

INVESTIGATION NUMERIQUE DU COMPORTEMENT DU DISQUE INTERVERTEBRAL PAR LA METHODE DES ELEMENTS FINIS

Benaoumeur AOURE, Nadhir DAMBA

ENP Oran, Laboratoire de Biomécanique Appliquée et Biomatériaux, Département de Génie Mécanique, BP1523 El'Mnaour 31000, Algérie, E-mail : ben_aour@hotmail.com, E-mail : ben_aour@yahoo.fr;

Résumé

Dans ce présent travail une investigation numérique du comportement du disque intervertébral par la méthode des éléments finis a été développée. Une procédure personnalisée de reconstitution tridimensionnelle des vertèbres cervicales à partir de scanners médicaux a été mise en place. Sur cette base, le modèle d'une unité fonctionnelle C5-C6 composée des vertèbres, du disque intervertébral (noyau pulpeux et anneau fibreux) avec plateaux cartilagineux et ligaments a été élaboré. Un modèle hyper-élastique de type Mooney-Revlin à été identifié pour simuler fidèlement le comportement du disque intervertébral. Un bon accord a été trouvé entre les résultats de la modélisation du comportement de l'unité fonctionnelle et ceux des données expérimentales et numériques de la littérature.

Mots-clés : *Biomécanique / Disque intervertébral / Modélisation / Eléments finis / Reconstruction en 3D.*

Abstract

In this present work a numerical investigation of the intervertebral disc behavior using the finite element method has been developed. A personalized procedure for 3D reconstitution of the cervical vertebrae from medical scanners were introduced. On this basis, the model of a functional unit C5-C6 composed of vertebrae, intervertebral disc (nucleus pulposus and annulus fibrosus) with end plates and ligaments was elaborate. Hyperelastic model of the type Mooney-Revlin has been identified to accurately simulate the behavior of the intervertebral disc. A good agreement was found between the results of the modeling of the functional unit behavior and those of the experimental and numerical data from the literature.

Key-words: *Biomechanics / intervertebral Disc / Modeling / Finite elements / 3D reconstrucon.*

1. Introduction

Le disque intervertébral assure la liaison entre deux vertèbres successives. Abondamment sollicité lors de nos mouvements quotidiens, son rôle est de contrôler les mouvements de flexion, d'inclinaison et de rotation du rachis ainsi que d'amortir, de transférer et de répartir les contraintes auxquelles il est exposé. Par conséquent, ce tissu mou est amené à se dégrader sous l'effet du temps, des efforts ou de certaines maladies dégénératives. Ceci provoque son tassement et/ou son mauvais fonctionnement entraînant différents types de pathologies, qui occasionnent de multiples douleurs plus ou moins intenses et des handicaps plus ou moins importants.

D'un autre côté, il est à noter que la modélisation par éléments finis, prenant en compte la géométrie complexe des structures osseuses et la modélisation des tissus mous, permettra de mieux comprendre les contraintes supportées par ces derniers. Elle a permis par exemple d'évaluer les risques de fractures de la vertèbre [1,2], prédire la réponse du rachis cervical en cas de collision frontale [3], étudier l'impact de maladies sur la résistance osseuse [4,5], mettre en évidence la dégénérescence des disques intervertébraux [6] et contribuer à la mise en place des systèmes d'ostéosynthèse [7,8]. Mais, d'un point de vue bio-fidélité, la considération de la géométrie réelle de toutes les composantes du rachis et la prise en compte de la non-linéarité de leurs comportements restent toujours un domaine de recherche à développer.

Dans cette étude, une procédure de conversion de données tomographiques vers un logiciel d'éléments finis a été mise au point afin d'obtenir une géométrie précise des différentes sous-structures du rachis. Cette procédure est décrite en détails dans la section 2. Les propriétés des matériaux extraites de la littérature et la loi de comportement hyper-élastique utilisée pour la modélisation du comportement du disque intervertébral sont exposées respectivement dans les sections 3 et 4. Enfin, la section 5 présente les résultats de la modélisation en faisant une comparaison avec les résultats expérimentaux et numériques de la littérature et une analyse du comportement du disque intervertébral sous l'effet des sollicitations de rotation et de compression.

2. Reconstruction 3D de l'unité fonctionnelle

2.1. Segmentation des vertèbres

La méthode de conversion des données utilisées pour développer le modèle par éléments finis du rachis cervical est illustrée par la figure 1. Elle s'appuie sur les coupes tomographiques issues de radiographies du rachis cervical effectuées de manière répétitive et à intervalles réguliers. Elles permettent de reconstruire un modèle volumique numérique particulièrement fidèle à la réalité. La première étape consiste à récupérer les données issues des coupes tomographiques (CT-scan), à savoir un fichier d'images séquentielles avec un intervalle de 0.6mm, de type « .DICOM ». Les images de radiographie sont transférées dans le logiciel de traitement d'images Mimics. Ce logiciel de représentation anatomique permet de visualiser la reconstruction des coupes tomographiques en 3D. On y voit un modèle précis du rachis cervical réalisé avec une précision de l'ordre d'un dixième de millimètre.

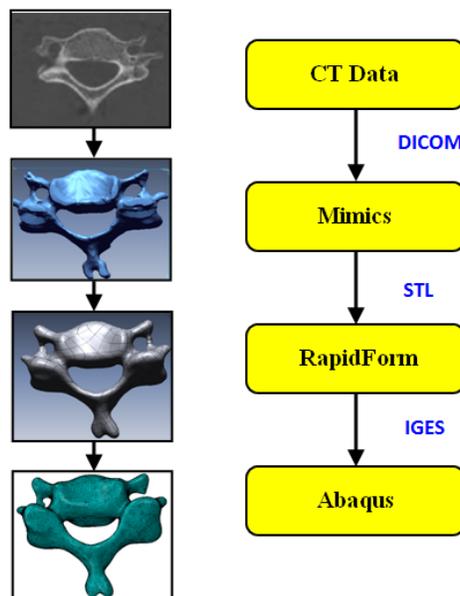


Fig. 1. Procédure de reconstruction 3D des vertèbres.

Après la reconstruction en 3D en utilisant Mimics, le même fichier est exécuté sous le logiciel Remesh lié avec Mimics afin d'éliminer d'éventuels débris et corriger certains défauts de forme (aspérités) engendrés par la procédure de segmentation. Le modèle obtenu est exporté ensuite dans un fichier de type .STL.

Le contenu du fichier est un maillage qui se présente sous la forme de facettes triangulaires. Cependant, ce maillage ne peut être utilisé en l'état pour un calcul par éléments finis. En effet, la segmentation engendre parfois des lacunes ou des superpositions d'éléments (discontinuité). De plus, il est réalisé de manière automatique sans contrôle possible des paramètres dimensionnels des éléments, et ne respecte pas forcément les contraintes nécessaires à la réalisation d'un maillage de qualité.

Il est possible de mailler une surface à condition que celle-ci soit bien régulière. Plus la surface est lisse, sans altérations et sans distorsions, plus le maillage est de bonne qualité. La surface générée par le logiciel Mimics n'est cependant jamais parfaite, il est fréquent de trouver des anomalies, le plus souvent sous forme de plis : la surface s'enroule par endroit sur elle-même pour créer un bourrelet. Ces irrégularités, presque invisibles, perturbent la génération du maillage en créant une infinité d'éléments superposés ou des éléments de taille presque nulle. Pour cette raison, on fait appel au logiciel RapidForm pour effectuer une opération de lissage en remplissant les lacunes et en reconstruisant de nouveau un maillage automatique régulier en utilisant les surfaces de NURBS. Ces dernières seront produites alors au-dessus de chaque vertèbre. Différentes fonctions « *Mesh Optemisation* », « *Auto surfacing* », etc. ont été utilisées à ce niveau pour générer les formes géométriques des différentes vertèbres. Les données géométriques tridimensionnelles obtenues seront converties en format de données universel de graphiques de type (IGES) comme illustre la figure 2.

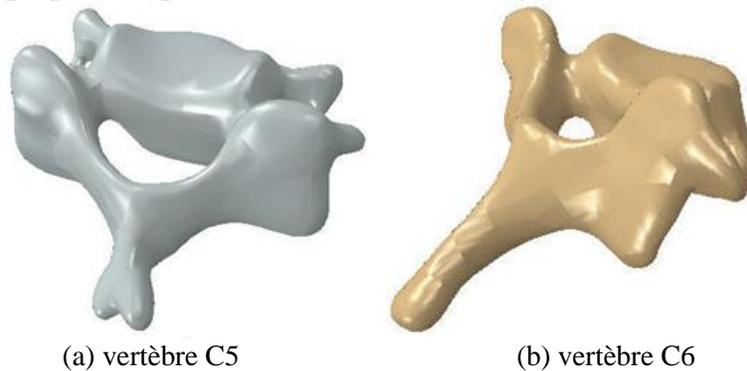


Fig. 2 : Présentation des vertèbres (a) C5 et (b) C6 en format IGES.

2.2. Création du disque intervertébral

La modélisation des surfaces de contact avec les disques intervertébraux doit être faite de manière fine car un mauvais contact entre les éléments est source d'erreurs (dans la réalité un contact parfait existe entre les vertèbres et les disques intervertébraux). Pour ce faire, après avoir terminé avec la reconstruction et la finition des différentes vertèbres, on insère les deux vertèbres adjacentes (dans ce cas C5 et C6) pour générer le disque D56 liant les deux vertèbres en traçant leurs contours inférieur (sur C6) et supérieur (sur C5). Ensuite, en utilisant la fonction de lissage entre les deux esquisses, on obtient automatiquement la forme du disque intervertébrale comme illustre la figure 3a. Après la conception de la forme géométrique du disque intervertébrale sous RapidForm, on peut facilement créer une esquisse de forme ovale afin de séparer le noyau pulpeux de l'anneau fibreux en utilisant la fonction Bossage (enlèvement de matériau) (Fig.3b). La même procédure peut être utilisée pour la génération des différentes couches stratifiées de l'anneau fibreux.

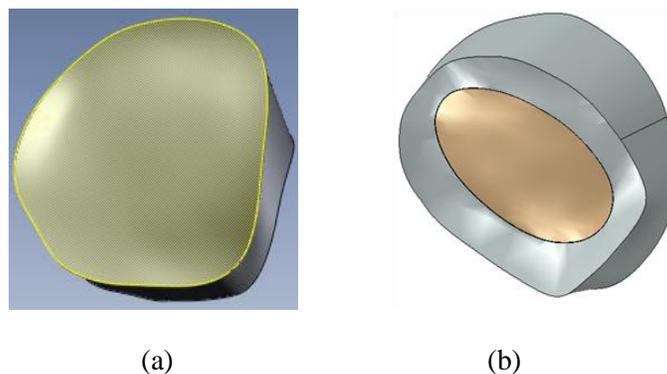


Fig.3. (a) Obtention du volume du disque intervertébrale et (b) Construction du noyau pulpeux et de l'anneau fibreux.

2.3. Création des ligaments

La construction des ligaments a été créée sous le logiciel RapidForm en dessinant leurs contours au niveau des vertèbres comme illustre la figure 4. Ensuite, on applique la fonction de balayage pour générer la surface qui représente le ligament désirée. Par exemple, au niveau de l'unité fonctionnelle C5-C6, on peut distinguer cinq principaux ligaments : (i) le ligament longitudinal antérieur (ALL), (ii) le ligament longitudinal postérieur (PLL), (iii) le ligament Flavum (LF), (iv) le ligament inter-épineux (ISL) et (v) le ligament capsulaire (CL). Ces cinq ligaments ont été créés sous le logiciel RapidForm (Fig. 4), ensuite exportés en format IGES pour qu'on puisse créer leur maillage sous le logiciel de calcul par éléments finis (Abaqus).

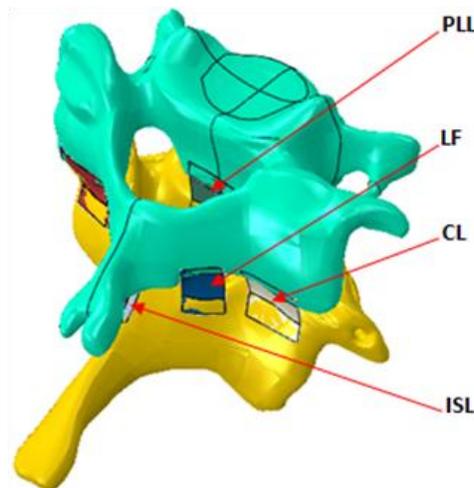


Fig. 4. Création des ligaments de l'unité fonctionnelle C5-C6.

3. Propriété des matériaux

Pour effectuer les calculs du modèle linéaire, les propriétés des matériaux des divers composants du rachis humain ont été choisies en se basant sur ceux données par Ng et Teo [9] qui sont utilisées par de nombreux auteurs dans leur modélisation. L'utilisation de telles données mécaniques suppose un comportement mécanique linéaire du noyau pulpeux (considéré comme un matériau quasiment incompressible), de l'anneau fibreux, des plateaux du disque intervertébral et des différents ligaments. Les constantes des matériaux à introduire pour ce modèle sont présentées dans le tableau 1 ci-dessous :

Description	Type d'élément	Module de Young (MPa)	Coefficient de Poisson
Os de vertèbre	Coque quadrangulaire à 4-nœuds de type S4R	10000	0.29
Plateaux		500	0.4
Noyau pulpeux	Tétraèdre à 4-nœuds de type C3D4	3.4	0.49
Anneau fibreux		3.4	0.4
ALL		11.9	0.39
PLL		12.5	0.39
LF	Coque triangulaire à 3-nœuds de type S3	2.4	0.39
ISL		3.4	0.39
CL		7.7	0.39

Tableau 1: Propriétés des matériaux pour les différentes composantes de l'unité fonctionnelle.

Alors que, la mobilité de la colonne cervicale est beaucoup plus liée au comportement du disque intervertébral qui représente le maillon faible de la colonne et qui mérite plus de précision d'un point de vue biomécanique. Pour cette raison une loi hyperélastique de type Mooney-Revlin [10] sera exploitée pour la modélisation du comportement de cette composante.

4. Comportement non-linéaire du disque intervertébral

En réalité, l'anneau fibreux est constitué de plusieurs couches successives de fibres de collagène, orientées de façon circonférentielle autour du noyau et d'orientation alternée d'angle plus ou moins 30° (Fig. 5). Il s'agit donc d'un composite multicouche dont le module d'Young de la matrice est de quelques MPa et celui des fibres de 450 MPa [11]. Par ailleurs, la proportion de fibres en volume est d'environ 20%. Ebara et al. [12] ont effectué des essais de traction uniaxiale sur des éprouvettes prélevées dans quatre zones différentes de l'anneau (voir Fig. 5) : en positions antérieure-extérieure (AE), antérieure-intérieure (AI), postérieure-extérieure (PE) et postérieure-intérieure (PI). Les courbes contraintes-déformations obtenues par Ebara et al. [12] pour ces différentes zones sont représentées sur la figure 6 en pointillés.

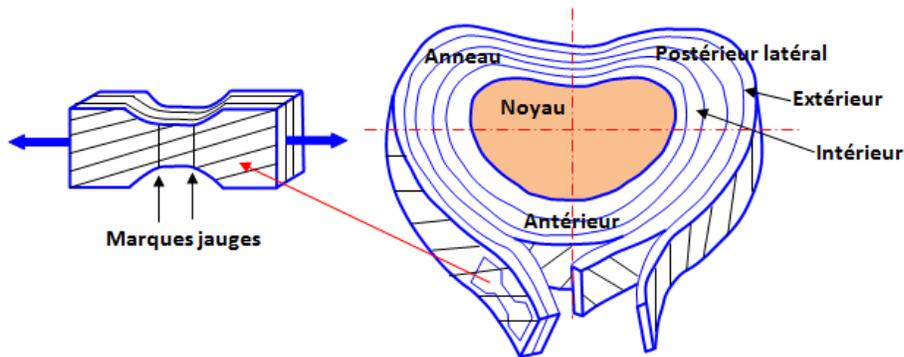


Fig. 5. Représentation schématisée de la direction et de l'orientation des fibres et des zones de l'anneau.

Comme le montre la figure 6, le comportement des matériaux de l'anneau présente une forte non linéarité avec un fort durcissement. Le modèle sélectionné pour représenter le comportement du disque est défini à partir d'une fonction énergie de déformation de type Mooney-Rivlin à trois paramètres comme suit [10]:

$$W = C_{10} (I_1 - 3) + C_{01} (I_2 - 3) + C_{11} (I_1 - 3)(I_2 - 3) + \frac{1}{2} K (J - 1)^2 \quad (1)$$

où C_{10} , C_{01} et C_{11} , sont les constantes de Mooney-Rivlin caractérisant le matériau et K son module de compressibilité donnée par la relation suivante :

$$K = \frac{E}{3(1-2\nu)} \quad \text{et} \quad J = I_3^{1/2} \quad (2)$$

avec I_1 , I_2 et I_3 sont les invariants du tenseur de contraintes.

Les résultats obtenus pour l'identification sont représentés graphiquement dans la figure 6 et les constantes de Mooney-Rivlin sont répertoriées dans le tableau 2. Notant qu'un modèle Mooney-Rivlin à un coefficient est suffisant pour représenter les zones AI et PI. De plus, il est important de noter qu'on ne dispose d'aucune donnée sur la compressibilité de l'anneau du disque. C'est pourquoi une étude de sensibilité est réalisée en faisant varier le coefficient de Poisson ν successivement de 0.3, 0.4 et 0.49.

	C_{10} (MPa)	C_{01} (MPa)	C_{11} (MPa)
AE	-29.17	32.05	119.305
PE	60.156	1.63	23.64
AI	1.18196	-	-
PI	0.2683	-	-

Tableau 2. Coefficients du potentiel de Mooney-Rivlin pour les quatre zones de l'anneau.

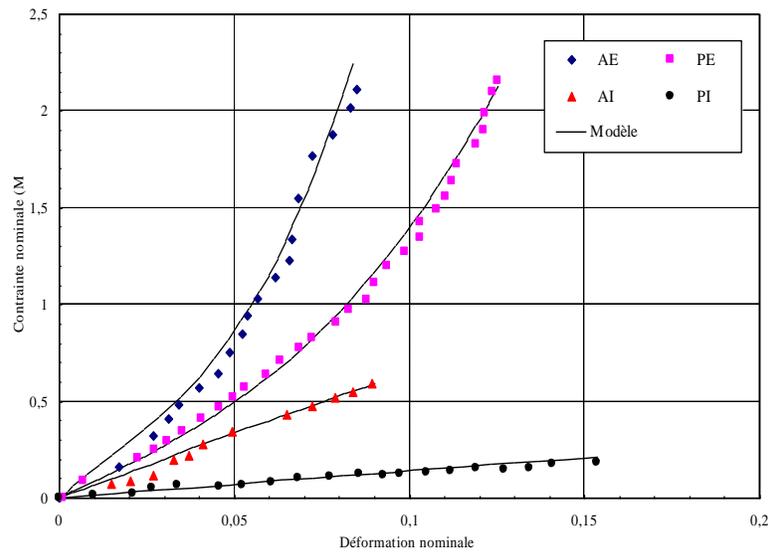


Fig. 6. Comparaison entre les courbes contrainte-déformation expérimentales [12] et simulées de l'anneau pour différentes zones (AE : en position antérieure-extérieure, PE : postérieure-extérieure, AI : antérieure-intérieure et PI : postérieure-intérieure).

5. Résultats et discussion

Dans ce qui suit, le modèle de l'unité fonctionnelle C5-C6 a été simulé par éléments finis dans des conditions quasi-statiques. Deux types de chargement ont été testés afin de valider le modèle élaboré et mettre en évidence le comportement du disque intervertébral. Le plateau inférieur de la vertèbre C6 a été complètement fixé, et un chargement imposé a été appliqué sur le plateau supérieur du corps vertébral de C5. Toutes les simulations ont été exécutées en utilisant la version 6.10 du logiciel ABAQUS. Le maillage utilisé pour la modélisation de l'unité fonctionnelle C5-C6 est composé de 217426 éléments (Fig. 7). Les différents types d'éléments utilisés pour chaque composante sont indiqués dans le tableau 1. Notant que, le choix du type et de la taille des éléments a été basé sur une étude de sensibilité de l'effet du maillage afin de prédire d'une manière très satisfaisante les concentrations de contraintes dans toutes les zones du segment C5-C6.

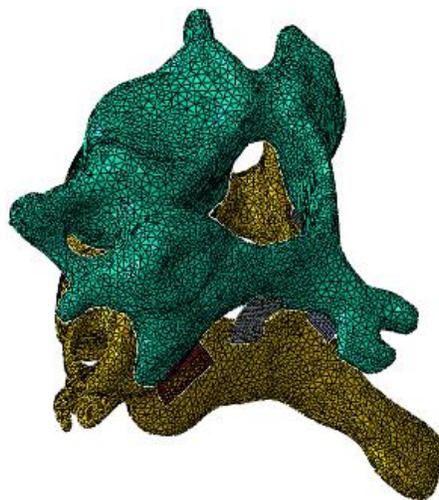


Fig. 7. Maillage utilisé pour la modélisation de d'unité fonctionnelle C5-C6.

5.1. Comportement en rotation

Un couple de rotation de 1Nm autour de l'axe vertical vers la droite a été appliqué au niveau du plateau supérieur de la vertèbre C5 (Fig.8). L'évolution de l'angle de rotation en fonction du moment appliqué sur l'unité fonctionnelle C5-C6 est représentée par la figure 9. En comparant la réponse de rotation axiale du segment C5-C6 à celle rapporté par Goel [13] et Ha [14], on peut remarquer que le modèle hyper-élastique non-linéaire est en bonne concordance avec les résultats de ces derniers. Alors qu'une différence très apparente a été constatée entre le modèle élastique linéaire et les résultats de la littérature. Notant que l'influence du paramètre ν est nulle pour le cas de l'évolution de l'angle de rotation pour un moment de 1Nm. Il est à rappeler que le moment de 1Nm, correspond à la borne supérieure imposée couramment lors des sollicitations expérimentales.

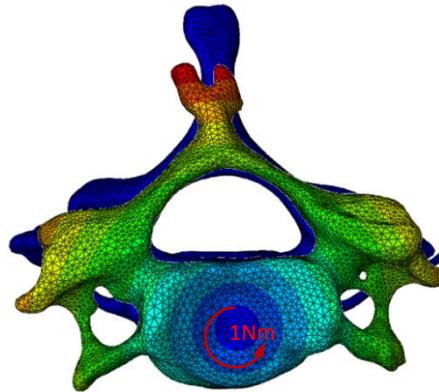


Fig. 8. Déplacement de l'unité fonctionnelle au cours du mouvement de rotation axiale.

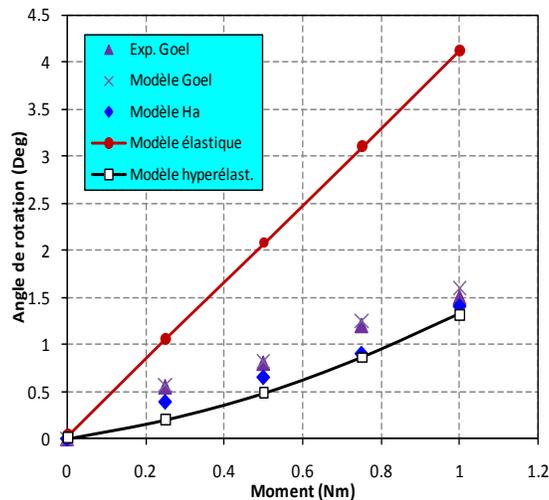


Fig. 9. Comparaison des courbes moment-rotation sous l'action d'une rotation axiale avec un moment de 1Nm.

La figure 10 illustre la distribution des contraintes de Von Mises au sein du disque intervertébral dans le cas d'une rotation de 1Nm en utilisant les modèles linéaire et non linéaire avec différents coefficients de Poisson. On peut noter tout d'abord, conformément aux observations faites sur le comportement non linéaire, que l'effet du coefficient de Poisson n'affecte que légèrement le comportement local du disque du fait que la contrainte maximale varie de 2.367 à 2.395 MPa pour des coefficients variant de 0.3 à 0.49 respectivement. Par contre, une différence remarquable a été constatée par rapport à la grandeur des contraintes dans le cas du comportement linéaire ($\sigma_{VMise\ max} = 0.64\ MPa$). En plus, on peut remarquer que les concentrations de contraintes sont localisées sur les cotés gauche et droit du disque intervertébral sur la face en contact avec la vertèbre C5. Pour les quatre

cas on enregistre également une faible répartition de contrainte (<0.19MPa) dans le noyau du disque intervertébral. Ce qui montre que la quasi-totalité de la charge est supportée par l'anneau fibreux.

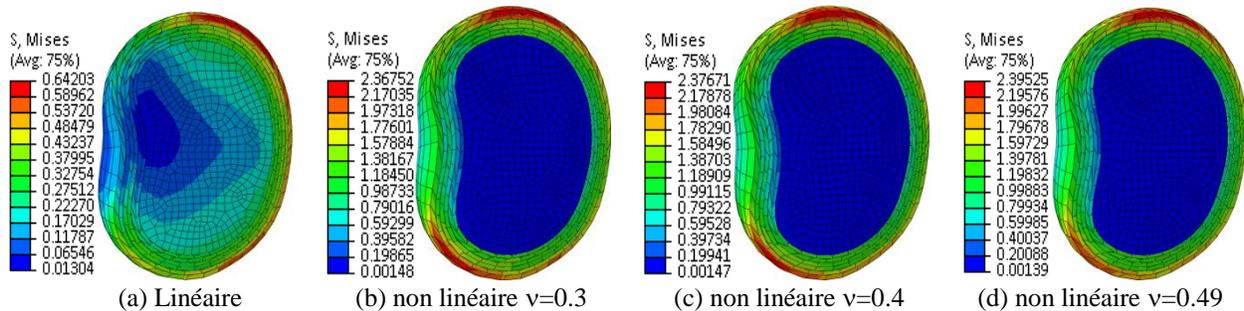


Fig. 10. Distribution des contraintes de Von Mises au sein des disques intervertébraux dans le cas de rotation avec un moment de 1Nm.

Les répartitions des déplacements dans les disques intervertébraux pour les deux types de comportements linéaire et non linéaire sont présentées dans la figure 11. On peut observer que les zones qui ont subi un déplacement important sont localisés dans les régions antérieures à droite sur la face en contact avec la vertèbre C5. Par contre, le plus faible déplacement est constaté au niveau des zones en contact avec la vertèbre C6 et au centre du disque. En outre, une légère différence a été constatée entre les déplacements obtenus par les trois modèles non linéaires. Il est à noter aussi que le déplacement maximal obtenu par le modèle élastique linéaire ($U_{max} = 0.71mm$) est environ trois fois celui obtenu par le modèle hyper élastique non linéaire ($U_{max} \sim 0.22mm$) sous l'effet de la variation du coefficient de Poisson. A partir des résultats des contraintes et des déplacements, on peut prévoir que le cisaillement du disque sous l'effet de rotation à droite aura lieu du côté droit de la zone antérieure.

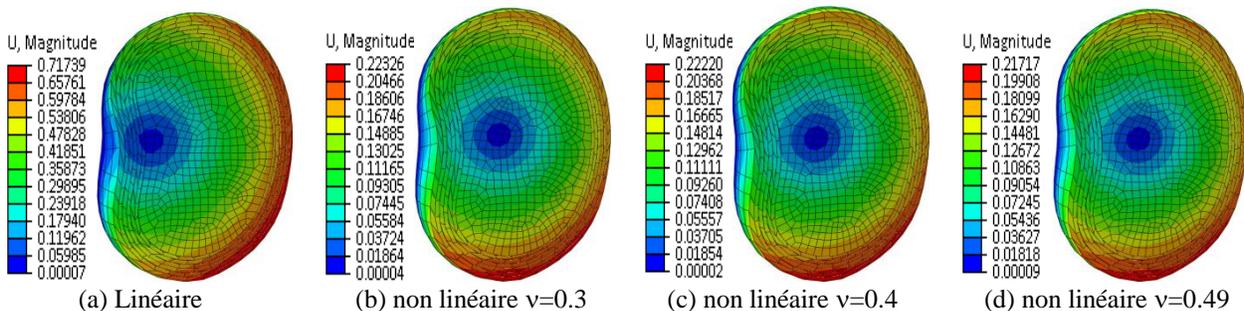


Fig. 11. Distribution des déplacements au sein des disques intervertébraux dans le cas de rotation avec un moment de 1Nm.

5.2. Comportement en compression

Afin de comprimer l'unité fonctionnelle, une force de compression de 1N a été appliquée à la vertèbre supérieure C5 et la partie inférieure de la vertèbre C6 étant bloquée en déplacement (Fig. 12). Les résultats obtenus pour les contraintes de Von Mises et les déplacements au sein du disque intervertébral sont présentés respectivement sur les figures 13 et 14. On peut remarquer que les contraintes de Von Mises obtenues par le modèle linéaire sont largement inférieures à celles obtenues par le modèle non linéaire. De plus, nous avons remarqué que plus la valeur du coefficient de Poisson ν augmente plus la contrainte de Von Mises diminue pour les modèles non linéaires. En comparaison avec les résultats obtenus pour la sollicitation de rotation, une légère différence a été

constatée. On peut observer également que les concentrations de contraintes sont localisées sur le coté gauche du disque intervertébral au sein de la face en contact avec la vertèbre C5. Ceci peut être attribué à la variation de la section du disque intervertébral. En outre, pour les trois cas non linéaires, on enregistre une faible répartition de contrainte dans le noyau du disque intervertébral ($\sigma_{VMises} < 0.2MPa$). Par contre pour le cas du modèle linéaire, plus on s'éloigne du centre du disque plus les contraintes augmentent.

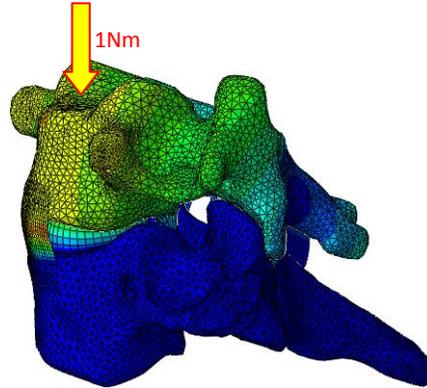


Fig. 12. Déplacement de l'unité fonctionnelle au cours du mouvement de compression.

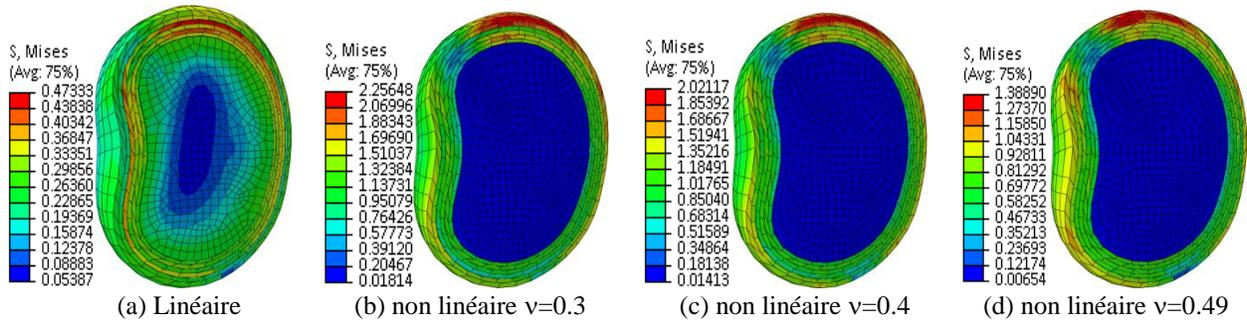


Fig. 13. Distribution des contraintes de Von Mises au sein des disques intervertébraux dans le cas de compression avec une force de 1N.

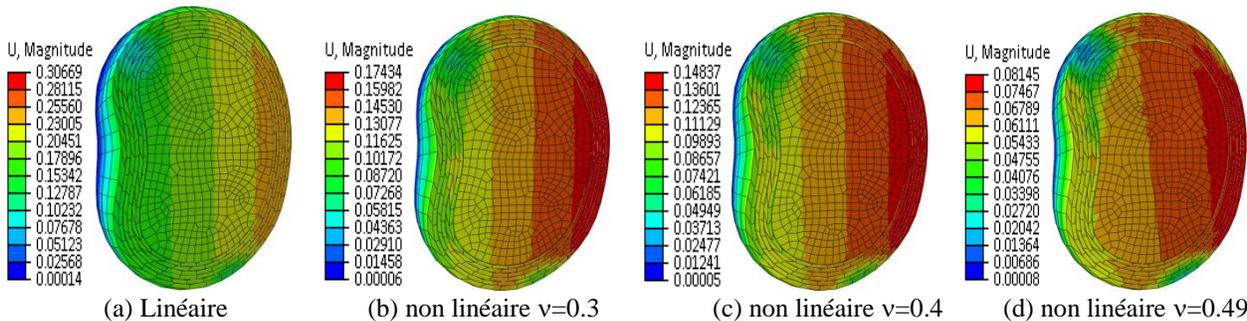


Fig. 14. Distribution des déplacements au sein des disques intervertébraux dans le cas de compression avec une force de 1N.

Pour le cas de distribution des déplacements équivalents comme illustre la figure 14, on peut observer que les valeurs les plus faibles sont obtenues pour le cas du comportement non linéaire avec un coefficient de Poisson de 0.49. En effet, plus ce coefficient augmente plus les déplacements diminuent. En plus pour les quatre cas considérés, on distingue bien une dissymétrie des déplacements entre les parties antérieure et postérieure. Les

valeurs les plus élevées sont localisés au niveau de la partie antérieure en contact avec la vertèbre C5. Les disques pour lesquels $\nu = 0.3$ et 0.4 illustrent des déplacements relativement importants par rapport à ceux du disque où le coefficient de Poisson est de 0.49 . En comparaison avec les résultats de la rotation, ces derniers sont relativement inférieurs et présentent par conséquent le moindre risque.

6. Conclusion

Dans cette étude, nous avons présenté une modélisation numérique du comportement du disque intervertébral de l'unité fonctionnelle C5-C6 par la méthode des éléments finis. Afin d'obtenir une géométrie précise des différentes sous-structures anatomiques, une procédure de conversion de données tomographiques vers un logiciel d'éléments finis a été mise au point. Une loi hyperélastique de type Mooney-Revlin a été identifiée en utilisant des données expérimentales extraites de la littérature. Après la validation du modèle, une analyse des contraintes de Von Mises et des déplacements équivalents sous l'action d'une rotation et d'une compression a été présentée. Les résultats obtenus montrent que le cisaillement du disque sous l'effet d'une rotation à droite peut avoir lieu du côté droit de la zone antérieure. Par contre pour le cas de compression les déplacements maximaux sont localisés au milieu de la partie antérieure de l'anneau fibreux. De plus, nous avons constaté que la sollicitation de rotation présente un risque plus marquant que celle de la compression.

Enfin, nous tenons à signaler que cette étude a permis d'ouvrir de nombreuses perspectives pour l'amélioration de la modélisation au niveau de la colonne vertébrale toute entière et par suite l'optimisation de la pose et du développement d'une prothèse discale.

Références

- [1] R.P. Crawford, C.E. Cann, T.M. Keaveny, Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography, *Bone*, 33(4) (2003): 744-750.
- [2] J.A. DeWit, D.S. Cronin, Cervical spine segment finite element model for traumatic injury prediction, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 10 (2012): 138-150.
- [3] M.B. Panzer, J.B. Fice, Cronin D.S., Cervical spine response in frontal crash, *Medical Engineering & Physics* 33 (2011): 1147-1159.
- [4] C.M. Whyne, S.S. Hu, J.C. Lotz, Parametric finite element analysis of vertebral bodies affected by tumors. *Journal of Biomechanics*, 34(10) (2001):1317-1324.
- [5] M. Hussain, R.N. Natarajan, G. Chaudhary, H.S. An, G.B.J. Andersson, Relative contributions of strain-dependent permeability and fixed charged density of proteoglycans in predicting cervical disc biomechanics: A poroelastic C5-C6 finite element model study, *Medical Engineering & Physics* 33 (2011): 438-445.
- [6] A. Chagnon, Etude biomécanique de la dégénérescence du disque intervertébral à l'aide d'un modèle éléments finis poroélastique, Thèse de l'Université de Montréal, (2009).
- [7] C.M. Goreham-Voss, P.J. Hyde, R.M. Hall, J. Fisher, T.D. Brown, Cross-shear implementation insliding-distance-coupled finite element analysis of wear in metal-on-polyethylene total joint arthroplasty: Intervertebral total disc replacement as an illustrative application, *Journal of Biomechanics* 43 (2010): 1674-1681.
- [8] A. Faizan, V.K. Goel, A. Biyani, S.R. Garfin, Bono C.M., Adjacent level effects of bi level disc replacement, bi-level fusion and disc replacement plus fusion in cervical spine- a finite element based study, *Clinical Biomechanics* 27 (2012): 226-233.
- [9] H.W. Ng, E.C. Teo, Nonlinear finite-element analysis of the lower cervical spine (C4-C6) under axial loading, *J. Spinal Disord.* 14 (3) (2001): 201-210.
- [10] M. Mooney, A theory of large elastic deformation, *Journal of Applied Physics*, 11(9) (1940): 582-592.
- [11] V.K. Goel, J.D. Clausen, Prediction of load sharing among spinal components of a C5-C6 motion segment using the finite element approach, *Spine*, 23 (6) (1998): 684-69.
- [12] S. Ebara, J.C. Iatridis, L.A. Setton, R.J. Foster, V.C. Mow, M. Weidenbaum, Tensile properties of nondegenerate human lumbar annulus fibrosus, *Spine*, 21 (1996): 452-461.
- [13] V.K. Goel, Prediction of load sharing among spinal components of a C5-C6 motion segment using the FE approach. *Spine*, 23(6) (1998): 684-91.
- [14] S.K. Ha, Finite element modeling of multi level cervical spinal segments (C3-C6) and biomechanical analysis of an elastomer-type prosthetic disc. *Medical Engineering & Physics* 28 (6) (2006): 534-541.