

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 its presence 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 résistances 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]. Les cas d'hernie discale totalisent 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 [4]. 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 [5,6]. 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 d'une hernie discale [6]. 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 proposé. 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 d'une 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) [7, 8, 9, 10, 11, 12, 13]. 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 aient une influence reconnue, des dimensions moyennes (Tableau 1) ont été calculées à partir de données extraites de la littérature.

Tableau 1 : Dimensionnement du corps vertébral L5 choisi à partir de la recension des écrits

L5	Largeur du plateau vertébral supérieur	Profondeur du plateau vertébral supérieur	Largeur du plateau vertébral inférieur	Profondeur du plateau vertébral inférieur	Hauteur du corps vertébral
Dimensions moyennes	49,6 mm	33,8 mm	50,6 mm	33,1 mm	24,2 mm

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) [14] (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).

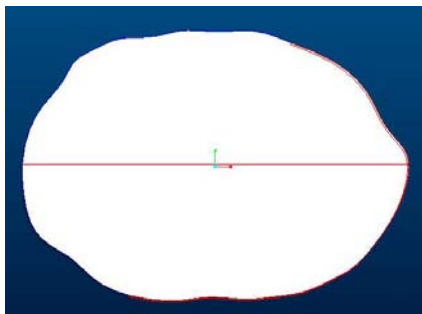


Figure 1 : Assise réelle de la vertèbre

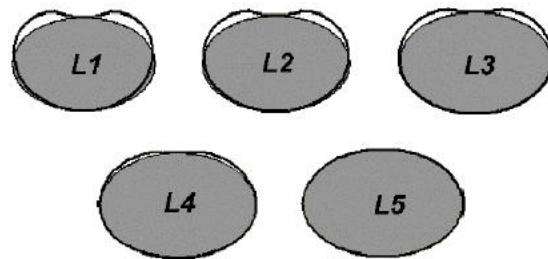


Figure 2 : Comparaison entre des formes réelles de vertèbres lombaires et de contours simplifiés (tirée de [14])

Une modélisation de l'assise ainsi mesurée et une comparaison avec une modélisation elliptique [15] 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 plusieurs auteurs ont été consultés afin de modéliser de façon réaliste les limites angulaires de l'unité fonctionnelle rachidienne L5-S1 [16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25]. Vu la grande disparité des résultats, les limites angulaires de l'unité fonctionnelle rachidienne L5-S1 proposées par Kapandji (1975) [26] 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 [27]. Au site postéro-latéral, les fibres sont très souvent incomplètes [27]. 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 [28].

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 [29]. 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 [30, 31]. Les résultats des expériences de Wilke *et al.* (2001) [32] 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) [33], 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 [33], de 500 MPa pour les plateaux intervertébraux [34] et de 100 MPa pour l'os spongieux [33]. 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 [33]. Les matériaux humains ont un comportement viscoélastique. Faute de données suffisantes recensées, le comportement élastique non linéaire est représenté. Les données de Yamada (1970) [35] sont utilisées pour traduire le comportement non linéaire de l'anneau fibreux (Figure 3).

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 [33,32]) 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 [36].

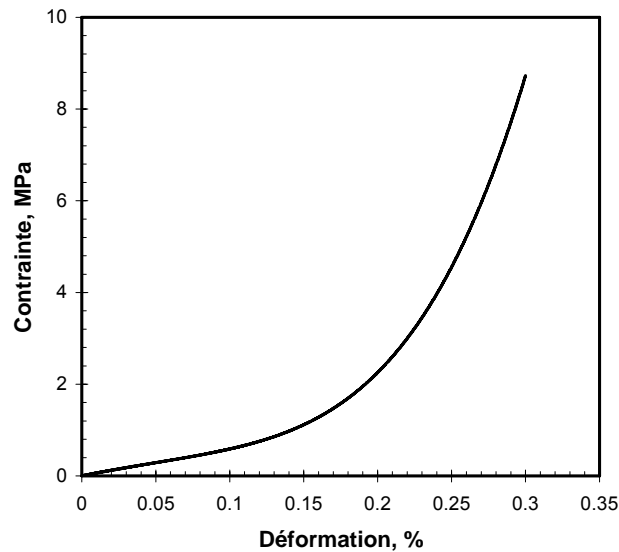


Figure 3 : Courbe de contrainte déformation de l'anneau fibreux (tirée de [33])

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) [37], 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 [38]. 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) [37], l'unité fonctionnelle rachidienne L5-S1 peut atteindre un angle entre 1 et 2° en torsion et 3° selon d'autres auteurs [36]. La rotation axiale de la colonne lombaire engendre une torsion du disque intervertébral et un contact osseux avec les apophyses articulaires supérieures et inférieures [38]. 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° [32], un couple de 14 000 Nmm en flexion et un couple de 2 000 Nmm en rotation ont été combinés. Le Tableau 2 résume les différents chargements considérés dans cette étude.

Tableau 2 : Différents chargement considérés

Type de Chargement	Pression (MPa)	Compression (N)	Flexion (Nm)	Torsion (Nm)
Chargement séparé	0.24 et 1.66	1624	14	2
Chargement combiné	1.66	1624	14	2

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.

$$\sigma_r = \frac{r^2}{Y^2 - 1} \left(1 - \frac{o}{r^2} \right) p_i \quad \text{Équation 1.1}$$

$$\sigma_\theta = \frac{r^2}{Y^2 - 1} \left(1 + \frac{o}{r^2} \right) p_i \quad \text{Équation 1.2}$$

$$Y = \frac{r}{r_i} \quad \text{Équation 1.3}$$

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 de l'anneau fibreux montré à la Figure 4. Celle-ci est donnée par l'expression suivante (équation 1.4) :

$$\sigma_z = \frac{P}{A} = \frac{P}{\pi(a_2b_2 - a_1b_1)} \quad \text{Équation 1.4}$$

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) [35] (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:

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

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) [35] (Fig. 3).

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

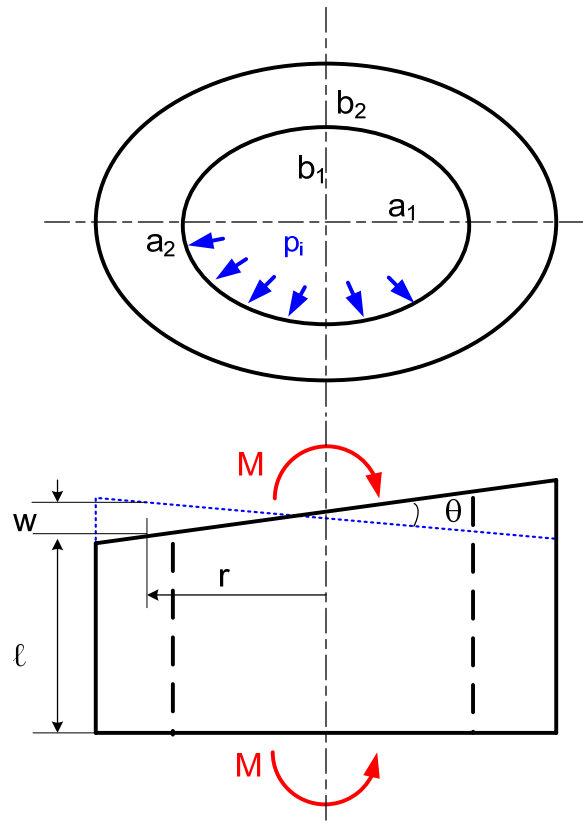


Figure 4 : Représentation simplifiée de l'anneau fibreux soumis à la pression interne et à la flexion latérale

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 :

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

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 (Ansys Inc., Canonsburg, États-Unis). 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.

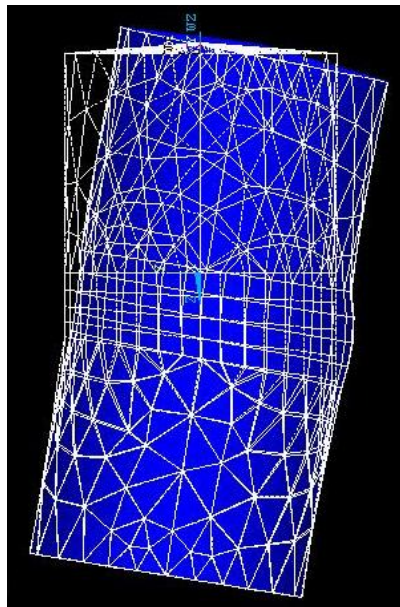


Figure 5 : Modèle par éléments finis de l'unité fonctionnelle rachidienne L5-S1

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. RÉSULTATS ET DISCUSSION

6.1 Pression intradiscale

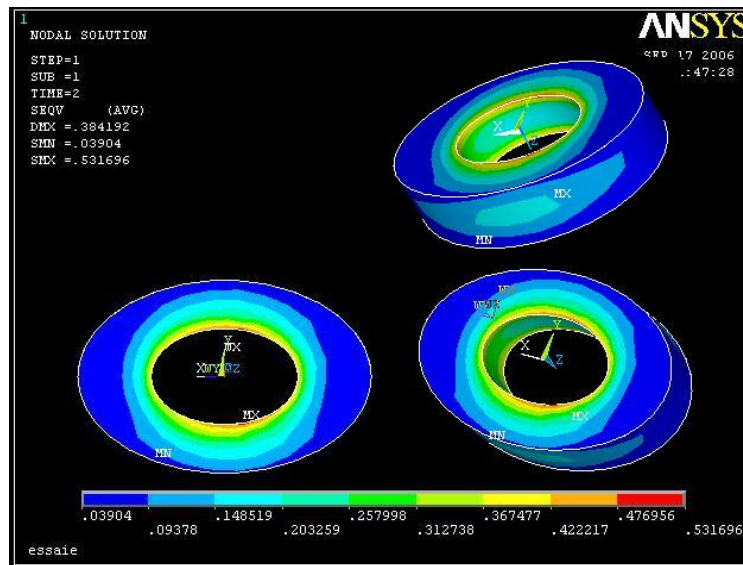


Figure 6 : Effet de la pression intradiscale de 0.24 MPa

Selon Natarajan et Andersson (1999) [39], 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.

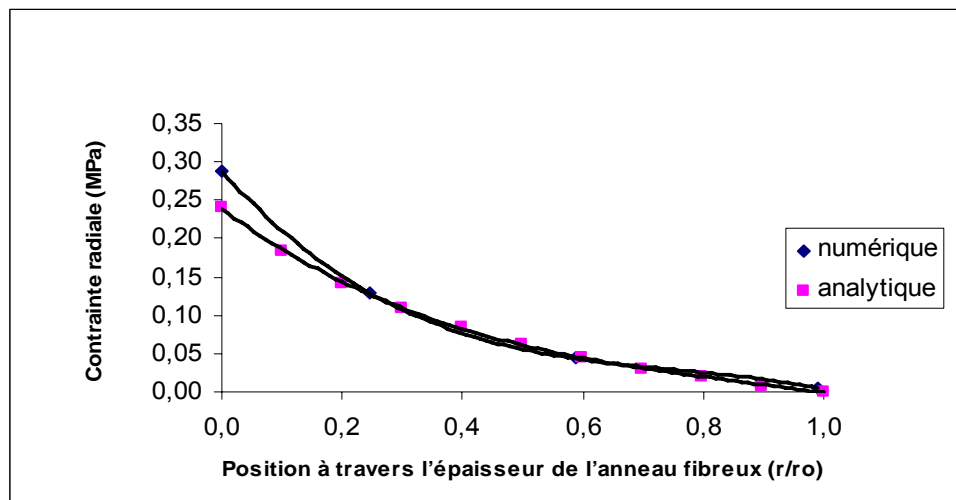


Figure 7 : Comparaison de la distribution de la contrainte radiale sur le plan transverse ou sagittal de l'anneau fibreux pour une pression intradiscale de 0.24 MPa

Par analyse des résultats des modèles analytiques et numériques des plans frontal et transverse subissant le plus de sollicitations, 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.

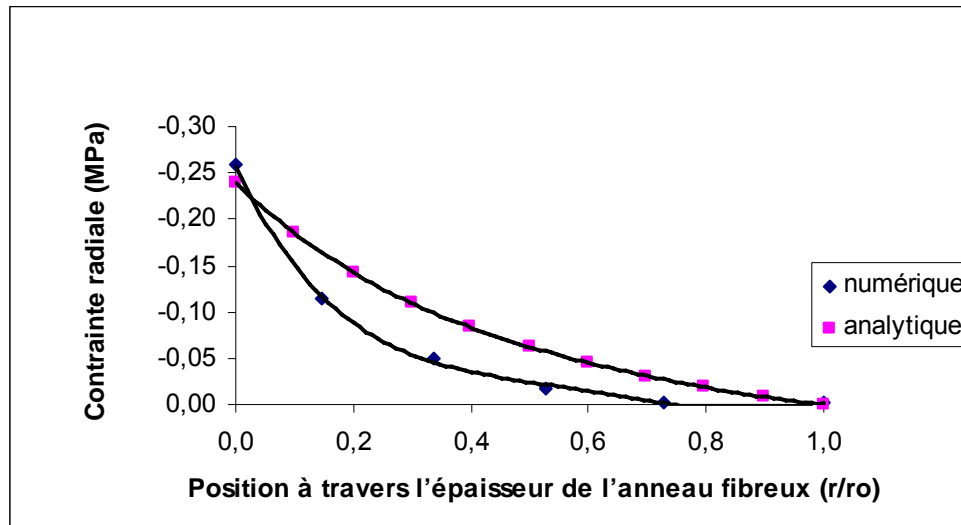


Figure 8 : Comparaison des contraintes radiales sur le plan frontal de l'anneau fibreux pour une pression intradiscale de 0.24 MPa

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).

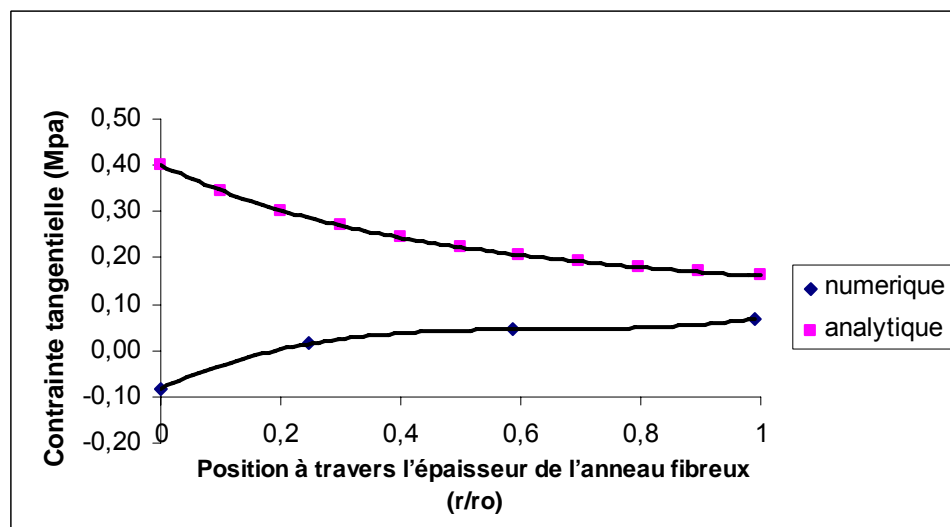


Figure 9 : Comparaison des contraintes tangentielles sur le plan transverse ou sagittal de l'anneau fibreux, pour une pression de 0.24 MPa

La figure 9 montre une décroissance de la contrainte tangentielle de 0.40 MPa à 0.16 MPa, selon le modèle analytique proposé. 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.

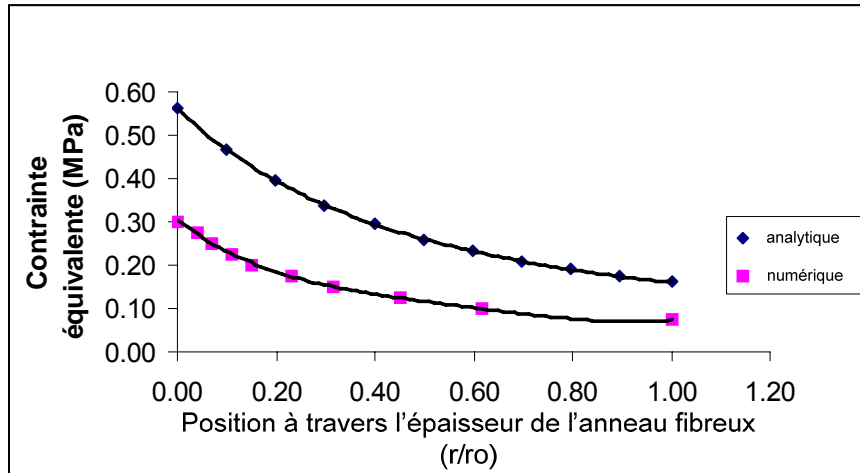


Figure 10 : Comparaison des contraintes équivalentes sur le plan transverse ou sagittal de l'anneau fibreux pour une pression intradiscale de 0.24MPa

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).

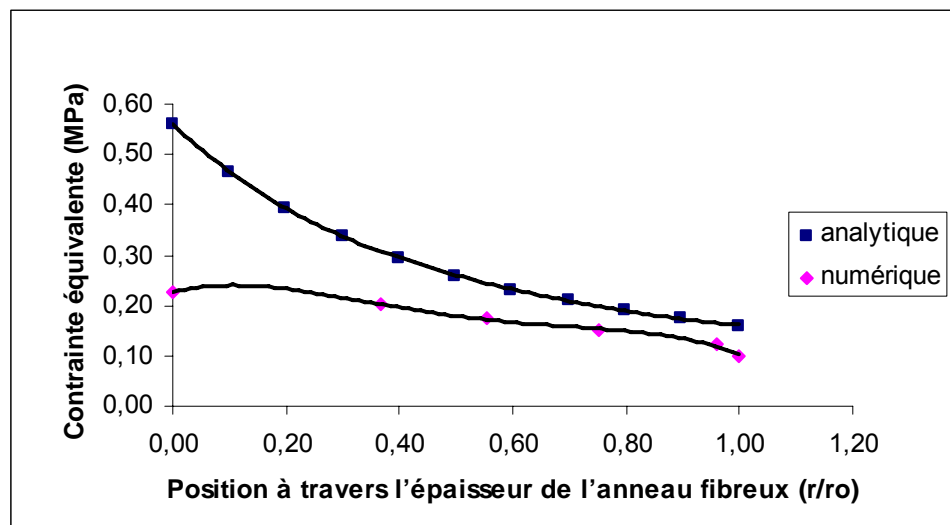


Figure 11 : Comparaison des contraintes équivalentes sur le plan frontal de l'anneau fibreux, pour une pression intradiscale de 0.24 MPa.

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) [40], 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 [33]. Les éléments les plus vulnérables de la vertèbre sont le plateau intervertébral et l'os spongieux [33,41]. 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 [42, 43, 44, 45, 46, 47, 48].

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.

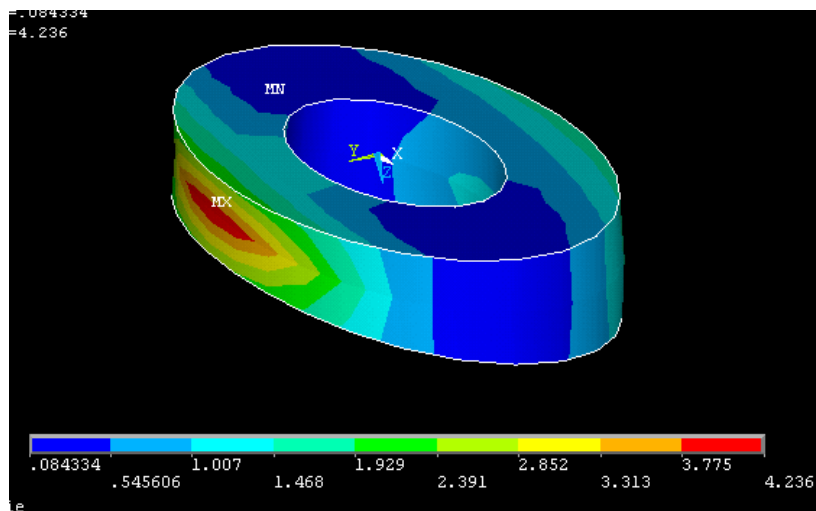


Figure 12: Répartition des contraintes sur l'anneau fibreux – sollicitation en flexion

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.

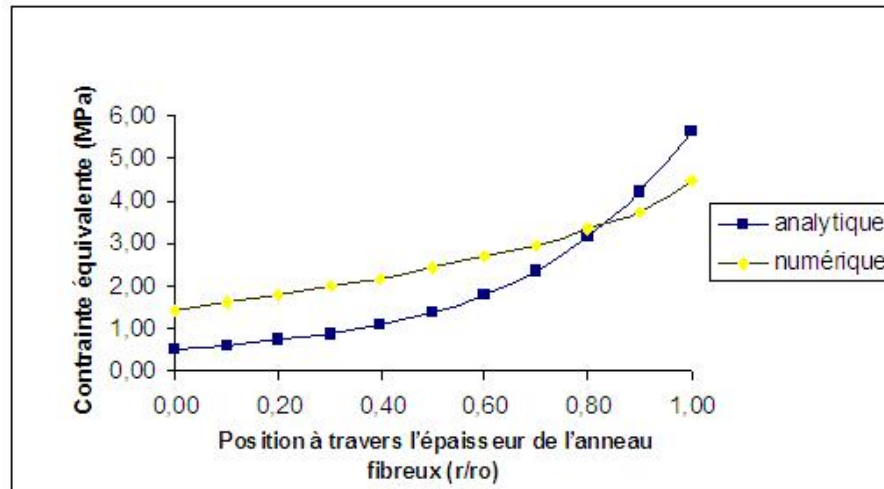


Figure 13 : Comparaison des contraintes équivalentes

Les contraintes sont plus importantes à la périphérie de l'anneau fibreux. Le disque est, dans son ensemble, particulièrement résistant en flexion. [41]

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) [49, 50] qui soulignent, que le chargement en torsion résulte en une lésion des lamelles périphériques, situées en circonférence de l'anneau fibreux. Cependant, Adams (1988) [51] 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) [52] 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) [52] 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).

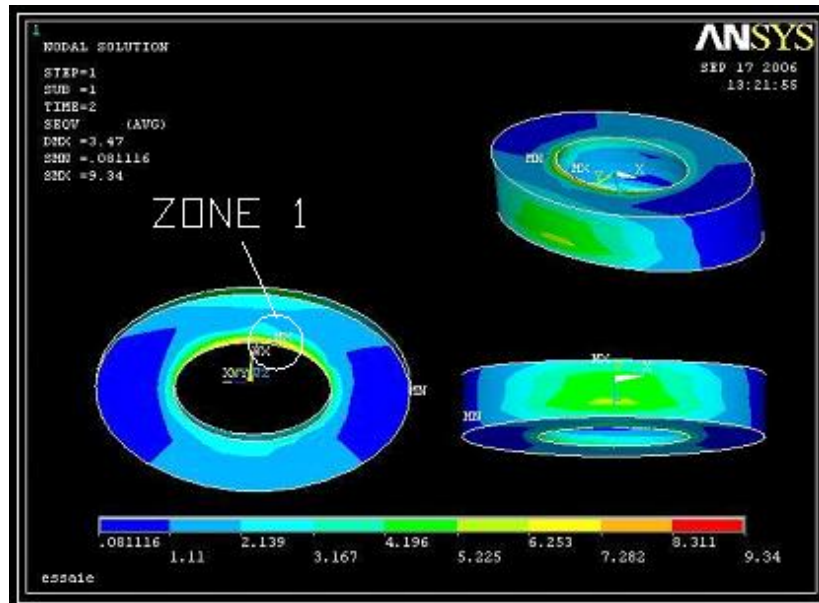


Figure 14 : Contraintes équivalentes sous chargement combiné

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 [53]. 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 [34, 38, 40, 54], la région où une hernie discale se produit.

7. CONCLUSION

Les cas d'hernie discale représentent la moitié des cas de maux de dos indemnisés au Québec et demeurent les plus coûteux. 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 poser l'hypothèse 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 des théories simples de résistance des matériaux tels que la flexion et les réservoirs sous pression à paroi épaisse couplée, à une analyse classique par éléments finis, est prometteuse et originale. Le modèle analytique simple permet non seulement la prédiction des contraintes de manière assez précise et rapide mais aussi la validation des modèles éléments finis plus complexes.

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] Dorlot, J.M., Masounave, J., Bailon, J., 1991, Des Matériaux. Montréal : Éditions de l'École Polytechnique de Montréal.
- [5] Leadbetter, W.B. et al., 1990, Sports induced inflammation. American Academy of Orthopaedic Surgeons, États-Unis.
- [6] 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.
- [7] Tibrewal, P., 1985, Lumbar intervertebral disc heights in normal subjects and patients with disc herniation, *Spine*, 10(5), 452-454.
- [8] Nissan, G., 1986, Dimensions of human lumbar vertebrae in the sagittal plane, *J. Biomech*, 19(9), 753-758.
- [9] Amonoo, K., 1991, Morphometric changes in the heights and anteroposterior diameters of the lumbar intervertebral discs with age, *J. Anat* 1, (175), 159-168.
- [10] 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.
- [11] Berry, M. et Berg, S., 1987, A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae, *Spine*, 12, 362-367.
- [12] 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.
- [13] Eijkelkamp M., 2002, On the Development of an Artificial Intervertebral Disc, Thèse de doctorat Rijksuniversiteit Groningen, Hollande.
- [14] 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.
- [15] Bouvette, C., 2005, Modélisation d'une unité intervertébrale L5/S1, Projet synthèse. Département de génie mécanique, École de technologie supérieure, Canada.
- [16] Tanz, SS., 1953, Motion of the lumbar spine : a roentgenologic study, *AJR*, 69, 399-412.
- [17] 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.
- [18] White, AA. et Panjabi MM., 1978, *Clinical Biomechanics of the Spine*, J. B. Lippincott Company, États-Unis.
- [19] Pearcy, M., Portek I. et Sheperd J., 1984, Three-dimesional x-ray analysis of normal movement in the lumbar spine, *Spine*, 9(3), 294-297.
- [20] Tibrewal SB. et Pearcy, M J, 1985, Lumbar intervertebral disc heights in normal subjects and patients with disc herniation, *Spine*, 10(5), 452-454.
- [21] Gracovetsky, S., 1986, The optimum spine, *Spine*, 11, 543-573.
- [22] Adams, MA., 1988, *Mechanics of the intervertebral disc*. Dans *Biology of the Intervertebral Disc*, vol. 2. CRC Press, États-Unis
- [23] Gracovetsky, S., 1988, *The Spinal Engine*, Wien: Springer-Verlag, New York, États-Unis.
- [24] Yamamoto, I., Panjabi, MM., Crisco, T. et Oxland, T., 1989, Three dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint, *Spine*, 14, 1256-1260.
- [25] Rothman, R. H. et Simeone, F. A., 1992, *The Spine*. W. B. Saunders Company, États-Unis.
- [26] Kapandji, I. A., 1975, *Physiologie articulaire*. Fascicule III Tronc et Rachis. Maloine, France.
- [27] Marchand, F., 1990, Investigation of the laminate structure of lumbar disc annulus fibrosus, *Spine*, 15(5), 402-410.
- [28] 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.
- [29] Jayson, M., 1992, *The Lumbar Spine and Back Pain*, Churchill Livingstone, New York, États-Unis.
- [30] 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.
- [31] 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.
- [32] 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.
- [33] Shirazi-adl, S. et Ahmed, A., 1983, Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression, *Spine*, 8(2), 120-134.
- [34] 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.
- [35] Yamada H., 1970, *Strength of Biological Materials*, Fg Evans. Baltimore, Williams and Wilkins, États-Unis.
- [36] 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.

- [37] White, A.A. et Panjabi, M.M., 1990, *Clinical Biomechanics of the Spine*, Philadelphia : Lippincot, États-Unis.
- [38] Adams, H., 1982, Prolapsed intervertebral disc: A hyperflexion injury, *Spine*, 7, 184-191.
- [39] 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
- [40] Nachemson, A., 1960, Lumbar intradiscal pressure, *Acta Ortho scan (Suppl)* 43, 1-104.
- [41] Bogduk, N., 1991, *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine*, Churchill Livingstone. Angleterre.
- [42] Shirazi-adl, A., 1986, Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression, *Spine*, 11(9), 914-927.
- [43] Farfan, H. F., 1973, *Mechanical Disorders of the Low Back*. Lea & Febiger, États-Unis.
- [44] Perry, O., 1957, Fracture of the vertebral endplate in the lumbar spine: an experimental biomechanical investigation, *Acta Orthopædica Scandinavica*, suppl. 25.
- [45] Bogduk, N., 1992, *The Sources of Low Back Pain*. Dans Jayson, M.I.V., *The Lumbar Spine and Back Pain*, Churchill Livingstone, États-Unis.
- [46] Panjabi, M. M., 1992, *Biomechanical Studies in Cadaveric Spines*. Dans Jayson, M. I. V., *The Lumbar Spine and Back Pain*, Churchill Livingstone, États-Unis.
- [47] Bernhardt, M. *et al.*, 1992, *Lumbar Spine Instability*. Dans Jayson, M. I. V., *The Lumbar Spine and Back Pain*, Churchill Livingstone, États-Unis.
- [48] Gilbertson, L. G. *et al.*, 1995, *Finite Element Methods in Spine Biomechanics Research*, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 23(5 et 6), 411-473.
- [49] 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.
- [50] Farfan, H.F., 1984, *Mechanical Disorders of the Low Back*, Lea & Febiger, États-Unis.
- [51] Adams, H., 1988, *Mechanics of the intervertebral disc*. Dans *The Biology of the Intervertebral Disc (vol. 2)*, CRC Press, États-Unis.
- [52] 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.
- [53] Fardon, 2001, *Combined Task Forces of the North American Spine Society*, *Spine*, 26, 93-113.
- [54] 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) et directrice du Réseau de recherche en santé et en sécurité du travail (RRSSTQ). Les activités de recherche et développement du professeur Nadeau portent sur la gestion des risques de santé et de sécurité du travail, la gestion intégrée des risques et la prévention des lésions musculo-squelettiques. Elle a développé un prototype de système d'information permettant de mieux gérer les risques de santé et de sécurité du travail dans les organisations ou le travail autonome et polyvalent prime, un modèle novateur d'intégration des activités de cadencage dans la planification de la production, un modèle élastique non linéaire fondé sur la théorie des réservoirs sous pression pour expliquer le mécanisme de la hernie discale.



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.