conclusions nous permettent de comprendre, par exemple, un mécanisme lésionnel. Nous croyons qu'une modélisation plus réaliste du disque intervertébral nous permettrait d'arriver à de meilleurs résultats. Par contre, une complexification du modèle amènerait à poser davantage d'hypothèses qui résulteraient à nous éloigner davantage de la réalité. Les plateaux intervertébraux jouent un rôle dans la distribution des contraintes par leurs propriétés mécaniques plus faibles que celles des vertèbres. Les travaux futurs devraient se pencher sur l'impact des lamelles incomplètes par une analyse de sensibilité de ce paramètre et tenter de quantifier le rôle du ligament longitudinal postérieur dans la rétention du nucleus pulposus.

RECOMMANDATIONS

Cette section discute des mesures correctives pouvant être apportées pour la continuation du projet.

Dans ce cas, les mesures énoncées permettront l'obtention de résultats plus précis et par conséquent plus justes.

Premièrement, les propriétés des matériaux devraient tenir compte de la viscoélasticité du disque intervertébral. Avec des vitesses de chargement découlant d'une activité en milieu de travail, les résultats pourraient cibler des tâches journalières plus à risque d'occasionner une hernie discale.

Deuxièmement, les analyses des résultats devraient inclure les déplacements radiaux. Les contraintes équivalentes et selon les axes permettent selon un type de chargement précis de confirmer si le disque subit une lésion ou non. Par contre, les déplacements auront quant à eux la possibilité de démontrer les conséquences (ex. compression d'un nerf environnant) sur les structures environnantes.

Troisièmement, le modèle idéal devrait comprendre muscles, ligaments, structures osseuses environnantes, qui selon un chargement spécifique, imposerait une logique de patron d'activation musculaire, de contact osseux, d'implication de chaque ligament, de vitesses de chargement pour les structures viscoélastiques et un transfert aux structures des charges causées par une activité journalière rencontrée en milieu de travail en limitant le plus possible toutes hypothèses.

Finalement, puisqu'il existe des lamelles incomplètes à l'intérieur du disque intervertébral, une modélisation complète du disque incluant celles-ci s'avérerait pertinente. Cependant, la modélisation devra comprendre les différentes combinaisons de groupement de lamelles incomplètes (figure 1.5, section 1.2.2).

ANNEXE 1
Code ANSYS

finish

/clear

/config,nproc,2

/title, essaie

/prep7 ! Enter preprocessor

ET,1,SOLID95 ! pour le disque

!KEYOPT,1,1,1 ! option de l'angle

et,2,solid95 ! pour la vertèbre

!*****

! paramètres du disque

!*****

MPTEMP,,,,,,,,

MPTEMP,1,0

MPDATA,EX,1,,80

MPDATA,PRXY,1,,.4

TB,MELA,1,1,6,

TBTEMP,0

TBPT,,0,0

TBPT,,0.0001,0.0065

TBPT,,0.05,0.29

TBPT,,0.10,0.5886

TBPT,,0.20,2.2563

TBPT,,0.30,8.7309

TBPT,,0.33,11

TBPT,,,

!*****

! paramètres de la vertèbre

!*****

MPTEMP,,,

MPTEMP,1,0

MPDATA,EX,2,,100

MPDATA,PRXY,2,,.3

!*****

! DÉCLARATION DES PARAMÈTRES

!*****

k,1,25.275,0

k,2,24.4946,4.0747

k,3,21.9946,8.1415

k,4,16.4959,12.5202

k,5,7.9986,15.6757

k,6,0,16.5250

k,7,-25.275,0

k,8,-24.4946,4.0747

k,9,-16.4959,12.5202

k,10,-7.9986,15.6757

k,11,-21.9946,8.1415

k,12,24.4946,-4.0747
k,13,21.9946,-8.1415
k,14,16.4959,-12.5202
k,15,7.9986,-15.6757
k,16,0,-16.5250

k,17,-24.4946,-4.0747
k,18,-21.9946,-8.1415
k,19,-16.4959,-12.5202
k,20,-7.9986,-15.6757

k,23,30,19,7.35
k,24,30,19,13.5
k,25,30,-19,13.5

FLST,3,11,3
FITEM,3,1
FITEM,3,2
FITEM,3,3
FITEM,3,4
FITEM,3,5
FITEM,3,6
FITEM,3,10
FITEM,3,9
FITEM,3,11
FITEM,3,8
FITEM,3,7
BSPLIN, ,P51X
FLST,3,11,3
FITEM,3,7
FITEM,3,17
FITEM,3,18

FITEM,3,19
 FITEM,3,20
 FITEM,3,16
 FITEM,3,15
 FITEM,3,14
 FITEM,3,13
 FITEM,3,12
 FITEM,3,1
 BSPLIN, ,P51X
 FLST,2,2,4
 FITEM,2,2
 FITEM,2,1
 AL,P51X

I,23,24
 I,24,25
 I,25,23

FLST,2,3,4
 FITEM,2,3
 FITEM,2,4
 FITEM,2,5
 AL,P51X
 VOFFST,1,13.5,
 VOFFST,1,-26.6, ,
 VOFFST,2,-150, ,
 FLST,2,2,6,ORDE,2
 FITEM,2,1
 FITEM,2,3
 FLST,2,2,6,ORDE,2

```

FITEM,2,1
FITEM,2,3
VSBV,P51X, 3 !ajout de l'angle par opération boolean
FLST,2,2,4,ORDE,2 !création du trou
FITEM,2,1
FITEM,2,-2
LSSCALE,P51X, , ,.5,.5,1, ,0,0
FLST,2,2,4
FITEM,2,4
FITEM,2,3
AL,P51X
!*
VOFFST,2,150, ,
VSBV, 4, 1,
FLST,2,2,4
FITEM,2,20
FITEM,2,21
AL,P51X

!construction de la dernière vertèbre
FLST,2,2,4
FITEM,2,16
FITEM,2,15
AL,P51X
VOFFST,2,-26.6, ,
btol,1e-2 !btol,1e-2 ANSYS 8.0
vglue,all
!*****
!attribution des propriétés par volume
!*****
vsel,s,volu,,4 !vertèbres
vatt,2,,2
vsel,s,volu,,5

```

```

vatt,2,,2
REAL, TYPE, ESYS
vsel,s,volu,,3
vatt,1,,1
allsel,all

```

!attribut les param'etres aux volumes VATT , MAT,

!meshing

```

mshkey,0
mshape,1,3-d--
FLST,5,2,6,ORDE,1
FITEM,5,4

```

```

CM,_Y,VOLU
VSEL, , , ,P51X
CM,_Y1,VOLU
CHKMSH,'VOLU'
CMSEL,S,_Y
!*
VMESH,_Y1
!*
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
CMDELE,_Y2
!*

```

```

CM,_Y,VOLU
VSEL, , , , 3
CM,_Y1,VOLU
CHKMSH,'VOLU'
CMSEL,S,_Y
!*
VSWEEP,_Y1
!*

```

```

CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
CMDELE,_Y2
!*
CM,_Y,VOLU
VSEL, , , , 5
CM,_Y1,VOLU
CHKMSH,'VOLU'
CMSEL,S,_Y
!*
VMESH,_Y1
!*
CMDELE,_Y
CMDELE,_Y1
CMDELE,_Y2
!*go,:STEPOVER1
!*****
!fixation de plusieurs beam autour d'un point
!*****
zoneload,1, 0,0,-26.6, 0,0,-28,0,25,,, -1,1,100
! zoneload, type1, x,y,z(point sur la surface),x,y,z(point application de la force),ID, OD,
, ,epaisseur, epaisseur, nbelement
!*****
!application d'un moment
!*****
/prep7
/solu
isb=node(0,0,-28)
f,isb,mz,2000 !NMM 3.125DEG
f,isb,mx,-7000 !nmm 9deg en rotation
!f,isb,fz,1624 !N

```

!chargement selon les limites de Niosh

```
!*****
```

```
!application de la pression interne
```

```
!*****
```

```
FLST,2,4,5,ORDE,2
```

```
FITEM,2,9
```

```
FITEM,2,-10
```

```
/GO
```

```
!*
.
```

```
SFA,P51X,1,PRES,1.66
```

```
FLST,2,2,5,ORDE,2
```

```
FITEM,2,3
```

```
FITEM,2,16
```

```
/GO
```

```
!*
.
```

```
SFA,P51X,1,PRES,1.66
```

```
allsel,all
```

```
sftran
```

```
!*****
```

```
!Fixation de la face
```

```
!*****
```

```
ASEL,S,, , 4
```

```
NSLA,S,1
```

```
d,all,all
```

```
finish
```

```
/solu
```

```
cnvtol,f,,,-1
```

```
nlgeom,1
```

```
nropt,full,,
```

```
eqslv,front,,0,
```

```
time,2
```

```
autots,1
nsubst,15,0,0,0
kbc,0
solcontrol,on,1
CUTCONTROL,DSPLIMIT,1000000000
CUTCONTROL,PLSLIMIT,0.5
pred,off
ALLS
solve
!finish
/post1

:STEPOVER1
```

ANNEXE 2
Article proposé

Étude du mécanisme lésionnel de la hernie discale : modélisation du comportement élastique non linéaire

Study of the herniated disc mechanism: modeling of the non linear elastic behavior

David Prud'homme¹, Sylvie Nadeau², Hakim Bouzid³

1. dprudhomme@synetik-di.com

École de technologie Supérieure
1100, rue Notre-Dame Ouest
Montréal, Québec, Canada
H3C-1K3

2. sylvie.nadeau@etsmtl.ca

École de technologie Supérieure
1100, rue Notre-Dame Ouest
Montréal, Québec, Canada
H3C-1K3

3. hakim.bouzid@etsmtl.ca

École de technologie Supérieure
1100, rue Notre-Dame Ouest
Montréal, Québec, Canada
H3C-1K3

Résumé

Les affections vertébrales classées comme la maladie du siècle. Les secteurs les plus touchés sont bien sûr ceux où le travail manuel prédomine.

Nous nous proposons ici de faire l'analyse du comportement élastique non linéaire de la hernie discale du niveau L5-S1 par les éléments finis. L'unité fonctionnelle rachidienne est soumise à diverses sollicitations afin d'éclairer davantage le mécanisme lésionnel de la hernie discale et les conditions le rendant opérationnel. Les résultats des diverses analyses nous permettront de mieux cibler les zones les plus contraintes. La modélisation numérique à l'aide du logiciel Ansys 7.1 est validée analytiquement par la théorie des réservoirs à paroi épaisse. Les résultats obtenus avec le modèle concorde avec la littérature.

Abstract

Vertebral affections classified like the disease of the century. The most touched sectors are of course those where manual work prevails.

We propose here to make the analysis of the non linear elastic behavior of the herniated disc of level L5-S1 by the finite elements. The L5-S1 subjected to various load is going to be useful to elucidate the mechanism of herniated disc and the conditions making it operational. The results of the various analyses we will allow a better target of the most forced zones. Numerical modeling using the Ansys 7.1 software is validated analytically by the theory of the thick wall vessels. The results obtained with the model agrees with the literature.

Ergonomie, éléments finis, résistance des matériaux, hernie discale, non linéaire

Introduction

Les affections vertébrales classées comme la maladie du siècle, ont coûté à elles seules au Québec 392 millions de dollars en 1998 (Allaire,1999). Même si la hernie discale ne totalise qu'environ 1 % de tous les maux de dos (Allaire,1999), elle demeure l'une des lésions les plus coûteuses durant cette période. Les indemnités de remplacement du revenu déboursées par la Commission de la Santé et de la Sécurité au Travail, (CSST) totalisent en moyenne à 8749 \$ par dossier pour ce type de blessure (Allaire,1999). Ces coûts sont dus en grande partie au long délai de rétablissement des patients avoisinant en moyenne 5 mois (National Research Council,2001). Les secteurs les plus touchés sont bien sûr ceux où le travail manuel prédomine. Les manutentionnaires ont reçu le plus grand nombre d'indemnités pour ces affections vertébrales. Lors de certaines manœuvres, les ouvriers peuvent effectuer des gestes inappropriés pouvant occasionner une hernie discale. La lésion du disque peut découler de deux sources. Dans certains cas, la rupture survient lorsqu'une charge est appliquée d'une façon cyclique en dessous de son seuil de résistance (Nadeau 2001). On appelle ce phénomène la fatigue ou l'accumulation des micro-traumas. L'autre cas implique que les efforts en présence soient exceptionnellement importants. Les connaissances actuelles sur le mécanisme lésionnel de la hernie discale nous conduisent à supposer que lors d'efforts importants en flexion couplés à des efforts importants d'inclinaison latérale ou couplée à une torsion importante du rachis, une rupture postéro latérale du disque intervertébral survient. Ces efforts engendrent une tension des fibres opposées au mouvement favorisant ainsi la sortie du noyau de son enveloppe ou de l'anneau fibreux. Nous nous proposons de faire l'état de l'avancement d'une analyse du comportement élastique non linéaire de l'unité fonctionnelle rachidienne lorsque celui-ci est soumis à diverses sollicitations afin d'éclairer davantage le mécanisme lésionnel de la hernie discale et les conditions le rendant opérationnel. Nous pourrions ainsi éventuellement proposer un plan de prévention en milieu de travail pour réduire le nombre de patients pouvant être potentiellement atteints. La modélisation par une approche analytique et numérique est proposée afin de nous guider sur de possibles pistes. Ces modèles nous permettront de tirer des conclusions essentielles sur les causes de la hernie discale mais, également de pouvoir venir en aide à une population de travailleurs de plus en plus vieillissante. Les résultats viendront appuyer des choix ergonomiques pour l'optimisation de poste de travail.

Méthode

L'unité fonctionnelle rachidienne L5-S1 est parmi les sites les plus communs d'apparition de la hernie discale (Nadeau, 2001). Notre modèle fera ainsi l'analyse du système L5-S1. Nous optons pour une modélisation géométrique simplifiée. Elle sera numérique à l'aide du logiciel d'éléments finis Ansys 7.1 et analytique par la théorie des réservoirs sous pression à paroi épaisse.

Modèle Numérique

Le modèle numérique comprend la vertèbre L5, le sacrum et le disque intervertébral. Pour les vertèbres seul le contour de l'assise est prise en compte, toute la structure postérieure osseuse est omise dont le corps vertébral, les lames, les apophyses épineuses, les apophyses transverses, les pédicules, les apophyses articulaires supérieures, les apophyses articulaires inférieures. Plusieurs paramètres concernant la géométrie sont nécessaires pour une modélisation adéquate. Comme dans la thèse de doctorat de Eijkelkamp 2002, on utilise un angle de 13° entre la partie supérieure de l'assise du sacrum et la partie de l'assise inférieure de la vertèbre L5. On attribut une hauteur de 13.5 mm pour le disque intervertébral et 26.6 mm pour les vertèbres. La forme de l'unité fonctionnelle rachidienne doit représenter le plus fidèlement possible la réalité. Pour se faire, les concepts de métrologie sont utilisés. Un montage fixant la vertèbre nous a permis de prendre une multitude de points (200 points). Vu la nature du modèle, seuls les points du contour de l'assise des plateaux intervertébraux ont été sélectionnés. Le nuage de points est lié par des splines qui composent une forme complexe. Cette dernière représente l'assise de la vertèbre et du sacrum illustrée à la

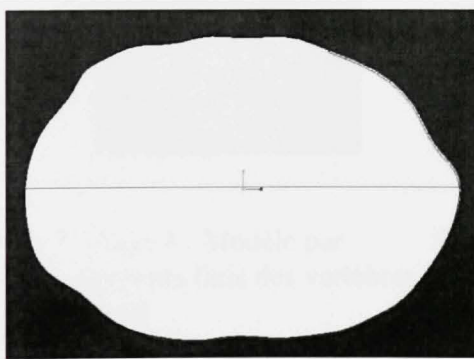


figure 1.

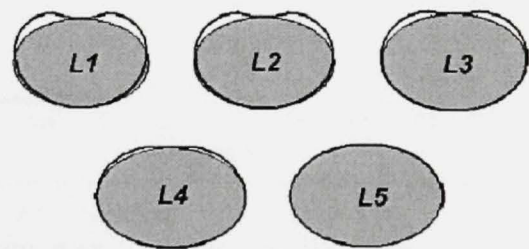


Figure 1 : Assise réelle de la vertèbre
vertèbres lombaires et contours simplifiés

Figure 2 : Comparaison formes réelles

Pour diminuer la complexité de la forme, une hypothèse sur le contour est une option intéressante. En effet, plusieurs chercheurs (Goto et al. 2002) ont choisi une ellipse comme forme de simplification. La figure 2 tirée de la référence confirme l'utilisation simplifiée de la forme ellipsoïdale dans la modélisation des vertèbres lombaires; c'est

ce que nous utilisons comme modèle pour la représentation des vertèbres L5-S1.

Figure3 : Ellipsoïde – représentation simplifiée de l'assise de la vertèbre et du sacrum

Un modèle numérique par éléments finis a été développé pour représenter le comportement élastique non linéaire des vertèbres L5-S1. ANSYS 7.1 est le logiciel d'éléments finis choisi. L'élément Solid 95, constitué de 20 nœuds avec 3 degrés de liberté en déplacement par nœud est retenu. Le nombre total de nœuds avoisine les 27000. La figure 4 est le résultat simplifié de la forme du unité fonctionnelle rachidienne L5-S1 modélisée.

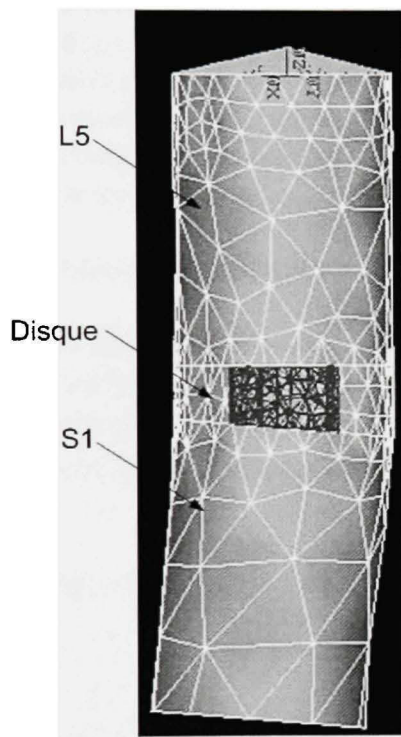


Figure 4 : Modèle par éléments finis des vertèbres L5-S1

On attribut les propriétés mécaniques de l'os spongieux à la vertèbre et le sacrum, puisque l'os cortical et les plateaux intervertébraux possèdent des propriétés mécaniques supérieures à ceux de l'os spongieux. Le module d'élasticité est de 12000 MPa pour l'os cortical (Shirazi-Adl et al. 1983), de 500 MPa pour les plateaux intervertébraux (Lavaste F. 1992) et de 100 MPa pour l'os spongieux (Shirazi-Adl et al. 1983). En choisissant un module d'élasticité plus faible, l'effet de discontinuité est limité. Les données de Yamada 1970 sont utilisées pour traduire le comportement non linéaire du disque. La figure 5 ci-dessous montre le comportement non linéaire d'un disque.

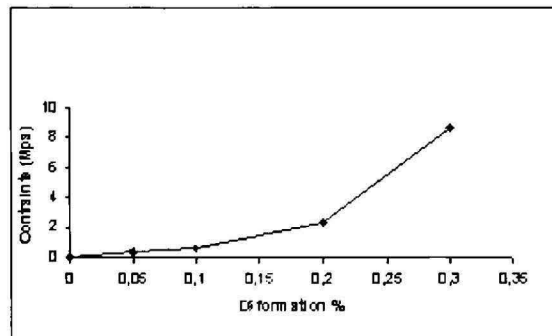


Figure 5 : Courbe de contrainte déformation d'un disque intervertébral (voir Yamada 1970)

Le nucleus pulposus est un liquide incompressible qui exerce une charge répartie sur les surfaces intérieures de l'anneau fibreux et les plateaux intervertébraux (Jayson 1992). Dans le modèle suggéré, le nucleus pulposus est remplacé par une pression interne dont l'intensité varie suivant la posture adoptée avec ou sans soulèvement de charge. Selon plusieurs études, une modélisation par un solide ne représenterait pas tout à fait la réalité biologique (Meakin et al. 2000, Seroussi et al. 1989). Les résultats des expériences de (Nachemson 1960) sur la pression intra-discale sont utilisés. Selon celui-ci une variation linéaire est notée entre la pression interdiscale et la charge axiale. Pour l'analyse, cette pression a été fixée à 1,66 Mpa; ce qui correspond à une charge axiale de 1624 N, soit 2 fois le poids moyen d'une personne de 80 kg. Tous les types de chargement sont effectués en un point. L'ensemble des degrés de liberté est fixé à la face inférieure du sacrum. Le disque est considéré soudé à la vertèbre. Les résultats proviennent de divers types de chargement dont la compression, la flexion, la torsion séparément et une combinaison de la flexion et de la torsion.

Modèle Analytique

L'utilisation de la théorie des réservoirs sous pression à paroi épaisse comme modèle analytique a permis la validation du modèle numérique. La pression interne est le seul chargement appliqué. Cette pression est de 0,24 MPa. Les contraintes radiales σ_r et circonférentielles σ_θ découlant de la théorie sont données par les équations 1.1 et 1.2

$$\sigma_r = \frac{(1 - \frac{R_o^2}{r^2})p_i}{Y^2 - 1} \quad \text{eq.1.1}$$

$$\sigma_\theta = \frac{(1 + \frac{R_o^2}{r^2})p_i}{Y^2 - 1} \quad \text{eq.1.2}$$

$$Y = \frac{R_o}{R_i} \quad \text{eq.1.3}$$

où

p_i = pression interne

R_o = rayon interne

Y = rapport entre le rayon interne et le rayon externe

r = rayon de calcul

Il est possible de combiner les contraintes pour obtenir les contraintes équivalentes σ_e de Von Mises et sont représentés par l'équation 1.4

$$\sigma_e^2 = \frac{1}{2}(\sigma_r - \sigma_t)^2 \text{ eq. 1.4}$$

Résultats et discussion

Tous les types de chargement déjà cités ont été solutionnés de façon non-linéaire. Ils représentent des cas de chargement réels pouvant être rencontrés chez l'individu lors des activités de tous les jours.

Chargement en compression.

Lorsque que la valeur de la force axiale atteint 1624N, la pression interne du nucleus populsus est de 1,66 MPa. Les figures 6 et 7 représentent la distribution des contraintes de Von Mises données en Mpa de l'anneau fibreux.

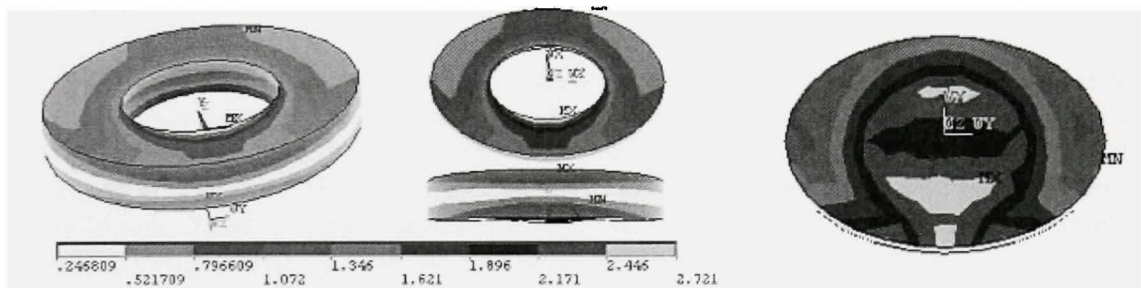


Figure 6 : Répartition des contraintes sur le disque intervertébral
– sollicitation en compression

Figure 7 : Répartition des contraintes sur la vertèbre L5 – sollicitation en compression

La figure 6, permet de localiser les valeurs maximales et minimales des contraintes atteintes dans le disque intervertébral. Elles sont de 2,7 MPa et de 0,25 MPa en compression respectivement. Elles diminuent en périphérie. Pour ce type de chargement, se sont habituellement les plateaux intervertébraux qui cèdent.

La figure 7 représente la portion inférieure de la vertèbre L5. Il est clairement visible que la zone de concentration de contraintes se trouve au centre. Donc, le chargement en compression doit résulter en un bris des plateaux intervertébraux. En compression le modèle proposé est cohérent avec les résultats répertoriés dans la littérature.

Chargement en flexion.

Selon (White 1990) le système L5-S1 peut atteindre entre de 10 et 24° en flexion extension. Vu la nature de la défaillance du disque intervertébral, seule la flexion est modélisée. (Percy 1984) isole la flexion en lui attribuant une valeur de 9°. Un couple de 7000 Nmm a été appliqué pour permettre au groupe vertèbre d'atteindre cette valeur de 9°.

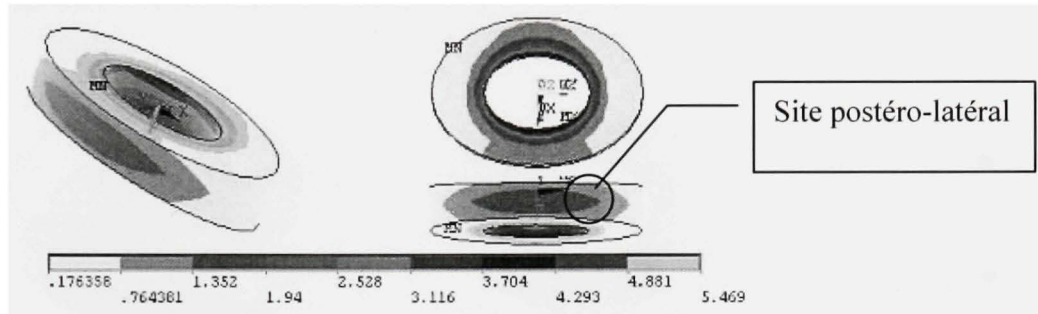


Figure 8 : Répartition des contraintes sur le disque intervertébral – sollicitation en flexion

À la figure 8, il est possible de voir les valeurs maximales et minimales atteintes pour le disque intervertébral soumis à la flexion. Elles sont de 5,47 MPa et de 0,18 MPa respectivement. Une flexion latérale engendre la compression des fibres vers l'avant et une tension des fibres vers l'arrière. Par contre, la pression appliquée par le nucleus pulposus stabilise l'état des contraintes sur le disque. Ainsi aucune contrainte négative n'apparaît. La contrainte est plus élevée au site postero latéral.

Chargement en torsion.

Selon (White 1990) le système L5-S1 peut atteindre un angle entre 1 et 3° en torsion. Un couple de 2000 Nmm a été appliqué pour permettre au groupe vertèbres d'atteindre 3°. Le déplacement est illustré à la figure 9.

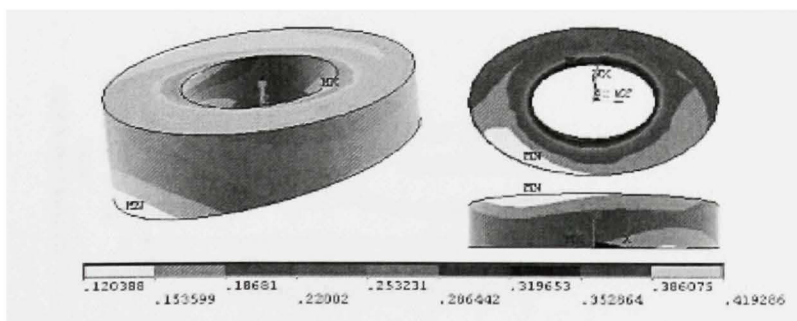


Figure 9 : Répartition des contraintes sur le disque intervertébral – sollicitation en torsion

Les valeurs maximales et minimales atteintes dans le disque intervertébral soumis à la torsion sont montrées à la figure 9. Elles sont de 0,42 MPa et de 0,12 MPa respectivement. La contrainte est plus élevée au site postéro latéral.

Puisqu'une hernie discale découle d'un chargement combiné, le dernier type de chargement solutionné est la flexion couplée à une torsion. Les valeurs utilisées sont, un moment de 7000 Nmm pour la flexion latérale et un couple de 2000 Nmm pour la torsion. Les résultats sont regroupés à la figure 10.

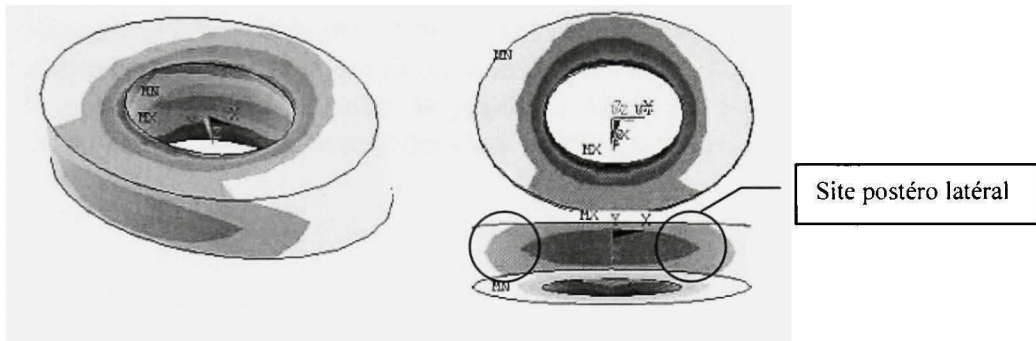


Figure 10 : Répartition des contraintes sur le disque intervertébral – sollicitation combinée

Les résultats du disque intervertébral soumis aux chargements combinés montrent que la contrainte est plus élevée au site postéro latéral et correspond aux résultats de plusieurs études (Nadeau 2001)

L'utilisation de la théorie des réservoirs sous pression à paroi épaisse comme modèle analytique a permis la validation du modèle numérique. Sachant que celle-ci ne tient pas en compte les discontinuités, les valeurs prises dans le modèle sont à la mi-épaisseur de l'anneau. La figure 12 est une comparaison des contraintes de Von Mises obtenues avec l'éq 1.4 et celles obtenues par Ansys.

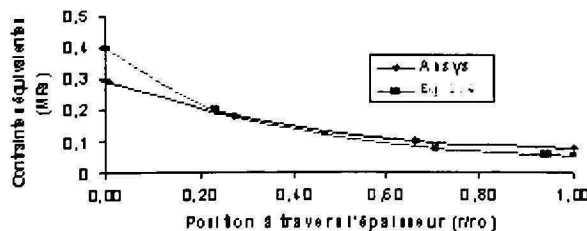


Figure 11 : Comparaison des contraintes selon les théories des réservoirs sous pression et la modélisation par ANSYS

Les résultats provenant du modèle numérique et celui de la théorie des réservoirs sous pression sont très similaires par leurs tendances et leurs grandeurs. Ils proviennent du même plan frontal pour maintenir la cohérence. Ce graphique vient valider le modèle numérique pour ce type de chargement.

Afin d'étudier l'effet des différents efforts mécaniques et le comportement élastique non linéaire, nous avons eu recours à un modèle simplifié d'un système vertèbre. Les ligaments et les apophyses articulaires limitent les mouvements du système vertèbre. En première approximation, nous avons choisi d'utiliser les limites angulaires identifiées dans la littérature (White et Panjabi 1978, Rothman et Simeone 1992, Kapanji 1975, Diffrient 1991). Les ligaments, les muscles et les courbures anatomiques du rachis confèrent à la colonne vertébrale la souplesse nécessaire pour le mouvement, mais aussi la rigidité nécessaire pour maintenir l'équilibre. Ces éléments devront être inclus dans une étude ultérieure.

Conclusion

Le but de cet article était de solutionner plusieurs cas de chargements sur une unité fonctionnelle rachidienne L5-S1. Les solutions étaient de nature non-linéaire par la nature des propriétés non linéaires du disque intervertébral. Les différents types de chargement étaient en compression, en flexion, en torsion et une combinaison de la torsion et de la flexion. En compression, les résultats ont démontré une concentration de contraintes plus importante au centre. Il en résulte donc, à un bris des plateaux intervertébraux. Les résultats obtenus en flexion ont donné une contrainte plus élevée au site postero latéral. Par contre, les contraintes obtenues par la torsion sont moins significatives, mais sont toujours au site postéro latéral. Puisqu'une hernie discale découle d'un chargement combiné, le chargement combiné en flexion et torsion a été le dernier type de chargement résolu. Les résultats ont confirmé que la contrainte est plus élevée au site postero latéral, ce qui correspond aux résultats de plusieurs études (Nadeau 2001). Notre modèle a été validé par la théorie des réservoirs sous pression à paroi épaisse par la comparaison des résultats du même type de chargement soumis aux deux modèles.

Allaire M. (1999). *Statistiques sur les affections vertébrales, 1995-1998*. Direction de la statistique et de la gestion de l'information, Service de la statistique.

Adams MA, Hutton WC. (1983). The mechanical function of the lumbar apophyseal joints. *Spine*, vol 3 pp.327-30.

Diffrient, N. et AL. (1991). Human Scale 1/2/3, 4/5/6, 7/8/9. Henry Dreyfus Associates, États-Unis.

Eijkelkamp M. (2002). On the development of an artificial intervertebral disc. Thèse de doctorat Rijksuniversiteit Groningen Néerland.

Goto, K., Tajima, N. (2002). Mechanical analysis of the lumbar vertebra in a three-dimensional finite element method model in which intradiscal pressure in the nucleus pulposus was used to establish the model. *Orthopaedic Science*, vol 7 pp.243-246.

Heidari B, FitzPatrick D, Synnott K, McCormack D. (2004). modeling of annulus imbalance as an aetiological factor in adolescent idiopathic scoliosis. *Clinical Biomechanics*, vol.19, no.3, pp. 217-24.

Kapandji, I.A. (1975). *Physiologie articulaire Fascicule III Tronc et Rachis*. Maloine, France.

Jayson, M. (1992). *The Lumbar Spine and Back Pain*. pp. 20. CHURCHILL LIVINGSTONE, Edinburg, London, Madrid, Melbourne, New York et Tokyo

Lavaste, F., Skalli, W., Robin, S., Roy C. (1992). Three dimensional geometrical and mechanical modeling of the lumbar spine, *Journal of biomechanics*, vol.25, no.10, pp. 1153-1154.

Meakin, J.R., Hukins,D.W.L. (2000). Effect of removing the nucleus pulposus on the deformation of the annulus fibrosus during compression of the intervertebral disc. *Journal of biomechanics*, vol. 33, pp.575-580.

Nachemson A. (1960). Lumbar intradiscal pressure. *Acta Ortho scan (Suppl)* 43 pp.1-104.

Nadeau S. (2001). Outil d'analyse multifactorielle pour la prévention des maux de dos. Thèse de doctorat École Polytechnique de Montréal département de Mathématique et de Génie Industriel, Canada.

National Research Council, (2001). Musculo skeletal disorders and the workplace., Institute of Medecine., National Academy Press, États-Unis.

Pearcy MJ, Tibrewal Sb. (1984). Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography. *Spine*, vol. 6, pp. 582-587.

Pearcy M, Portek I, Sheperd J. (1984). Three-dimesional x-ray analysis of normal movement in the lumbar spine. *Spine*, vol. 9, no 3, pp. 294-7.

Rothman, R.H. et Simeone, F.A. (1992). *The spine*. W.B. Saunders Company, États-Unis.

Seroussi,R.E., Krag,M.H., Muller,D.L., Pope,M.H. (1989). Internal deformations of intact and denucleated human lumbar discs subjected to compression, flexion, and extension loads. *Journal of Orthopedic Research*, vol. 7, pp.122-131.

Shirazi-adl, S.,Shrivastava, S.,Ahmed, A. (1983). Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. *Spine*, vol. 8, no. 2, pp.120-134.


Shirazi-Adl, A. et Parnianpour, M. (1993). Nonlinear response analysis of the human ligamentous lumbar spine in compression. *Spine*, 18(1), 147-158.

White AA, Panjabi MM. (1978). *Clinical biomechanics of the spine*. J.B. Lippincott Company, États-Unis.

White AA, Panjabi MM. (1990). Clinical biomechanics of the spine. Philadelphia: Lippincot.

Yamada H. (1970). Strength of Biological Materials. pp. 73-92. Fg Evans. Baltimore, Williams and Wilkins,Étas-Unis

ANNEXE 3
Conférence 2004 ACFAS



Université du Québec
École de technologie supérieure

Modélisation viscoélastique de la hernie discale

Par

David Prud'homme

Sylvie Nadeau, Ing., Ph.D.

Hakim Bouzid, Ing., Ph.D.

Problématique

Quelques faits

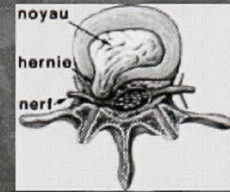
- Les affections vertébrales sont classées comme la maladie du siècle
- Elles ont coûté à elles seules au Québec 392 millions de dollars en 1998 [1].
- La hernie discale demeure l'une des affections les plus coûteuses (8749 \$ en moyenne par dossier CSST)
- En 1998, 98 cas de ce type ont été recensés[4].
- Le délai de rétablissement des patients qui avoisine en moyenne 5 mois [2].

Secteurs à risque

- Les secteurs les plus touchés sont bien sûr ceux où le travail manuel prédomine.
- Les manutentionnaires ont reçu le plus grand nombre d'indemnités pour ces affections vertébrales.
- Lors de certaines manœuvres, les ouvriers peuvent effectuer des gestes inappropriés pouvant occasionner une hernie discale.

La hernie Discale

- **Définition:** La hernie discale, est une rupture de l'anneau fibreux pouvant être suivie d'un échappement du noyau.
- Dépendamment de la localisation entre les vertèbres, la fissure de l'anneau peut occasionner une hernie avec ou sans douleur
- Le contenu du noyau peut, s'il y a déchirure, saillir et comprimer certains nerfs en créant ce que l'on appelle une sciatique



- La lésion du disque peut découler de deux sources.

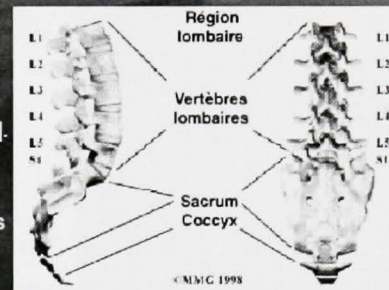
—Lorsqu'une charge est appliquée d'une façon cyclique en dessous de son seuil de résistance [2], phénomène nommé fatigue[3].

—L'autre cas impliquent que les efforts en présence soient exceptionnellement importants[3].

Cause

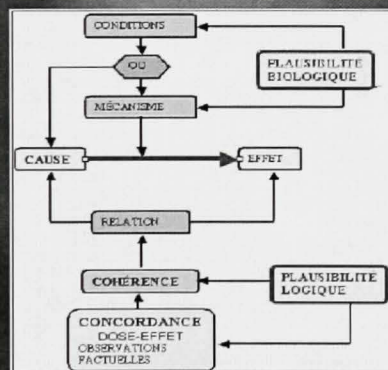
Efforts importants en flexion couplés à des efforts importants d'inclinaison latérale ou couplés à une torsion importante du rachis[3].

Ils peuvent occasionner une rupture arrière puisqu'elle engendre une tension des fibres opposées au mouvement[2].



L5-S1 région la plus commune

Utilisation des Éléments Finis



- Proposée afin de nous guider sur d'éventuelles pistes.
- Les résultats du modèle devront élucider le mécanisme lésionnel de la hernie discale tous en respectant les plausibilités logiques et biologiques.

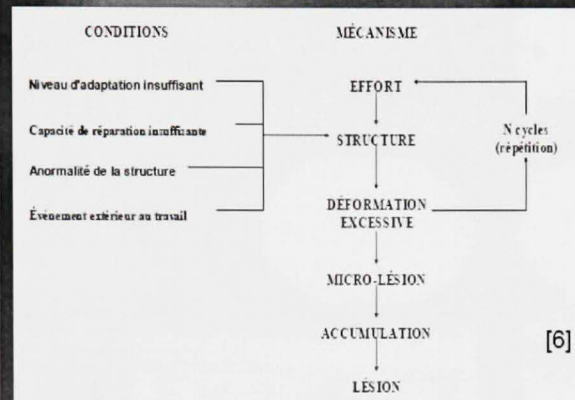
Une cause produit un effet par un mécanisme

Mécanismes Lésionnels

La théorie du micro traumatisme

La théorie accidentelle.

Efforts en présence soient exceptionnellement importants



•Satisfaction des conditions

La théorie des micro-traumas implique entre autre un nombre de cycles importants.

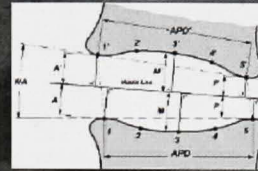
Revue de la littérature

- Études de nature épidémiologique
- Statistiques de lésions de la CSST
- Études Cliniques
- Études de cas
- Caractéristiques de matériaux
- Modèles et théories des maux de dos étudiés en fonction des connaissances anatomiques, biomécaniques et physiologiques.

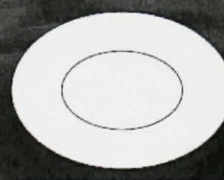
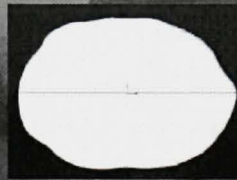
Présentation du modèle

Hypothèses:

- Géométrie
- Modélisation de L5-S1
- Angle 13 degrés



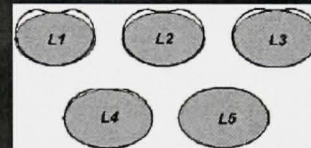
- Contour à partir d'une L5 Approximation par l'ellipse



L5-S1

Table 6-4 Average values for a, b, r1, r2 (in mm), averaged from 8 cadaveric lumbar spines (for explanation, see Figure 1)

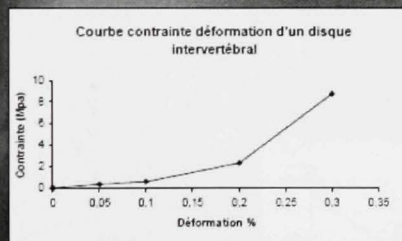
Level	a	b	r1	r2	Quotient a/b
L5-S1	55.96	37.03	ellipse shaded	-	1.51
average	52.72	35.37	15.96	37.17	1.50
SD	3.78	2.42	1.66	11.99	0.03



- Vertèbres: 100 MPa (os spongieux)

Disque

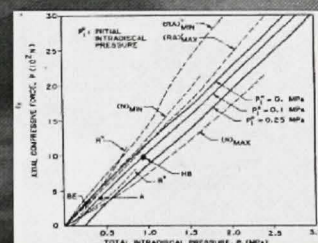
- Propriété mécanique non linéaire du disque



- Disque considéré collé à la vertèbre.

Nucleus Pulposus

Pression



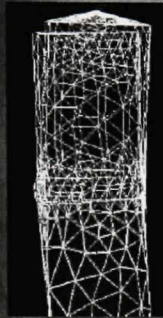
Pression moyenne utilisée 1.66 MPa

- Fixation de tous les degrés de liberté de la face inférieure du sacrum schématisé.
- Chargement en un point

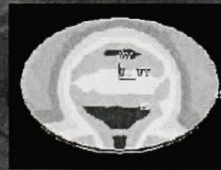
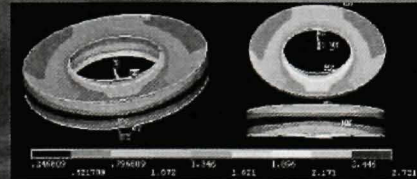
Type d'éléments:

- Solid 95
- Nombre total de nœuds: approx. 27 000

Compression 1624N



Déplacement

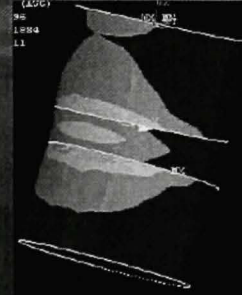
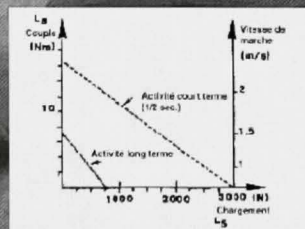
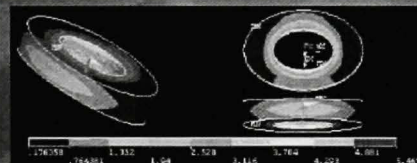
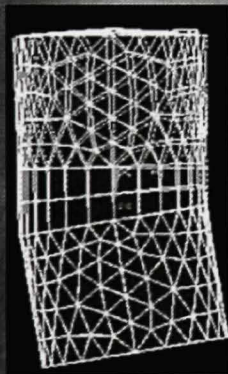


Un chargement en compression comprime le disque.

On remarque que les structures du disque sujettes aux discontinuités sont plus contraintes

Flexion

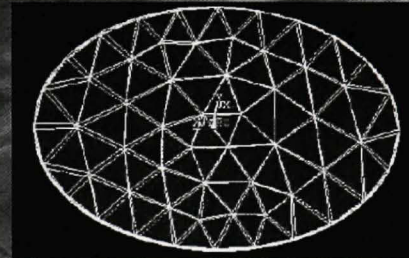
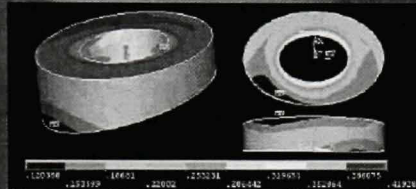
Flexion de 9 degrés



On remarque que les fibres sont en tension à l'arrière et en compression vers l'avant.

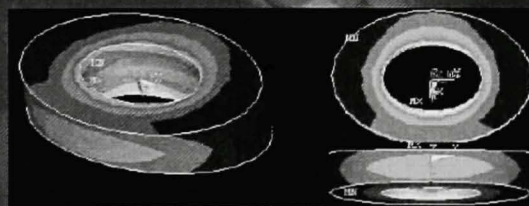
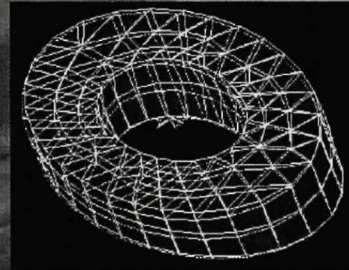
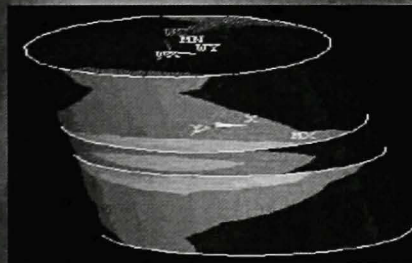
Torsion

3 degrés, p.i. 1.66 Mpa



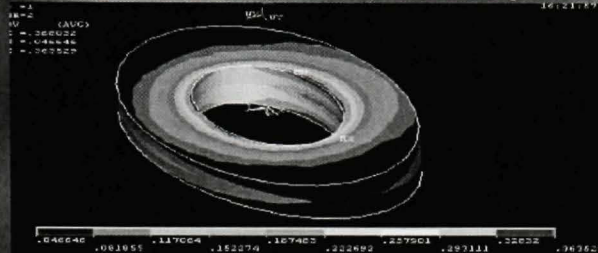
Flexion-torsion

Flexion 9 degrés
Torsion de 3 degrés

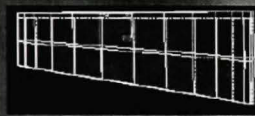


Comparaison

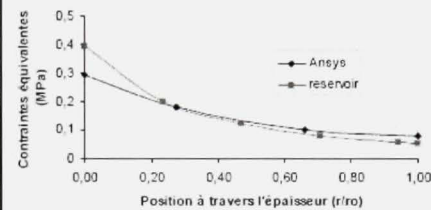
- Théorie des réservoirs sous pression



P.I. = 0.24 Mpa.



Contraintes équivalentes (von mises) en fonction de l'épaisseur



Conclusion

- Plusieurs cas de chargements solutionnés
- Disque non linéaire
- Pour l'avenir
 - Résoudre avec un comportement viscoélastique du disque
 - Analyser sous différentes postures
 - Variation de la pression interdiscale (Nachemson)

ANNEXE 4

Article CIRI

ÉTUDE DU MÉCANISME LÉSIONNEL DE LA HERNIE DISCALE : MODÉLISATION DU COMPORTEMENT ÉLASTIQUE NON LINÉAIRE

Sylvie Nadeau¹, Hakim Bouzid¹, David Prud'homme¹,

¹Département de génie mécanique, École de technologie supérieure, Montréal (Québec) H3C 1K3, Canada
(L'affiliation de M. Prud'Homme a changé depuis que ce projet de recherche a été complété)

hakim.bouzid@etsmtl.ca
sylvie.nadeau@etsmtl.ca

ABSTRACT

The lumbar disc hernia represents less than 1% of the back injuries compensated in Quebec, but is one of most expensive ones. Excessive effort and body reactions due to certain movements are identified as the root cause in the files of the Commission of the health and the occupational safety (CSST). The medical diagnoses are easily made as far as the nature of the hernia lesion is concerned, however the mechanism leading to it is less known, still to date.

This paper examines the mechanism and the conditions of a disc hernia of the rachidian unit L5-S1. An analytical model using the theory of thick wall pressure vessels and elementary strength of materials supported by numerical non-linear modeling, using ANSYS 7.1 software, enabled us to target the most critical zones.

Knowledge, data and experimental findings in anatomy, physiology, biomaterials and biomechanics enabled us to conclude that the lumbar disc hernia of professional origin, located at the postéro-side site, is the result of combined loading effects (flexion coupled to a side movement or coupled to a torsion of the rachis) and that simple elasticity theory allows a promising analytical modeling of the mechanism.

The influence of the posterior longitudinal ligament which, by retaining the material of the intervertebral discs allows the escape towards the postéro-side location is to be clarified. The lamellas of the annulus fibrosus at this location are incomplete, which should also make the disc more vulnerable to the formation of a hernia.

RÉSUMÉ

La hernie discale représente moins de 1 % des lésions au dos indemnisées au Québec, mais est l'une des plus coûteuses. L'effort excessif et les réactions du corps dus à certains mouvements sont identifiés comme agent causal dans les données administratives de la Commission de la santé et de la sécurité du travail (CSST). Les diagnostics médicaux sont clairs quant à la nature de la lésion, mais le mécanisme l'est moins, encore à ce jour.

Cet article examine le mécanisme et les conditions d'une hernie discale de l'unité fonctionnelle rachidienne L5-S1. Une modélisation analytique utilisant la théorie des réservoirs sous pression à paroi épaisse et les connaissances classiques et incontournables de la résistance des matériaux

appuyées par un modèle numérique élastique et non-linéaire, à l'aide du logiciel ANSYS 7.1, nous ont permis de cibler les zones les plus contraintes.

Les connaissances, les données et les résultats expérimentaux en anatomie, en physiologie, en biomatériaux et en biomécanique nous ont permis de conclure que la hernie discale d'origine professionnelle, située au site postéro-latéral, est le résultat de sollicitations combinées (flexion couplée à une inclinaison latérale ou couplée à une torsion du rachis) et que la théorie d'élasticité permet une modélisation analytique prometteuse du mécanisme.

L'influence du ligament longitudinal postérieur, qui en retenant en partie le matériel discal permet la fuite vers le site postéro-latéral, est à clarifier. Les lamelles de l'anneau fibreux à ce site sont incomplètes, ce qui devrait également rendre le disque plus vulnérable à la formation d'une hernie discale.

Mots-clés : Ergonomie, éléments finis, résistance des matériaux, hernie discale, non linéaire.

Keywords : Ergonomics, finite element, failure of materials, herniated disc, non-linear behaviour.

NOTATION

ε_z	: déformation selon l'axe perpendiculaire au plan formé par l'assise de la vertèbre L5 (plan médian)
θ	: angle de flexion
σ_θ	: contrainte tangentielle
σ_e	: contrainte équivalente
σ_r	: contrainte radiale
σ_z	: contrainte selon l'axe perpendiculaire au plan formé par l'assise de la vertèbre L5 (plan médian)
a_1	: longueur du demi axe de l'ellipse intérieure (plan frontal)
a_2	: longueur du demi axe de l'ellipse extérieure (plan frontal)
b_1	: longueur du demi axe de l'ellipse intérieure (plan transverse ou sagittal)
b_2	: longueur du demi axe de l'ellipse extérieure (plan transverse ou sagittal)
p_i	: pression interne
r	: rayon de l'anneau
R_i	: rayon interne
R_o	: rayon externe
Y	: rapport entre le rayon interne et le rayon externe
P	: charge appliquée
A	: aire de la couronne elliptique
$S1$: 1ère vertèbre sacrée
$L5$: 5 ^{ème} vertèbre lombaire
w	: allongement de la fibre
ℓ	: longueur de la fibre de l'anneau
x	: plan frontal
y	: plan transverse ou sagittal
z	: plan médian

1. INTRODUCTION

Les affections vertébrales sont toujours une préoccupation importante de santé et de sécurité au travail. Elles ont coûté en 1998 au Québec, 392 millions de dollars [1]. La hernie discale totalise environ 1 % de tous les maux de dos [2]. Elle est l'une des lésions les plus coûteuses, selon les données administratives de la Commission de la Santé et de la Sécurité au Travail (CSST) de cette même année. Les indemnités de remplacement du revenu déboursées par la CSST, pour une hernie discale, sont en moyenne de 8 749 \$ par dossier. La moitié de ces cas indemnisés impliquent une lésion lombaire [1]. Les longs délais de rétablissement des patients (en moyenne 5 mois) expliqueraient en partie ces coûts [3].

La lésion du disque intervertébral découle de deux sources. Dans le premier cas, la rupture survient lorsqu'une charge est appliquée répétitivement en dessous du seuil de résistance du disque intervertébral. On appelle ce phénomène la fatigue ou l'accumulation des micro-traumas. Le deuxième cas est celui où les efforts en présence sont exceptionnellement importants et vont au-delà du seuil de résistance du disque intervertébral, provoquant ainsi sa rupture. L'unité fonctionnelle rachidienne L5-S1 (5^e vertèbre lombaire, 1^{re} vertèbre sacrée), plus précisément la zone postéro-latérale, se trouve parmi les sites les plus communs d'apparition de la hernie discale [4]. Les connaissances actuelles sur son mécanisme lésionnel, nous conduisent à poser comme hypothèse, qu'une telle rupture survient lors d'efforts importants ou répétés en flexion couplés, soit à des efforts importants ou répétés d'inclinaison latérale, soit à une torsion importante ou répétée du rachis. Ces efforts provoquent une tension des fibres opposées au mouvement favorisant ainsi la sortie du noyau pulpeux de l'anneau fibreux.

Dans la présente publication, une analyse du comportement élastique non linéaire d'une unité fonctionnelle rachidienne L5-S1 est proposée. Celle-ci sera modélisée analytiquement et numériquement avant d'être soumise à diverses sollicitations. Cette stratégie de recherche vise à apporter un éclairage supplémentaire sur le mécanisme lésionnel de la hernie discale et les conditions le rendant opérationnel.

2. MÉTHODE

La modélisation vise l'analyse de l'unité fonctionnelle rachidienne L5-S1. Une analyse numérique (à l'aide du logiciel d'éléments finis ANSYS 7.1) et une analyse analytique (utilisation de la théorie d'élasticité) seront effectuées. Les chargements mécaniques simulés seront statiques et ne seront pas cycliques; ce qui exclut la prise en compte du phénomène de fatigue des matériaux.

Tout modèle est une représentation simplifiée de la réalité; ce qui suppose des hypothèses simplificatrices et, par conséquent, des limites d'interprétation des résultats. Les hypothèses suivantes ont été posées :

Hypothèse 1 : Le dimensionnement du corps vertébral et celui du disque intervertébral ont été choisis à partir des résultats de Tibrewal (1985), Nissan (1986), Amonoo (1991), Panjabi *et al.* (1993), Berry et Berg (1987), Scoles *et al.* (1988), Eijkelkamp (2002)

[5, 6, 7, 8, 9, 10, 11]. Comme toute mesure anthropométrique, il existe des différences intra et inter individuelles pour le dimensionnement de ces structures humaines. Bien que l'âge, le sexe et le percentile des sujets ont une influence reconnue, des dimensions moyennes ont été calculées à partir de données extraites de la littérature.

Hypothèse 2 : La forme de l'assise de la vertèbre lombaire L5 a été simplifiée par une ellipse tel que proposé par Goto et Tajima (2002) [12] (figure 2). Pour mesurer l'impact de cette hypothèse, un montage fixant une reproduction de vertèbre a permis, à partir d'une CMM (Coordinate measuring machine), de prendre environ deux cents (200) points et d'en faire un modèle représentatif (figure 1).

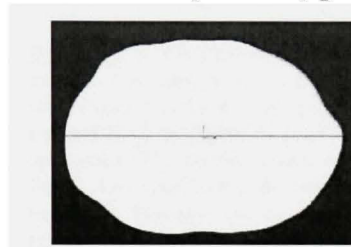


Figure 1 : Assise réelle de la vertèbre

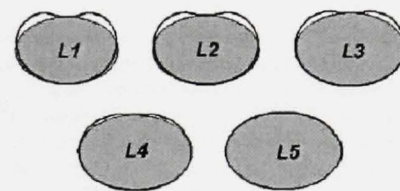


Figure 2 : Comparaison entre des formes réelles de vertèbres lombaires et de contours simplifiés (Tirée de [12])

Une modélisation de l'assise ainsi mesurée et une comparaison avec une modélisation elliptique [13] ont permis de conclure que la prise en compte de la forme précise, de l'assise de la vertèbre, avait peu d'influence sur les analyses par éléments finis et les calculs de contraintes équivalentes, en utilisant la théorie d'élasticité.

Hypothèse 3 : Afin d'éviter de modéliser des vertèbres complètes (structure postérieure osseuse du corps vertébral : les lames, les apophyses épineuses, les apophyses transverses, les pédicules, les apophyses articulaires supérieures, les apophyses articulaires inférieures) et leurs ligaments, les travaux de Tanz (1953), Clayson et Debevec (1962), White et Panjabi (1978), Percy *et al.* (1984), Tibrewal et Percy (1985), Gracovetsky (1986, 1988), Adams (1988), Yamamoto *et al.* (1989), Rothman et Simeone (1992) [14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23] ont été étudiés. Vu la grande disparité des résultats, les limites angulaires de l'unité fonctionnelle rachidienne L5-S1 proposées par Kapandji (1975) [24] ont été utilisées. Celles-ci sont parmi les plus étayées quant à l'influence de l'âge, et cette recherche vise les travailleurs de 20 à 65 ans.

Hypothèse 4 : Le disque intervertébral est constitué d'un anneau fibreux et d'un noyau pulpeux. L'anneau fibreux est constitué de quinze (15) à vingt-cinq (25) lamelles. Chacune des lamelles présente un patron de fibres alternées et un angle des fibres variant du noyau pulpeux à la périphérie de l'anneau fibreux [25]. Au site postéro-latéral, les fibres sont très souvent incomplètes [25]. Vu la complexité (géométrie, orthotropie et viscoélasticité) de cette structure, nous avons considéré l'anneau fibreux comme une structure homogène, non linéaire, ayant un coefficient de Poisson fixé à 0.45 [26].

Hypothèse 5 : Le noyau pulpeux est un liquide incompressible exerçant une charge uniformément répartie dans la direction radiale sur les surfaces intérieures de l'anneau fibreux et dans la direction axiale sur les plateaux intervertébraux [27]. Dans la modélisation suggérée, le noyau pulpeux est remplacé par une pression interne, dont l'intensité varie suivant la posture adoptée, avec ou sans soulèvement de charge. Selon plusieurs études, une modélisation par un solide ne représenterait pas tout à fait la réalité biologique [28, 29]. Les résultats des expériences de Wilke *et al.* (2001) [30] sur la pression intradiscale et la relation de celle-ci en fonction de la force axiale en compression établie par Shirazi-Adl et Ahmed (1983) [31], ont été utilisés.

Hypothèse 6 : On attribue les propriétés mécaniques de l'os spongieux à la vertèbre L5 et au sacrum; l'os cortical et les plateaux intervertébraux possèdent des propriétés mécaniques supérieures à celles de l'os spongieux. Le module d'élasticité est de 12 000 MPa pour l'os cortical [31], de 500 MPa pour les plateaux intervertébraux [32] et de 100 MPa pour l'os spongieux [31]. En choisissant un module d'élasticité plus faible, l'effet de discontinuité est limité. Les coefficients de Poisson sont de l'ordre de 0.2 pour l'os spongieux [31]. Les matériaux humains ont un comportement viscoélastique. Faute de données suffisantes recensées, le comportement élastique non linéaire est représenté. Les données de Yamada (1970) [33] sont utilisées pour traduire le comportement non linéaire de l'anneau fibreux (figure 3).

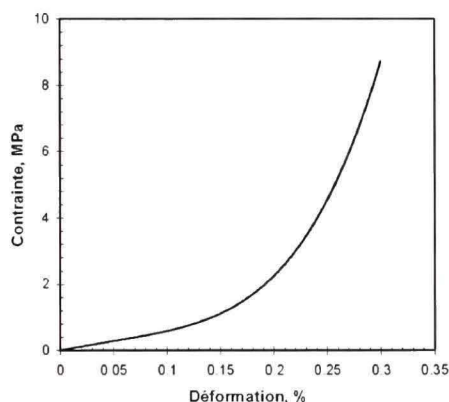


Figure 3 : Courbe de contrainte déformation de l'anneau fibreux (Tirée de [33])

3 TYPES DE CHARGEMENT CONSIDÉRÉS

3.1 Pression intradiscale

Le noyau pulpeux est en état de précontrainte. Pour simuler son action, les cas d'une pression de 0.24 MPa (état de précontrainte au repos) et de 1.66 MPa (équivalent à une charge axiale de 1 624 N, soit deux fois le poids d'une personne de 83 kg ou à une flexion

vers l'avant du bassin [31,30]) ont été analysés.

3.2 Chargement en compression

Le poids en position debout génère quotidiennement une charge en compression. Ce type de chargement provoque une diminution de la distance entre les plateaux intervertébraux. Une augmentation de la pression du noyau pulpeux est ainsi générée, suivie d'un bombement de l'anneau fibreux [34].

3.3 Chargement en flexion

Un chargement en flexion découle du déploiement de la lordose lombaire. Lors d'une flexion-extension ou lors d'une inclinaison latérale d'une paire de vertèbres, le plateau de la vertèbre supérieure bascule du côté le plus chargé, engendrant ainsi une tension des fibres de l'anneau fibreux, du côté opposé à l'effort. Un déplacement du noyau pulpeux vers les fibres en tension s'en suit.

Selon White et Panjabi (1990) [35], l'unité fonctionnelle rachidienne L5-S1 peut atteindre entre 10 et 24 degrés en flexion-extension. Étant donné la nature de la défaillance du disque intervertébral, seule la flexion est modélisée. Les cas d'hyper extension sont rares et davantage reliés à un trauma qu'à une activité professionnelle quotidienne [36]. Puisqu'il est rare d'atteindre une valeur maximale en flexion dans une tâche professionnelle, un angle de 6° a été considéré, soit un couple de 14 000 Nmm.

3.4 Chargement en torsion

Lors d'une torsion, une partie des fibres de l'anneau fibreux est inclinée et tendue dans la direction de la rotation tandis que l'autre est inclinée et détendue dans le sens opposé à la rotation. Selon White et Panjabi (1990) [35], l'unité fonctionnelle rachidienne L5-S1 peut atteindre un angle entre 1 et 2° en torsion et 3° selon d'autres auteurs [34]. La rotation axiale de la colonne lombaire engendre une torsion du disque intervertébral et un contact osseux avec les apophyses articulaires supérieures et inférieures [36]. Un couple de 2 000 Nmm a été appliqué pour permettre à l'unité fonctionnelle rachidienne d'atteindre 2°.

3.5 Chargement combiné

Une pression interne de 1.66 MPa correspondant à une flexion du tronc d'environ 90° [30], un couple de 14 000 Nmm en flexion et un couple de 2 000 Nmm en rotation ont été combinés.

4. MODÉLISATION ANALYTIQUE

4.1 Pression intradiscale

Les contraintes radiales σ_r et circonférentielles σ_θ , adaptées pour une couronne elliptique et découlant de l'utilisation de la théorie des réservoirs sous pression, ont été calculées avec les équations 1.1, 1.2 et 1.3.

$$\sigma_r = \frac{R^2}{Y^2 - 1} \frac{1 - \frac{O}{r^2}}{r^2} P_i \quad \text{Équation 1.1}$$

$$\sigma_\theta = \frac{R^2}{Y^2 - 1} \frac{1 + \frac{O}{r^2}}{r^2} P_i \quad \text{Équation 1.2}$$

$$Y = \frac{R_O}{R_i} \quad \text{Équation 1.3}$$

4.2 Chargement en compression

Un effort axial, tel que le soulèvement d'un poids P, génère une contrainte en compression dans la direction axiale donnée par l'expression suivante (équation 1.4) :

$$\sigma_z = \frac{P}{A} = \frac{P}{\pi(a_2 b_2 - a_1 b_1)} \quad \text{Équation 1.4}$$

4.3 Chargement en flexion

Lors d'un chargement en flexion de l'anneau fibreux, il est possible de noter un allongement des fibres postérieures. À partir des connaissances en résistance des matériaux et de la courbe de Yamada (1970) [33] (figure 3), il est possible d'exprimer σ_z . En se référant à la figure 4, la déformation des fibres selon la direction axiale est donnée par :

$$\varepsilon_z = \frac{w}{l} = \frac{r \tan \theta}{l} \quad \text{Équation 1.5}$$

Connaissant la déformation, la contrainte axiale peut être estimée par la relation suivante obtenue par un lissage de la courbe contrainte déformation de Yamada (1970) [33] (figure 3).

$$\sigma_z = -0.0082 \varepsilon_z^4 + 0.2035 \varepsilon_z^3 - 1.0491 \varepsilon_z^2 + 2.481 \varepsilon_z - 1.635 \quad \text{Équation 1.6}$$

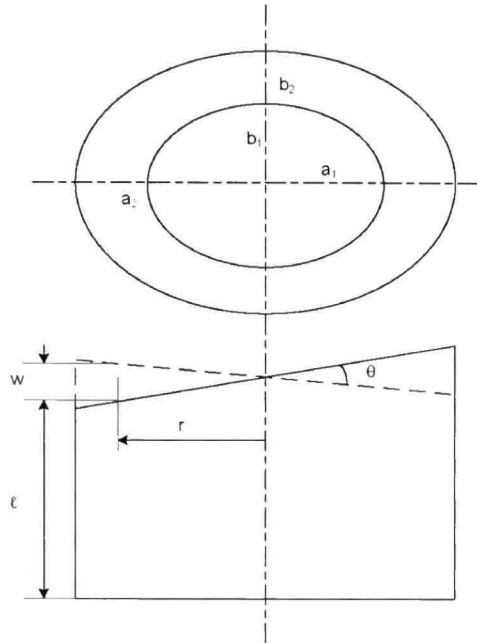


Figure 4 : Représentation simplifiée de l'anneau fibreux

4.4 Chargement combiné

Il est possible de combiner les contraintes pour obtenir la contrainte équivalente σ_e de Von Mises. En l'absence de cisaillement, celle-ci est donnée par l'équation 1.7 :

$$\sigma_e^2 = \frac{1}{2} \left[(\sigma_r - \sigma_\theta)^2 + (\sigma_\theta - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_r)^2 \right] \quad \text{Équation 1.7}$$

5. MODÉLISATION NUMÉRIQUE PAR ELEMENTS FINIS

Le modèle numérique développé comprend la vertèbre L5, la 1^{ère} vertèbre sacrée (S1) et le disque intervertébral. Il a été développé à partir du logiciel d'éléments finis ANSYS 7.1. L'élément Solid 95, constitué de vingt (20) nœuds ayant chacun trois (3) degrés de liberté en déplacement, a été retenu. Ce type d'élément est recommandé pour les formes curvilignes. Il permet de tenir compte de la non linéarité des matériaux et de la théorie des grands déplacements. Le nombre total de nœuds, après discrétisation, avoisine les 27 000. La figure 5 montre le modèle simplifié de l'unité fonctionnelle rachidienne L5-S1.

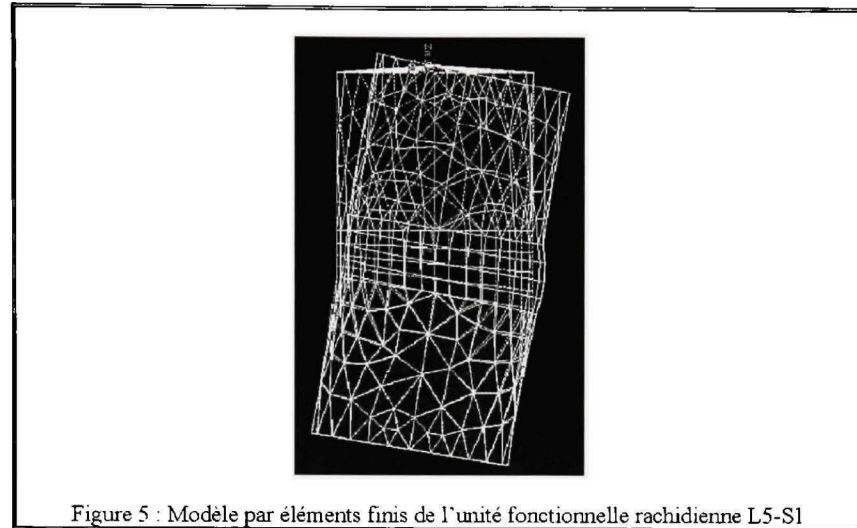


Figure 5 : Modèle par éléments finis de l'unité fonctionnelle rachidienne L5-S1

Tous les types de chargements sont appliqués en un point. L'ensemble des degrés de liberté est fixé à la face inférieure du sacrum. L'anneau fibreux est considéré soudé à la vertèbre. La modélisation n'inclut pas les plateaux intervertébraux; ce qui génère des contraintes, à la jonction de l'anneau fibreux et des vertèbres plus grandes, l'anneau fibreux et les vertèbres ayant un module d'élasticité très différent.

6. DISCUSSION

6.1 Pression intradiscale

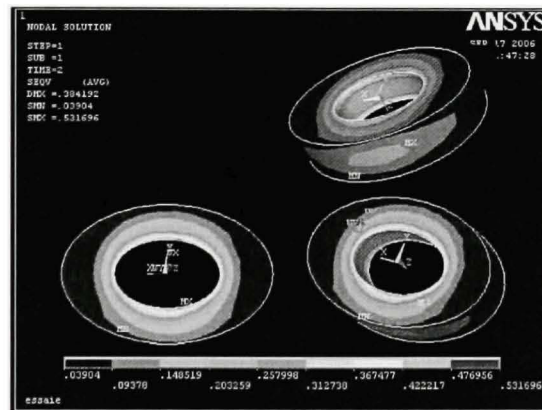


Figure 6 :Effet de la pression intradiscale de 0.24 MPa

Selon Natarajan et Andersson (1999) [37], les contraintes sur l'anneau fibreux sont maximales à la surface interne de celui-ci. Les résultats de la modélisation numérique présentés à la figure 6 corroborent ces conclusions. On constate qu'avec une pression intradiscale de 0.24 MPa, la contrainte équivalente diminue d'une valeur maximale de 0.532 MPa à la périphérie interne à une valeur minimale de 0.039 MPa à la périphérie externe. Cependant avec une pression de 1.66 MPa, une contrainte équivalente maximale de 7.88 MPa est notée à la périphérie interne, tandis qu'une contrainte équivalente minimale de 0.176 MPa est obtenue sur l'ensemble de la périphérie externe. Ainsi, l'anneau fibreux ne subit pas le chargement de la pression intra-discale de la même façon sur tout son périmètre intérieur.

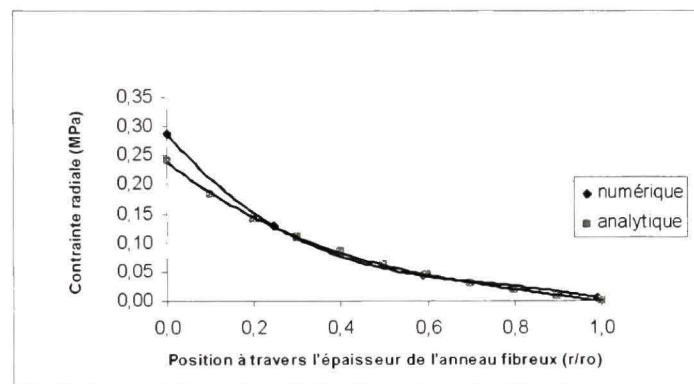


Figure 7 : Comparaison de la distribution de la contrainte radiale sur le plan transverse ou sagittal de l'anneau fibreux pour une pression intradiscale de 0.24 MPa

Par analyse des résultats des modèles analytiques et numériques, une similitude entre les contraintes radiales peut être observée (figure 7). Les résultats de la théorie des réservoirs sont plus près de la réalité que ceux d'ANSYS 7.1; à la paroi interne la contrainte doit être égale à la pression appliquée. Cependant, à partir de 20 % de l'épaisseur ($r/r_0 = 0.2$) de l'anneau fibreux, les valeurs des contraintes radiales sont quasi identiques.

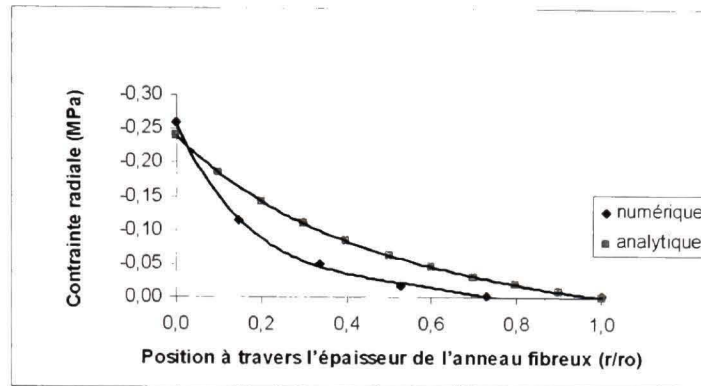


Figure 8 : Comparaison des contraintes radiales sur le plan frontal de l'anneau fibreux pour une pression intradiscale de 0.24 MPa

En ce qui concerne les contraintes radiales sur le plan frontal, les résultats de la théorie des réservoirs sont inférieurs (7.15 %) à ceux obtenus par ANSYS 7.1, près du noyau pulpeux. Les contraintes obtenues par ANSYS 7.1 décroissent plus rapidement en devenant inférieures, à celles obtenues par la théorie en périphérie externe de l'anneau fibreux (figure 8).

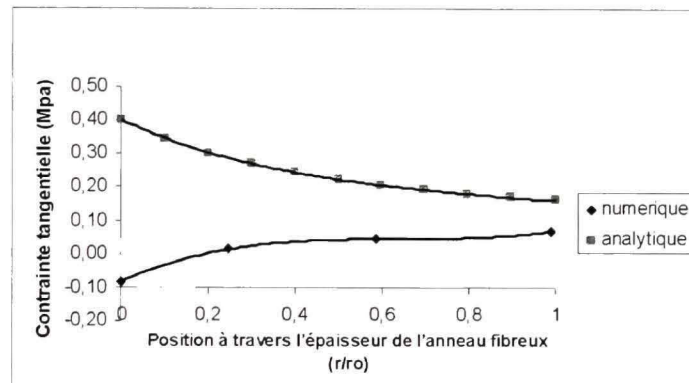


Figure 9 : Comparaison des contraintes tangentielles sur le plan transverse ou sagittal de l'anneau fibreux, pour une pression de 0.24 MPa

La figure 9 montre une décroissance de la contrainte tangentielle de 0.40 MPa à 0.16 MPa. À l'opposé, les résultats de l'analyse numérique s'accroissent en partant de -0.09 MPa jusqu'à 0.09 MPa. Cette divergence des résultats, entre les deux méthodes d'analyse, peut être due à la cohésion des nœuds (reliant l'anneau fibreux à la vertèbre) utilisés dans la modélisation par ANSYS 7.1.

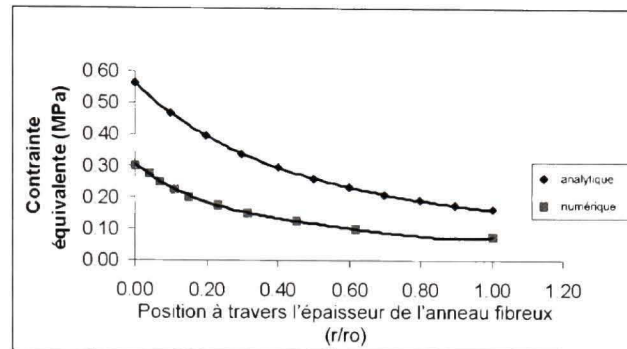


Figure 10 : Comparaison des contraintes équivalentes sur le plan transverse ou sagittal de l'anneau fibreux pour une pression intradiscale de 0.24MPa

Pour les contraintes équivalentes (figure 10), on observe une similitude dans l'allure des courbes avec des contraintes équivalentes maximales, près du noyau pulpeux, et minimales, en périphérie extérieure de l'anneau fibreux. Par contre, la valeur de ces contraintes varie à travers l'épaisseur de l'anneau fibreux (théorie des réservoirs sous pression : maximum de 0.55 MPa et un minimum de 0.15 MPa, ANSYS 7.1 maximum de 0.31 MPa et minimum de 0.07 MPa).

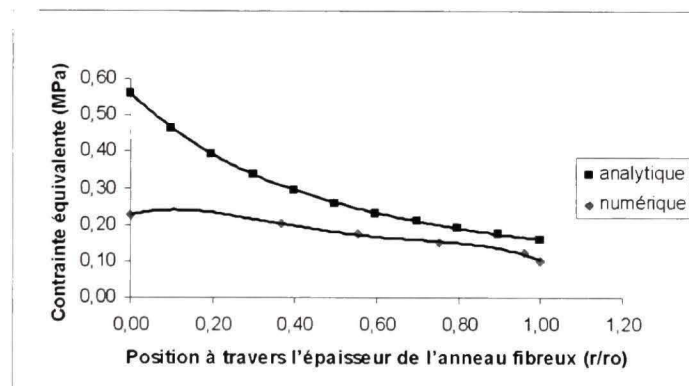


Figure 11 : Comparaison des contraintes équivalentes sur le plan frontal de l'anneau fibreux, pour une pression intradiscale de 0.24 MPa.

Les résultats des contraintes équivalentes obtenues par la théorie des réservoirs sous pression et celles obtenues par ANSYS 7.1, sont très différents. De la mi-épaisseur à la périphérie externe de l'anneau fibreux, il est possible de noter des résultats similaires (figure 11) : la théorie des réservoirs sous pression prédit un maximum de 0.56 MPa et un

minimum de 0.16 MPa, alors qu'ANSYS 7.1 donne un maximum de 0.203 MPa et un minimum de 0.073 MPa.

6.2 Chargement en compression

D'après Nachemson (1960) [38], lorsque que la valeur de la force axiale atteint 1 624 N, la pression interne du noyau pulpeux est de 1.66 MPa. Les valeurs maximales et minimales, des contraintes équivalentes atteintes dans l'anneau fibreux, soumis à un chargement en compression, sont alors de 2.7 MPa et de 0.25 MPa respectivement selon la modélisation numérique effectuée. Elles diminuent en périphérie. La portion inférieure de la vertèbre L5 quant à elle, comporte une zone de concentration de contraintes au centre, dans la région adjacente au noyau pulpeux [31]. Les éléments les plus vulnérables de la vertèbre sont le plateau intervertébral et l'os spongieux [31,39]. Ce type de chargement peut donc résulter, selon nos modélisations, en un bris des plateaux intervertébraux, ce que corrobore les résultats de la littérature sur le sujet [40, 41, 42, 43, 44, 45, 46].

6.3 Chargement en flexion

Les résultats de la modélisation numérique présentés à la figure 12, permettent de constater les valeurs maximales et minimales atteintes dans l'anneau fibreux soumis à la flexion. Elles sont de 4.24 MPa et de 0.08 MPa respectivement. Une flexion latérale engendre la compression des fibres vers l'avant et une tension des fibres vers l'arrière. La contrainte est plus élevée au site postérieur.

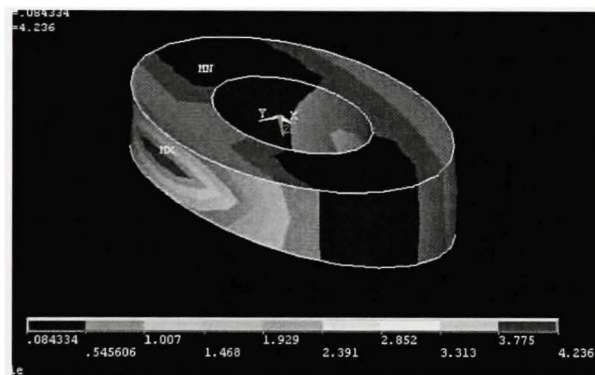
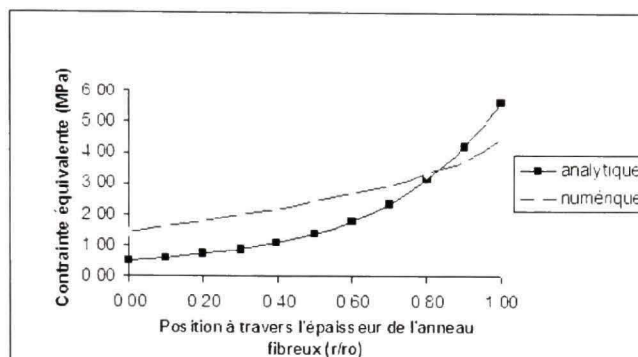


Figure 12: Répartition des contraintes sur l'anneau fibreux – sollicitation en flexion

Le comportement de l'anneau fibreux sous l'effet d'un couple est représenté à la figure 13. Avec ANSYS 7.1, il est possible de noter un pivotement de chacune des pièces osseuses du système vertèbre représenté. Ce mouvement relatif diminue la valeur des contraintes, puisque l'allongement des fibres postérieures et antérieures n'est pas identique.

Figure 13 : Comparaison des contraintes équivalentes



Les contraintes sont plus importantes à la périphérie de l'anneau fibreux. Le disque est, dans son ensemble, particulièrement résistant en flexion. [39]

6.4 Chargement en torsion

Les valeurs maximales et minimales atteintes lors de la modélisation numérique, lors d'un chargement en torsion, sont de 0.42 MPa et de 0.12 MPa respectivement. La contrainte est plus élevée en périphérie interne de l'anneau fibreux.

Ces résultats ne coïncident pas avec les études de Farfan *et al.* (1972, 1984) [47,48] qui soulignent, que le chargement en torsion résulte en une lésion des lamelles périphériques, situées en circonférence de l'anneau fibreux. Cependant, Adams (1988) [49] soutient que la torsion n'est pas connue comme étant dommageable pour le disque intervertébral, compte tenu des contacts osseux qui limitent la rotation de la colonne vertébrale.

Le modèle expérimental (sans autre tissu mou que le disque intervertébral) de Charrière (2003) [50] a requis un couple de 5 250 Nmm pour atteindre 2° de rotation et le modèle numérique, 8 100 Nmm. Notre modèle requiert respectivement 61 % et 76 % moins de couple, pour effectuer une rotation de 2°. Charrière (2003) [50] obtient une différence de 2 850 Nmm, entre les couples requis du modèle expérimental et numérique, comparativement à 3 250 Nmm utilisé dans notre modèle numérique. Ainsi, vu la nature non linéaire du disque intervertébral, il serait préférable de simuler une rotation plus significative (par exemple 5°). Cependant, une rotation supérieure aux limites angulaires de l'unité fonctionnelle rachidienne L5-S1 n'est pas biologiquement plausible.

Dans ce travail, l'effet de la torsion sur l'orientation des fibres de l'anneau fibreux, et ce, à travers ses différentes couches de lamelles n'a pas été considéré. Cependant, l'orientation verticale des fibres en périphérie de l'anneau fibreux mènent à croire, qu'elle devrait rendre moins efficace la rétention du noyau pulpeux; seule la matrice, liant les fibres de la lamelle, empêche ainsi sa fuite. L'irrégularité du tissage des fibres des lamelles peut également être propice à la formation d'une hernie discale.

6.5 Chargement combiné

Afin de bien visualiser les zones les plus contraintes, les résultats d'une analyse par éléments finis des contraintes à la demi-épaisseur pour un chargement combiné sont présentés à la figure 14. La contrainte la plus élevée se situe au site postérieur (zone 1 à la figure 14)

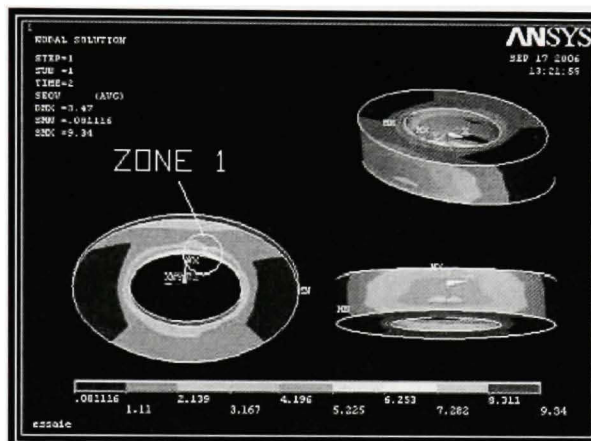


Figure 14 : Contraintes équivalentes sous chargement combiné

Le ligament longitudinal postérieur est une bande fibreuse et étroite. Il parcourt l'intérieur du canal vertébral, près de la portion postérieure du corps vertébral. Il est attaché au disque intervertébral et aux bords postérieurs des corps vertébraux de la vertèbre C2, jusqu'au sacrum. Selon certains auteurs, ce ligament pourrait contenir le noyau pulpeux et précipiter une hernie discale [51]. La matière du noyau pulpeux fuirait vers la zone la plus contrainte de l'anneau fibreux, aux limites de ce ligament, le site postéro-latéral. Cette zone constitue, selon plusieurs auteurs [32, 36, 38, 52], la région où la hernie discale se produit.

7. CONCLUSION

La hernie discale représente la moitié des cas de maux de dos indemnisés au Québec et demeure une des lésions les plus coûteuses. Afin d'élucider le mécanisme lésionnel de cette rupture de l'anneau fibreux pouvant être suivie d'un échappement du noyau pulpeux, un modèle analytique et un modèle numérique ont été utilisés pour calculer les contraintes équivalentes.

Sous la simple pression du noyau pulpeux, les contraintes équivalentes sont maximales au périmètre interne de l'anneau fibreux et diminuent à travers cette structure, jusqu'à sa périphérie externe. Les résultats en compression corroborent ceux de la littérature, soit un bris des plateaux vertébraux par concentration de contrainte, dans une zone adjacente au noyau pulpeux. En flexion latérale, les contraintes sont élevées au site postérieur de

l'anneau fibreux. En torsion, les résultats sont peu concluants. Il serait, à notre avis, essentiel de tenir compte de l'orientation des fibres de l'anneau fibreux, à travers les diverses couches de lamelles et de l'irrégularité du tissage des fibres de ces lamelles, particulièrement au site postéro-latéral. Sous une combinaison de flexion latérale, torsion et pression interne du noyau pulpeux, les résultats et les connaissances en anatomie nous portent à croire que le ligament longitudinal postérieur pourrait avoir un rôle non négligeable, dans la formation d'une hernie discale au site postéro-latéral.

La présente étude a permis de conclure que la structure et la composition du disque intervertébral et du ligament longitudinal postérieur jouent un rôle important dans la formation d'une hernie discale. L'utilisation de la théorie des réservoirs sous pression à paroi épaisse couplée, à une analyse classique par éléments finis, est prometteuse et originale.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] Allaire M., 1999, Statistiques sur les affections vertébrales, 1995-1998. Direction de la statistique et de la gestion de l'information, Service de la statistique.
- [2] Duguay, M. et Massicotte, P., 1999, Profil statistique des affections vertébrales survenues au Québec, entre 1994 et 1996 et indemnisées par la CSST: IRSST.
- [3] National Research Council, 2001, Musculoskeletal Disorders and the Workplace. Institute of Medicine, National Academy Press, États-Unis.
- [4] Nadeau S., 2001, Outil d'analyse multifactorielle pour la prévention des maux de dos. Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, Département de Mathématiques et de Génie Industriel, Canada.
- [5] Tibrewal, P., 1985, Lumbar intervertebral disc heights in normal subjects and patients with disc herniation, *Spine*, 10(5), 452-454.
- [6] Nissan, G., 1986, Dimensions of human lumbar vertebrae in the sagittal plane, *J. Biomech*, 19(9), 753-758.
- [7] Amonoo, K., 1991, Morphometric changes in the heights and anteroposterior diameters of the lumbar intervertebral discs with age, *J. Anat* 1, (175), 159-168.
- [8] Panjabi, MM., Oxland, T., Takata, K., Goel, V., Duranceau, J., Krag, M., 1993, Articular facets of the human spine quantitative three-dimensional anatomy, *Spine*, 18, 1298-1310.
- [9] Berry, M. et Berg, S., 1987, A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae, *Spine*, 12, 362-367.
- [10] Scoles, PV., Linton, AE., Latimer, B., Levy, ME., Bigiovanni, BF., 1988, Vertebral body and posterior element morphology : the normal spine in middle life, *Spine*, 13, 1082-1086.
- [11] Eijkelkamp M., 2002, On the Development of an Artificial Intervertebral Disc. Thèse de doctorat Rijksuniversiteit Groningen, Hollande.
- [12] Goto, K. et Tajima, N., 2002, Mechanical analysis of the lumbar vertebrae in a three-dimensional finite element method model in which intradiscal pressure in the nucleus pulposus was used to establish the model, *Orthopaedic Science*, vol 7, 243-246.
- [13] Bouvette, C., 2005, Modélisation d'une unité intervertébrale L5/S1, Projet synthèse. Département de génie mécanique, École de technologie supérieure, Canada.
- [14] Tanz, SS., 1953, Motion of the lumbar spine : a roentgenologic study, *AJR*, 69, 399-412.
- [15] Clayson, SJ., Newan, IM., Debevec, DF., Anger, RW., Skowlund, HV. et Kottke, F., 1962, Evaluation of mobility of hip and lumbar vertebrae of normal young women, *Arch Phys Med Rehabil*, 43, 1-8.
- [16] White, AA. et Panjabi MM., 1978, *Clinical Biomechanics of the Spine*, J. B. Lippincott

- Company, États-Unis.
- [17] Percy. M., Portek I. et Sheperd J., 1984, Three-dimensional x-ray analysis of normal movement in the lumbar spine, *Spine*, 9(3), 294-297.
 - [18] Tibrewal SB. et Percy, M J, 1985, Lumbar intervertebral disc heights in normal subjects and patients with disc herniation, *Spine*, 10(5), 452-454.
 - [19] Gracovetsky, S., 1986, The optimum spine, *Spine*, 11, 543-573.
 - [20] Adams, M.A., 1988, Mechanics of the intervertebral disc. Dans *Biology of the Intervertebral Disc*, vol. 2. CRC Press, États-Unis
 - [21] Gracovetsky, S., 1988, *The Spinal Engine*, Wien: Springer-Verlag, New York, États-Unis.
 - [22] Yamamoto, I., Panjabi, M.M., Crisco, T. et Oxland, T., 1989, Three dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint, *Spine*, 14, 1256-1260.
 - [23] Rothman, R. H. et Simeone, F. A., 1992, *The Spine*. W. B. Saunders Company, États-Unis.
 - [24] Kapandji. I. A., 1975, *Physiologie articulaire. Fascicule III Tronc et Rachis*. Maloine, France.
 - [25] Marchand, F., 1990, Investigation of the laminate structure of lumbar disc annulus fibrosus, *Spine*, 15(5), 402-410.
 - [26] Shirazi-Adl, S., Shrivastava, S.C. et Ahmed, A.M., 1984, Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. A three-dimensional nonlinear finite element study. *Spine*, 9(2), 120-134.
 - [27] Jayson, M., 1992, *The Lumbar Spine and Back Pain*, Churchill Livingstone, New York, États-Unis.
 - [28] Seroussi, R. E., Krag, M. H., Muller, D. L. et Pope, M. H., 1989, Internal deformations of intact and denucleated human lumbar discs subjected to compression, flexion, and extension loads, *Journal of Orthopaedic Research*, 7, 122-131.
 - [29] Meakin, J. R. et Hukins, D. W. L., 2000, Effect of removing the nucleus pulposus on the deformation of the annulus fibrosus during compression of the intervertebral disc, *Journal of biomechanics*, 33, 575-580.
 - [30] Wilke, H., Neef, P., Hinz, B., Seidel, H. et Claes, L., 2001, Intradiscal pressure together with anthropometric data set for the validation of models, *Clin Biomech*, 16(Suppl 1), 111-126.
 - [31] Shirazi-adl, S. et Ahmed, A., 1983, Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression, *Spine*, 8(2), 120-134.
 - [32] Lavaste, F., Skalli, W., Robin, S. et Roy, C., 1992, Three dimensional geometrical and mechanical modeling of the lumbar spine, *Journal of biomechanics*, 25 (10), 1153-1154.
 - [33] Yamada H., 1970, *Strength of Biological Materials*, Fg Evans. Baltimore, Williams and Wilkins, États-Unis.
 - [34] Hickey, D.S. et Hukins, D.W., 1980, Relation between the structure of the annulus fibrosus and the function and failure of the intervertebral disc, *Spine*, 5(2), 106-116.
 - [35] White, A.A. et Panjabi, M.M., 1990, *Clinical Biomechanics of the Spine*, Philadelphia : Lippincot, États-Unis.
 - [36] Adams, H., 1982, Prolapsed intervertebral disc: A hyperflexion injury, *Spine*, 7, 184-191.
 - [37] Natarajan, R. et Andersson, G., 1999, The effect of disc geometry on mechanical responses depends on the type of applied load, *Spine*, 24(18), 1873-1881
 - [38] Nachemson, A., 1960, Lumbar intradiscal pressure, *Acta Ortho scan (Suppl)* 43, 1-104.
 - [39] Bogduk, N., 1991, *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine*, Churchill Livingstone, Angleterre.
 - [40] Shirazi-adl, A., 1986, Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression, *Spine*, 11(9), 914-927.
 - [41] Farfan, H. F., 1973, *Mechanical Disorders of the Low Back*. Lea & Febiger, États-Unis.
 - [42] Perry, O., 1957, Fracture of the vertebral endplate in the lumbar spine: an experimental

- biomechanical investigation, *Acta Orthopædica Scandinavica*, suppl. 25.
- [43] Bogduk, N., 1992, The Sources of Low Back Pain. Dans Jayson, M.I.V., *The Lumbar Spine and Back Pain*, Churchill Livingstone, États-Unis.
 - [44] Panjabi, M. M., 1992, Biomechanical Studies in Cadaveric Spines. Dans Jayson, M. I. V., *The Lumbar Spine and Back Pain*, Churchill Livingstone, États-Unis.
 - [45] Bernhardt, M. *et al.*, 1992, Lumbar Spine Instability. Dans Jayson, M. I. V., *The Lumbar Spine and Back Pain*, Churchill Livingstone, États-Unis.
 - [46] Gilbertson, L. G. *et al.*, 1995, Finite Element Methods in Spine Biomechanics Research, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 23(5 et 6), 411-473.
 - [47] Farfan, H.F., Huberdeau, R.M. et Dubow, H.I., 1972, Lumbar intervertebral disc degeneration : the influence of geometrical features on the pattern of disc degeneration-a post mortem study, *J.Bone Joint Surg Am*, 54(3), 492-510.
 - [48] Farfan, H.F., 1984, *Mechanical Disorders of the Low Back*, Lea & Febiger, États-Unis.
 - [49] Adams, H., 1988, Mechanics of the intervertebral disc. Dans *The Biology of the Intervertebral Disc* (vol. 2), CRC Press, États-Unis.
 - [50] Charrière, E., 2003, A finite element model of the L5-S1 functional spinal unit: development and comparison with biomechanical tests in vitro, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 6(4), 249-263.
 - [51] Fardon, 2001, Combined Task Forces of the North American Spine Society, *Spine*, 26, 93-113.
 - [52] Goel, V.K., Monroe, B.T., Gilbertson, L.G. et Brinckmann, P., 1995, Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc : finite element analysis of the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads, *Spine*, 20(6), 689-699.

BIOGRAPHIE DES AUTEURS



Sylvie Nadeau est professeure au département de génie mécanique de l'École de technologie supérieure (ÉTS) depuis 6 ans. Elle a obtenu son doctorat en génie électrique à l'École Polytechnique de Montréal en 2001. Elle est directrice de l'Équipe de recherche en sécurité du travail (ÉREST), directrice du Réseau de recherche en santé et en sécurité du travail (RRSSTQ), et experte en prévention des lésions musculo-squelettiques et en gestion des risques. Le professeur Nadeau est conceptrice d'un modèle pour l'évaluation du risque que représente une activité, selon le critère de la stabilité posturale. Elle a développé un outil d'analyse multifactorielle pour la prévention des lésions au dos. Elle a proposé une nouvelle approche de prévention, l'approche partenariale, qui tient compte des comportements stratégiques des intervenants en santé et sécurité du travail dans le travail autonome et polyvalent. Enfin, elle poursuit actuellement des travaux de recherche en vue d'intégrer les risques de santé et de sécurité du travail et les risques opérationnels dans les entreprises manufacturières et de services.



Hakim A. Bouzid est professeur au département de génie mécanique de l'École de technologie supérieure (ÉTS) depuis 6 ans. Il a obtenu son doctorat en génie mécanique à l'École Polytechnique de Montréal en 1995. Il est expert en étanchéité, analyse par éléments finis et simulation du contact dans les assemblages mécaniques et biomécaniques. Le professeur Bouzid a contribué à la modification des normes d'essai ASTM (American Society for Testing and Materials) dans le domaine des joints d'étanchéité. Il est également membre d'un des comités de travail du code des réservoirs sous pression de l'ASME (American Society of Mechanical Engineers), expérience qui a été profitable pour plusieurs enquêtes menées pour le compte de la CSST.

David Prud'Homme, ingénieur et détenteur d'une maîtrise en génie mécanique.

BIBLIOGRAPHIE

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 Joint Surg, 62 B, 358 -362.

Adams, M.A., Hutton, W.C. (1982). *Prolapsed intervertebral disc: A hyperflexion injury*. Spine, 7 (3), 184-191.

Adams, M.A., Hutton, W.C. (1988). *Mechanics of the intervertebral disc. In the biology of the intervertebral disc*. Boca Raton: CRC Press, USA

Allaire, M. (1999). Statistiques sur les affections vertébrales, 1995-1998. Direction de la statistique et de la gestion de l'information, Service de la statistique.

Amonoo-Kuofi, H.S. (1991). *Morphometric changes in the heights and anteroposterior diameters of the lumbar intervertebral discs with age*. J Anat, (175), 159-168.

Argoubi, M., Shirazi-Adl, A. (1996). *Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression*. Journal of Biomechanics, 29(10), 1331-1339.

Berry, M., Berg, S. (1987). *A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae*. Spine, 12, 362-367.

Bogduk, N., Twomey, L.T. (1991). *Clinical anatomy of the lumbar spine*. Churchill Livingstone, Angleterre.

Bogduk, N. (1992). *The Sources of Low Back Pain*. Dans Jayson, M. I. V. The lumbar spine and back pain. Churchill Livingstone, États-Unis.

Bouvette, C., 2005, *Modélisation d'une unité intervertébrale L5/S1, Projet synthèse*. Département de génie mécanique, École de technologie supérieure, Canada.

Brown, T., Hansen, R.J., Yorra, A.J. (1957) *Some mechanical tests on lumbosacral spine with particular reference to the Intervertebral discs*. J Bone Joint Surg, 39-A(5),1135-1163

Buckwalter, J.A. (1995). *Update: Aging and degeneration of the human intervertebral disc*. Spine, 20(11), 1307-1314.

Charriere, E., Sirey, F., Zysset, P.K. (2003). *A Finite Element Model of the L5-S1 Functional Spinal Unit: Development and Comparison with Biomechanical Tests In Vitro*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 6 (4), 249-261

- Clayson, S.J., Newman I.M., Debevec, D.F., Anger, R.W., Skowlund, H.V., Kottke, F. (1962). *Evaluation of mobility of hip and lumbar vertebrae of normal young women*. Arch Phys Med Rehabil, 43, 1-8.
- Dorlot, J.M., Masounave, J., Bailon, J. (1991). *Des Matériaux*. Montréal : Editions de l'École Polytechnique de Montréal
- Duguay, P., Massicotte, P. (1999). *Profil statistique des affections vertébrales survenues au Québec, entre 1994 et 1996 et indemnisées par la CSST: IRSST*.
- Eijkelkamp, M.F. (2002). *On the development of an artificial intervertebral disc*. Unpublished Thèse de doctorat, Rijksuniversiteit, Groningen Nederland.
- Fardon, D.F., Milette, P.C. (2001). *Combined Task Forces of the North American Spine Society*. Spine, 26(5), 93 -113.
- Farfan, H.F., Cossette, J.W., Robertson, G.H., Wells, R.V., Kraus, H., (1970). *The effects of torsion on the lumbar intervertebral joints: the role of torsion in the production of disc degeneration*. J Bone Joint Surg Am, 52 (3), 468–497.
- Farfan, H.F., Huberdeau, R.M., Dubow, H.I. (1972). *Lumbar intervertebral disc degeneration: the influence of geometrical features on the pattern of disc degeneration-a post mortem study*. J Bone Joint Surg Am, 54(3), 492–510.
- Farfan, H.F. (1973). *Mechanical disorders of the low back*. Lea & Febiger États-Unis.
- Farfan, H.F., Gracovetsky, S. (1984). *The nature of instability*. Spine, 9 (7), 714-719.
- Foster, W. (1989). *How to draw and paint anatomy*. Walter Foster Publishing Inc. États-Unis.
- Galante, J.O. (1967). *Tensile properties of the human lumbar annulus fibrosus*. Acta Orthopaed. Scand. Suppl., 100, 1-91.
- Gillard. [En ligne]. <http://www.chirogeek.com> (Consulté le 18 novembre 2004)
- Goel, V.K., Monroe, B.T., Gilbertson, L.G., Brinckmann, P. (1995). *Interlaminar Shear Stresses and Laminae Separation in a Disc: Finite Element Analysis of the L3-L4 Motion Segment Subjected to Axial Compressive Loads*. Spine, 20 (6) , 689-698.
- Goto, K., Tajima, N., Chosa, E., Totoribe, K., Arizumi, Y., Arai, T. (2002). *Mechanical analysis of the lumbar vertebra in a three-dimensional finite element method model in which intradiscal pressure in the nucleus pulposus was used to establish the model*. Orthopaedic Science, 7(2), 243-246.
- Gracovetsky, S., Farfan, H. (1986). *The optimum spine*. Spine, 11(6), 543-573.

Gracovetsky, S. (1988). *The Spinal Engine*. New York,Wien: Springer-Verlag.

Heidari, B. (2004). *Modeling of annulus imbalance as an aetiological factor in adolescent idiopathic scoliosis*. Clinical Biomechanics, 19(3), 217-224.

Hickey, D.S., Hukins, D.W. (1980) *Relation between the structure of the annulus fibrosus and the function and failure of the intervertebral disc*. Spine. 5 (2), 106-116.

Hirsch, C., Schajowicz, F. (1953). *Studies on structural changes in the lumbar annulus fibrosus*. Acta Orthop Scand, 22(3), 184-231.

Hukins, D.W.L. (1987). *Properties of spinal materials*. Dans Jayson, M.I.V. *The Lumbar Spine and Back Pain* (3e éd.). London : Churchill Livingstone.

Iatridis, J.C., Setton, L.A., Weidenbaum, M., Mow, V.C. (1997). *Viscoelastic behavior of the non-degenerate human lumbar nucleus pulposus in shear*. Journal of Biomechanics, 30(10), 1005-1013.

Jayson, M.I.V. (1992). *The Lumbar Spine and Back Pain*. Edinburg,London,Madrid,Melbourne,New York et Tokyo : Churchill Livingstone

Kapandji, I.A. (1975). *Physiologie articulaire*. Fascicule III Tronc et Rachis. Maloine.

Karppinen, J., Malmivaara, A., Tervonen, O., Pääkkö, E., Kurunlahti, M., Syrjäla, P., Vanharanta, H. (2001). *Severity of symptoms and signs in relation to magnetic resonance imaging findings among sciatic patients*. Spine, 26(7), 149-154.

Kulak, R.F., Belytschko, T., Schultz, A.B., Galante, J.O. (1976). *Non-linear behaviour of the human intervertebral disc under axial load*. J. Biomech, 9(6), 377-386.

Lavaste, F., Skalli, W., Robin,S., Roy-Camille, R., Mazel, Mazel, C. (1992). *Three dimensional geometrical and mechanical modeling of the lumbar spine*. Journal of biomechanics, 25(10), 1153-1154.

Le grand dictionnaire terminologique [En ligne]. http://www.granddictionnaire.com/btml/fra/r_motclef/index1024_1.asp (Consulté le 18 novembre 2005)

Lu, Y.M., Hutton, W.C., 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), 2570-2579

Marchand, F., Ahmed, A.M. (1990). *Investigation of the laminate structure of lumbar disc annulus fibrosus*. Spine, 15(5), 402-410.

Marshall, L.L., Trethewie, E.R., (1973). *Chemical irritation of nerve root in disc prolapse*. Lancet, 2, 320.

- Meakin, J.R., Hukins, D.W. (2000). *Effect of removing the nucleus pulposus on the deformation of the annulus fibrosus during compression of the intervertebral disc*. Journal of biomechanics, 33(5), 575-580.
- Milette, P.C., Fontaine, S., Lepanto, L., Breton, G. (1995). *Radiating Pain to the Lower Extremities Caused by Lumbar Disk Rupture without Spinal Nerve Root Involvement*. AJNR Am J Neuroradiol, 16(8), 1605-1613
- Mixter, W.J., Barr, J.S. (1934). *The intervertebral disc with involvement of the spinal canal*. N Engl J Med, 211, 210-215.
- Moore, K.L., Dalley, A.F. (1999). *Clinically oriented anatomy*. Lippincott Williams & Wilkins, États-Unis.
- Nadeau, S. (2001). *Outil d'analyse multifactorielle pour la prévention des maux de dos*. Unpublished Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal.
- Natarajan, R., Andersson, G. (1999). *The effect of disc geometry on mechanical responses depends on the type of applied load*. Spine, 24 (18)
- Nissan, M., Gilad, I., (1986). *Dimensions of human lumbar vertebrae in the sagittal plane*. J Biomech, 19(9), 753-758.
- Ohnmeiss, D.D., Vanharanta, H., Ekholm, J. (1997). *Degree of disc disruption and lower extremity pain*. Spine, 22(14), 1600-1605.
- Ohnmeiss, D.D., Vanharanta, H., Ekholm, J. (1999). *Relation between pain location and disc pathology: a study of pain drawings and CT/discography*. Clin J Pain, 15(3), 210-217.
- Olmarker, K., Rydevik, B., Nordborg, C. (1993). *Autologous nucleus pulposus induced's neurophysiologic and histologic changes in porcine cauda equina nerve roots*. Spine, 18(11), 1425-1432.
- Olmarker, K., Brisby, H., Yabuki, S., Nordborg, C., Rydevik, B. (1997). *The effects of normal, frozen and hyaluronidase-digested nucleus pulposus on nerve root structure and function*. Spine, 22(5), 471-475.
- Olmarker, K., Larsson, K. (1998). *Tumor necrosis factor alpha, and nucleus-pulposus-induced nerve root injury*. Spine, 23(23), 2538-2544.
- Panjabi. (1992). *Biomechanical studies in cadaveric spines*. Churchill Livingstone. États-Unis
- Panjabi, M.M., Hult, J.E., Crisco, J.J. (1992) *Biomechanical studies in cadaveric spines*. Dans Jayson M.I.V. The lumbar spine and back pain. Churchill Livingstone, États-Unis.

- Panjabi, M.M., Oxland, T., Takata, K., Goel, V., Duranceau, J., Krag, M. (1993). *Articular facets of the human spine quantitative three-dimensional anatomy*. Spine, 18(10), 1298-1310.
- Pearcy, M.J., Tibrewall, S.B. (1984). *Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography*. Spine, 9(6), 582-587.
- Pearcy, M., Portek, I., Shepherd, J., (1984). *Three-dimensional x-ray analysis of normal the lumbar spine*. Spine, 9(3), 294-297.
- Perry, O. (1957). *Fracture of the vertebral endplate in the lumbar spine: biomechanical investigation*. Acta Orthopædica Scandinavica, suppl.25.
- Pooni, J.S., Hukins, D.W., Harris, P.F., Hilton, R.C., Davies, K.E., (1986). *Comparison of the structure of human intervertebral discs in the cervical, thoracic and lumbar regions of the spine*. Surgical Radiologic Anatomy, 8(3), 175-182.
- Rannou, F., http://www.institutuosadoulleur.org/professionnels/documentation/ouvrages/medecins/douleurs_lombaire_1.htm (Consulté le 5 septembre 2006).
- Rothman, R, Simeone, F. (1992). *The spine*. W.B. Saunders Company, États-Unis.
- Scoles, P.V., Linton, A.E., Latimer, B., Levy, M.E., Digiovanni, B.F., (1988). *Vertebral body and posterior element morphology : the normal spine in middle life*. Spine, 13(10), 1082-1086.
- Seroussi, R., Krag, M., Muller, D., Pope, M. (1989). *Internal deformations of intact and denucleated human lumbar discs subjected to compression, flexion, and extension loads*. Journal of Orthopaedic Research, 7, 122-131.
- Shirazi-adl, S.A., Ahmed, A.M. (1983). *Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression*. Spine, 8(2), 120-134. à retirer
- Shirazi-Adl, S.A., Shrivastava, S.C., Ahmed, A.M. (1984). *Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. A three-dimensional nonlinear finite element study*. Spine, 9 (2), 120-134.
- Shirazi-adl, S.A., Ahmed, A.M., Shrivastava, S.C. (1986). *Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression*. Spine, 11 (9), 914-927.
- Shirazi-Adl, S.A., Parnianpour, M. (1993). *Nonlinear response analysis of the human ligamentous lumbar spine in compression*. Spine, 18 (1), 147-158.
- Sun, Y., Hurtig, M., Pilliar, R.B., Grynpas, M., Kandel, Rita, A. (2001). *Characterization of nucleus pulposus-like tissue formed in vitro*. Journal of Orthopaedic Research, 19 (6), 1078-1084

- Suwito, W., Keller, T.S., Basu, P.K., Weisberger, A.M., Strauss, A.M., Spengler, D.M. (1992). *Geometric and material property study of the human lumbar spine using the finite element method*. J Spinal Disord, 5 (1), 50-59.
- Tanz, S.S. (1953). *Motion of the lumbar spine : a roentgenologic study*. AJR, 69(3), 399-412.
- Tibrewal, S.B., Pearcy, M.J. (1985). *Lumbar intervertebral disc heights in normal subjects and patients with disc herniation*. Spine, 10(5), 452-454.
- Ueno, K., Liu, Y.K. (1987). *A three-dimensional nonlinear finite element model of lumbar intervertebral joint in torsion*. J Biomech Eng, 109(3), 200-209.
- Wang, J.L., Parnianpour, M., Shirazi-Adl, S.A., Engin, A.E. (1997). *Failure criterion of collagen fiber: Viscoelastic behavior simulated by using load control data*. Theoretical and Applied Fracture Mechanics, 27(1), 1 -13.
- Vernon-Roberts, B. (1992). *Age-related and degenerative pathology of intervertebral discs and apophyseal joints*. Dans M. I. V. Jayson (Ed.), *The Lumbar Spine and Back Pain* (pp. 17-42). Churchill Livingstone. London
- Wassef, Y. [En ligne]. http://www.med.uottawa.ca/medweb/demo_site/undergrad/webct/lectures/curriculum_msk/f_loc_msk1_crs_lec02.htm (Consulté le 18 novembre 2004)
- White, A.A., Panjabi, M.M. (1978). *Clinical Biomechanics of the Spine* - J.B. Lippincott Company – Philadelphia, États-Unis
- White, A.A., Panjabi, M.M. (1978). *The basic kinematics of the human spine: A review*
- Wilke, H., Neef, P., Hinz, B., Seidel, H., Claes, L. (2001). *Intradiscal pressure together with anthropometric data-a data set for the validation of models*. Clin Biomech, 16(Suppl 1), 111-126.
- Yamada H., 1970, *Strength of Biological Materials*, Fg Evans. Baltimore, Williams and Wilkins, États-Unis.
- Yamamoto, I., Panjabi, M.M., Crisco, T., Oxland, T. (1989). *Three dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint*. Spine, 14(11), 1256-1260.
- Zhou, S.H., McCarthy, I.D., McGregor, A.H., Coombs, R.R., Hughes, S.P., (2000). *Geometrical dimensions of the lower lumbar vertebrae – analysis of data from digitised CT images*. European Spine journal, 9 (3), 242-248